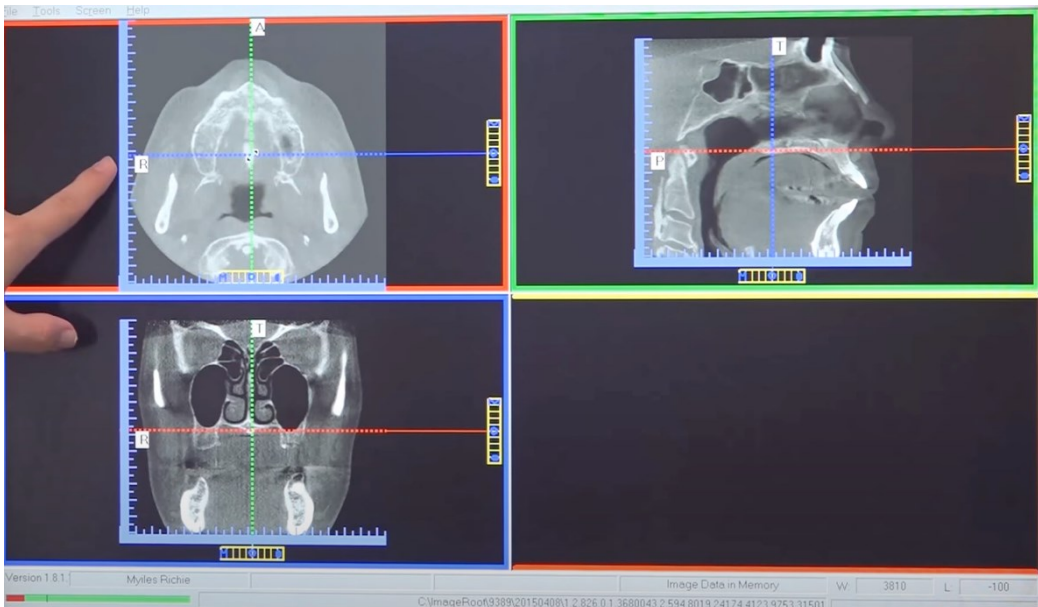
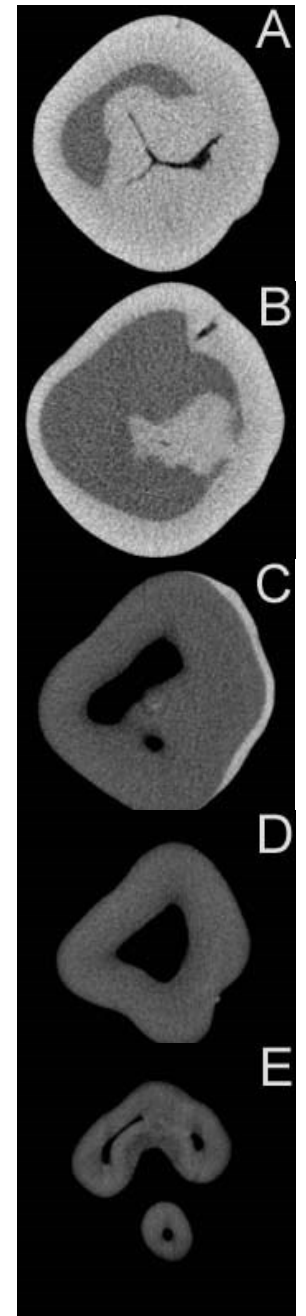
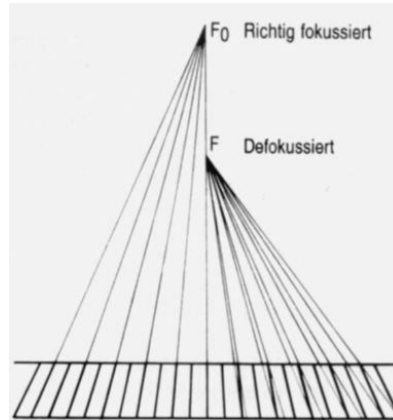


Röntgen-2

Strahlenbelastung, Bildqualität
Computertomographie (CT)



G.Schay

Minimalisierung der Strahlendosis

Filter

Kollimator

Optimale
Härte der
Strahlung

Abstand

Erhöhung der
Bildqualität
(Bildschärfe)

Fokus

Streustrahlungsraster

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

weiche Strahlung

harte Strahlung

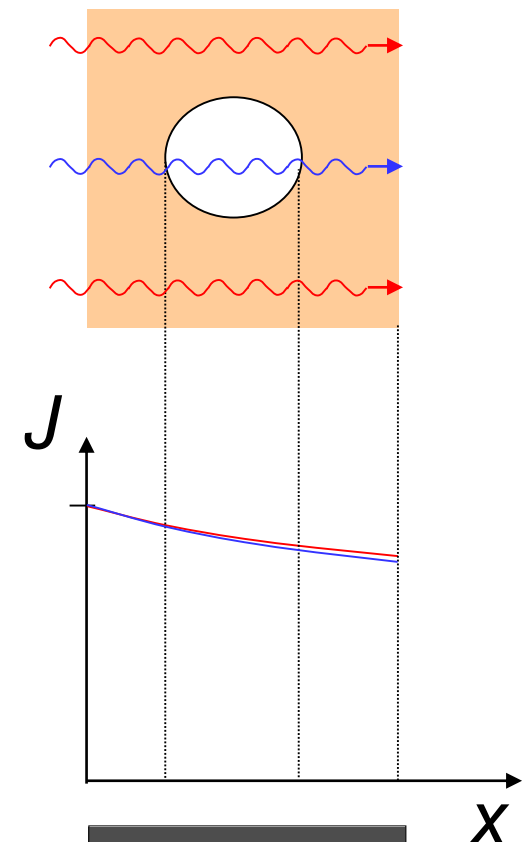
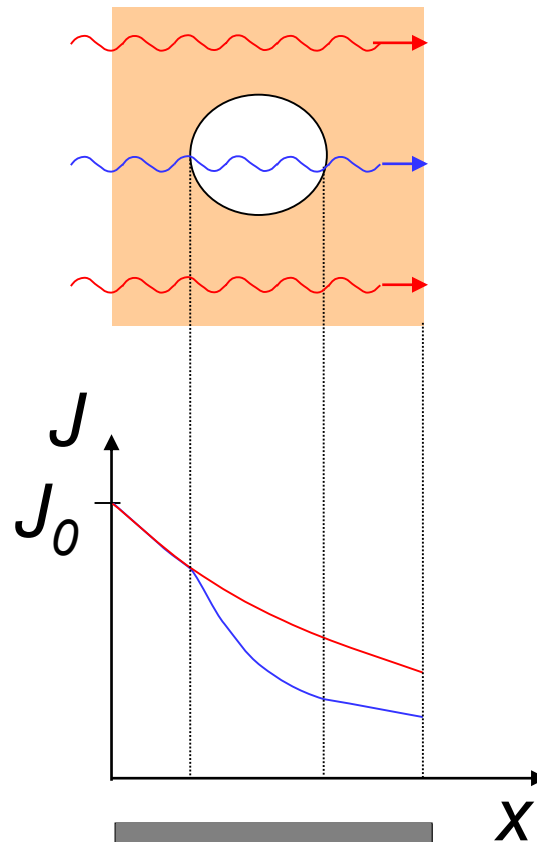
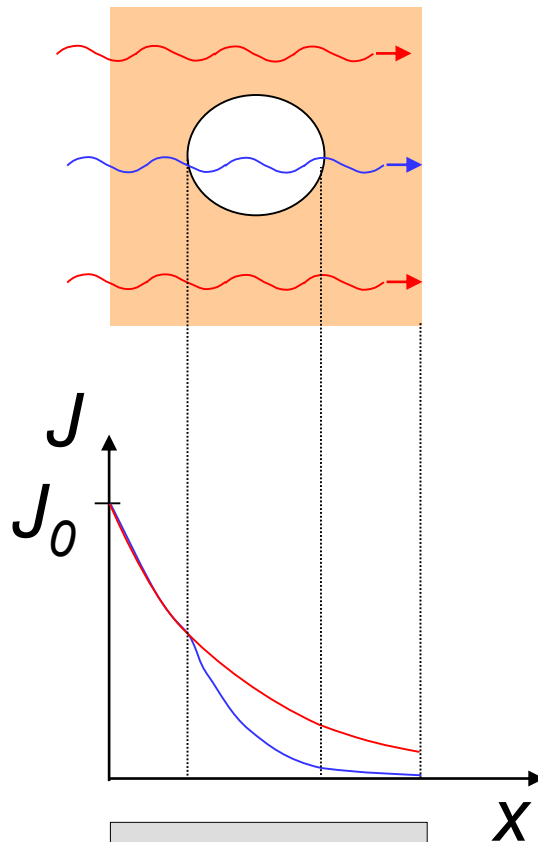


Bild:



Effektive Ordnungszahl der Gewebe

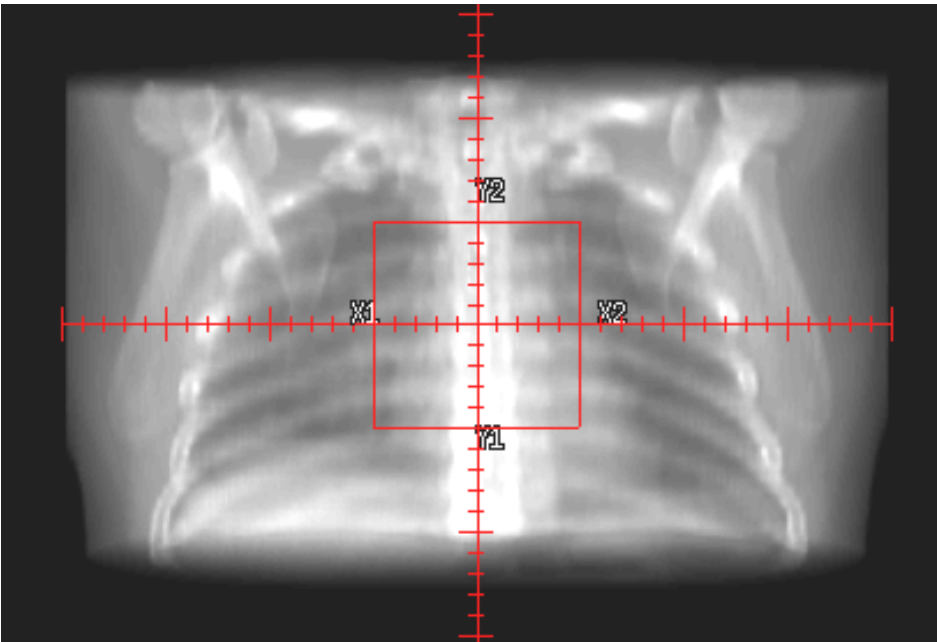
Zusammensetzung der verschiedenen Gewebe:

% Masse

Element	Z	in Fettgewebe	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
effektiver Ordnungszahl		6	7.4	13.8

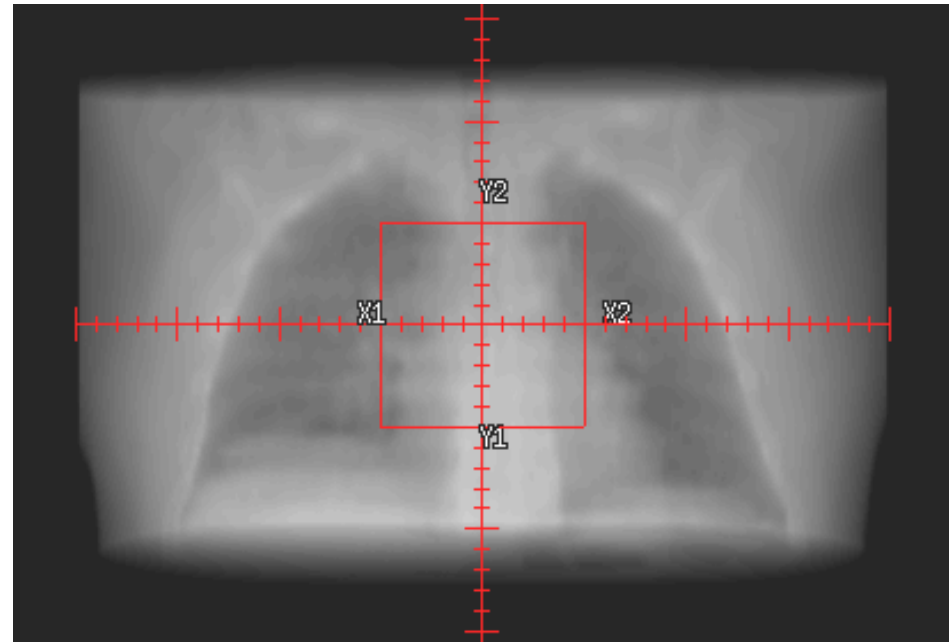
$$\frac{\tau_{m,Knochen}}{\tau_{m,weiches Gewebe}} = \frac{Z_{eff,Knochen}^3}{Z_{eff,weiches Gewebe}^3} = \frac{13,8^3}{7,4^3} = 6,5$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität



30 keV

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



2000 keV

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

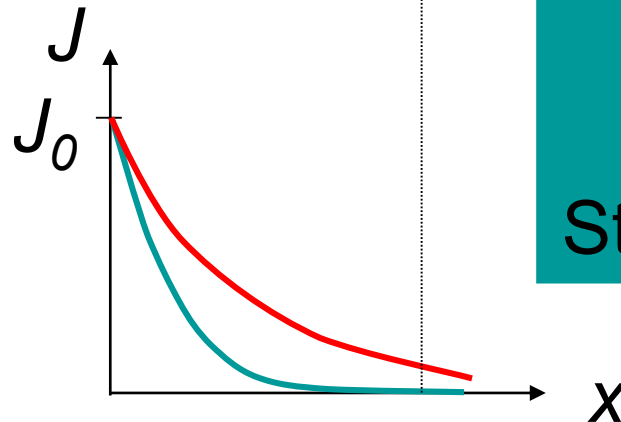
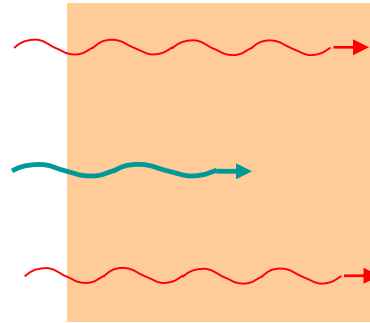
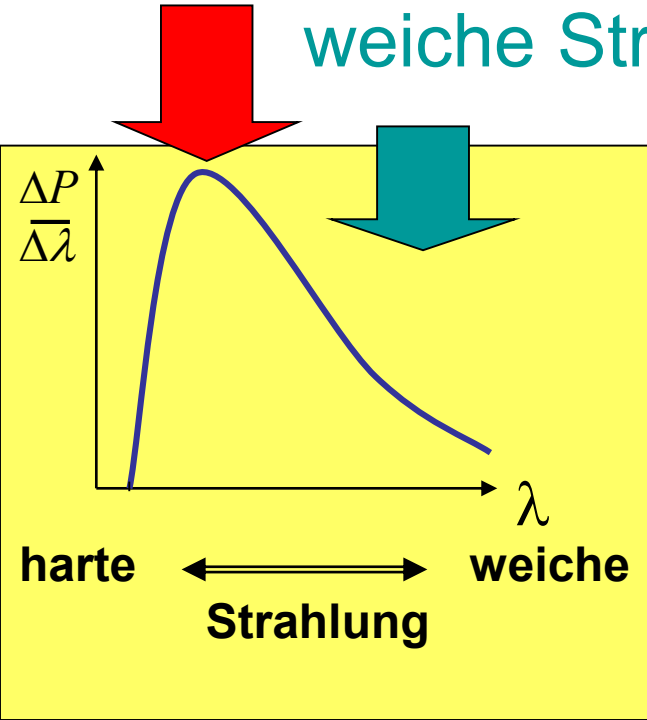
Anwendung eines Filters:

Schwächung der weichen und harten Röntgenstrahlung

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

Rtg Strahlung von mittlerer Härte

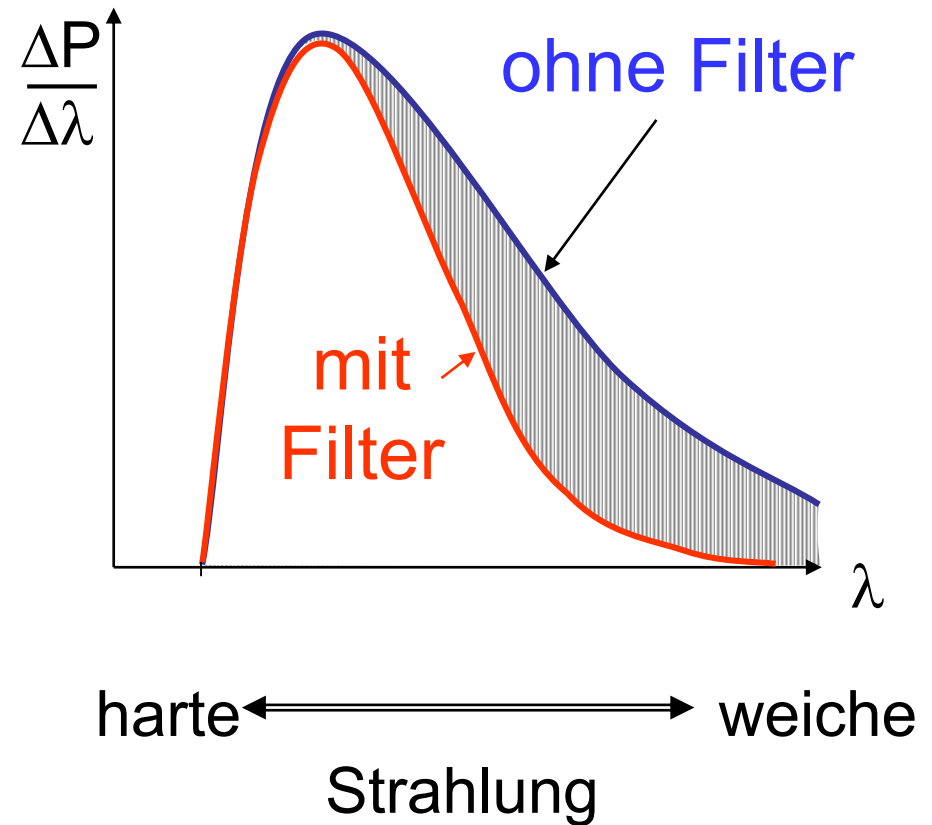
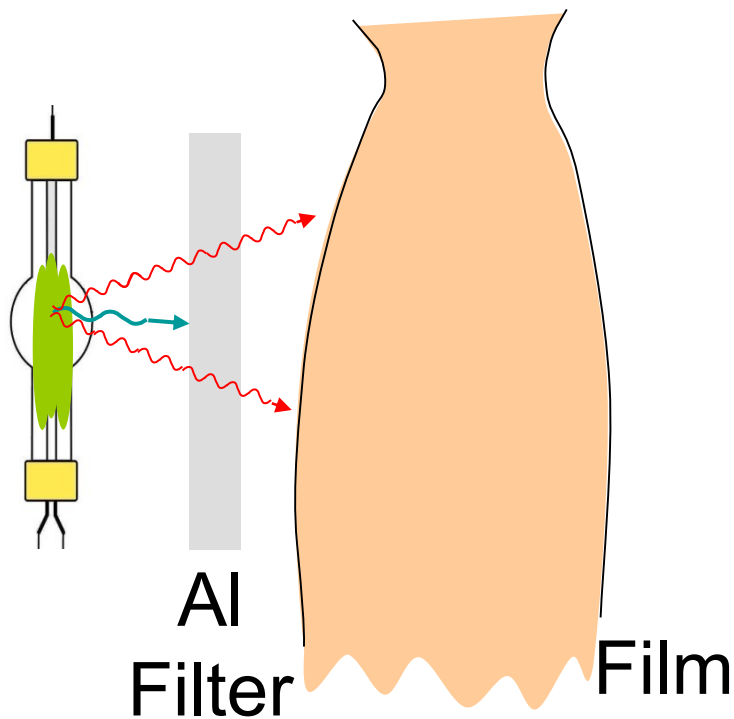
weiche Str.



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

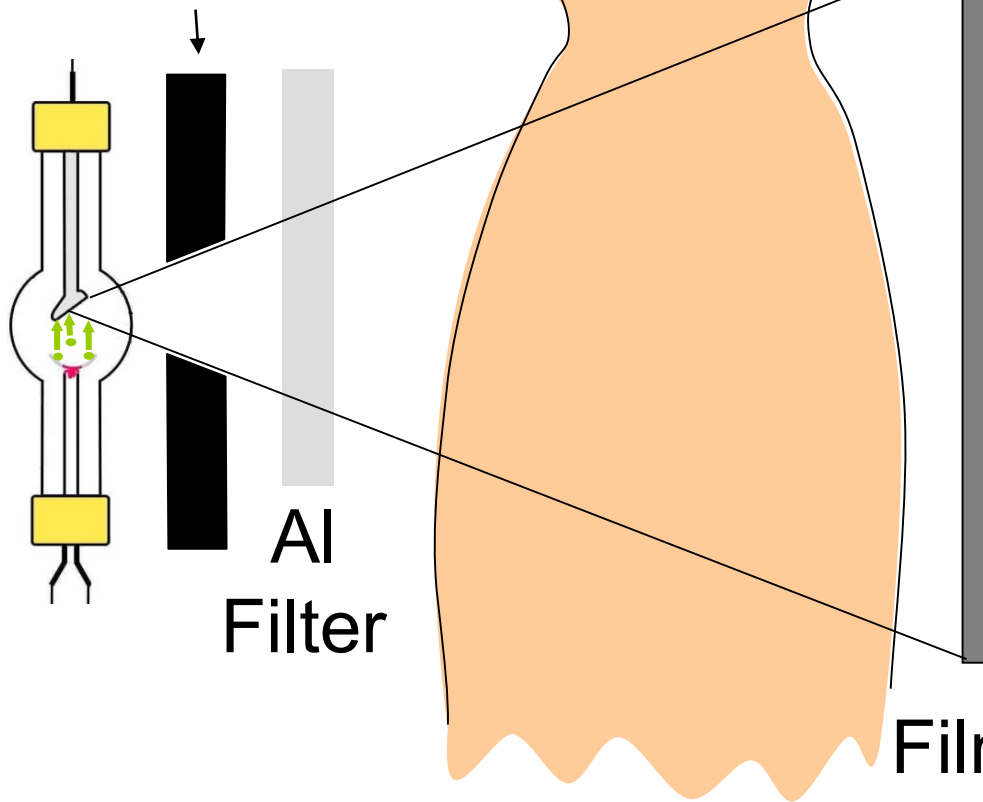
Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



Kollimator

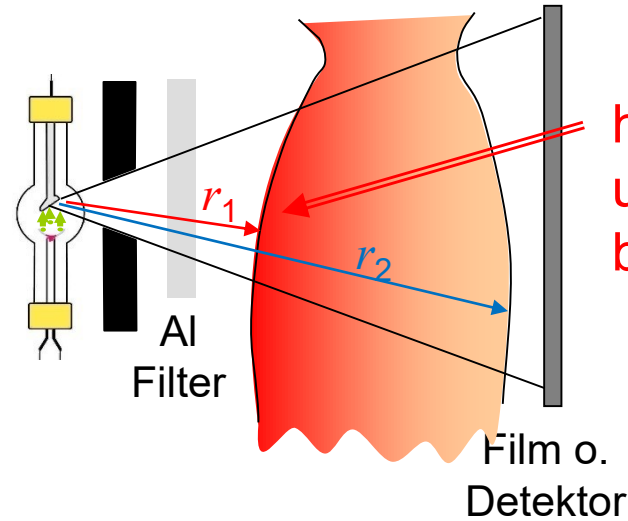
Bleikollimator



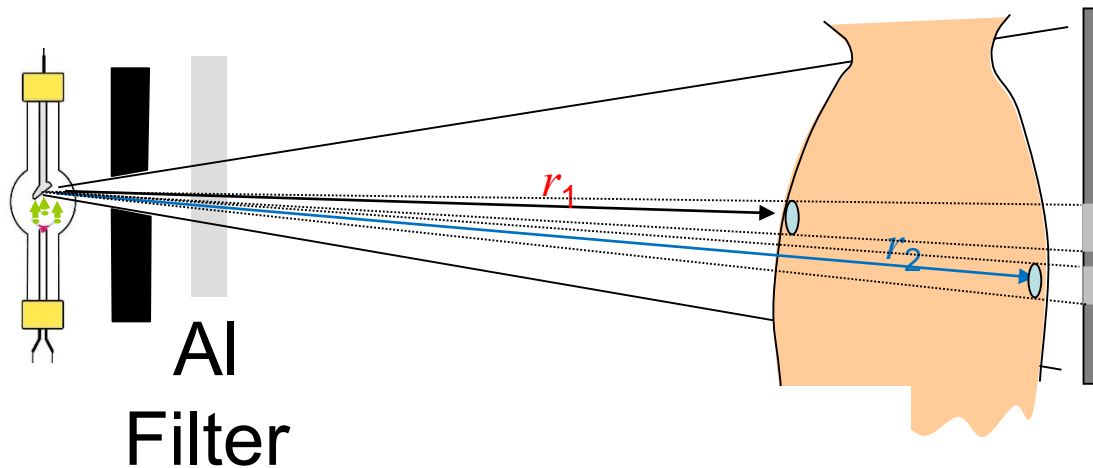
Nur die zu untersuchende Körperteile dürfen bestrahlt werden:
-Strahlenschutz
-Reduzierung der Streustrahlung

Abstand und Strahlenbelastung

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

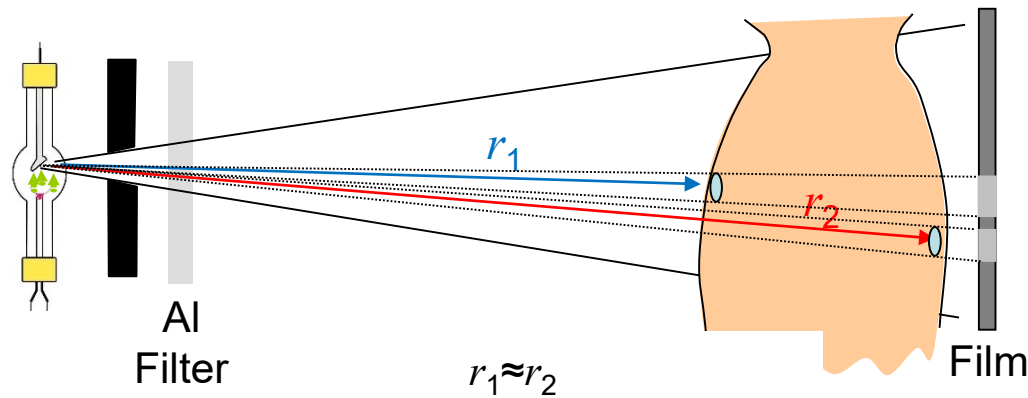
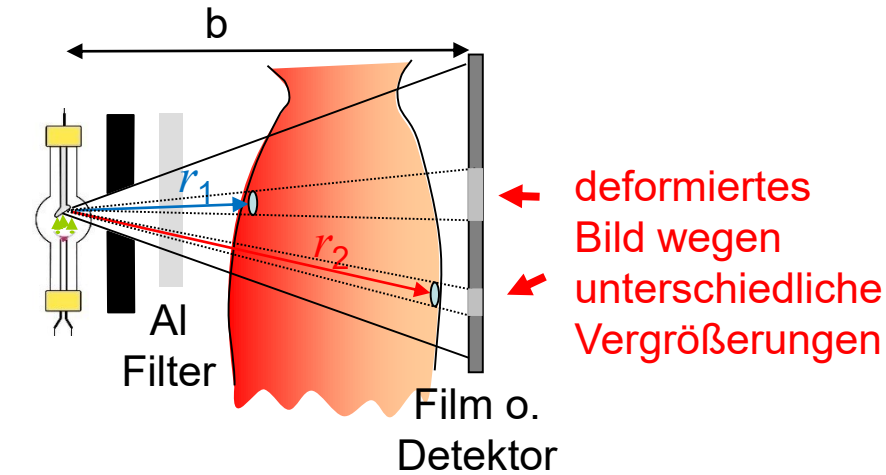


$r_1 \ll r_2$
hohe Intensität
und Strahlen-
belastung



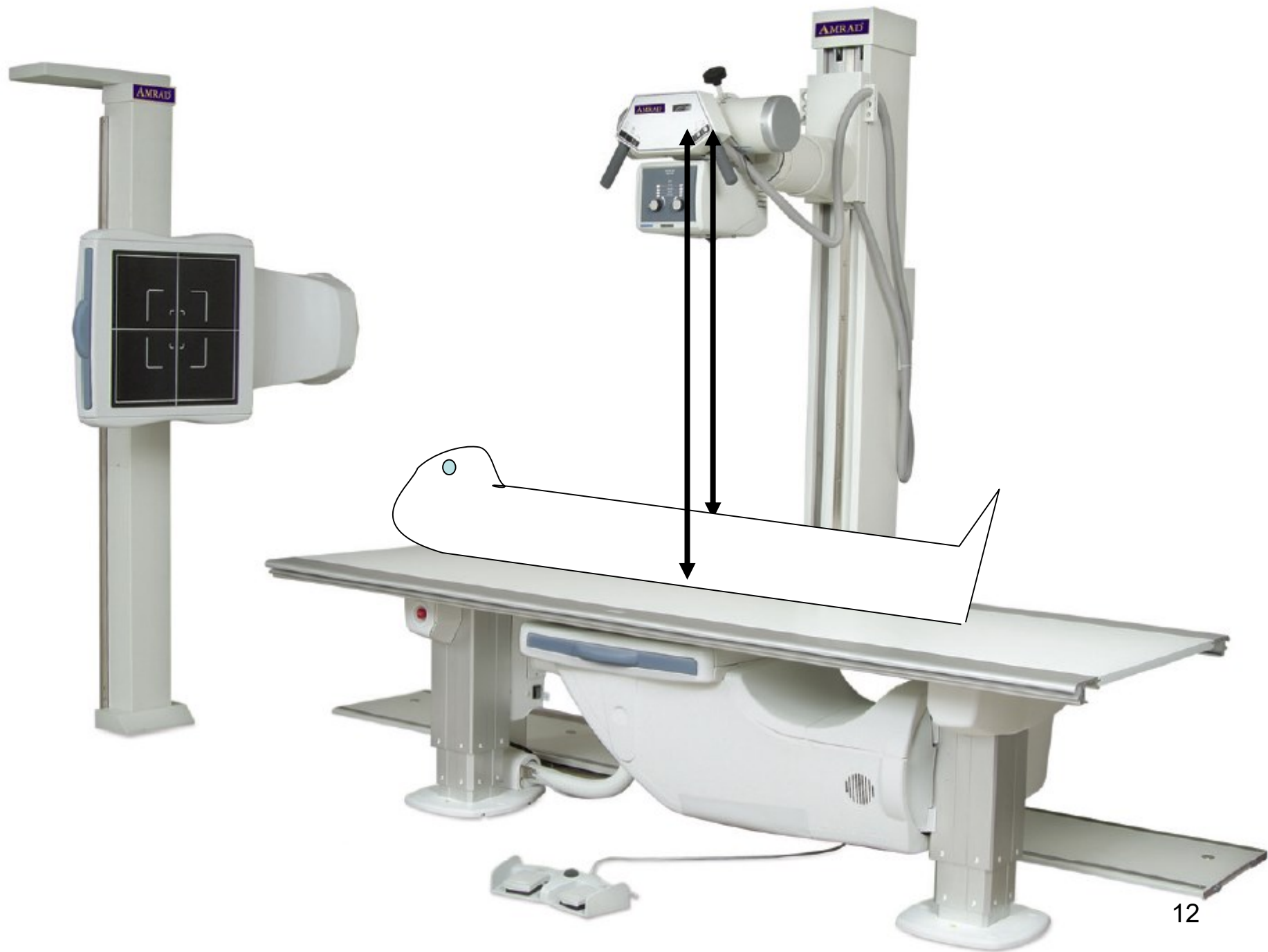
$r_1 \approx r_2$
fast homogene
Intensität- und
Dosisverteilung

Abstand und Bildqualität

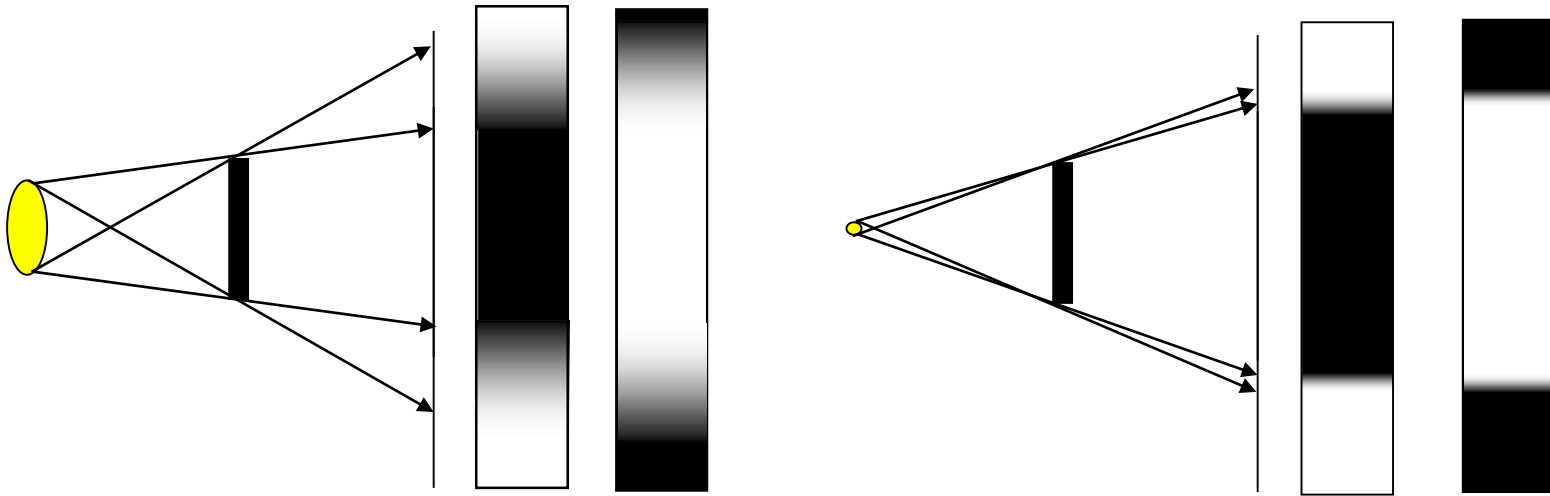


fast gleiche Vergrößerungen,
keine Deformation





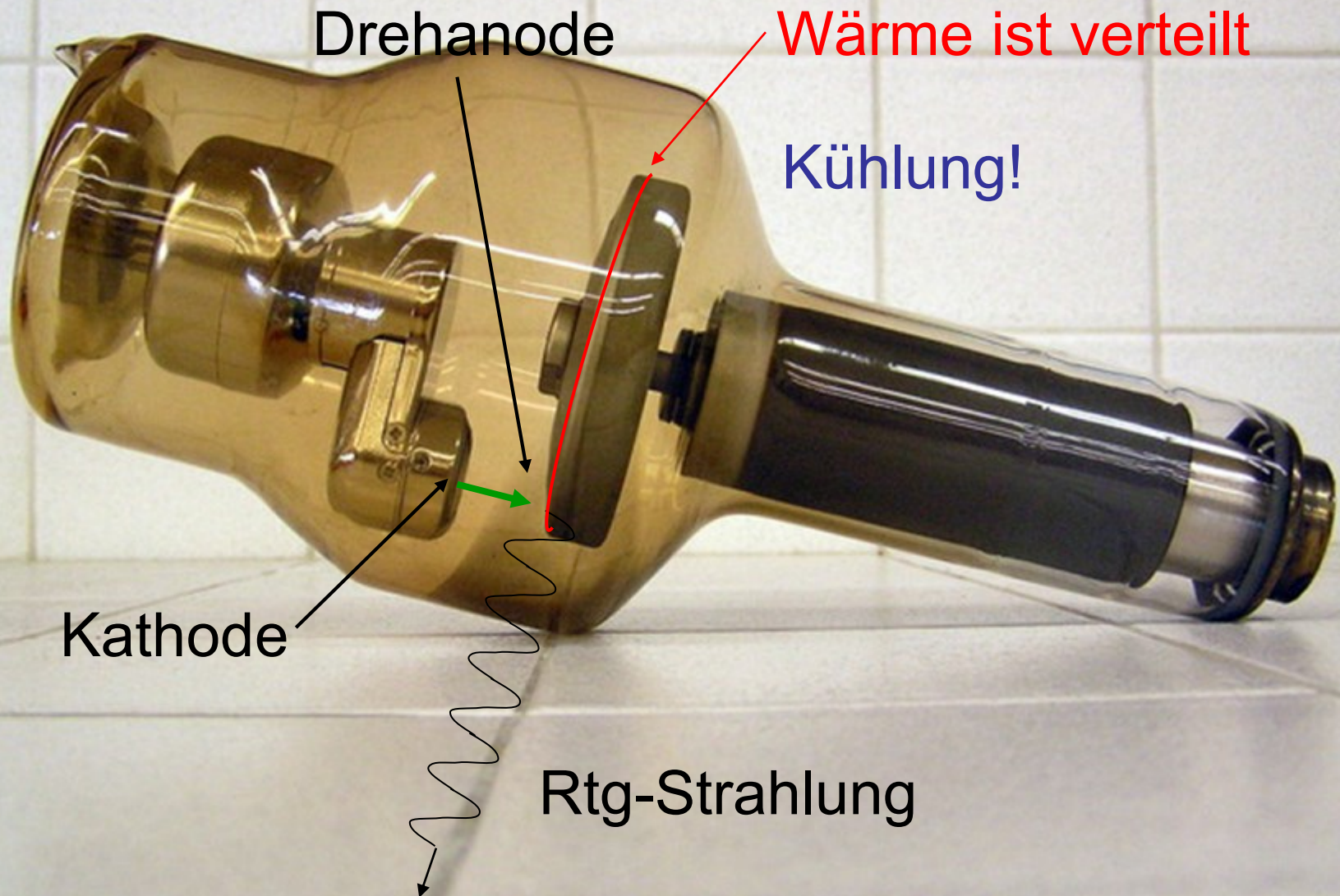
Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle



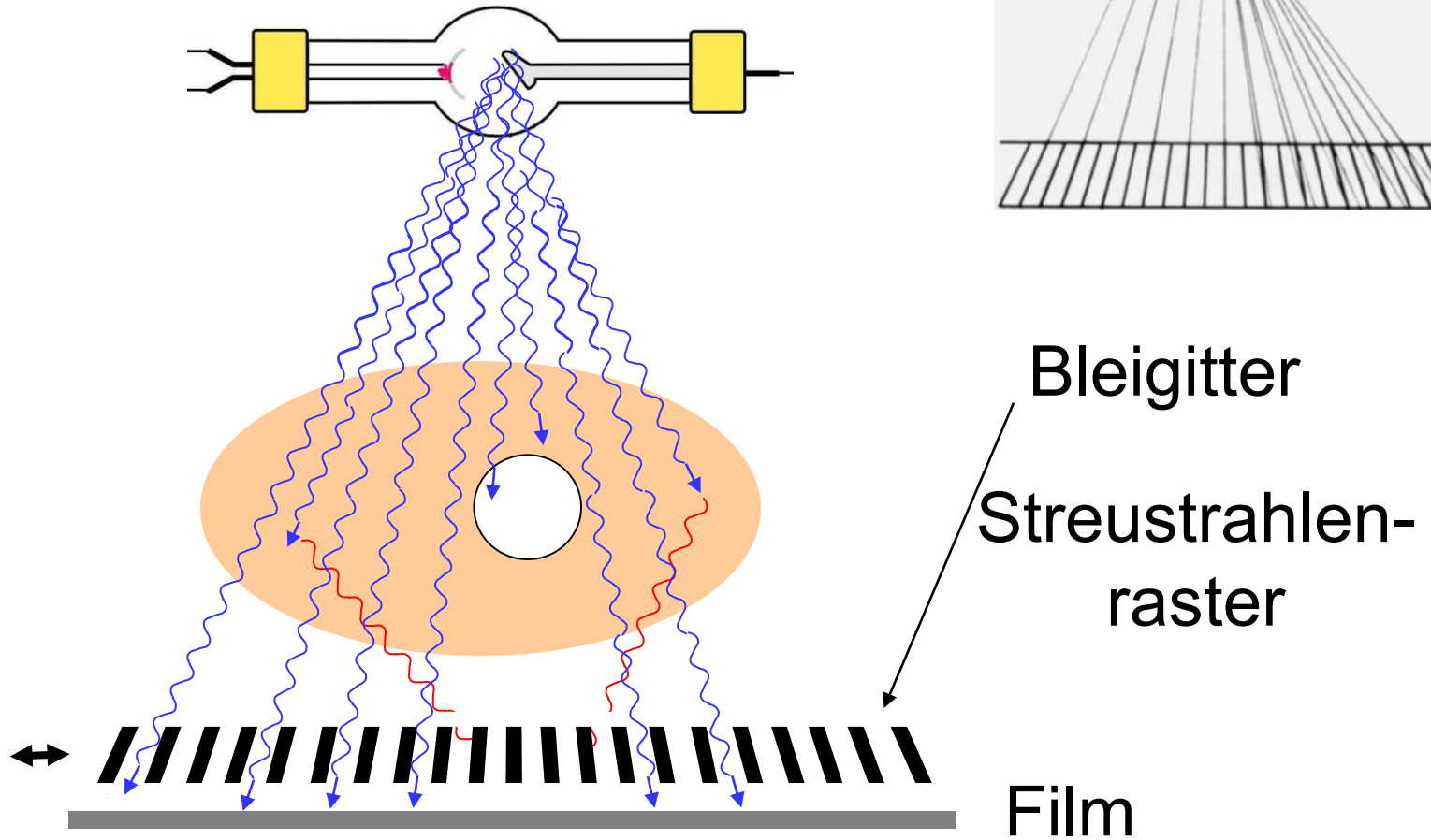
Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)
kleinerer Fokus:

- ⇒ konzentrierte Wärmebelastung der Anode
- ⇒ Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre

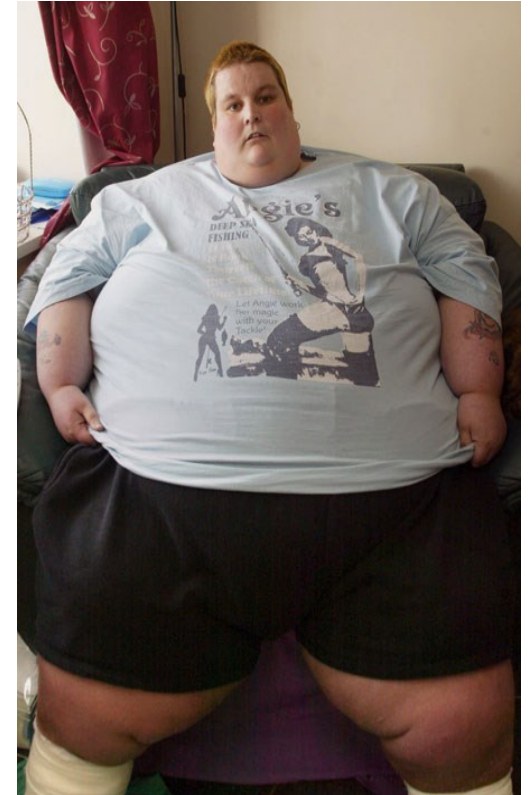
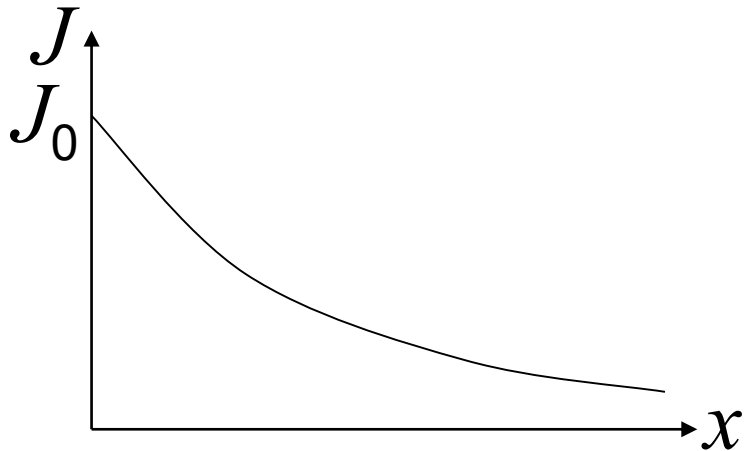


Minimalisierung der Streustrahlung



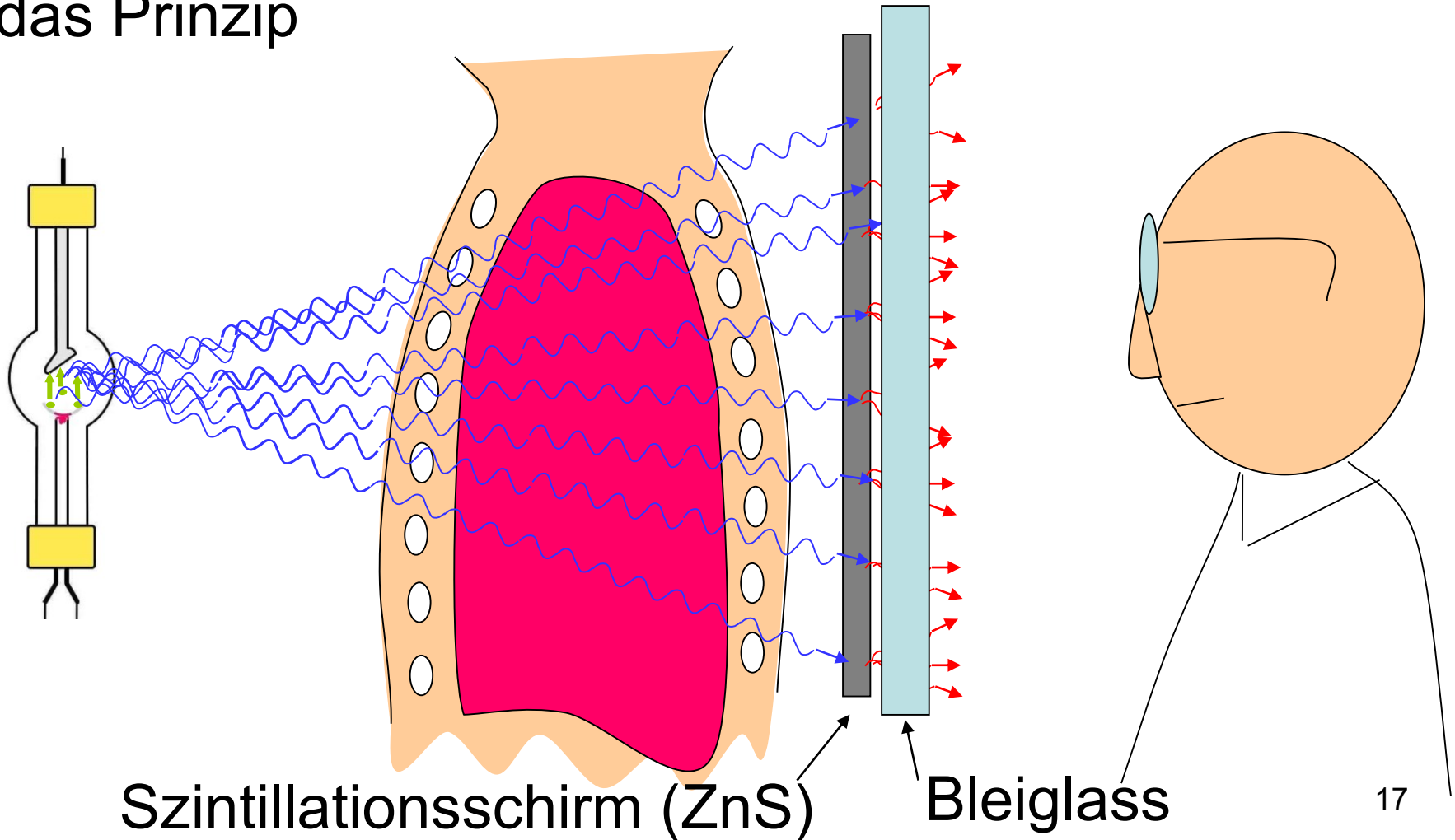
Rolle der Schichtdicke

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



Konventionelle Fluoroskopie

das Prinzip

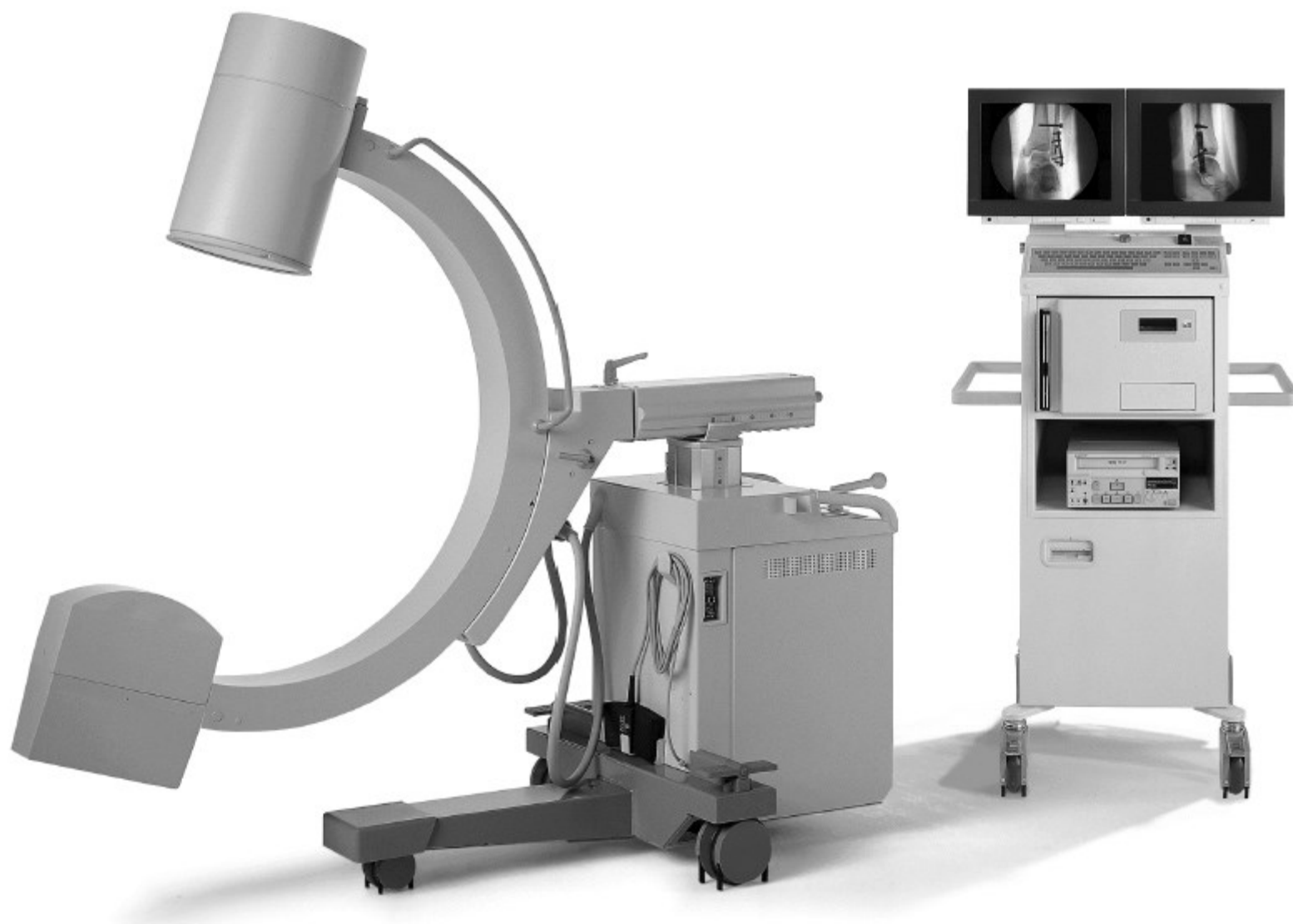


- Vorteile:
 - keine Entwicklungszeit
 - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
- Nachteile:
 - hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
 - schwaches Licht (dunkeler Raum)

Fluoroskopie heute ausschließlich mit:

⇒ Bildverstärker

⇒ Digitale Detektoren

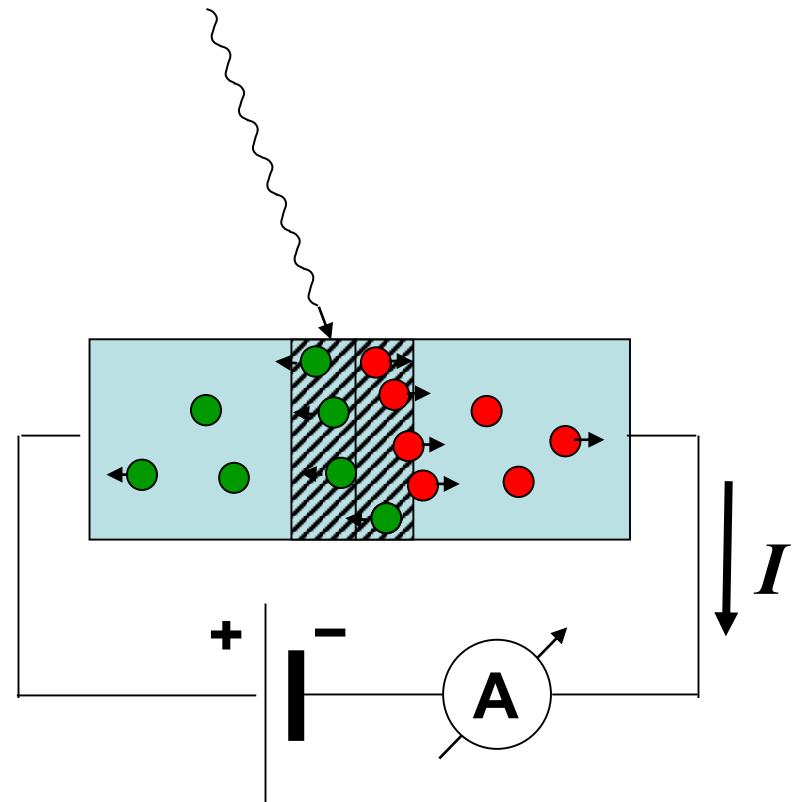
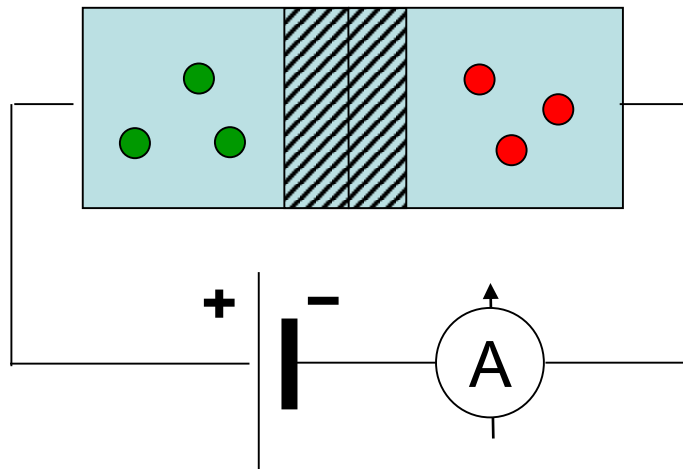
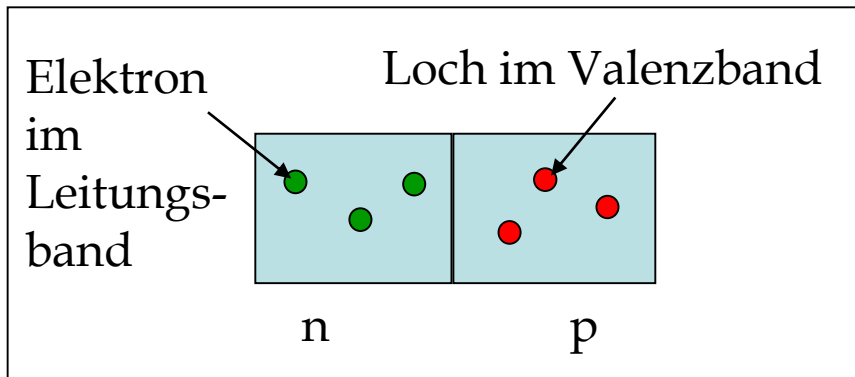


Vorteile der Anwendung des Bildverstärkers

- 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 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)

Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

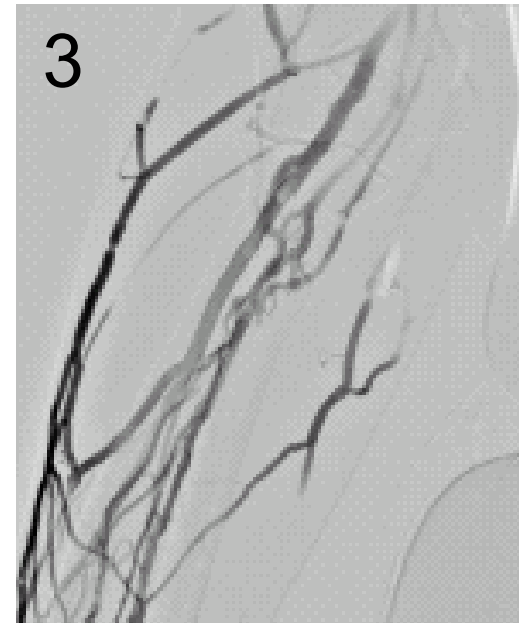
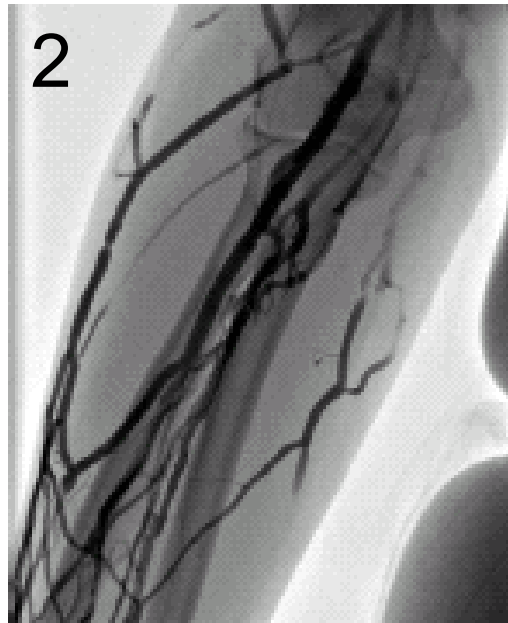
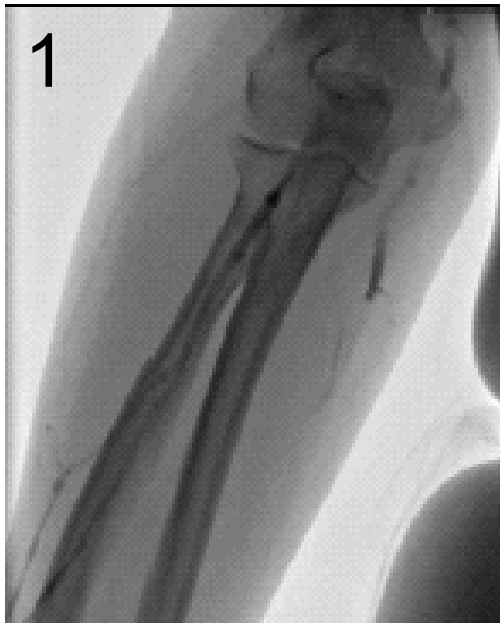
#1 Basisbild (\Rightarrow digitalisiert gespeichert)

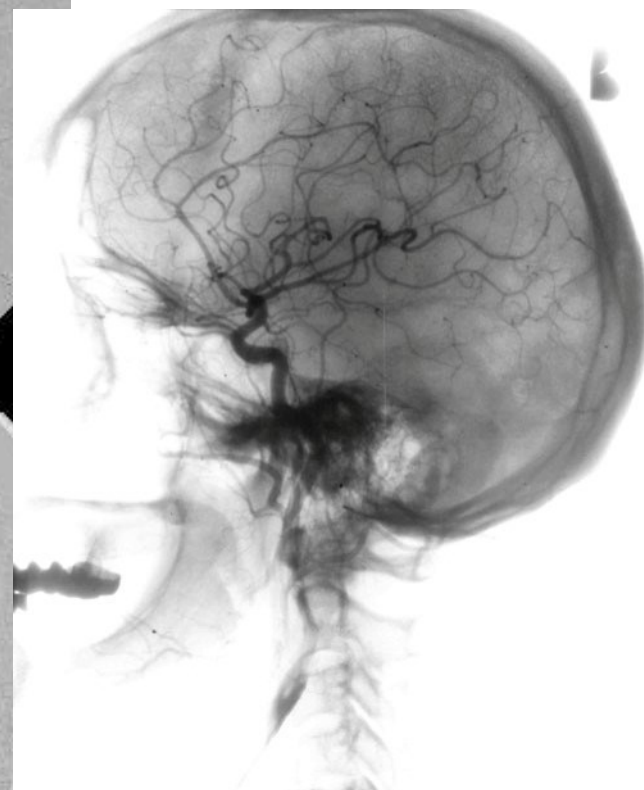
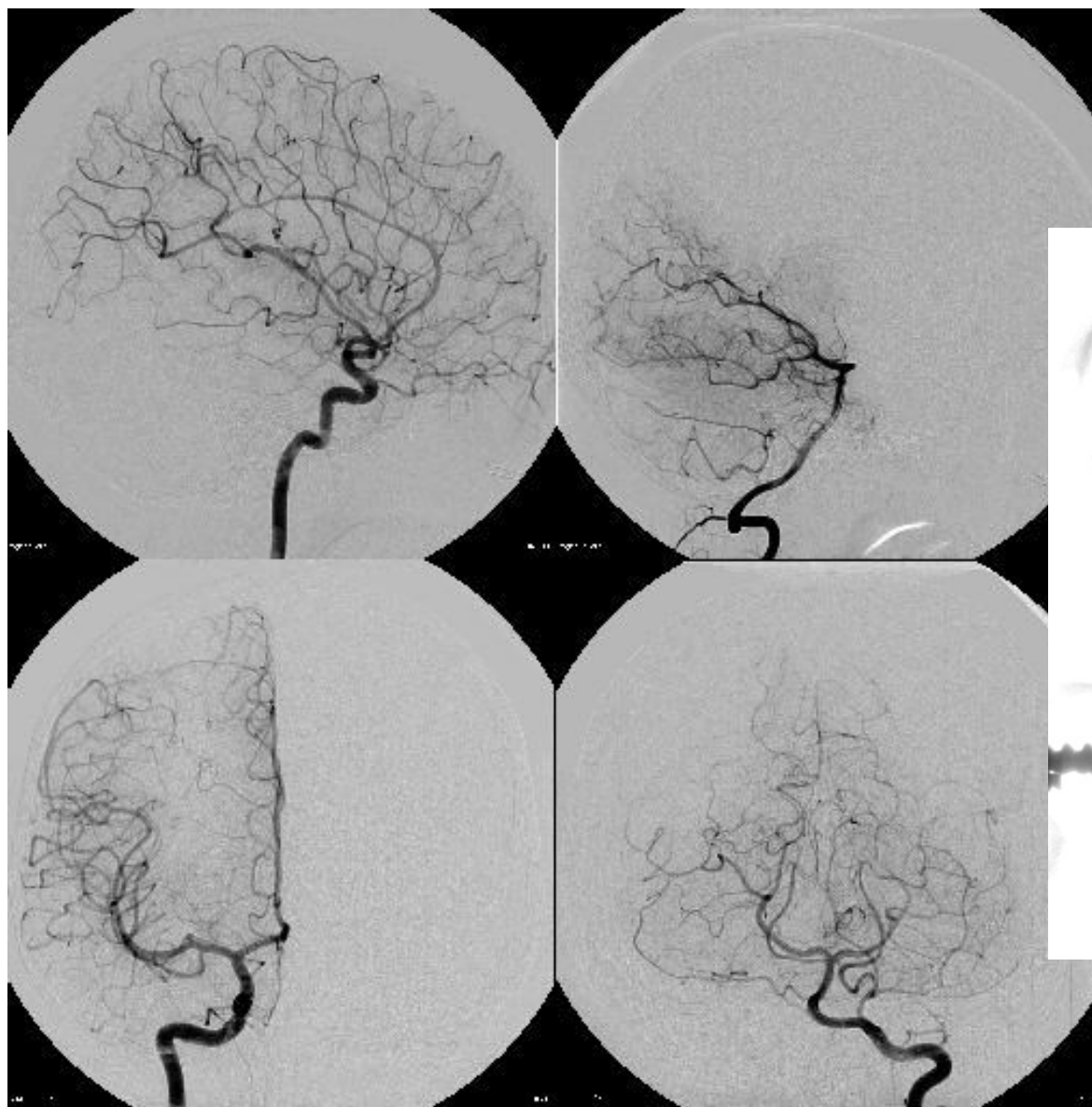
Eingabe des Kontrastmittels

zB. durch einem Katheter in die Blutgefäßen

#2 zweites Bild: Füllungsbild

#3 = #2 – #1 Basisbild aus Füllungsbild abgezogen





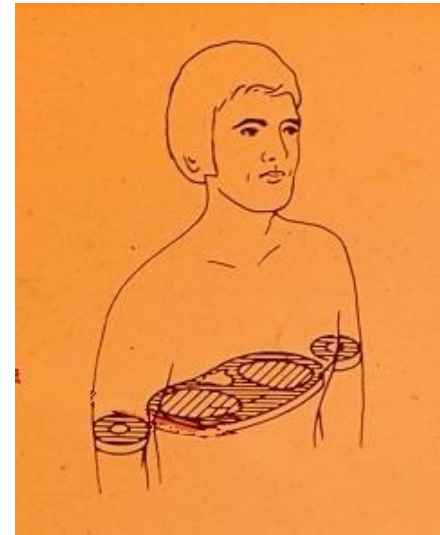
CT

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

Τομος

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht
wird abgebildet.

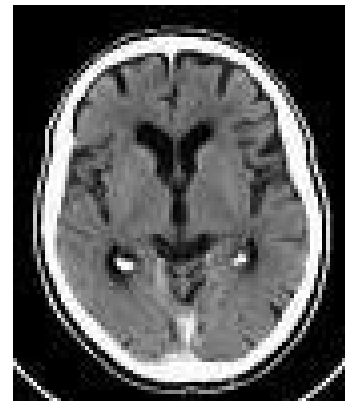


Geschichte der Tomographie

Godfrey N. **Hounsfield**
und Allan M. **Cormack**



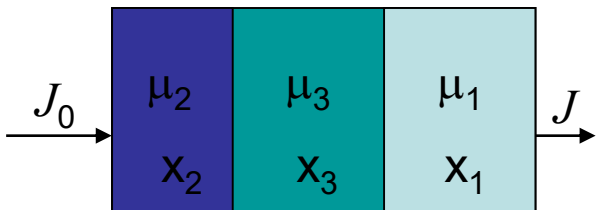
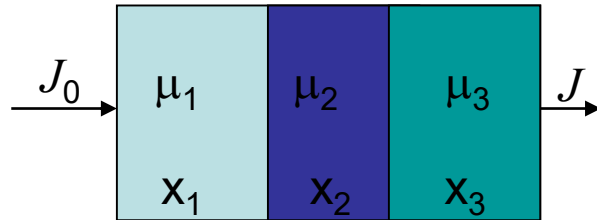
- **1972 Prototyp**
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- **1979 Nobel Preis**
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
–2006: 64 Schichten



Wiederholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

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

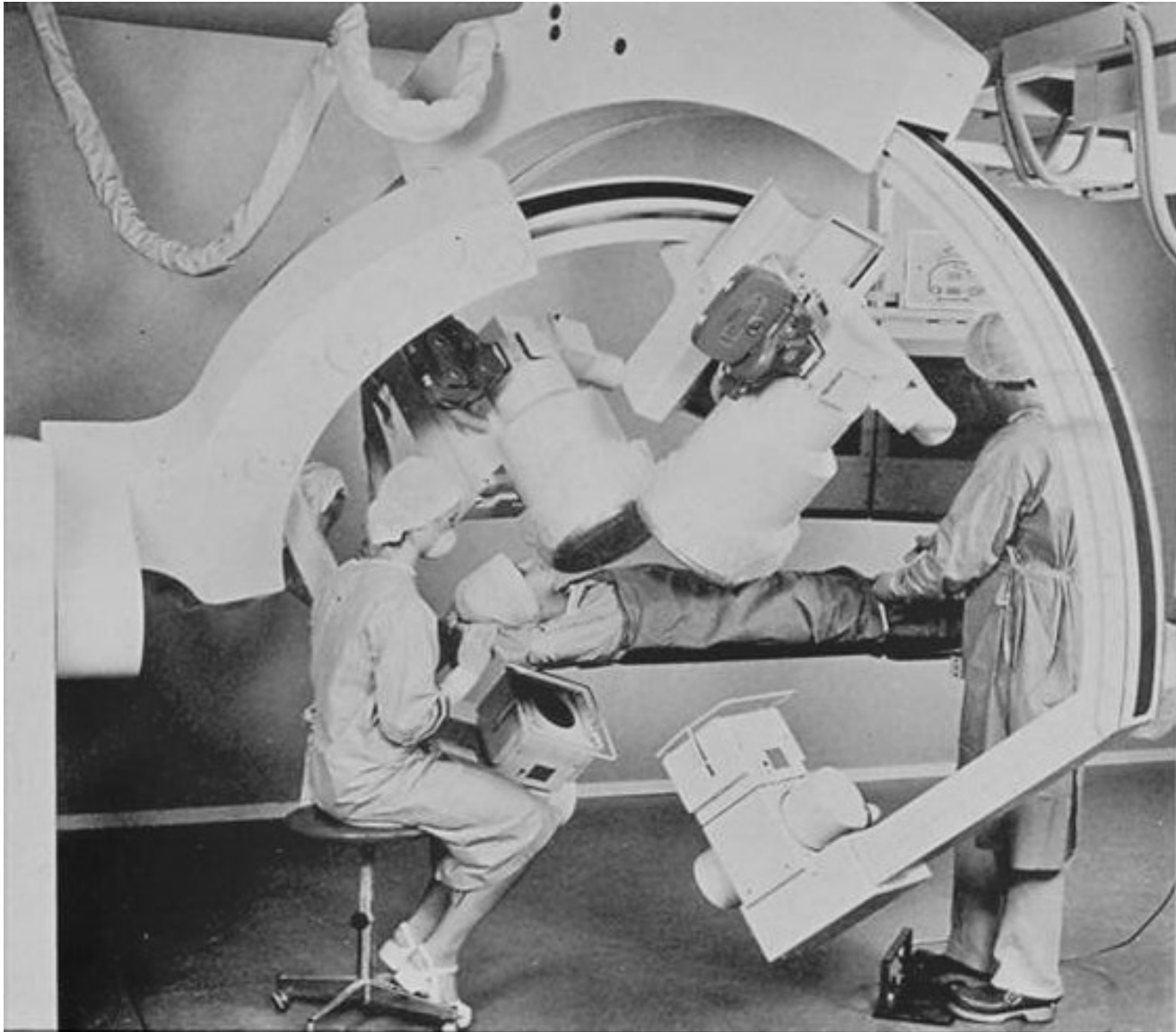
↑



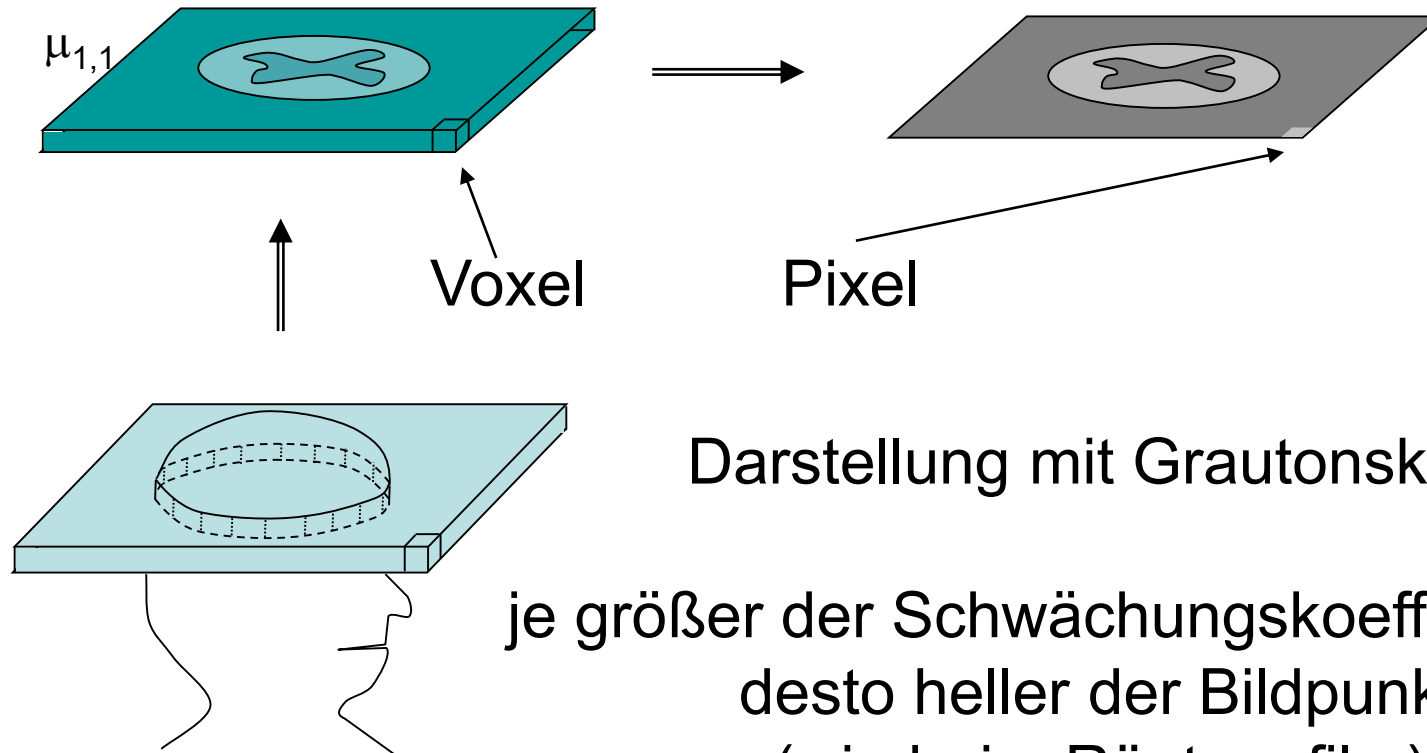
Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe

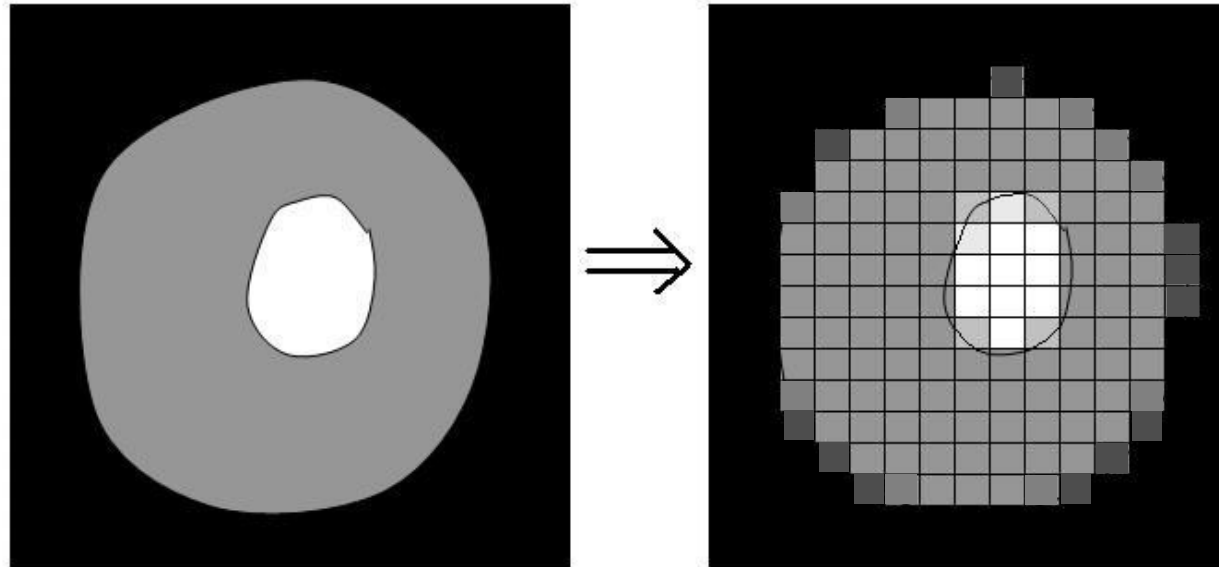


Voxel-Pixel

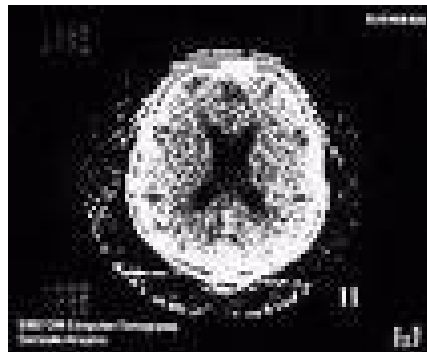


je größer der Schwächungskoeffizient (μ)
desto heller der Bildpunkt
(wie beim Röntgenfilm)

Auflösung



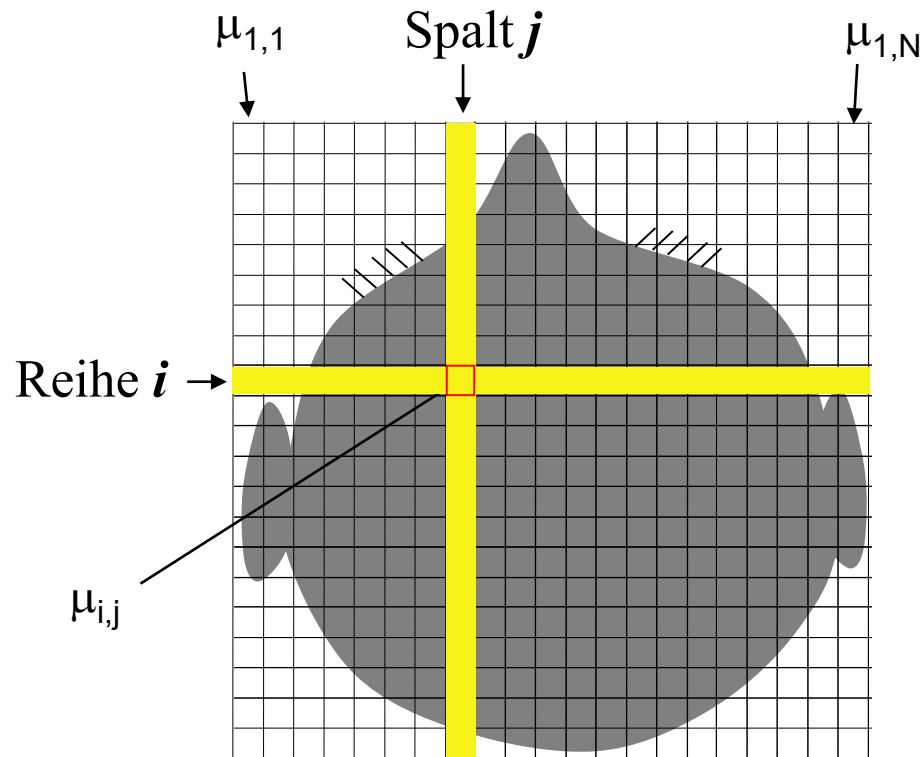
128 x 128



512 x 512



Grundprinzip der Computertomographie



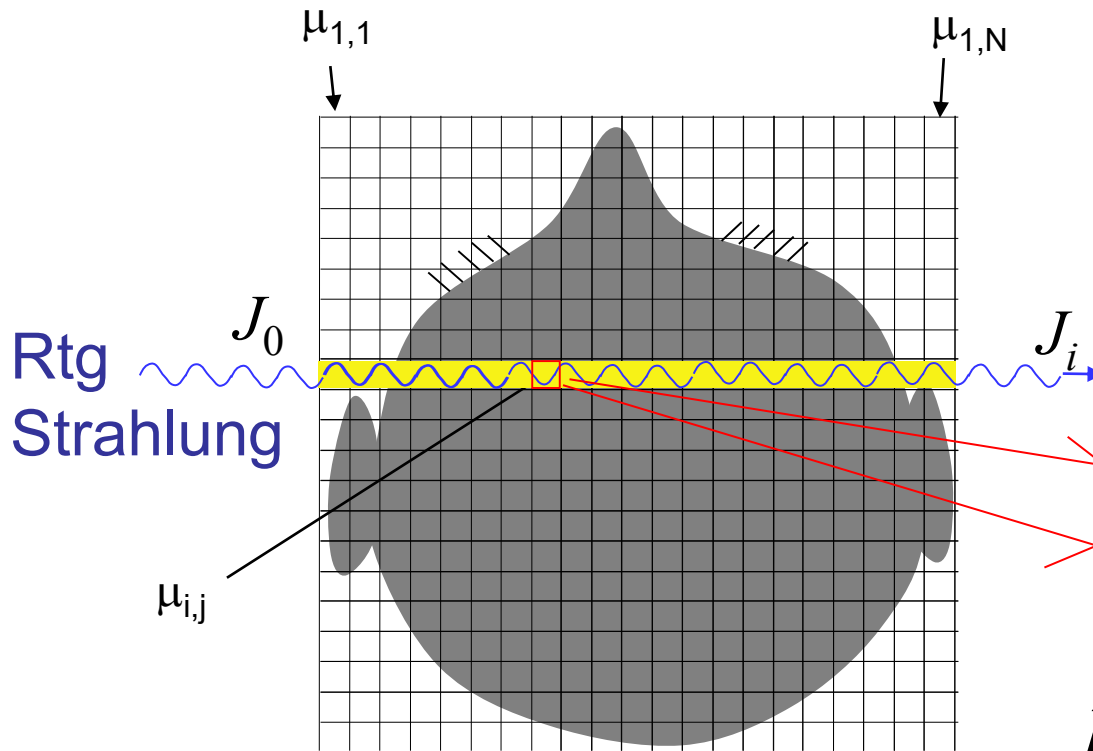
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> 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 .

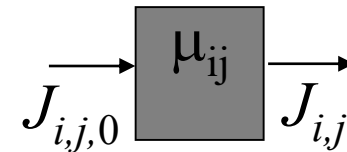
NxN Tabelle (Matrix)

Messung und Bildrekonstruktion



Röntgengichte:

$$D_i = \lg \frac{J_0}{J_i}$$



$$D_{i,j} = \lg \frac{J_{i,j,0}}{J_{i,j}} \sim \mu_{i,j}$$

messbar $\rightarrow D_i = \sum_{j=1}^n D_{i,j}$ \leftarrow zu Bestimmen

Messung und Bildrekonstruktion

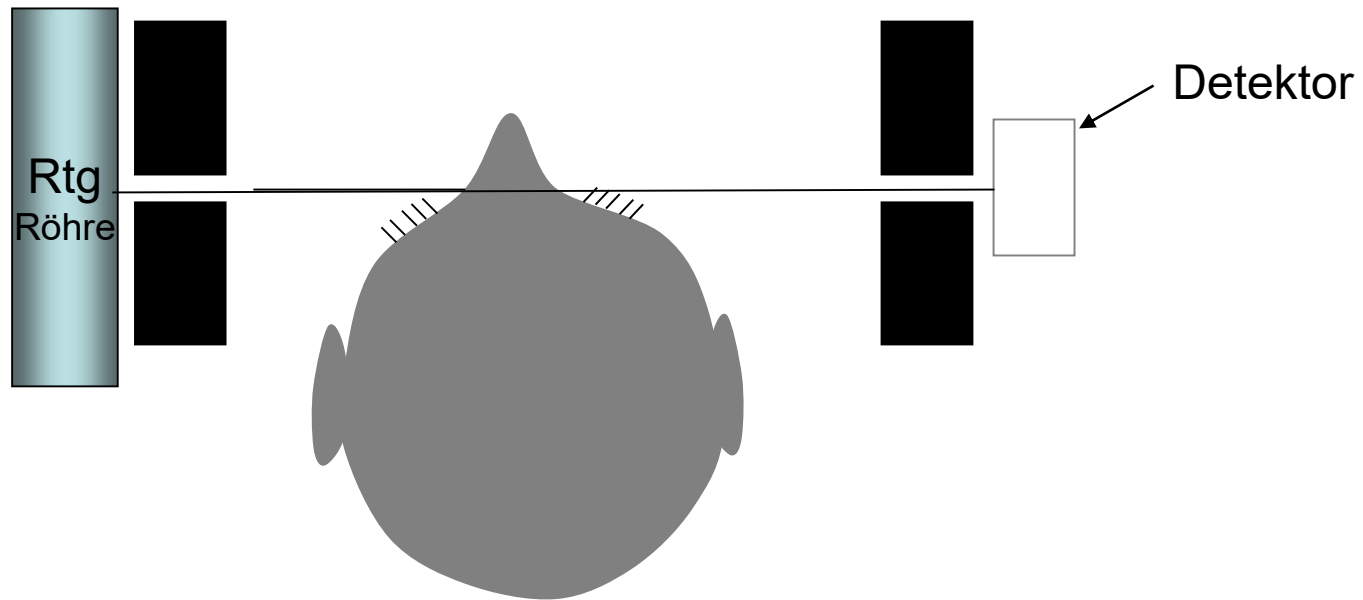
$N \times N$ unbekannte Werte ($D_{i,j}$ oder $\mu_{i,j}$)

eine Aufnahme: N Messwerte

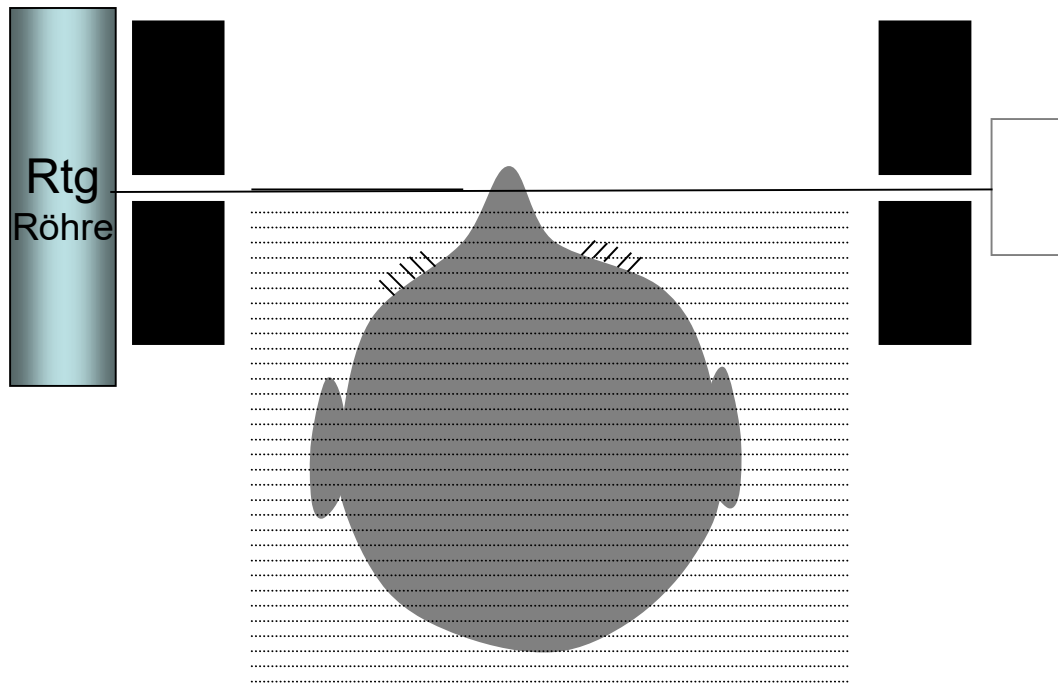
um $N \times N$ unbekannten zu bestimmen $N \times N$
Messwerte sind notwendig

\Rightarrow Aufnahmen aus mehreren Richtungen

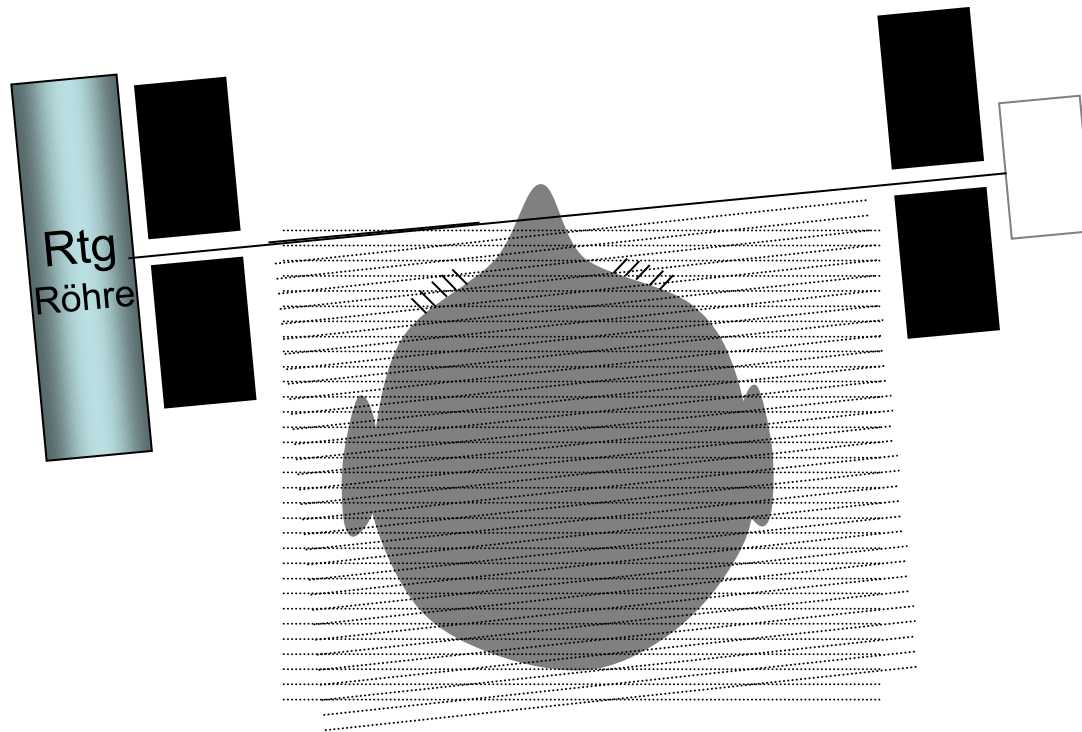
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

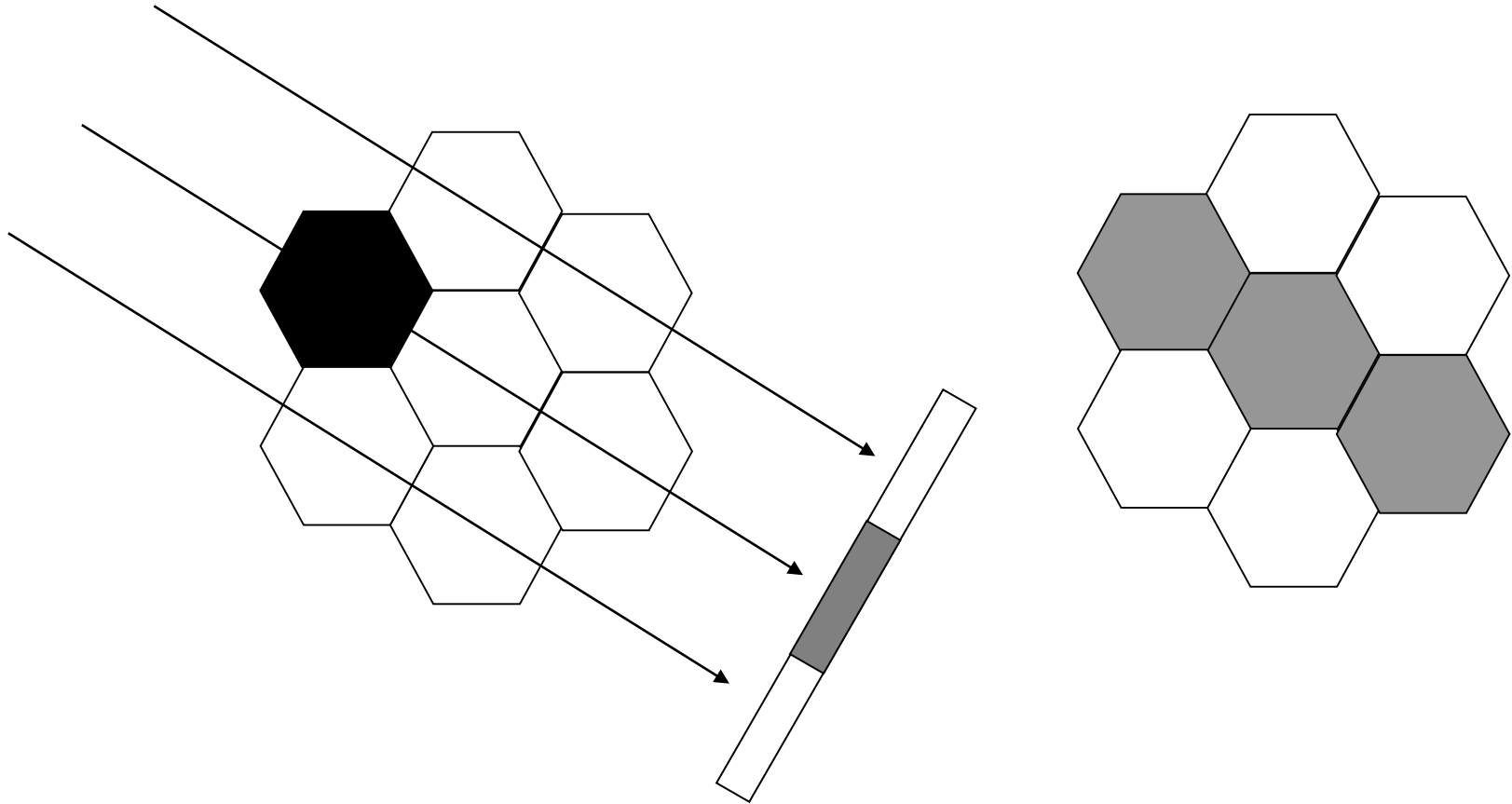
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

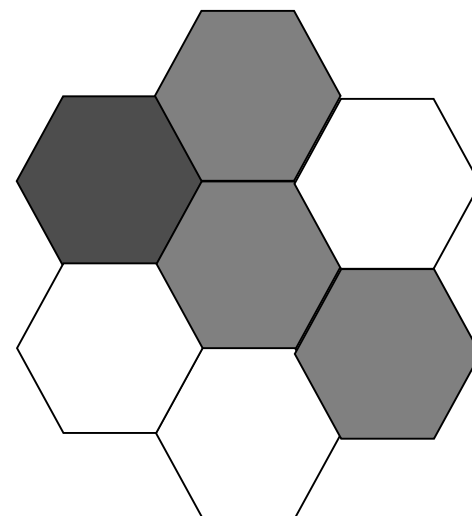
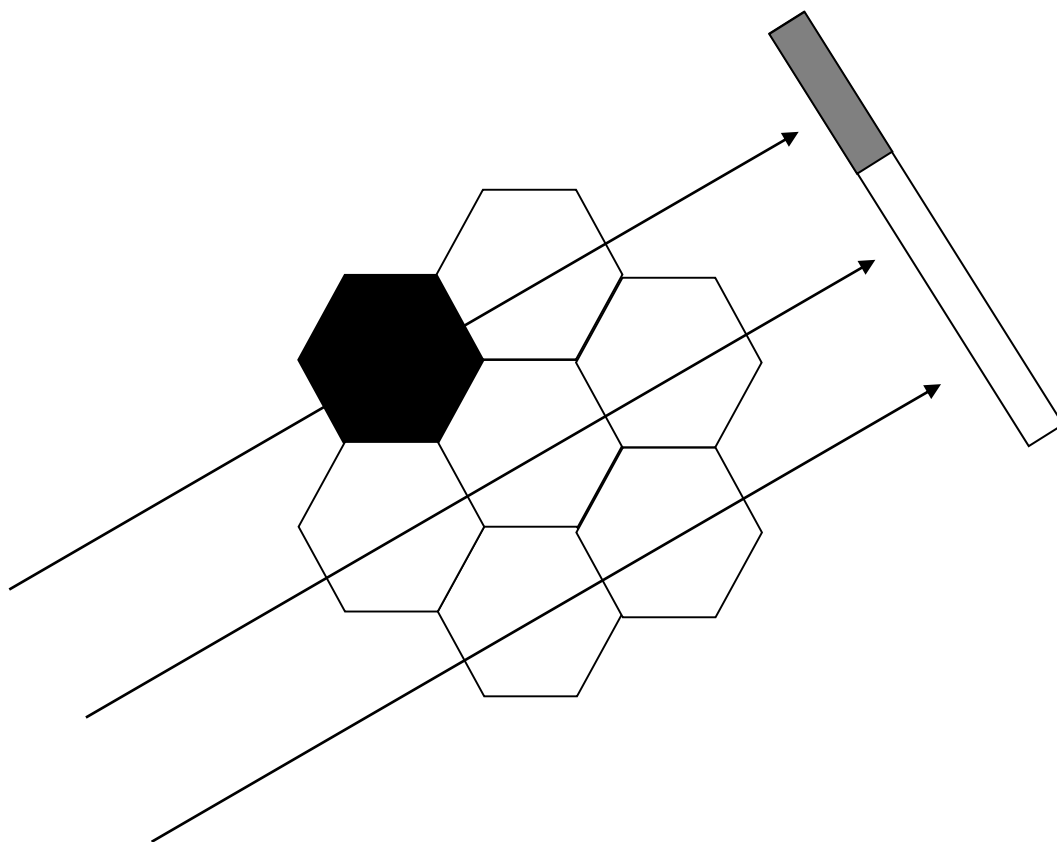
zB: 512 x 512 Bildpunkte: $\approx 250\,000$ Unbekannte!

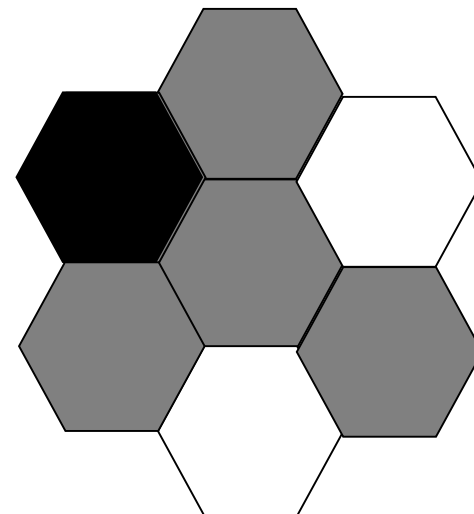
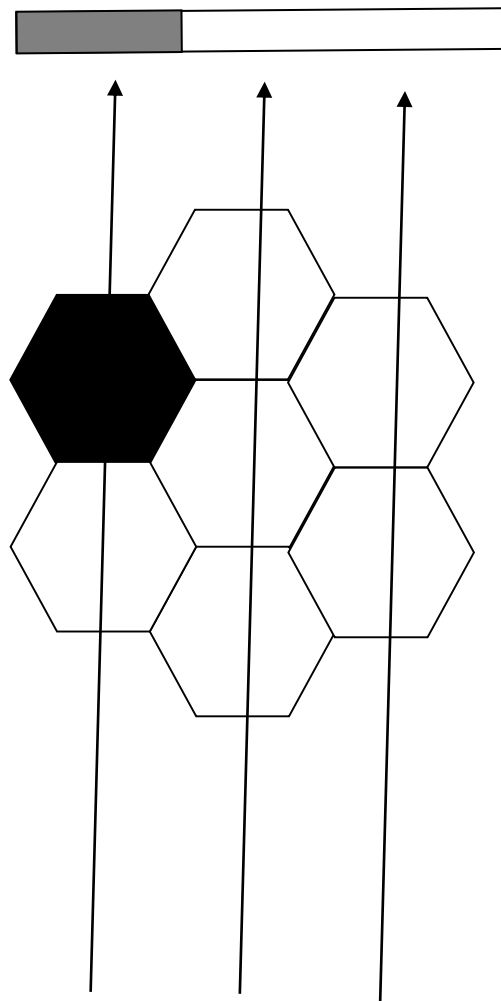
Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion



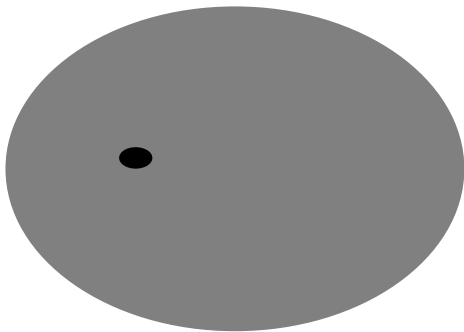




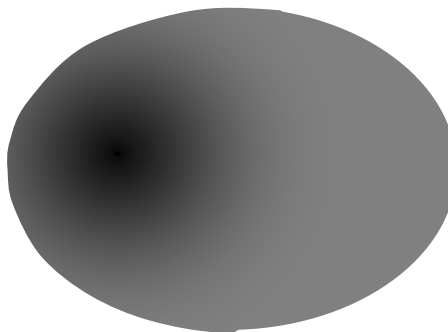
Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



Objekt



Bild

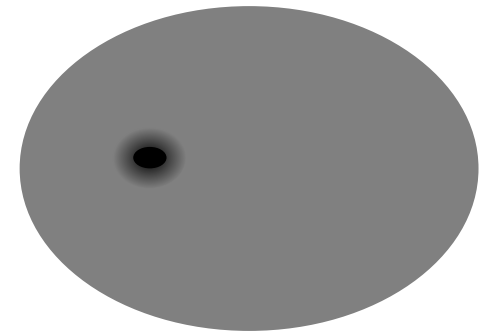


Bild nach
Filtrierung

Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

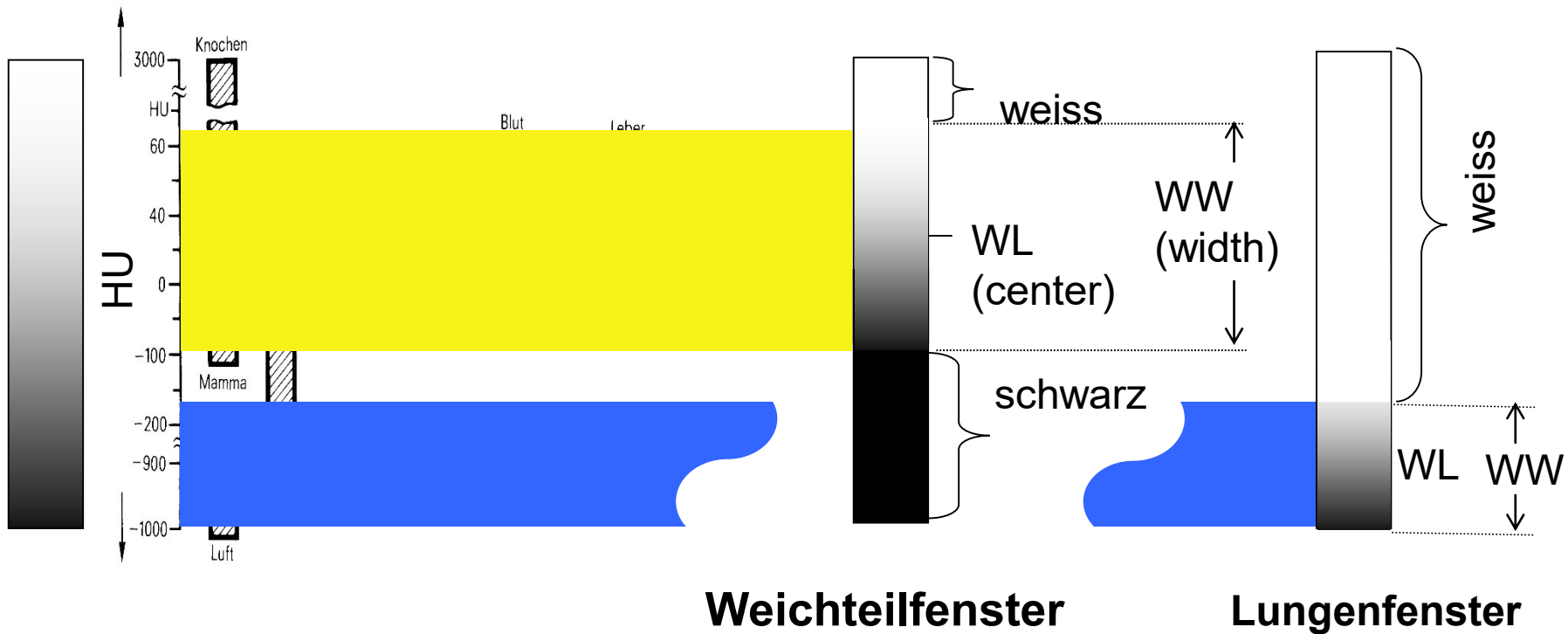
relative Skala
für μ

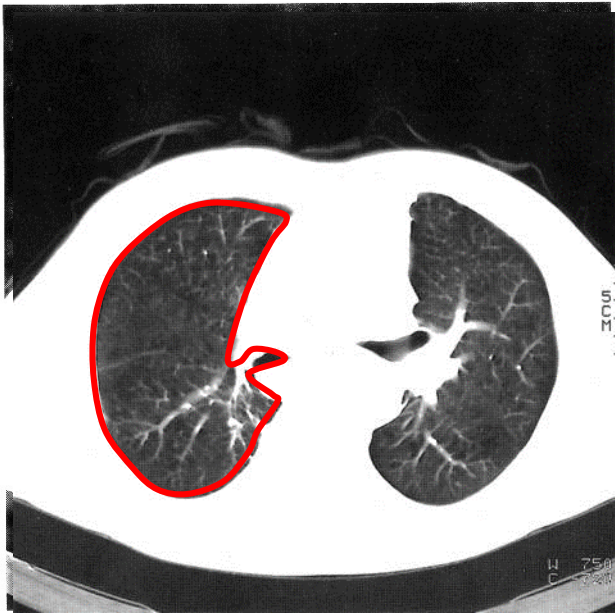
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≥ 0
Lunge	<0

CT Werte von einigen Gewebe

Fensterung

Grautonskala



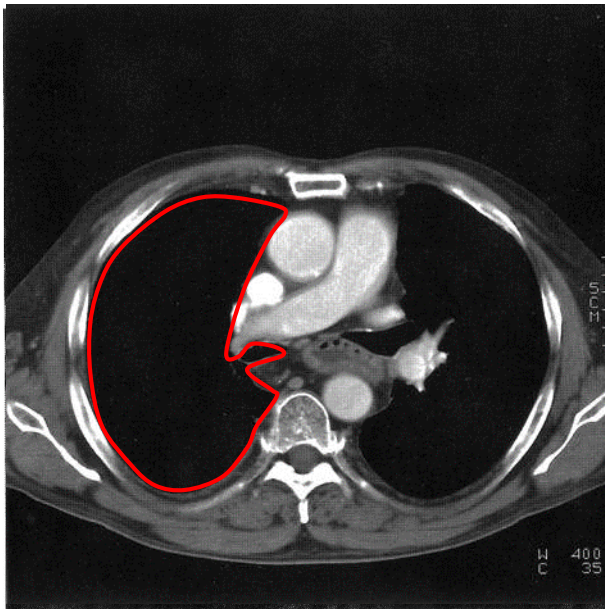


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1000 ... -345)



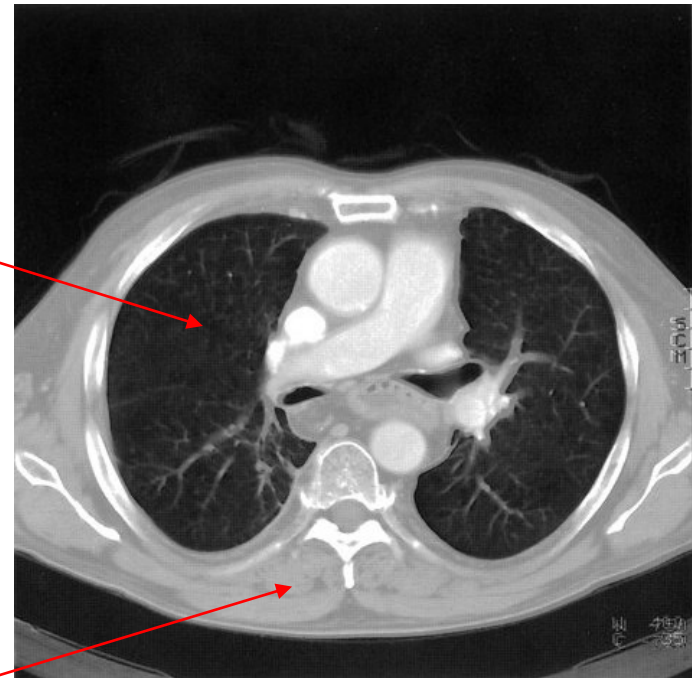
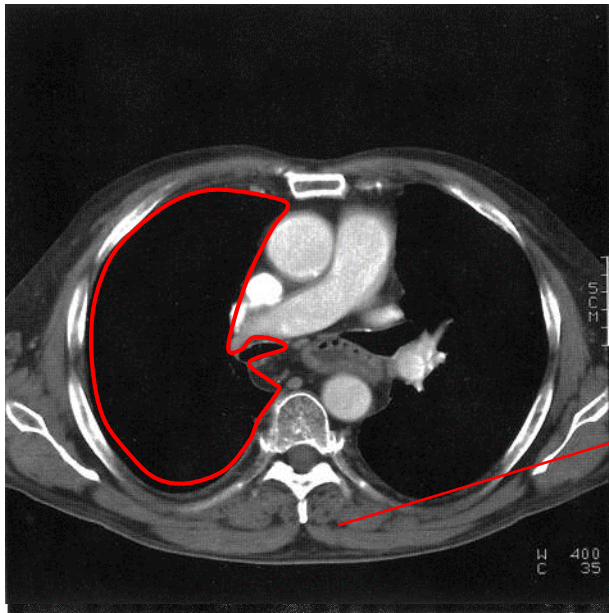
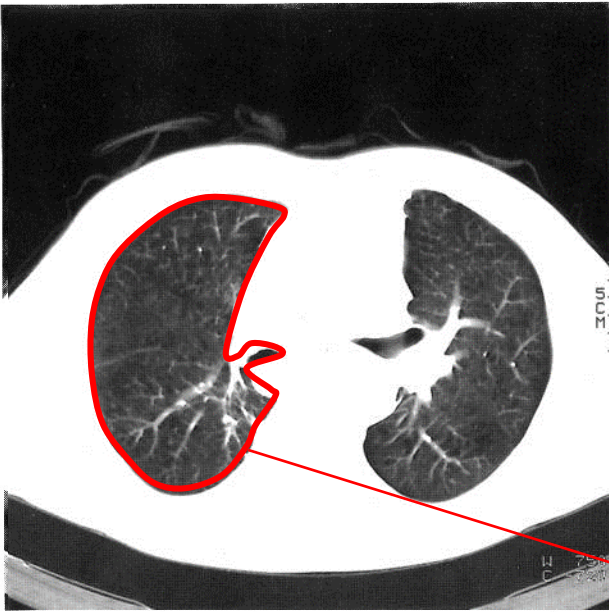
Weichteilfenster

Mitte = 35

Breite = 400

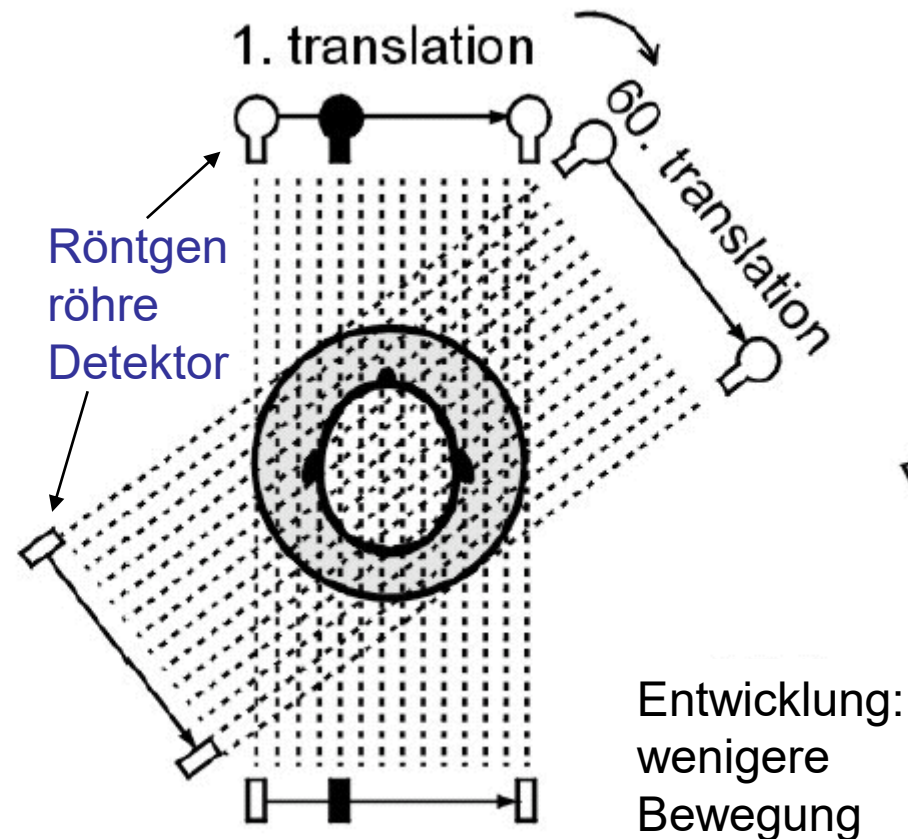
(-165 ... 235)

Doppelfenster

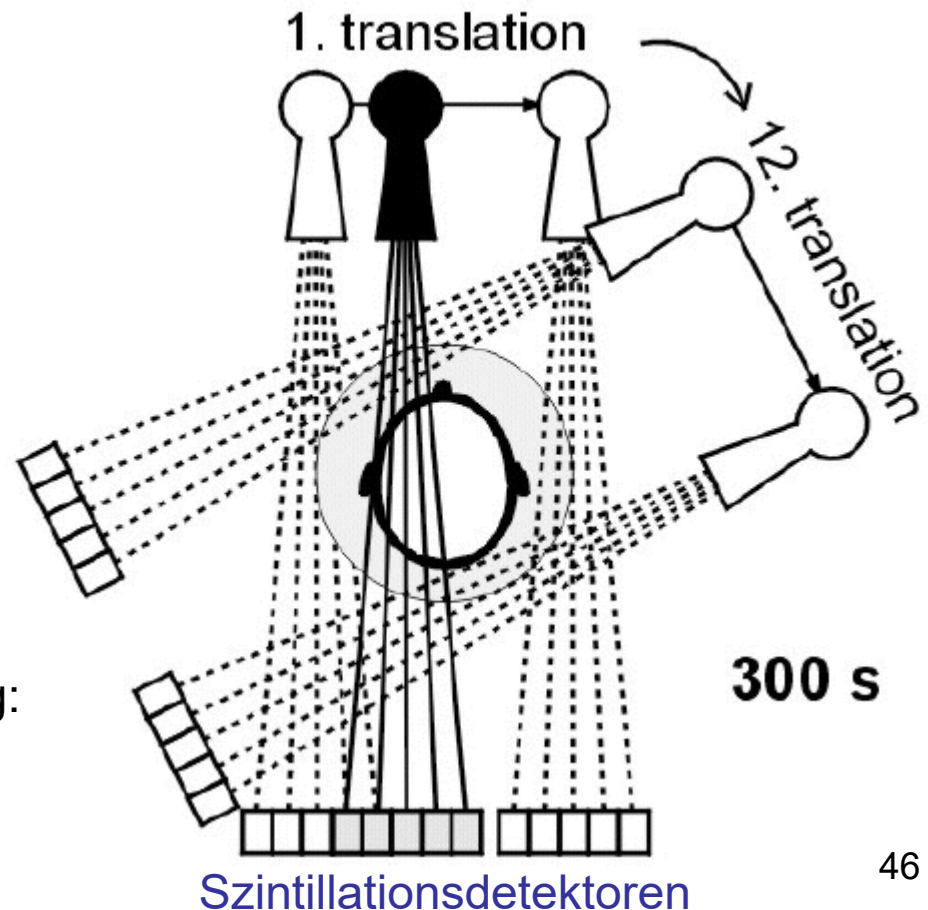


Technische Realisierung, Generationen

- I. Generation



II. Generation

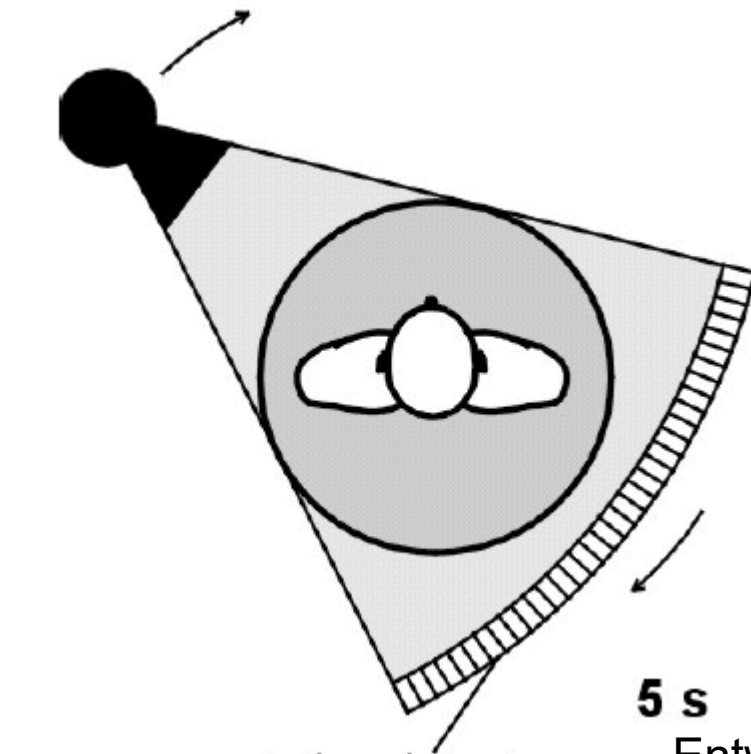


Erste Generation CT



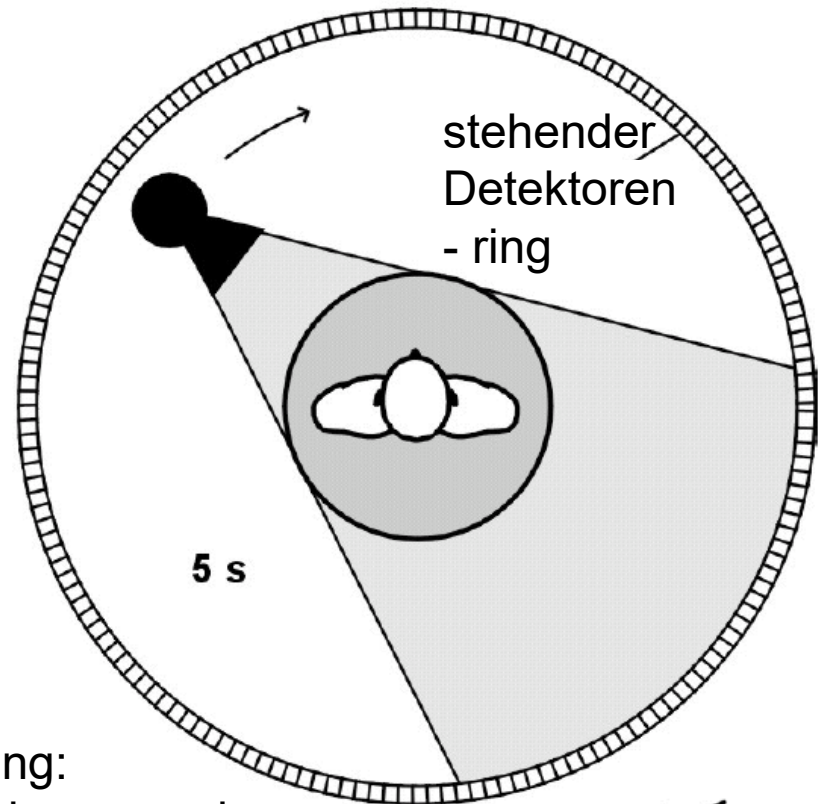
Technische Realisierung, Generationen

- III. Generation



bewegender Detektorbogen
Xe-Detektor (Ionisation)

IV. Generation

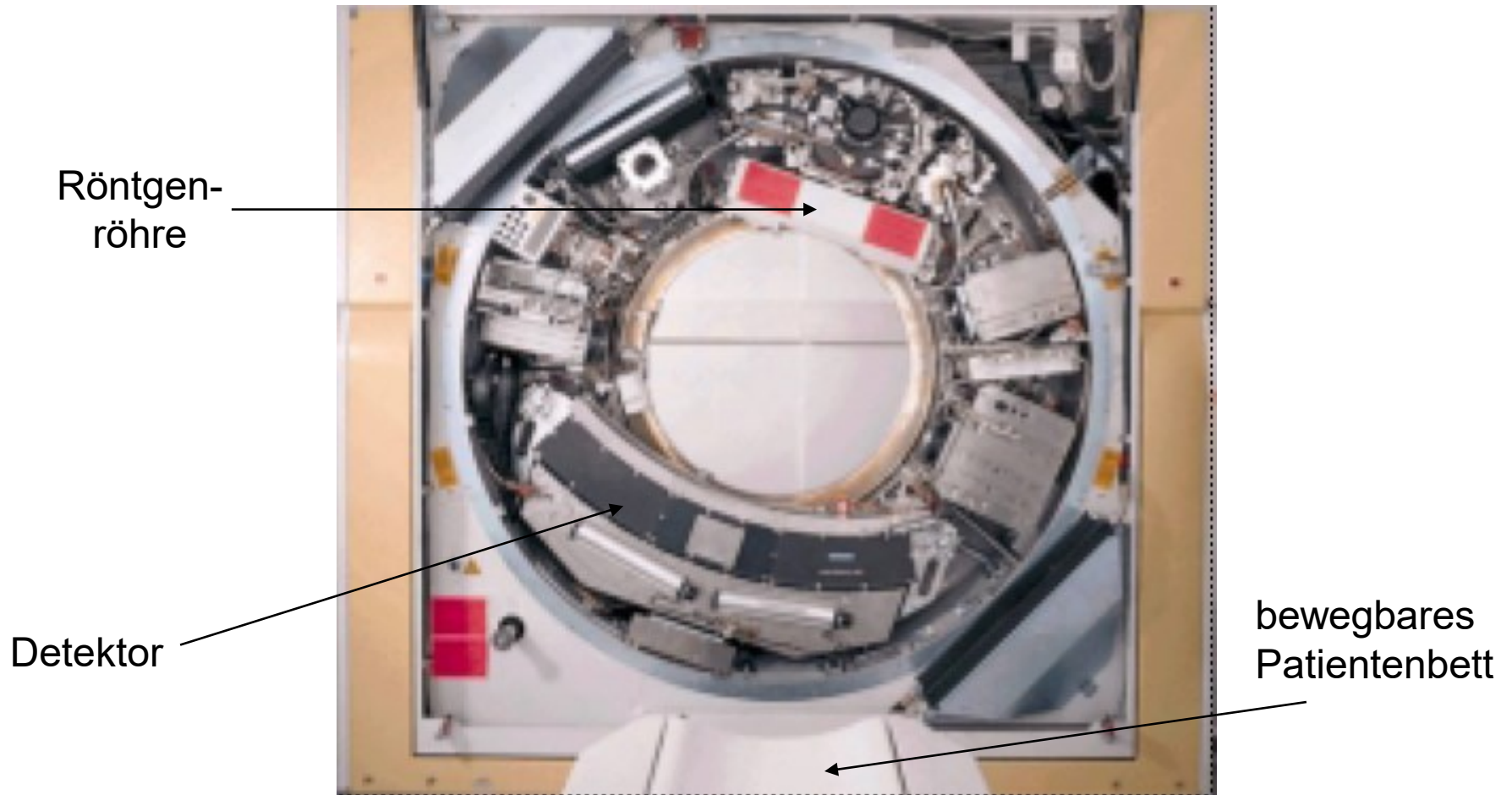


Entwicklung:
wenigere bewegende
Bauelemente

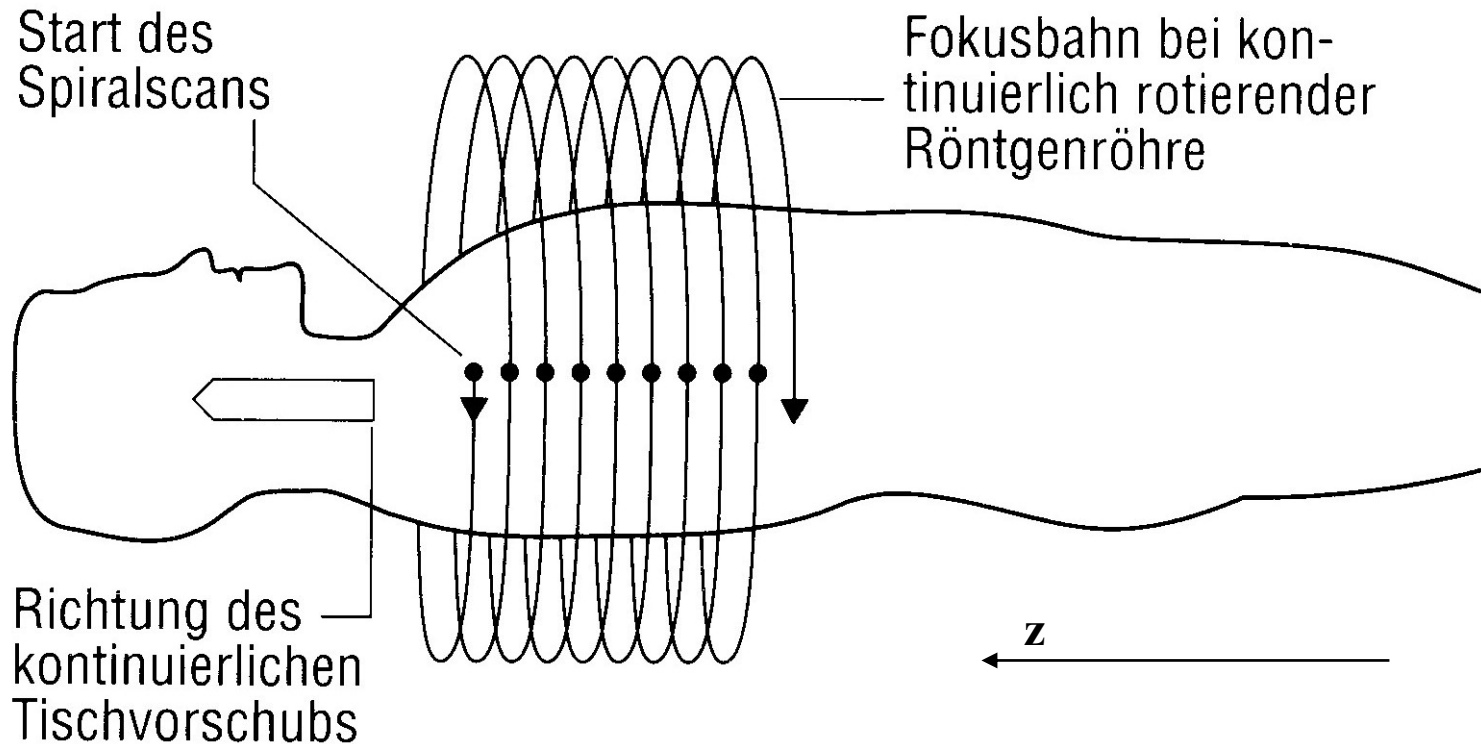
Moderne CT (3. o. 4. Generation)



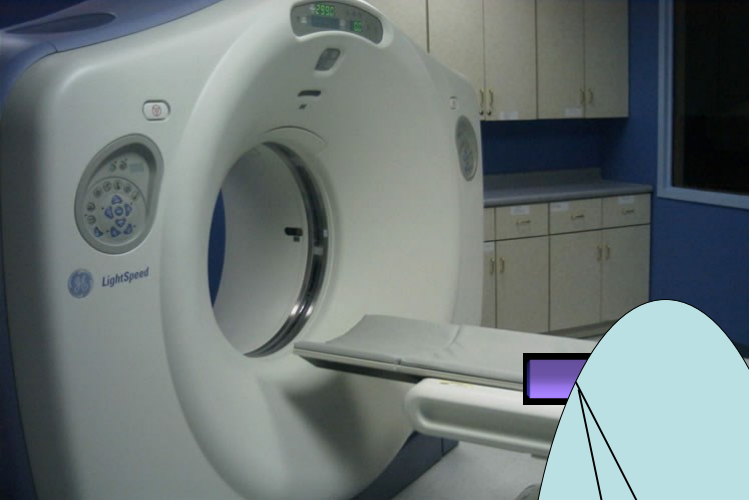
Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)



Generationen: spiral CT

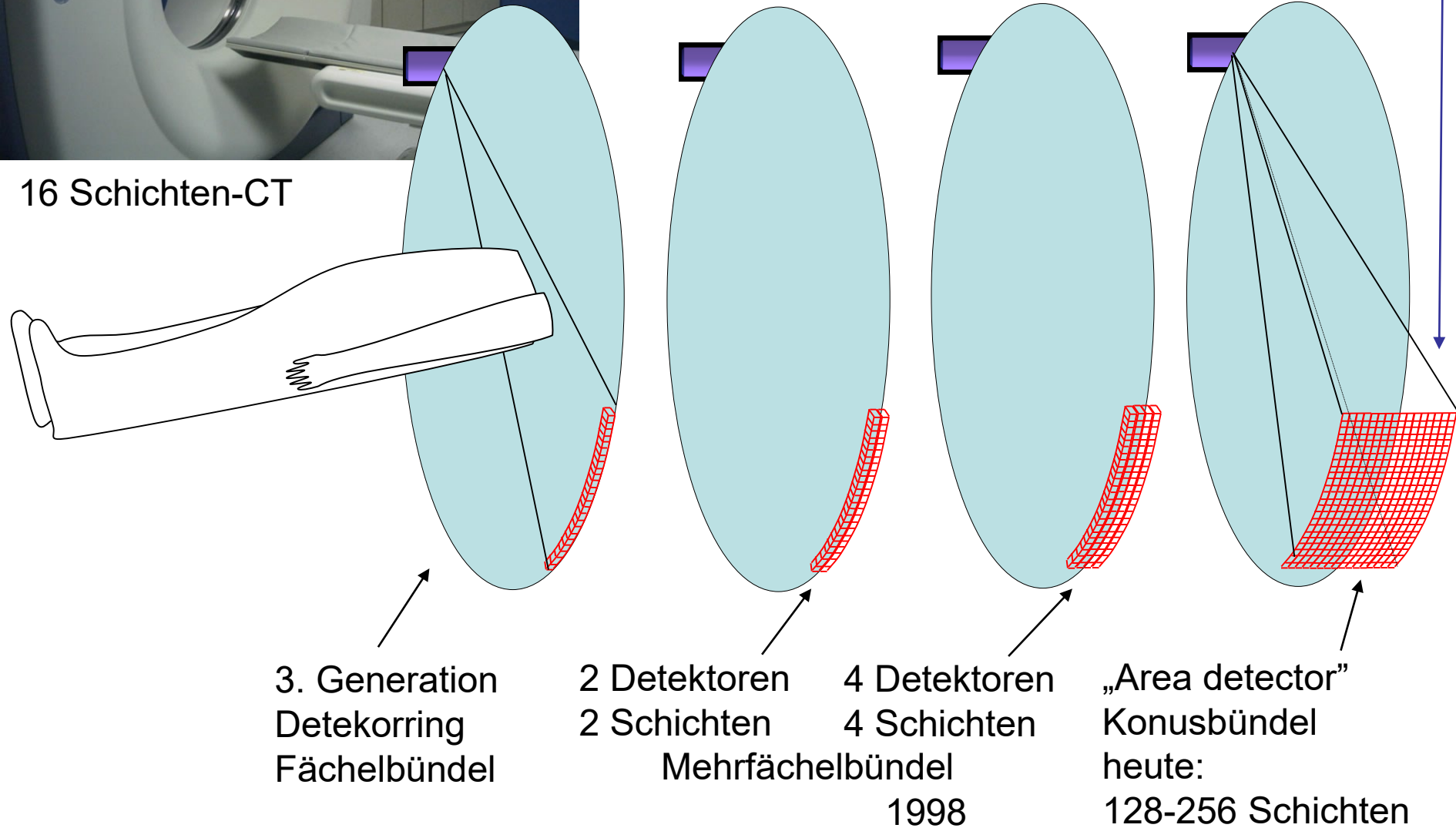


Das schichtbild kann in einem beliebigen z Position berechnet werden.



Multislice CT

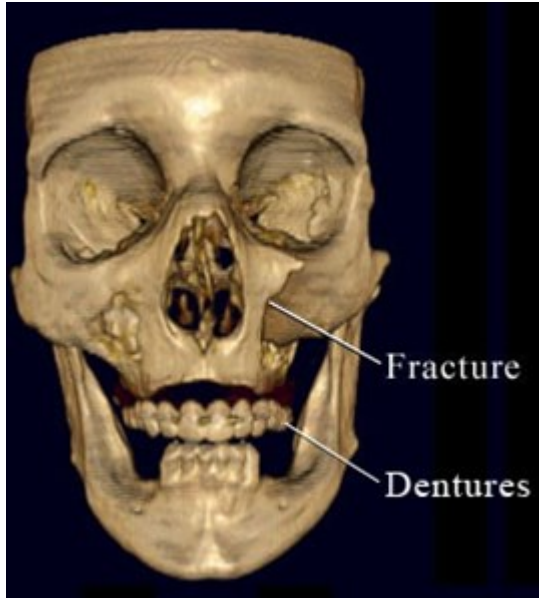
Halbleiterdetektor



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
2000	0,5	1-3	220
2005	0,33	0,5-0,75	600-2500

Surface rendering



<http://www-graphics.stanford.edu/software/volpack/movies/colorhead.mpg>

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)

Indirect Conversion

Interseptal gaps

Incoming X-ray photon

Anti-Scatter collimator

Reflector (e.g., TiO_2)

Scintillator (e.g., $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$)

Photo-Diode

Integrating ASIC

Visible Light

Direct Conversion

Incoming X-ray photon

Anti-Scatter Collimator

Cathode

Semi-Conductor (e.g., CdTe , CZT)

Pixelated Anode

Counting ASIC

Electronic Charges

mit direkten Detektoren ist auch das Energiespektrum einigermaßen auflösbar.

Patient

X-ray detector

Results

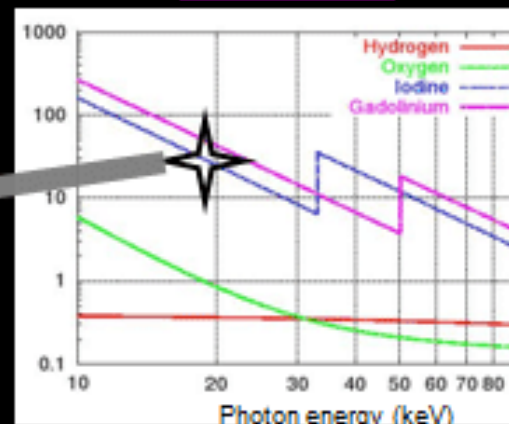
Standard CT

X-ray source



B/W

Energy
integrating



Dual-energy CT

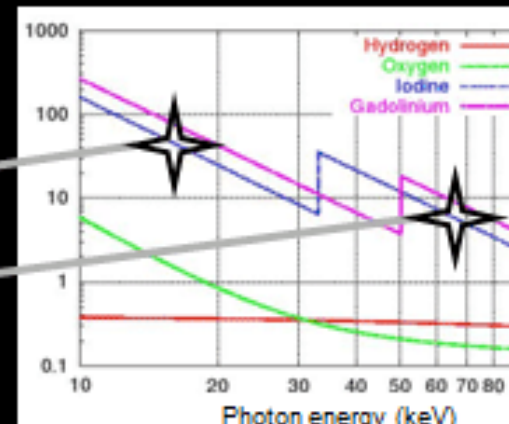
X-ray source



B/W

B/W

Energy
integrating



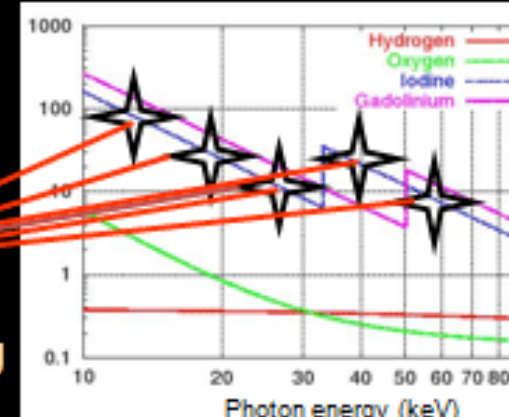
Spectral CT

X-ray source

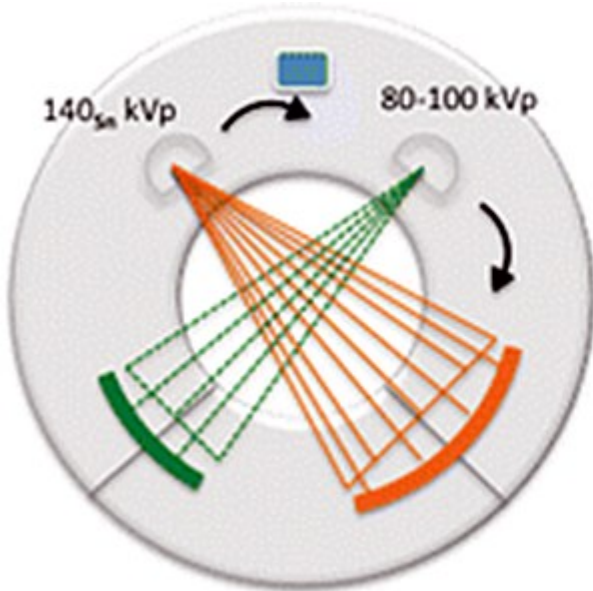


e.g.,
Medipix

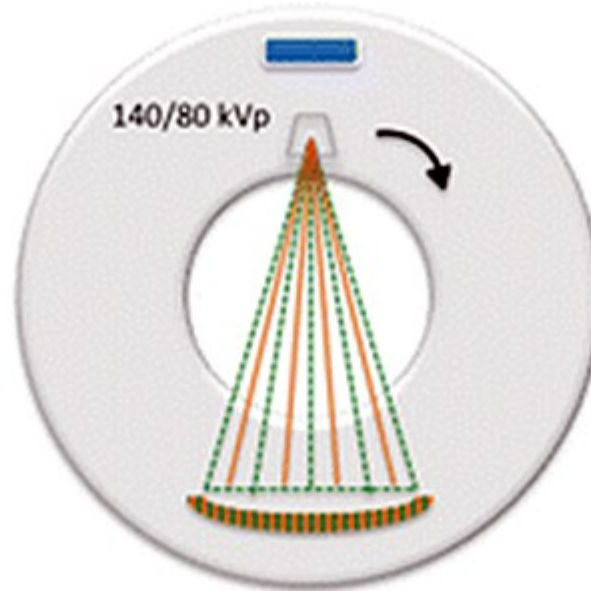
Photon counting



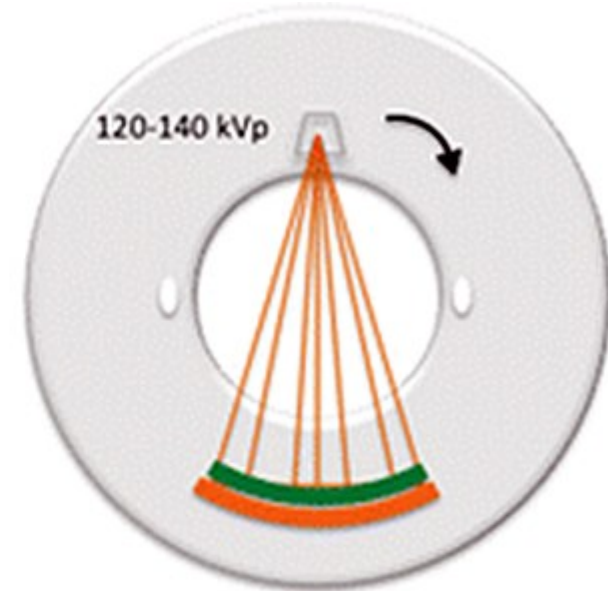
Gleichzeitig mehrere Photonenenergien → Spektral-CT



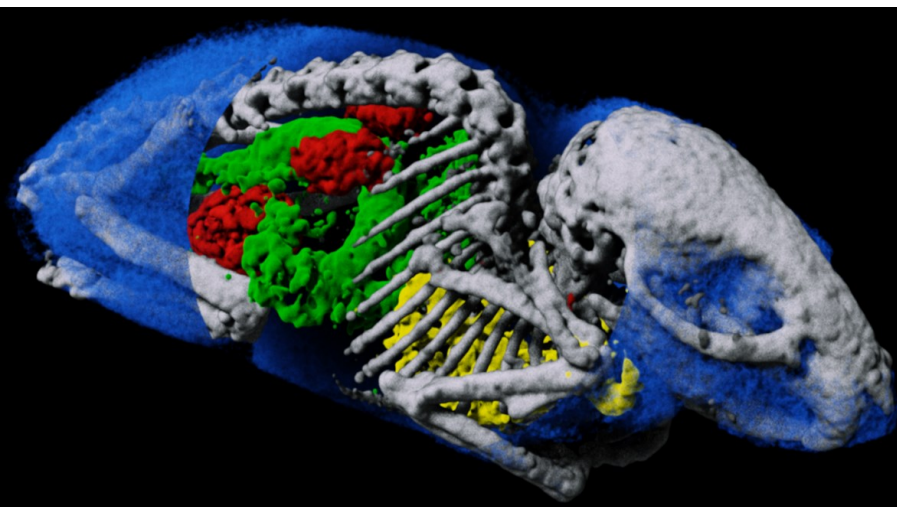
Dual source DECT



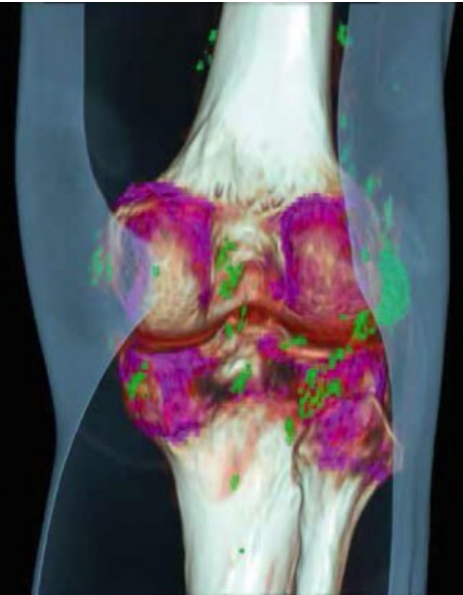
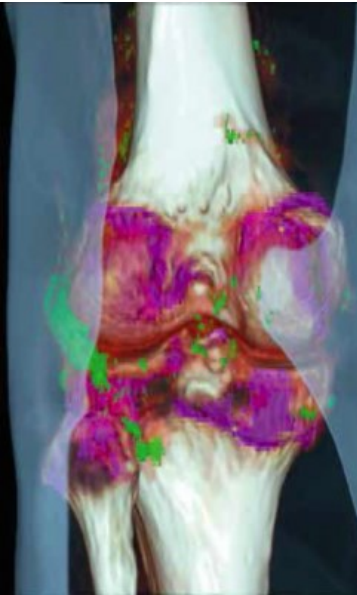
Single source DECT



Detector Based Spectral CT



Water Calcium Gold Iodine Gadolinium



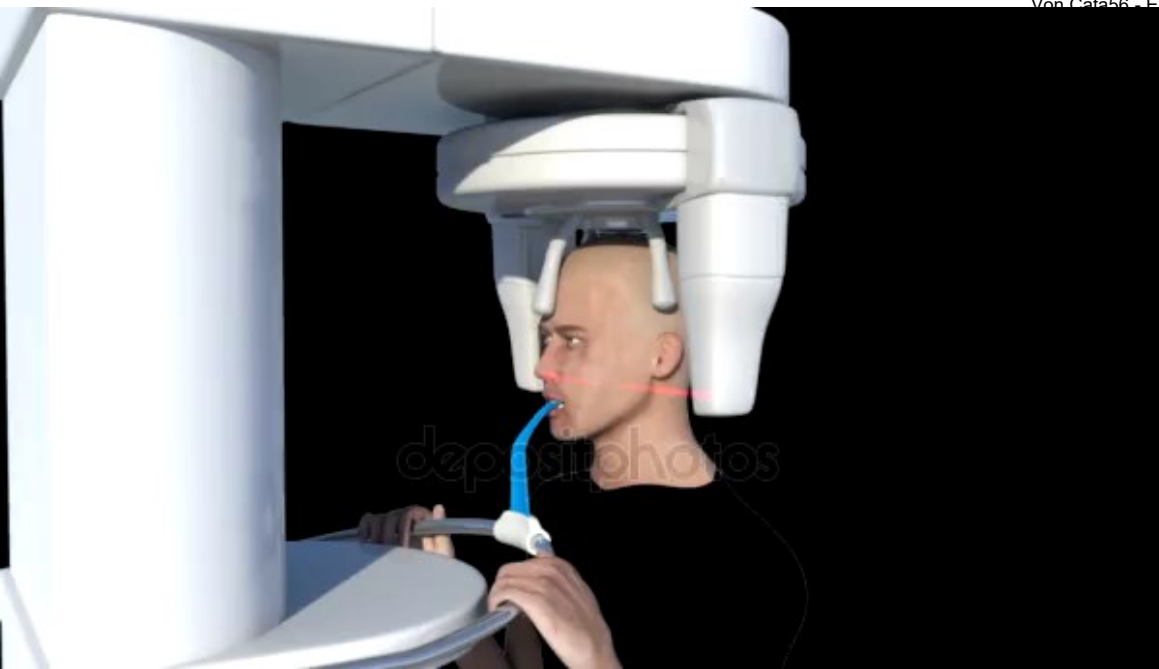
Orthopantomographie (Panoramaschichtaufnahme)

Die Röntgenröhre und die Aufnahmeeinheit synchron umfährt den Kopf von rechts nach links um den Hinterkopf herum.

Die Röntgenröhre ist so gebaut, dass sie ein keilförmiges, senkrechtcs Strahlenbündel aussendet, welches sich von etwa 0,3 mm auf 3 mm erweitert.



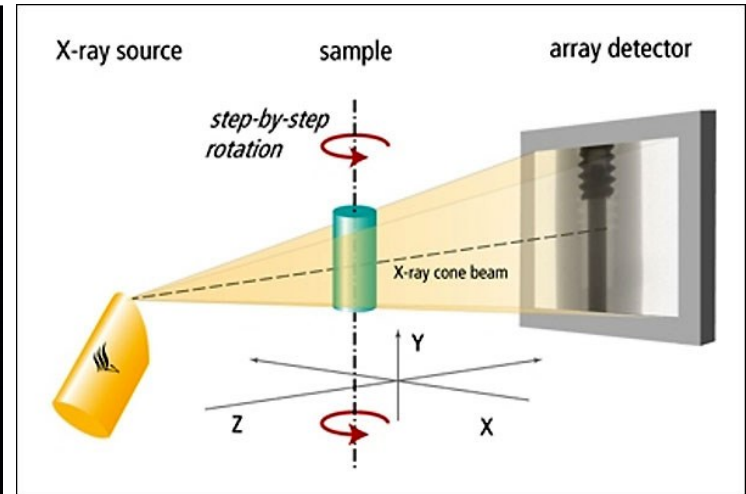
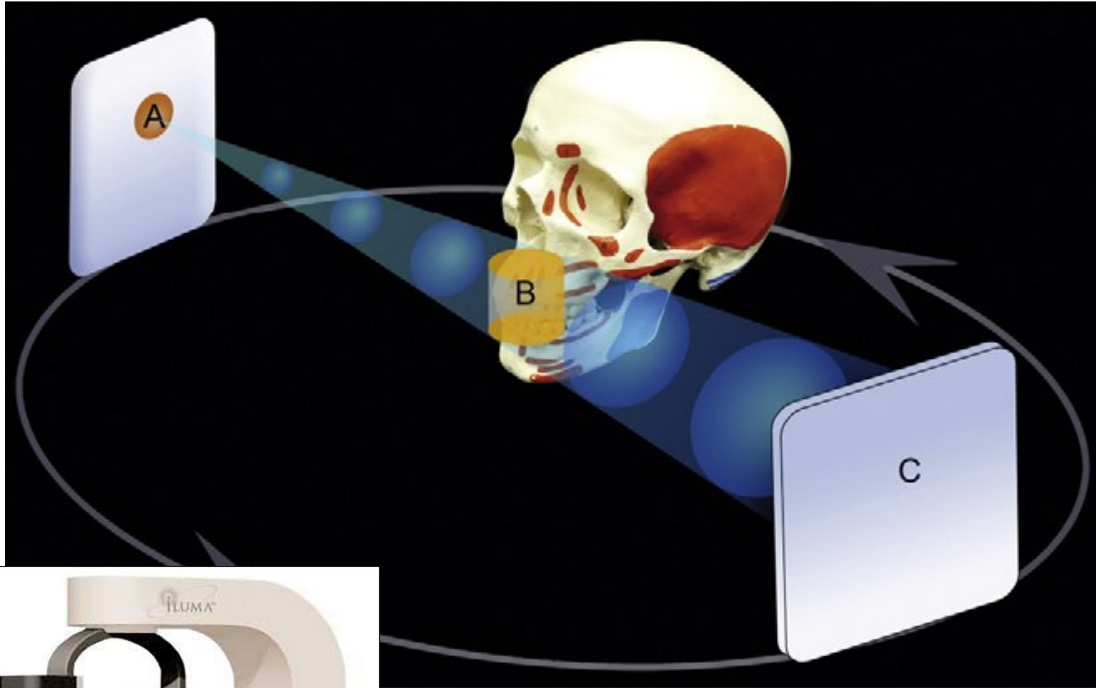
Von Cata56 - Eigenes Werk, CC BY-SA 4.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=40165228>



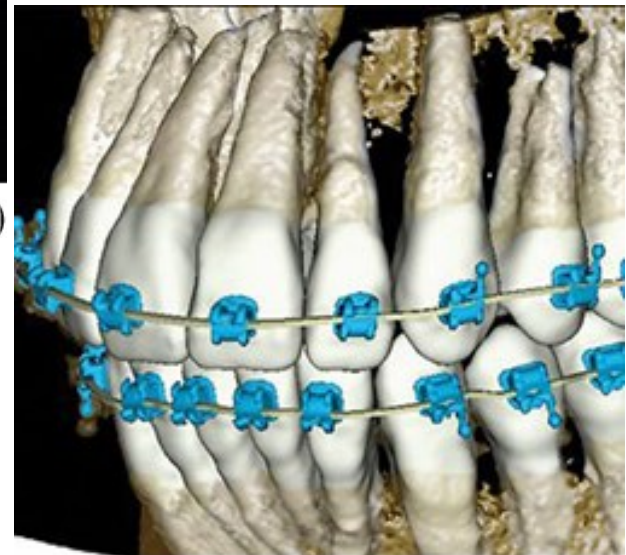
Cone Beam CT (Digitale Volumentomographie)

ein spezielles, digitales Röntgenabbildungsverfahren

Bei der traditionellen Panorama-Aufnahme sind die verschiedenen Teile des Bildes in unterschiedlichem Maße verzerrt. Darüber hinaus wird bei der Aufnahme des Bildes jede anatomische Struktur, die sich zwischen dem Detektor und der Strahlenquelle befindet, auf der Aufnahme abgebildet, so sind manche anatomischen Details nicht zu sehen, oder sind schwach konturiert und verschwommen. Diese Methode ermöglicht, dass von dem zu untersuchenden Gebiet ein von ungewollten Abbildungen freies, aus mehreren Richtungen anzeigbares, dreidimensionales Bild im Maßstab 1:1 entstehen kann.

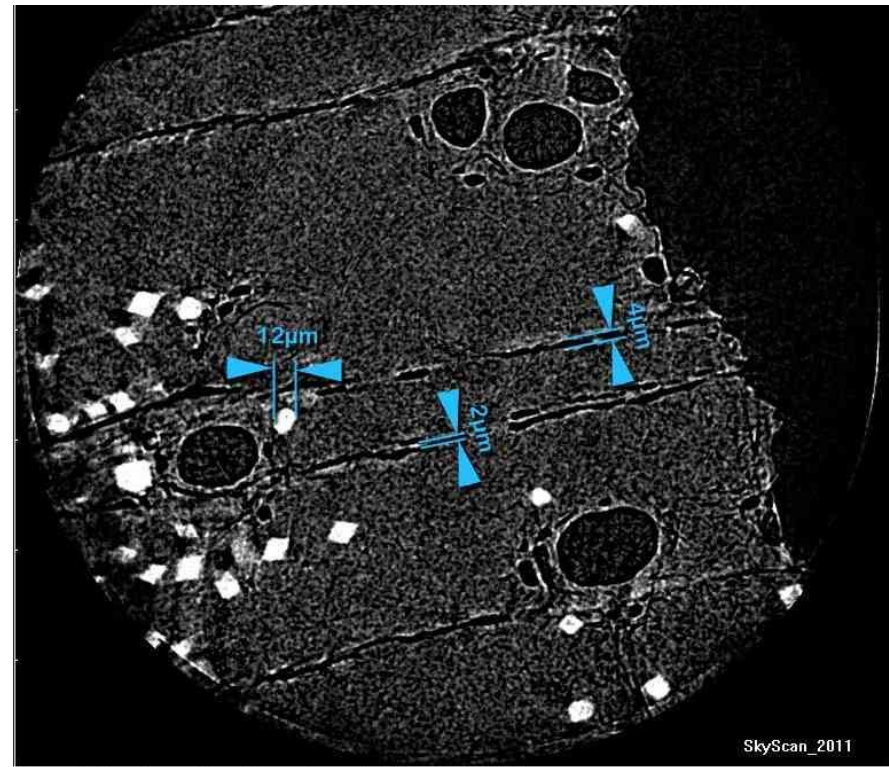


representation of cone beam CT (CBCT)



Micro CT, NanoCT

Submikrometer Auflösungsgrenze
„fast so gut wie ein Mikroskop“



Virtual slice through a piece of wood, 1.05µm voxel size