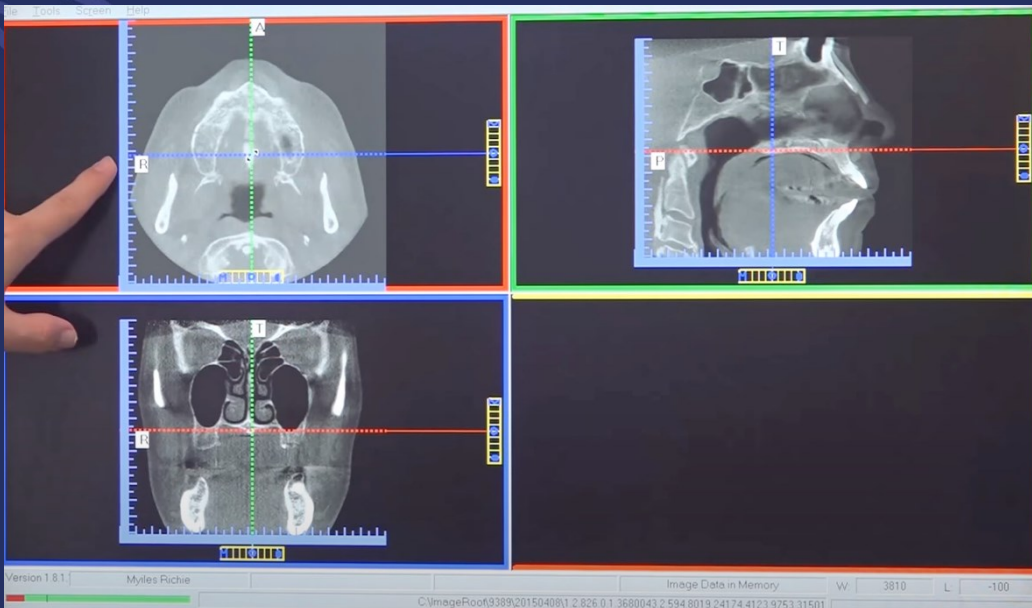
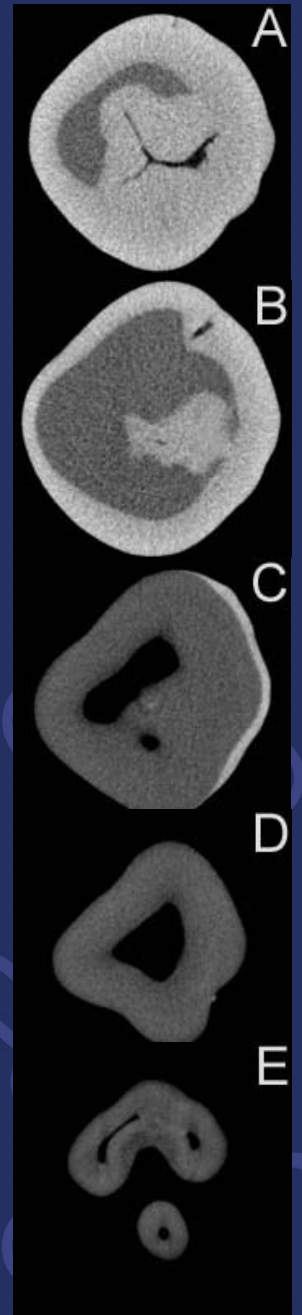
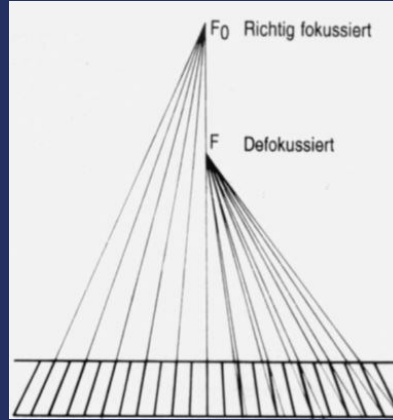


# Röntgen

Strahlenbelastung, Bildqualität  
Computertomographie (CT)

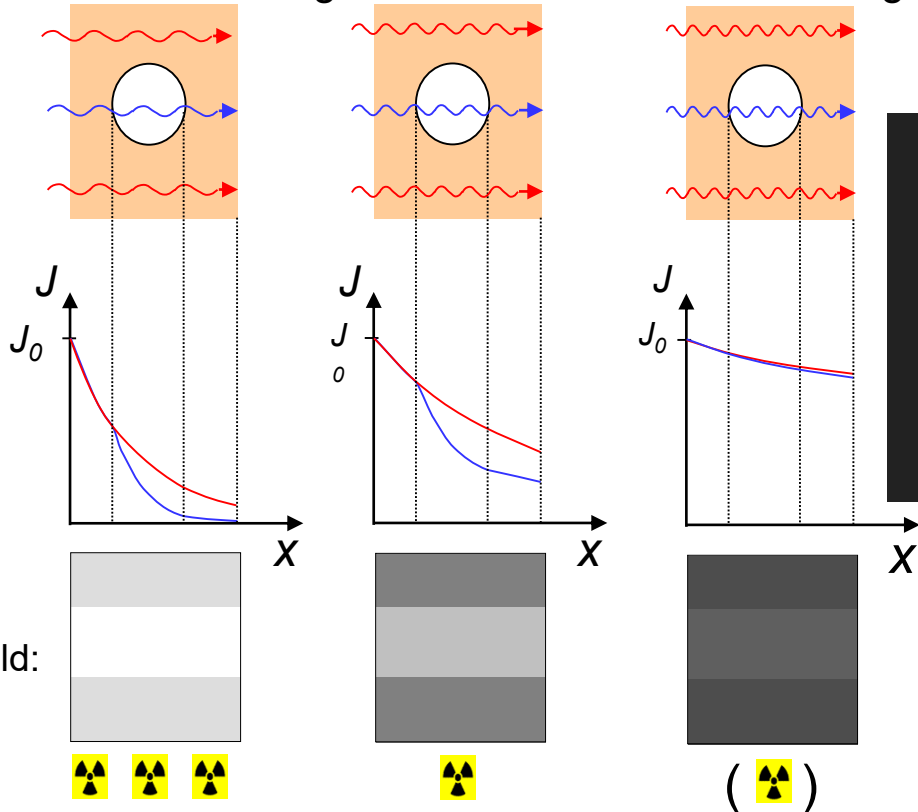


# Optimierung der Röntgenbildgebung

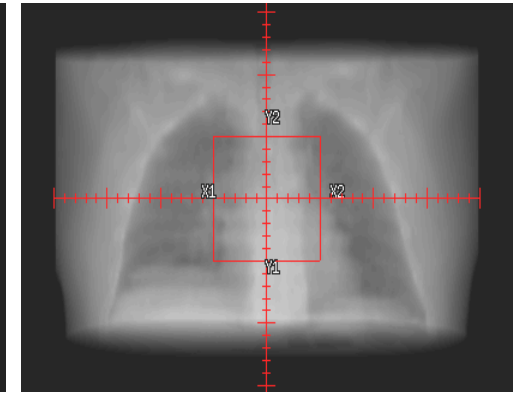
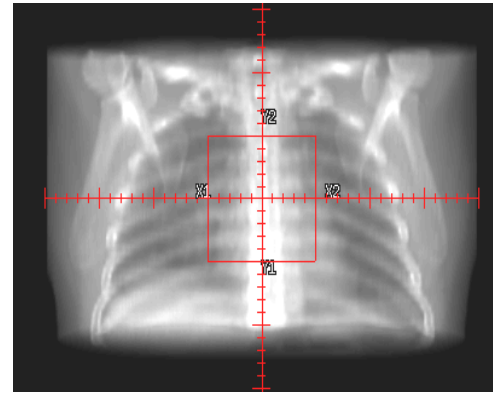
Minimalisierung der Strahlendosis	Beide	Erhöhung der Bildqualität (Bildschärfe)
Filter	Optimale Härte der Strahlung	Fokus
Kollimator	Abstand	Streustrahlungsraster

weiche Strahlung

harte Strahlung



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



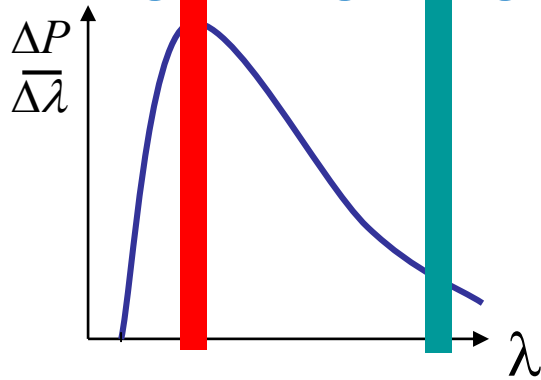
30 keV

2000 keV

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

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

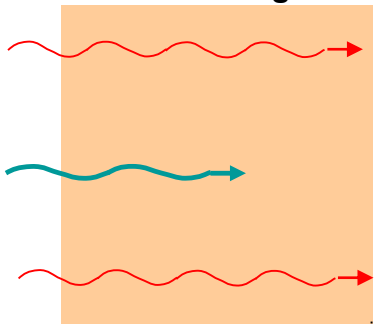
# Optimierung der Röntgenbildgebung



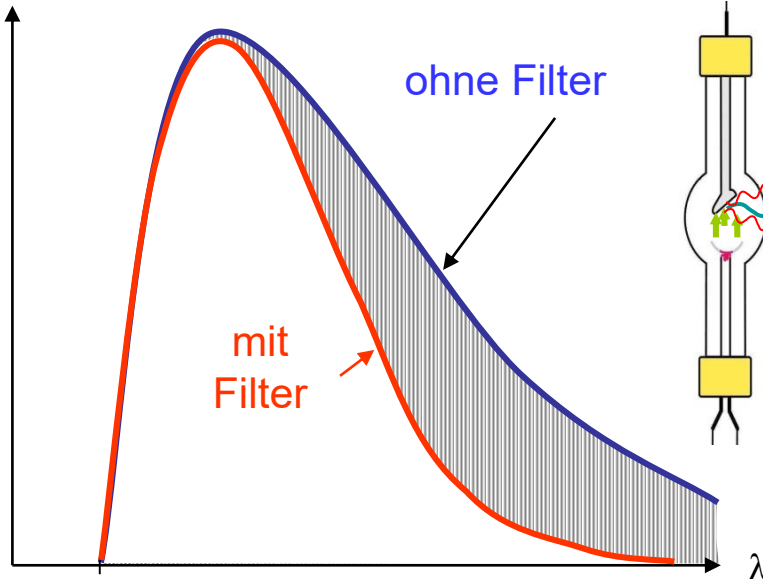
Minimalisierung der Strahlendosis	Beide	Erhöhung der Bildqualität (Bildschärfe)
Filter	Optimale Härte der Strahlung	Fokus
Kollimator	Abstand	Streustrahlungsraster

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

harte  $\longleftrightarrow$  weiche  
Strahlung



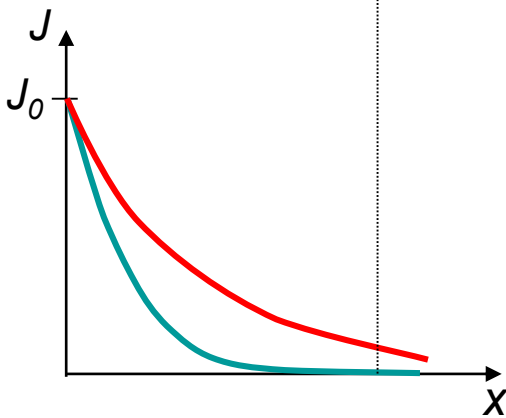
$\frac{\Delta P}{\Delta \lambda}$



ohne Filter

mit Filter

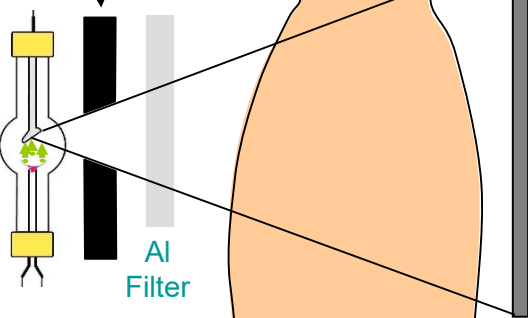
Al Filter



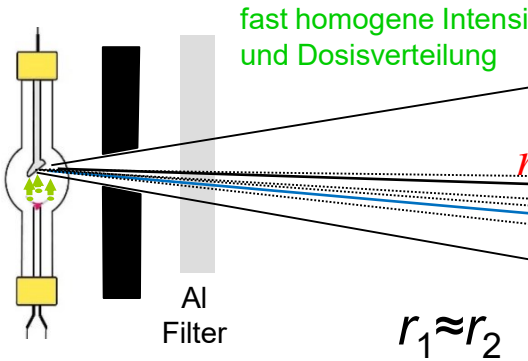
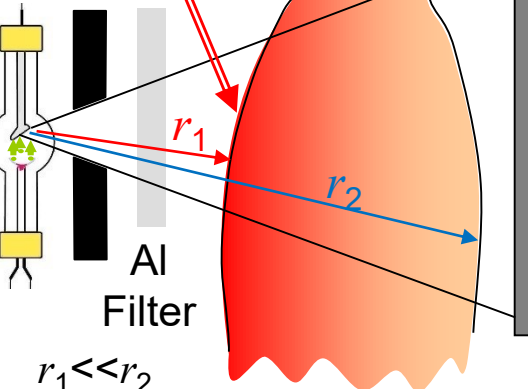
harte  $\longleftrightarrow$  weiche  
Strahlung

# Optimierung der Röntgenbildgebung

Bleikollimator



hohe Intensität und Strahlenbelastung



Minimalisierung der Strahlendosis

Filter

Kollimator

Beide

Optimale Härte der Strahlung

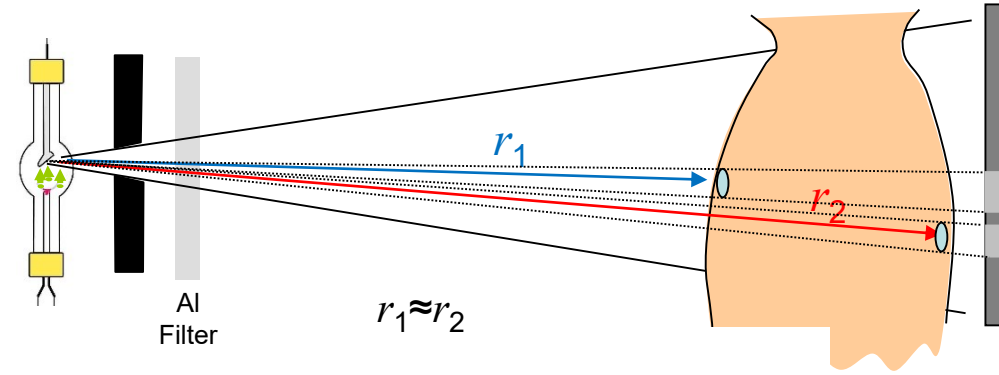
Abstand

Erhöhung der Bildqualität (Bildschärfe)

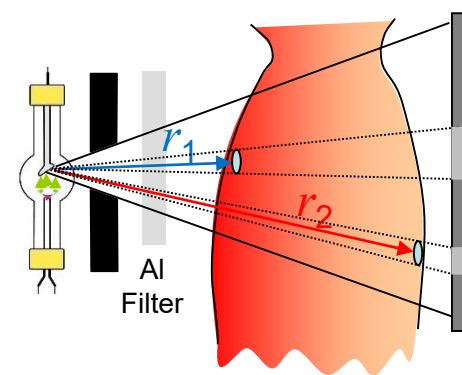
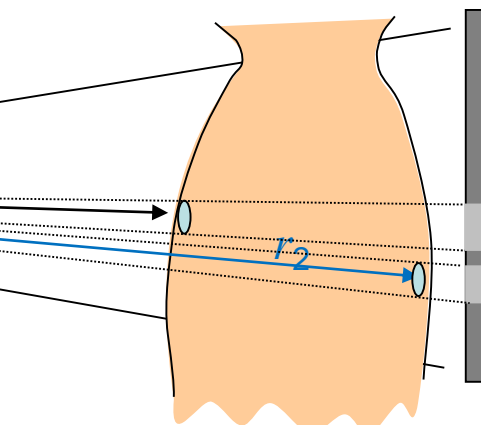
Fokus

Streustrahlungsraster

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



fast gleiche Vergrößerungen, k(l)eine Deformation



← deformiertes Bild wegen unterschiedliche Vergrößerungen

# Optimierung der Röntgenbildgebung

Minimalisierung der Strahlendosis

Beide

Erhöhung der Bildqualität (Bildschärfe)

Filter

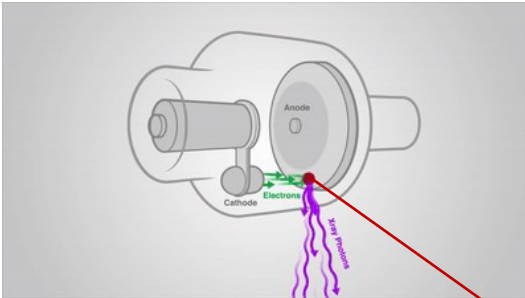
Optimale Härte der Strahlung

Fokus

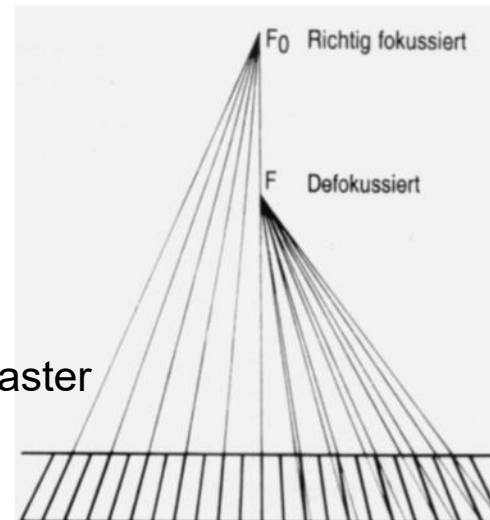
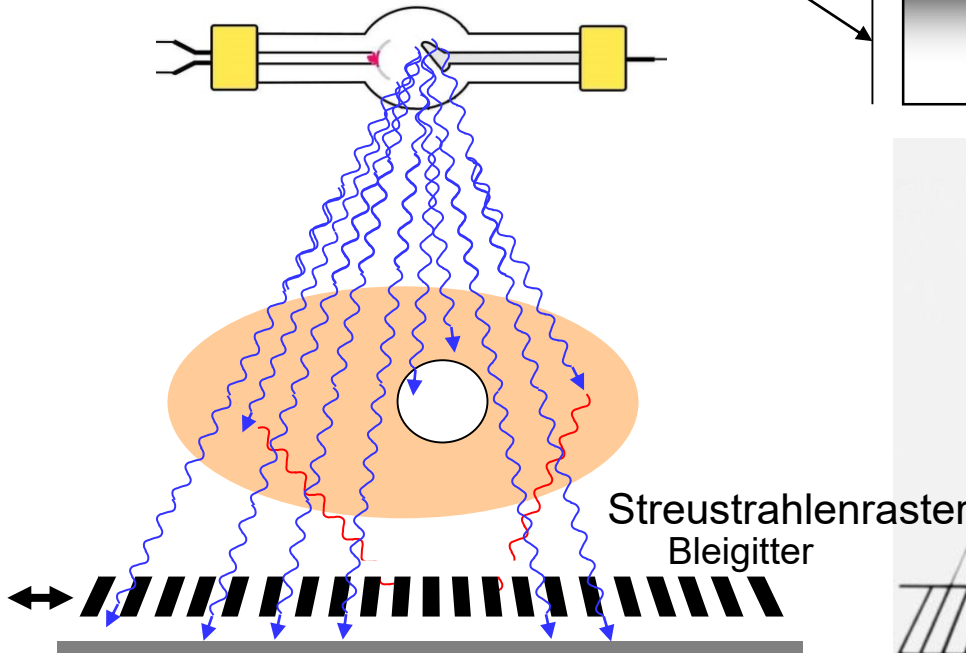
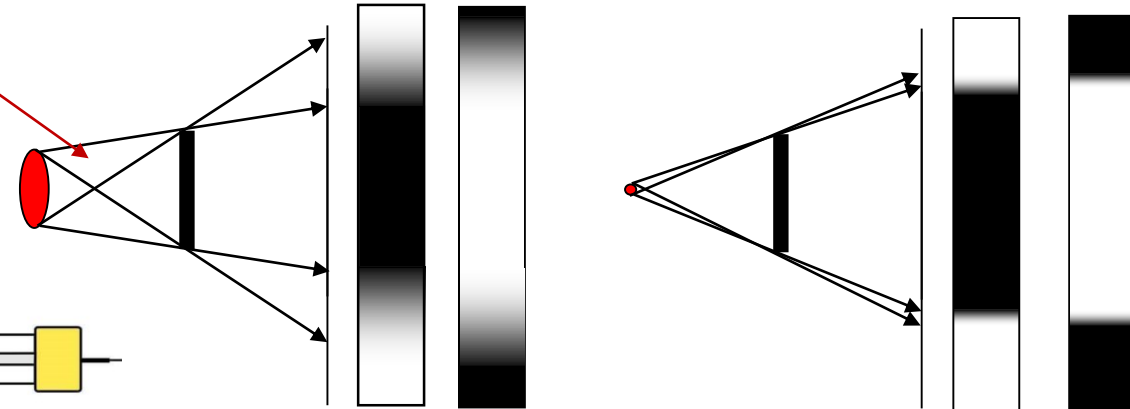
Kollimator

Abstand

Streustrahlungsraster

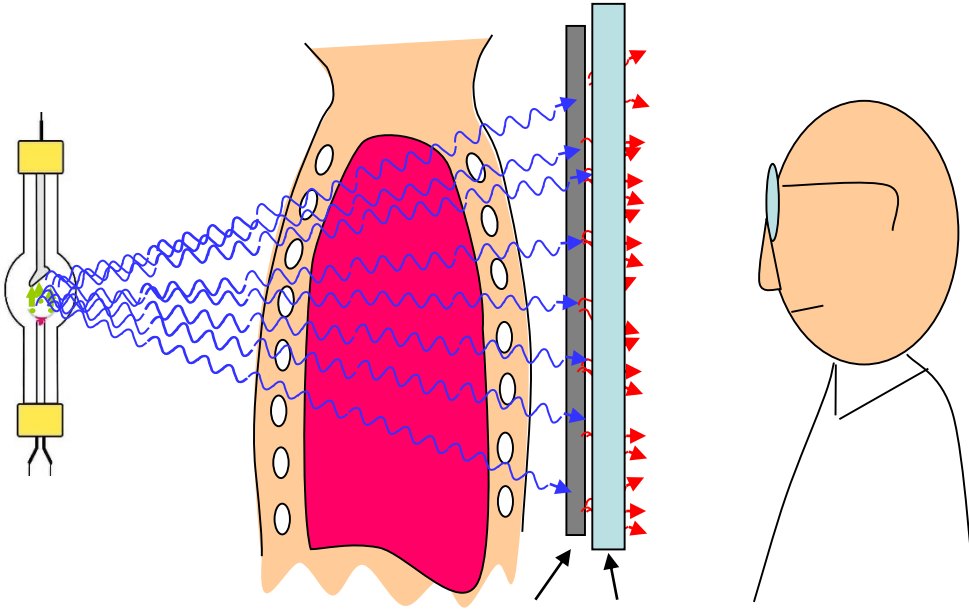


ein fokussierter Elektronenstrahl belastet die Anode bedeutend.



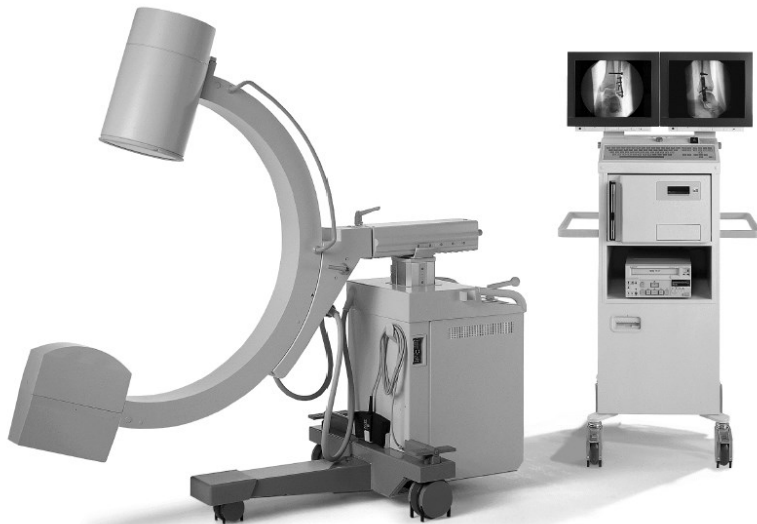
# Rtg-Techniken

## Konventionelle Fluoroskopie



Szintillationsschirm (ZnS) Bleiglass

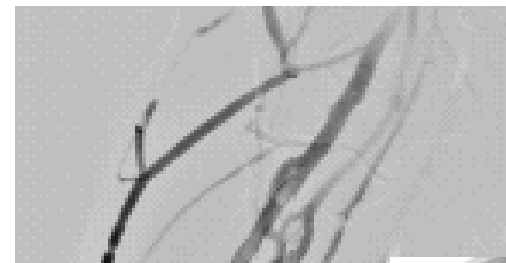
Nur mit Bildverstärker und digitale Detektoren



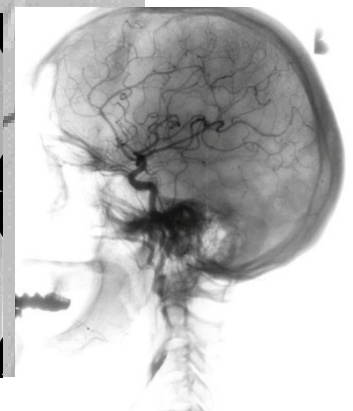
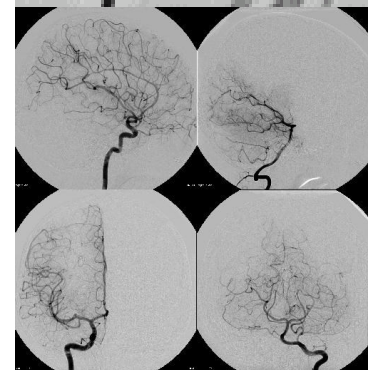
## Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

Basisbild

Füllungsbild



Differenzbild



(PACS) picture archiving and communication systems  
Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)

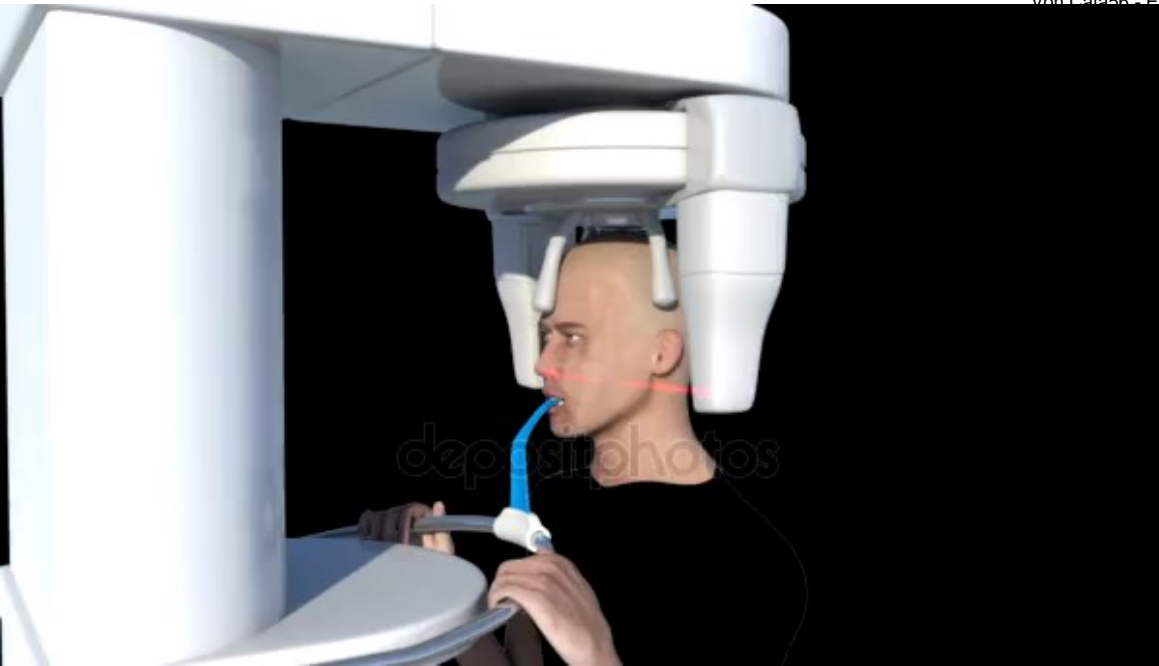
# Orthopantomographie (Panoramaschichtaufnahme)

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>

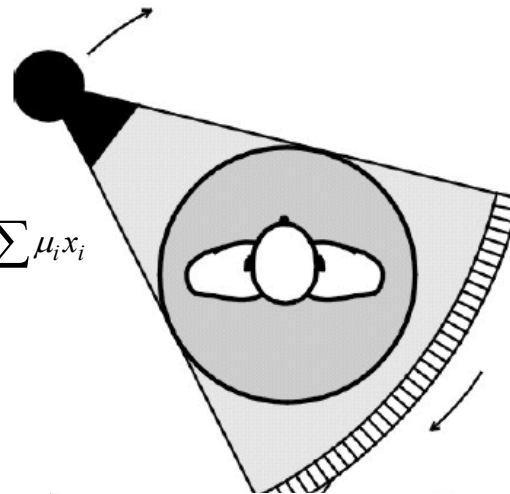
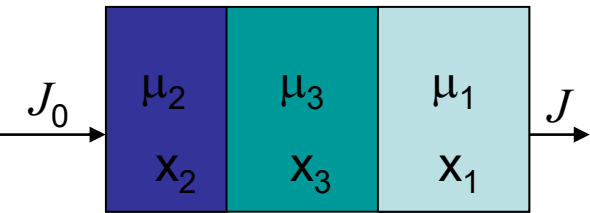
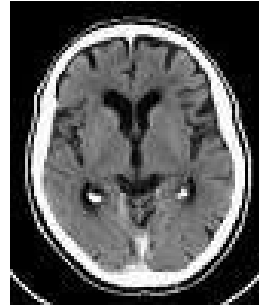


# CT Computer-Tomographie

# Schichtaufnahme

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

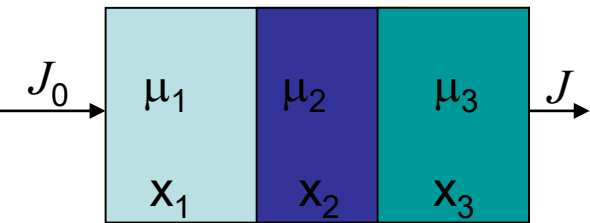
- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice



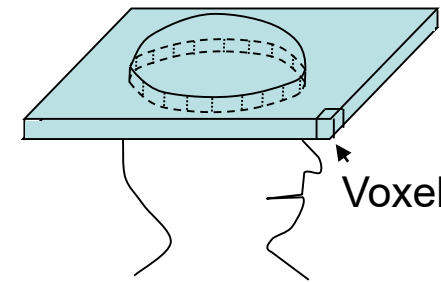
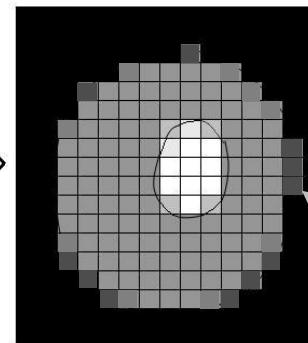
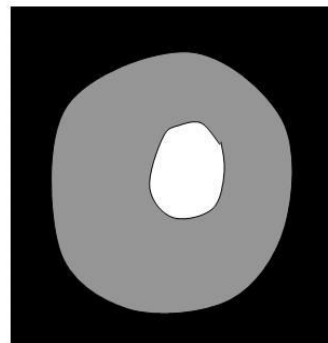
Die Intensitäten müssen mathematisch behandelt werden, es sind digitale Bilder aus Pixel-n gebraucht.

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

?

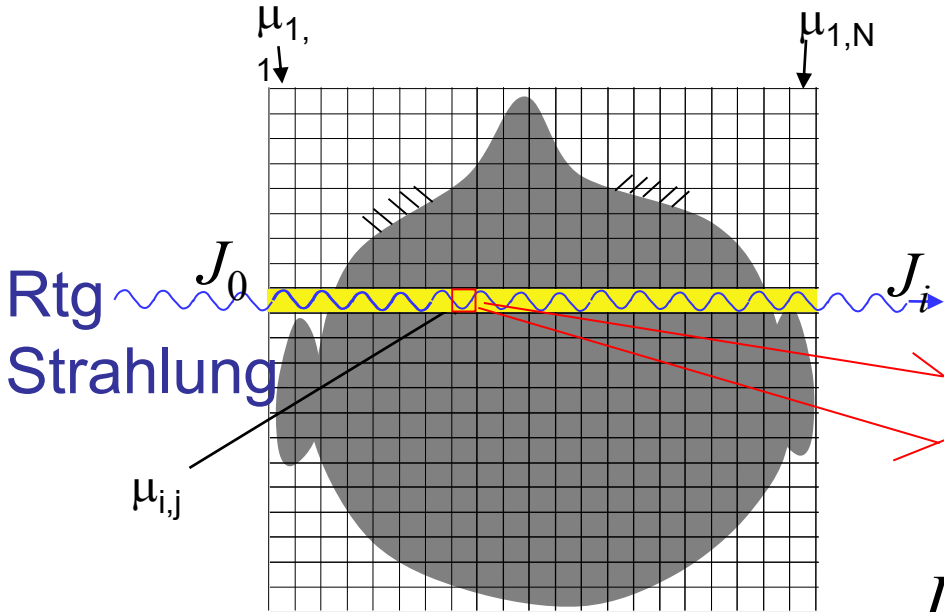


Summationsbilder haben keine Auflösung entlang der Strahlenachse.



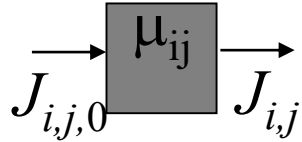
Pixel

# Grundprinzip der Computertomographie



Röntgendichte:

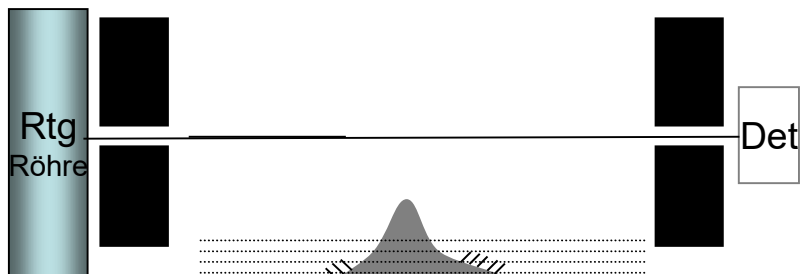
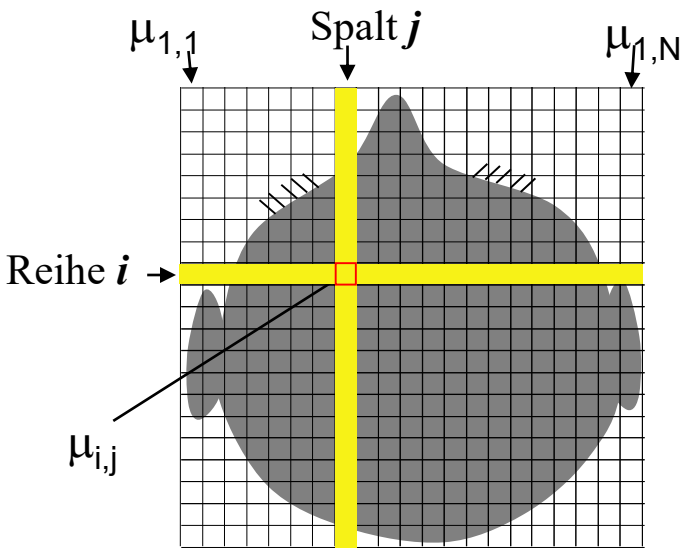
$$D_i = \lg \frac{J_0}{J_i}$$



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

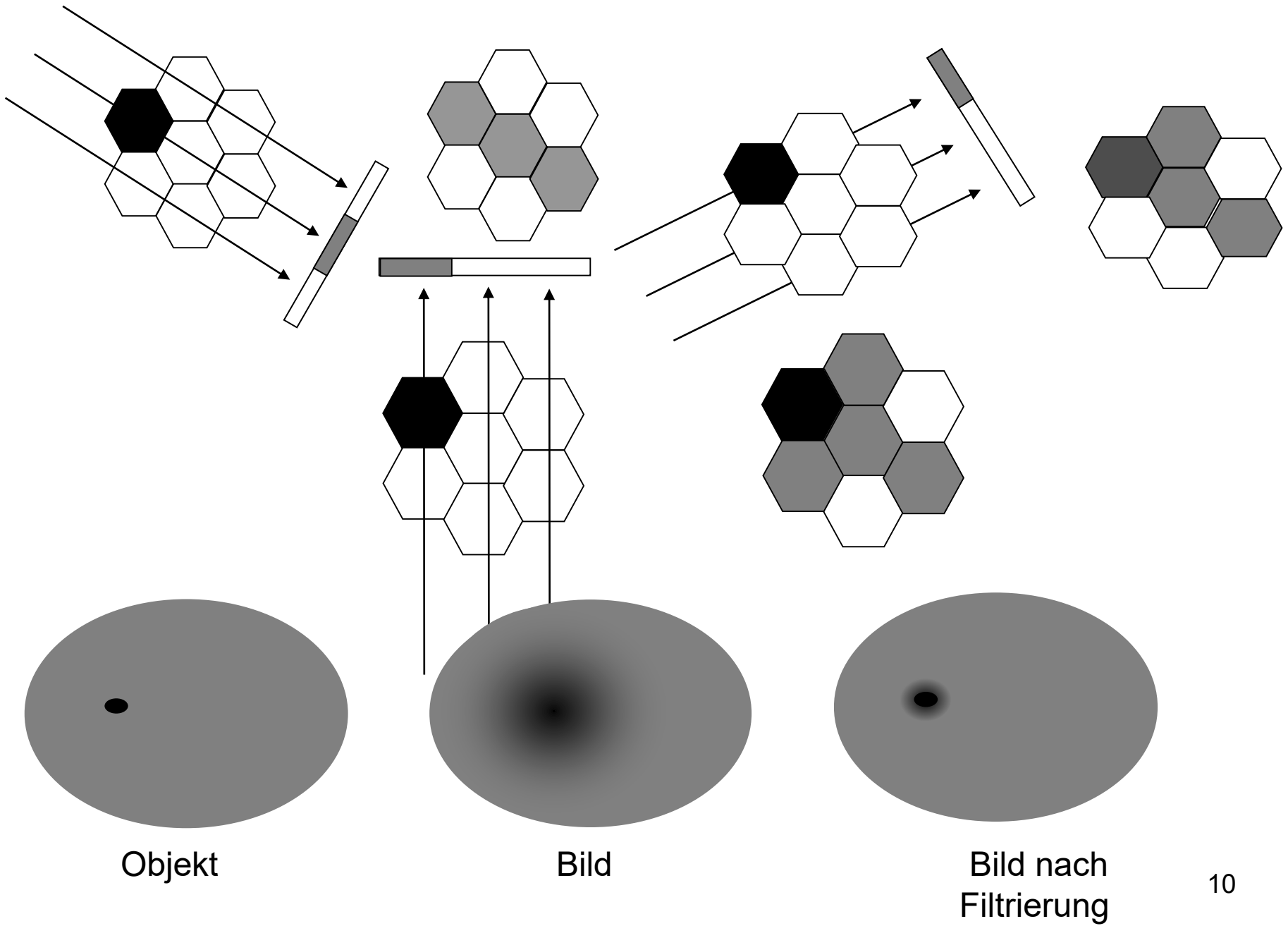
messbar  $\rightarrow D_i = \sum_{j=1}^n D_{i,j}$

zu Bestimmen



Gen. 1.  
CT

# Prinzip der filterten Rückprojektion



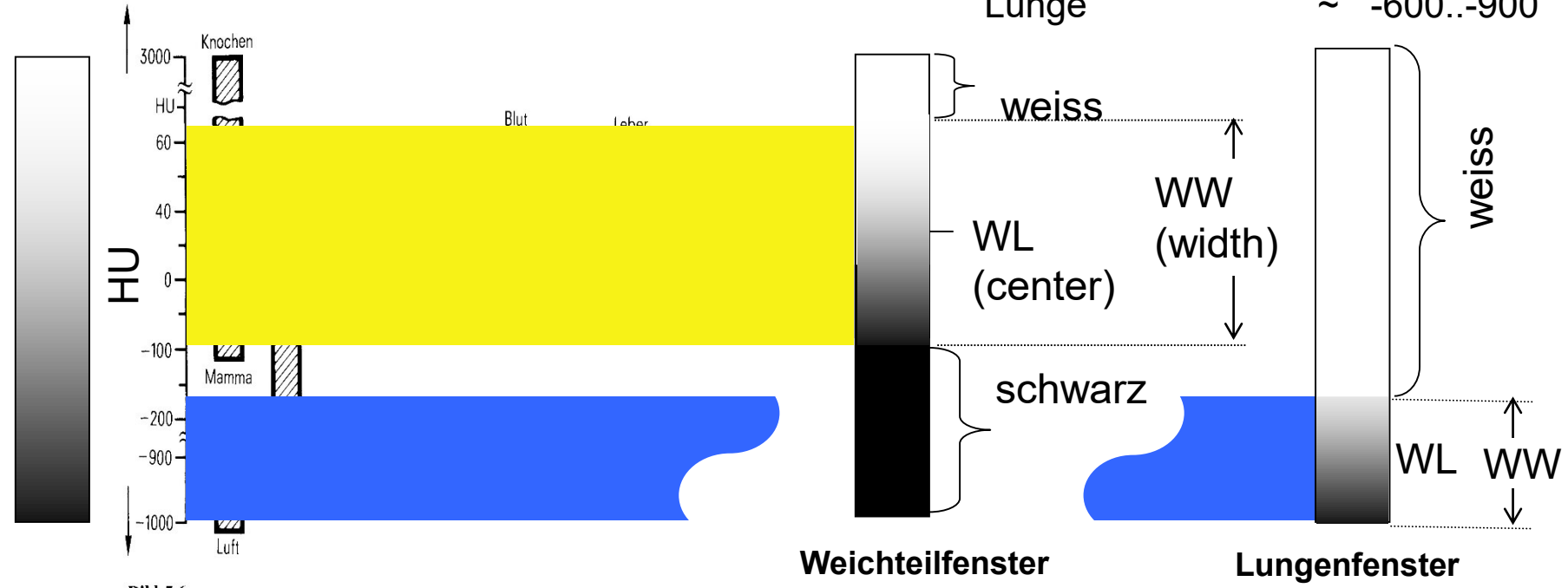
# Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

HU-Wert

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

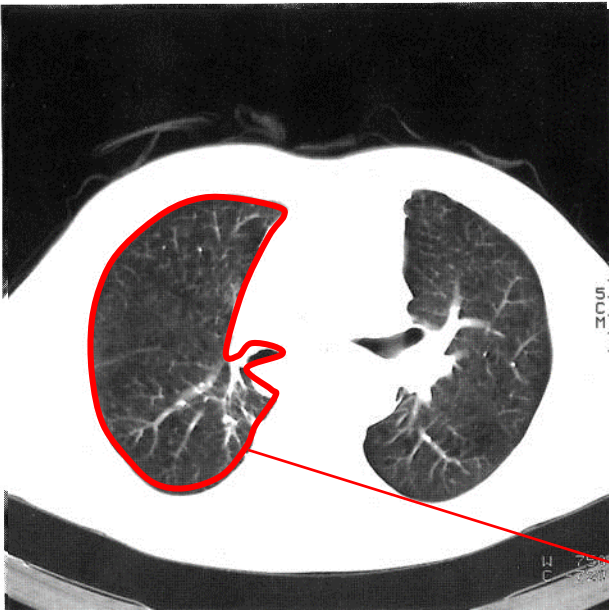
relative Skala für  $\mu$

- Wasser = 0
- Luft ~ -1000
- Knochen ~ 100-1000
- Weichteilgewebe ~ 0..50
- Fettgewebe ~ -100
- Lunge ~ -600..-900



**Bild 5.6**  
Schwächungsbereiche verschiedener Körpersubstanzen und Gewebe. Man erkennt, daß sich die den einzelnen Substanzen entsprechenden Schwächungsbereiche häufig überschneiden. Aus dem Schwächungsbereich läßt sich also nicht eindeutig auf die Substanz schließen. Dies gilt insbesondere auch für die verschiedenen Tumorarten

## Doppelfenster

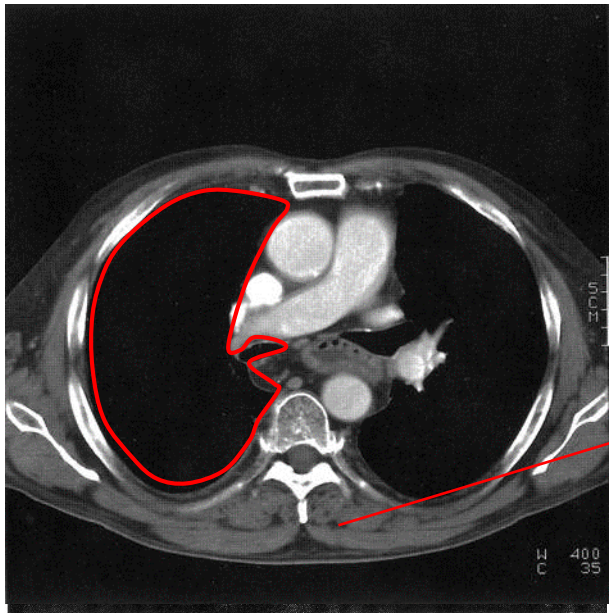


- **Lungenfenster**

Mitte = -720

Breite = 750

(-1000 ... -345)

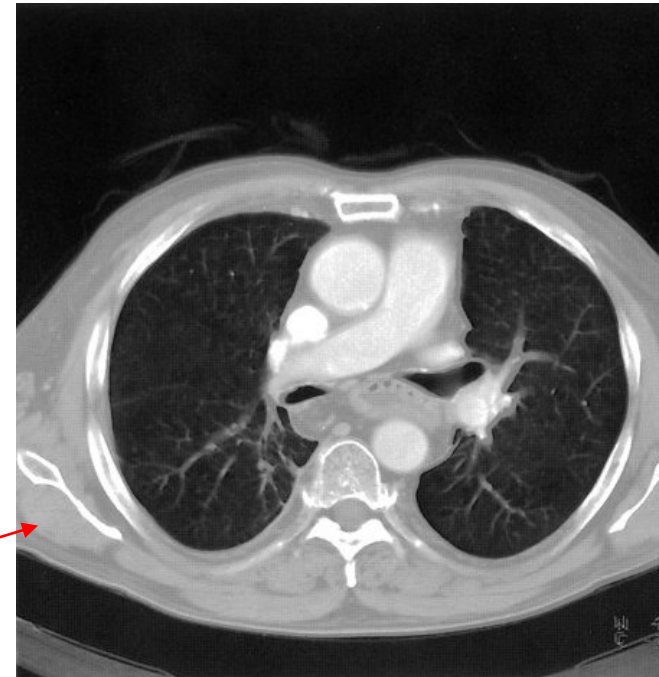


- **Weichteilfenster**

Mitte = 35

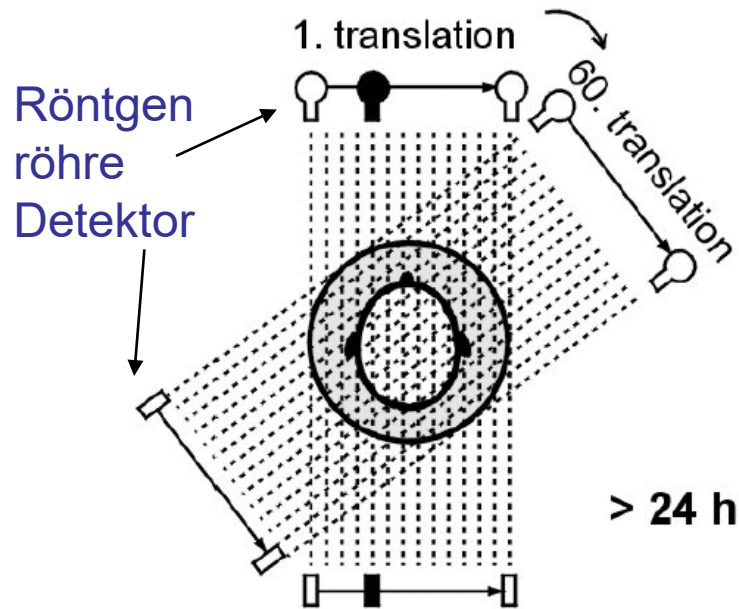
Breite = 400

(-165 ... 235)

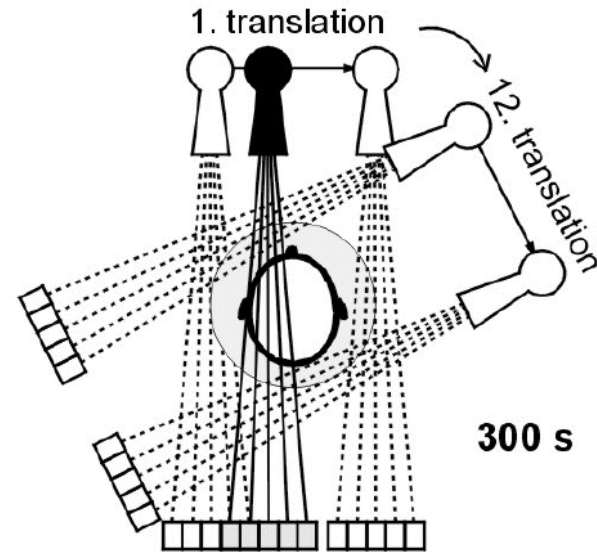


# Technische Realisierung, Generationen

## I. Generation



## II. Generation



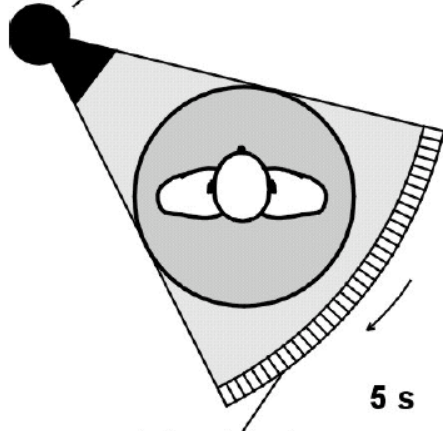
Szintillationsdetektoren

Entwicklung:  
wenigere Bewegung

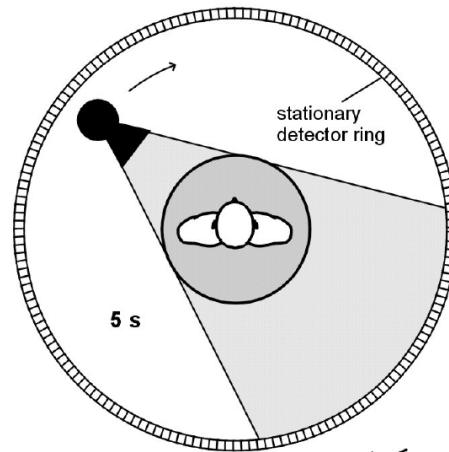


# Technische Realisierung, Generationen

- III. Generation



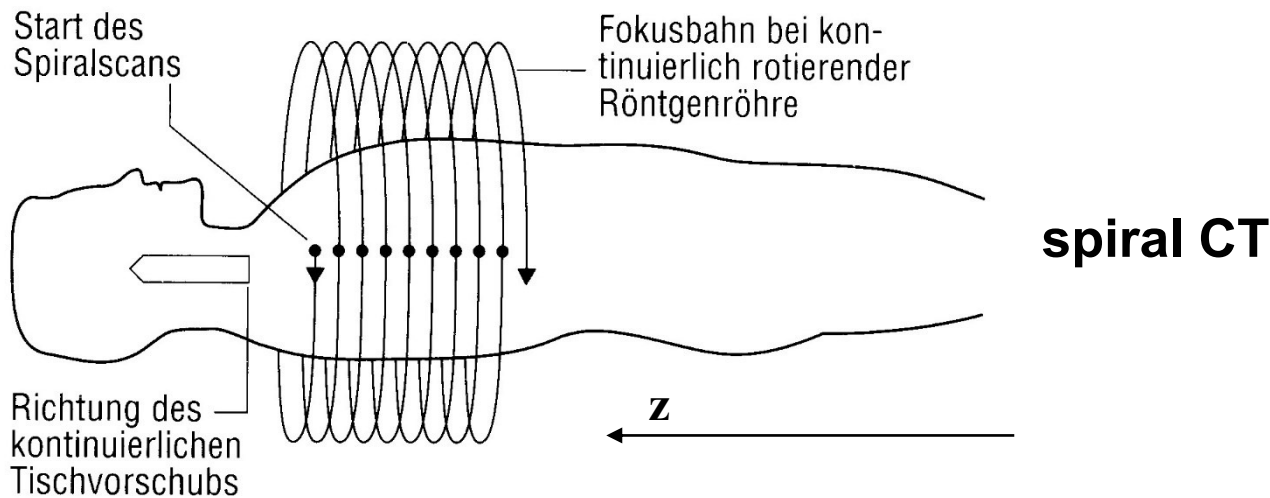
- IV. Generation



Entwicklung:  
wenigere bewegende  
Bauelemente

bewegender Detektorbogen    stehender Detektoren- ring

Xe-Detektor (Ionisation)



# Moderne CT (3. o. 4. Generation)



Röntgenröhre

Detektor

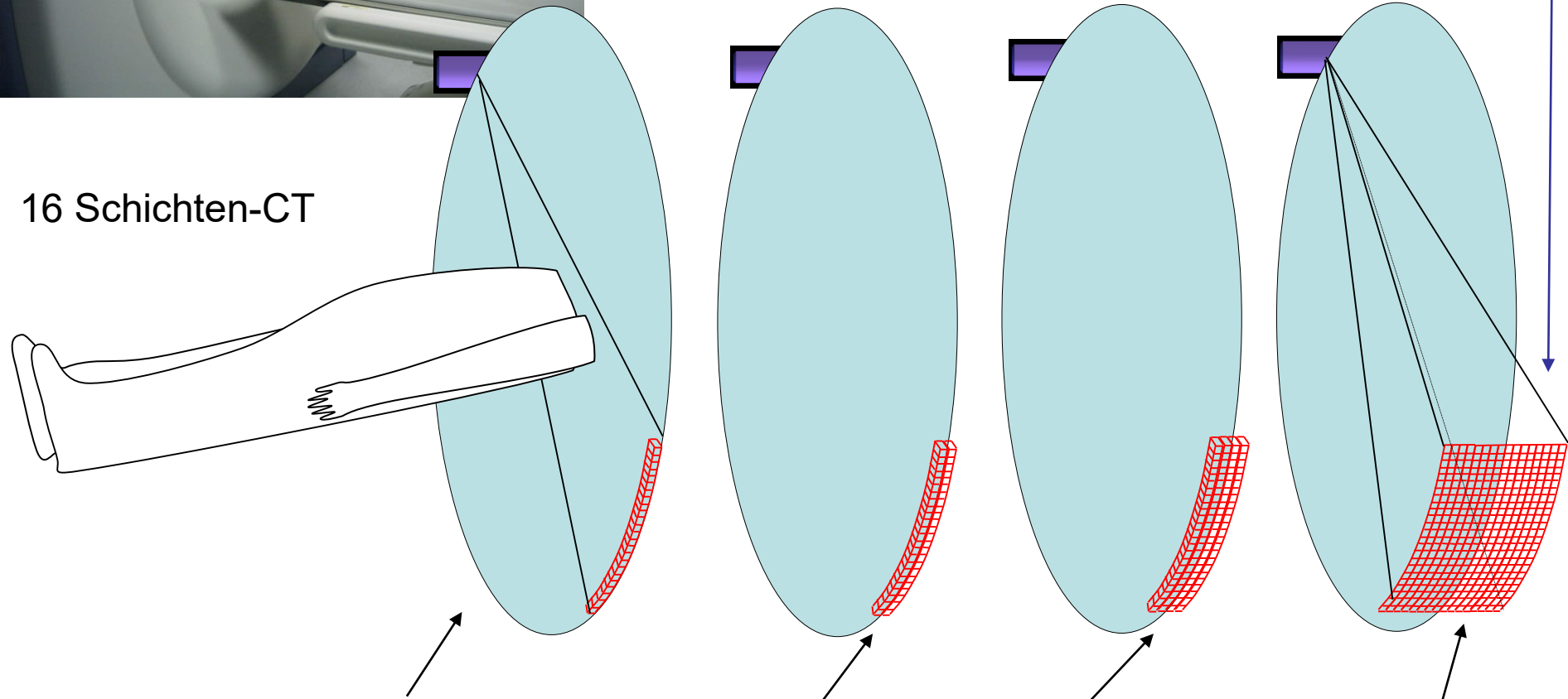
bewegbares  
Patientenbett



# Multislice CT

Halbleiterdetektor

16 Schichten-CT



3. Generation  
Detektorring  
Fächerbündel

2 Detektoren  
2 Schichten

Mehrfächerbündel

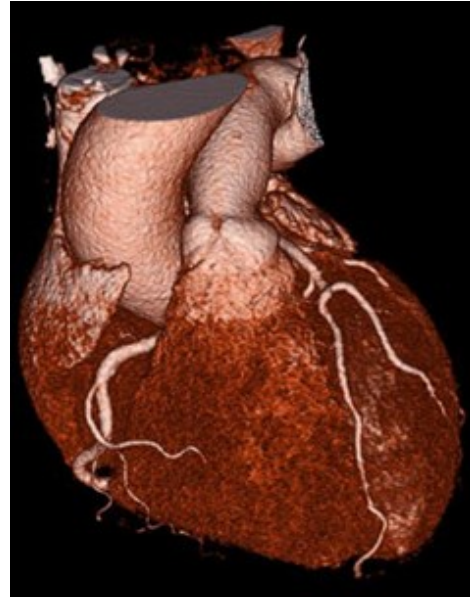
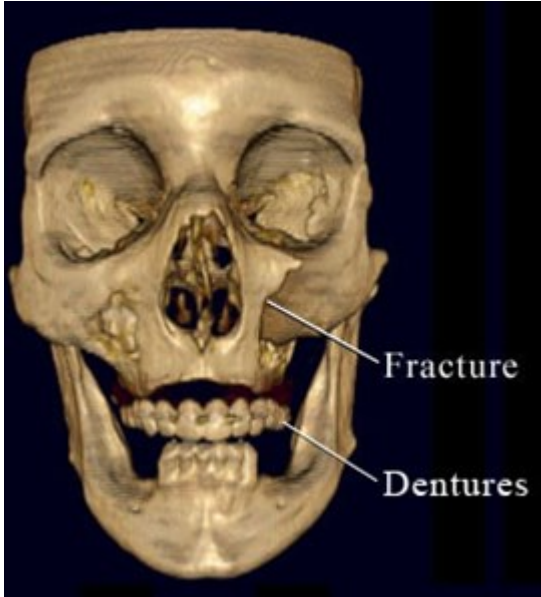
4 Detektoren  
4 Schichten

1998

„Area detector“  
Konusbündel  
heute:

128-256 Schichten

# Surface rendering



# Volume rendering



## 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)

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

# Energie-empfindlicher CT

Indirect Conversion

Interseptal gaps

Incoming X-ray photon

Anti-Scatter collimator

Reflector (e.g.,  $\text{TiO}_2$ )

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

Visible Light

Photo-Diode

Integrating ASIC

Direct Conversion

Incoming X-ray photon

Anti-Scatter Collimator

Cathode

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

Electronic Charges

Pixelated Anode

Counting ASIC

mit direkten Detektoren ist auch das Energiespektrum einigermaßen auflösbar.

## Standard CT

X-ray source

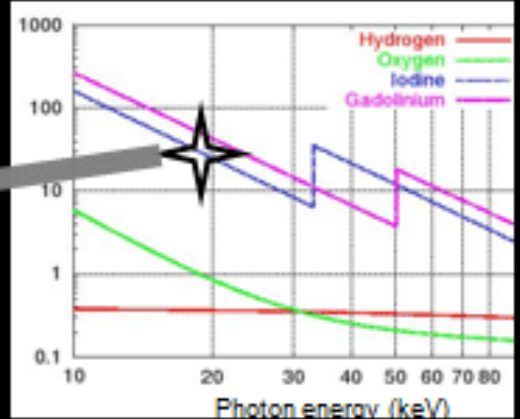


X-ray detector

B/W

Energy integrating

Results



## Dual-energy CT

X-ray source

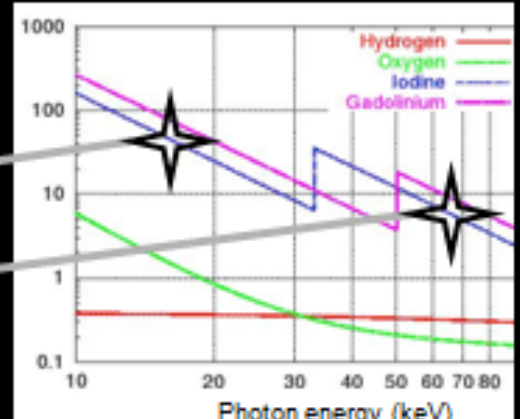
X-ray source



B/W

B/W

Energy integrating



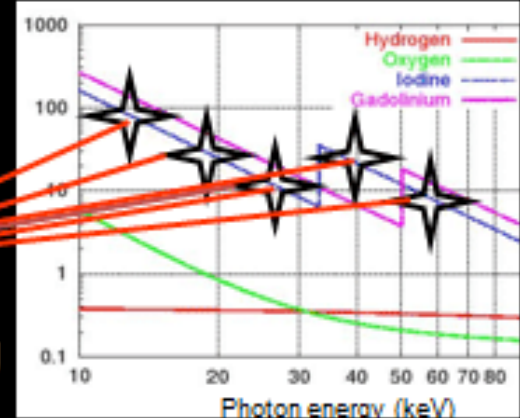
## Spectral CT

X-ray source

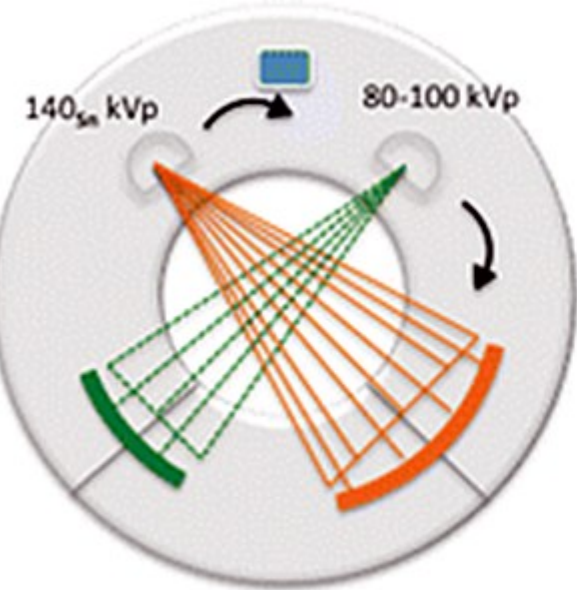


e.g., Medipix

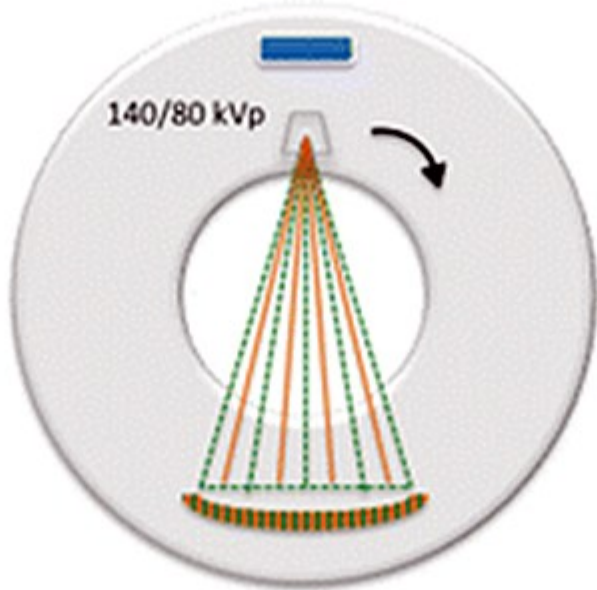
Photon counting



# Gleichzeitig mehrere Photonenenergien → Spektral-CT



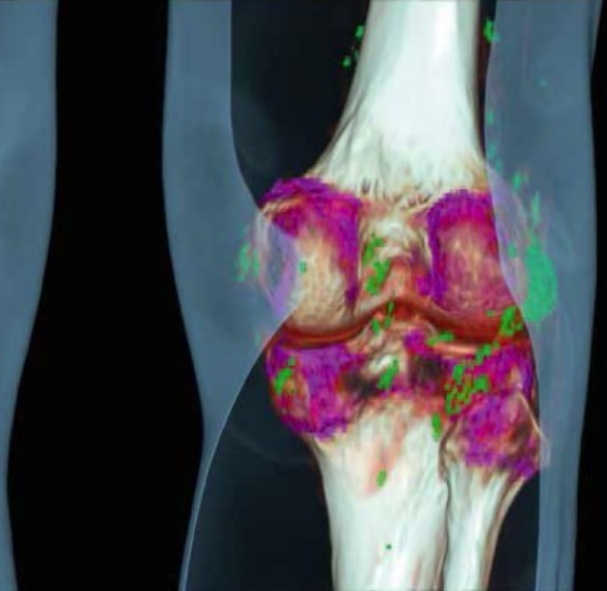
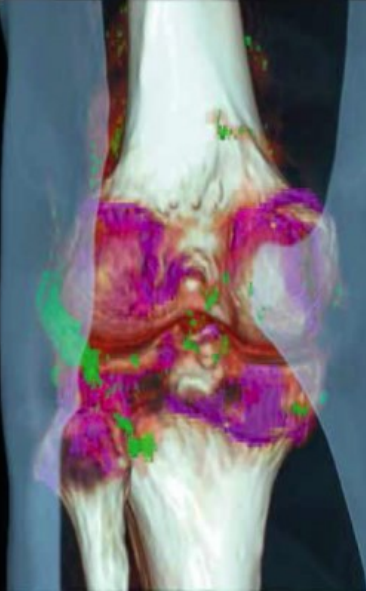
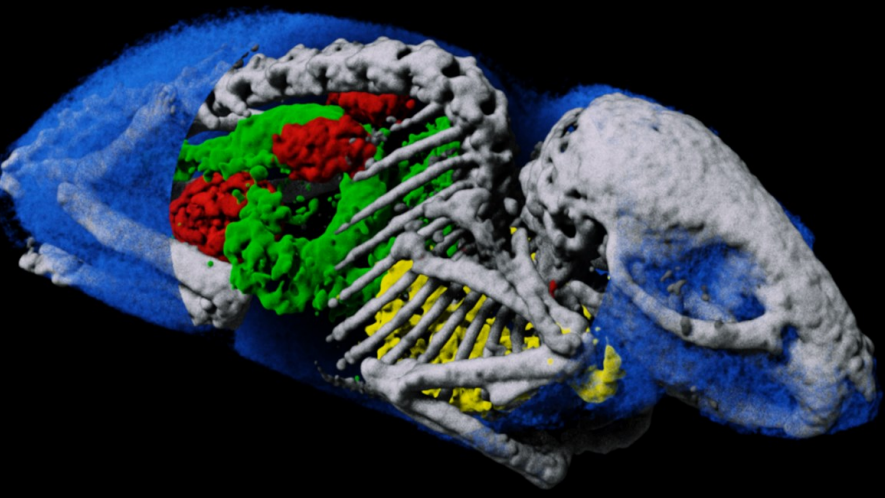
Dual source DECT



Single source DECT



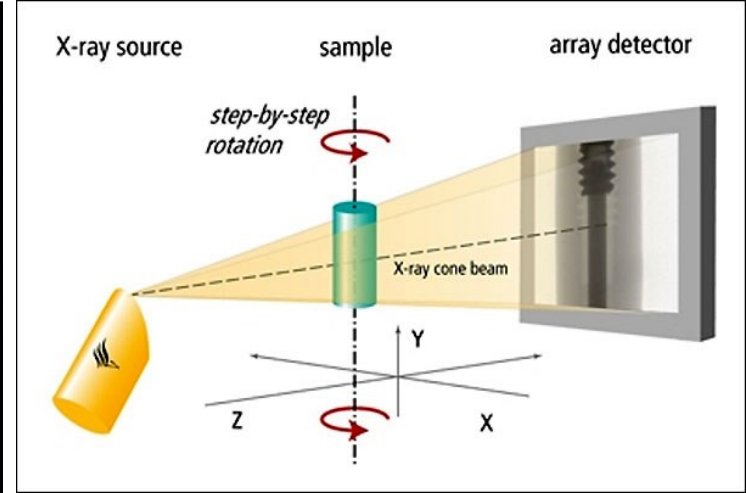
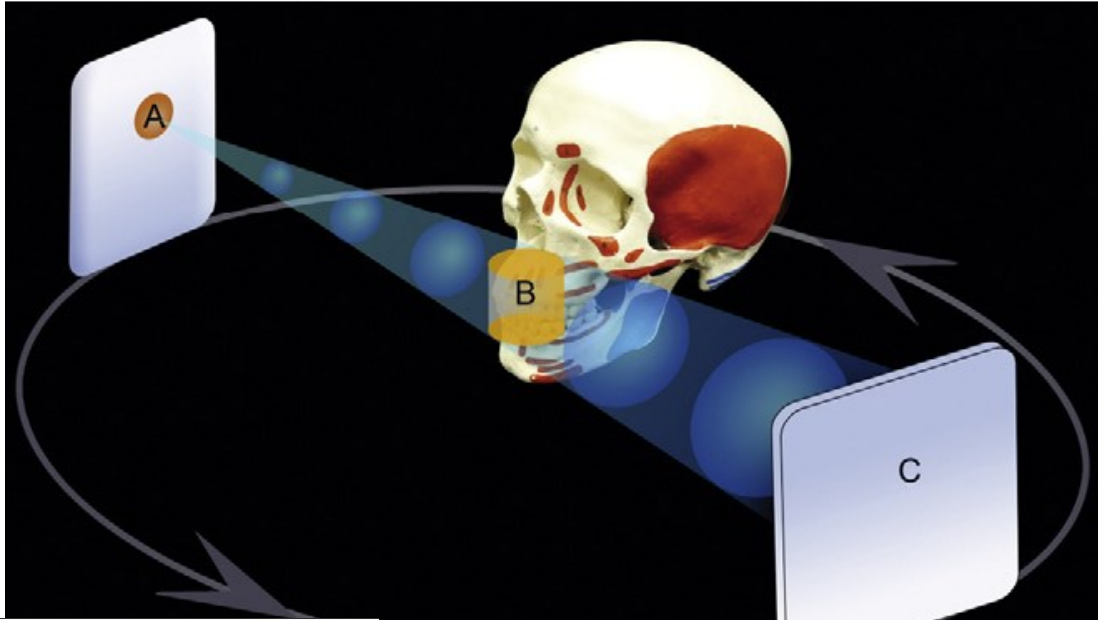
Detector Based Spectral CT



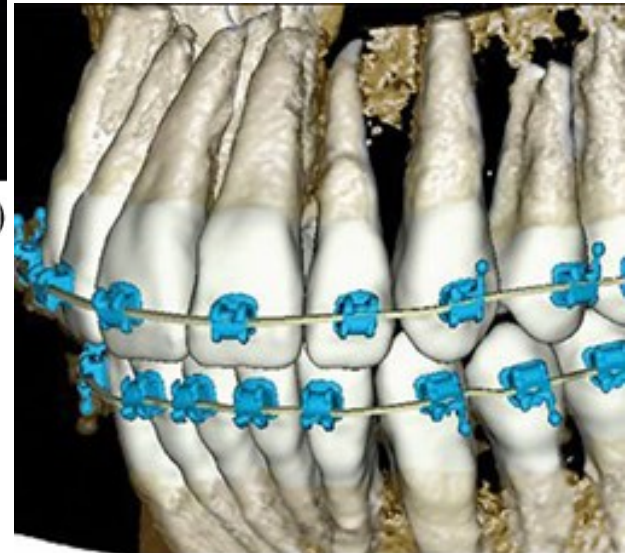
# Cone Beam CT (Digitale Volumentomographie)

## ein spezielles, digitales Röntgenabbildungsverfahren

Bei der traditionellen Panorama-Aufnahme sind die verschiedenen Teile des Bildes in unterschiedlichem Maße verzeichnet. 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.



(CBCT)



The **Reconstruction Toolkit (RTK)** is an open-source and cross-platform software for fast circular cone-beam CT reconstruction based on the **Insight Toolkit (ITK)**. RTK is developed by the RTK consortium. RTK provides or will provide

- Basic operators for reconstruction, e.g., filtering, forward, projection and backprojection
- Multithreaded CPU and GPU versions
- Tools for respiratory motion correction
- I/O for several scanners
- Preprocessing of raw data for scatter correction

**News**

- 07.07.2024 RTK 2.6.0 Released
- 18.09.2023 RTK 2.5.0 Released
- 11.24.2022 RTK 2.4.1 Released
- 10.29.2022 RTK 2.4.0 Released

### Introducing RTK

fast cone-beam CT reconstruction toolkit

[Learn More](#)



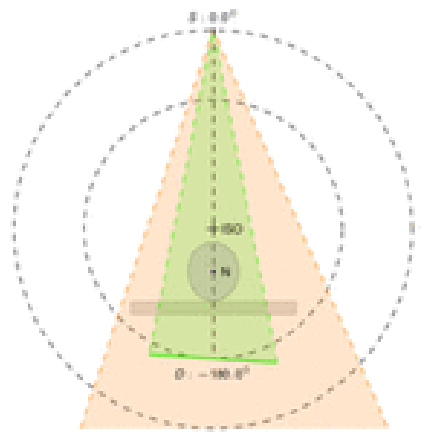
**CREATIS**



*iba*

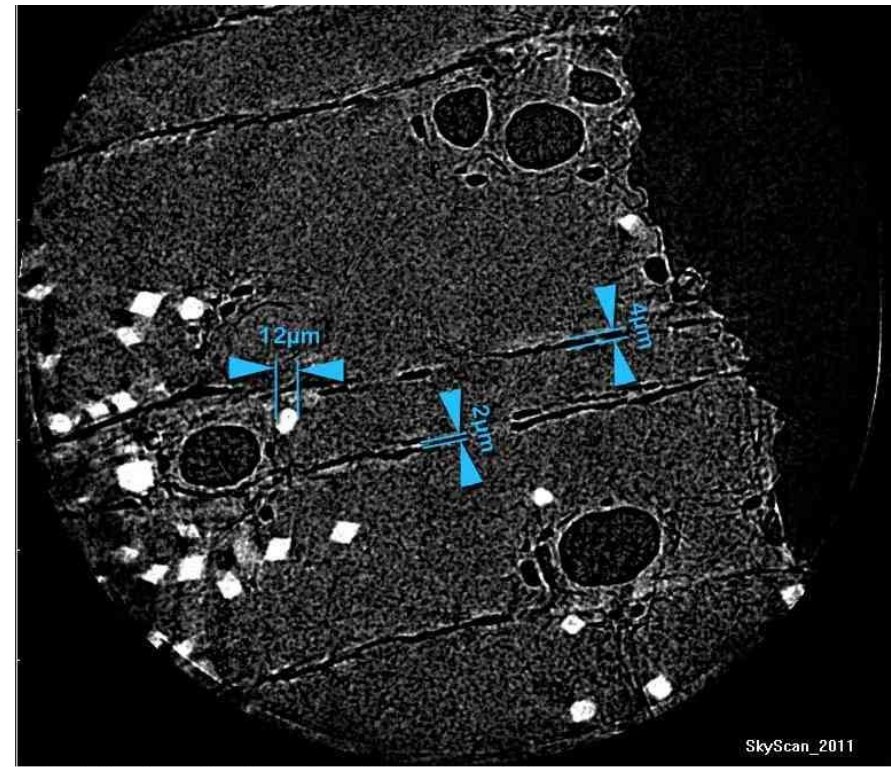


medphoton<sup>®</sup>



# Micro CT, NanoCT

Submikrometer Auflösungsgrenze  
„fast so gut wie ein Mikroskop“



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