

A photograph of an X-ray room. In the foreground, there is a patient table covered with a blue cloth. In the background, a large X-ray machine (C-arm) is visible, along with a sink and some medical equipment. The walls are white and tiled.

Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften

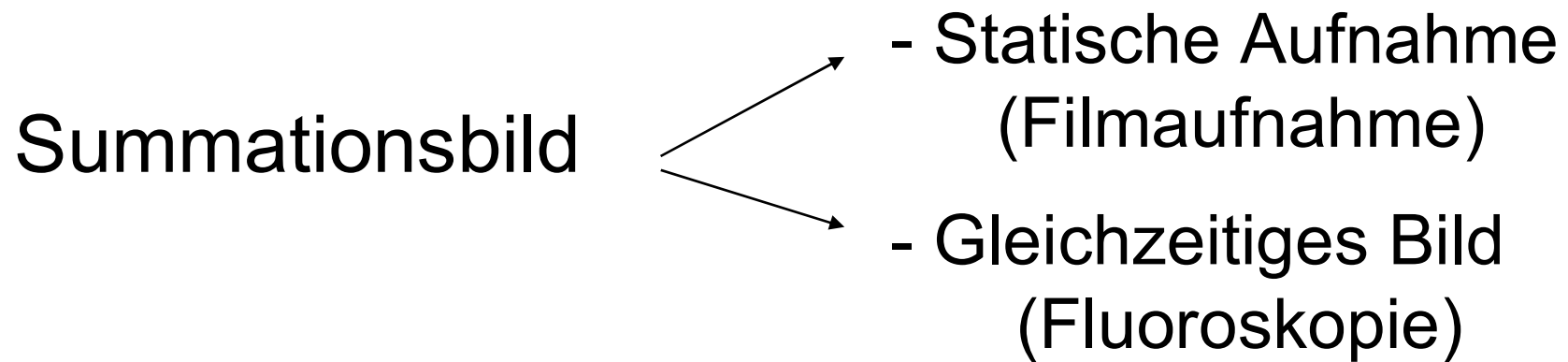
Physikalische Grundlagen

der Röntgendiagnostik

Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

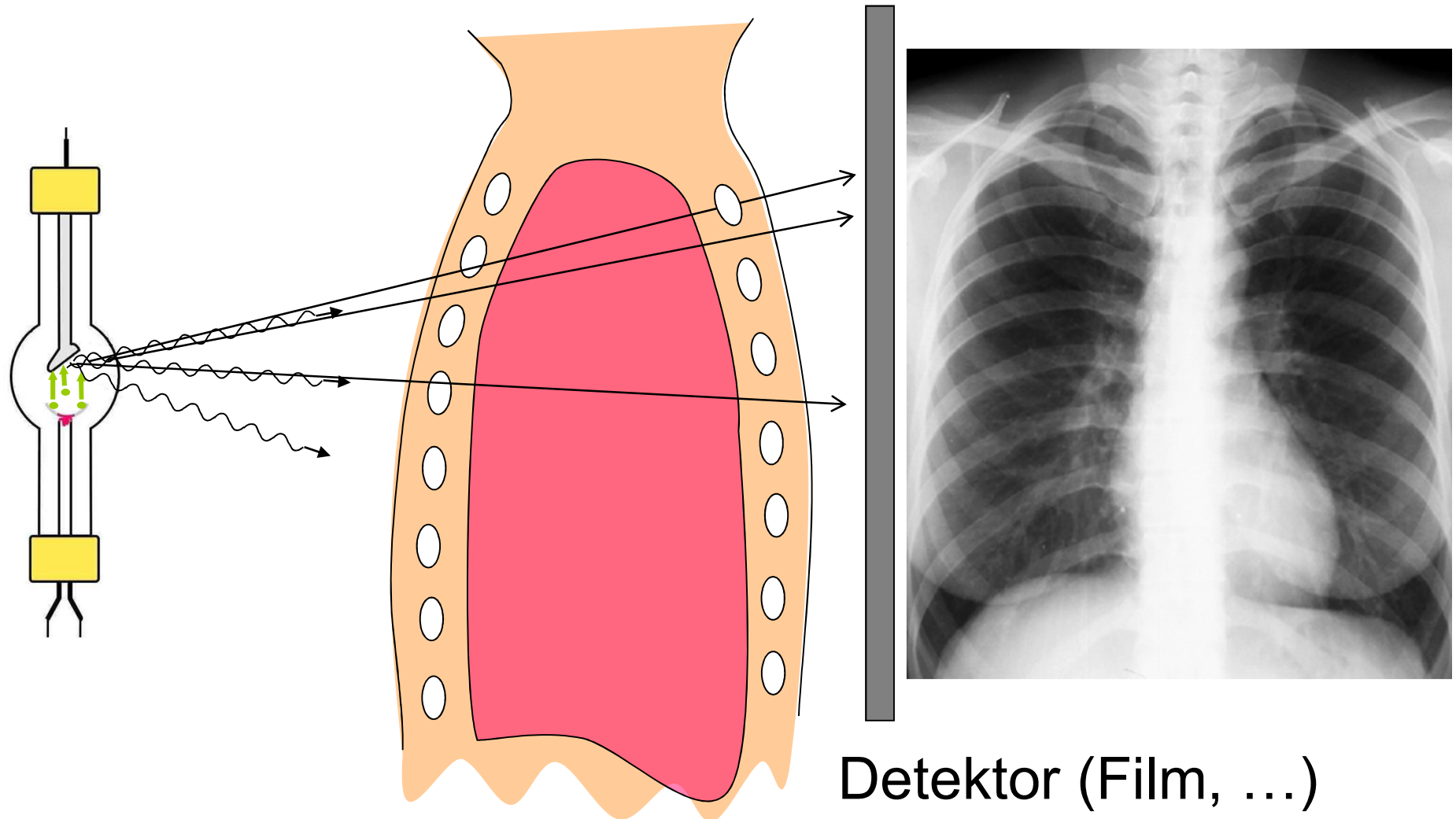
Röntgendiagnostische Verfahren



Tomographisches Bild CT

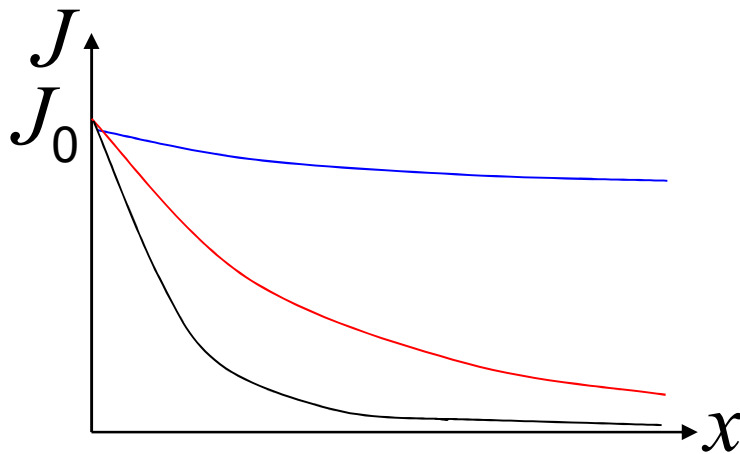
Spezialitäten: Anwendung von Kontrastmitteln,
Digitalisierung, Substraktion

Grundprinzip der Summationsaufnahmen



Röntgenbildentstehung

Grundprinzip der Röntgenbildentstehung: Unterschiedliche Strahlungsabsorption der verschiedenen Gewebe.



Luft

Weichteilgewebe

Knochen

Schwächung der Röntgenstrahlung

Grund der Röntgendiagnostik

Ähnlich zur Schwächung
der γ -Strahlung

Schwächungsgesetz:

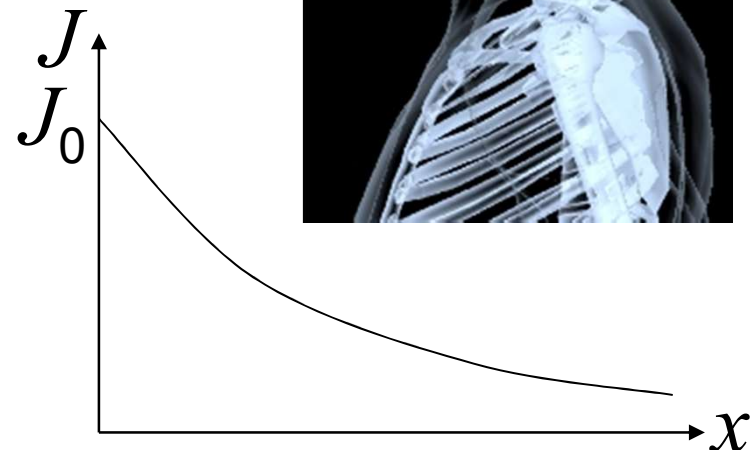
$$J = J_0 \cdot e^{-\mu x}$$

$$\mu(\text{Stoff}, \varrho, \lambda) = \mu_m(\text{Stoff}, \lambda) \cdot \varrho$$

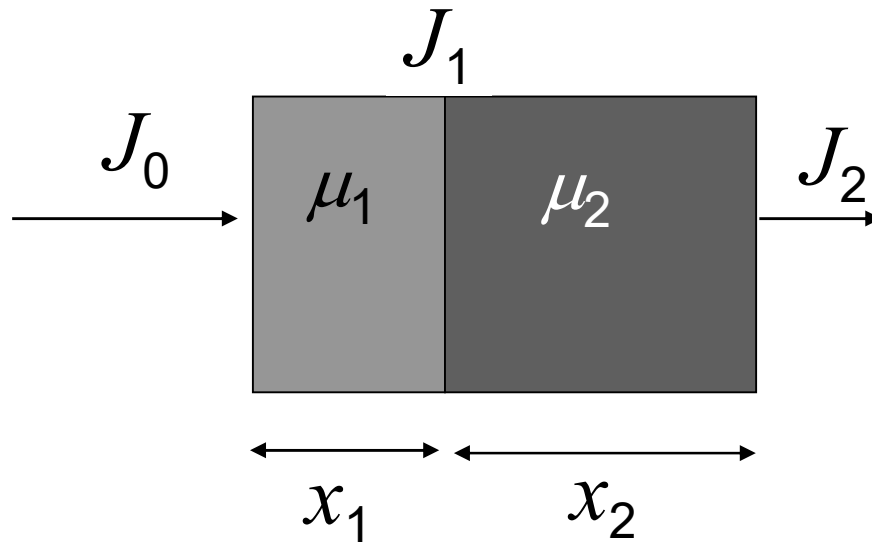
Z

λ oder E_{photon}

Massen-
schwächungs-
koeffizient



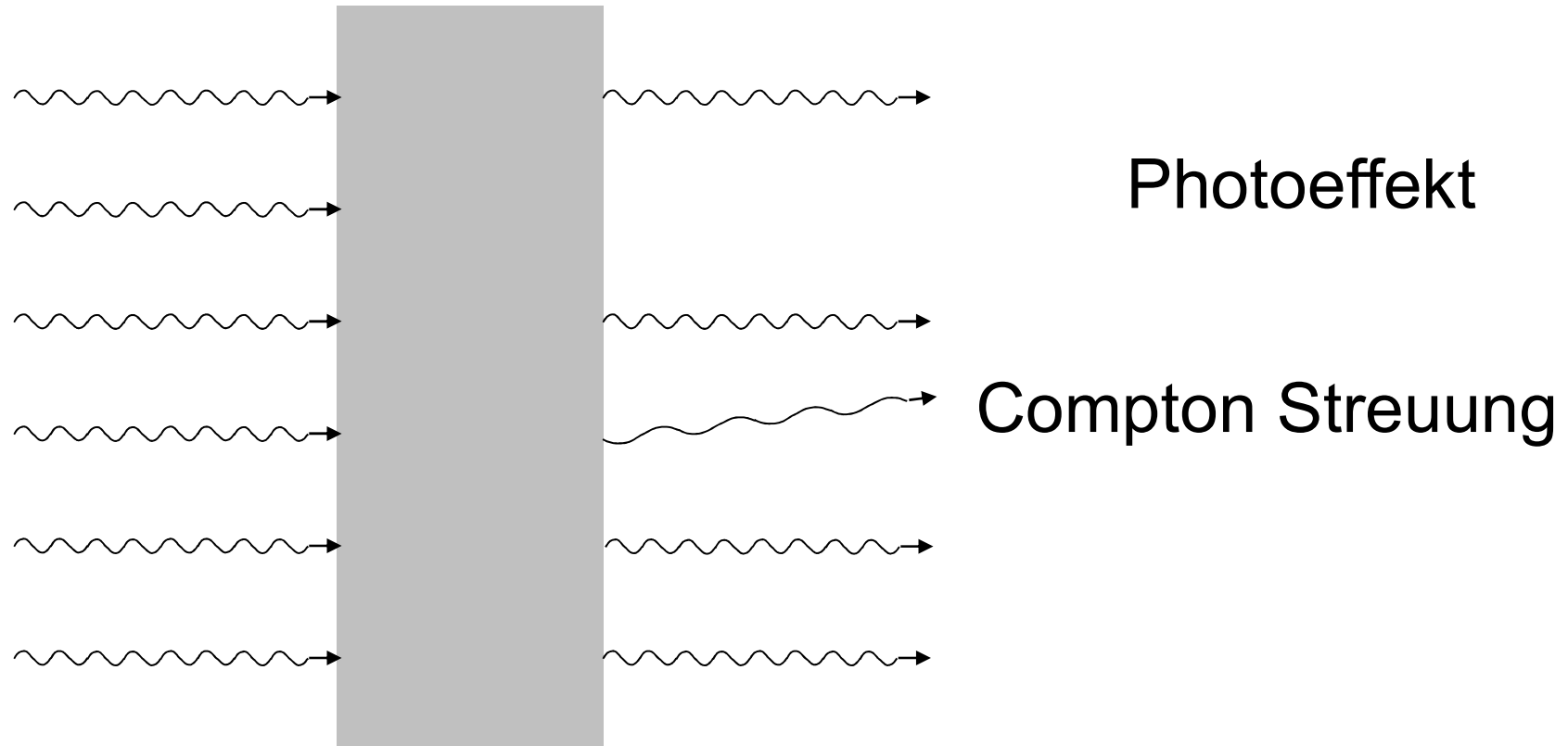
Absorption von inhomogenen Körpern



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

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

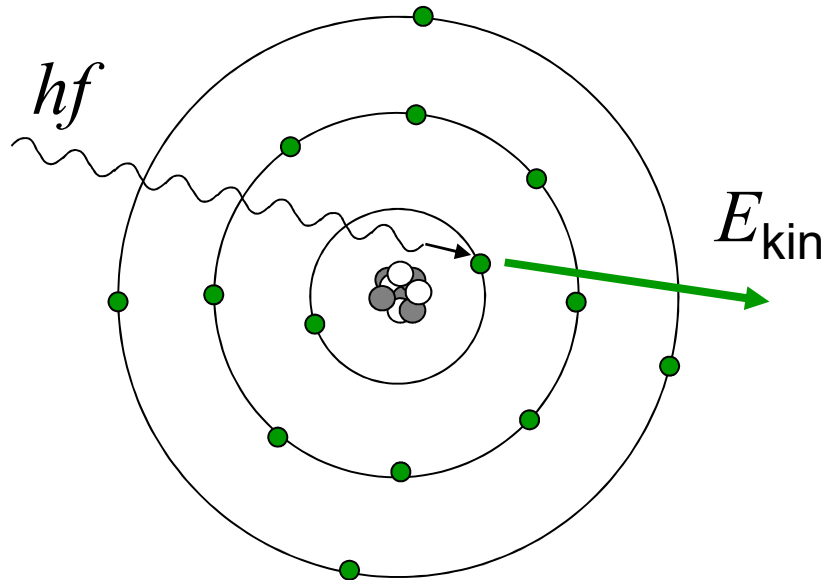
Teilprozesse der Schwächung der Röntgenstrahlung



$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m (+\kappa_m)$$

unterschiedliche Stoff(Z)-
und λ (oder E_{ph}) Abhängigkeit

Photoeffekt



$$\tau_m = \text{const} \frac{Z^3}{E_{\text{Photon}}^3}$$

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

starke Z Abhängigkeit!
diagn. Bedeutung!

Beispiel:

10% Z Erhöhung

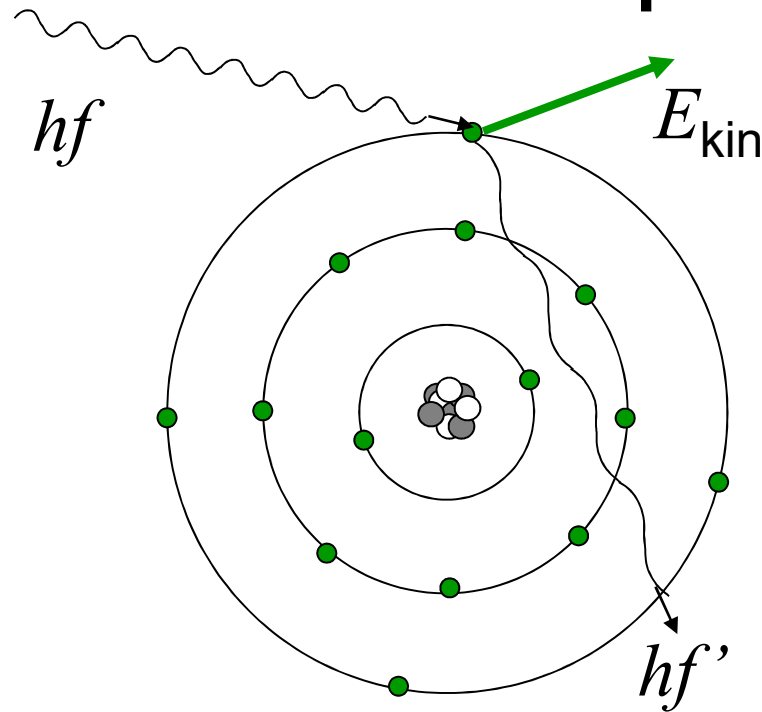
110%=1,1

$1,1^3=1,331$

33% τ_m Erhöhung!

bei weicher Strahlung

Compton Streuung



$$\sigma_m = \text{const} \cdot Z / A$$

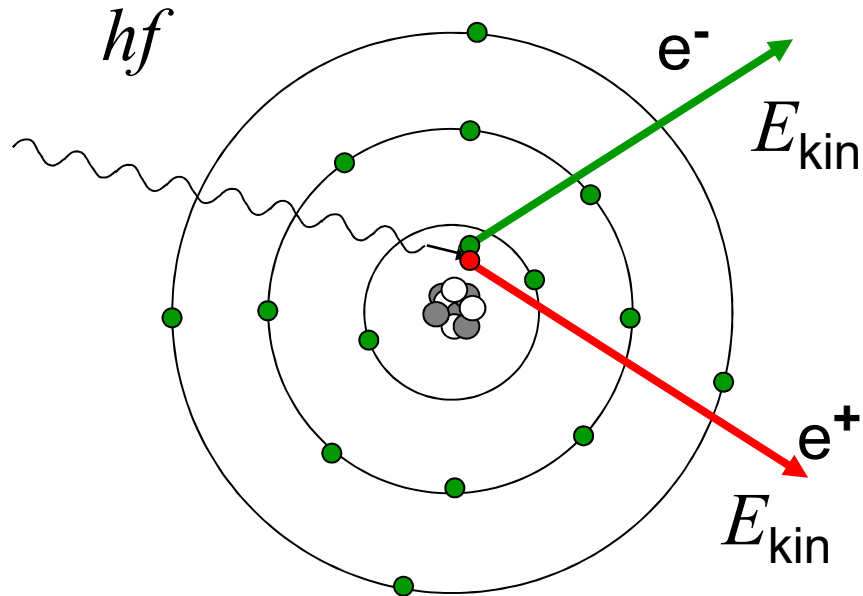
praktisch unabhängig von Z !

zB:

	C	P	Ca	Pb
Z	6	15	20	
A	12	≈ 31	40	
Z/A	0,5	0,48	0,5	

Schwache Wellenlängenabhängigkeit: $\sigma_m \sim \sqrt{\lambda}$

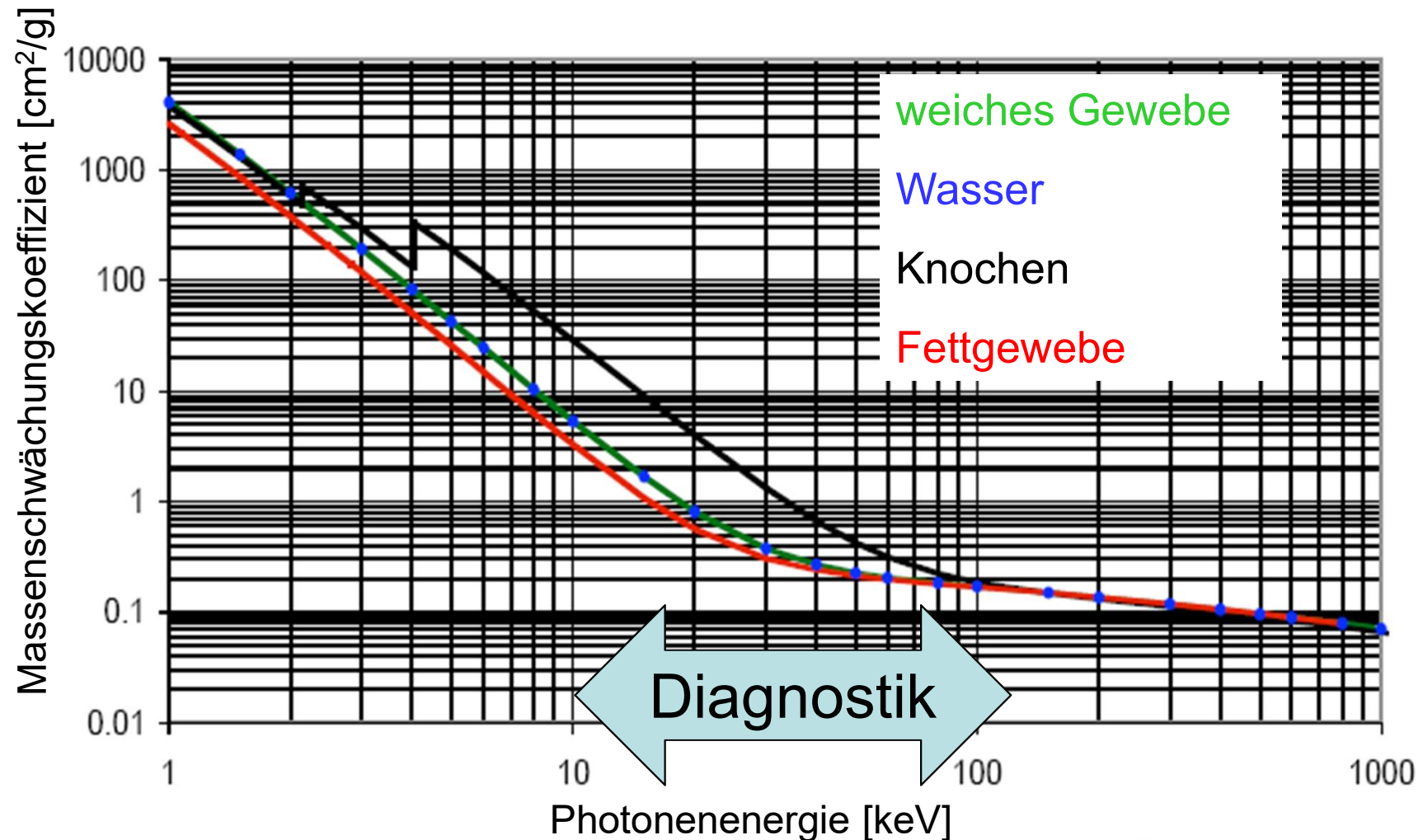
Paarbildung



$$hf \geq 2 m_e c^2 \approx 1\text{MeV}$$

nur bei therap. Rtg.
und γ -Strahlung

Photonenenergieabhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten



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

$$Z_{\text{H}}=1, Z_{\text{O}}=8, \quad w_{\text{H}}=0,2 \quad w_{\text{O}}=0,8$$

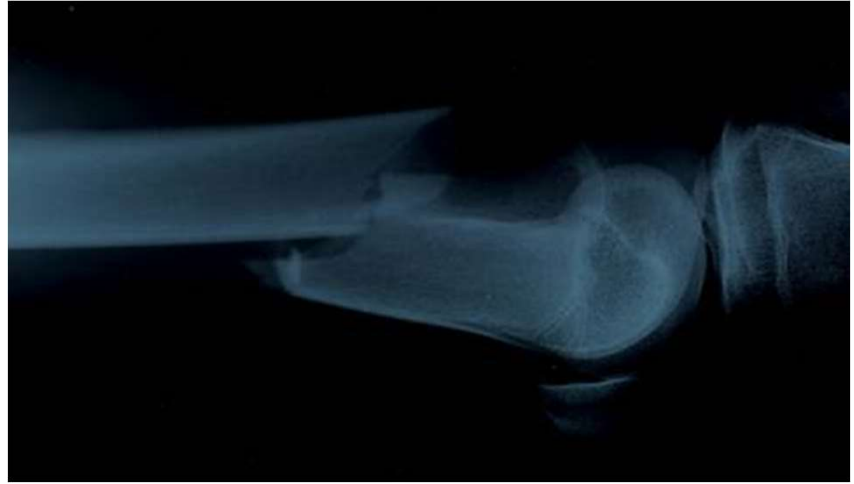
$$Z_{eff} = \sqrt[3]{0,2 \cdot 1^3 + 0,8 \cdot 8^3} = 7,4$$

Warum die unterschiedliche gewebe unterschiedlich absorbieren?

Effektive Ordnungszahl der 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



A photograph of an X-ray examination room. In the foreground, a patient table is covered with a blue protective sheet. In the background, a large, white, C-arm X-ray machine is visible, mounted on a stand. The room has white tiled walls and a sink area with a mirror and some medical supplies on the right.

Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften
Physikalische Grundlagen
der Röntgendiagnostik
Spezielle Verfahren
Röntgentomographie (CT)

Kontrastmittel

Positives Kontrastmittel:

mehr Absorption

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

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

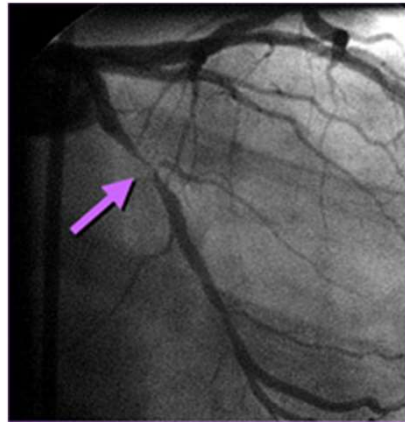
Jod (Z= 53)

Blutgefäß
(Angiographie)

Barium (Z=56)

Magen, Darm
in Form von BaSO_4

Angiographie





Kontrastmittel

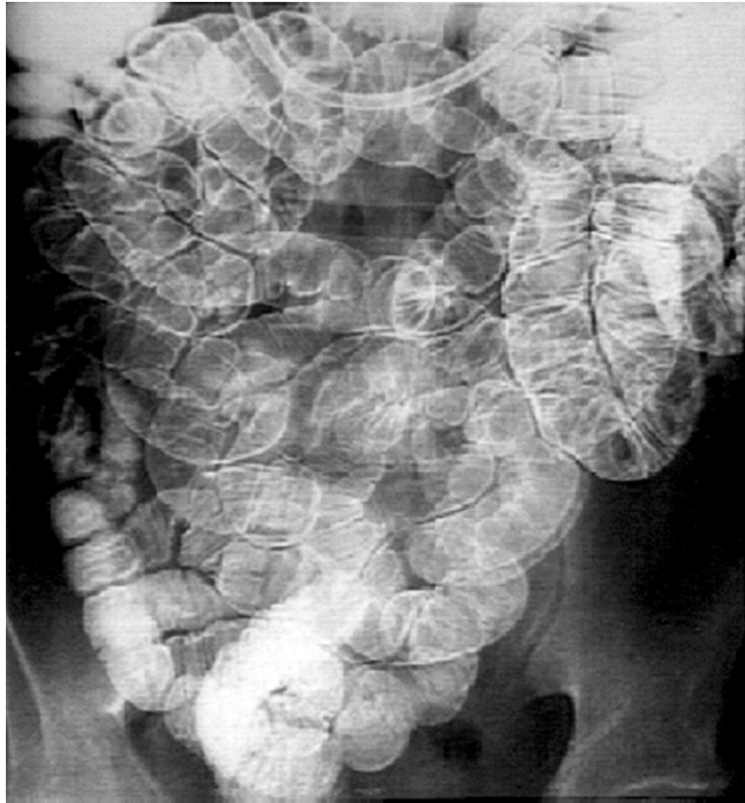
Negatives Kontrastmittel:

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.

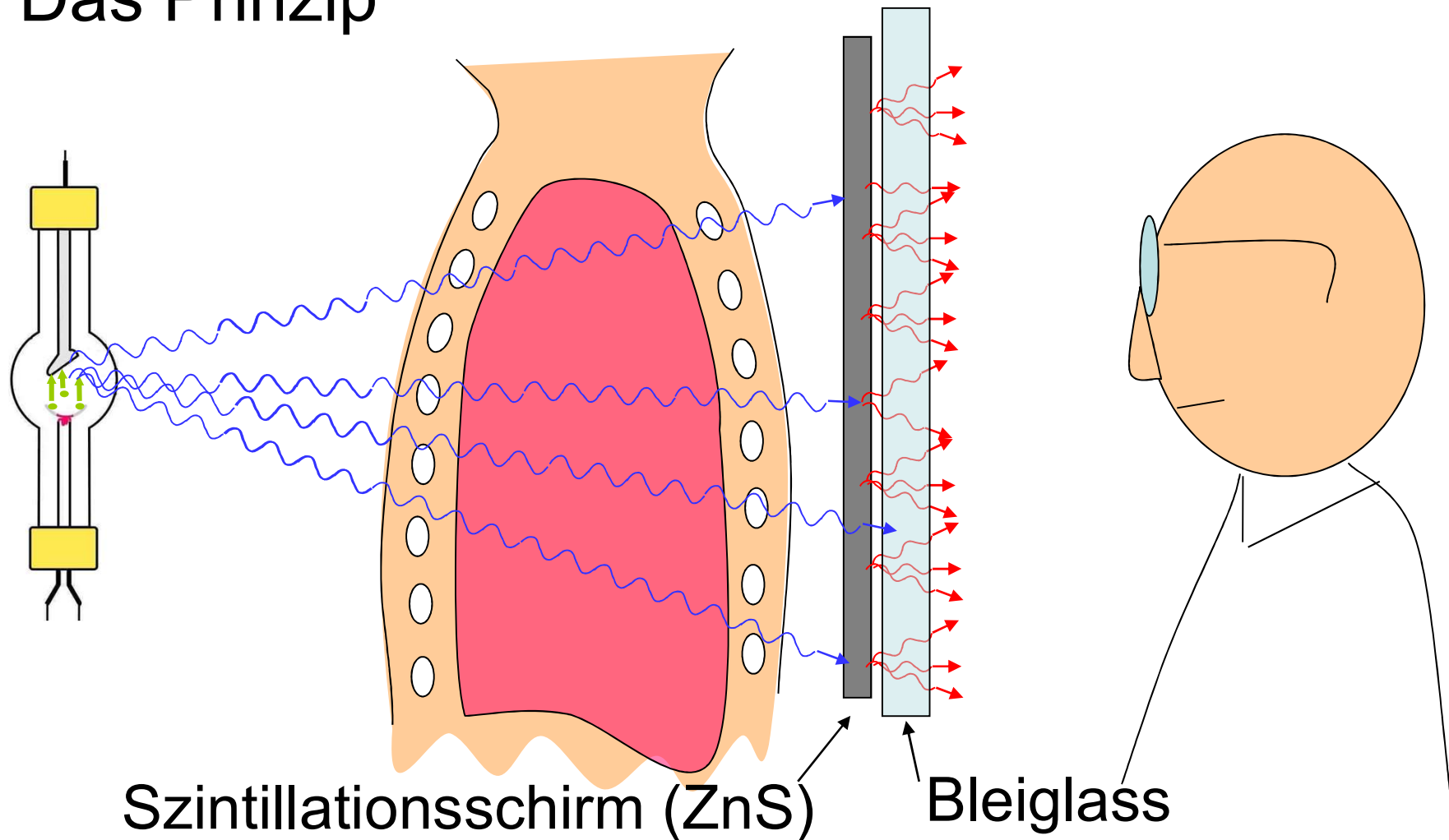
BaSO₄ + Luft in Darm.

Doppelkontrastaufnahmen

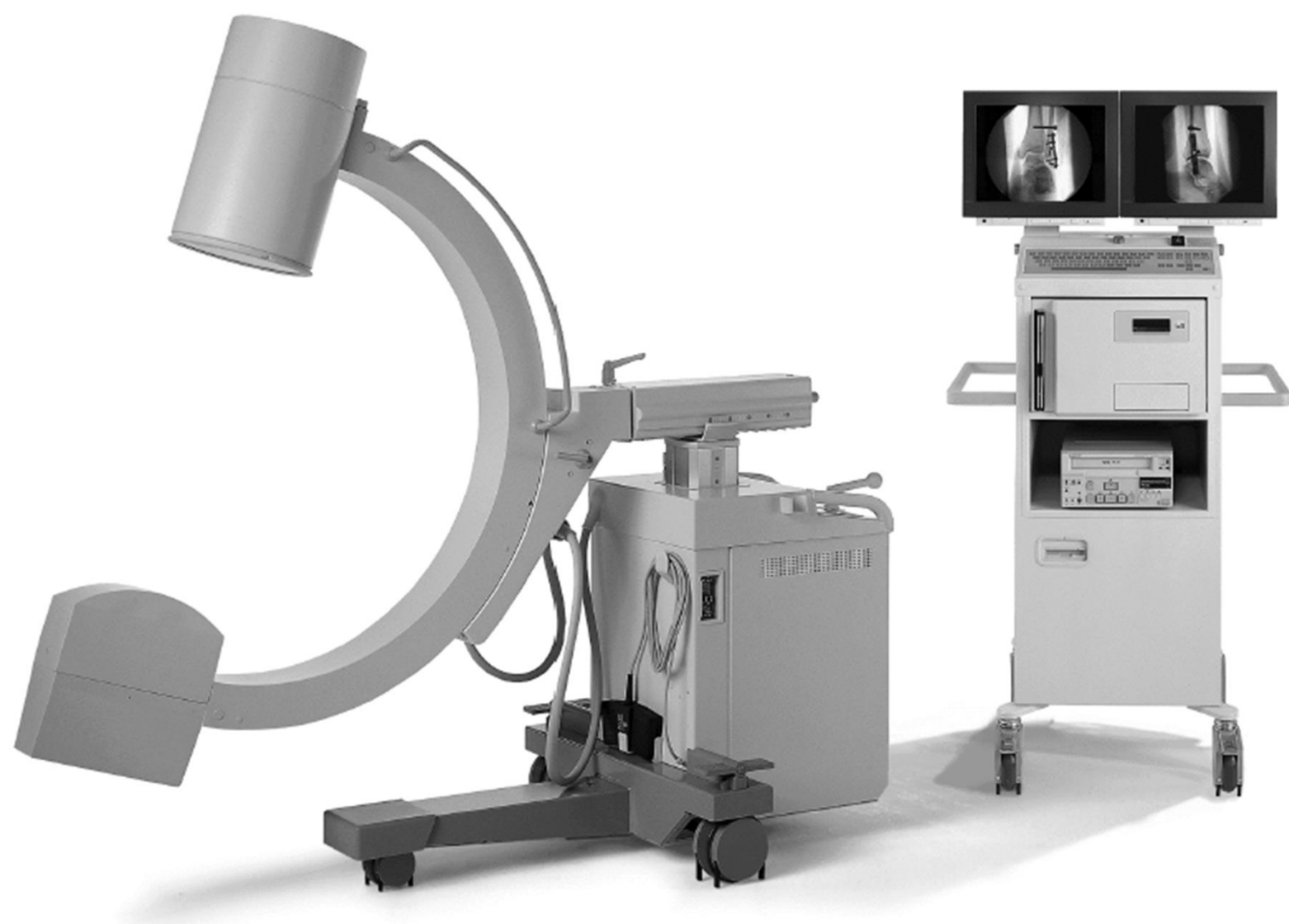


Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip



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

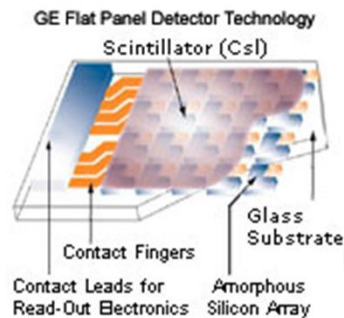




Vorteile der Anwendung des Bildverstärkers

- 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



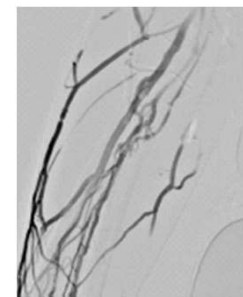


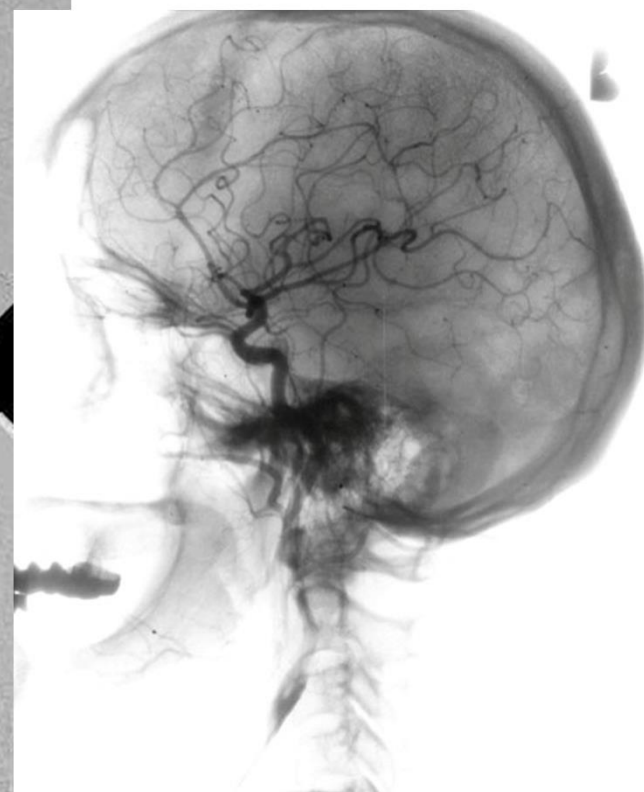
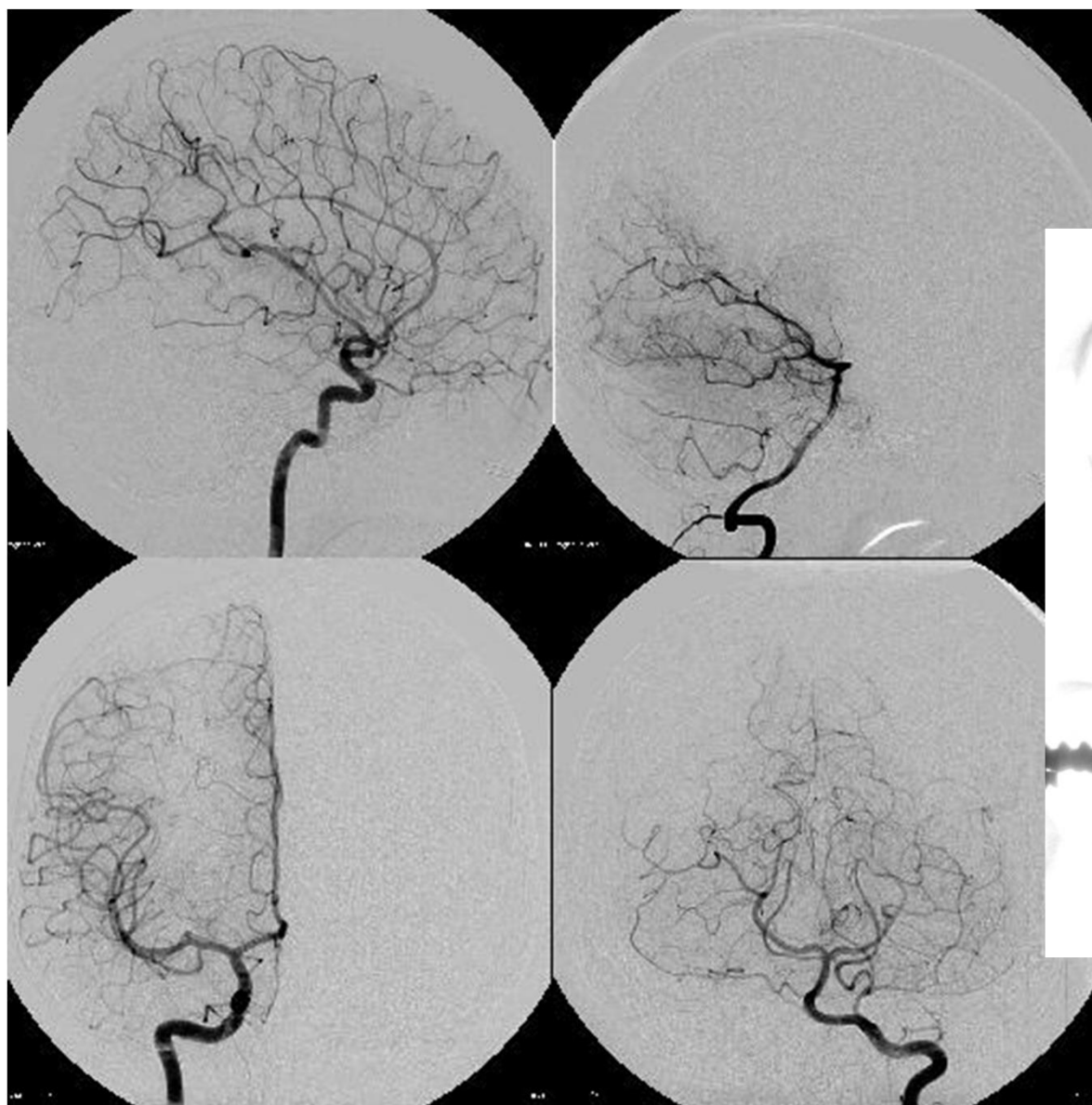
Direkte digitale Röntgentechnik

- 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 a large, white, cylindrical machine with a patient bed extending from it. The background shows blue walls and white cabinets. Overlaid on the image is a black crosshair. The word 'Röntgenstrahlung' is written in large, yellow, outlined letters. Below it, three lines of text are written in white, outlined letters: 'Minimalisierung der Strahlenbelastung', 'Erhöhung der Bildqualität', and 'Spezielle Verfahren'. At the bottom, 'Röntgentomographie (CT)' is written in large, yellow, outlined letters.

Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

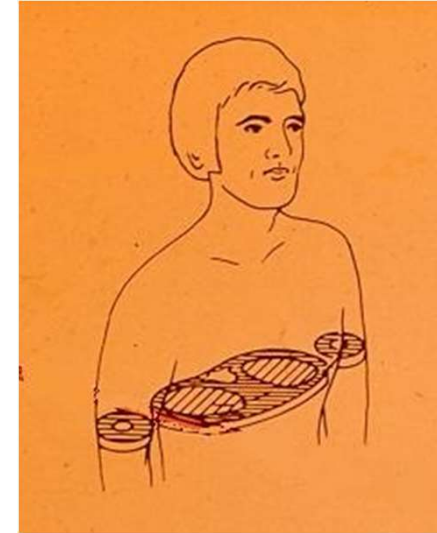
Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

CT

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

Τομος



=> Tomographie =Schichtaufnahme

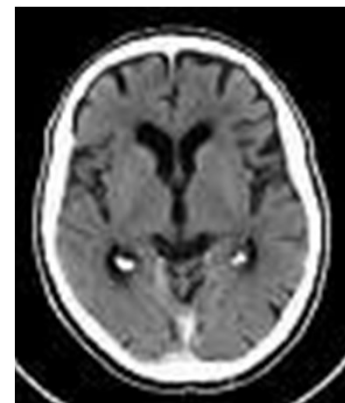
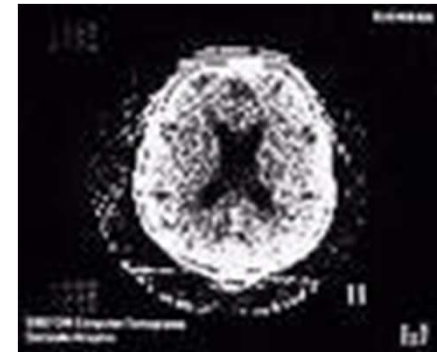
Auf der Körperachse senkrecht stehende
Schicht wird abgebildet.

Geschichte der Tomographie

Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack

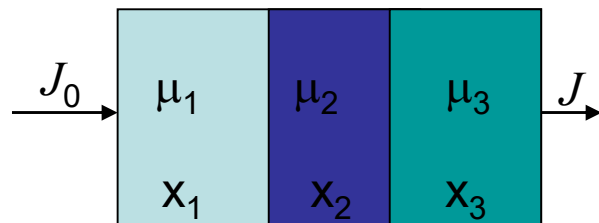


- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
 - 2006: 64 Schichten



Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

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

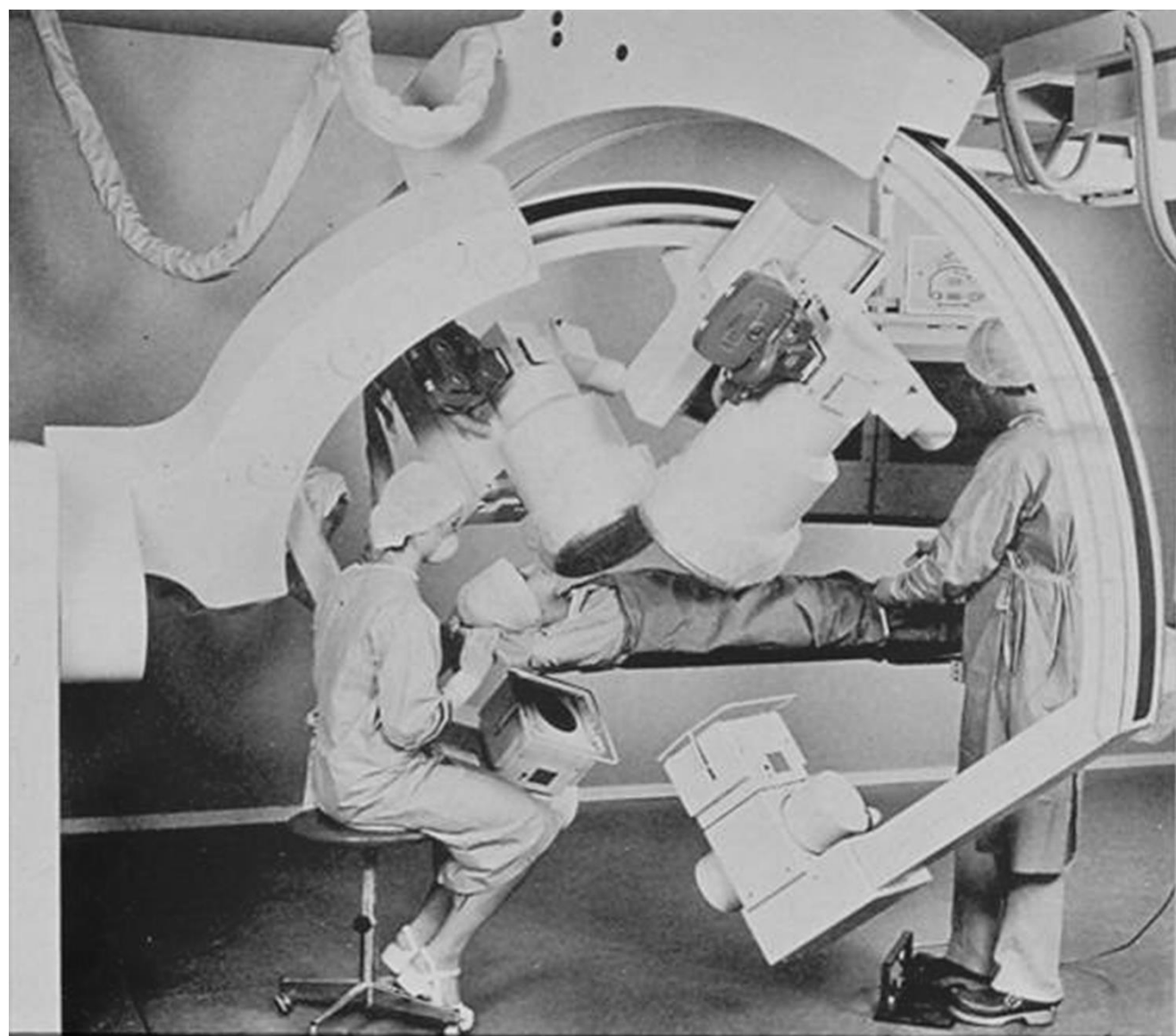


Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

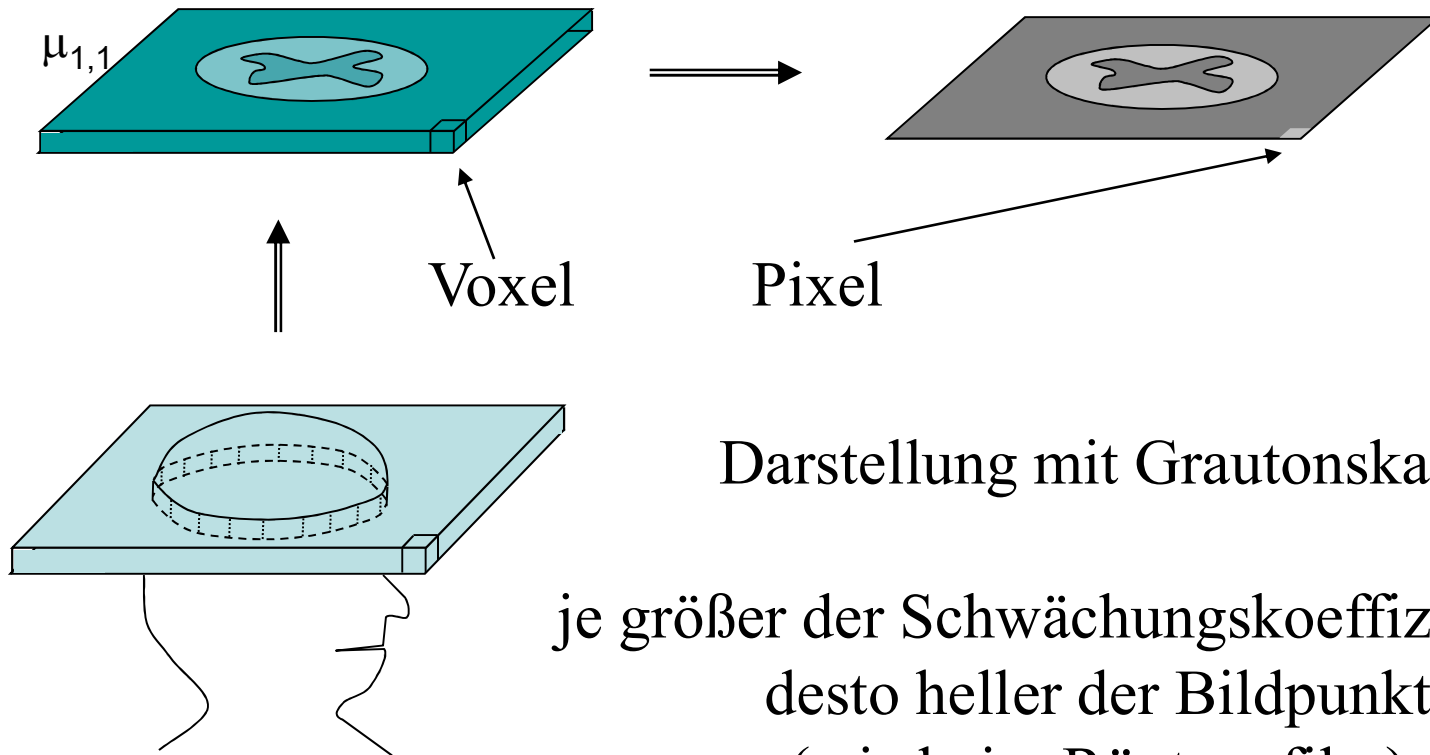
Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe





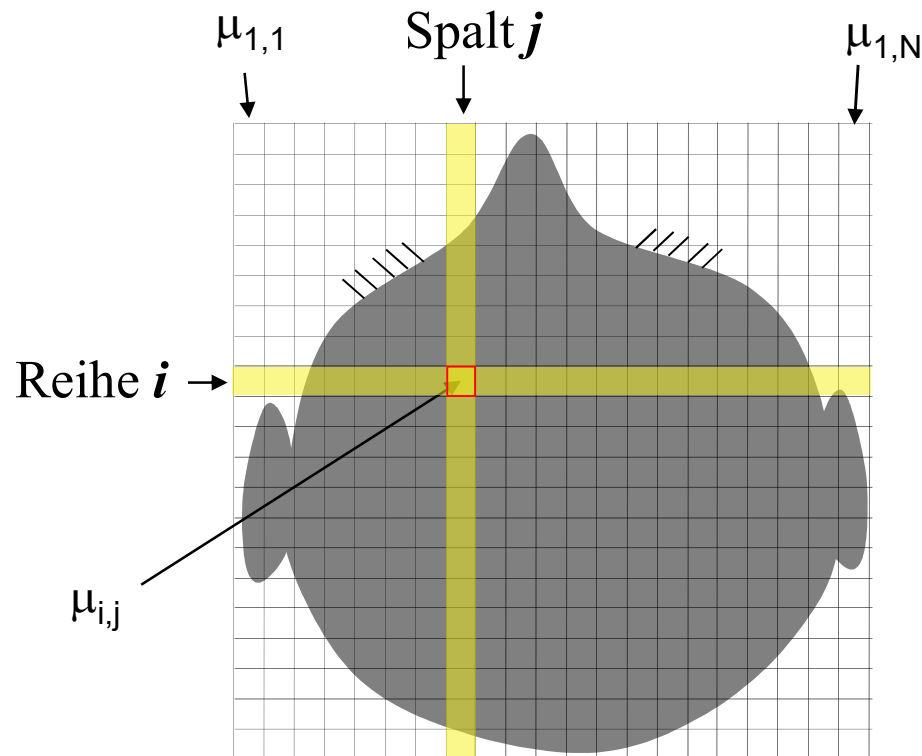
Voxel-Pixel



Darstellung mit Grautonskala

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

Grundprinzip der Computertomographie



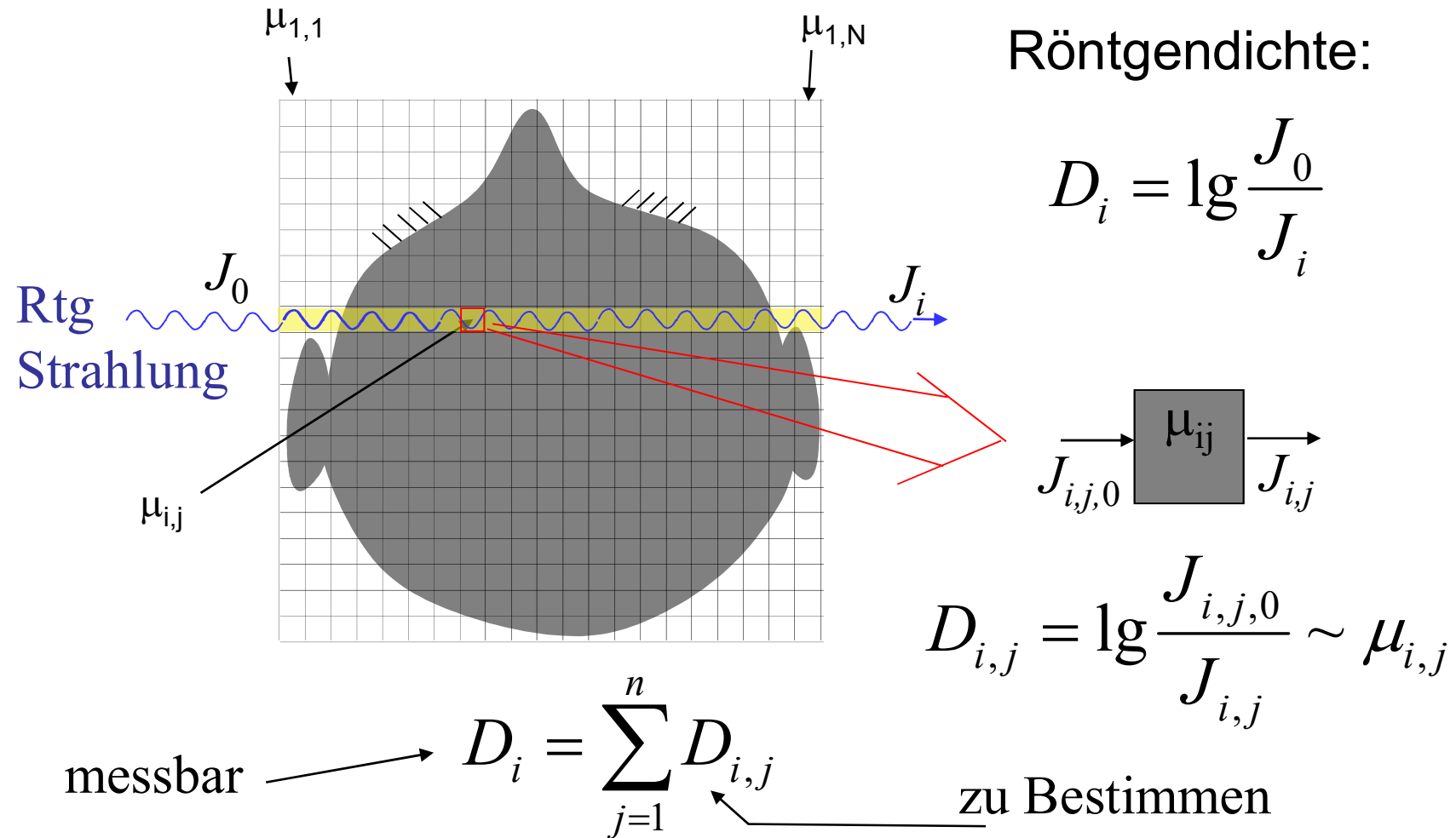
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> 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

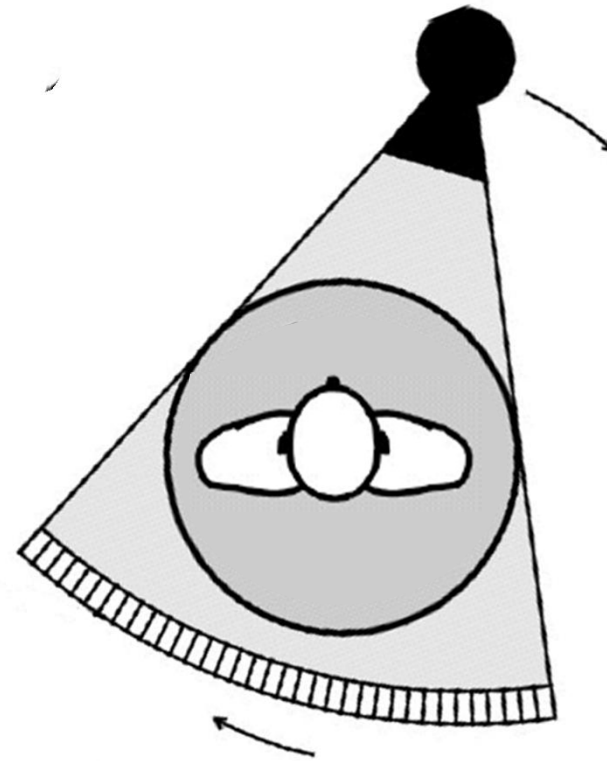
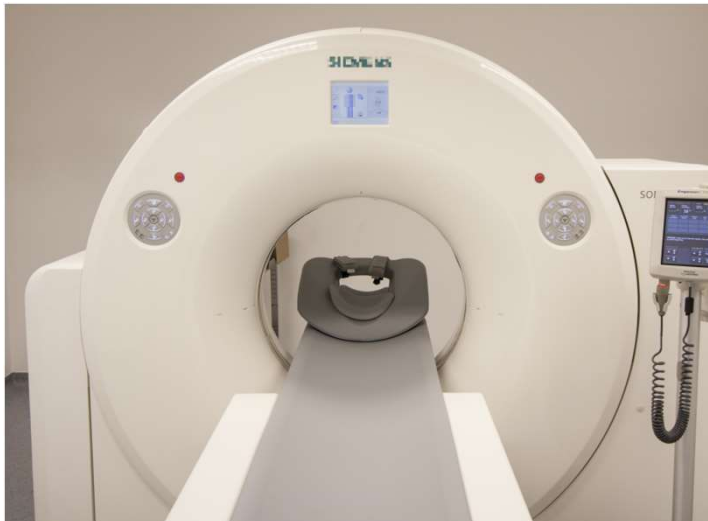
um $N \times N$ unbekannten zu bestimmen $N \times N$
Messwerte sind notwendig

\Rightarrow Aufnahmen aus mehreren Richtungen

Messung Aufnahme

Die Röntgenröhre und
Der Detektorenbogen
kreissen den Patient um.

Aufnahmen aus vielen
Richtungen



Bildrekonstruktion

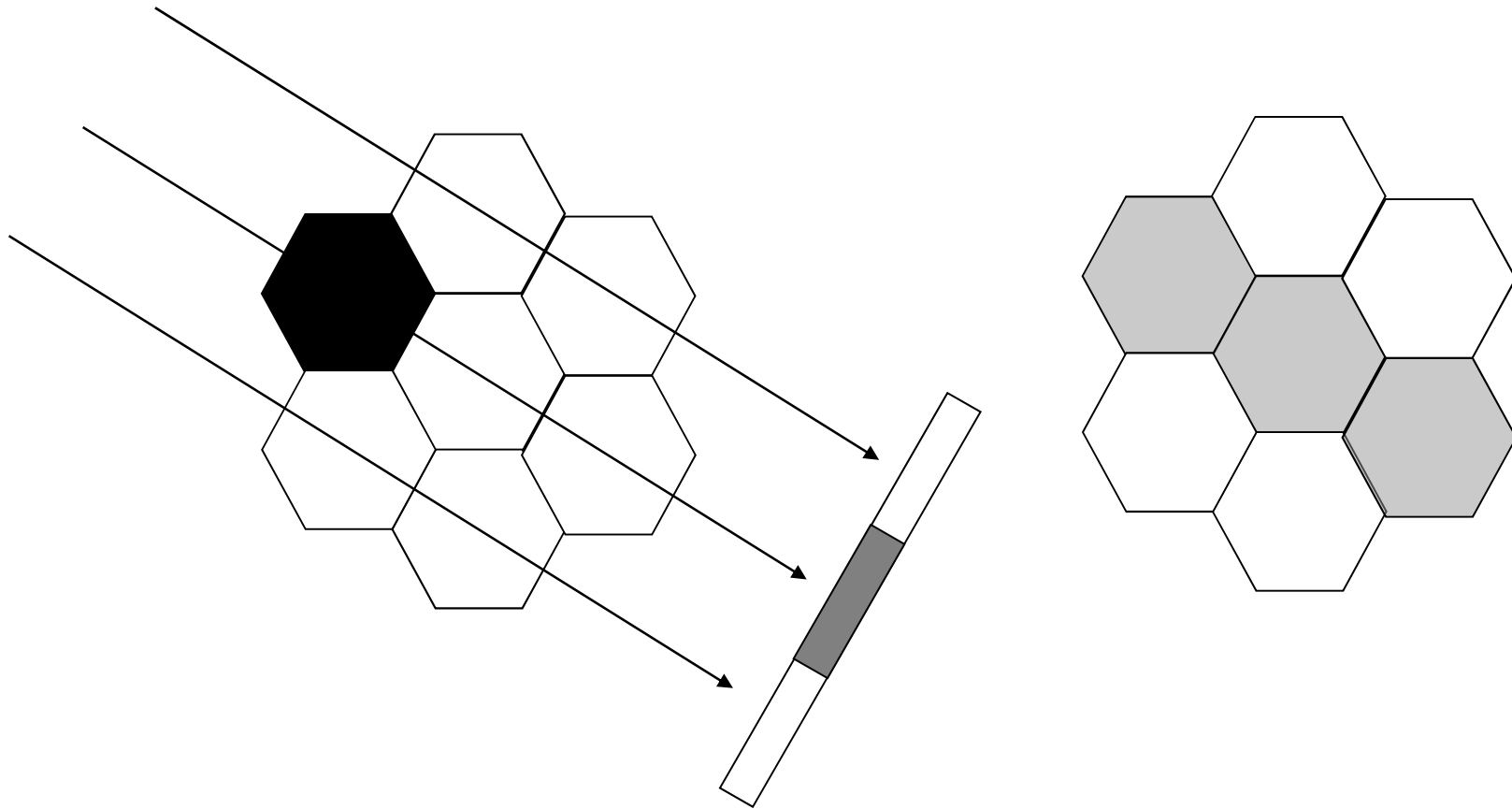
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

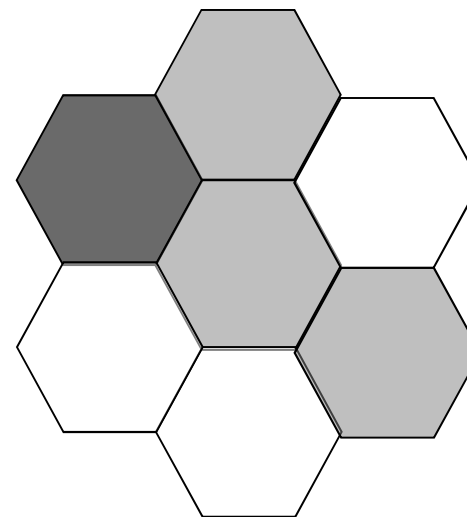
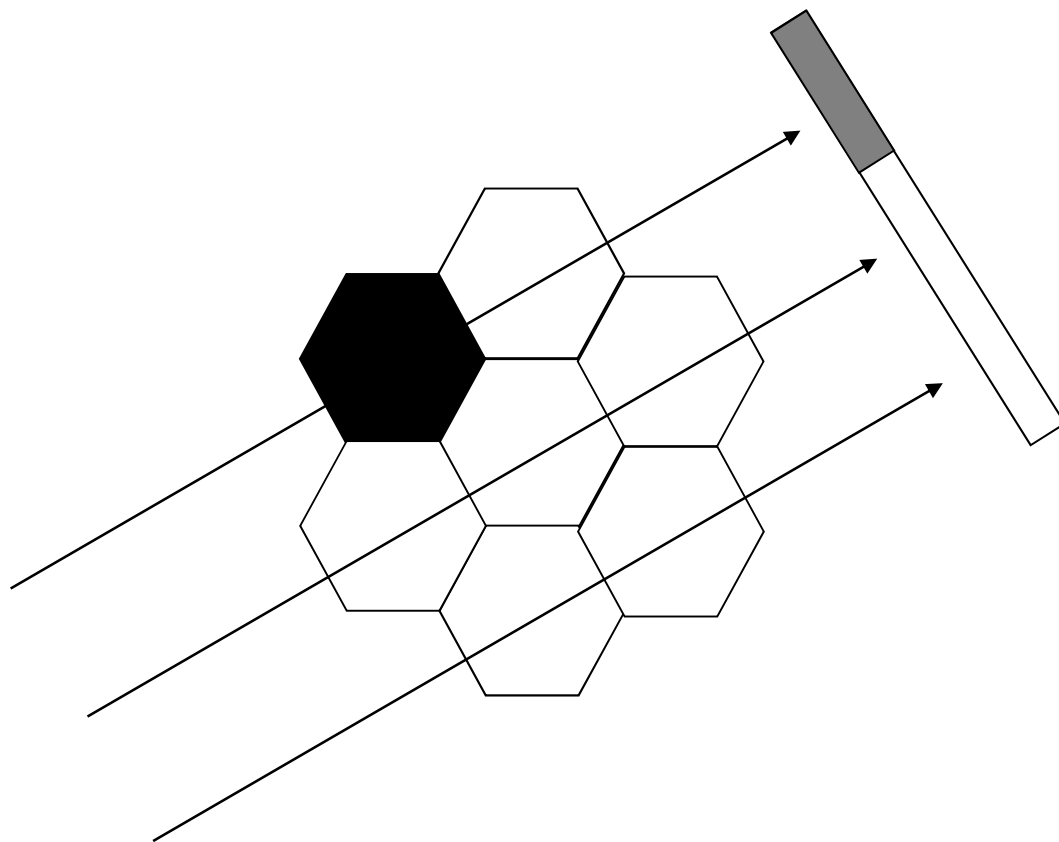
zB: 512x512 Bildpunkte: $\approx 250\,000$ Unbekannte!

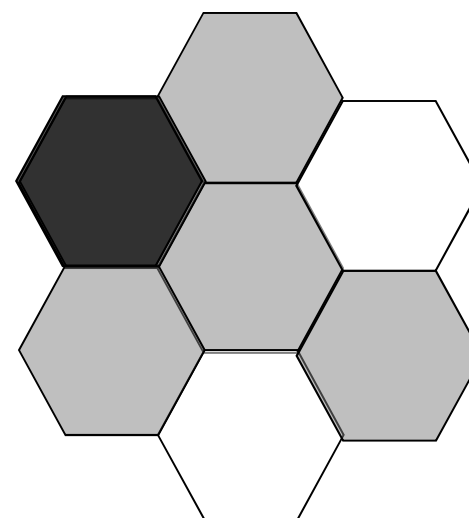
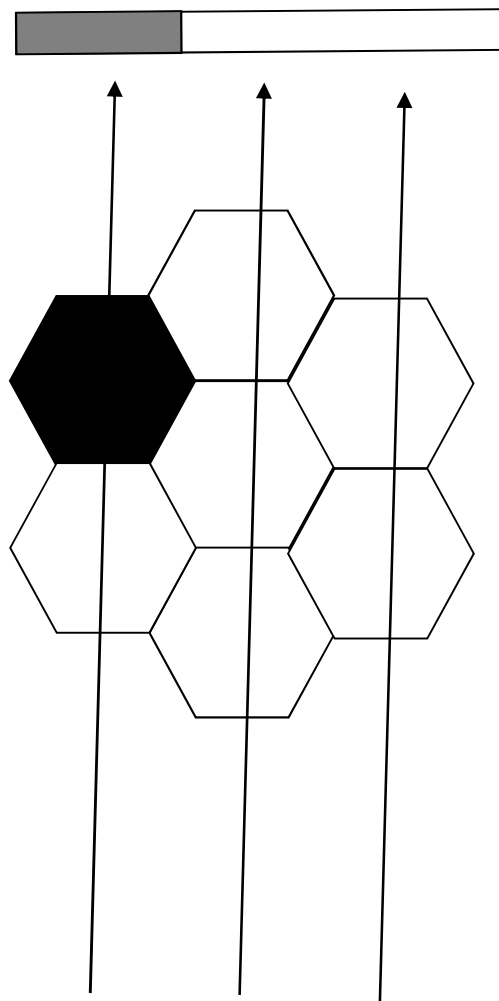
Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion



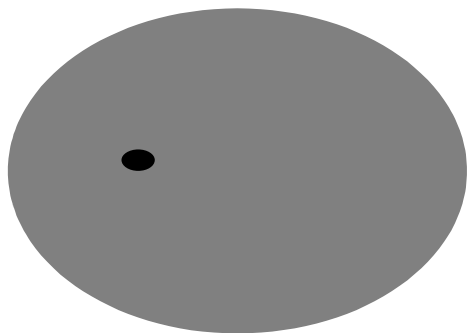




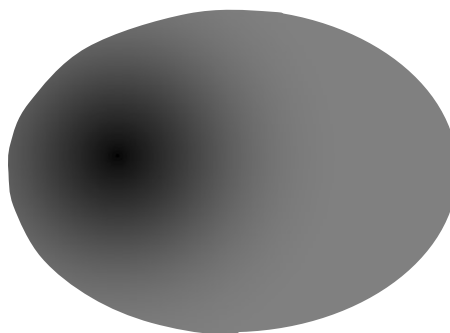
Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



Objekt



Bild

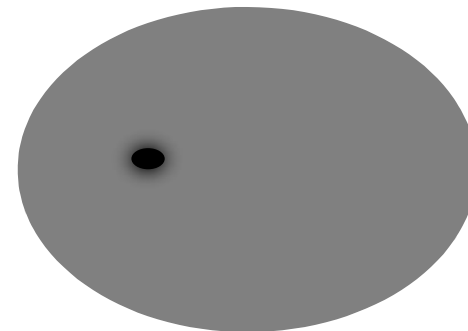


Bild nach
Filtrierung

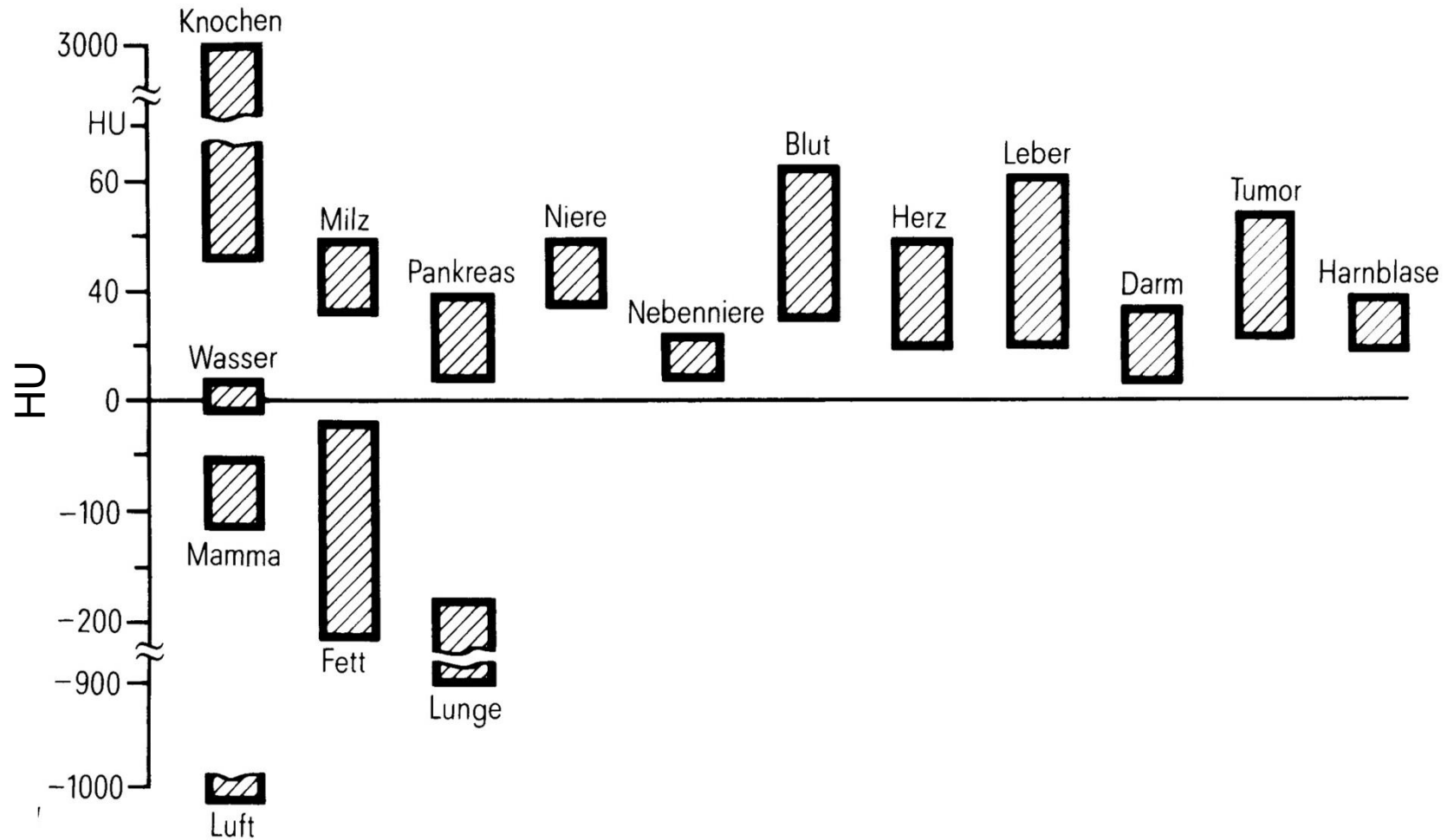
Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

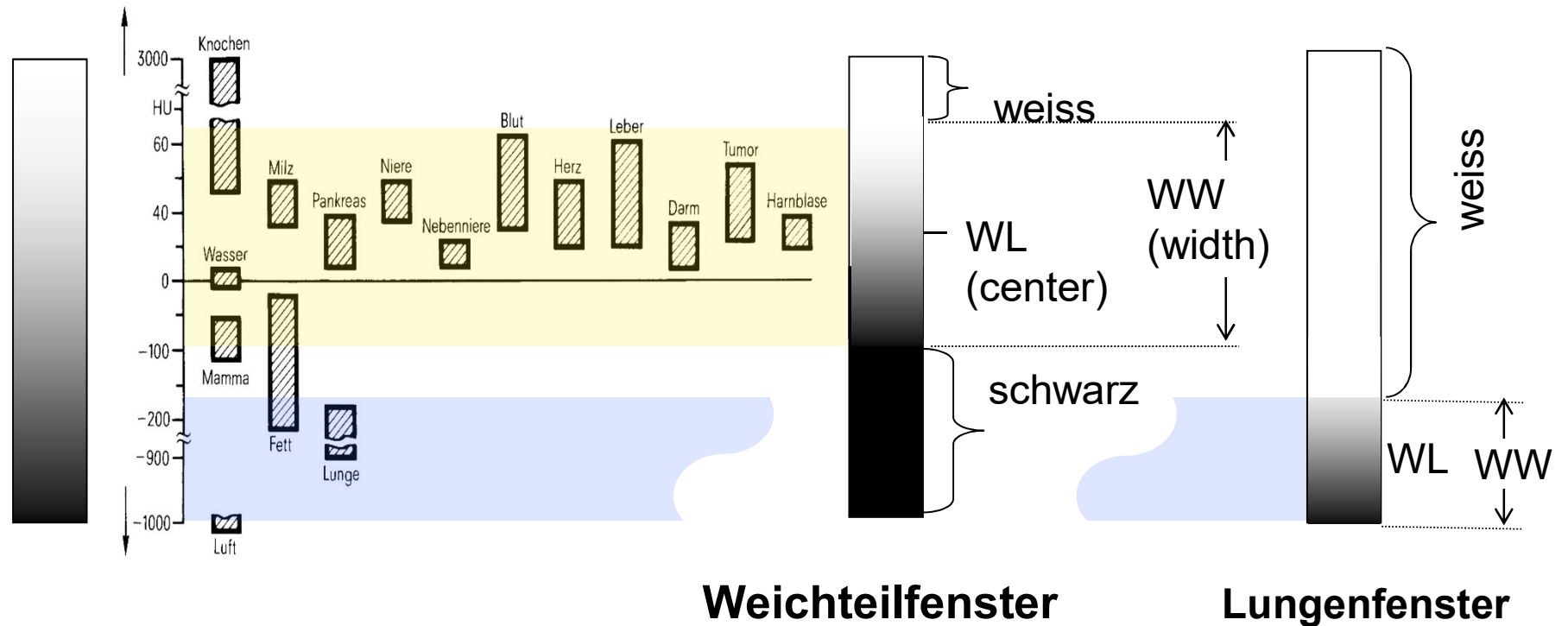
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≈ 0
Lunge	<0

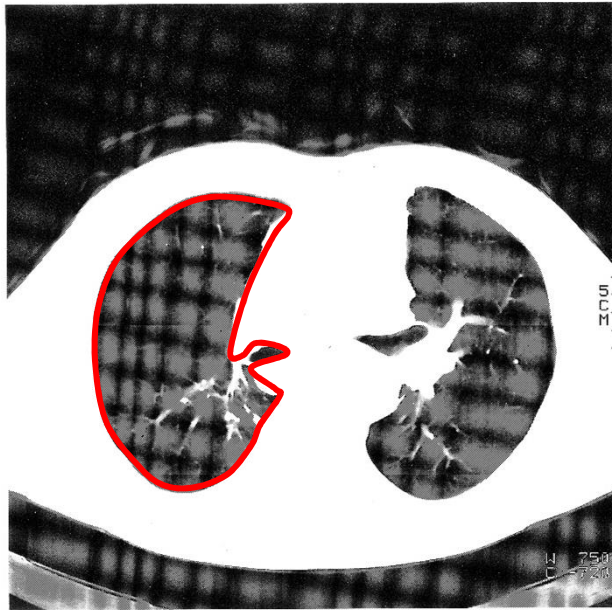
CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala



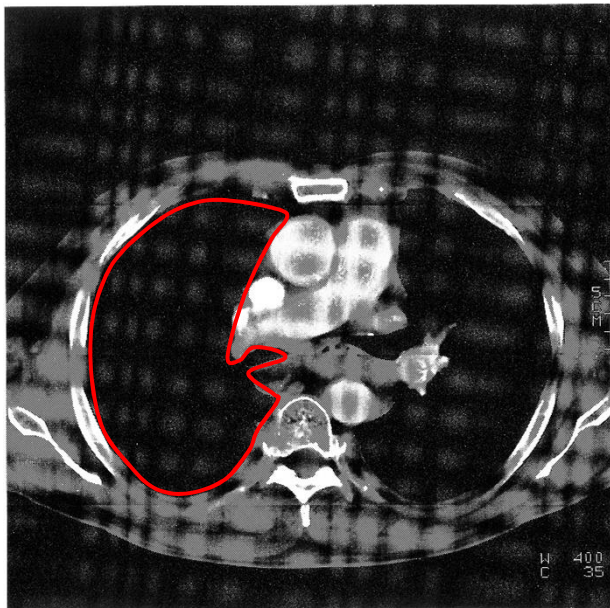


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)

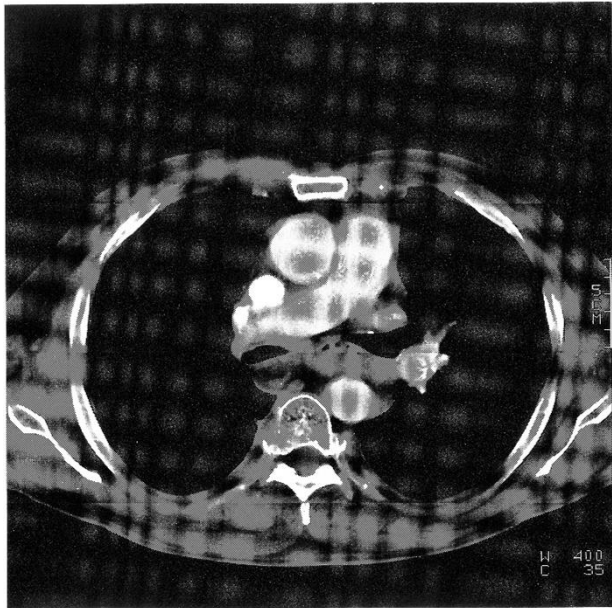
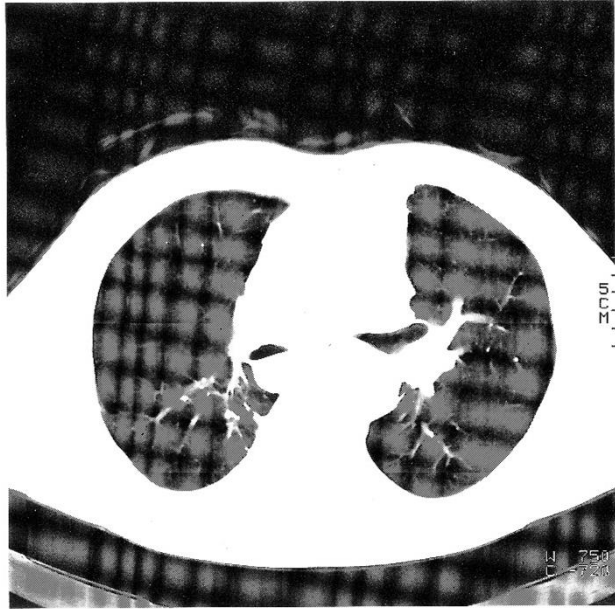


Weichteilfenster

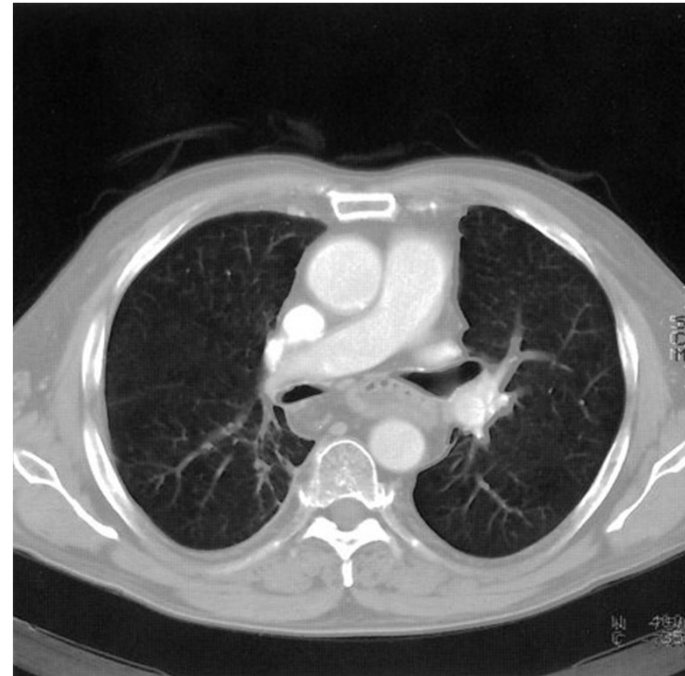
Mitte = 35

Breite = 400

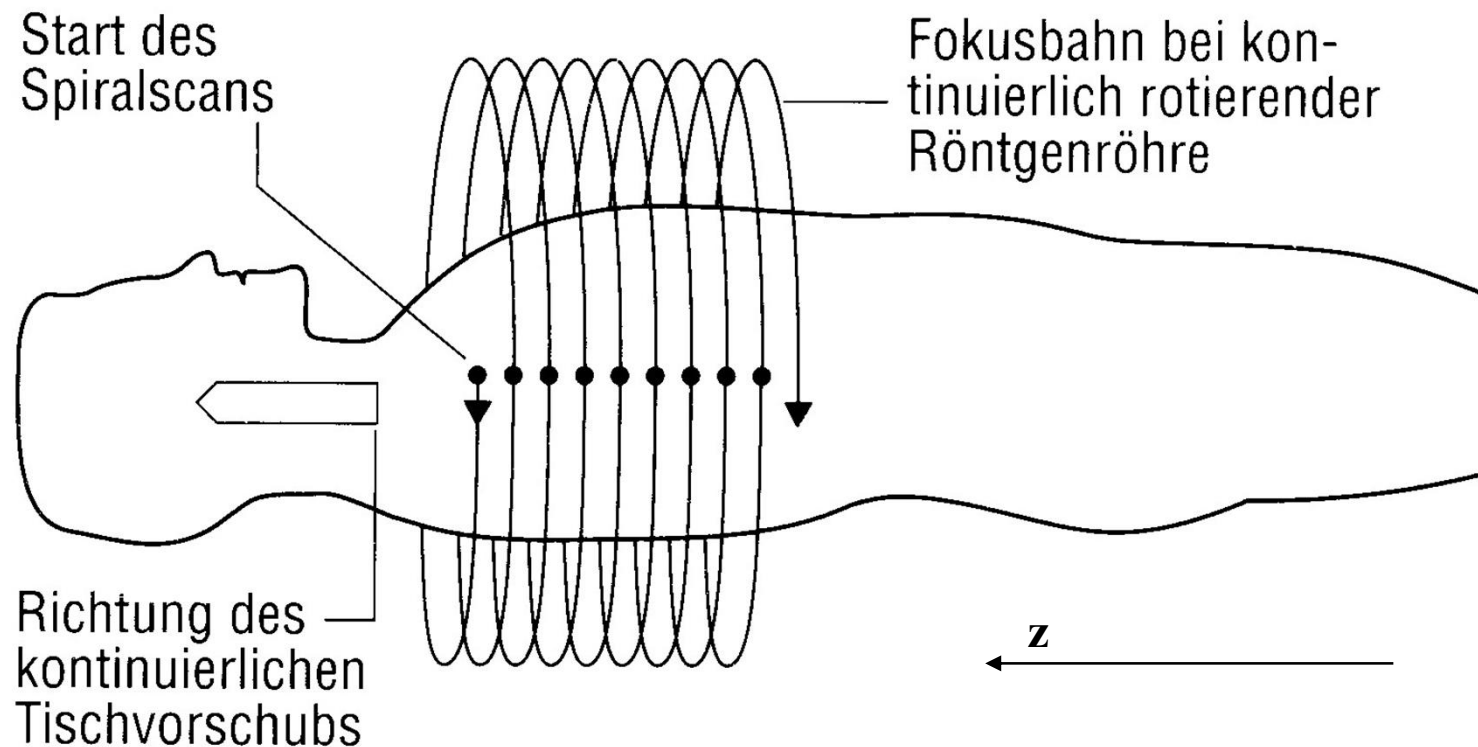
(-165 ... 235)



Doppelfenster



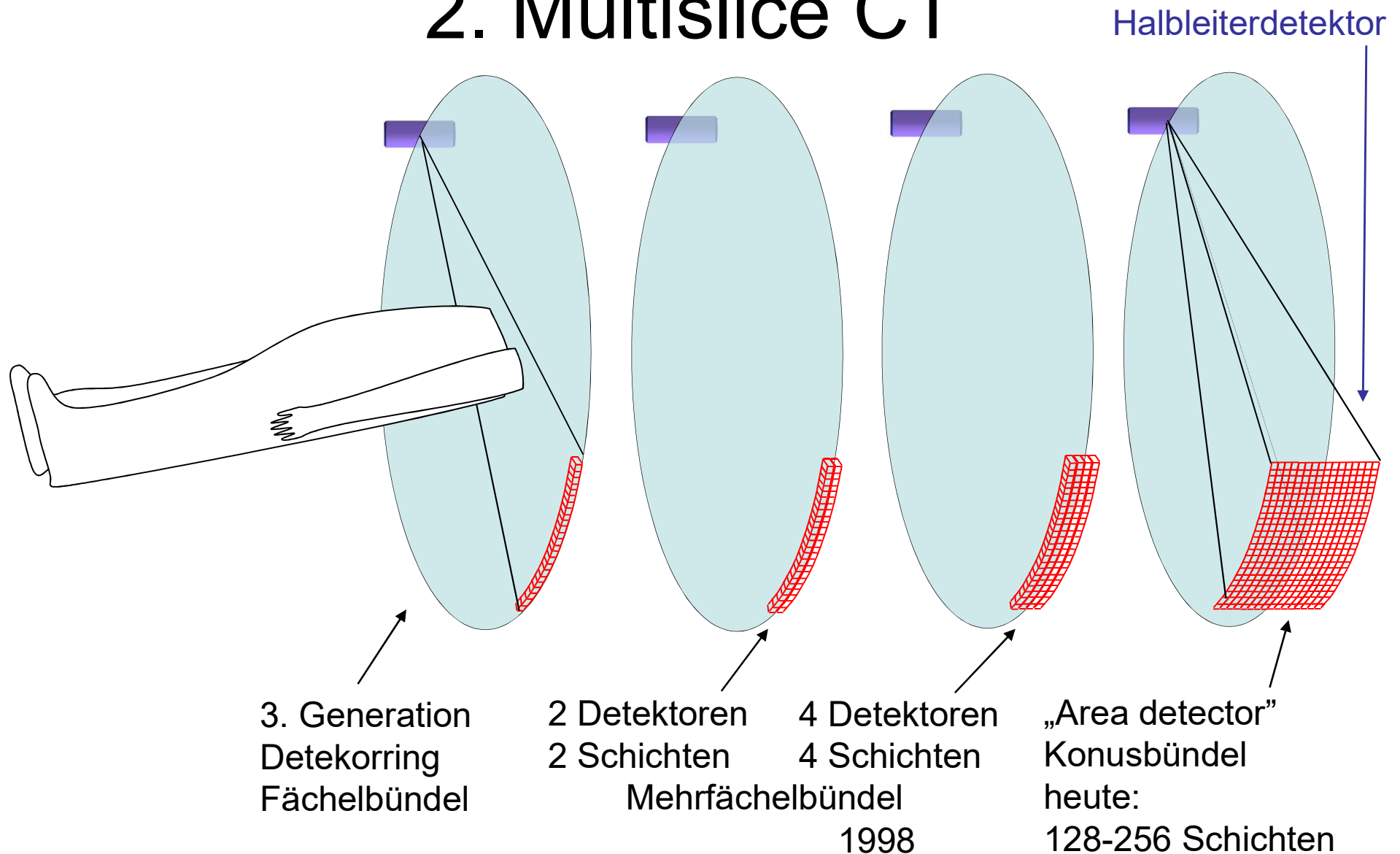
Moderne CT Verfahren: 1. Spiral CT



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

Moderne CT Verfahren:

2. Multislice CT



Entwicklung der CT-Aufnahmen

Jahr	Zeit (s)/ Schicht	Schicht- dicke (mm)	Anzahl d. Schichten
1980	10	10	25-30
2020	0,08	0,0-0,75	600-2500

3D Darstellung

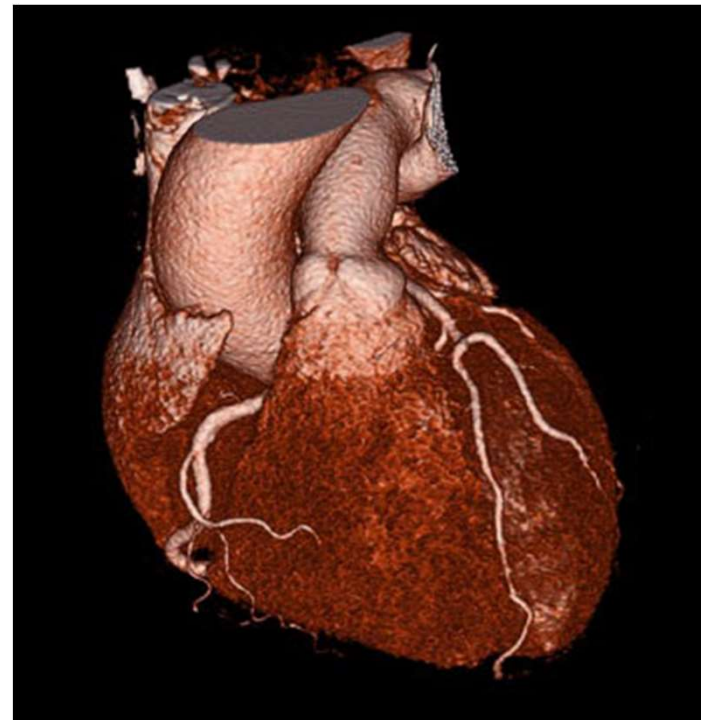
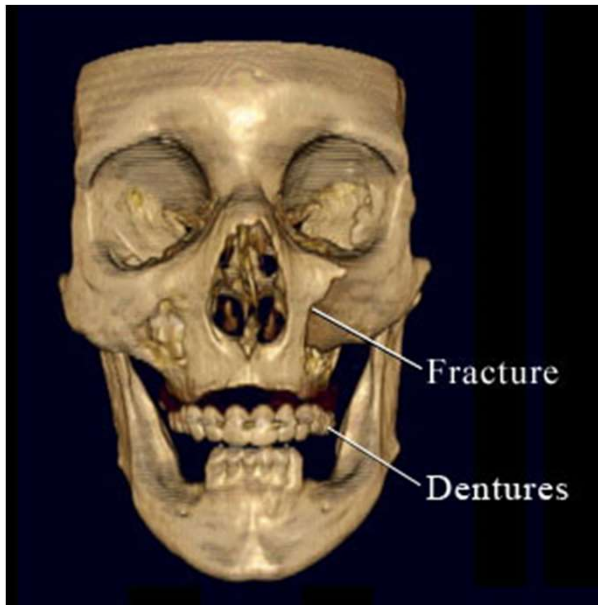
Bei einem modernen multislice CT:
einige 100 Schichtaufnahmen !!

Große Datenmenge!

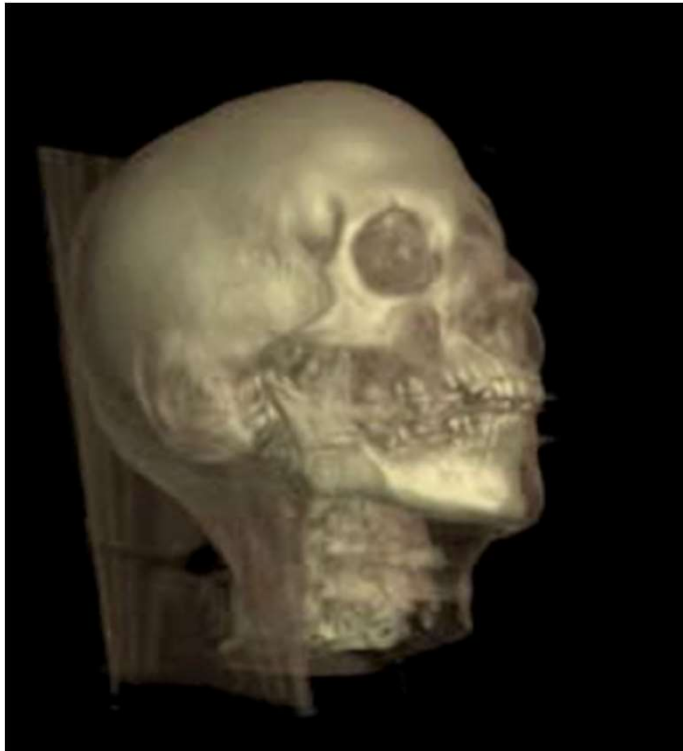
Es kann nicht Schicht zu Schicht betrachtet
werden =>

Dreidimensionale (3D) Darstellung

Surface rendering

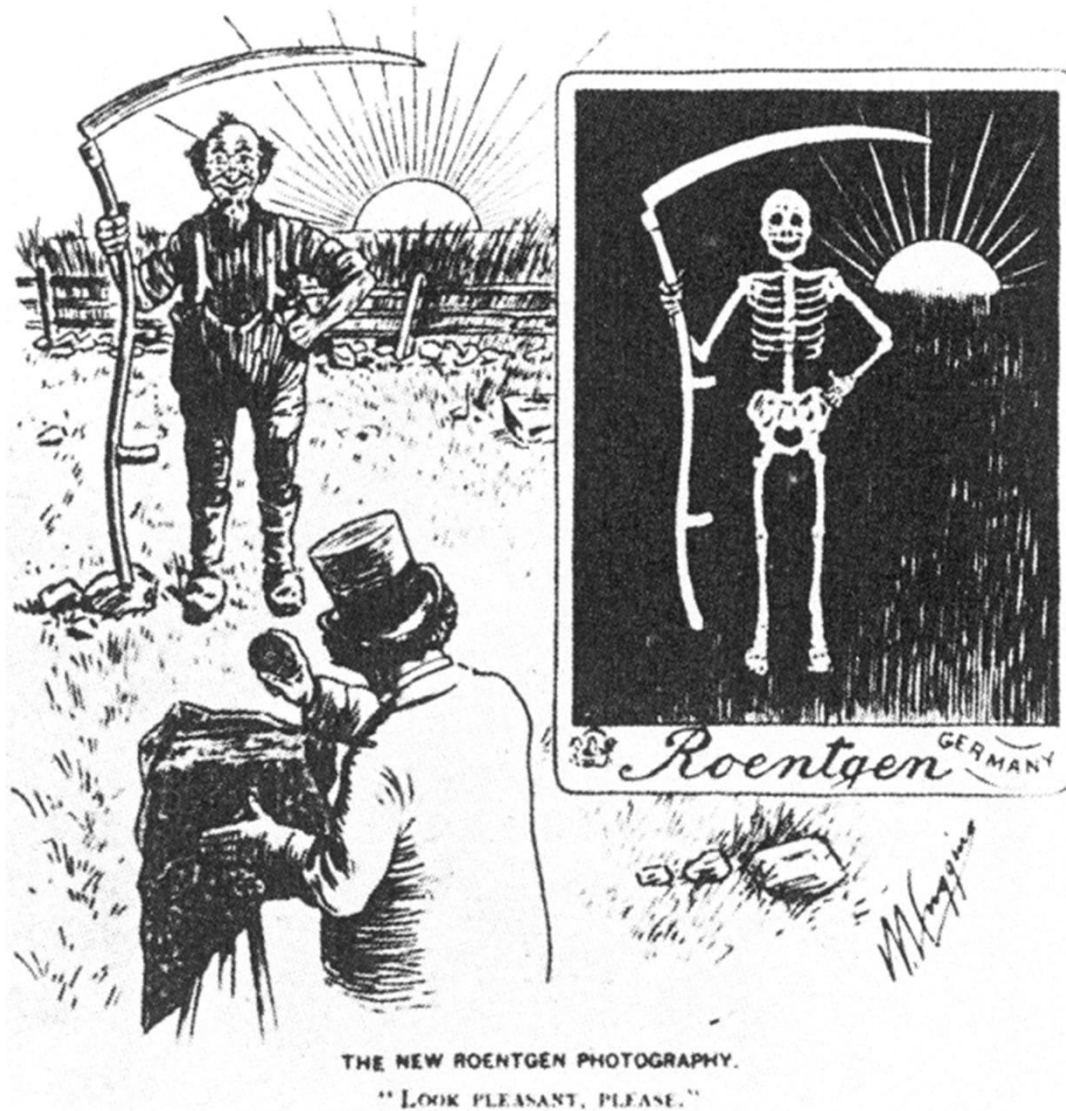


Volume rendering



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