

Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

Minimalisierung
der Strahlendosis

Filter

Kollimator

Optimale
Härte der
Strahlung

Abstand

Erhöhung der
Bildqualität
(Bildschärfe)

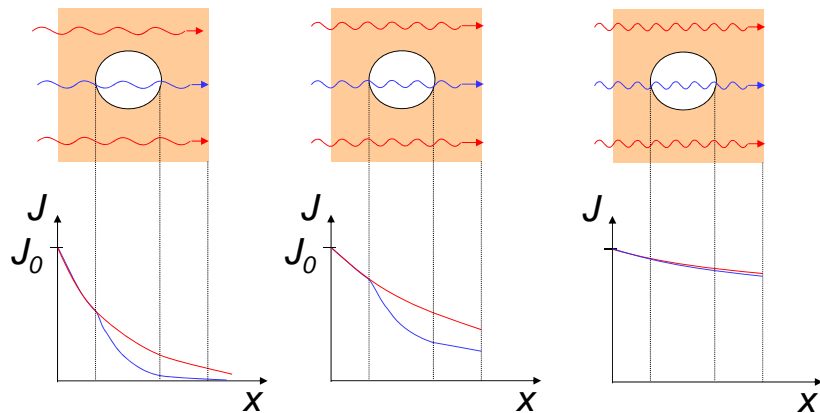
Fokus

Streustrahlungsraster

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

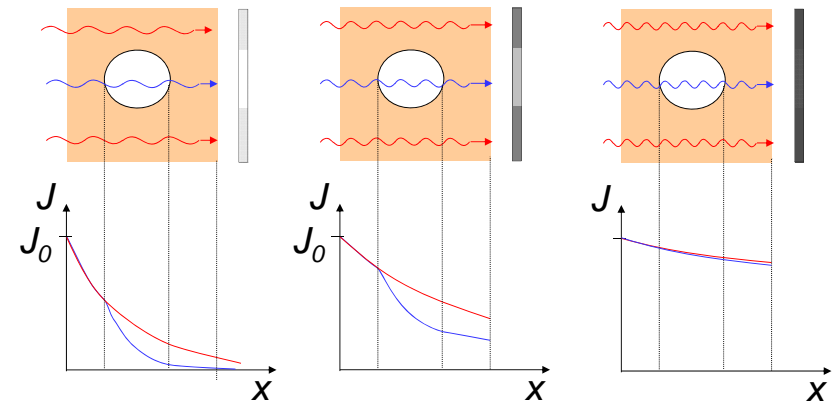
weiche Str.

harte Str.

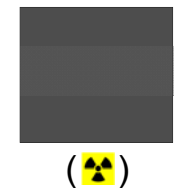
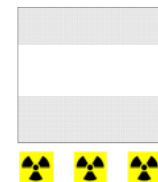


weiche Str.

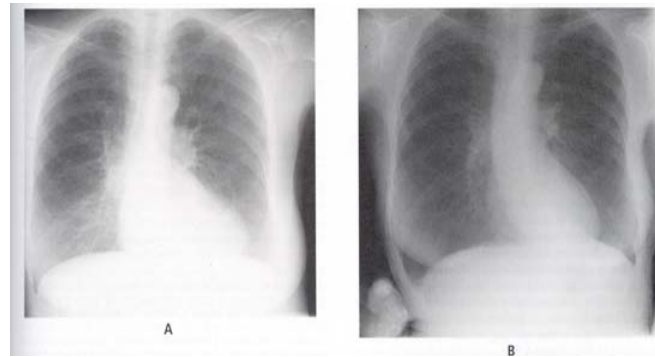
harte Str.



Film-
auf-
nahme

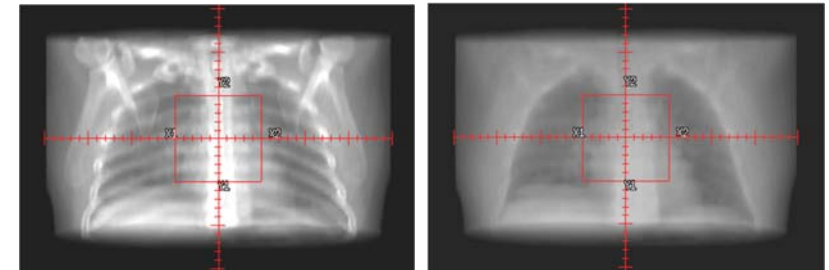


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

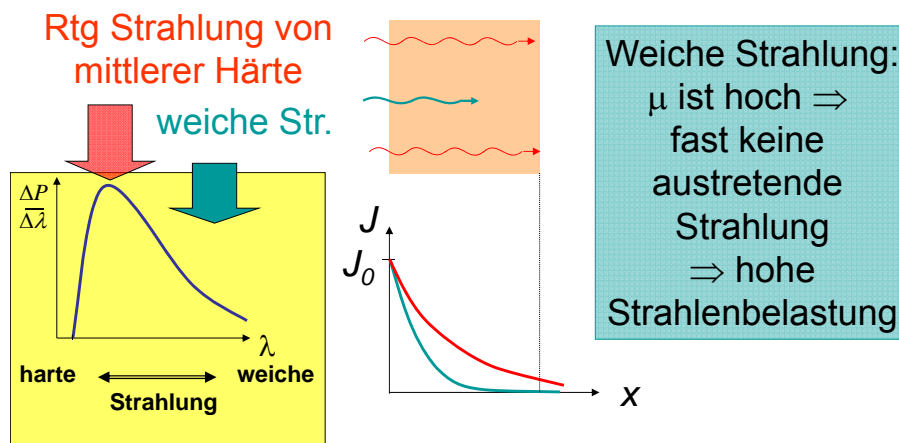
2 MeV

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

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

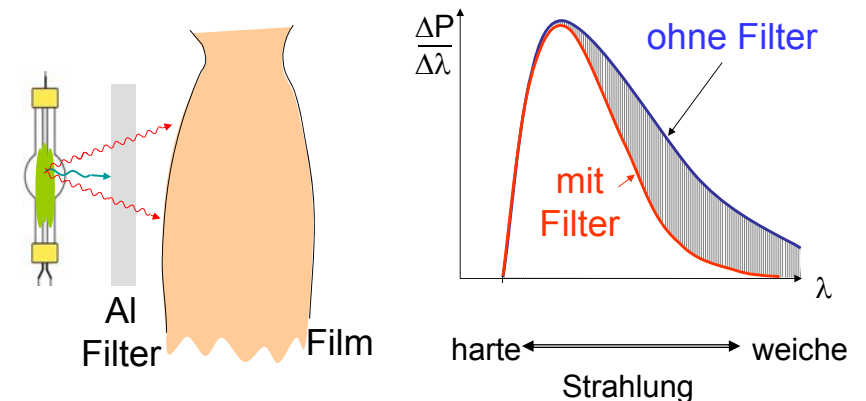
Anwendung eines Filters:

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



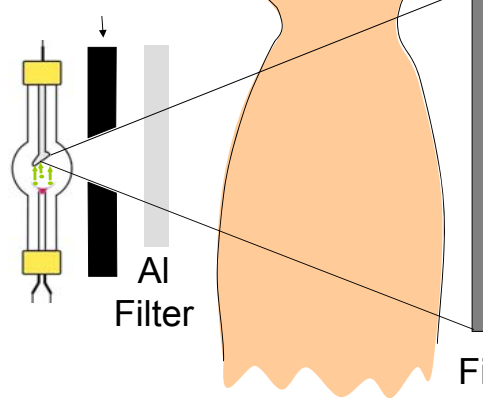
Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



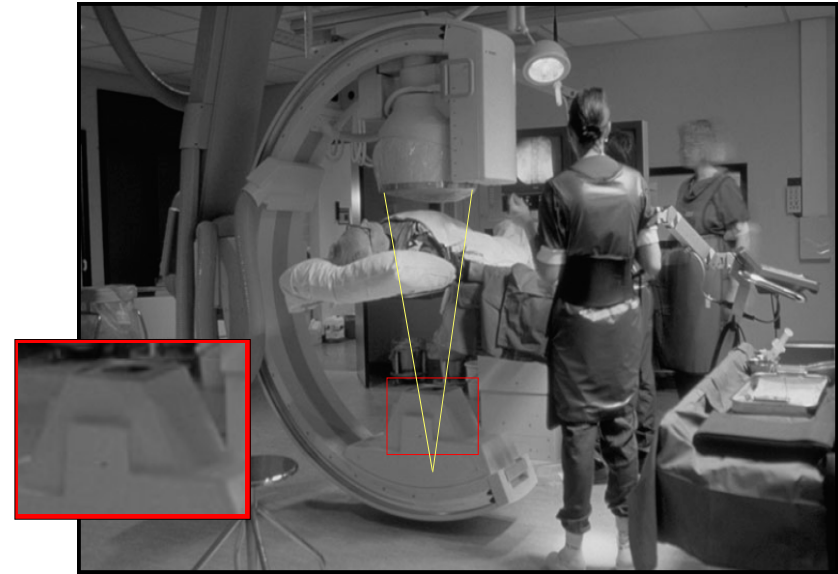
Kollimator

Bleikollimator



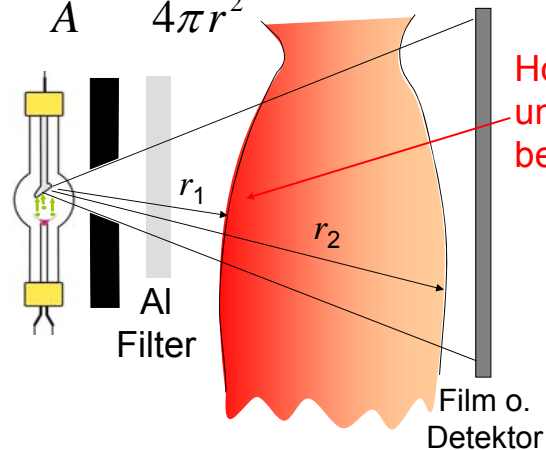
Nur die zu untersuchende Körperteile werden bestrahlt:
-Strahlenschutz
-Reduzierung der Streustrahlung

Film o. Detektor



Abstand und Strahlenbelastung

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



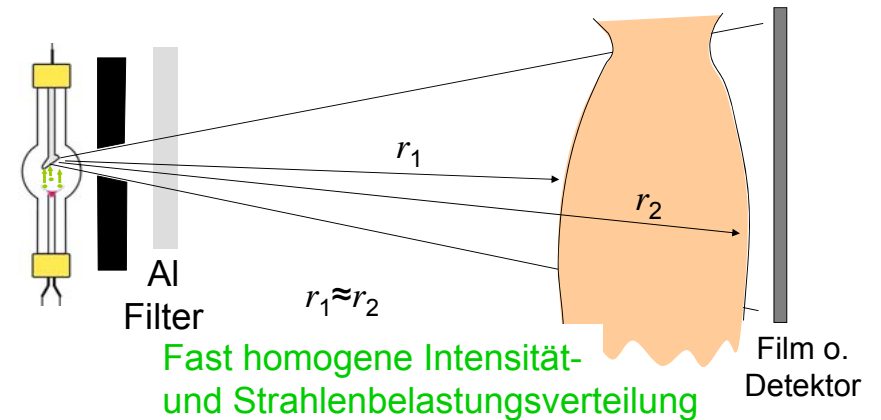
$$r_1 \ll r_2$$

Hohe Intensität und Strahlenbelastung

Film o. Detektor

Abstand und Strahlenbelastung

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

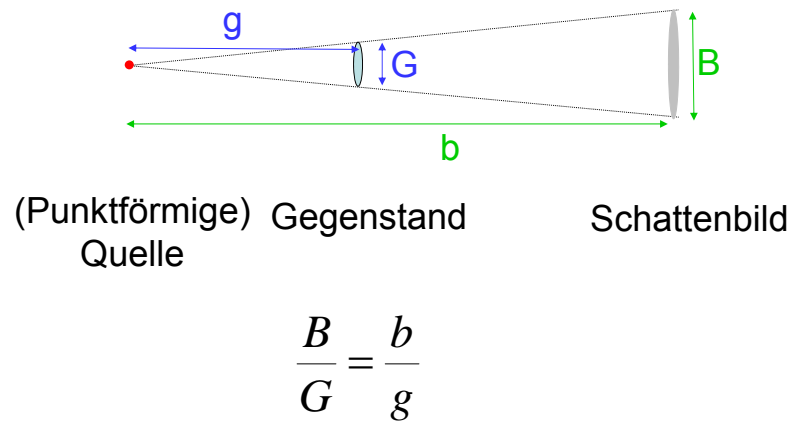


$$r_1 \approx r_2$$

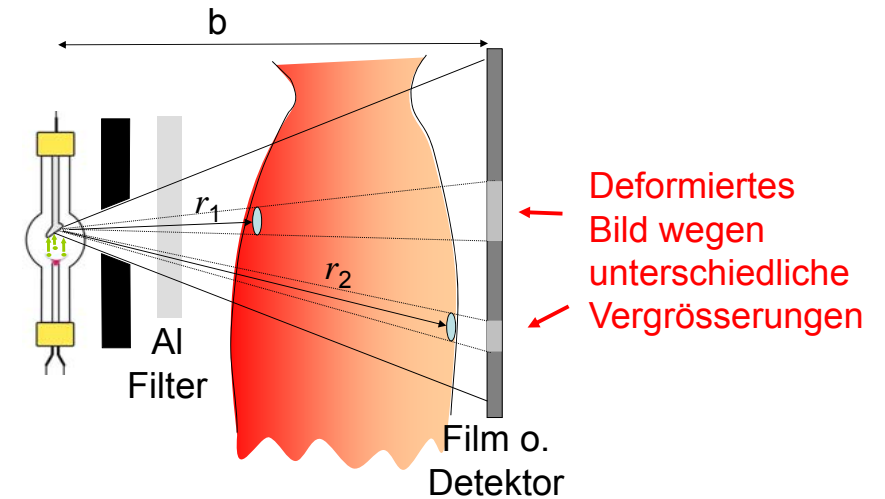
Fast homogene Intensität- und Strahlenbelastungsverteilung

Film o. Detektor

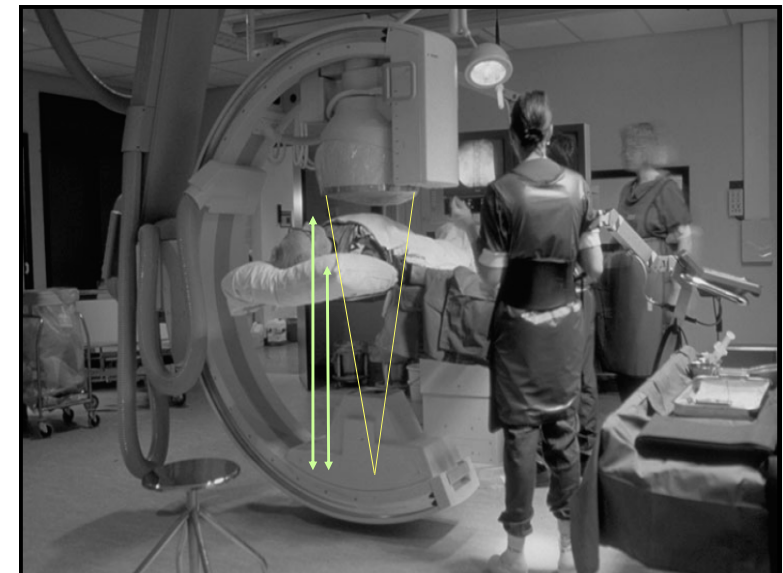
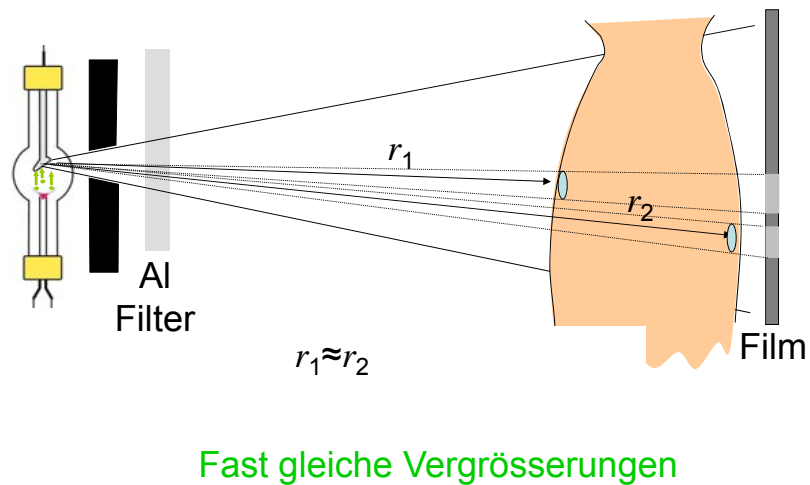
Vergrößerung des Schattenbildes



Abstand und Bildqualität

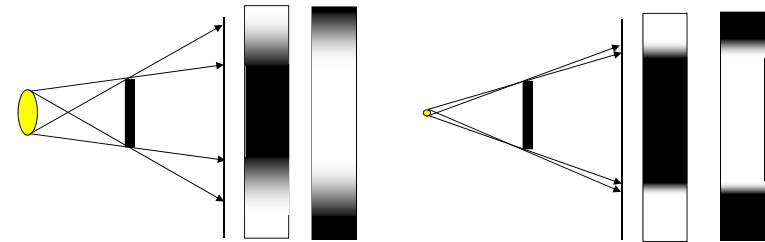


Abstand und Bildqualität





Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

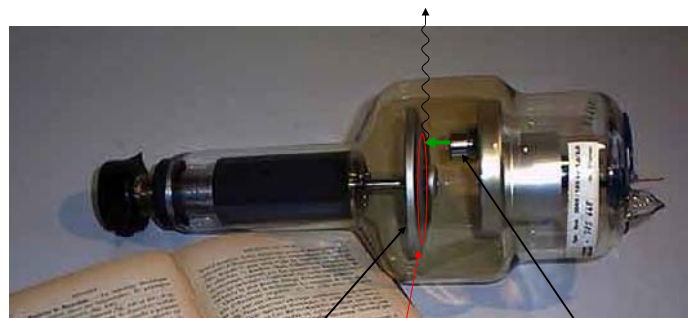


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



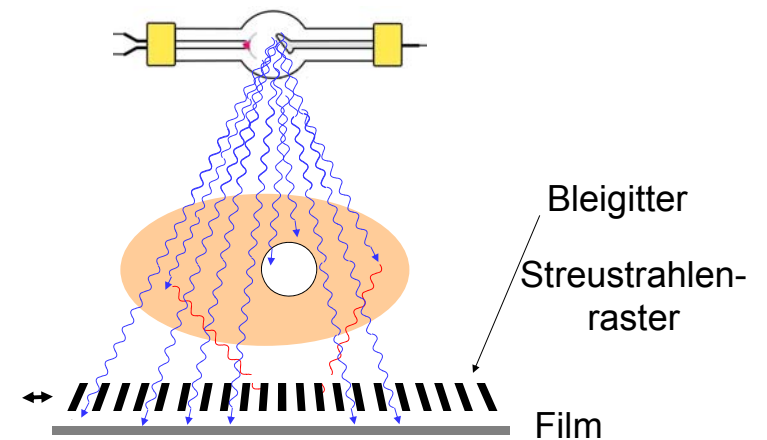
Drehanode

Kathode

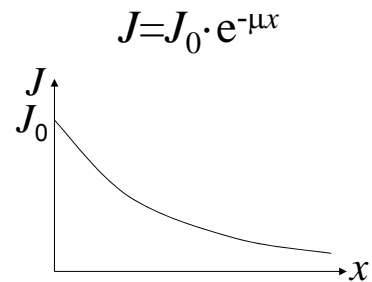
Wärme ist verteilt

Kühlung!

Minimalisierung der Streustrahlung

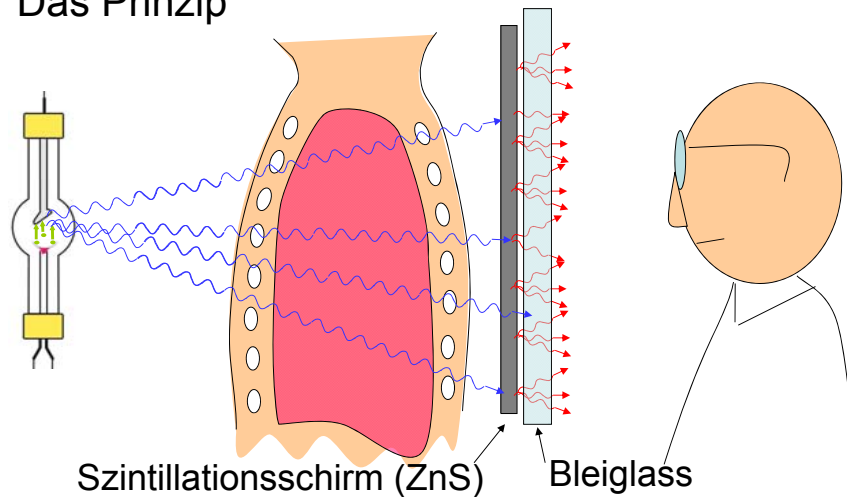


Rolle der Schichtdicke

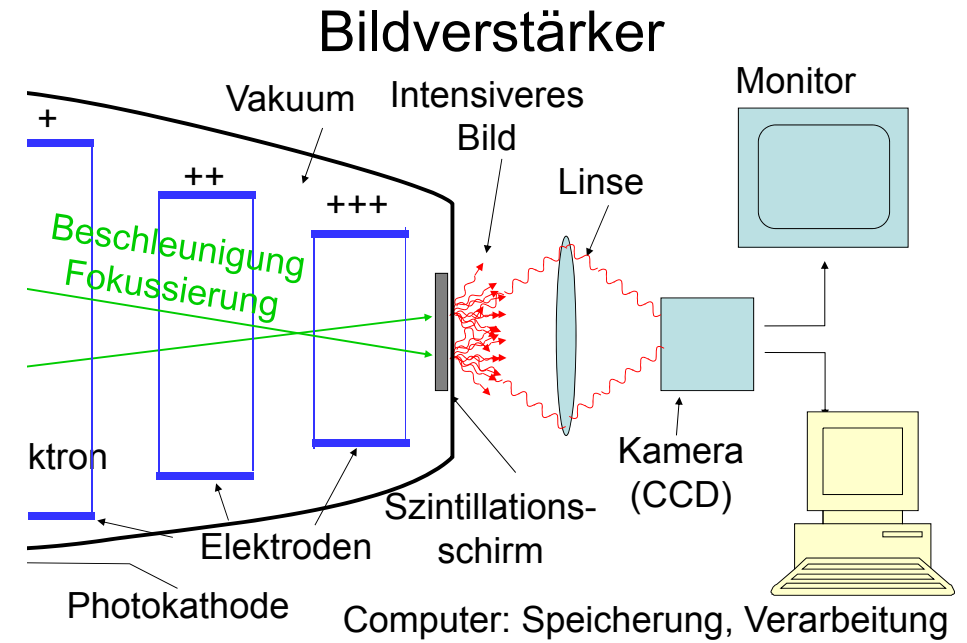
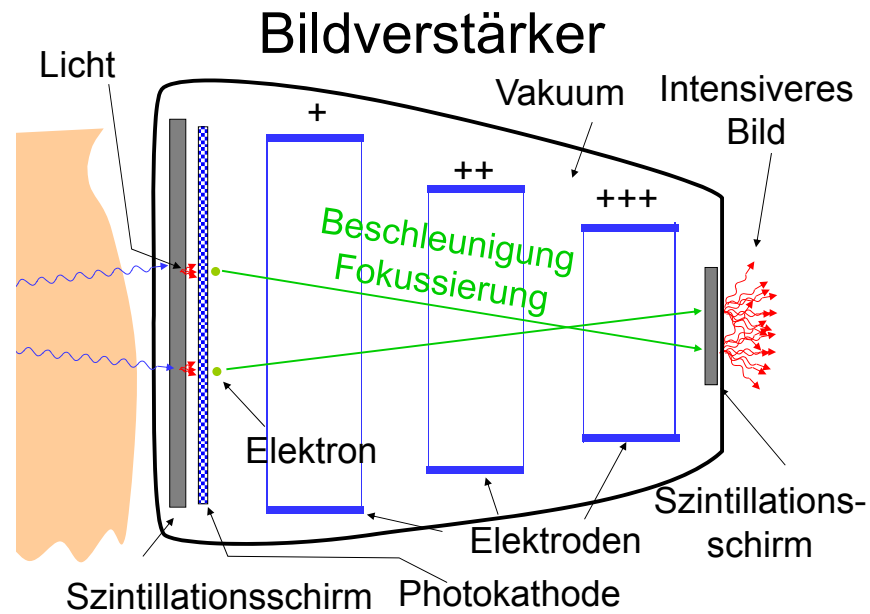


Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip

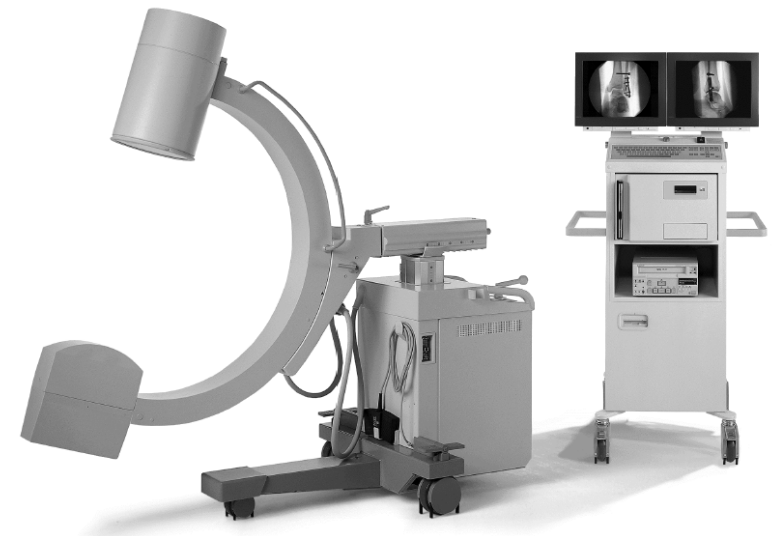


- Vorteile:
 - keine Entwicklungszeit
 - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
 - Nachteile:
 - hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
 - schwaches Licht (dunkler Raum)
- ⇒ Bildverstärker



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



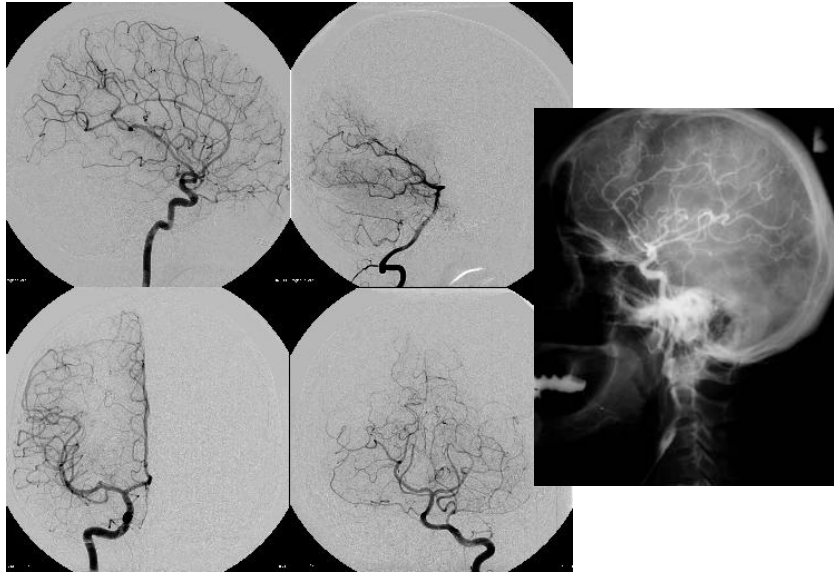
Direkte digitale Röntgentechnik

- 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 (zB. durch einem Katheter in die Blutgefäßen)
- Zweites Bild (Füllungsbild)
- Basisbild aus Füllungsbild abgezogen.





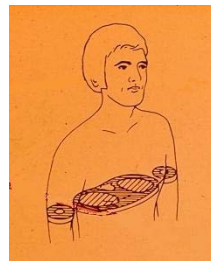
CT

- 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
• MRI • Optische (?)	• 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

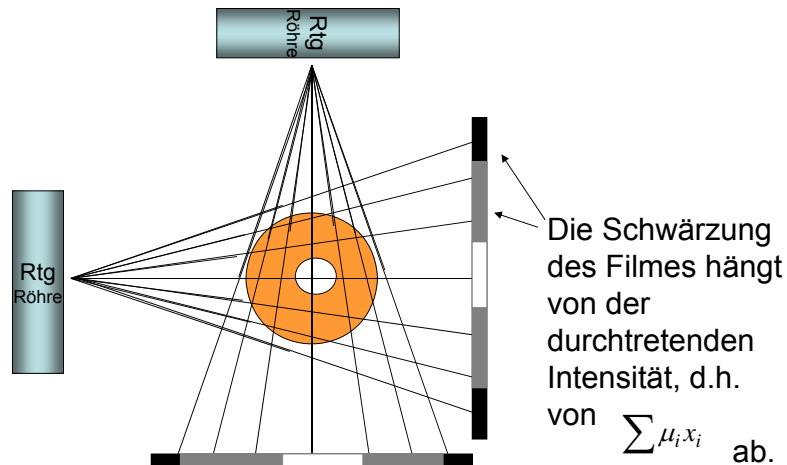
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

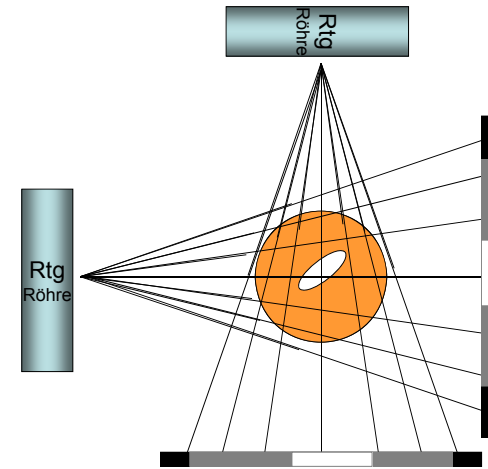
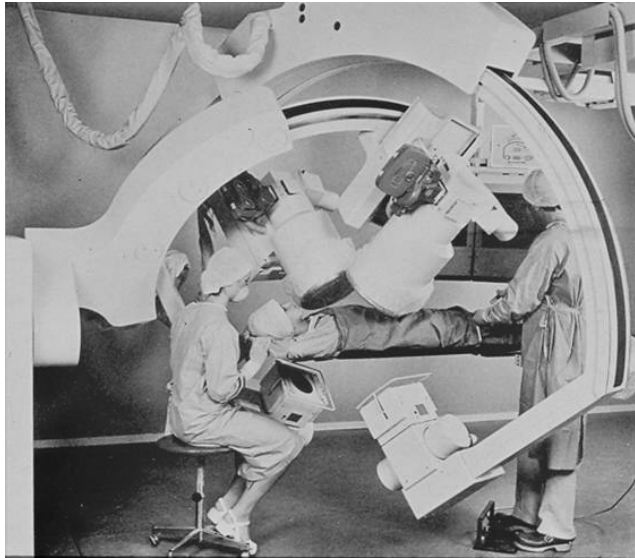


Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

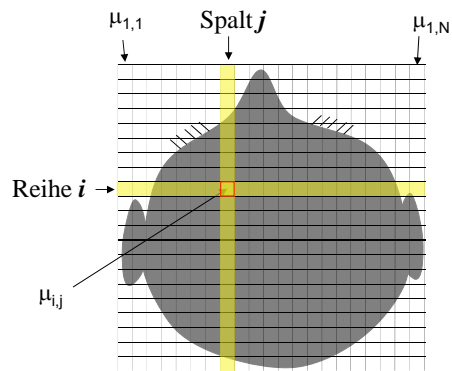
Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe





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

Grundprinzip der Computertomographie



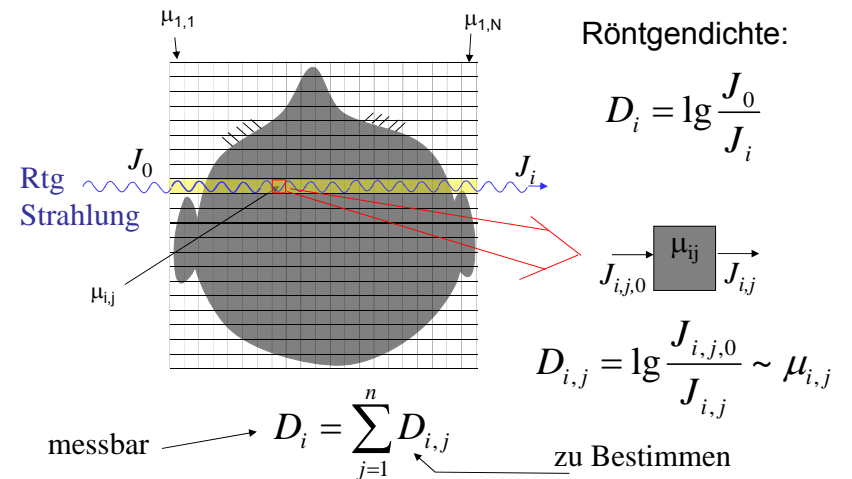
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> 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)

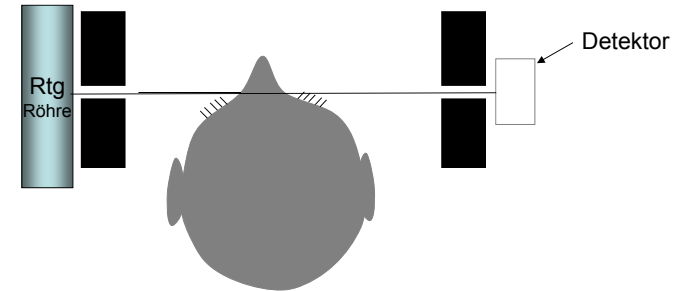
Messung und Bildrekonstruktion



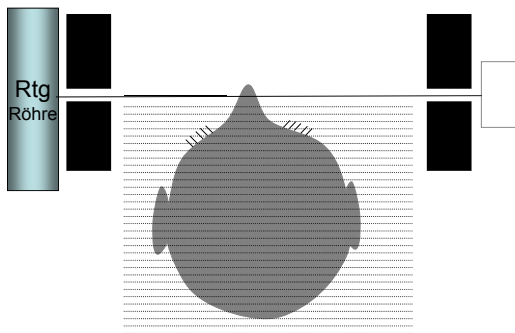
Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$ 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

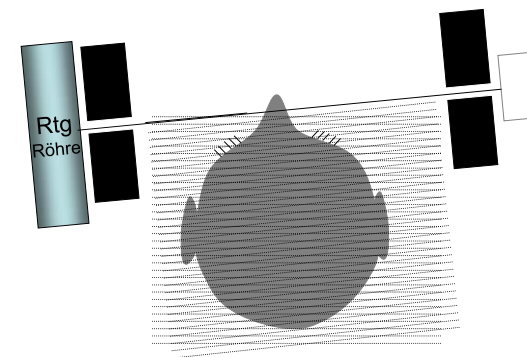
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

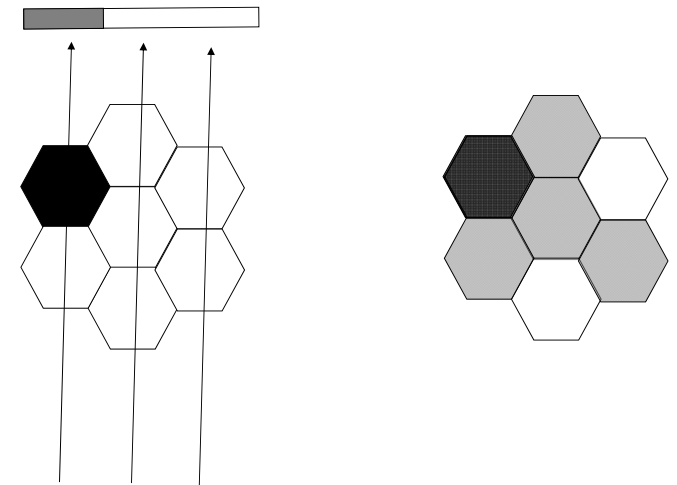
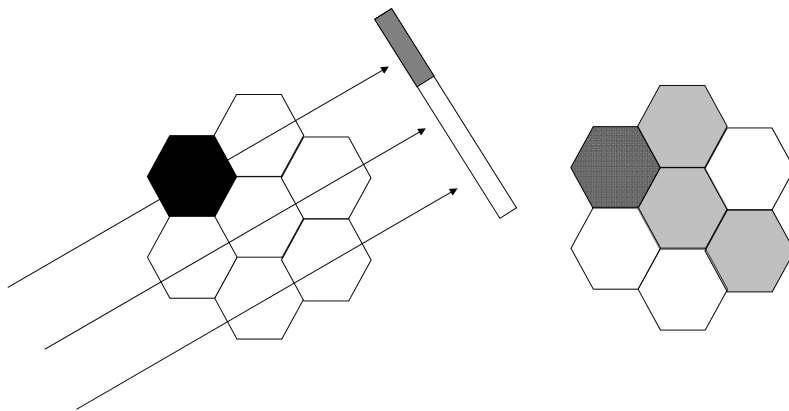
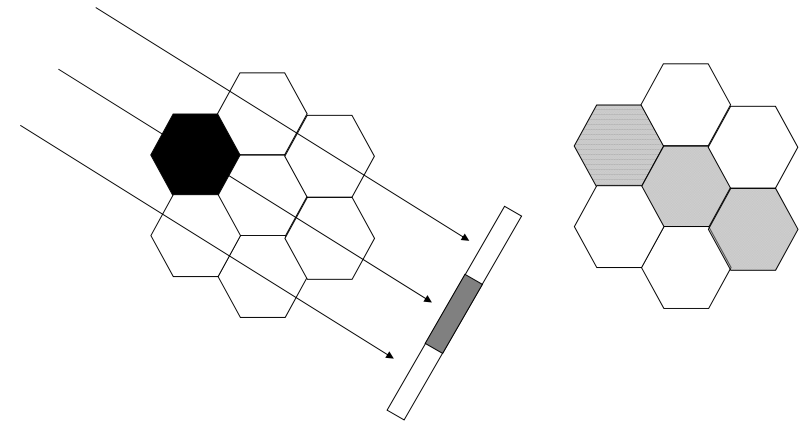
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

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

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

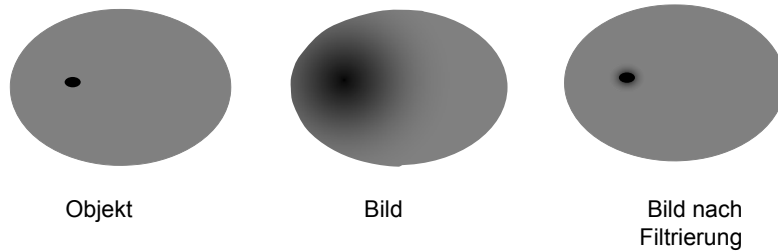
Prinzip der Rückprojektion



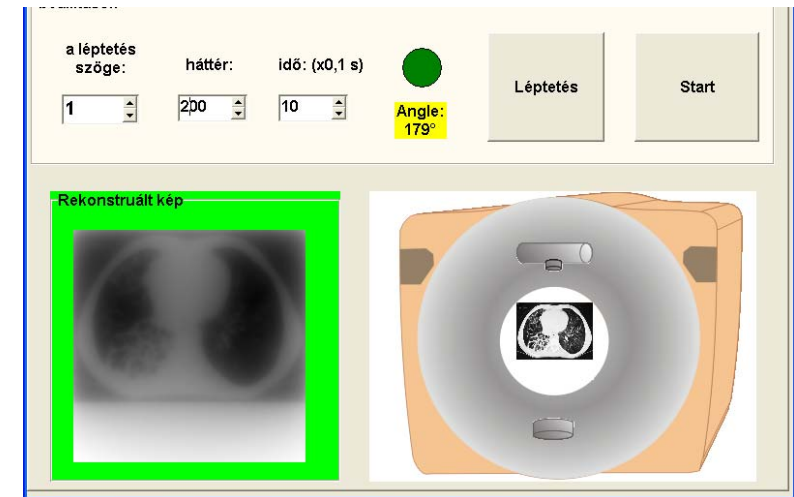
Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

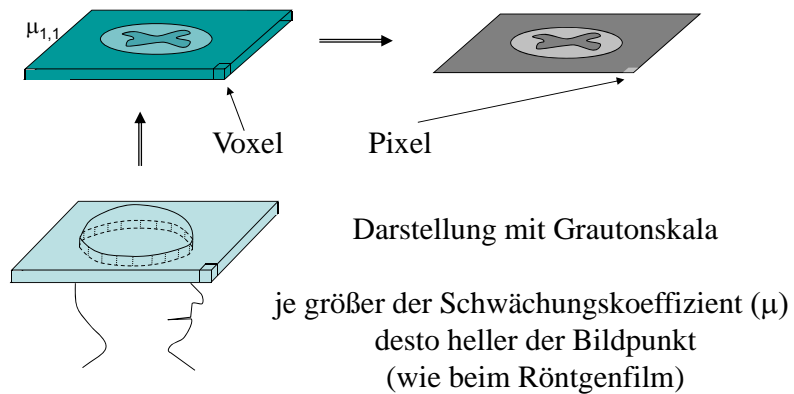
Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filterierung



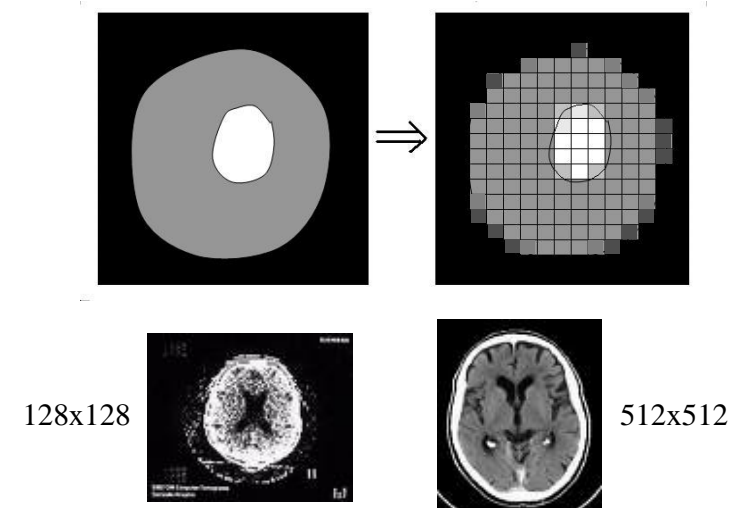
CT Demonstrationsprogram



Voxel-Pixel



Auflösung



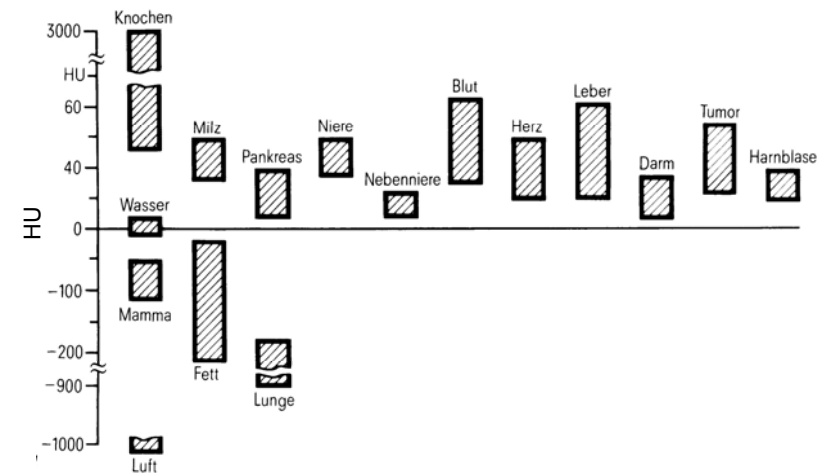
Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

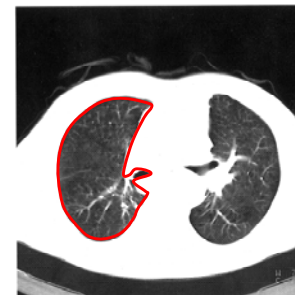
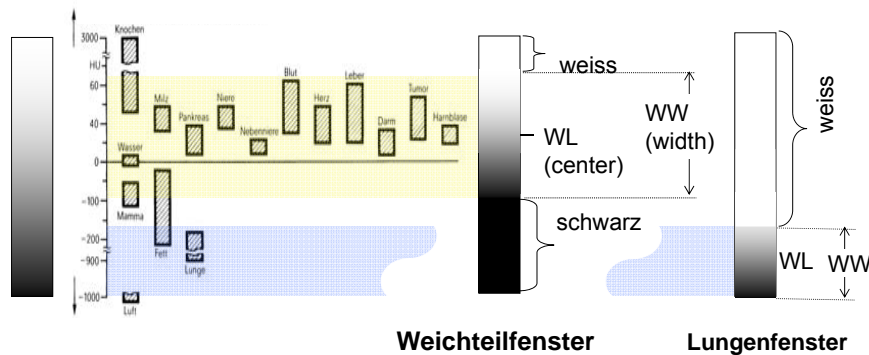
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≈ 0
Lunge	<0

CT Werte von einigen Gewebe



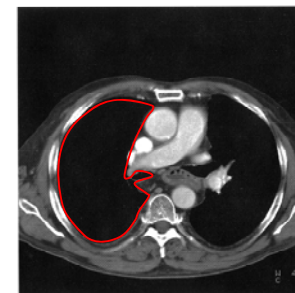
Fensterung

Grautonskala



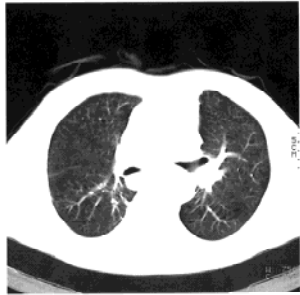
Lungenfenster

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

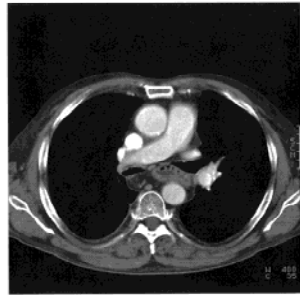


Weichteilfenster

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

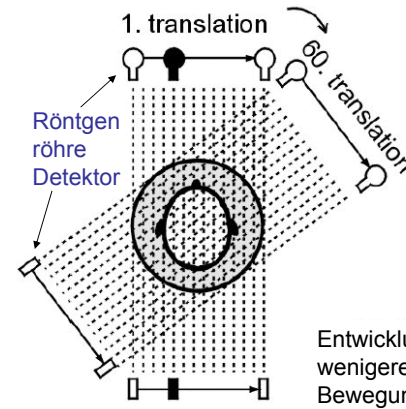


Doppelfenster

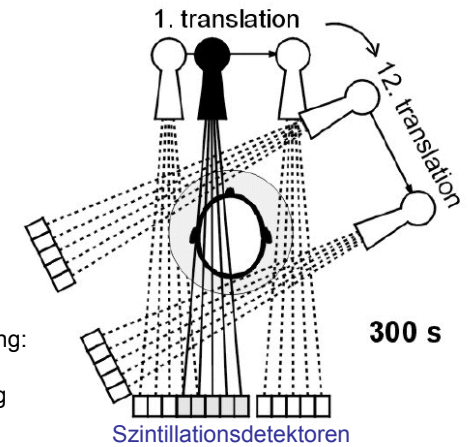


Technische Realisierung, Generationen

I. Generation



II. Generation



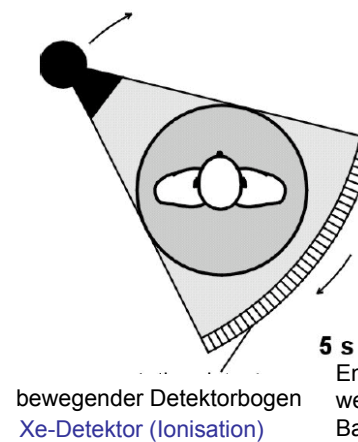
Erste Generation CT



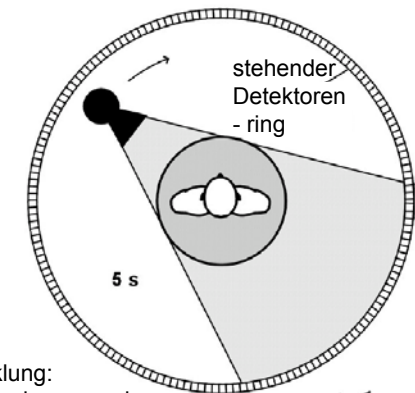
Science Museum London

Technische Realisierung, Generationen

III. Generation



IV. Generation



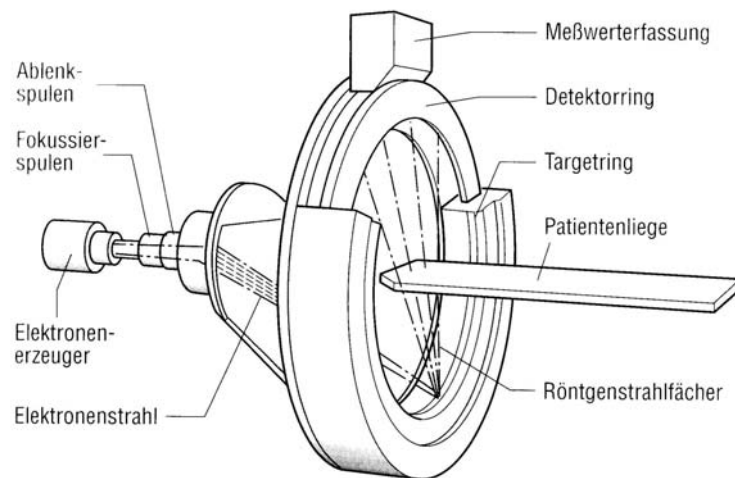
Moderne CT (3. o. 4. Generation)



Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)

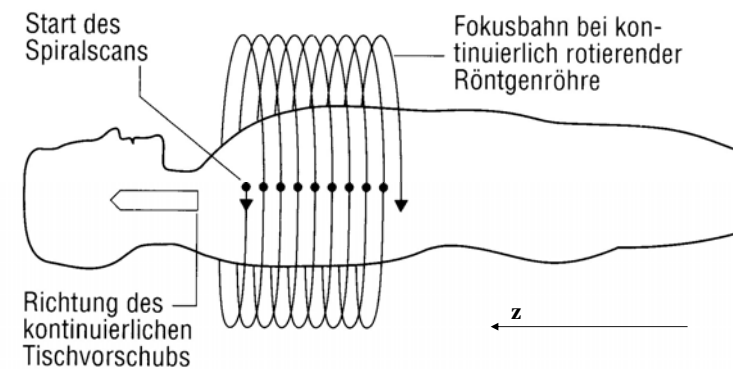


Elektronenstrahltomograph: keine bewegende Bauelemente => sehr schnelle Aufnahme (100ms)



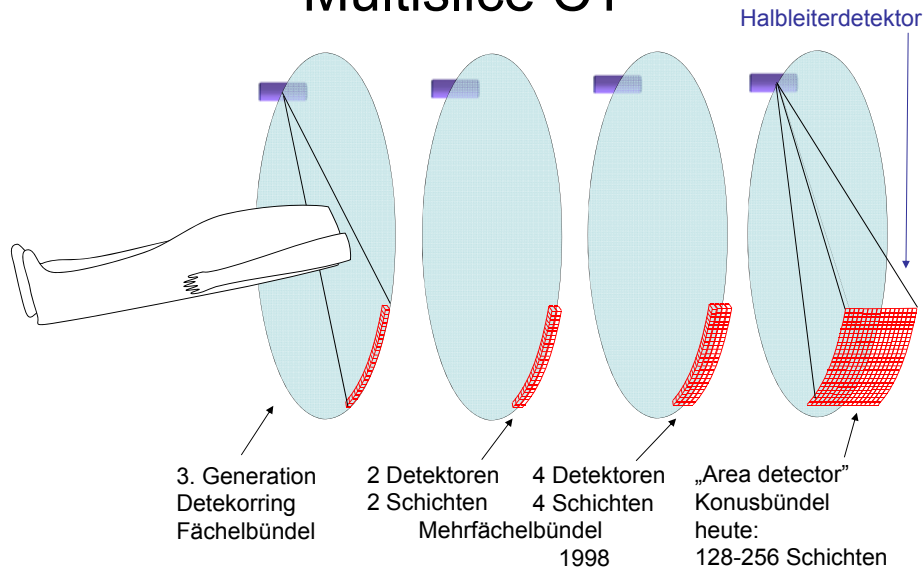
teuer, wurde nicht verbreitet

Generationen: spiral CT



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

Multislice CT



16 Schichten-CT



21 Feb. 2011

256 Schichten CT
für Kardiologische
Untersuchungen

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

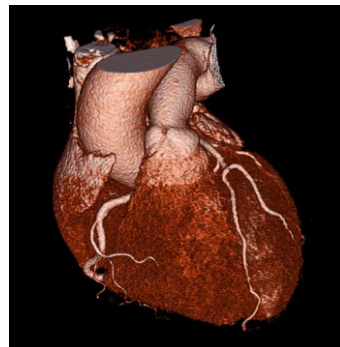
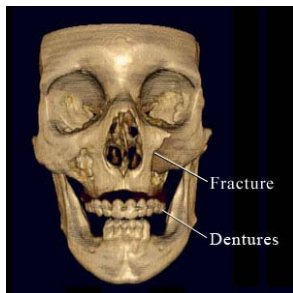
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

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!

