



Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

Minimalisierung der Strahlendosis

Filter

Kollimator

Optimale
Härte der
Strahlung

Abstand

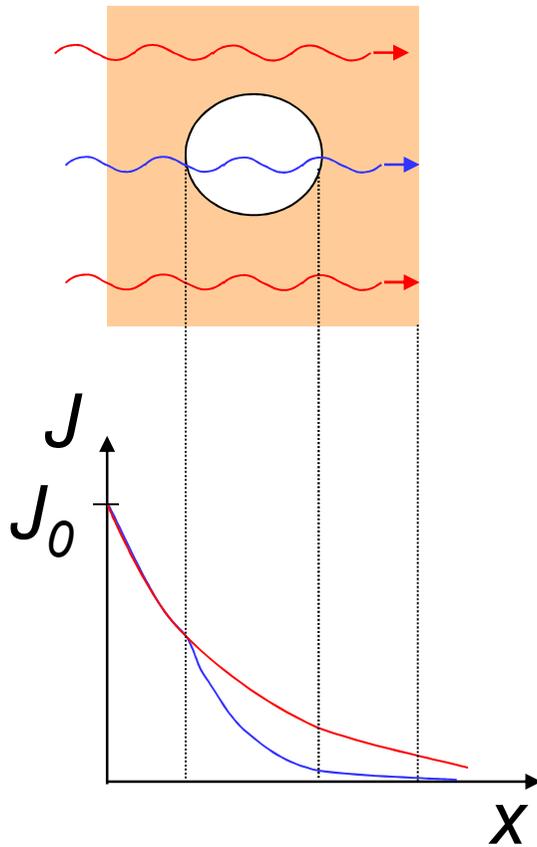
Erhöhung der Bildqualität (Bildschärfe)

Fokus

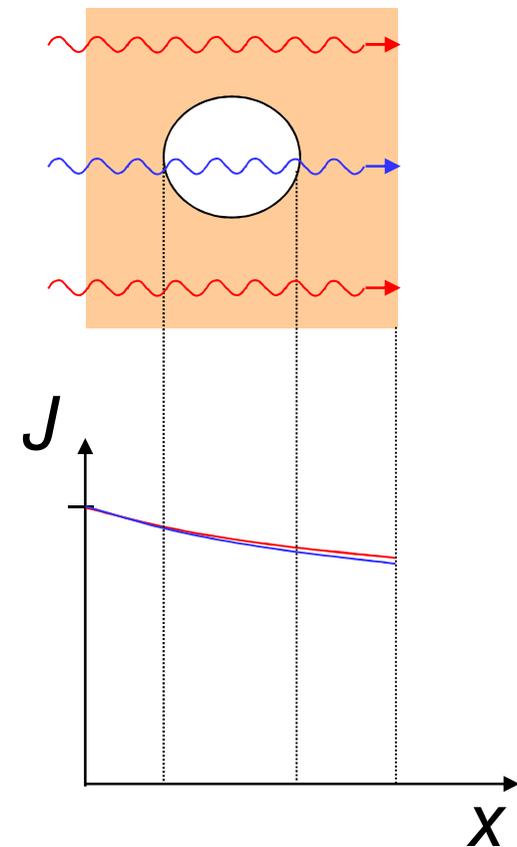
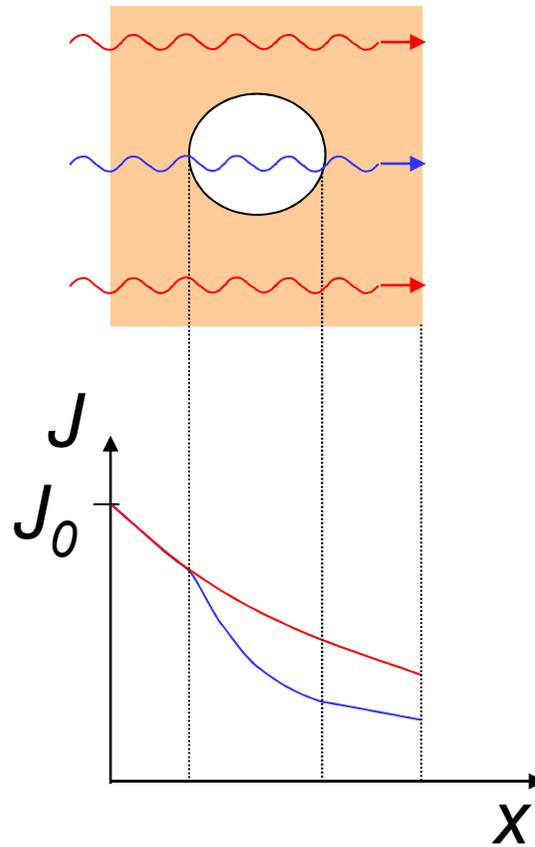
Streustrahlungsraster

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

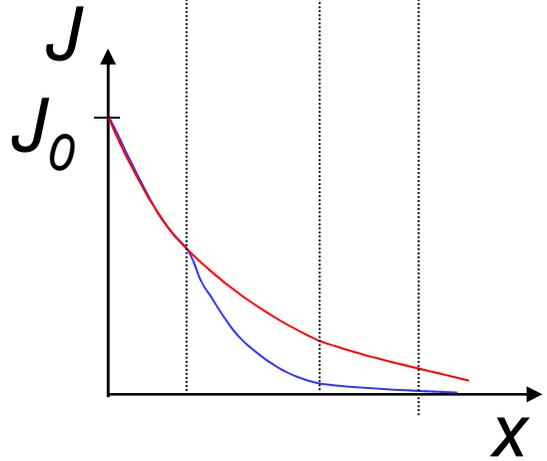
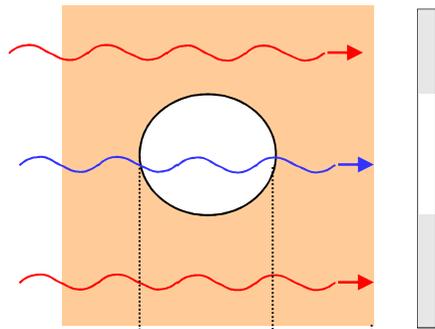
weiche Str.



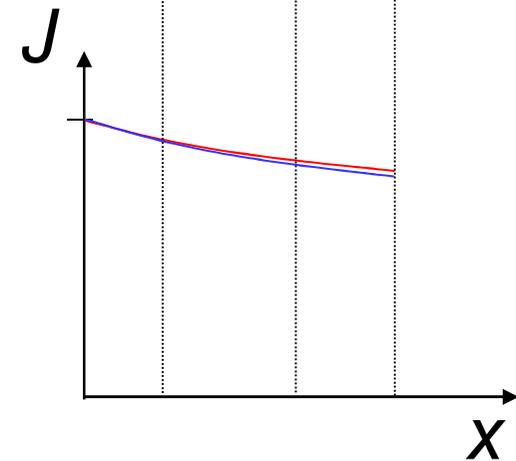
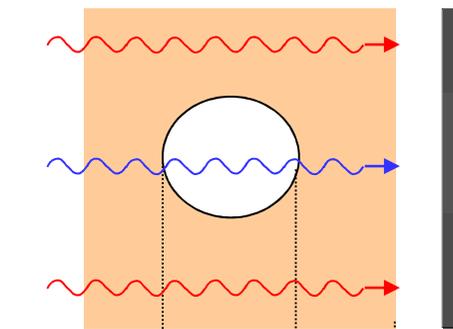
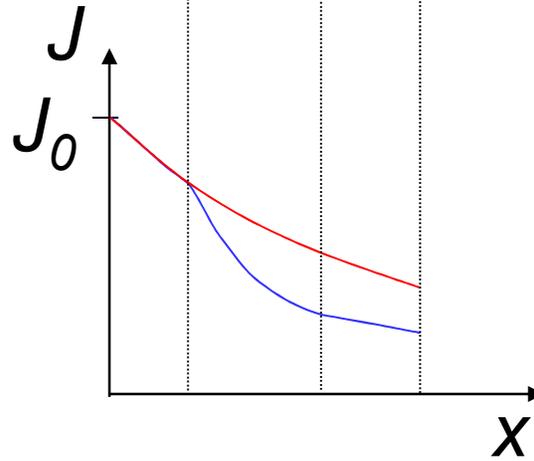
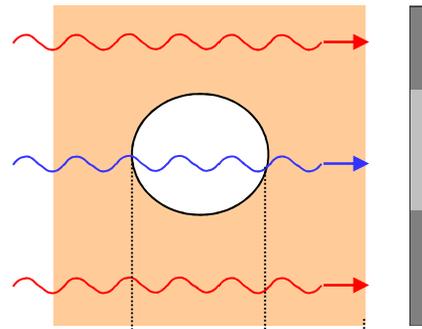
harte Str.



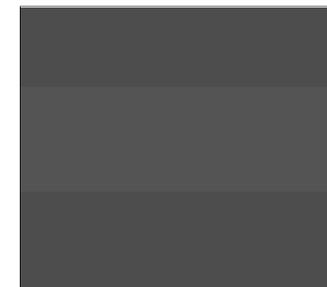
weiche Str.



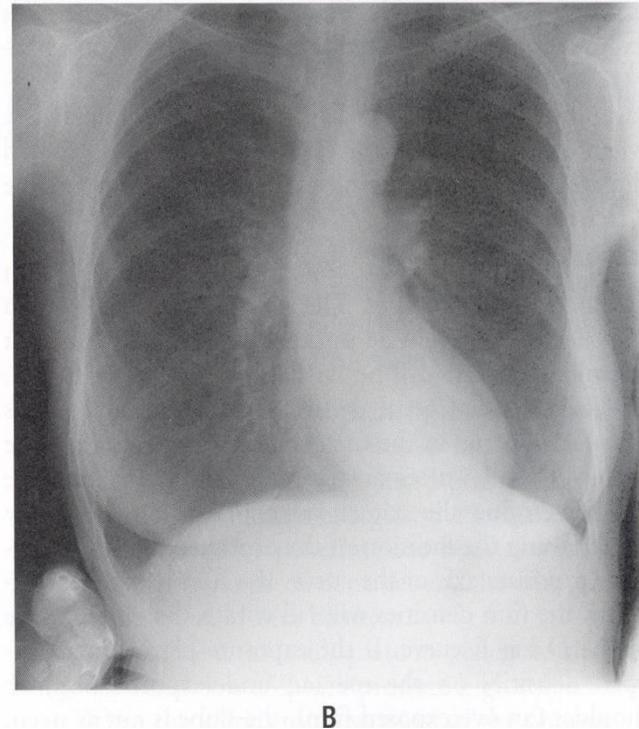
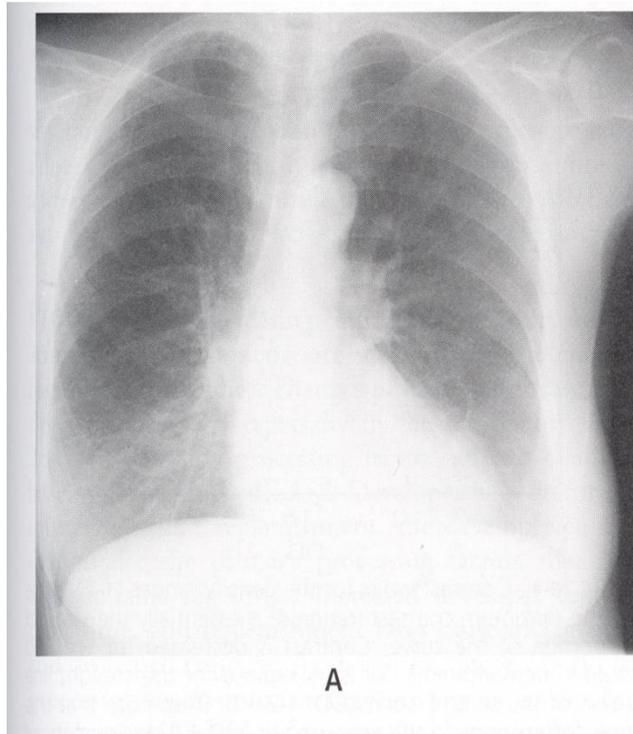
harte Str.



Film-
auf-
nahme

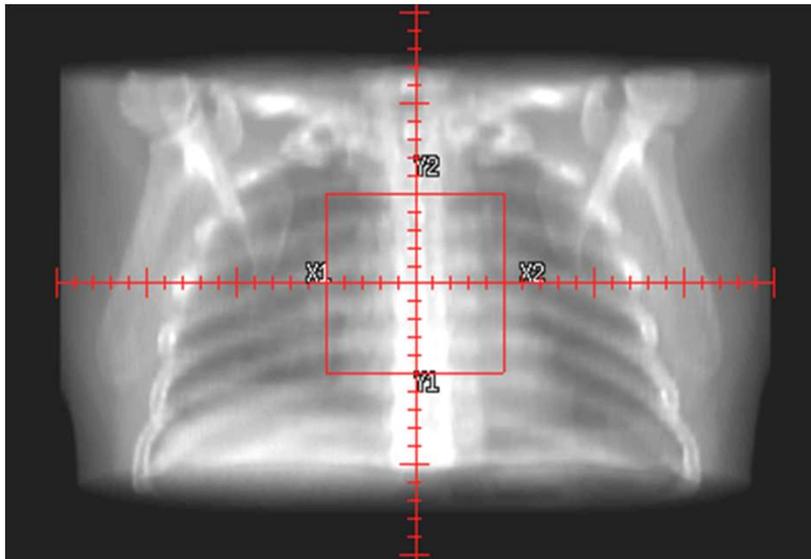


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



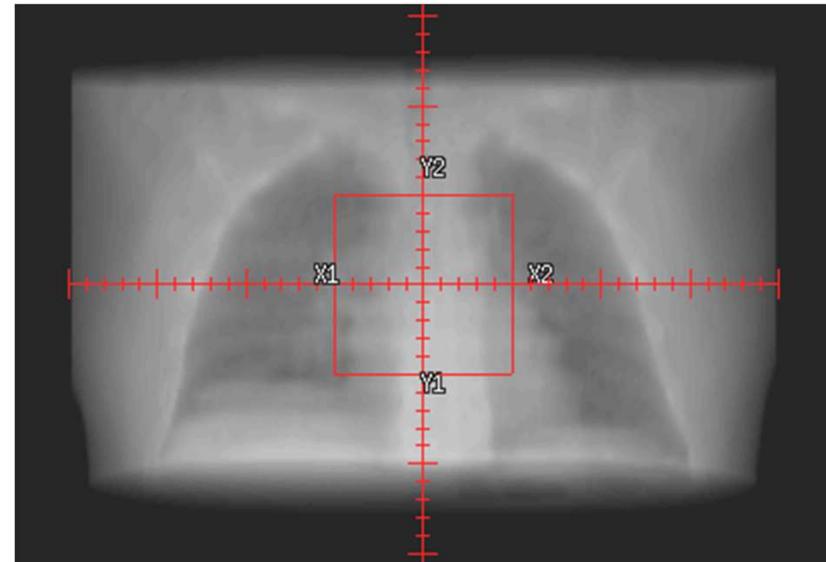
$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

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



2 MeV

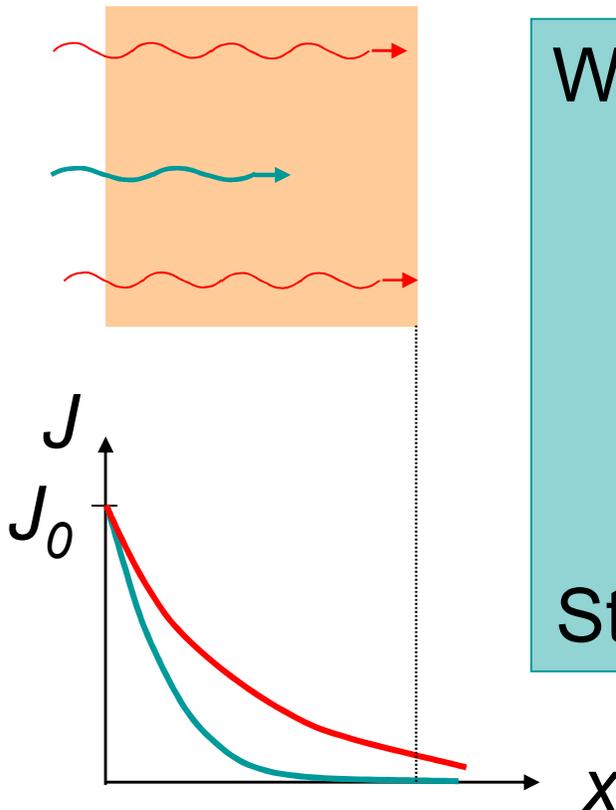
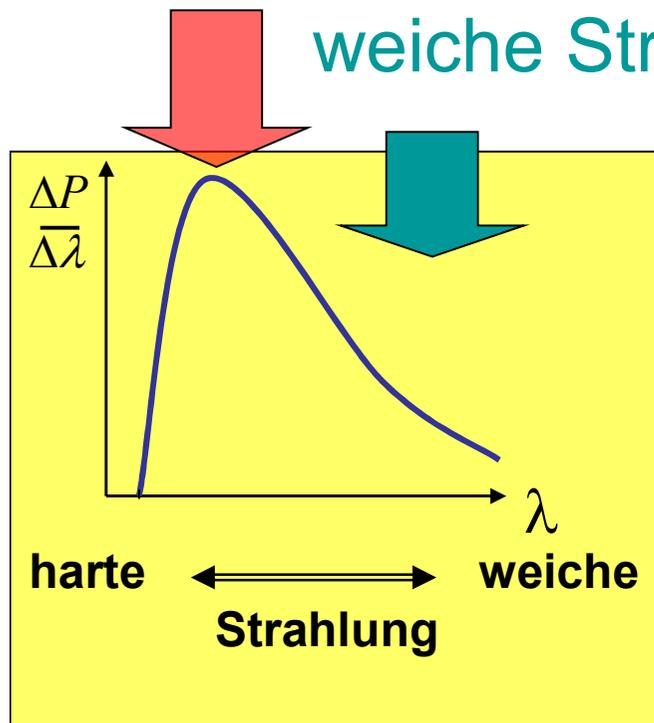
Photoeffekt: 0 %
Compton: 99 %
Paarbildung: 1 %

Anwendung eines Filters:

Schwächung der weichen und harten Röntgenstrahlung

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

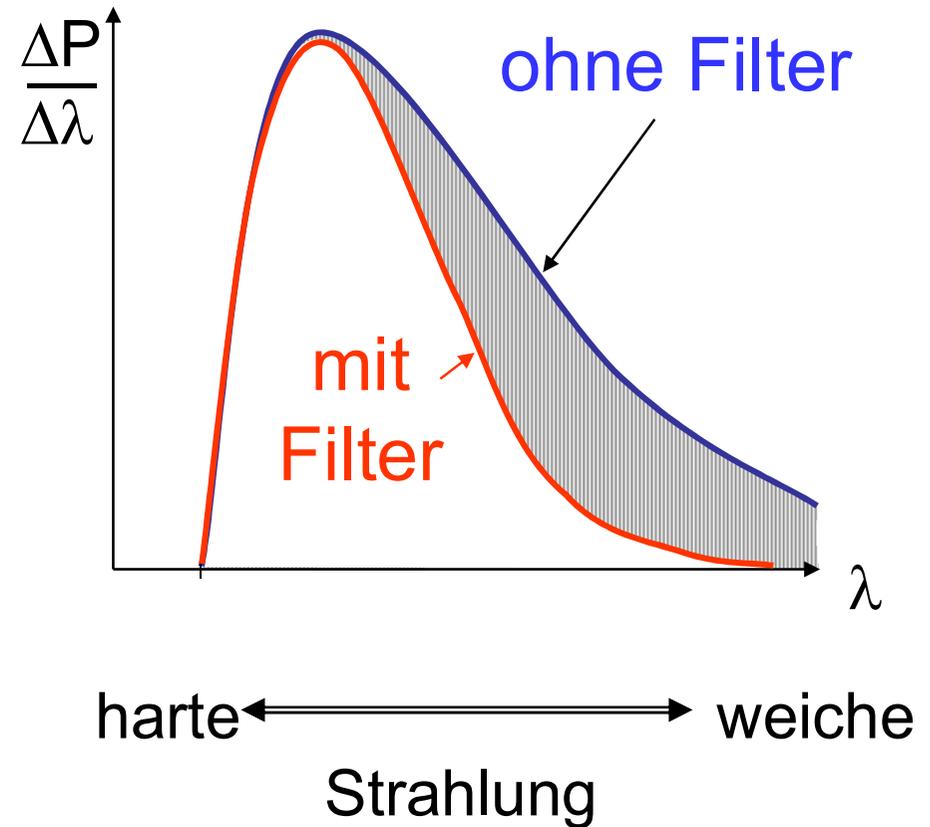
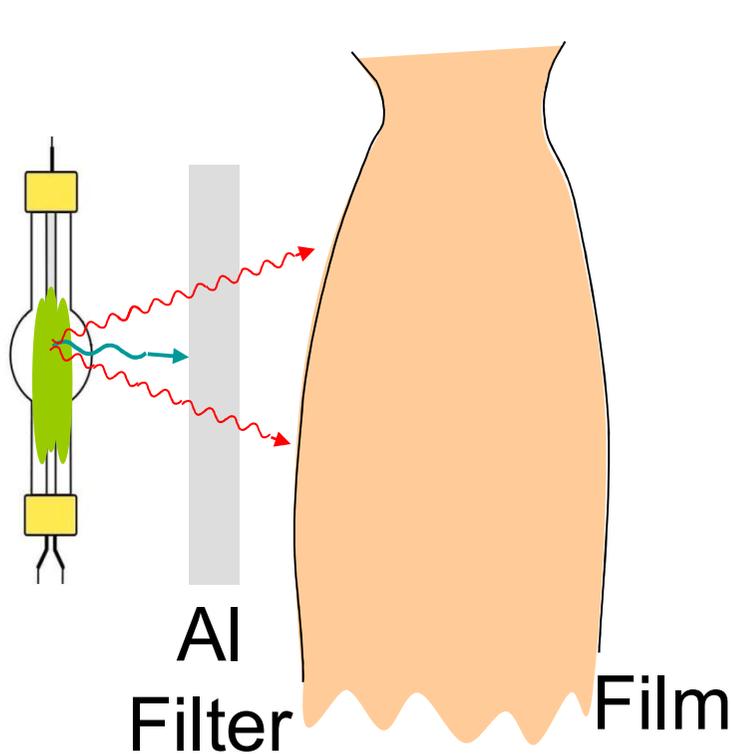
Rtg Strahlung von mittlerer Härte



Weiche Strahlung:
 μ ist hoch \Rightarrow
fast keine
austretende
Strahlung
 \Rightarrow hohe
Strahlenbelastung

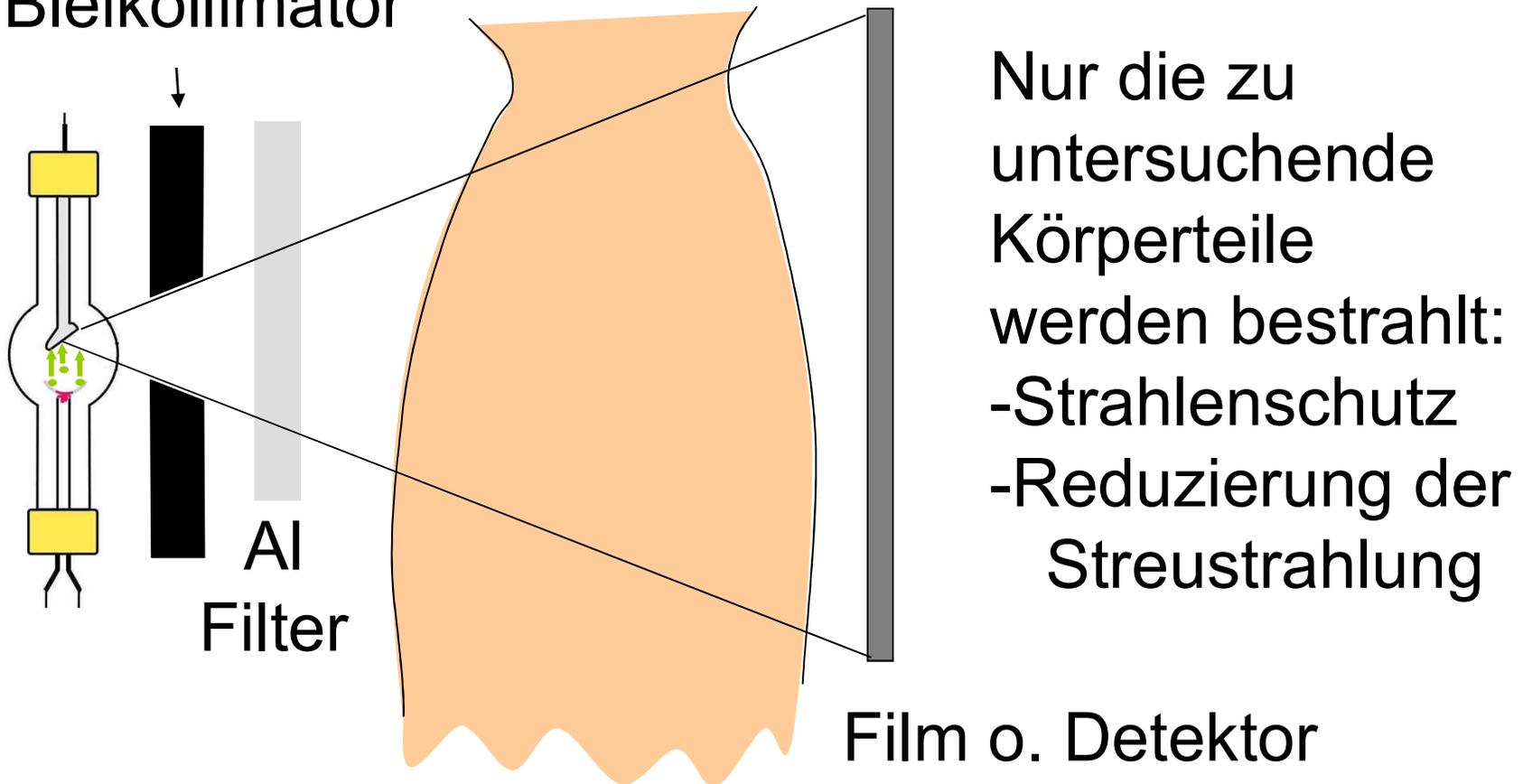
Anwendung eines Filters

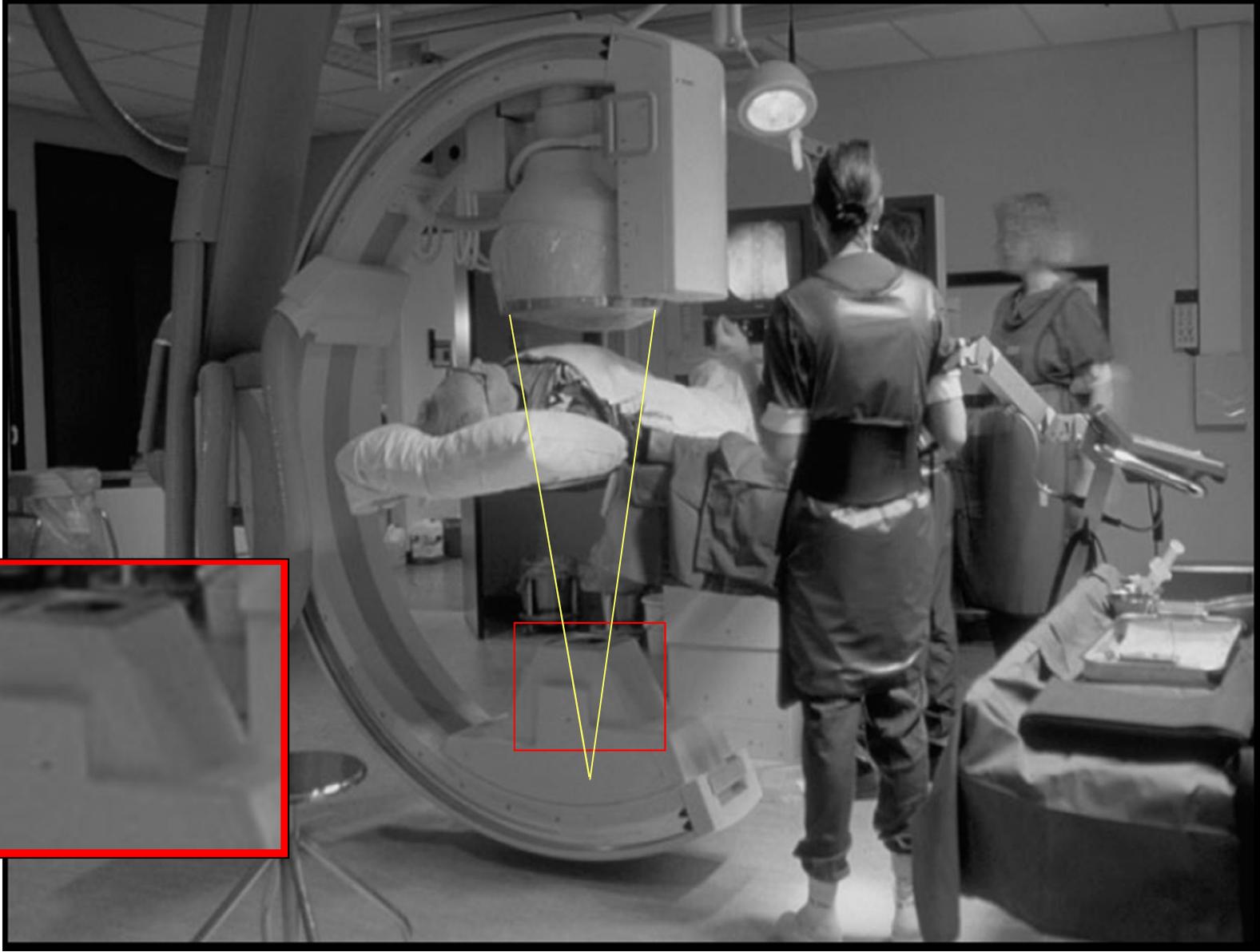
Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



Kollimator

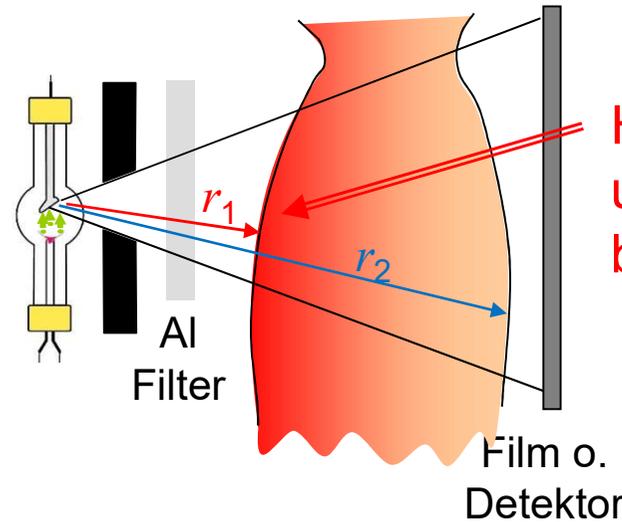
Bleikollimator



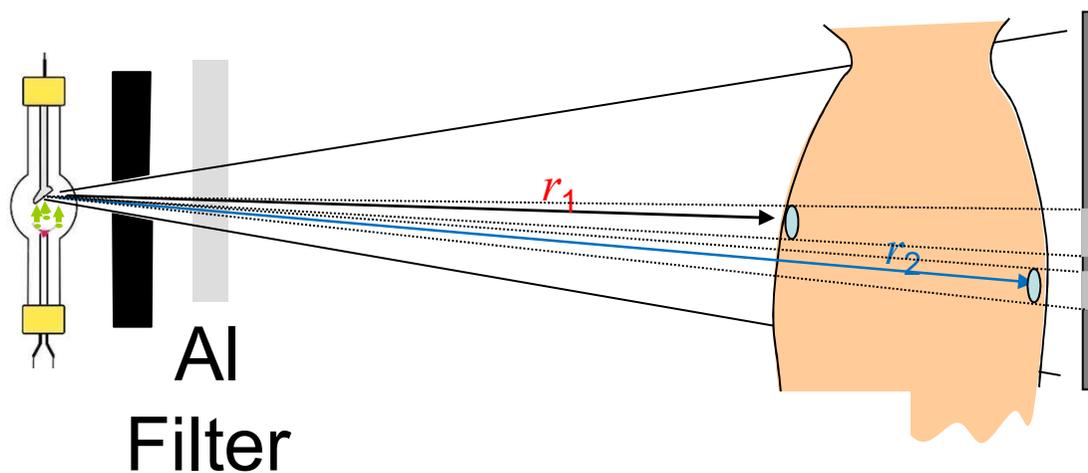


Abstand und Strahlenbelastung

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



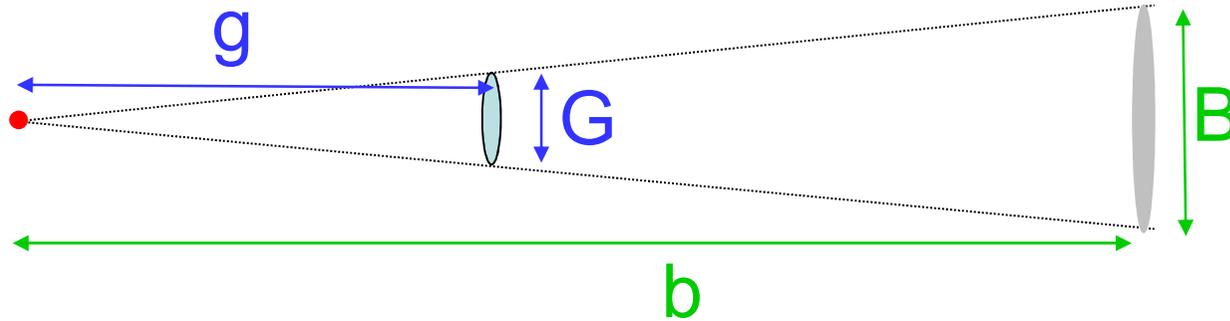
$r_1 \ll r_2$
Hohe Intensität
und Strahlen-
belastung



$r_1 \approx r_2$
Fast homogene
Intensität- und
Dosisverteilung

Abstand und Bildqualität

Vergrößerung des Schattenbildes

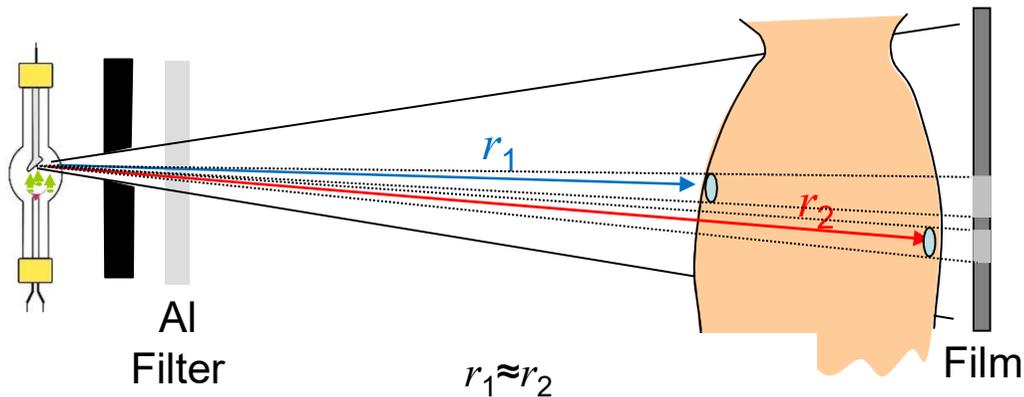
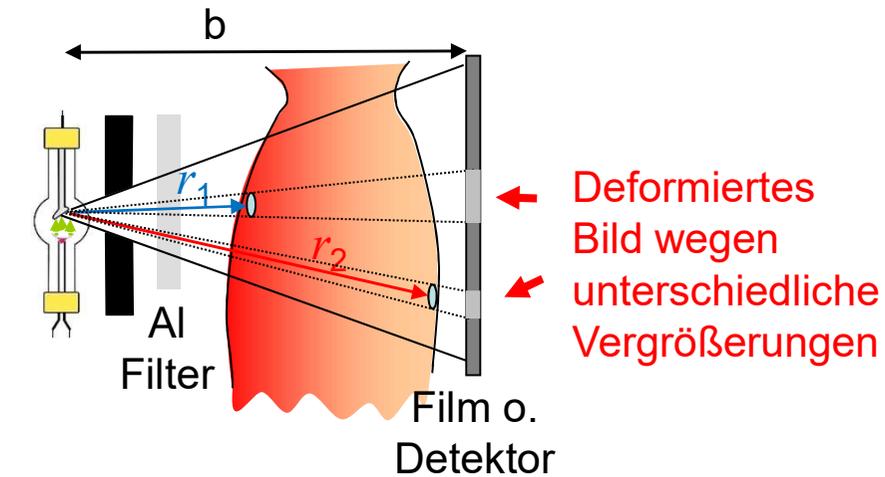


(Punktförmige) Gegenstand
Quelle

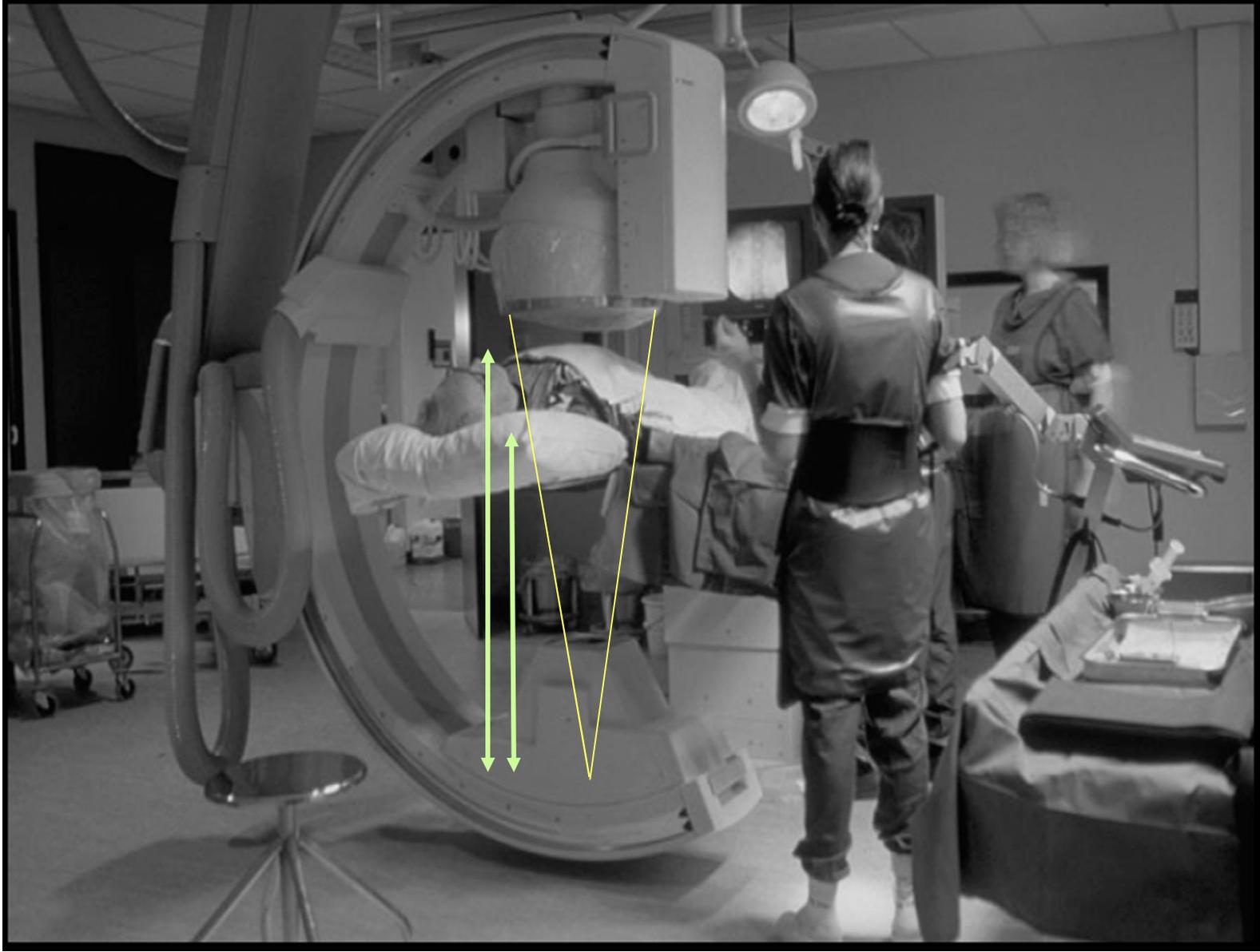
Schattenbild

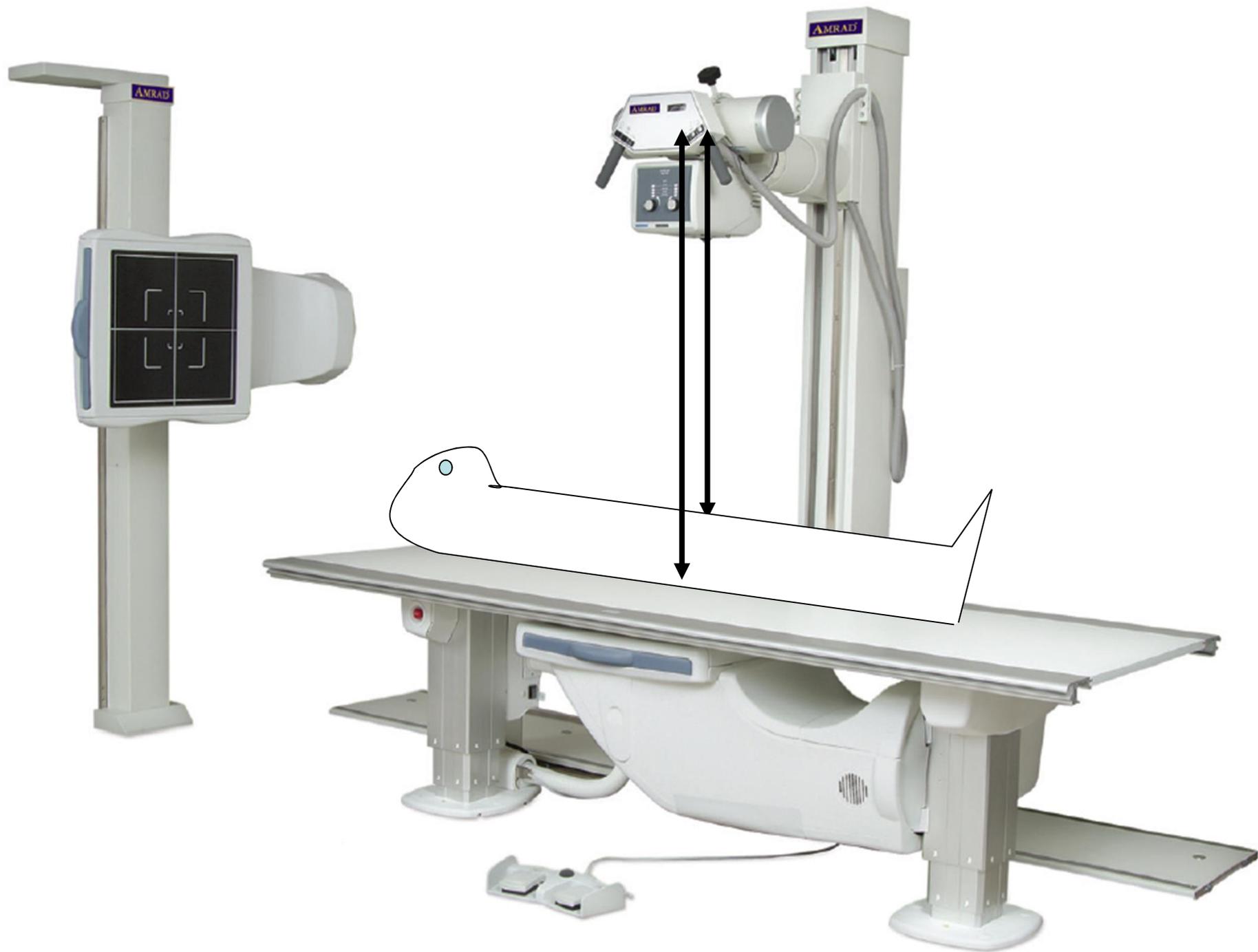
$$\frac{B}{G} = \frac{b}{g}$$

Abstand und Bildqualität

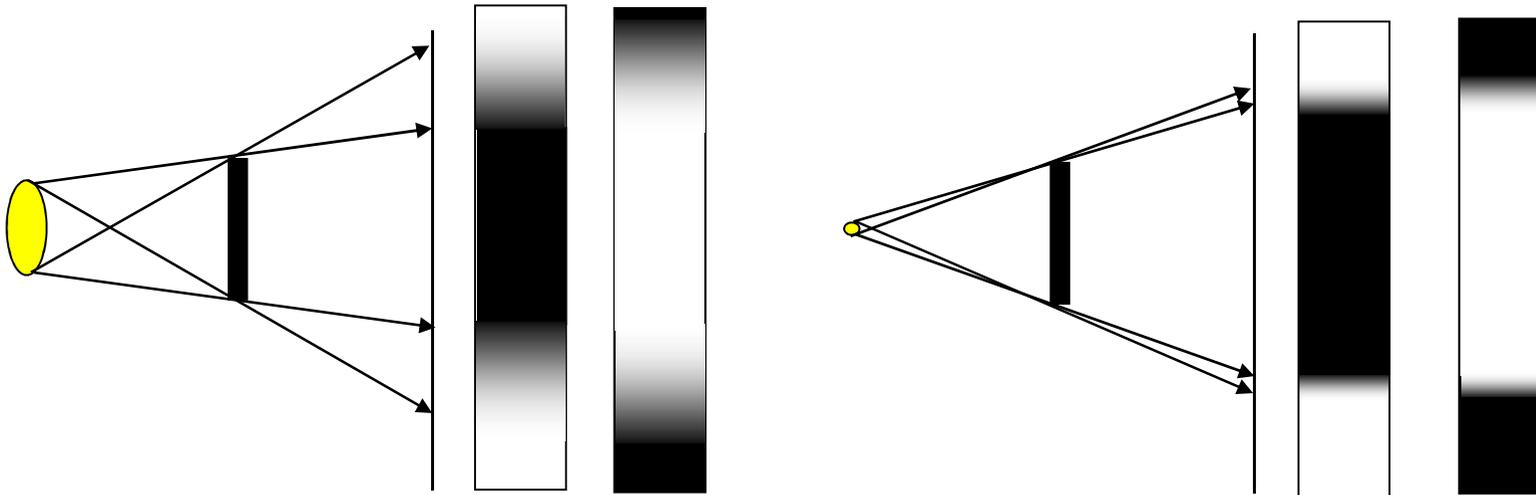


Fast gleiche
Vergrößerungen
K(l)eine
Deformation





Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

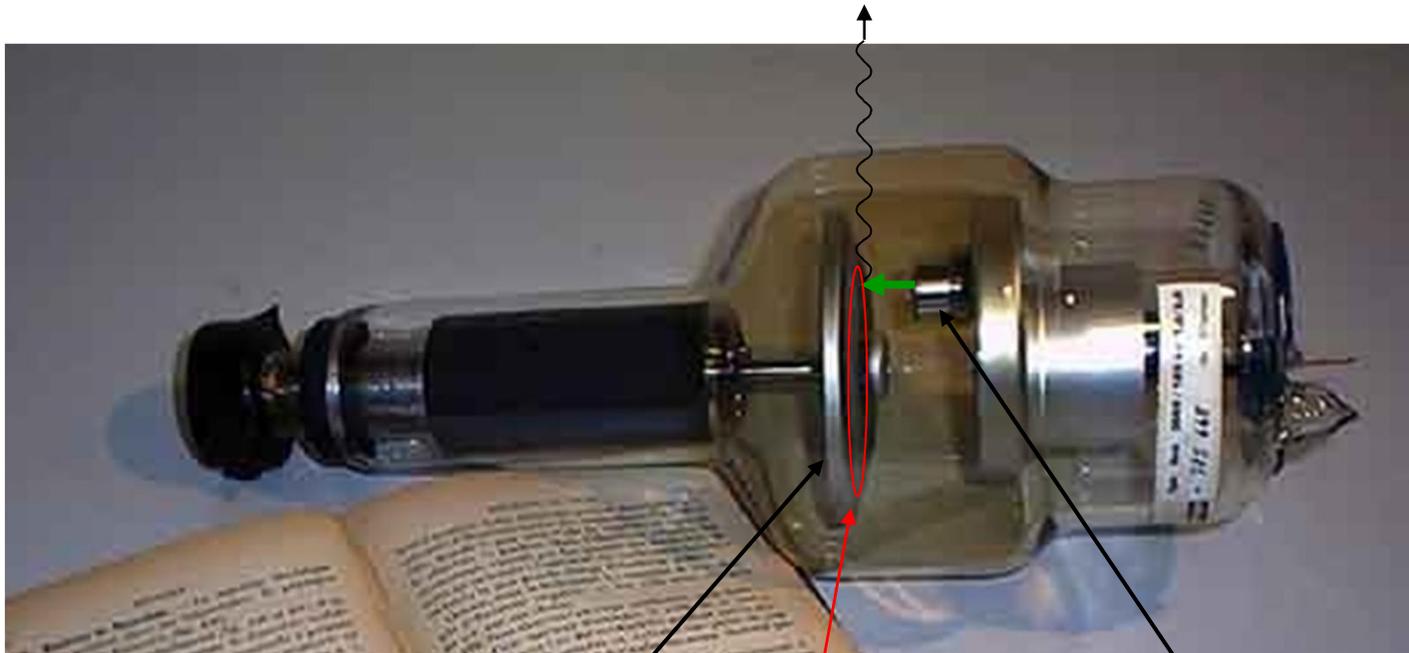


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



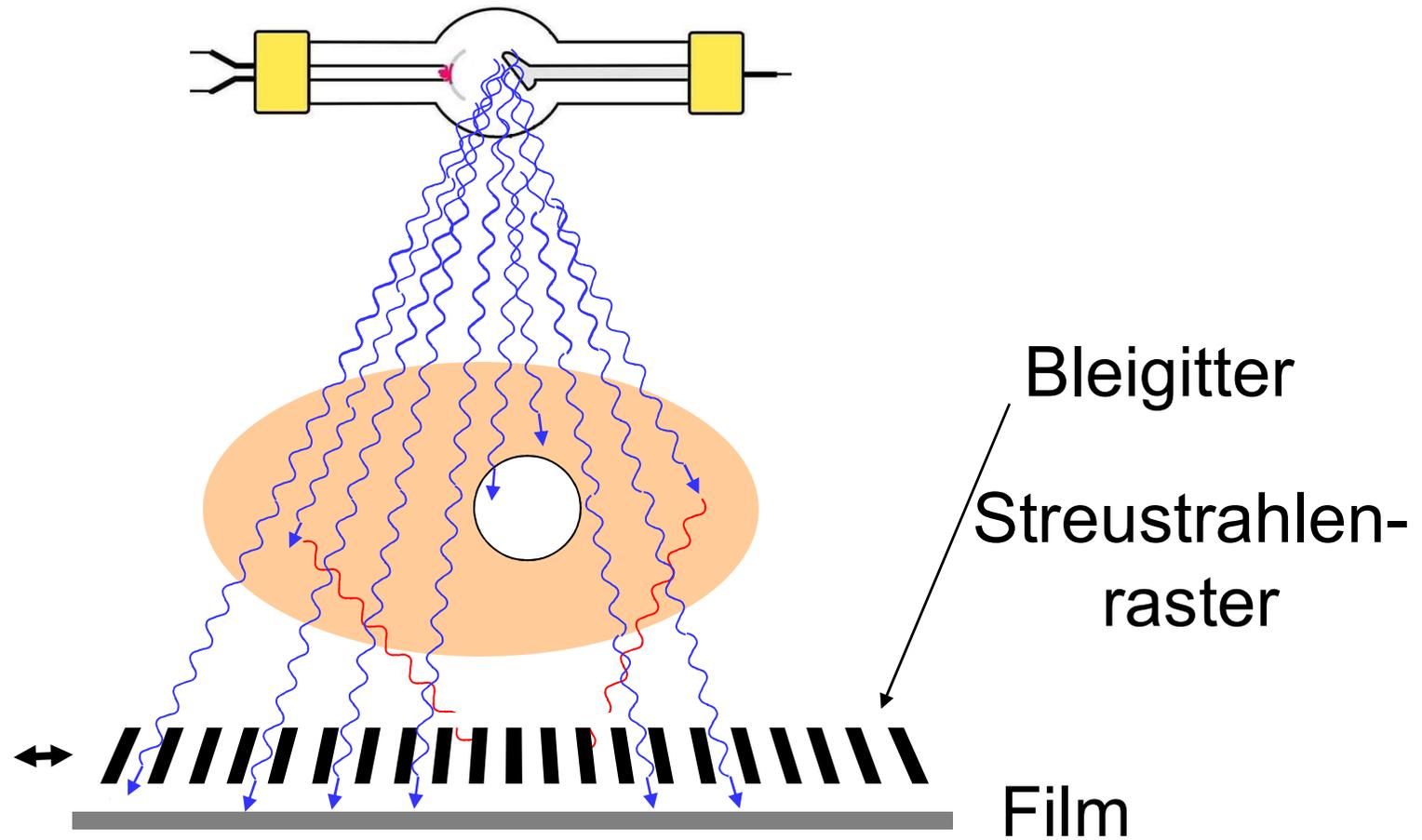
Drehanode

Kathode

Wärme ist verteilt

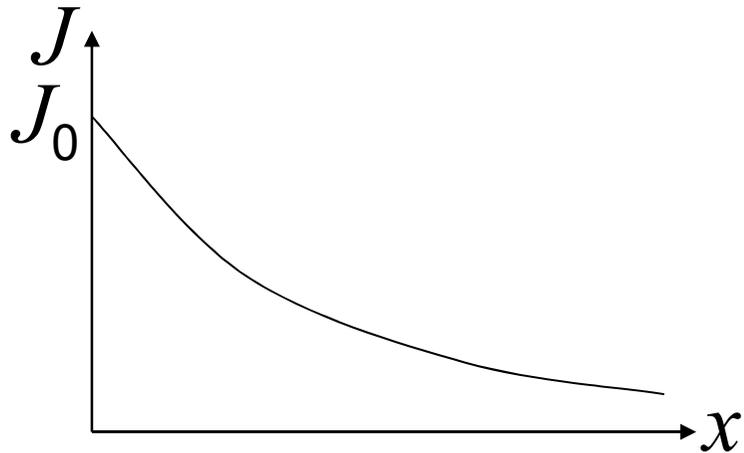
Kühlung!

Minimalisierung der Streustrahlung



Rolle der Schichtdicke

$$J = J_0 \cdot e^{-\mu x}$$





Röntgenstrahlung

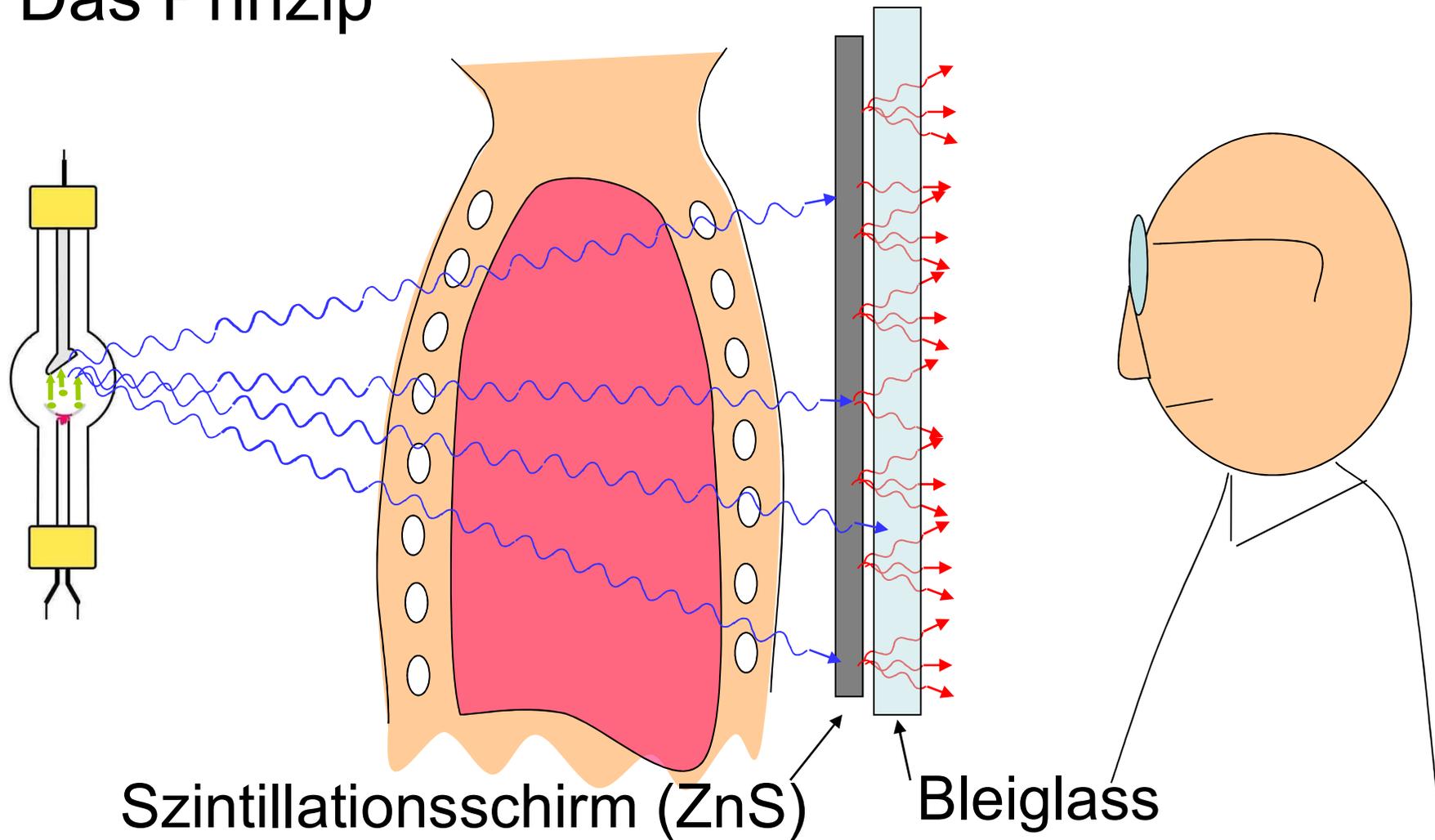
Minimalisierung der Strahlenbelastung
Erhöhung der Bildqualität

Spezielle Verfahren

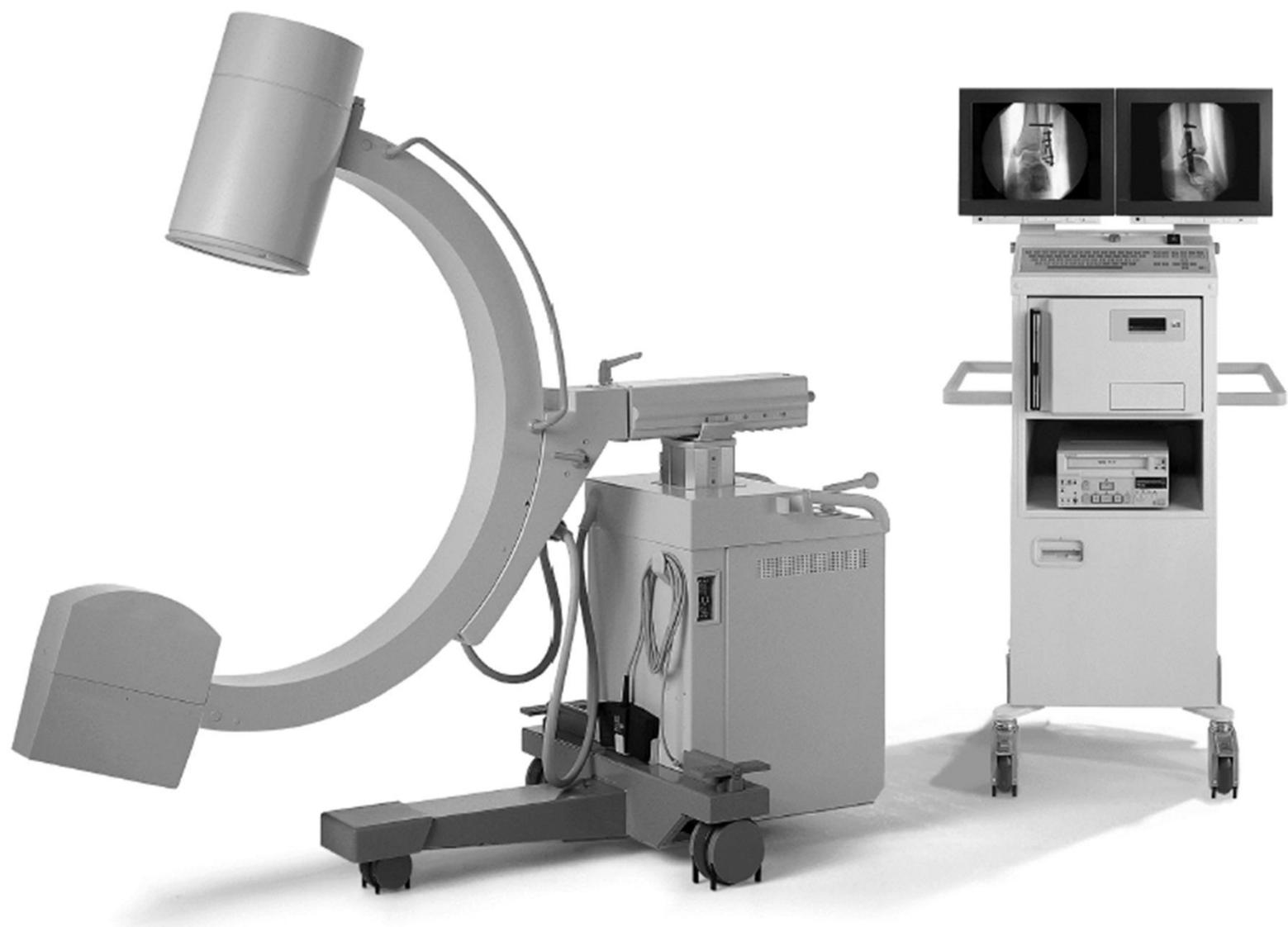
Röntgentomographie (CT)

Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip



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



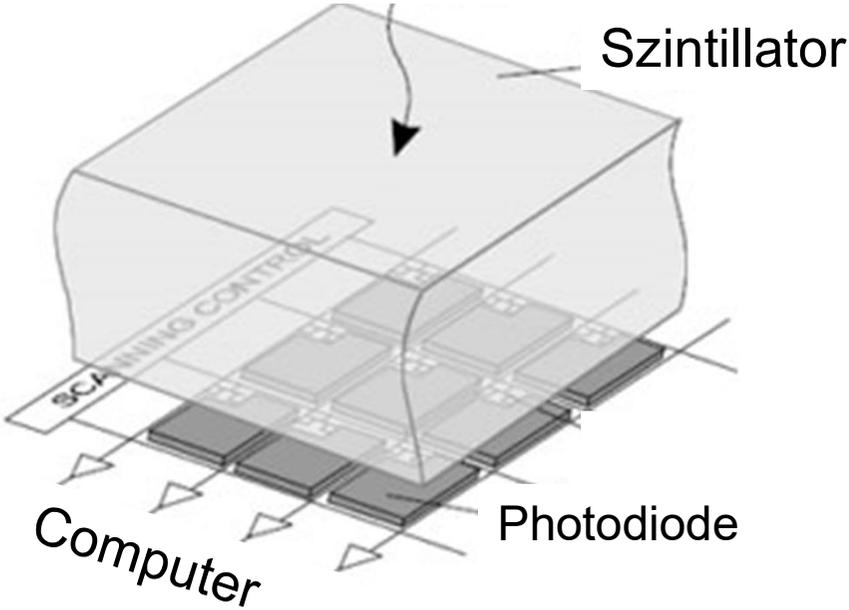
Digitaler Detektor
“Flat Panel” Detektor

Halbleiterdetektoren

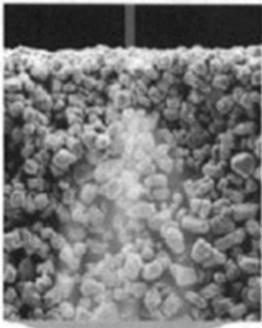


Indirekte

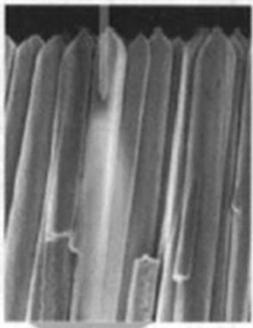
Röntgenstrahlung



Phosphor

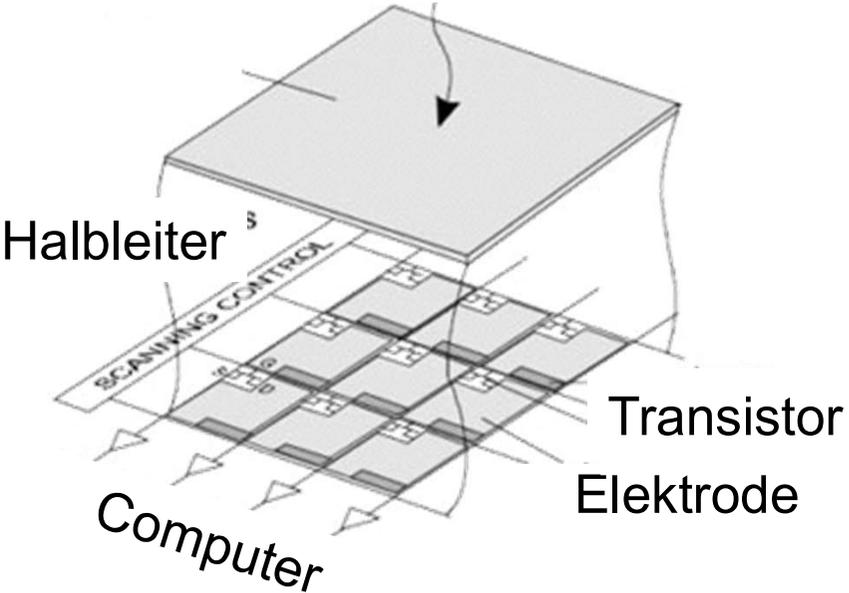


Cesium Iodide



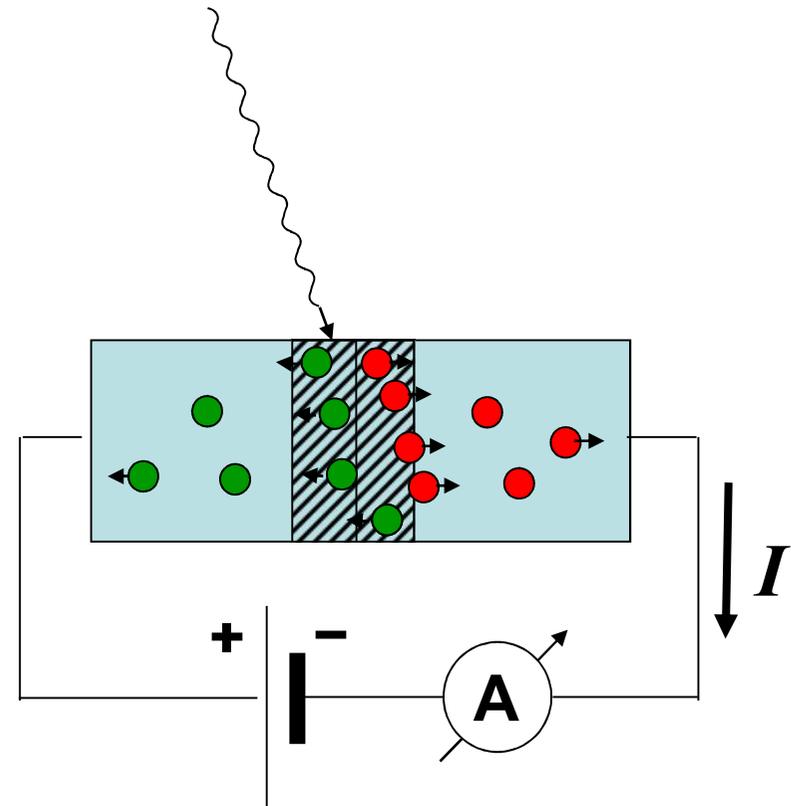
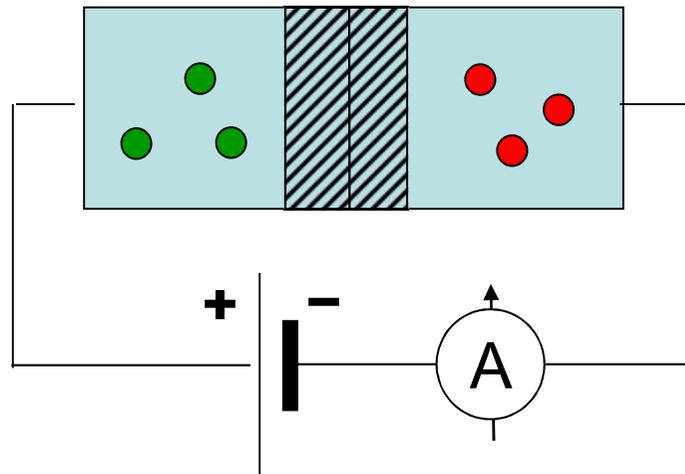
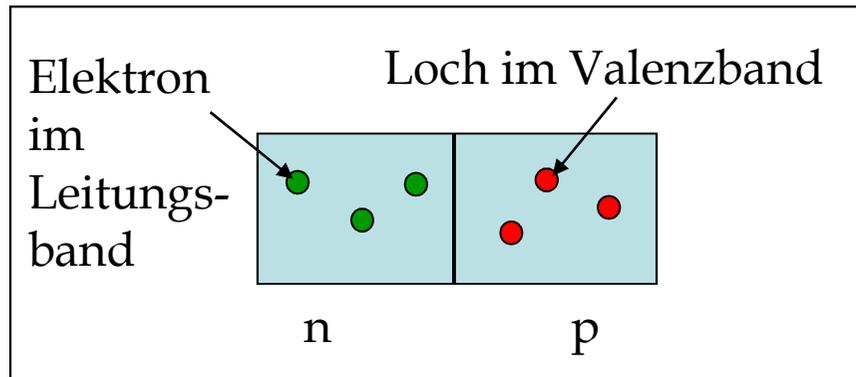
Direkte

Röntgenstrahlung



Direkte Detektierung mit Halbleitern

Prinzip: Halbleiterdiode in Sperrrichtung:

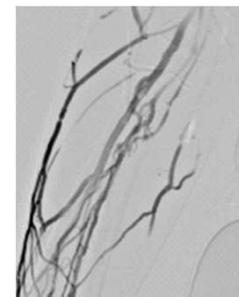


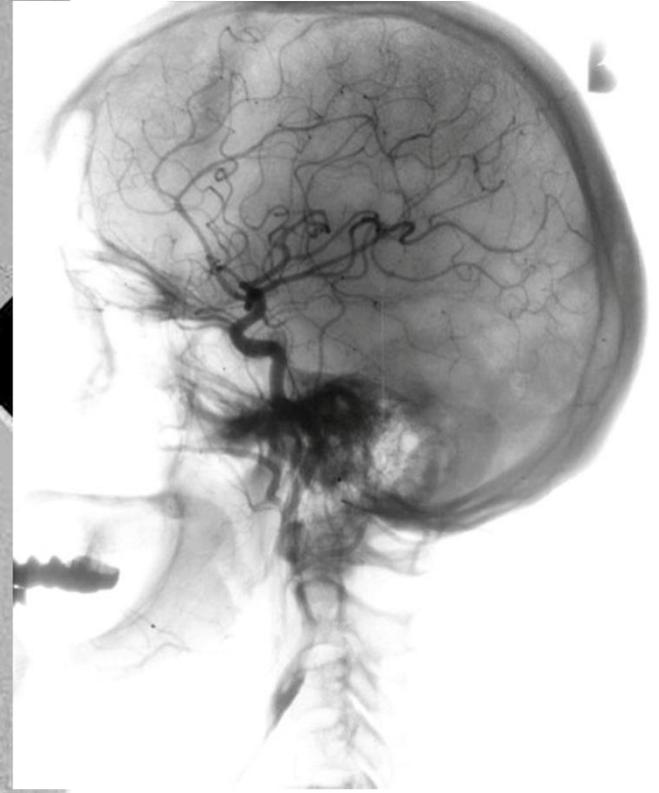
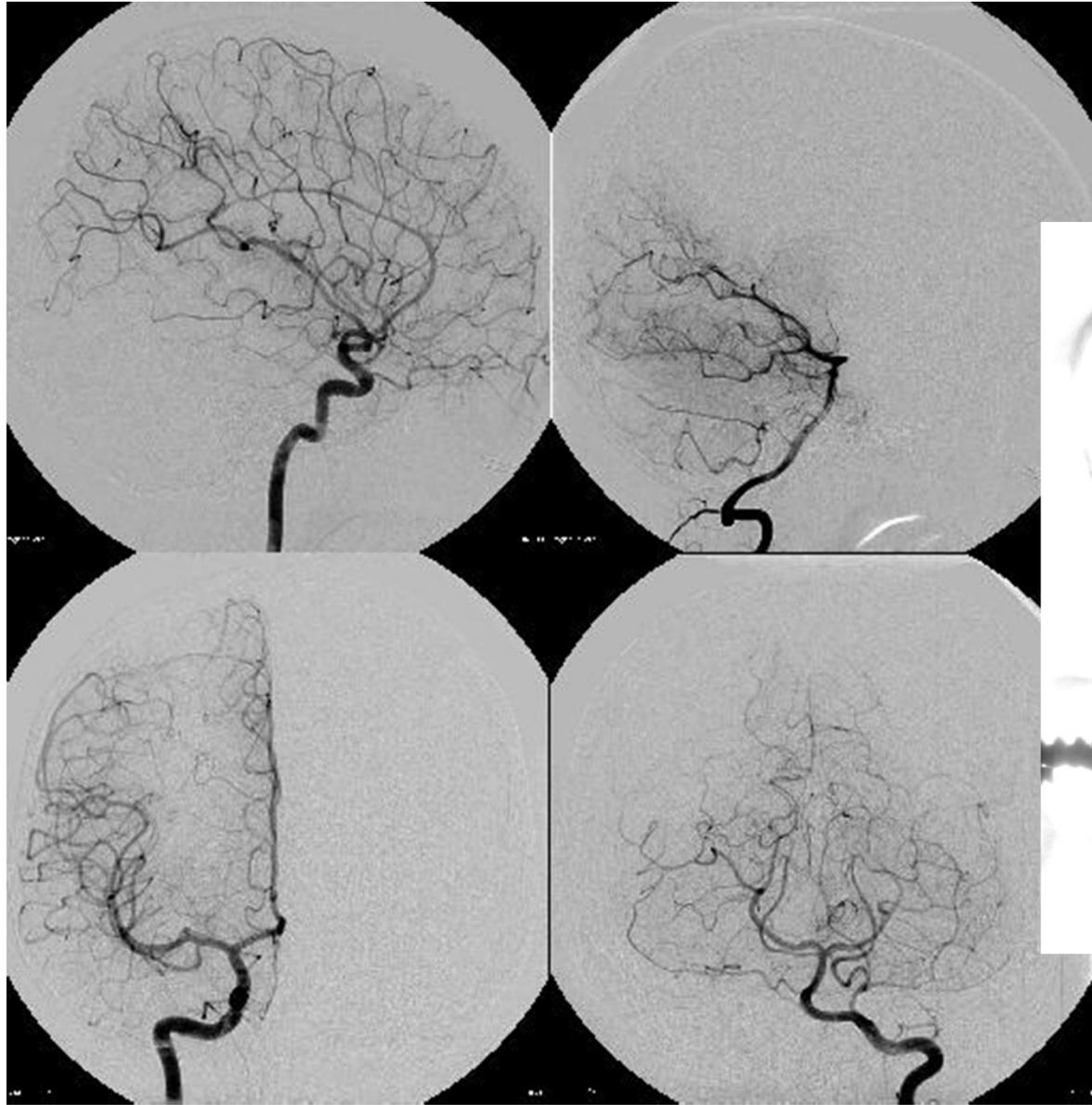
Direkte digitale Röntgentechnik

- 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 Substraktionsangiographie (DSA)

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





A photograph of a CT scanner in a clinical setting. The scanner is white and blue, with a patient bed extending from the gantry. The background shows a blue wall and white cabinets. The text is overlaid on the image. A horizontal line is drawn across the middle of the image, and a vertical line is drawn on the right side, intersecting the horizontal line.

Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

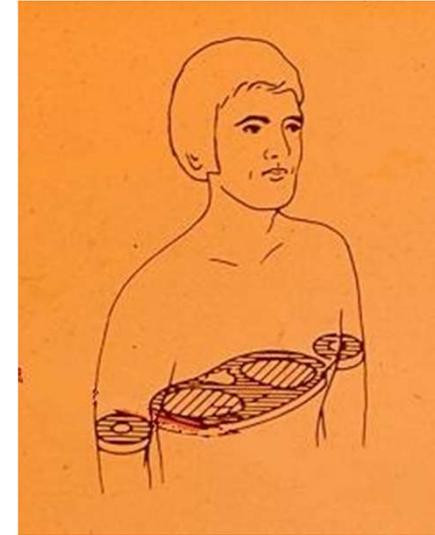
CT

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

Τομος

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende
Schicht wird abgebildet.

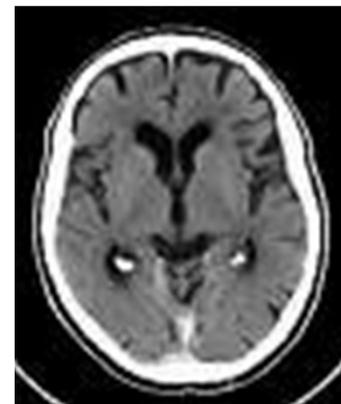
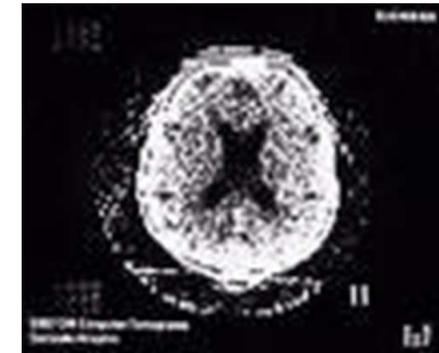


Geschichte der Tomographie

Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack

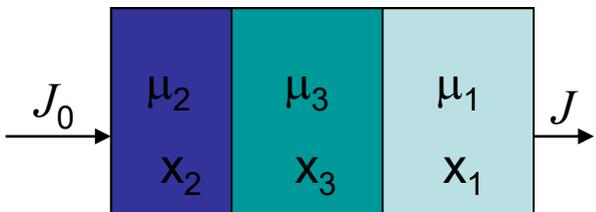
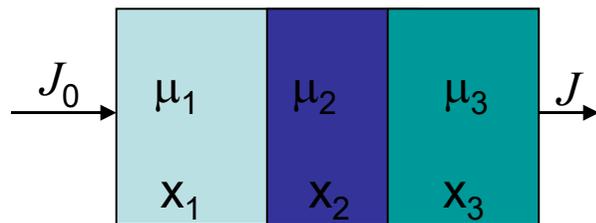


- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
 - 2006: 64 Schichten



Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

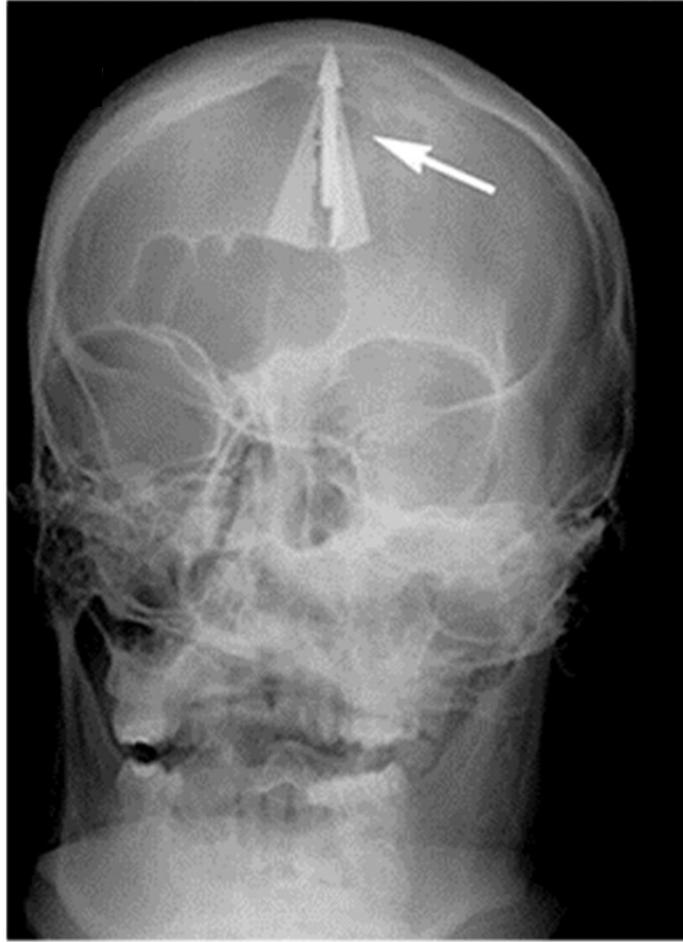
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

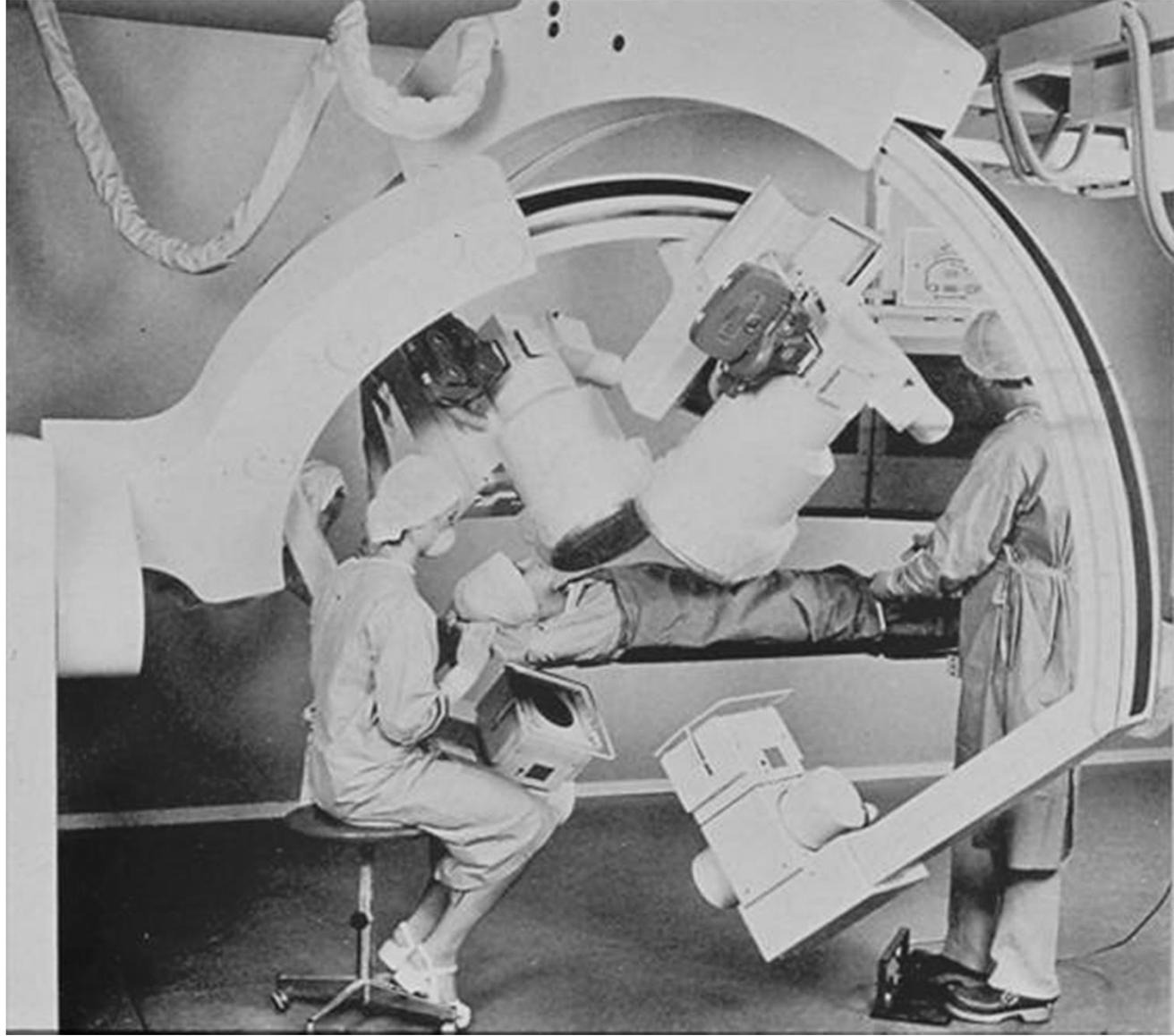


Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

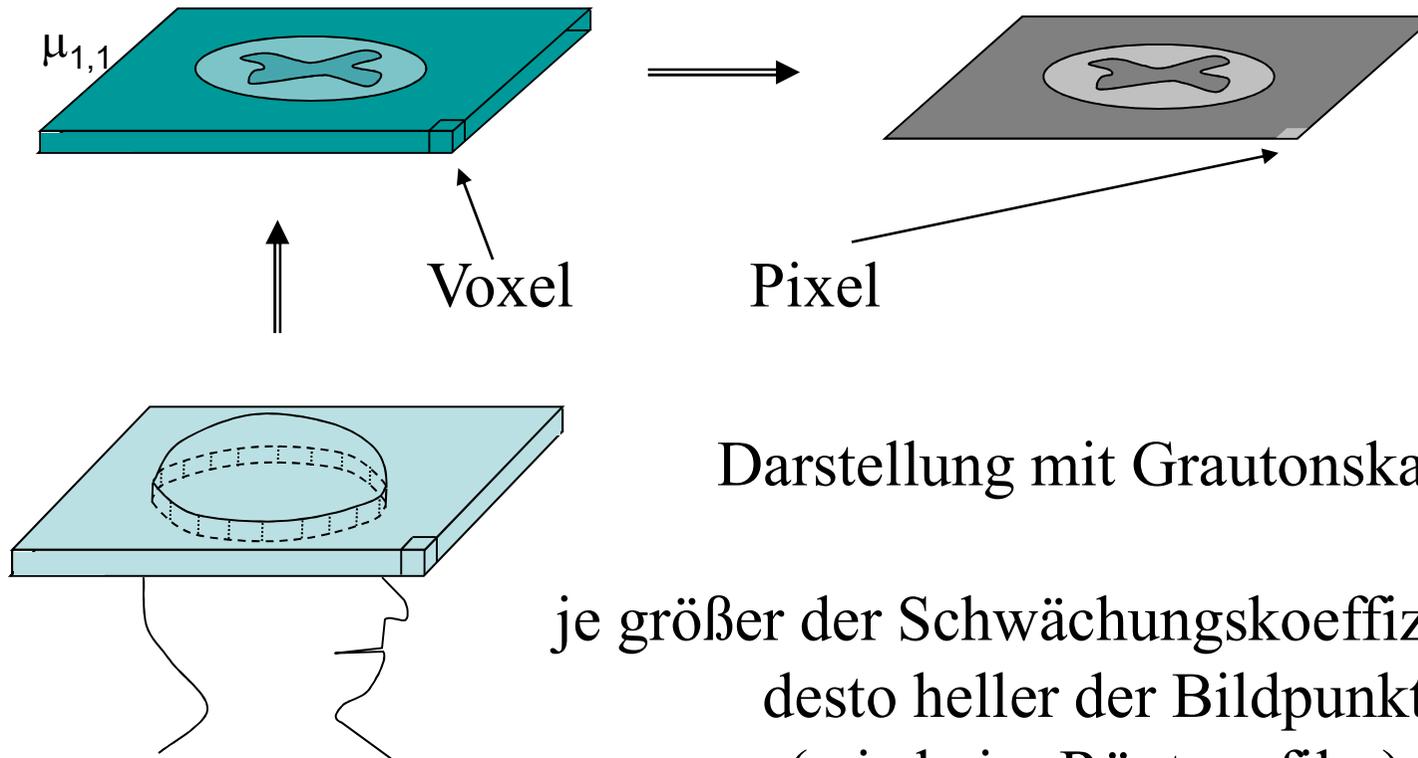
Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenen Stoffe





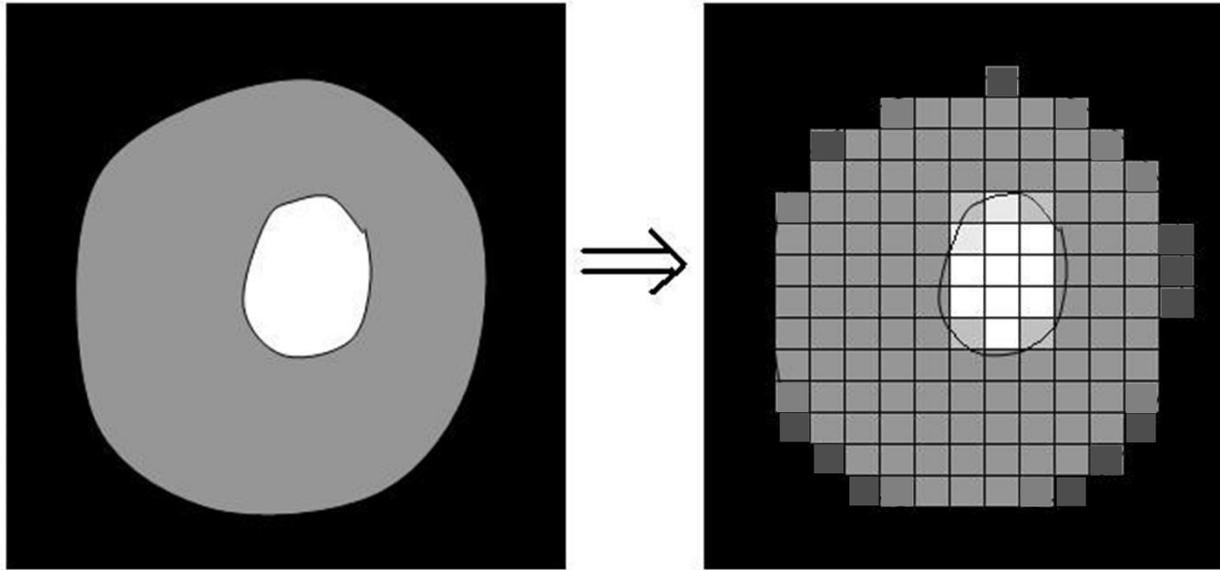
Voxel-Pixel



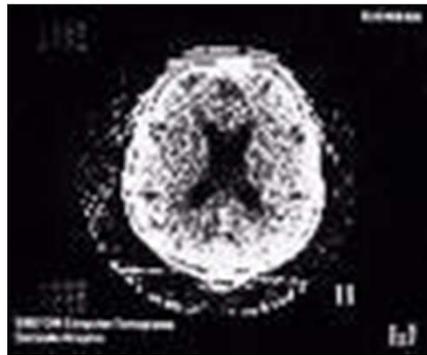
Darstellung mit Grautonskala

je größer der Schwächungskoeffizient (μ)
desto heller der Bildpunkt
(wie beim Röntgenfilm)

Auflösung



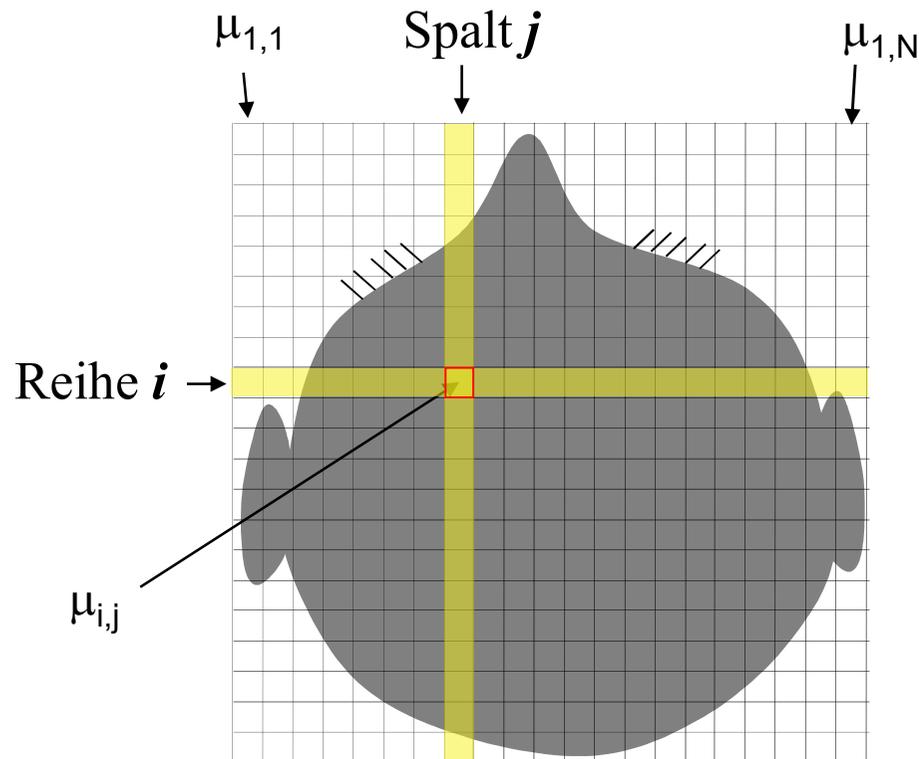
128x128



512x512



Grundprinzip der Computertomographie



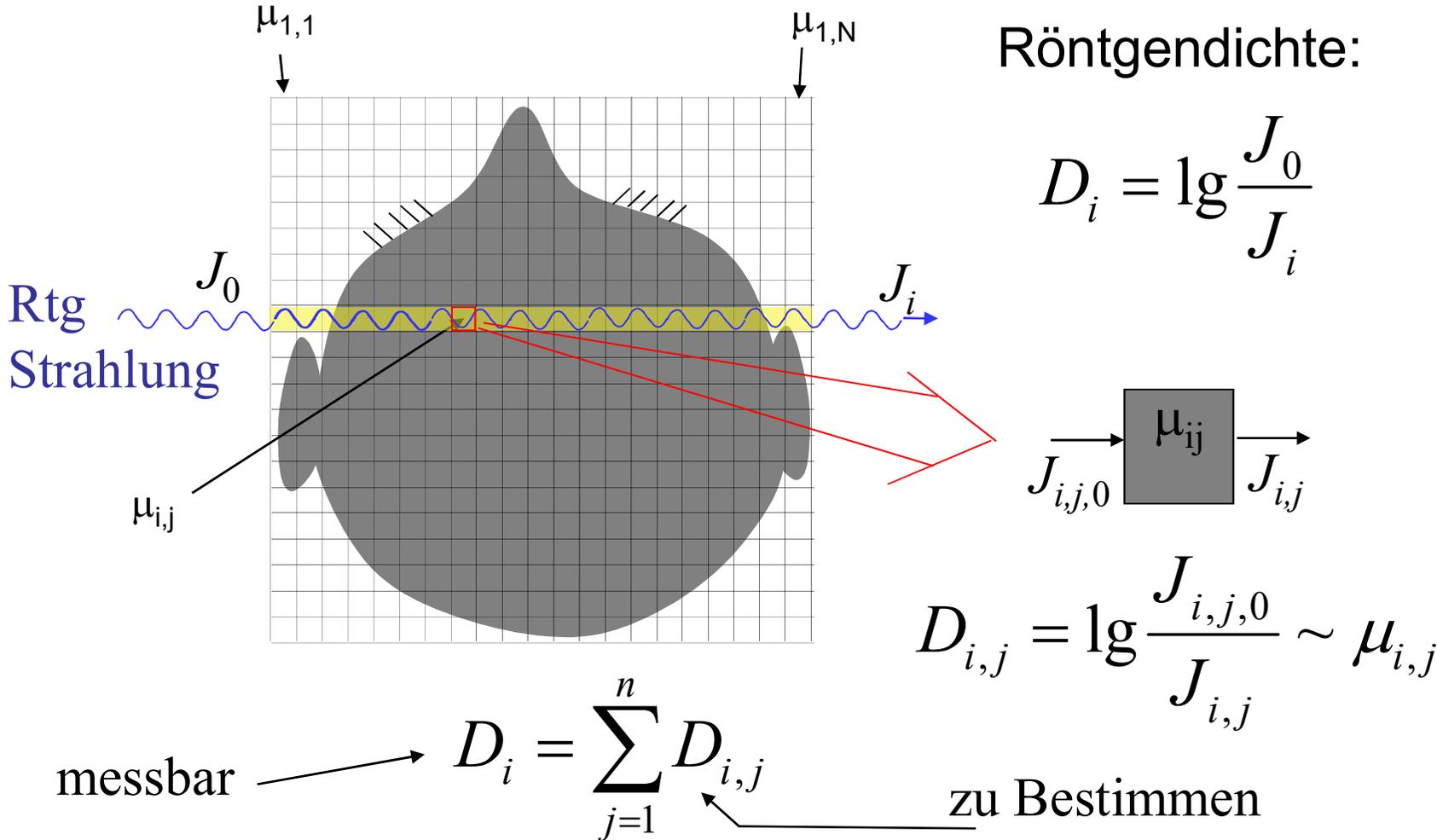
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> 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 .

NxN Tabelle (Matrix)

Messung und Bildrekonstruktion



Messung und Bildrekonstruktion

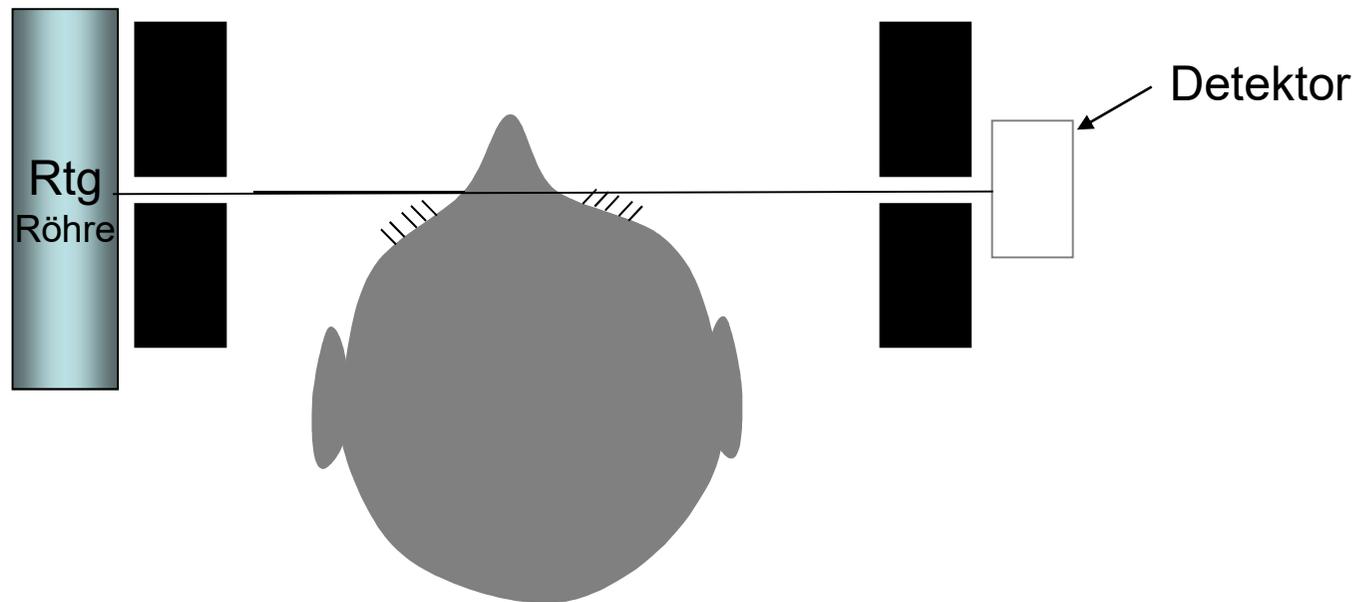
$N \times N$ unbekannte Werte ($D_{i,j}$ oder $\mu_{i,j}$)

eine Aufnahme: N Messwerte

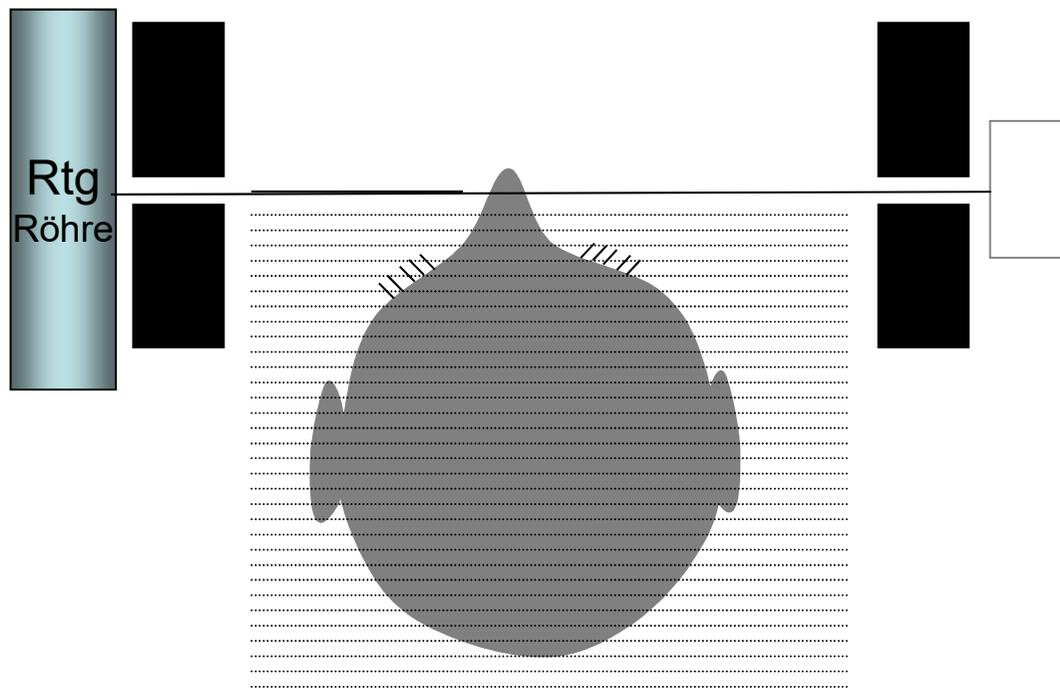
um $N \times N$ unbekanntes zu bestimmen $N \times N$
Messwerte sind notwendig

⇒ Aufnahmen aus mehreren Richtungen

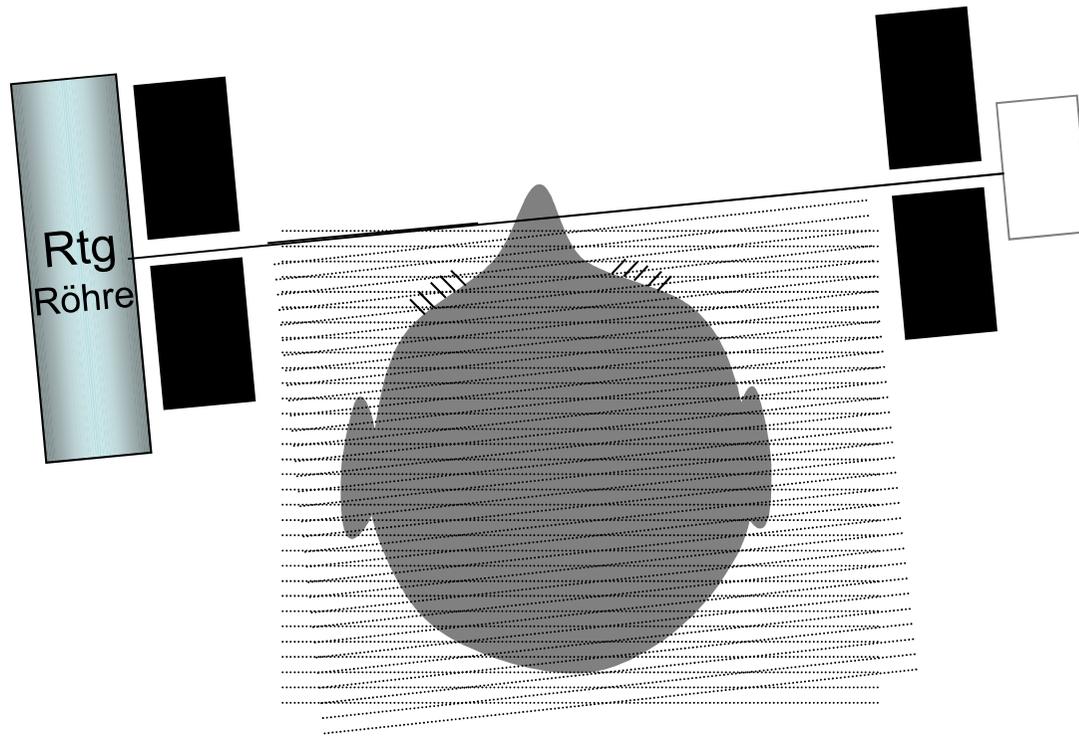
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

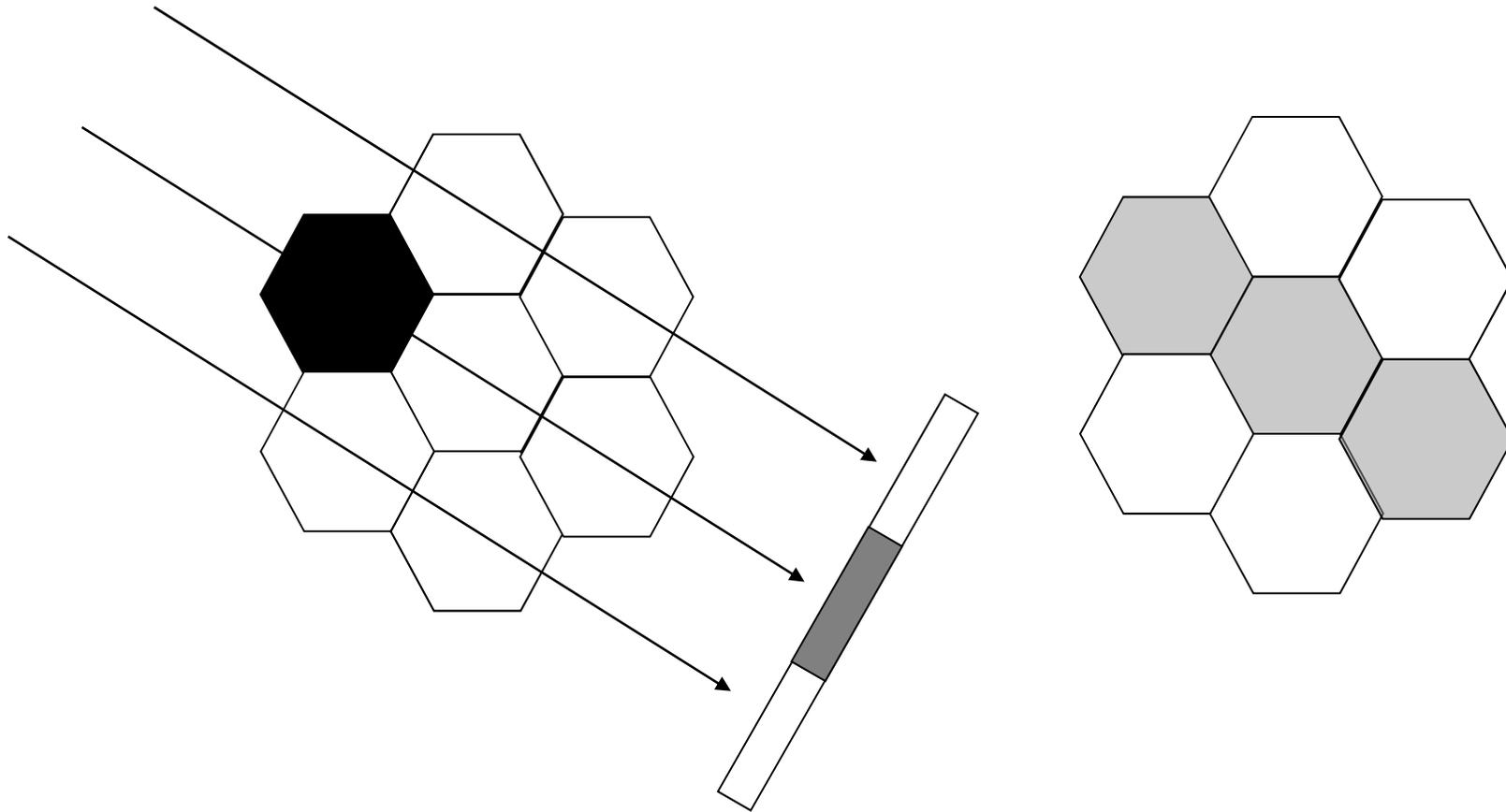
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

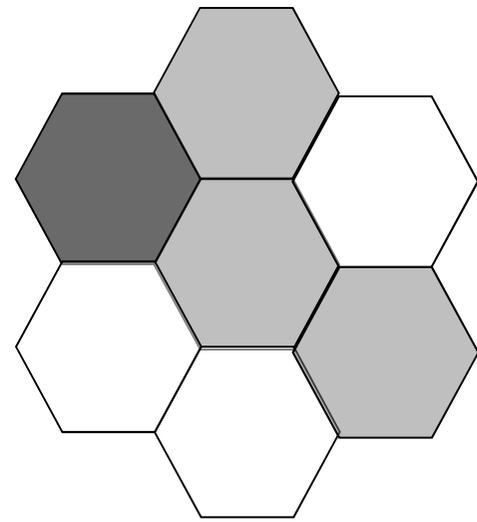
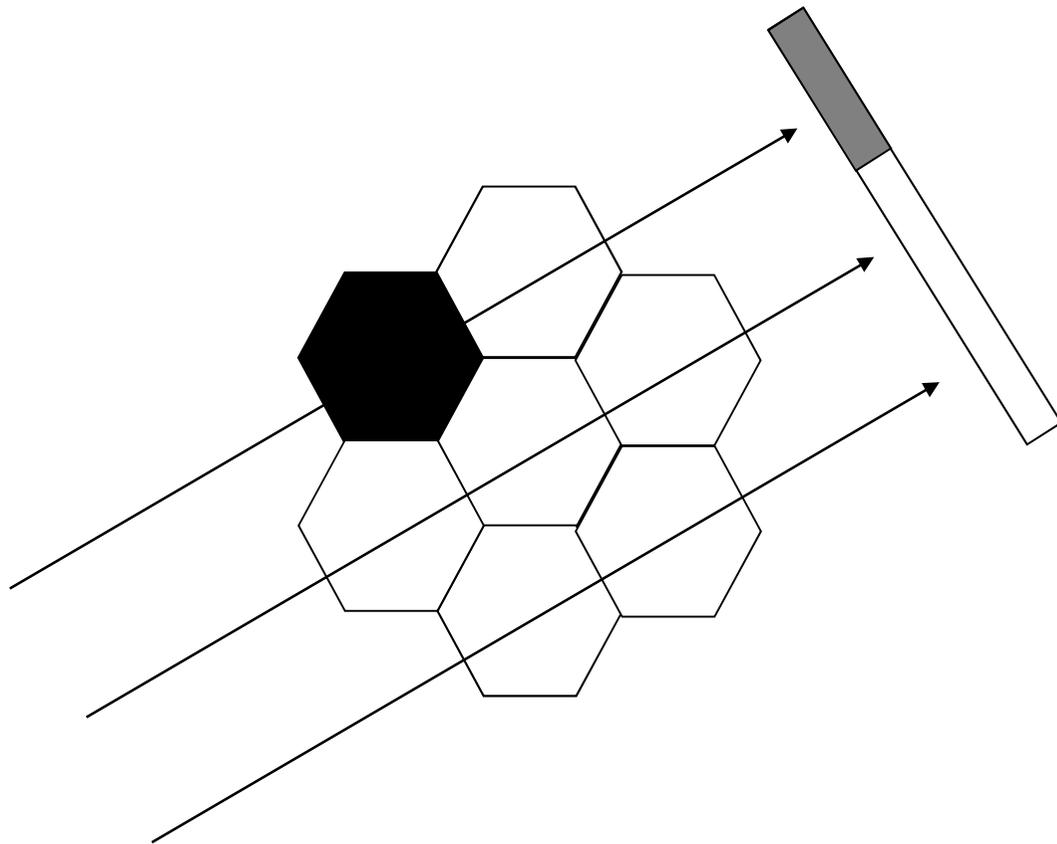
zB: 512x512 Bildpunkte: \approx 250 000 Unbekannte!

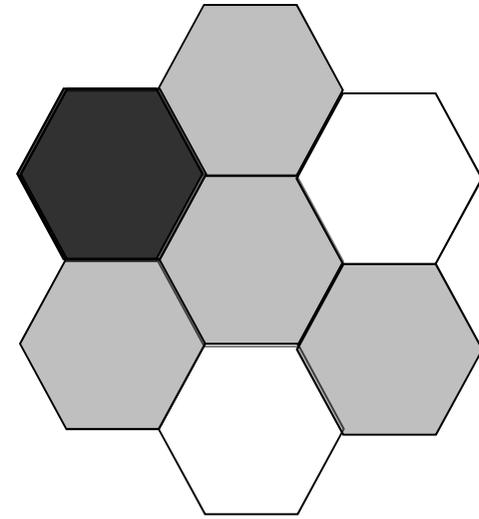
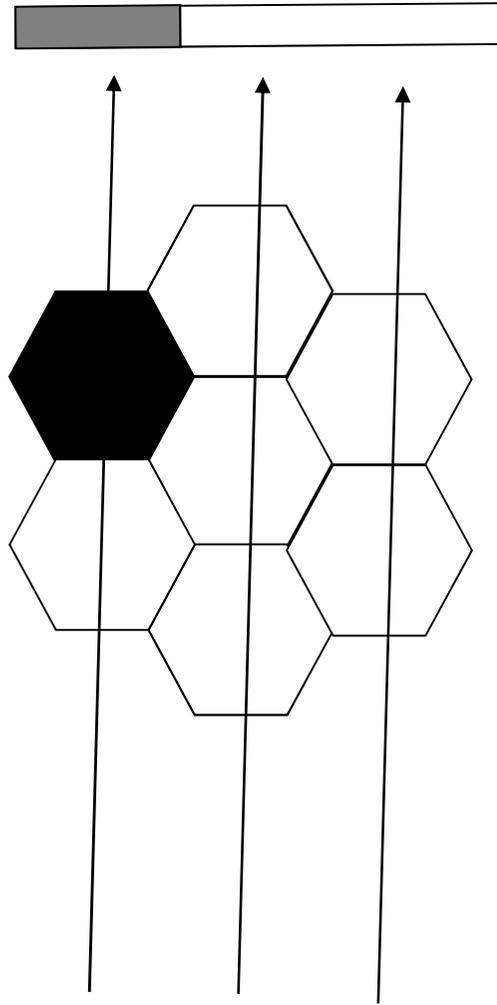
Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion



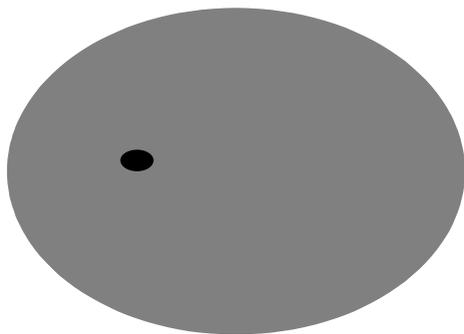




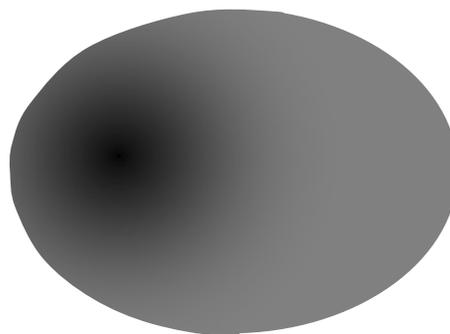
Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



Objekt



Bild

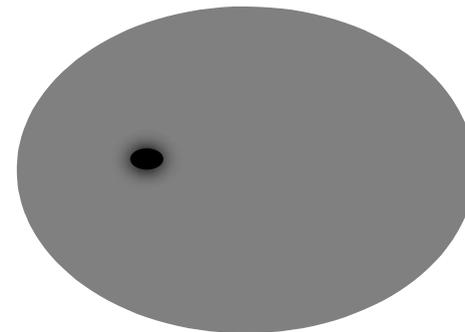


Bild nach
Filtrierung

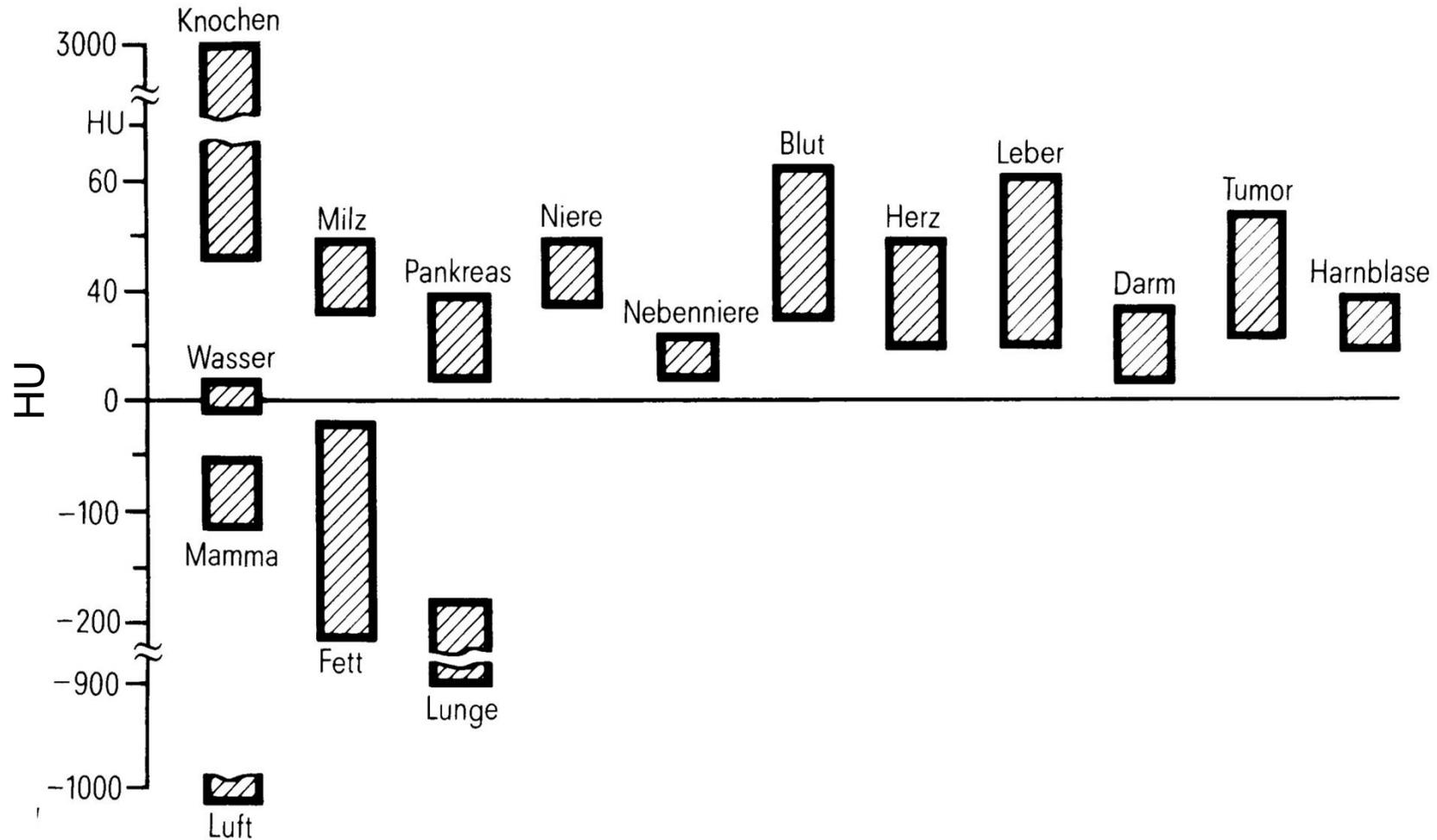
Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

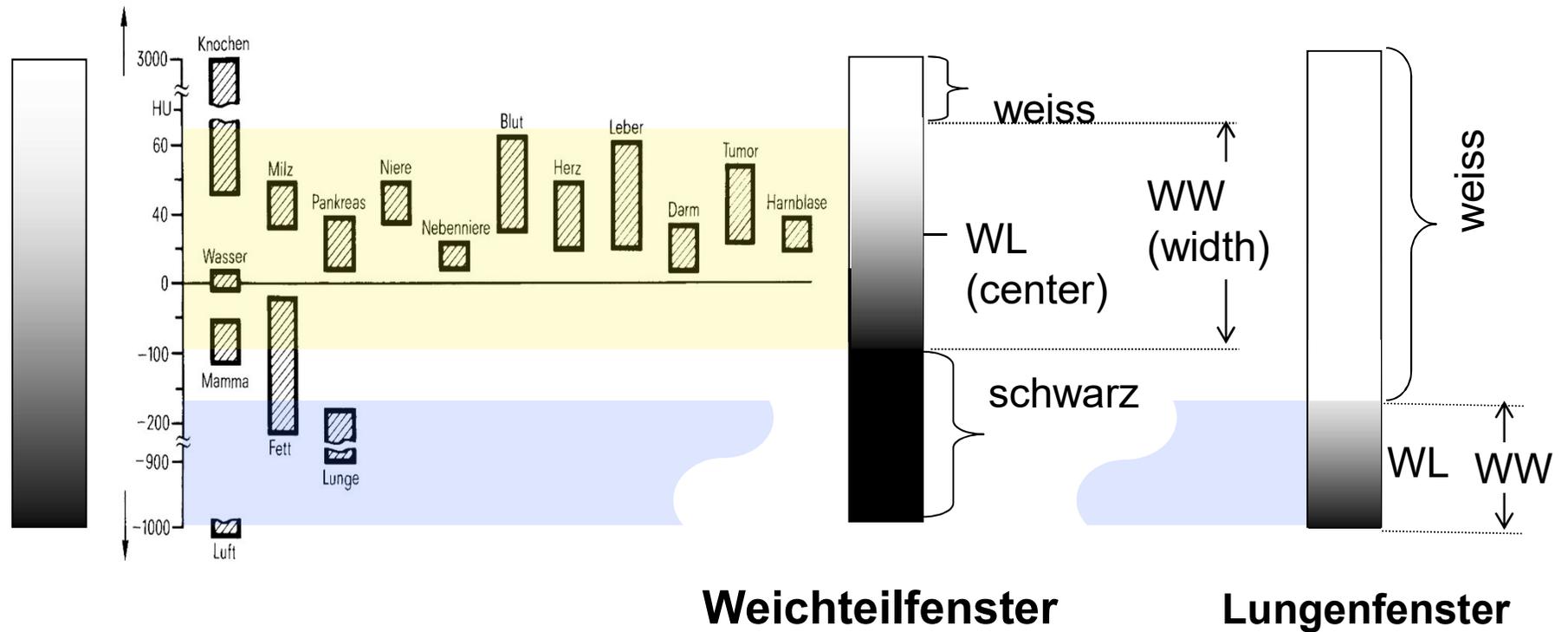
Wasser	=	0
Luft	=	-1000
Knochen		100-1000
Weichteilgewebe	\approx	0
Lunge		<0

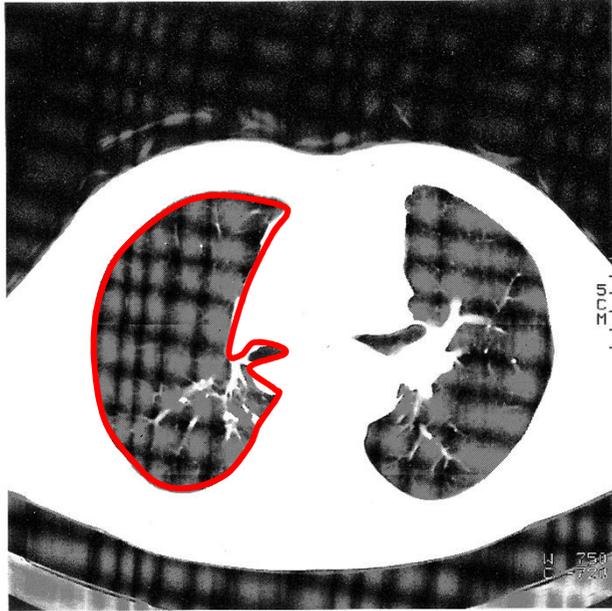
CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala



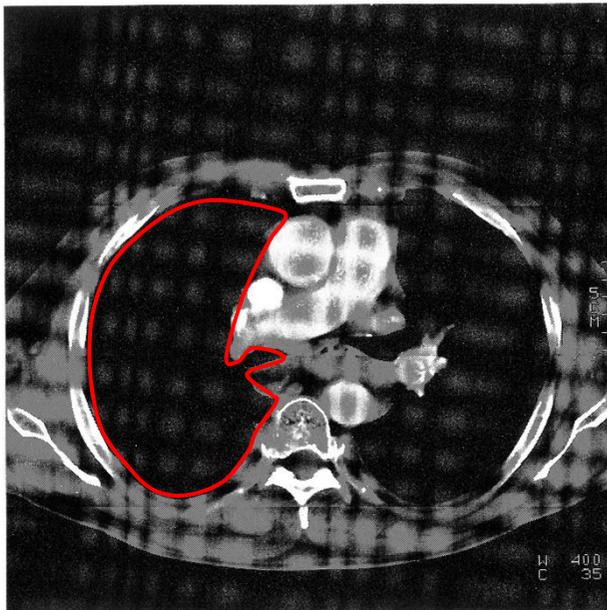


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ...-345)

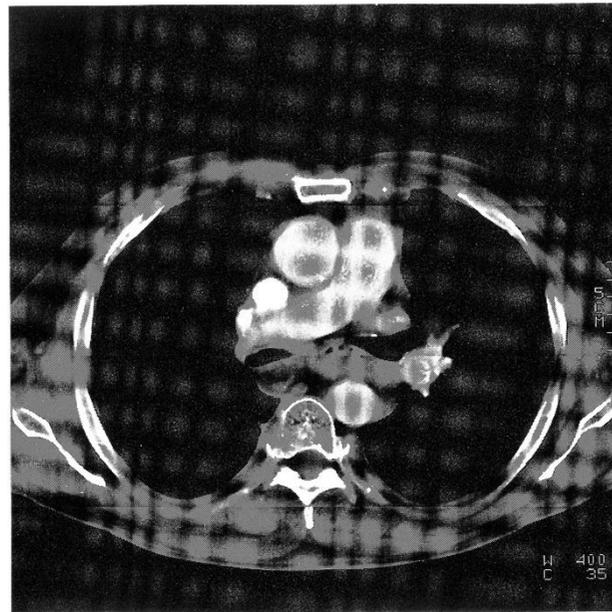
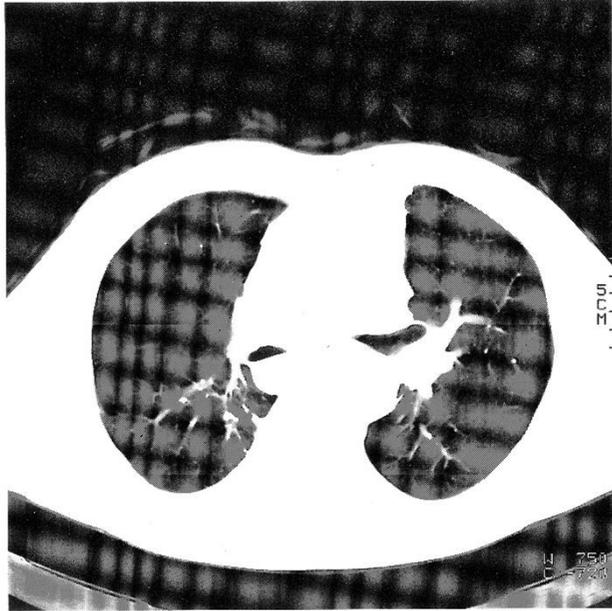


Weichteilfenster

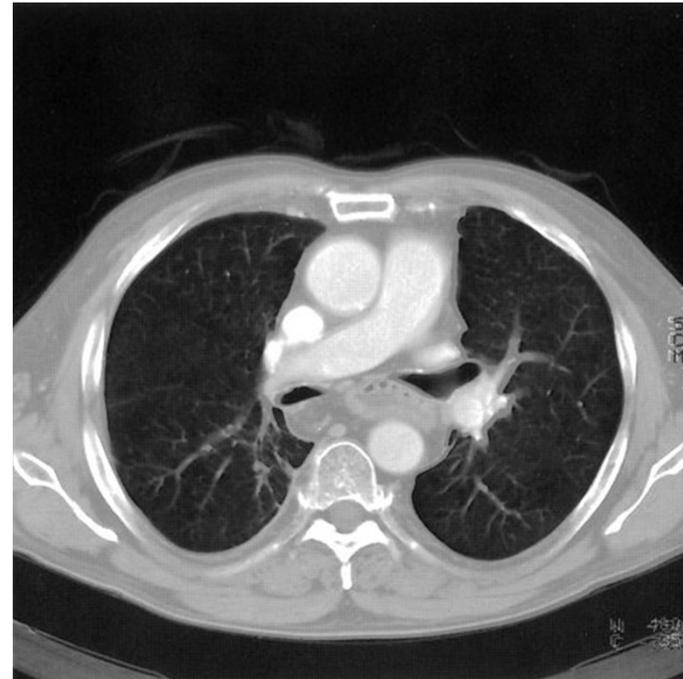
Mitte = 35

Breite = 400

(-165 ...235)

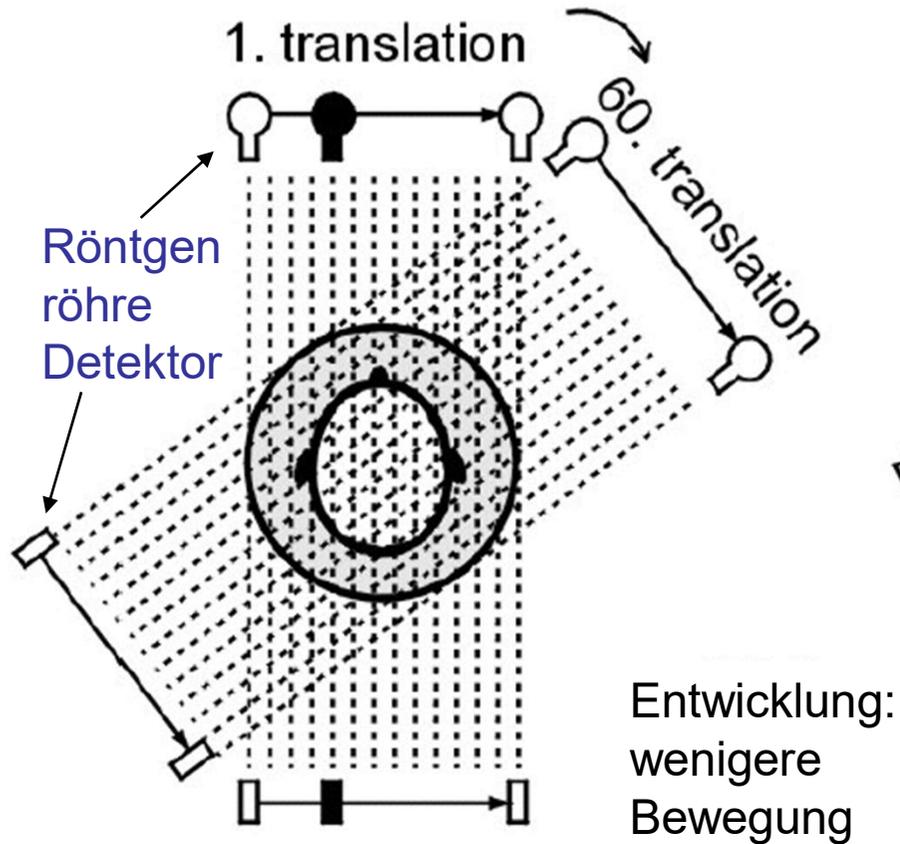


Doppelfenster

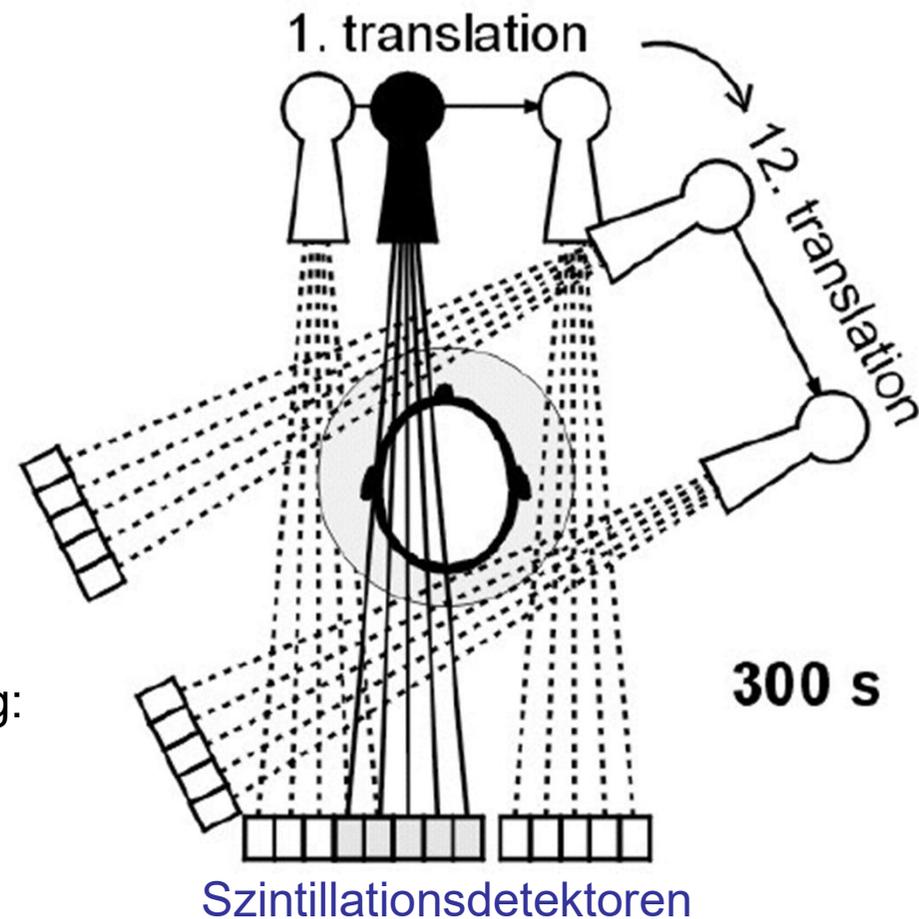


Technische Realisierung, Generationen

- I. Generation



- II. Generation



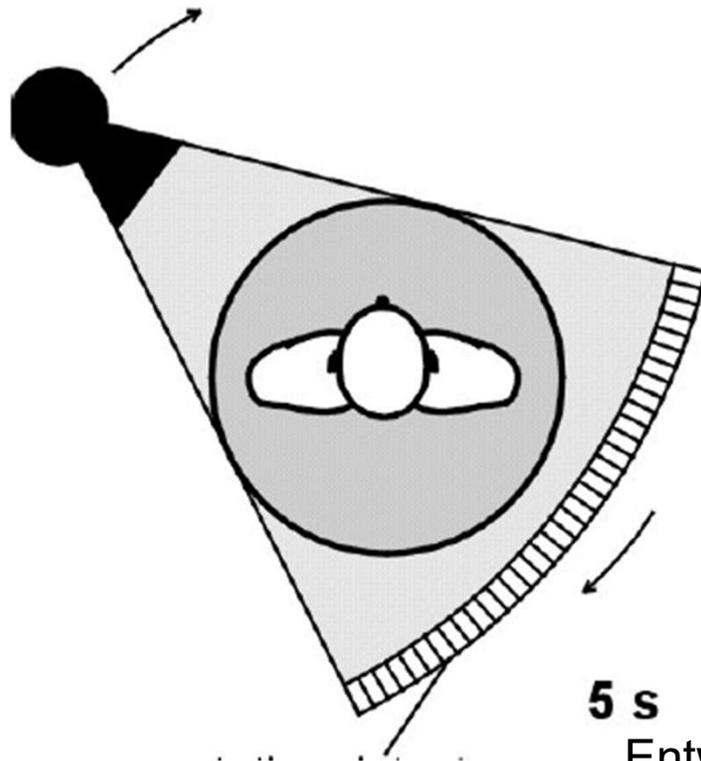
Erste Generation CT



Science Museum London

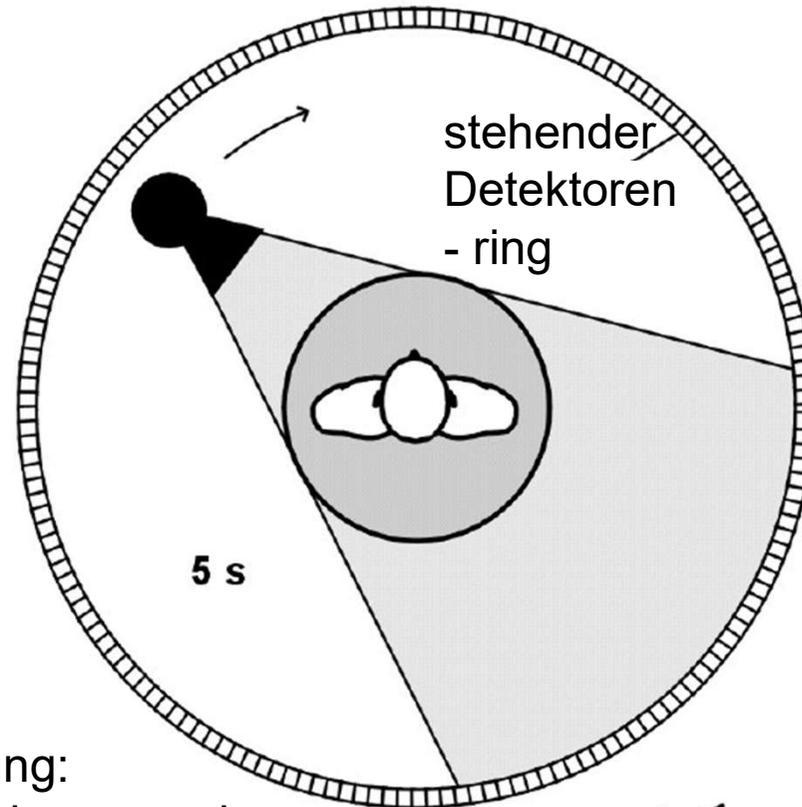
Technische Realisierung, Generationen

- III. Generation



bewegender Detektorbogen
Xe-Detektor (Ionisation)

- IV. Generation

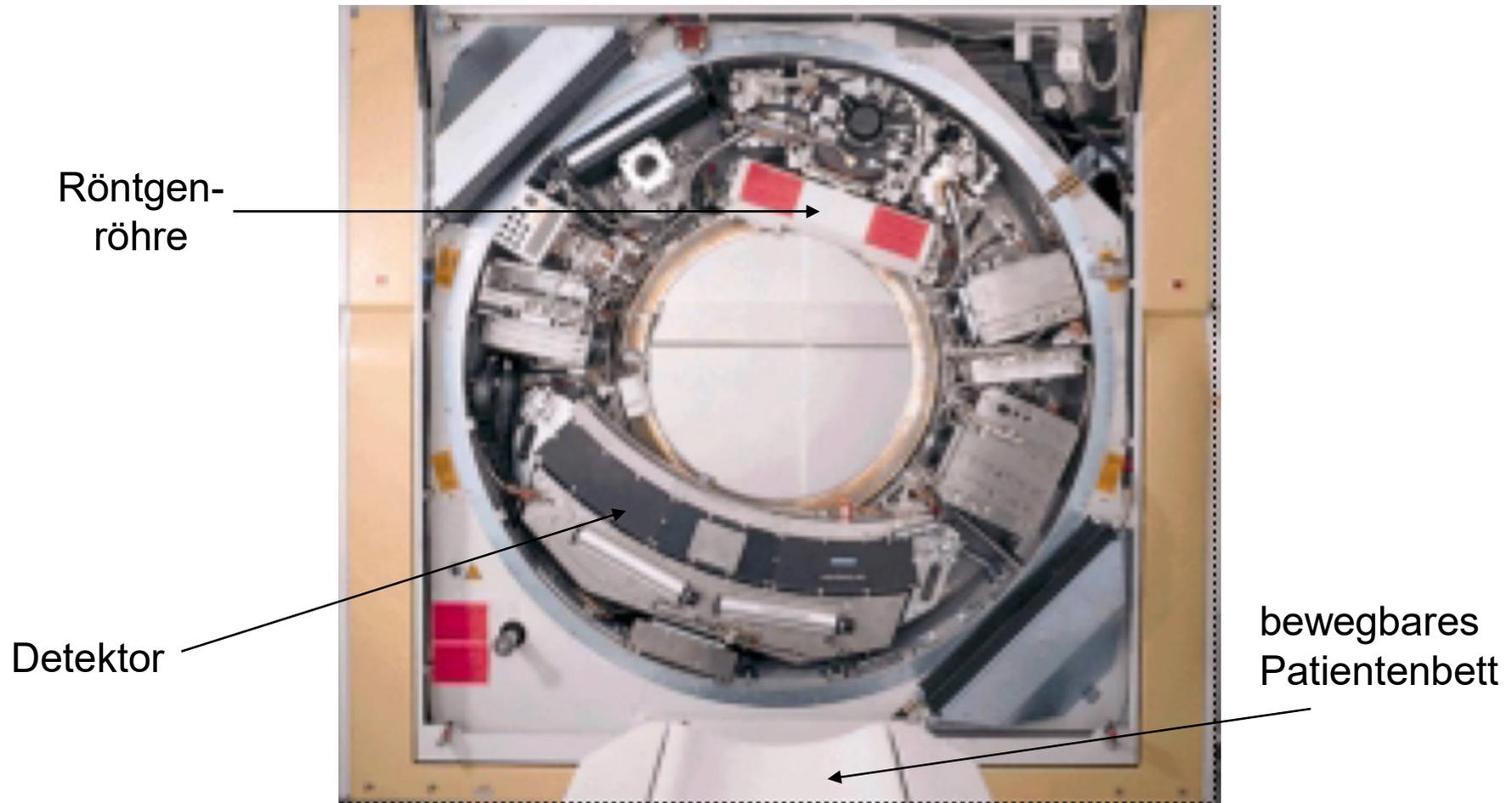


5 s
Entwicklung:
wenigere bewegende
Bauelemente

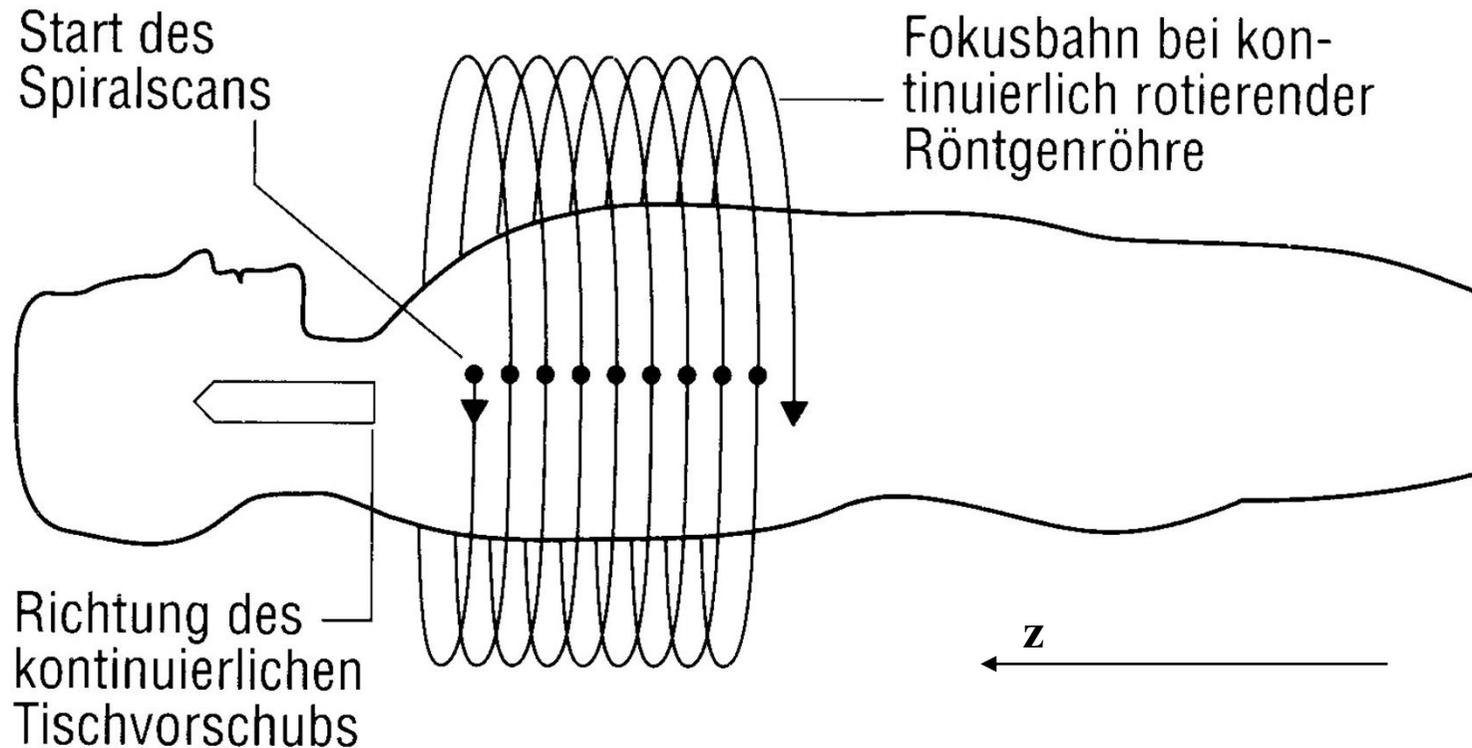
Moderne CT (3. o. 4. Generation)



Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)

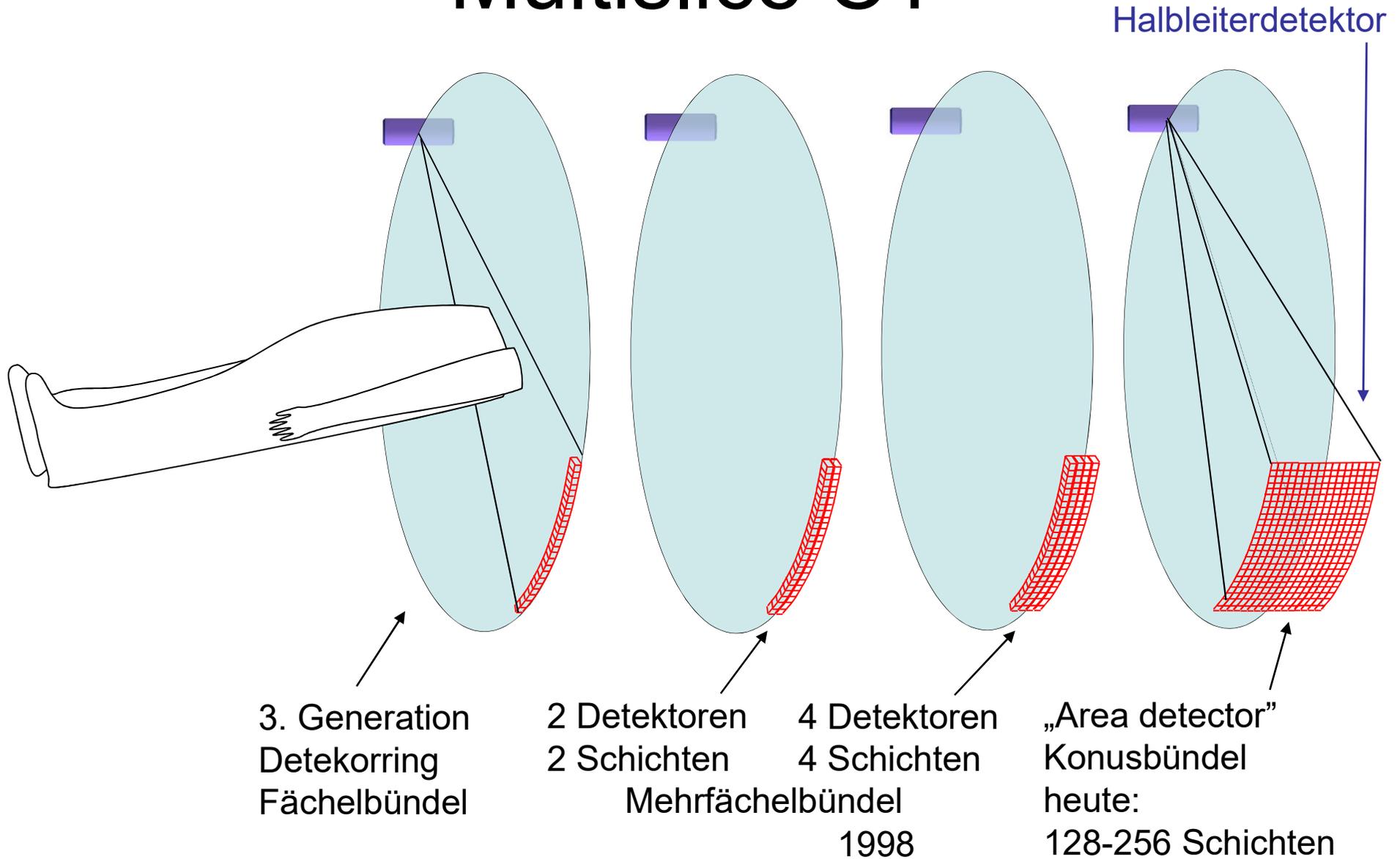


Generationen: spiral CT



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

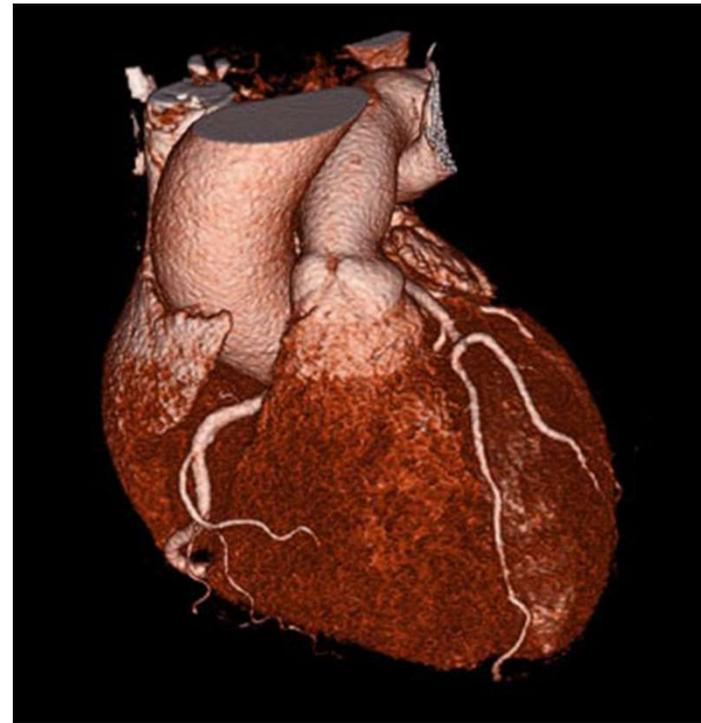
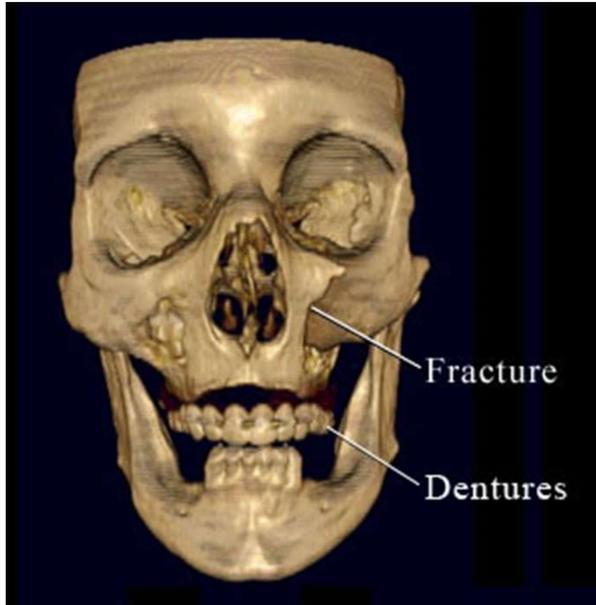
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

Volume rendering

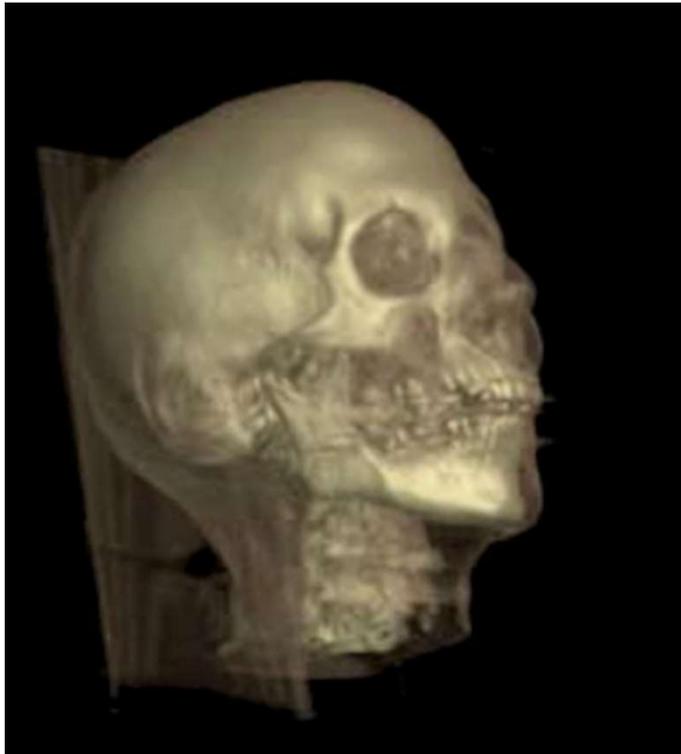
Die Volumenelemente haben unterschiedliche Durchsichtbarkeit, abhängig von ihrem CT-Wert (Weiche Gewebe transparent, Knochen fast intransparent.)

(!)

Surface rendering



Volume rendering



Eine drehende Version findet
man hier:
[http://www-
graphics.stanford.edu/software/
volpack/movies/colorhead.mpg](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