

Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

Minimalisierung der Strahlendosis

Filter

Kollimator

Optimale
Härte der
Strahlung

Abstand

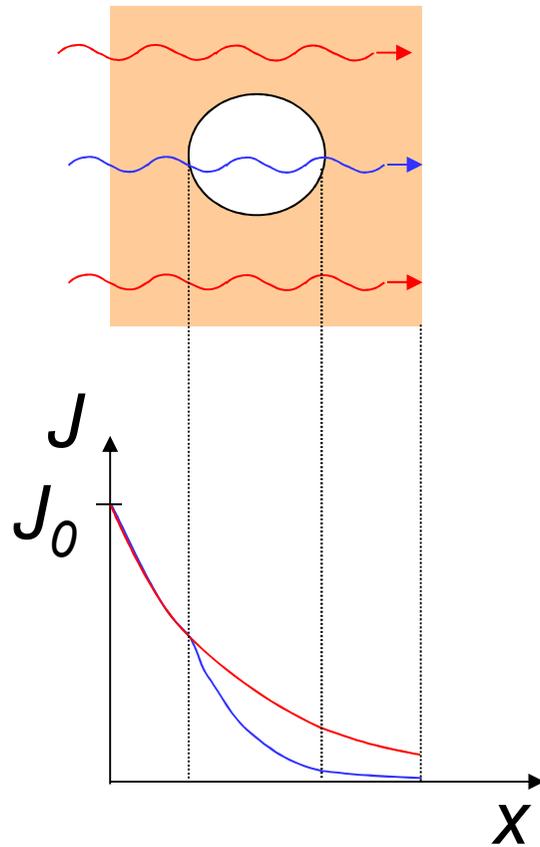
Erhöhung der
Bildqualität
(Bildschärfe)

Fokus

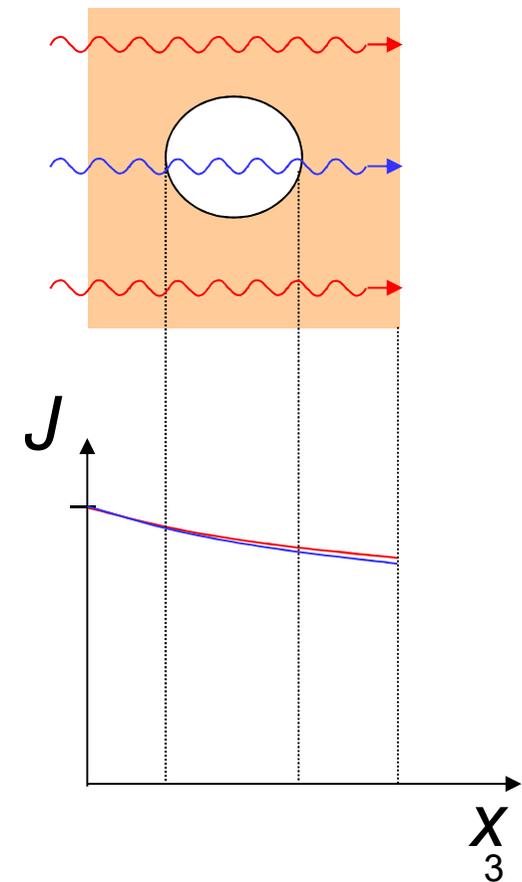
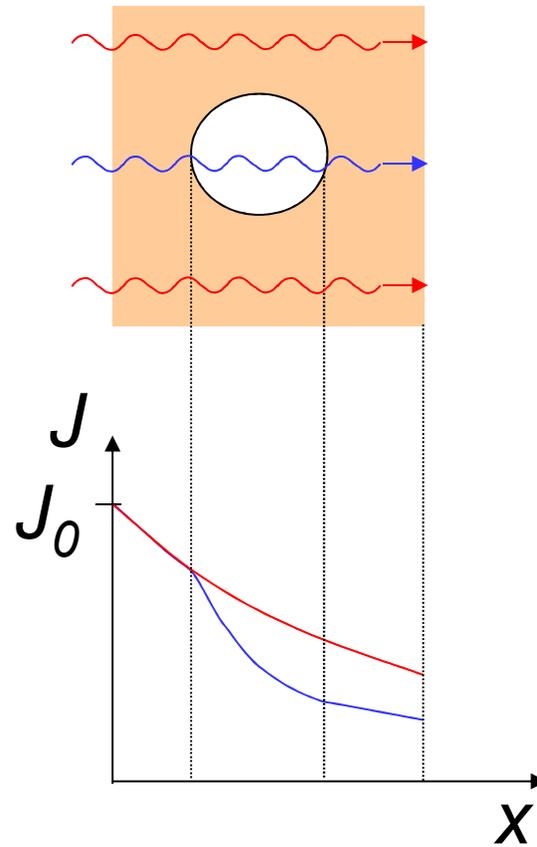
Streustrahlungsraster

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

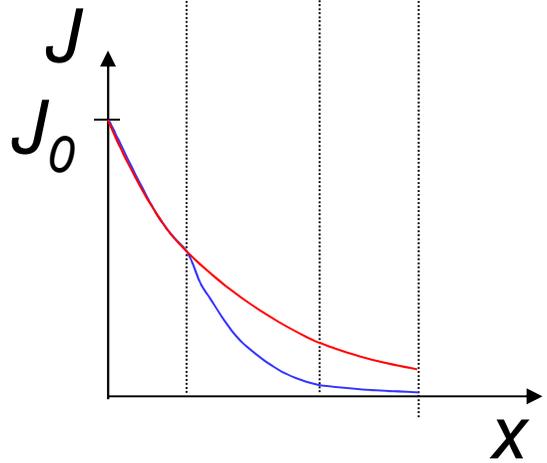
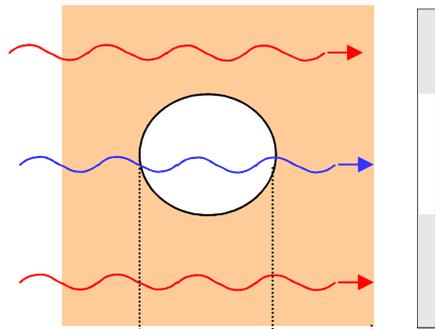
weiche Str.



harte Str.



weiche Str.



harte Str.

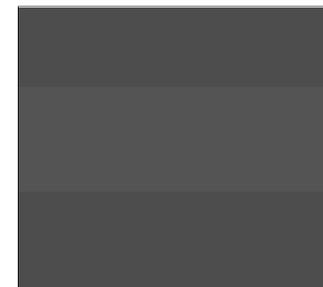
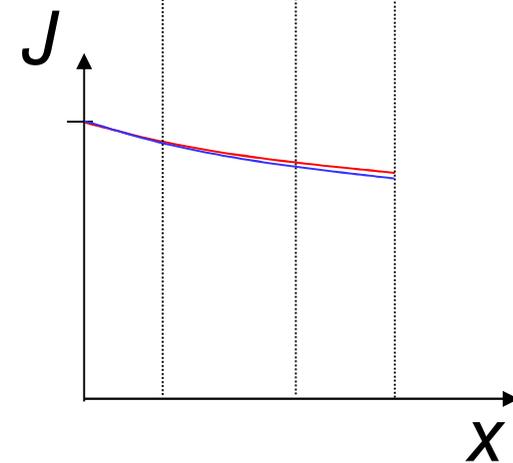
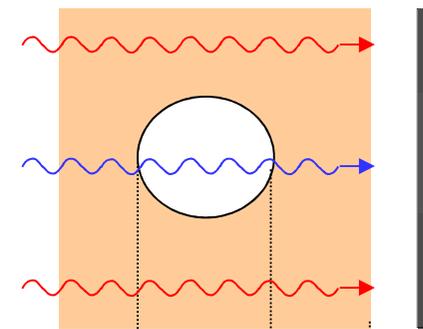
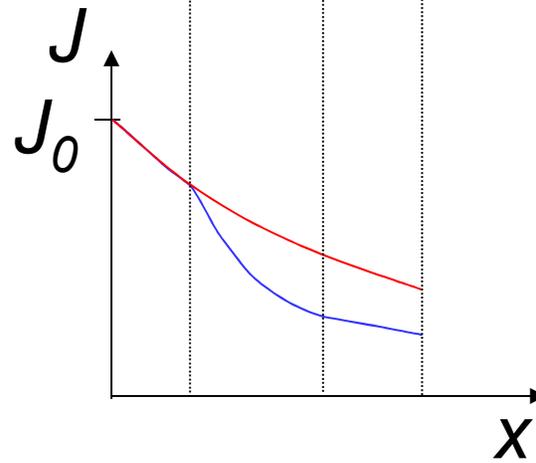
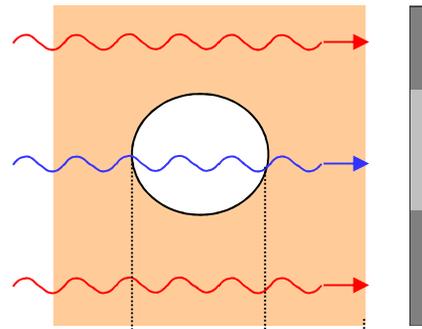
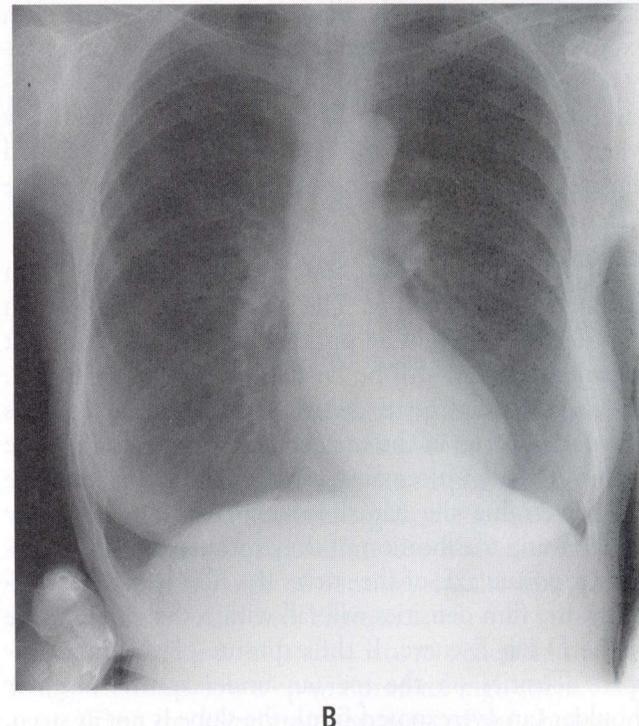
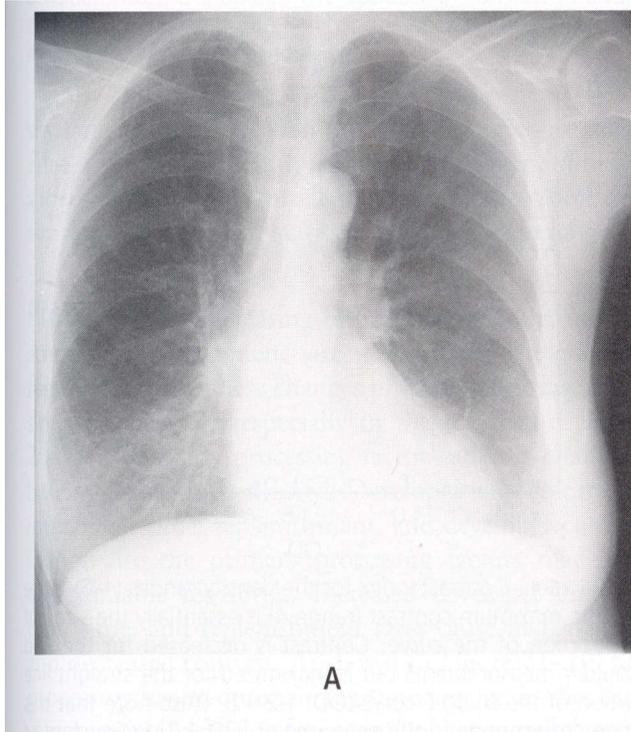


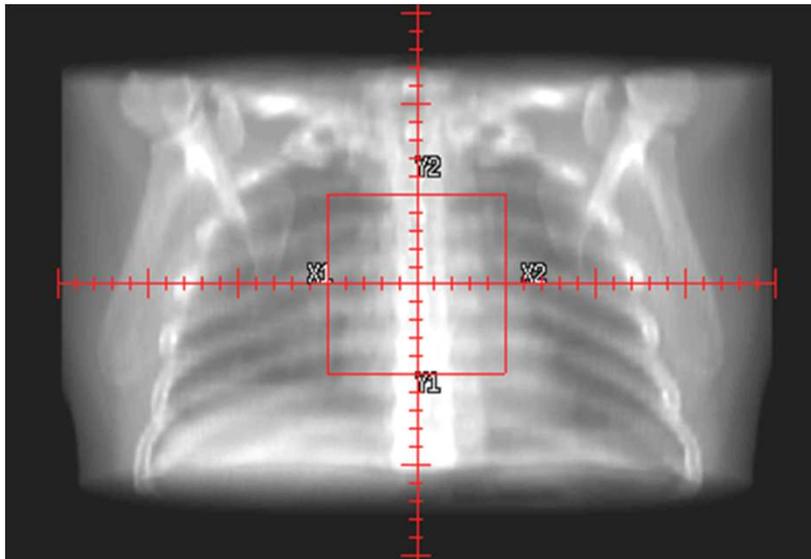
Bild:

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

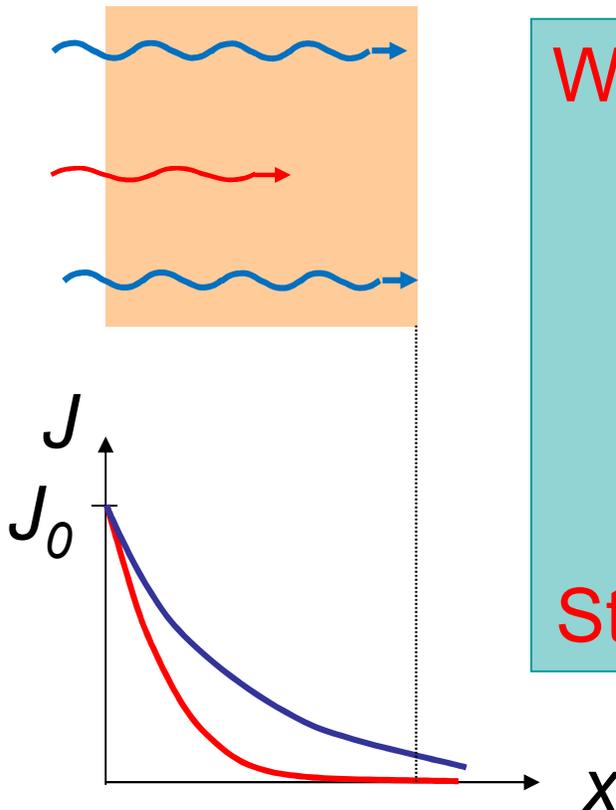
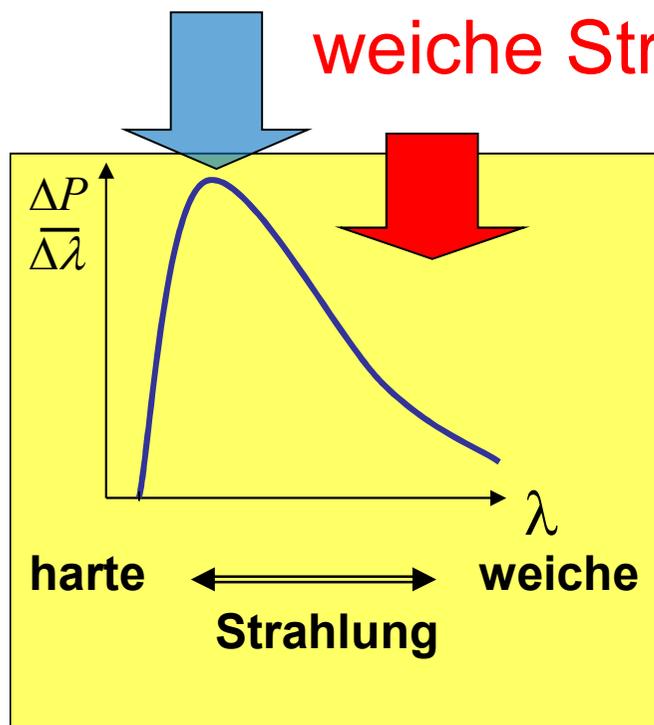
Photoeffekt: 0 %
Compton: 99 %
Paarbildung: 1 %

Anwendung eines Filters:

Schwächung der weichen und harten Röntgenstrahlung

Kontinuierliches Emissionsspektrum \Rightarrow Photonen mit unterschiedlicher E_{Photon} unterschiedlichem μ

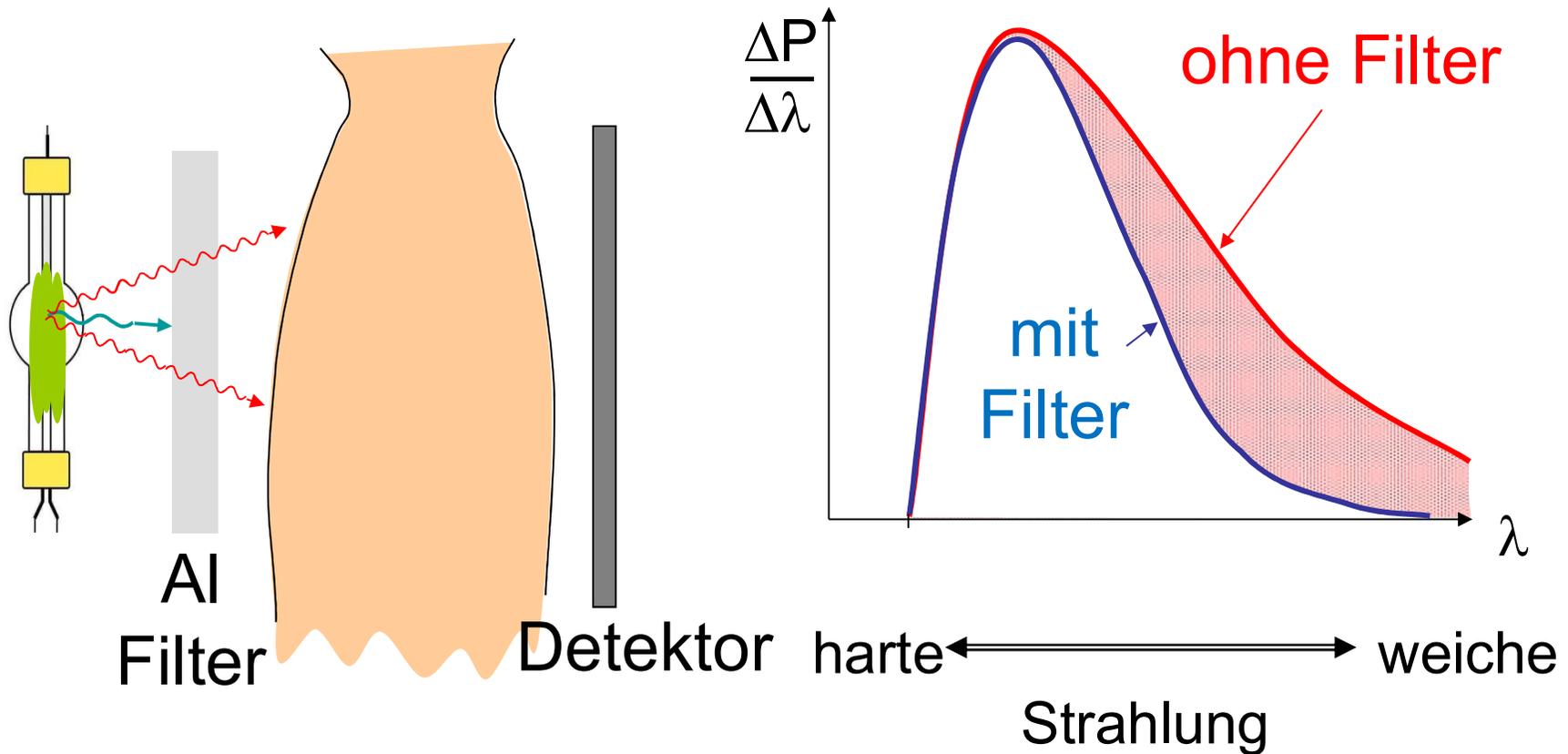
Rtg Strahlung von mittlerer Härte



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

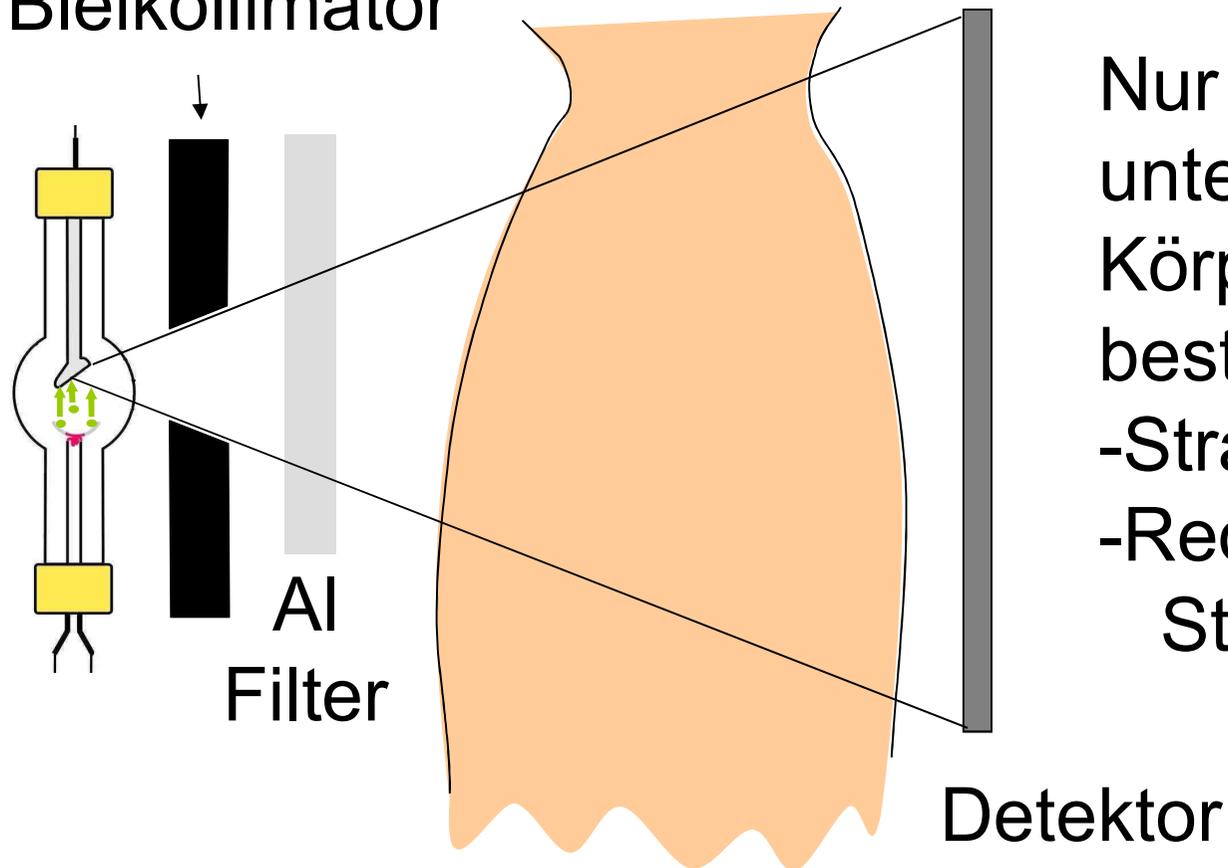
Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!

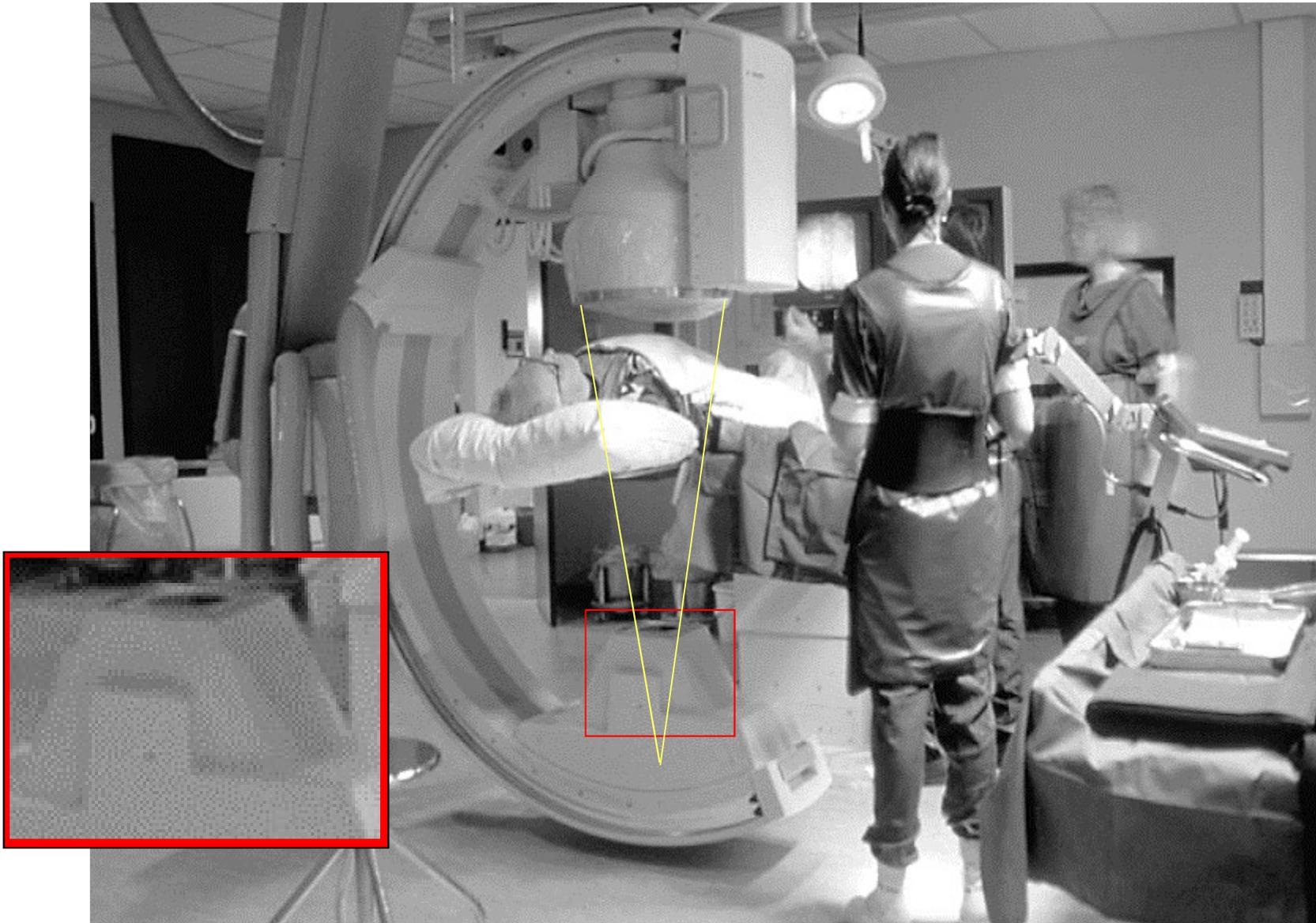


Kollimator

Bleikollimator

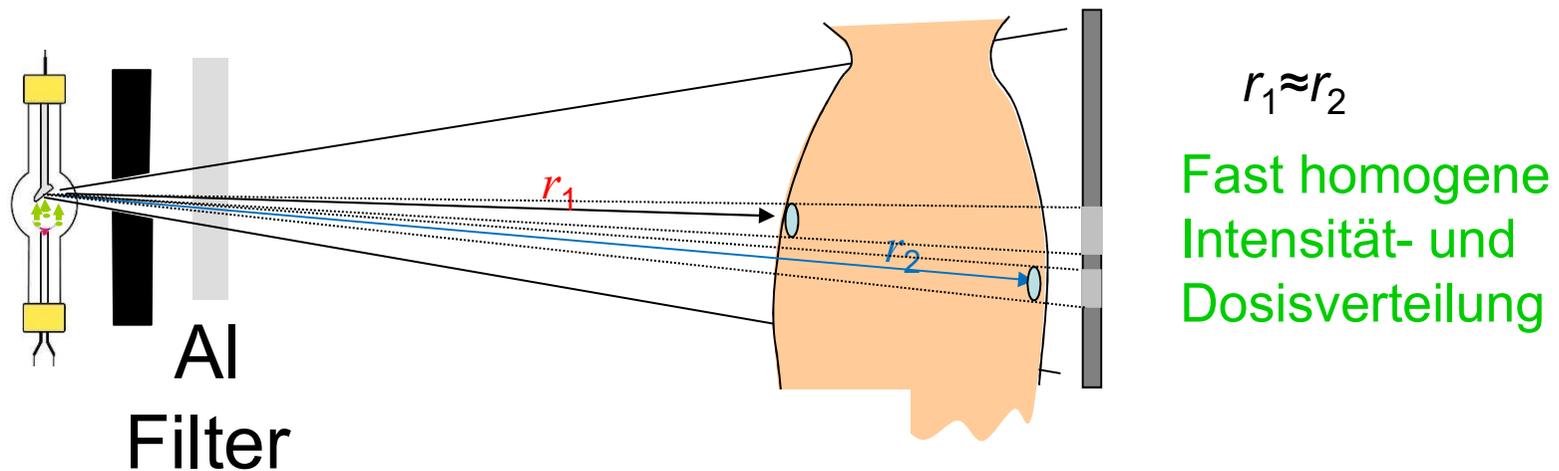
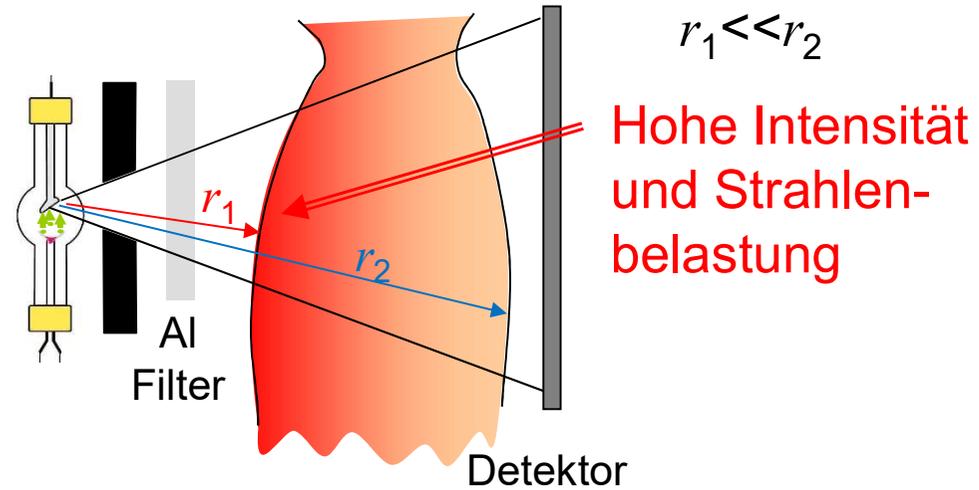


Nur die zu untersuchende Körperteile dürfen bestrahlt werden:
-Strahlenschutz
-Reduzierung der Streustrahlung



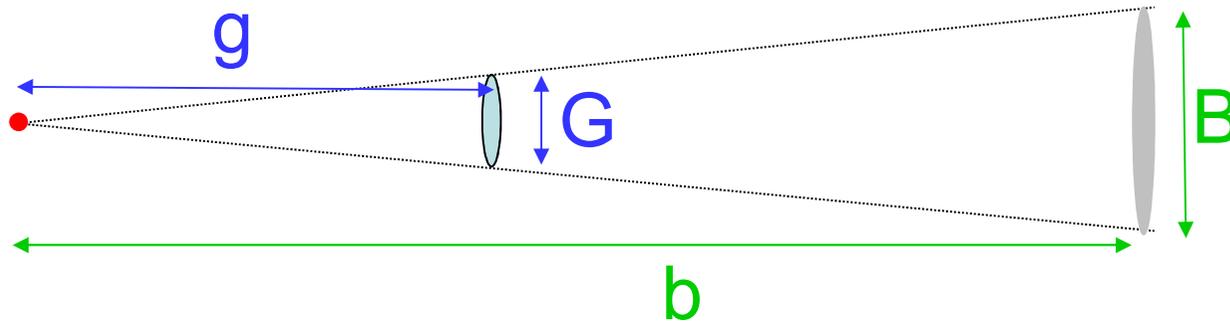
Abstand und Strahlenbelastung

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



Abstand und Bildqualität

Vergrößerung des Schattenbildes

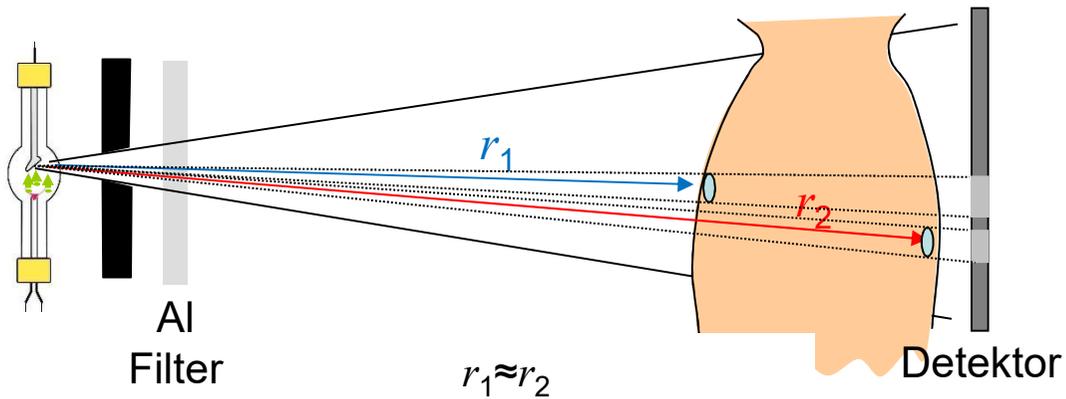
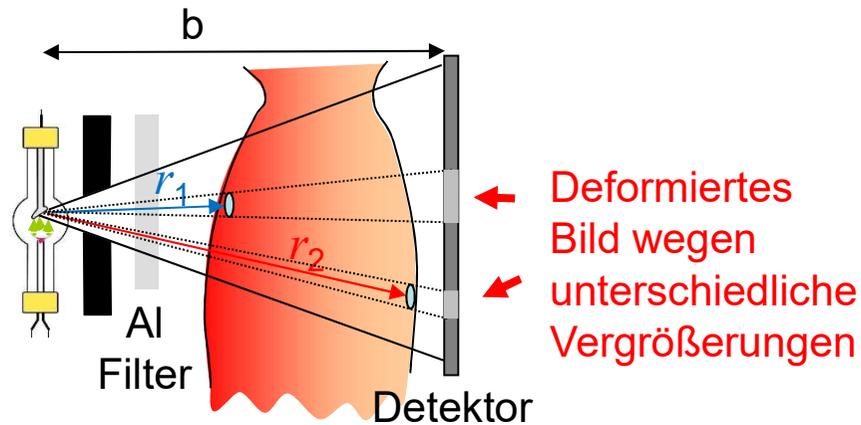


(Punktförmige) Gegenstand
Quelle

Schattenbild

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

Abstand und Bildqualität

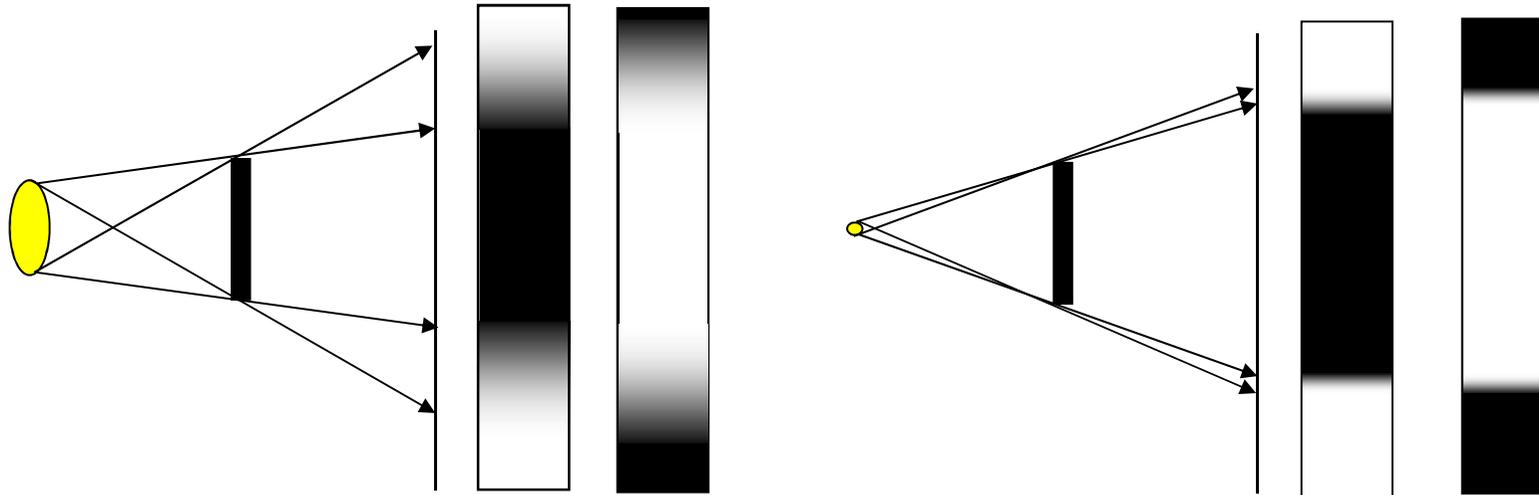


Fast gleiche
Vergrößerungen
K(l)eine
Deformation





Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

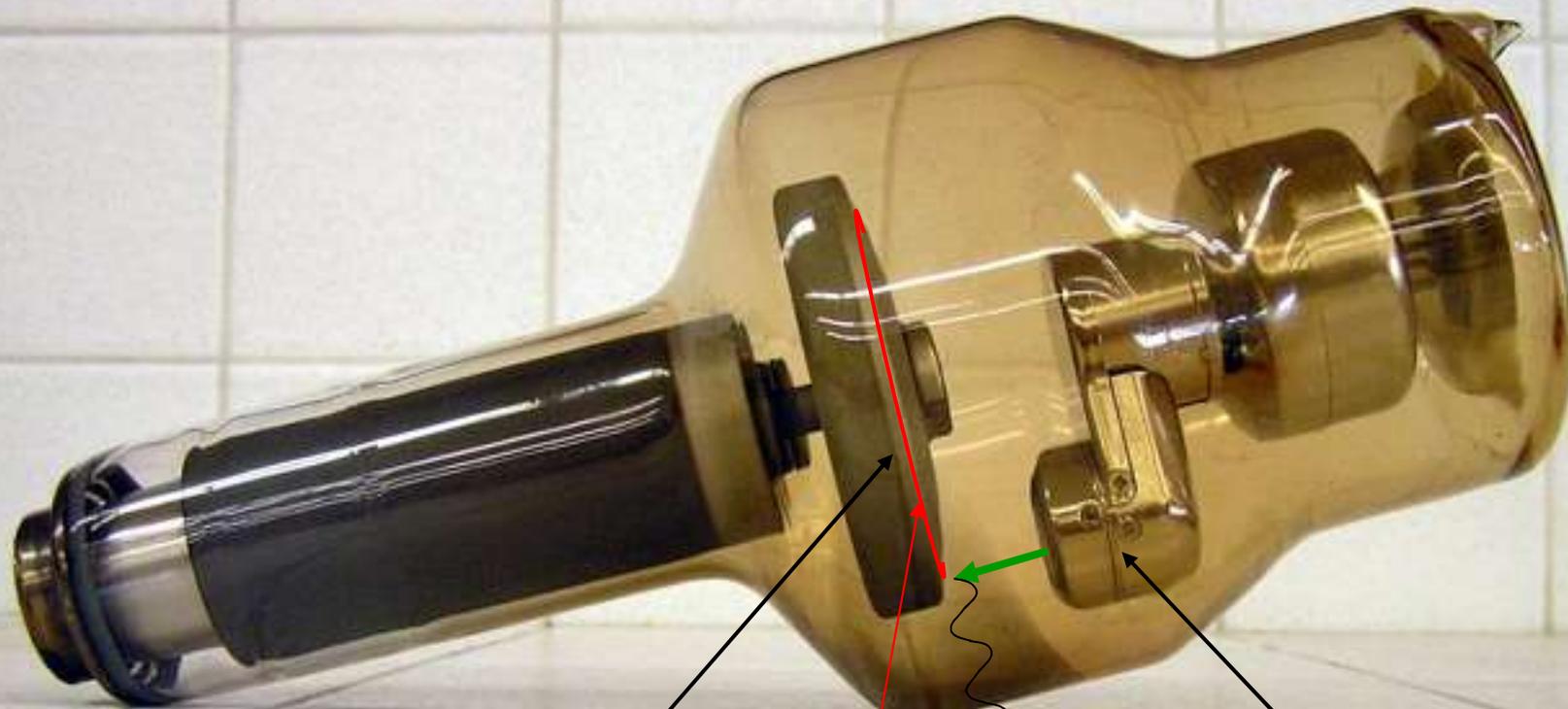


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



Drehanode

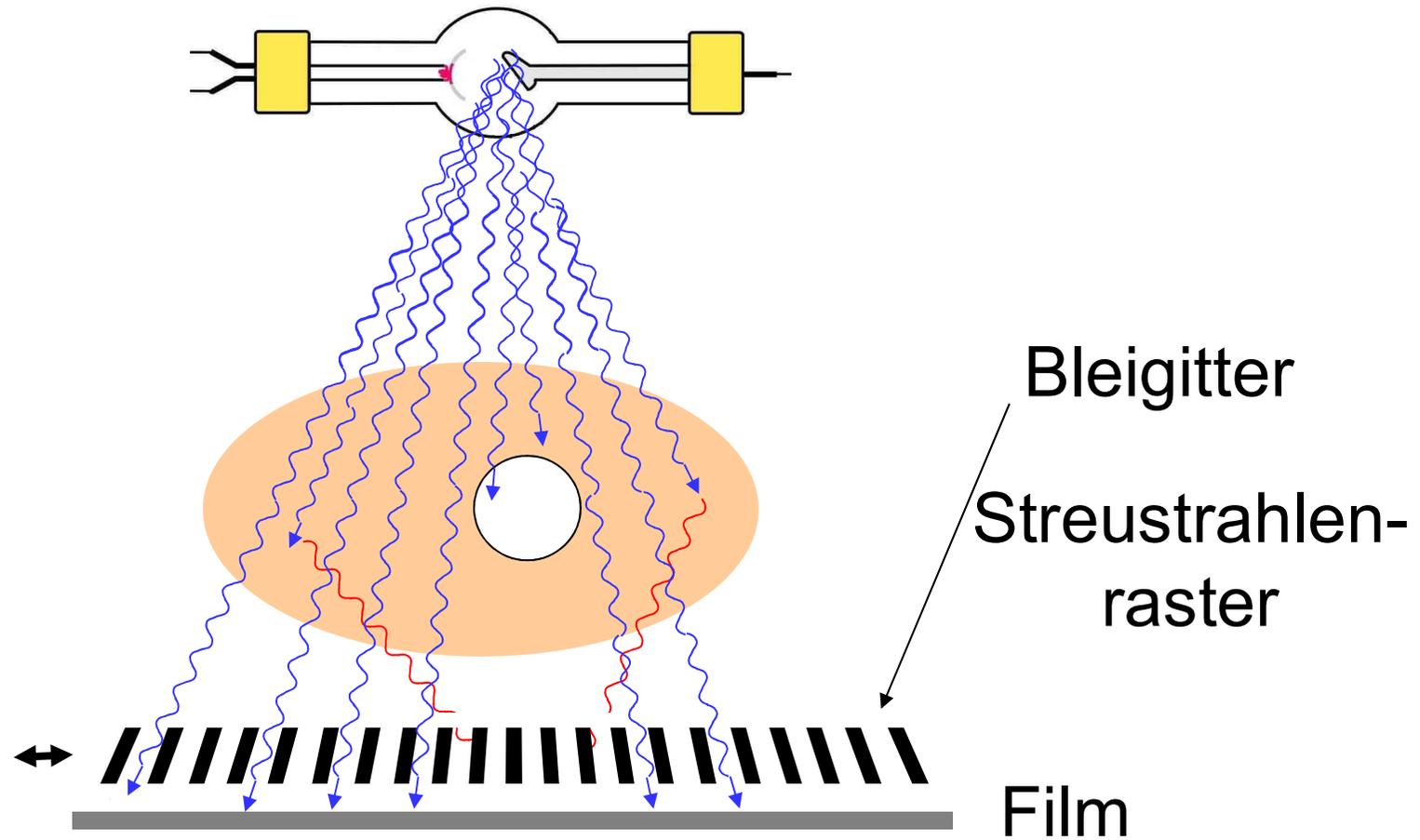
Kathode

Wärme ist verteilt

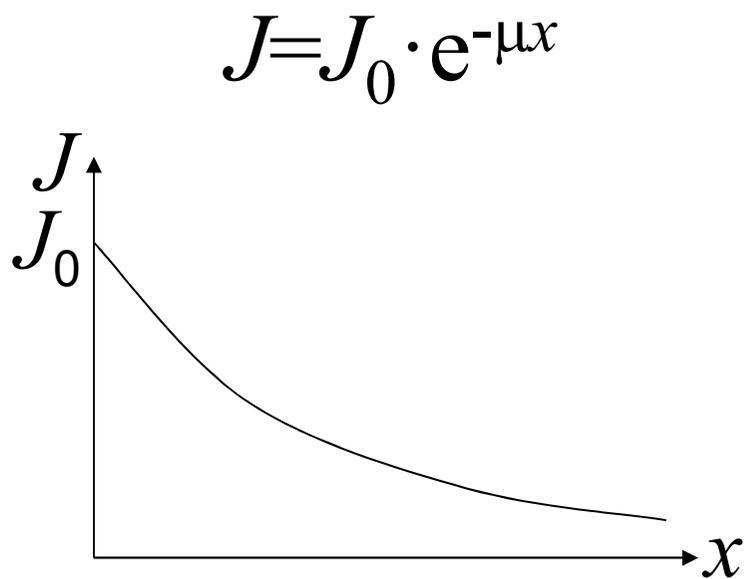
Kühlung!

Rtg-Strahlung

Minimalisierung der Streustrahlung



Rolle der Schichtdicke





Röntgenstrahlung

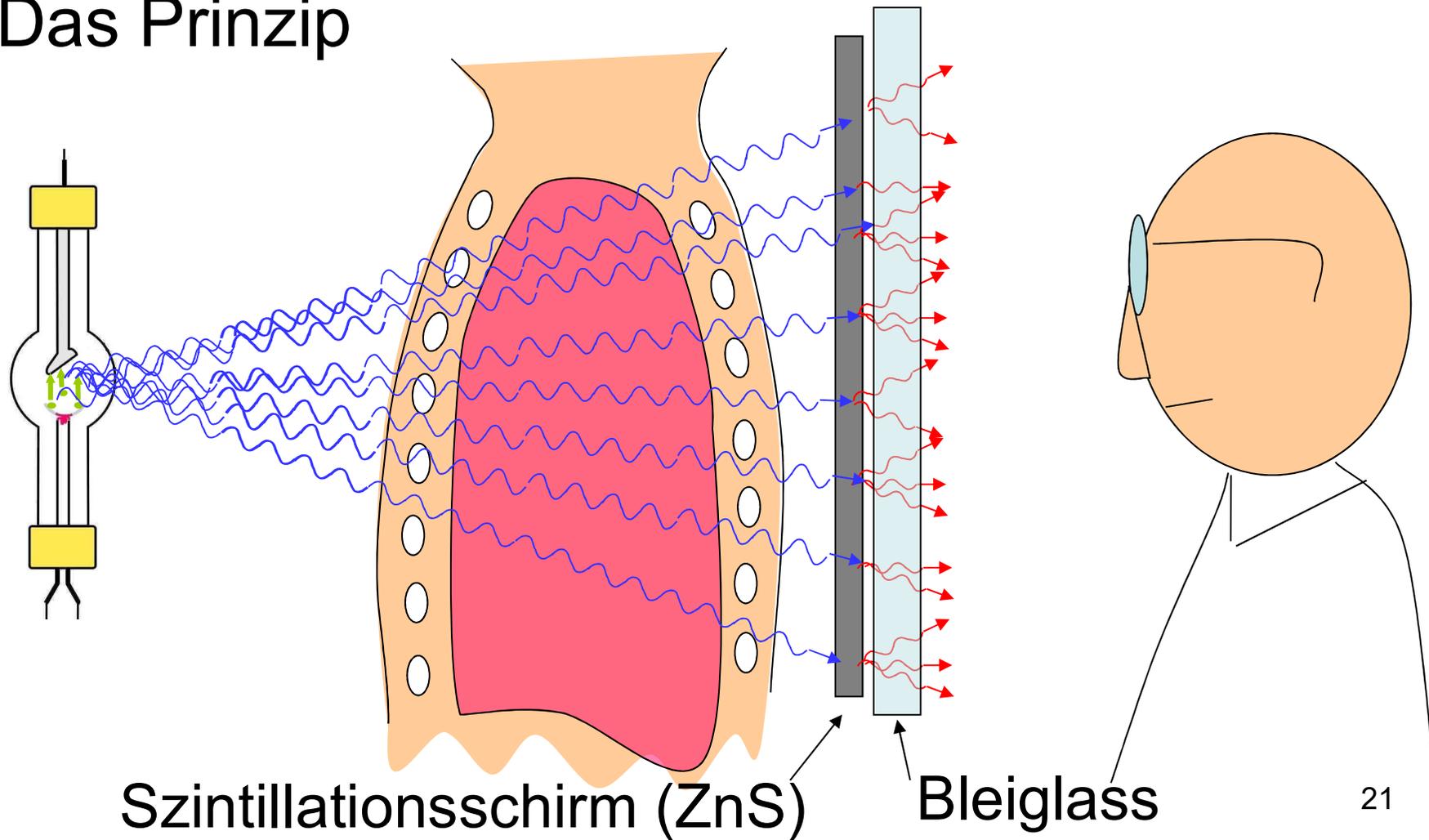
Minimalisierung der Strahlenbelastung
Erhöhung der Bildqualität

Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

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



C-Arm Gerät



Digitaler
Detektor

Röntgenröhre

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



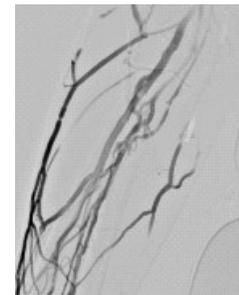
Digitaler Detektor
"Flat Panel" Detektor

Direkte digitale Röntgentechnik

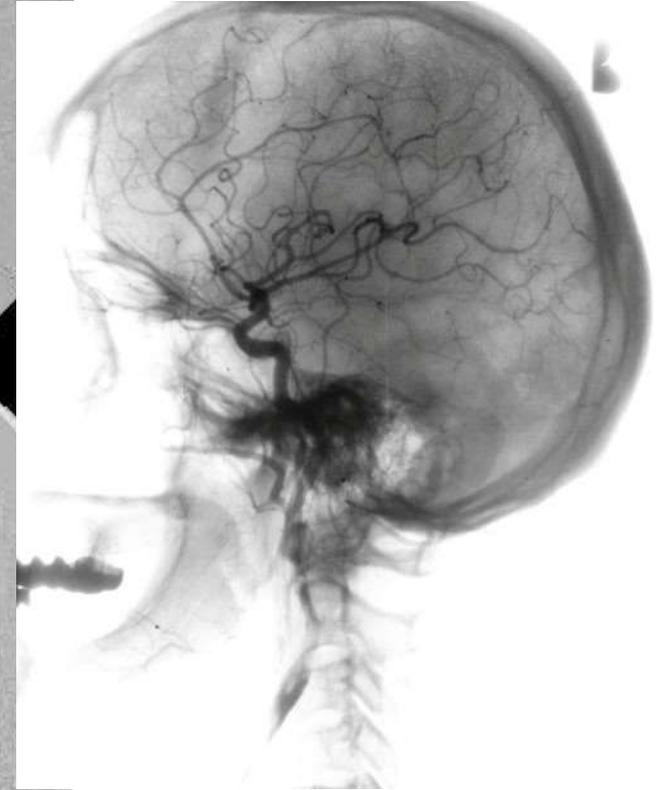
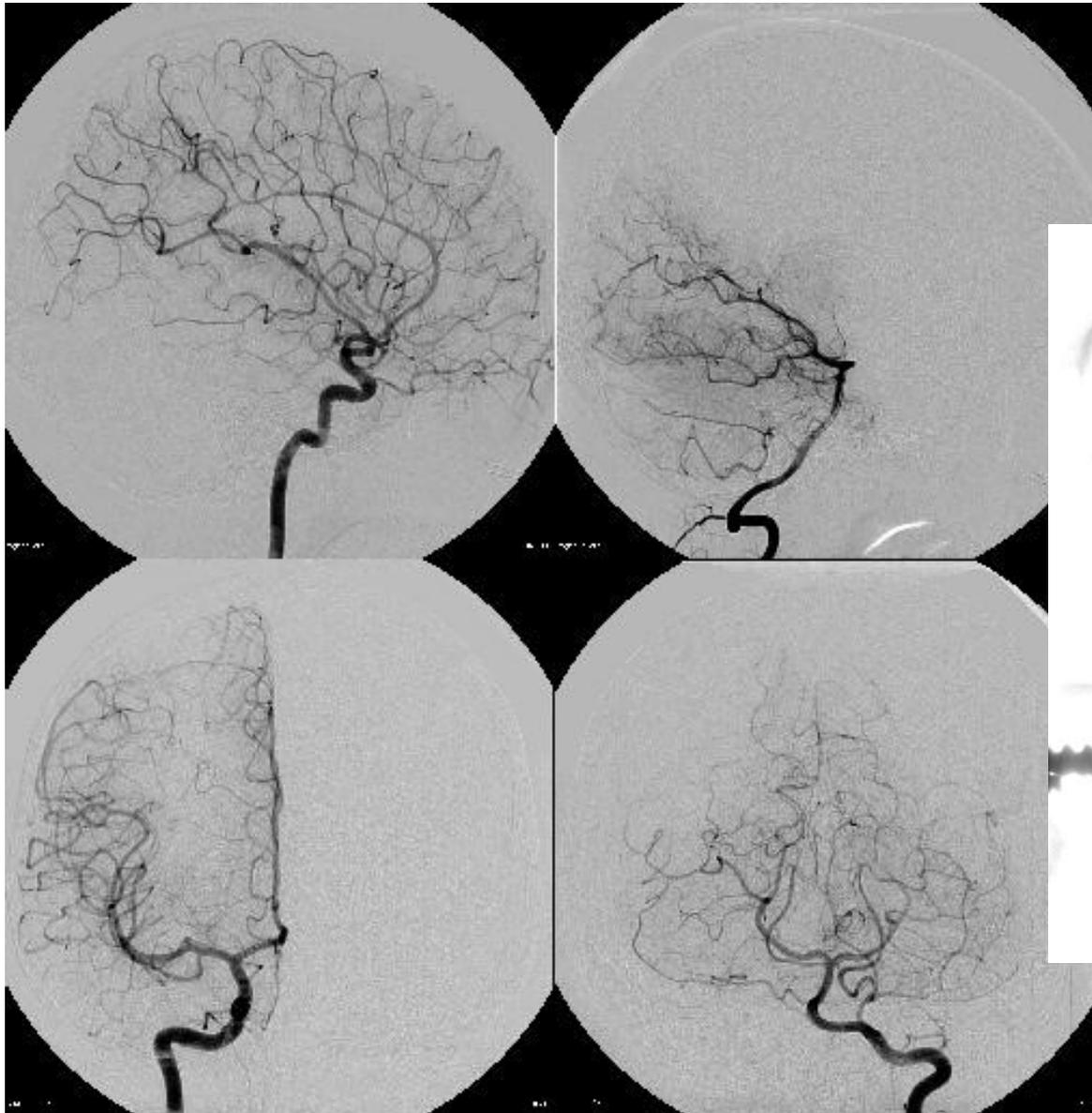
- Vorteile
 - digitale (Nach)verarbeitung
 - kontrast
 - grauwertspreizung (Fenster)
 - Filter: Rauschunterdrückung
 - Bildspeicherung,
(PACS picture archiving and communication systems)
 - elektronische Weitergebung der Bilder (Internet)
(Patient in VS, Arzt in India!)

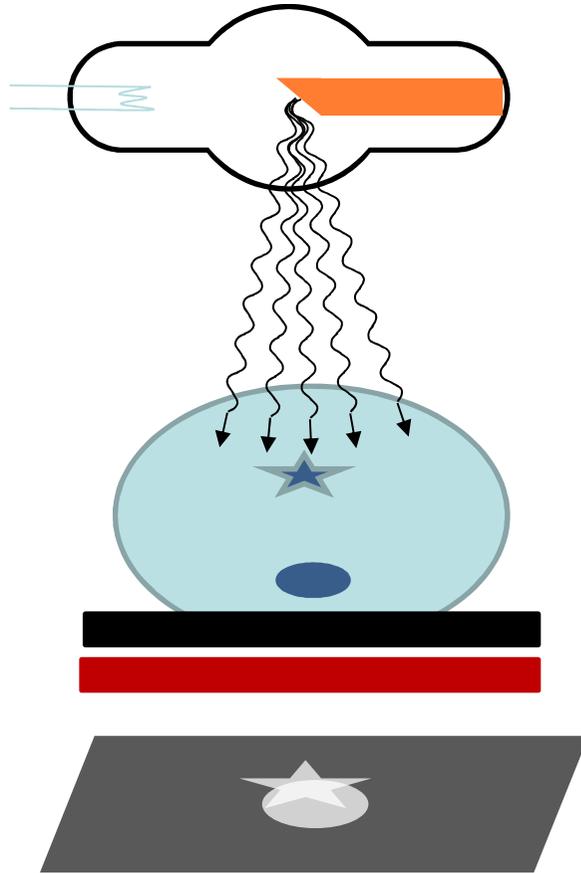
Digitale Substraktionsangiographie (DSA)

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



DSA Bilder





Tomosynthese

Zum Vergleich: Summationsbild

Körper

Tisch

Detektor

Summationsbild

Tomosynthese

Aufnahme1

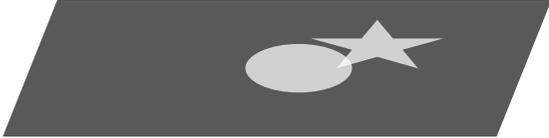
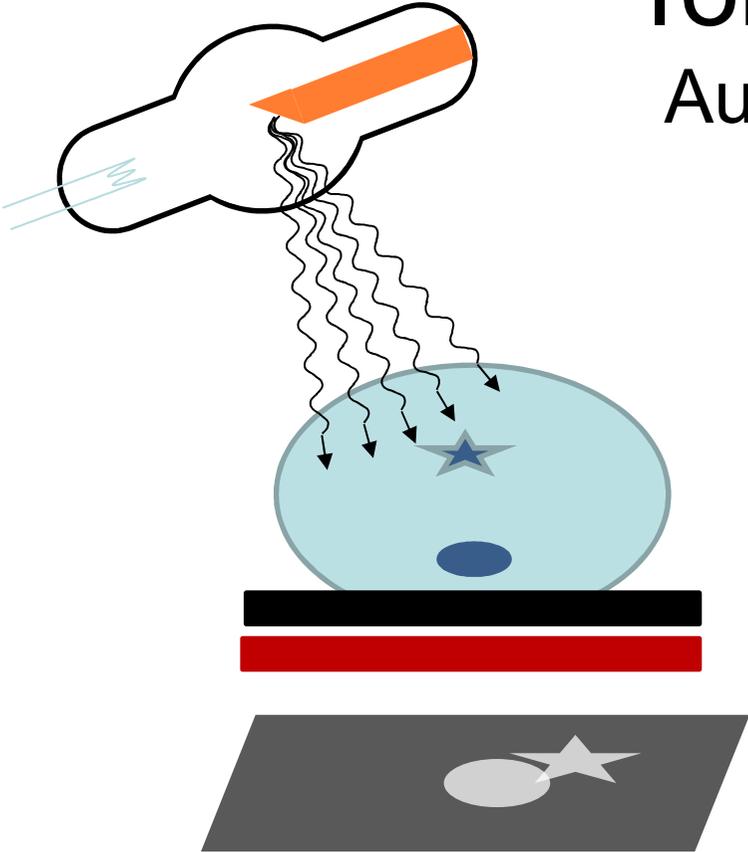


Bild1

Körper

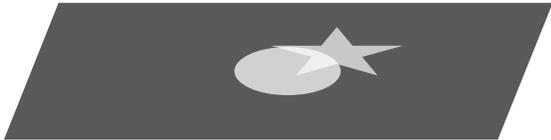
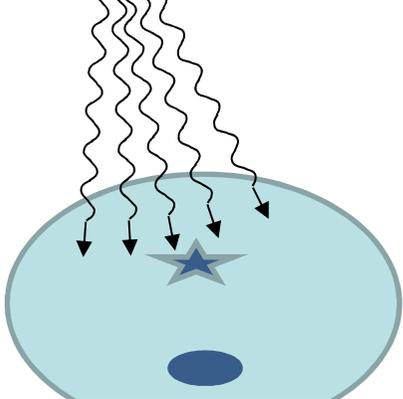
Tisch

Detektor

Bild1

Tomosynthese

Aufnahme2



Körper

Tisch

Detektor

Bild2

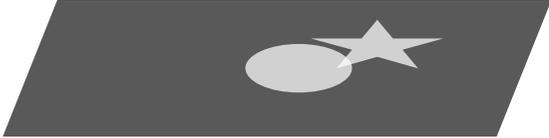
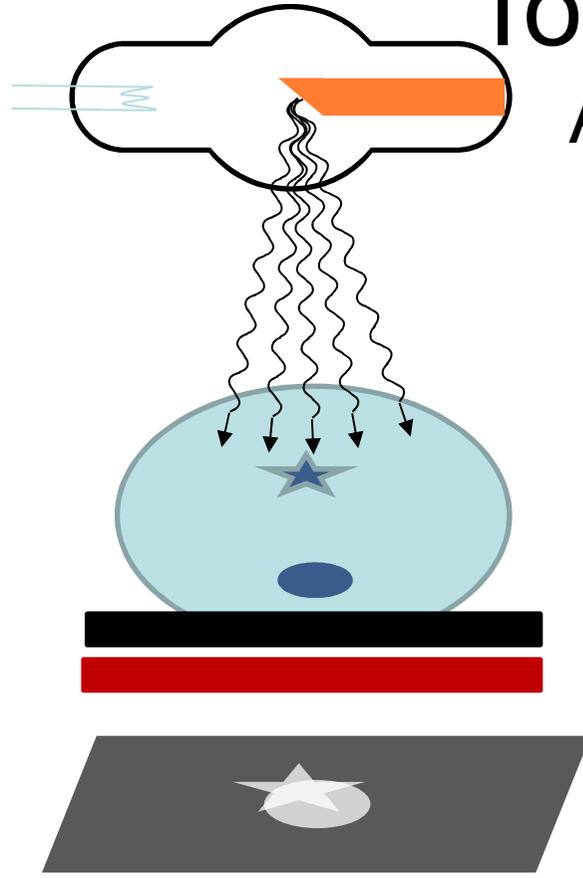


Bild1



Bild2

Tomosynthese



Aufnahme3

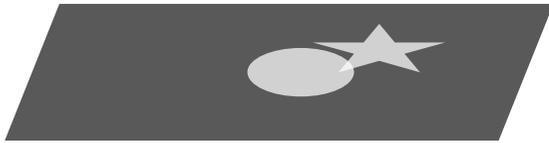


Bild1

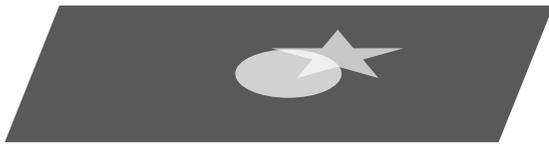


Bild2



Bild3

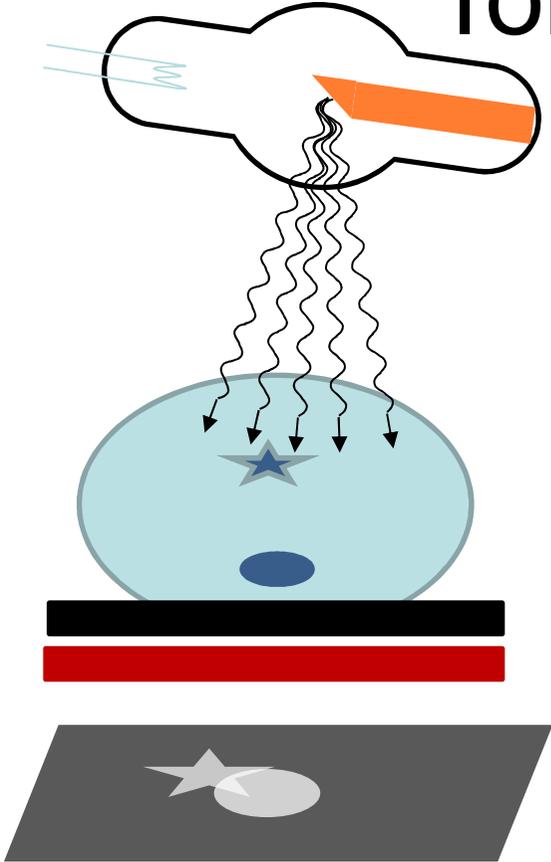
Körper

Tisch

Detektor

Bild 3

Tomosynthese



Aufnahme4

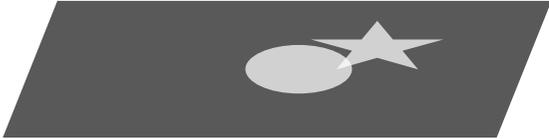


Bild1



Bild2



Bild3

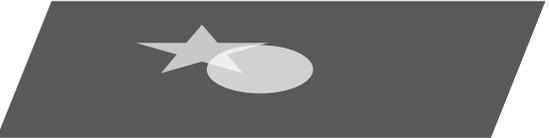


Bild4

Körper

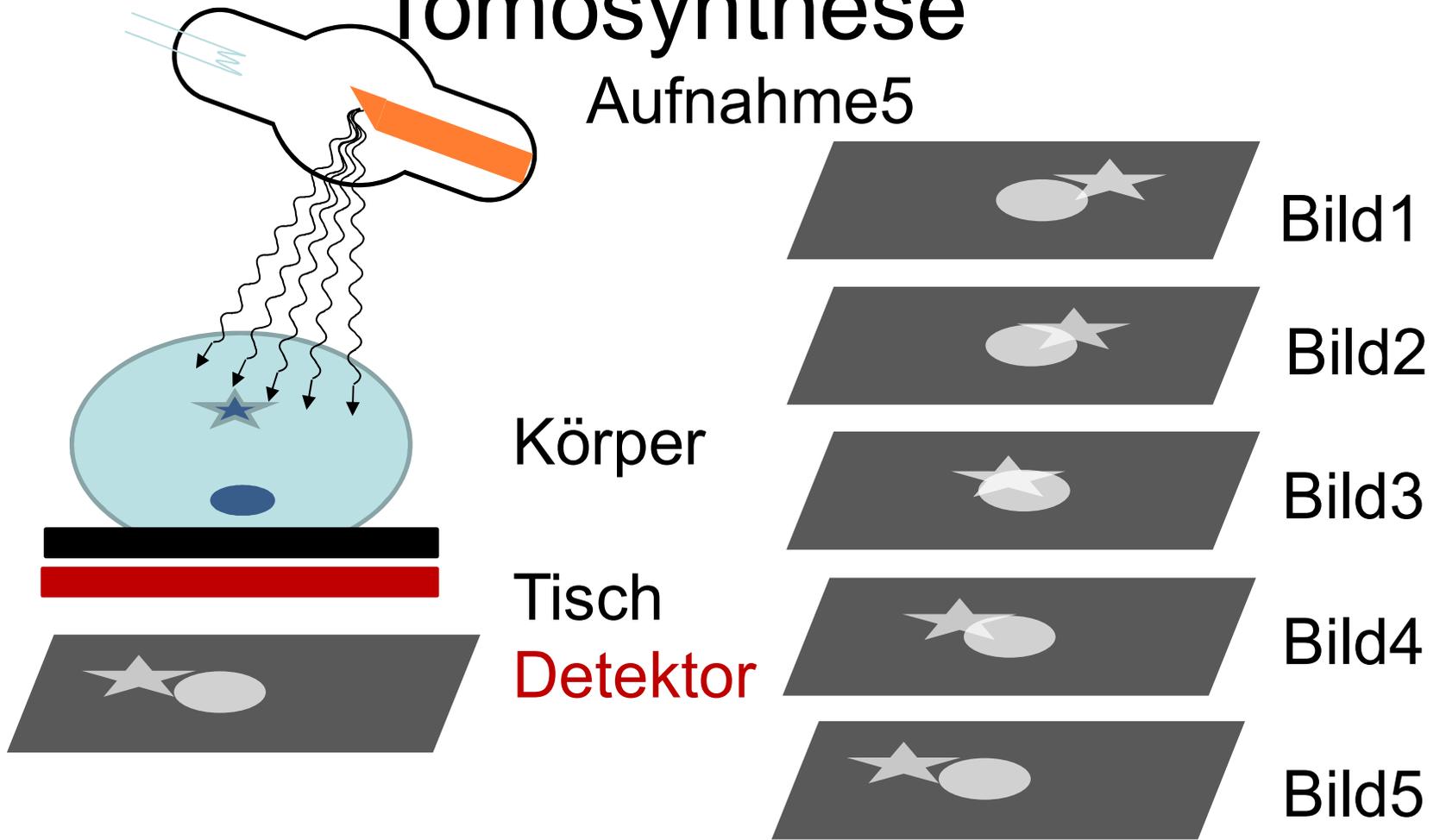
Tisch

Detektor

Bild 4

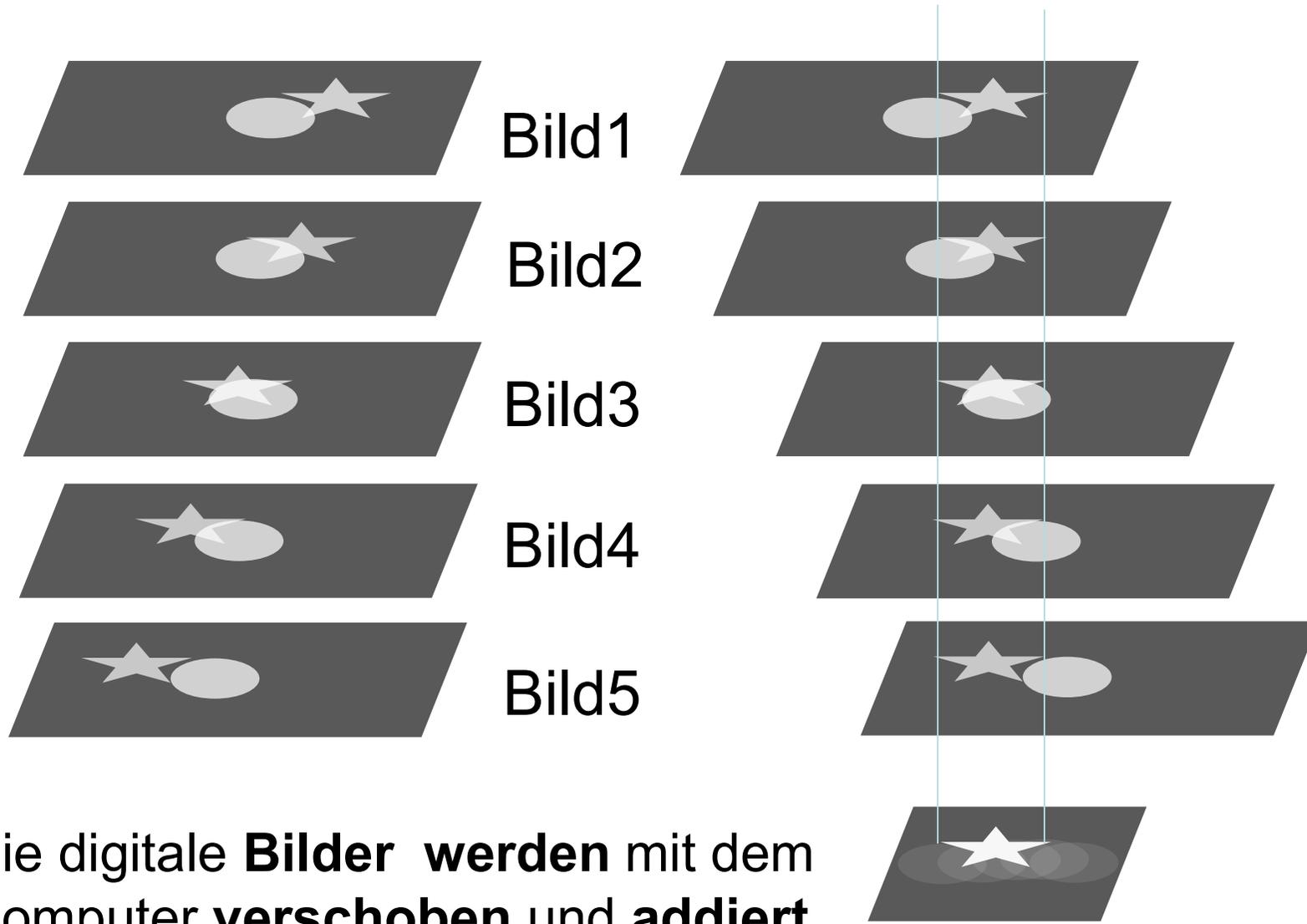
Tomosynthese

Aufnahme5



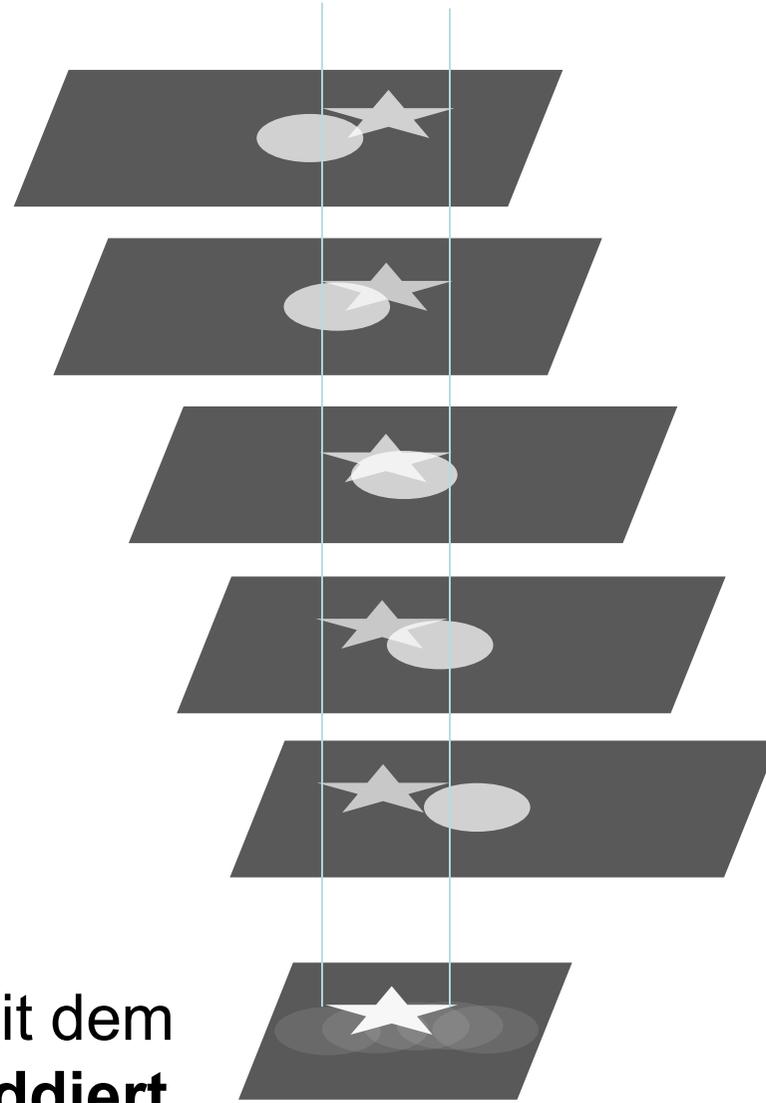
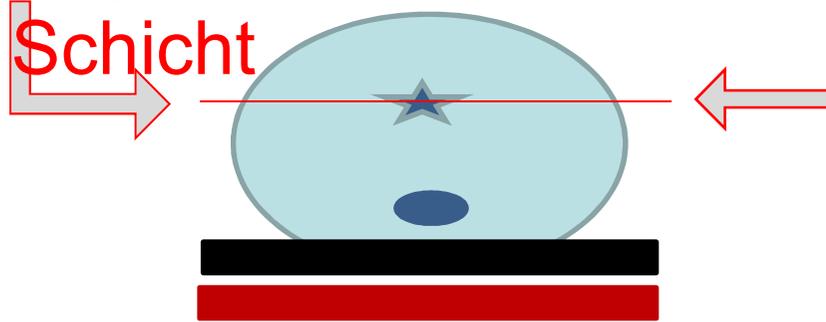
Die Schatten verschieben sich mit unterschiedlic

Tomosynthese: Berechnung des Schichtbildes



Tomosynthese: Berechnung des Schichtbildes

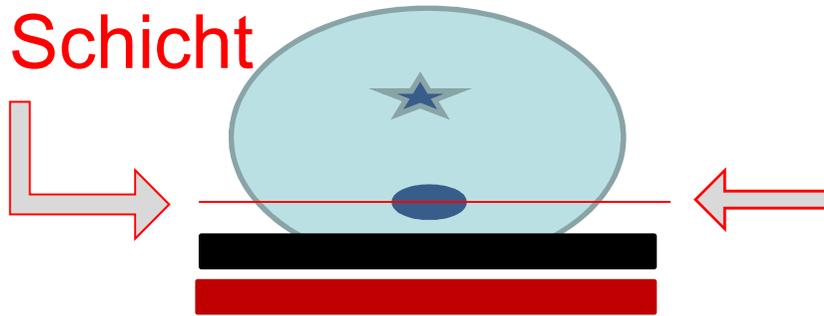
Die scharf
abgebildete
Schicht



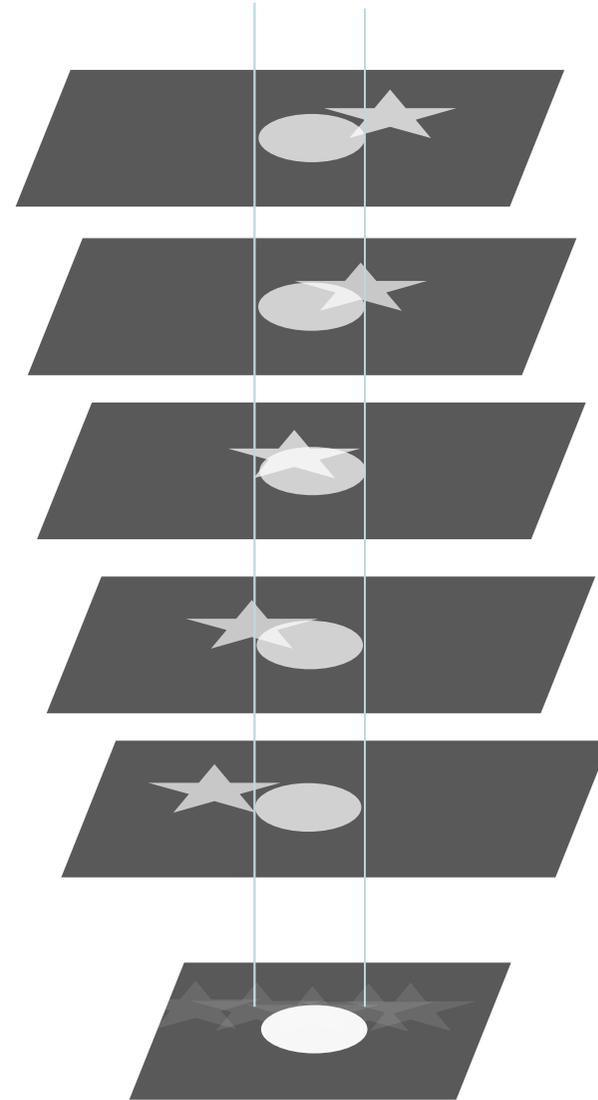
Die digitale **Bilder** werden mit dem
Computer **verschoben** und **addiert**.

Tomosynthese: Berechnung des Schicht

Die scharf
abgebildete
Schicht



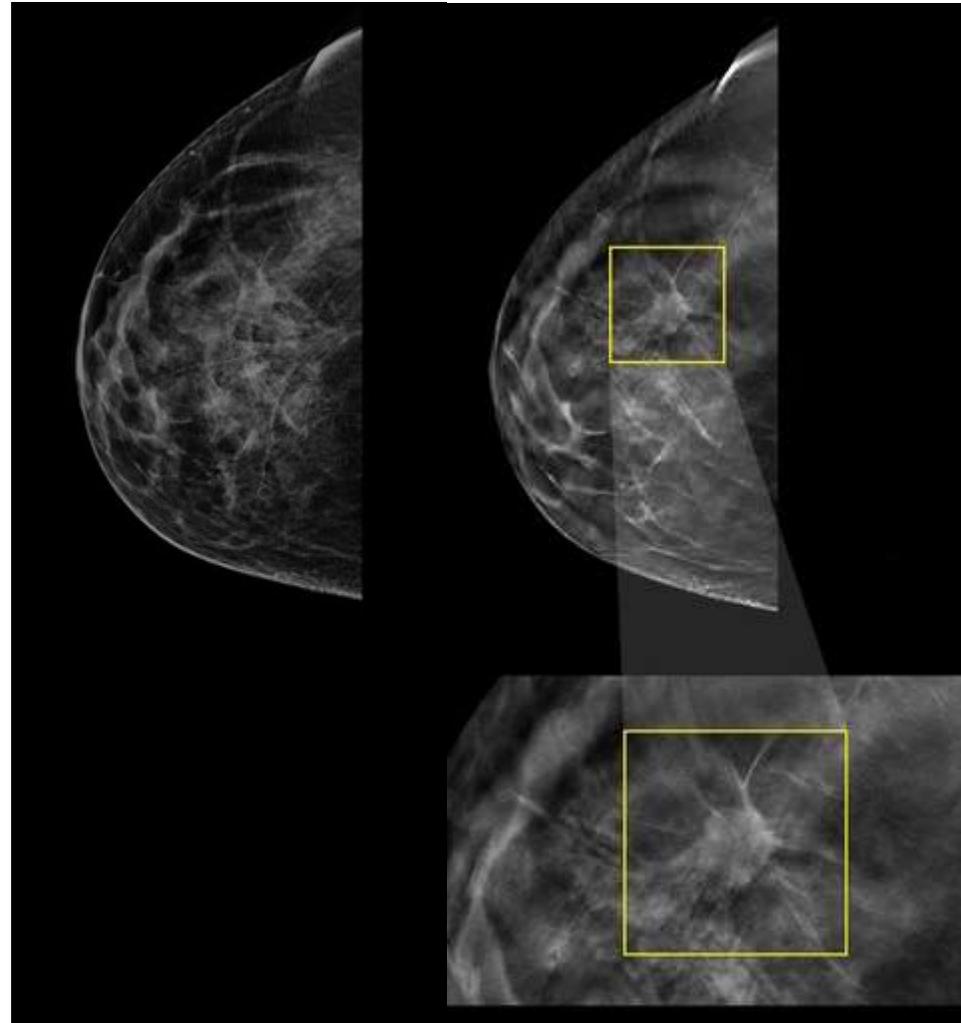
Eine andere Verschiebung
führt zur Abbildung einer
anderen Schicht



Tomosynthese

Summationsbild

Tomosynthese





Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

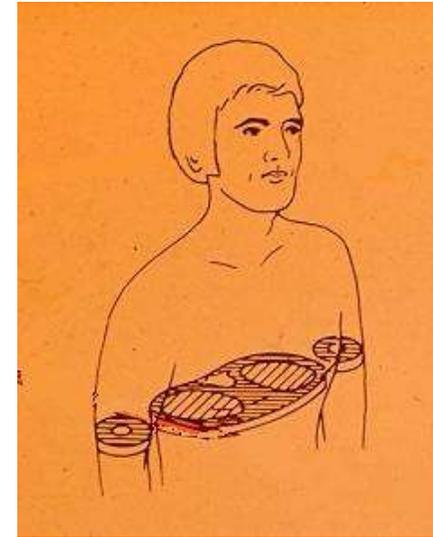
CT

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

Τομος

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende
Schicht wird abgebildet.

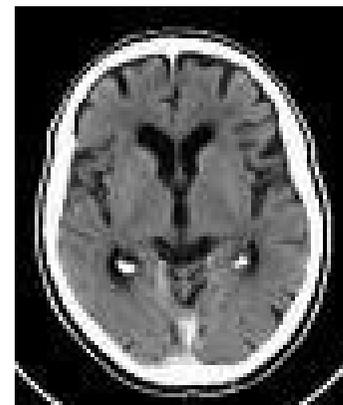
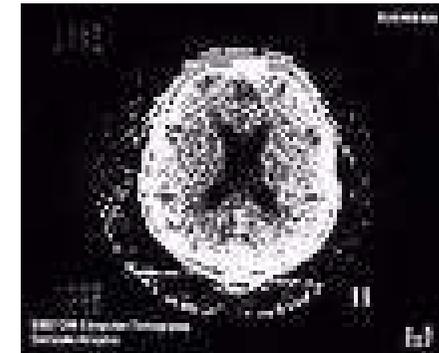


Geschichte der Tomographie

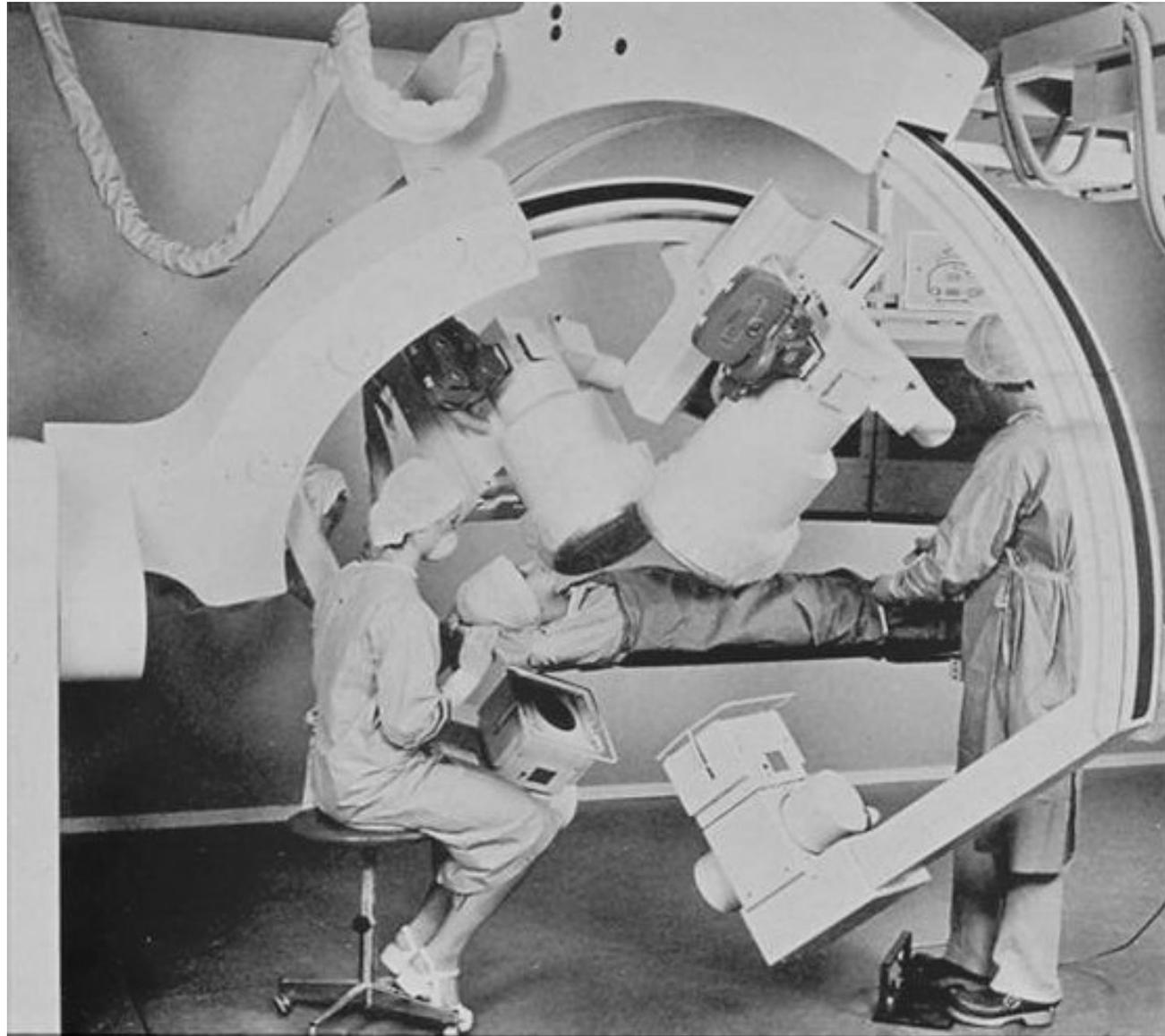
Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack



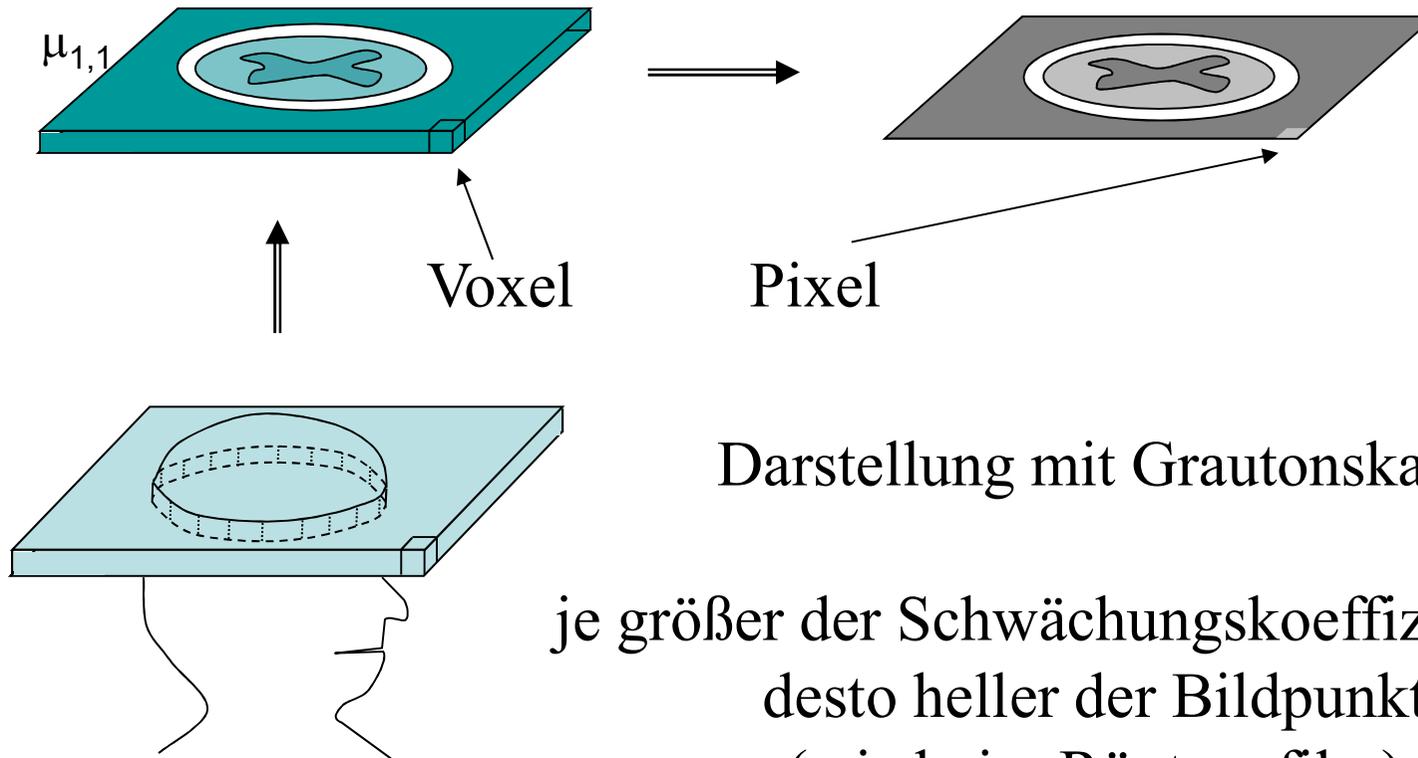
- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
 - 2006: 64 Schichten







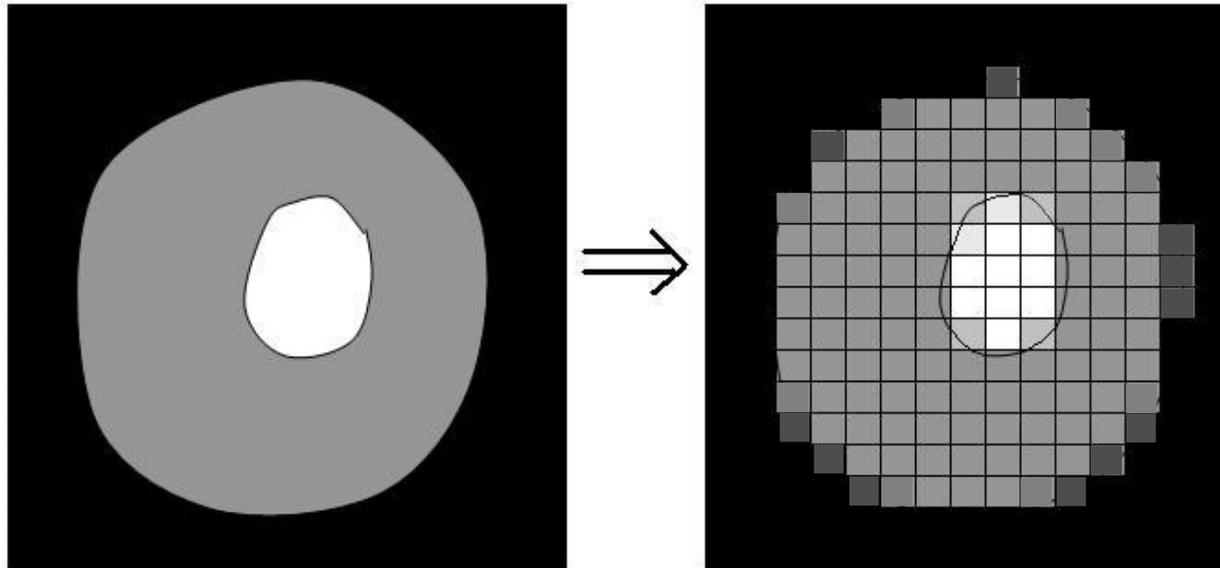
Voxel-Pixel



Darstellung mit Grautonskala

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

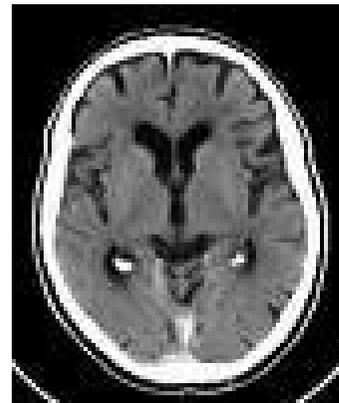
Auflösung



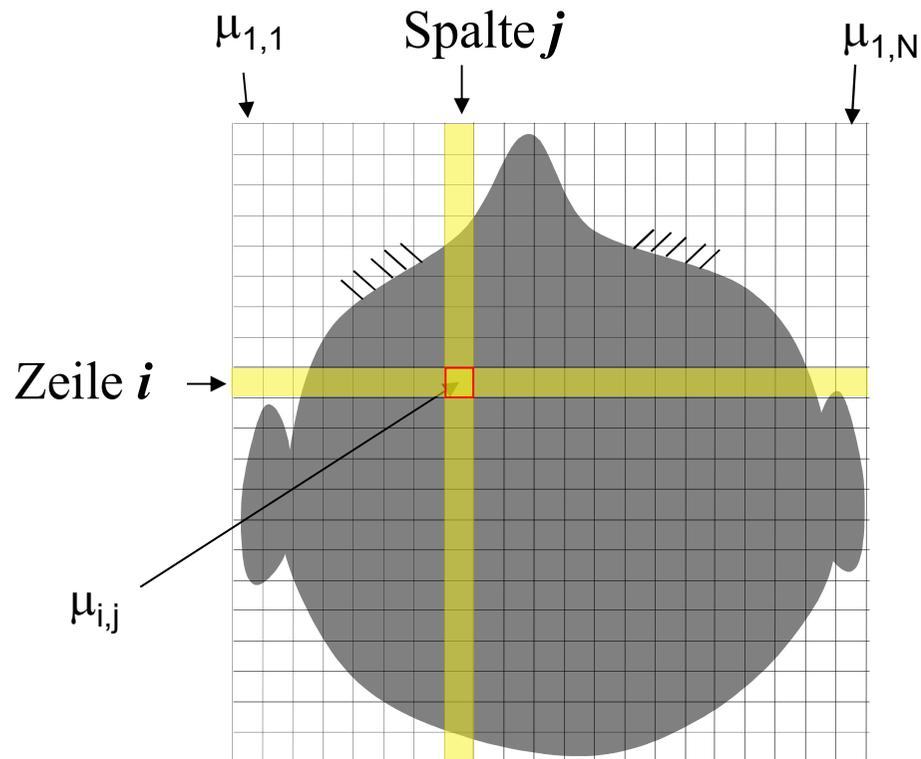
128x128



512x512



Grundprinzip der Computertomographie



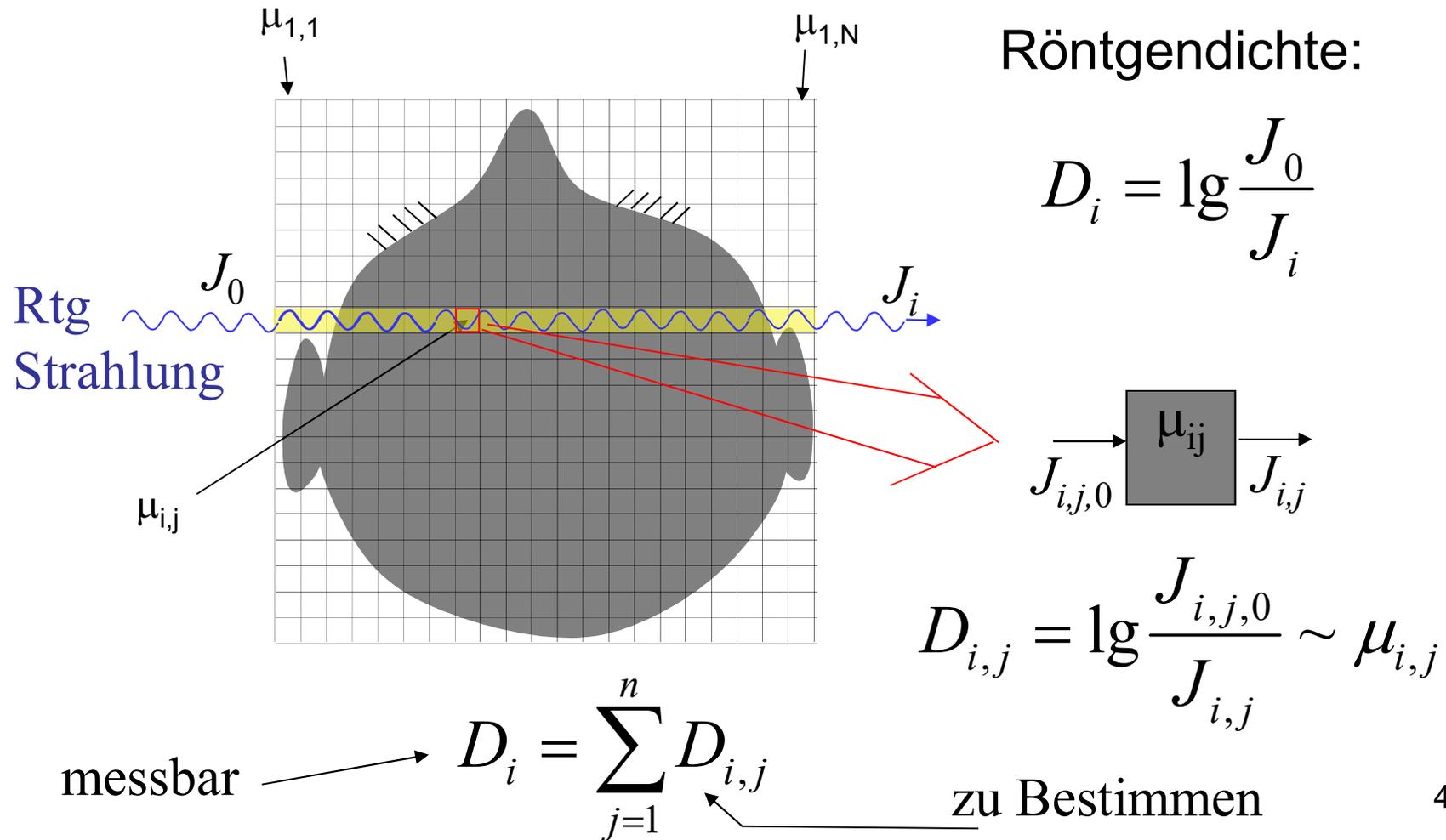
In einem Kästchen ist der Schwächungskoeffizient (μ) als konstant betrachtet.

=> die Einzelheiten die kleiner als die Kästchengröße sind, werden nicht aufgelöst.

$\mu_{i,j}$ ist der Schwächungskoeffizient des j -ten Elementes in der Zeile i .

$N \times N$ Tabelle (Matrix)

Messung und Bildrekonstruktion



Messung und Bildrekonstruktion

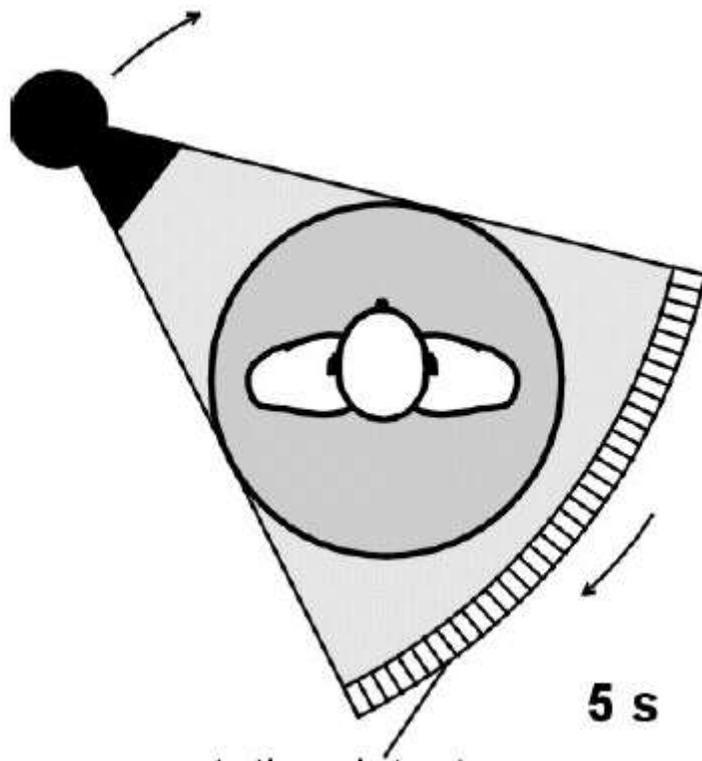
$N \times N$ unbekannte Werte ($D_{i,j}$ oder $\mu_{i,j}$)

In einer Durchleuchtung: N Messwerte

um $N \times N$ unbekannte Werte zu bestimmen
sind $N \times N$ Messwerte notwendig

⇒ Aufnahmen aus mehreren Richtungen

Messung



Die Röntgenröhre
und der Detektor
umkreisen den
Patient
synchronisiert.



Aufnahmen aus
vielen Richtungen.

Bildrekonstruktion

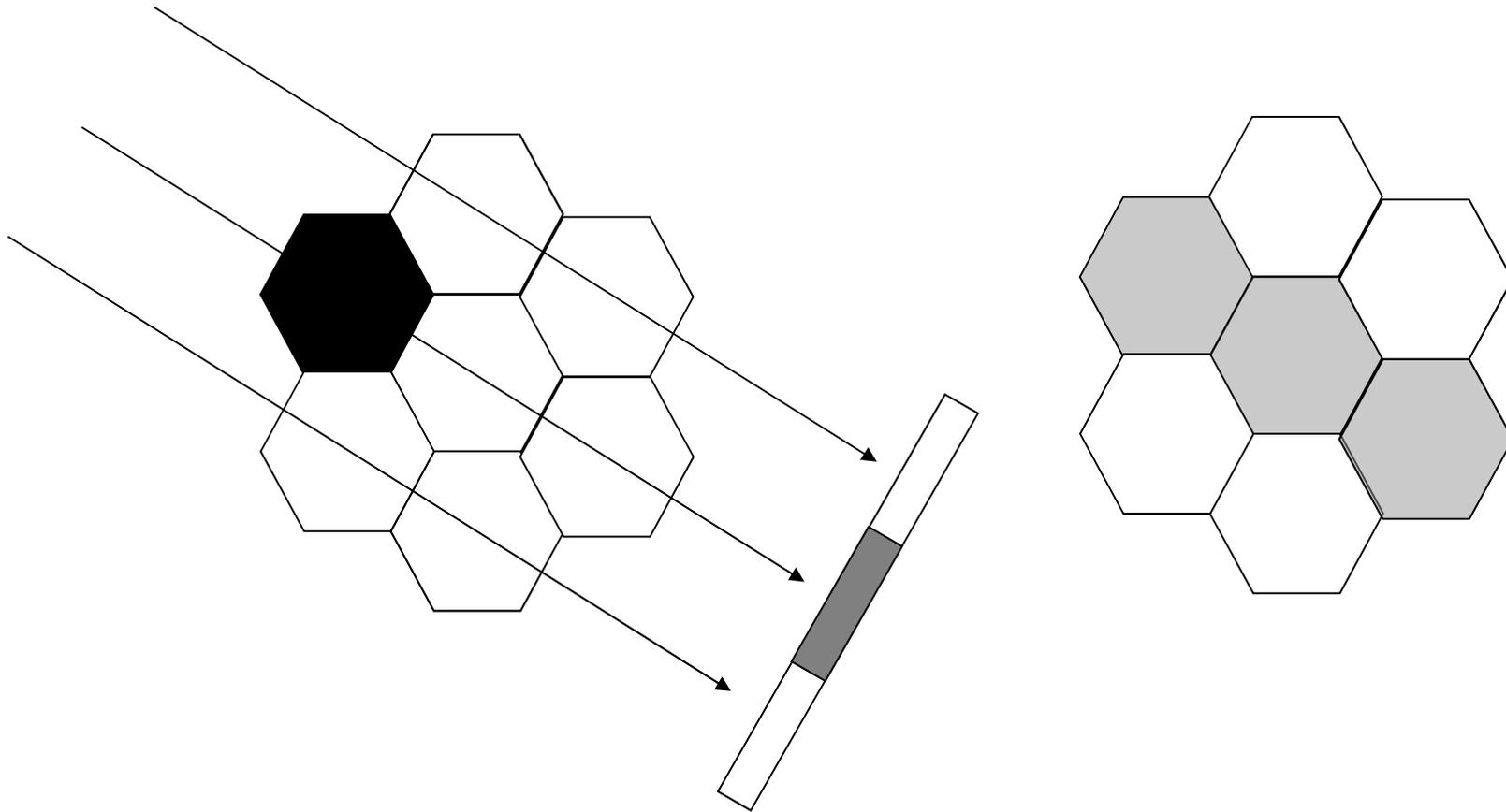
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

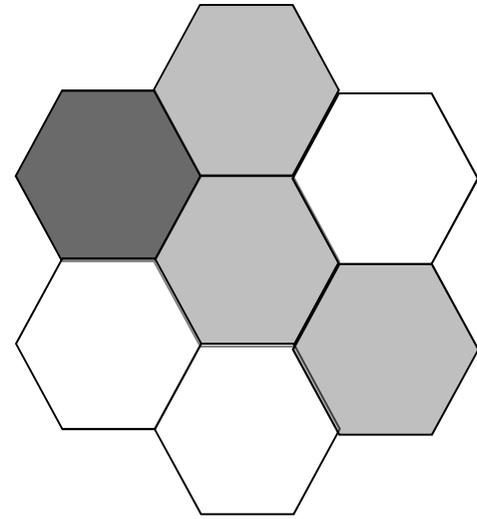
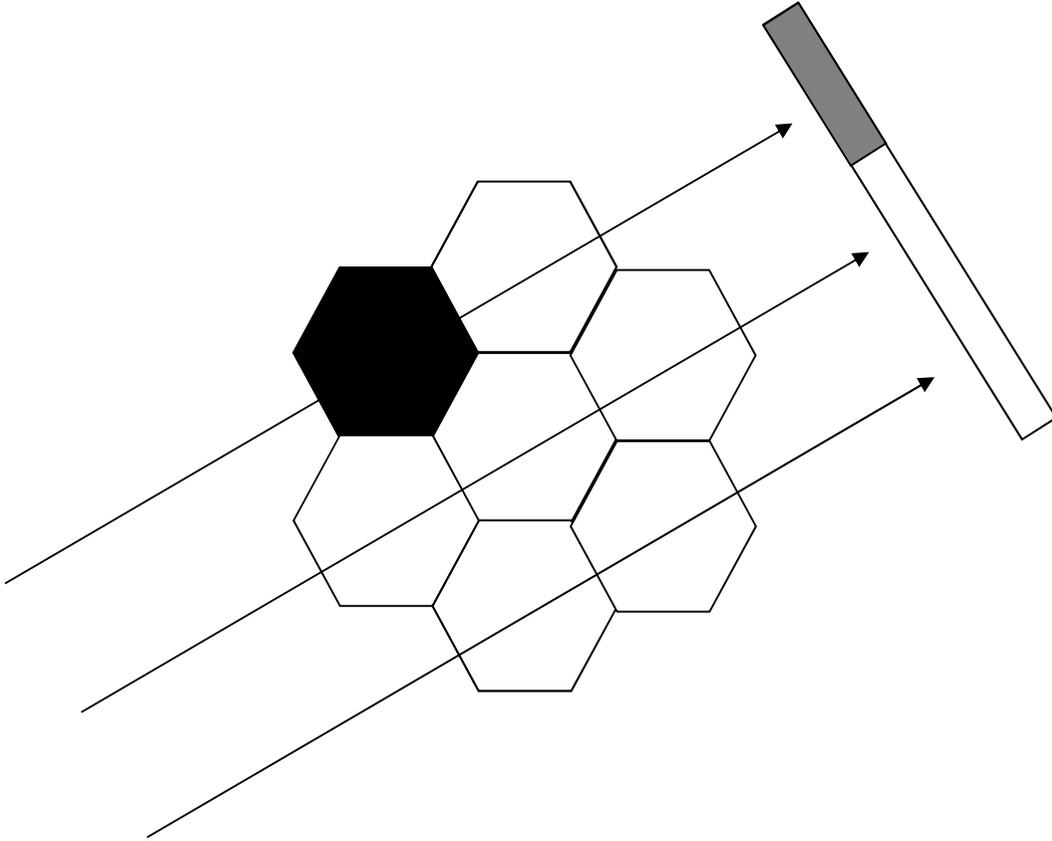
zB: 512x512 Bildpunkte: \approx 250 000 Unbekannte!

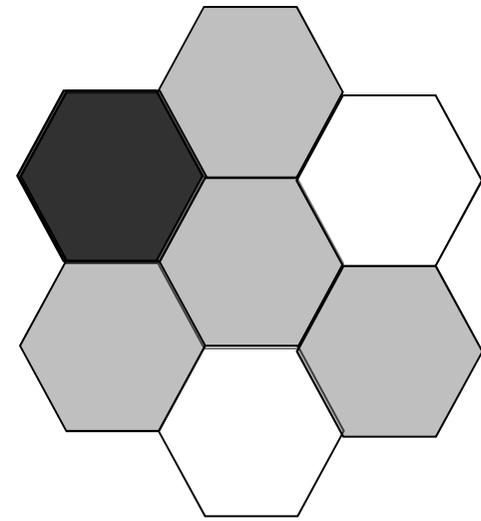
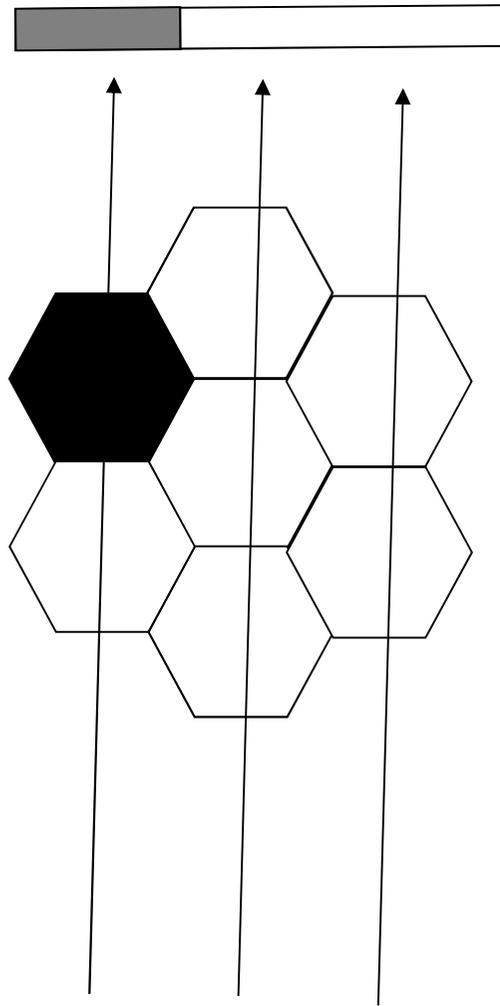
Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion



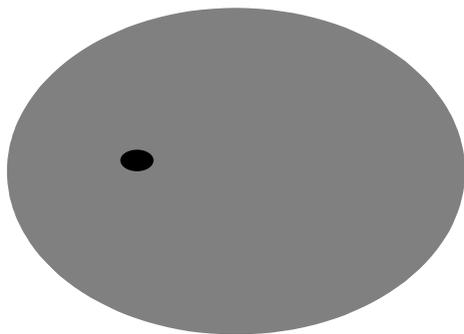




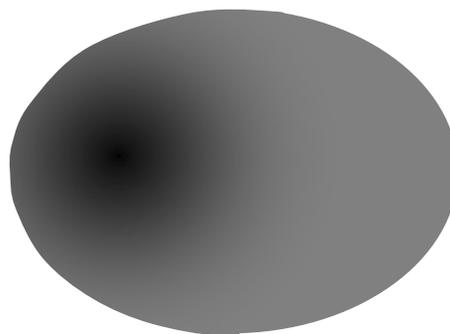
Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



Objekt



Mit Rückprojektion
rekonstruiertes Bild

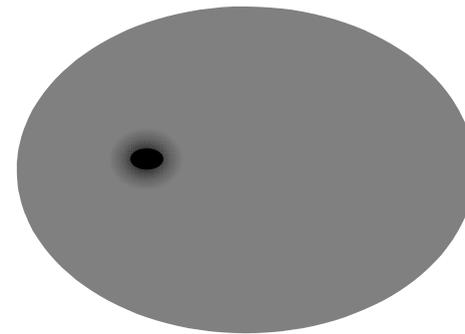


Bild nach
Filtrierung

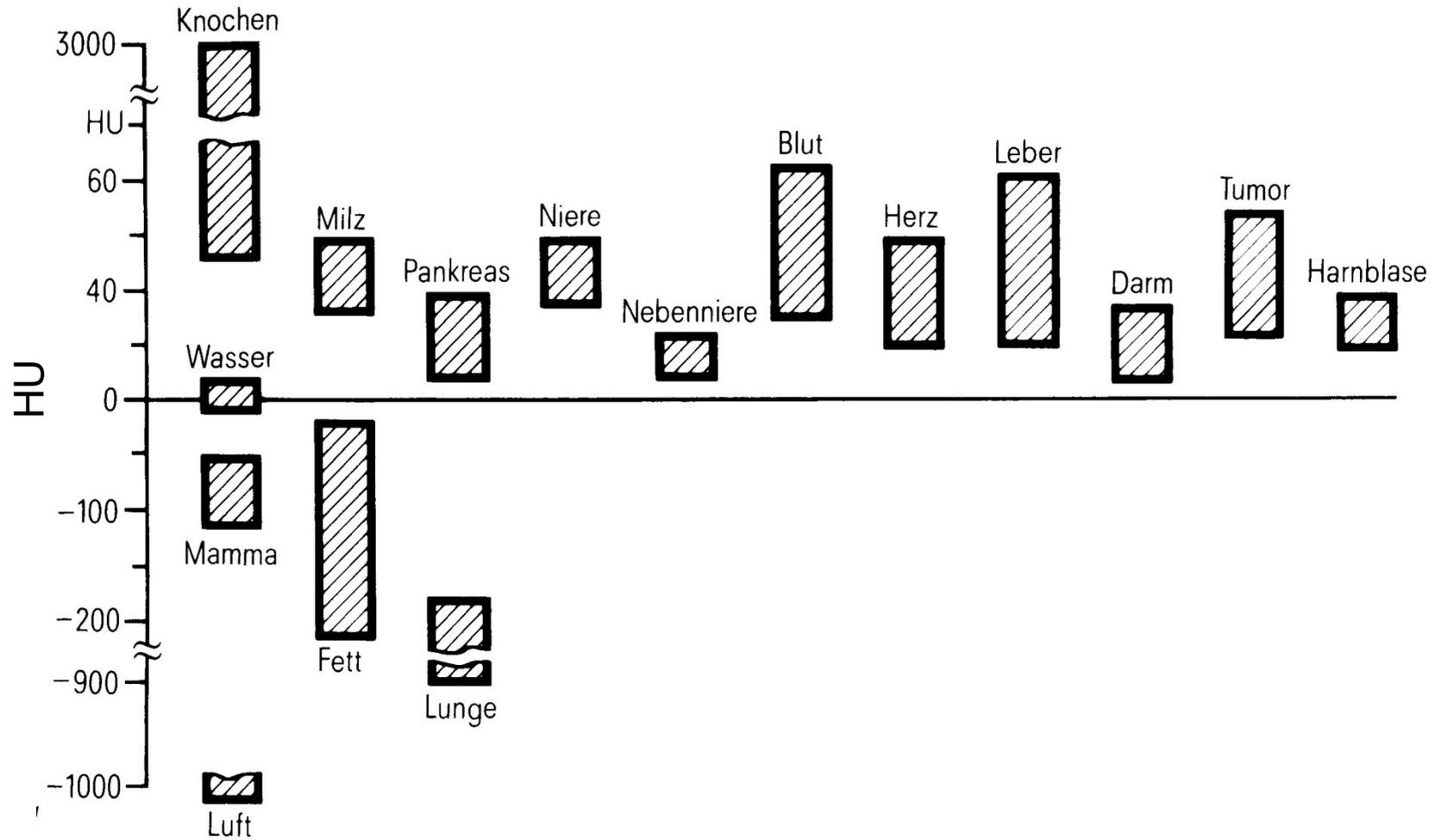
Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

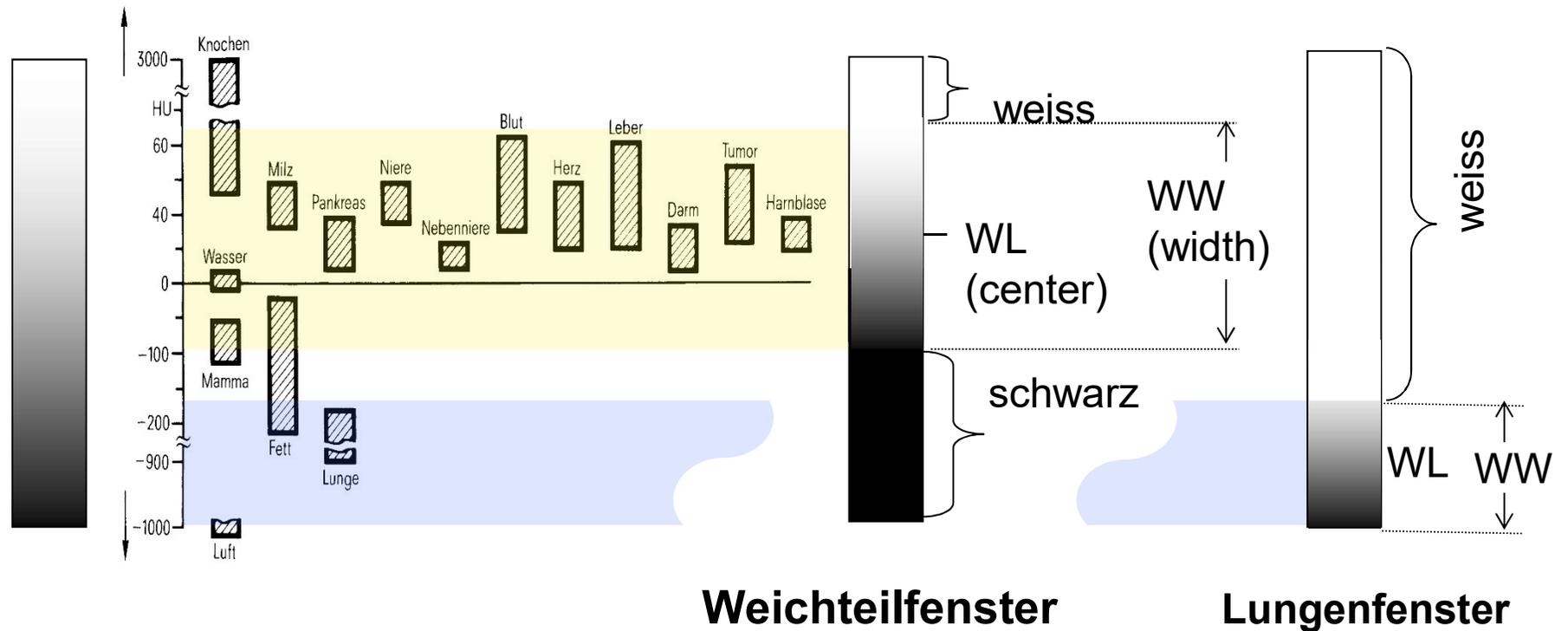
Wasser	=	0
Luft	=	-1000
Knochen		100-1000
Weichteilgewebe	≈	0
Lunge	<	0

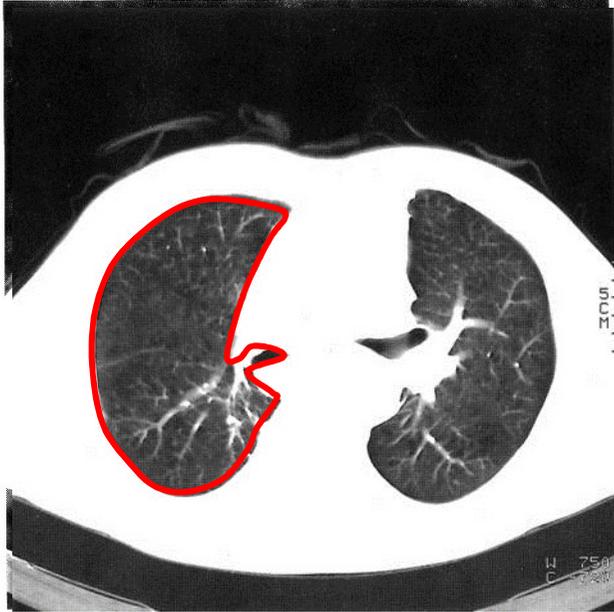
CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala



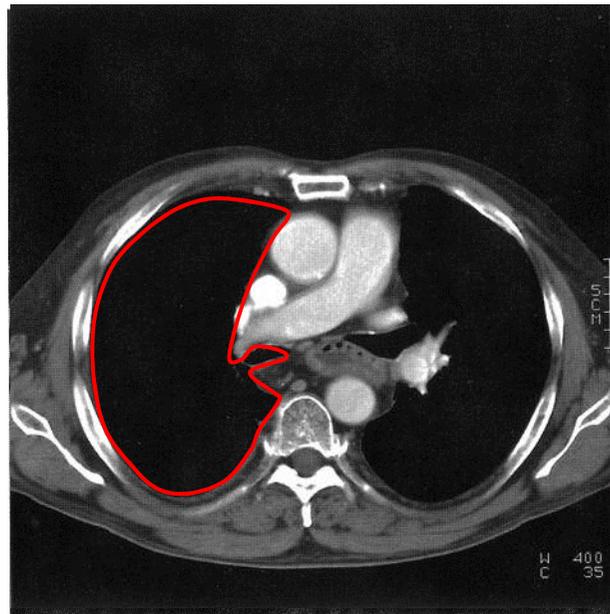


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ...-345)

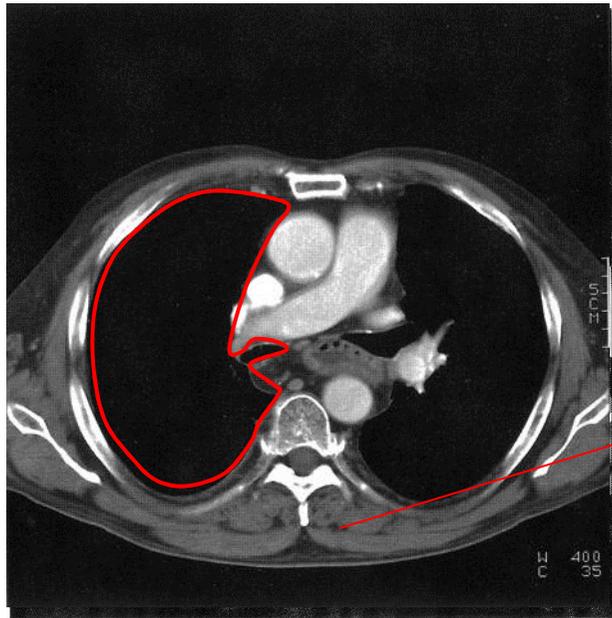
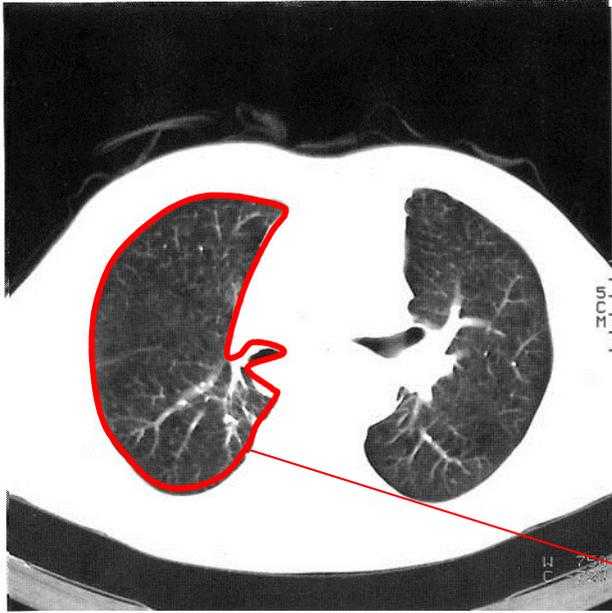


Weichteilfenster

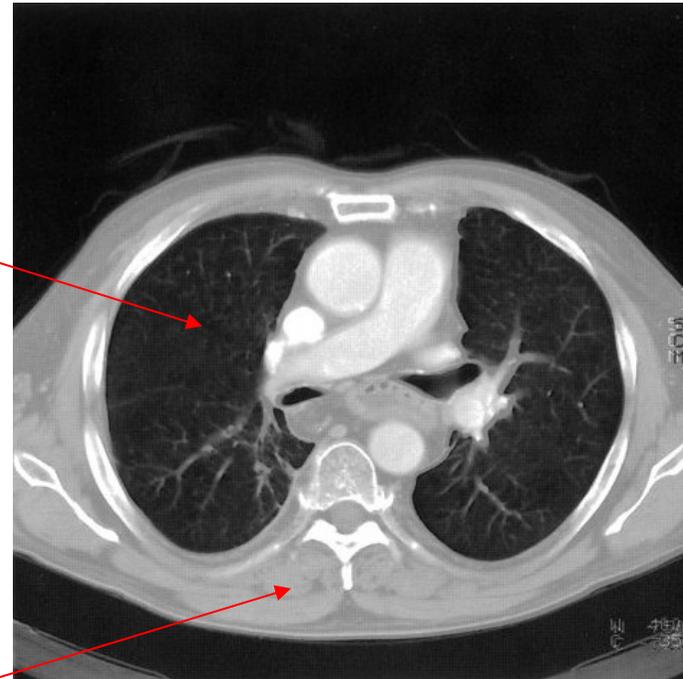
Mitte = 35

Breite = 400

(-165 ...235)



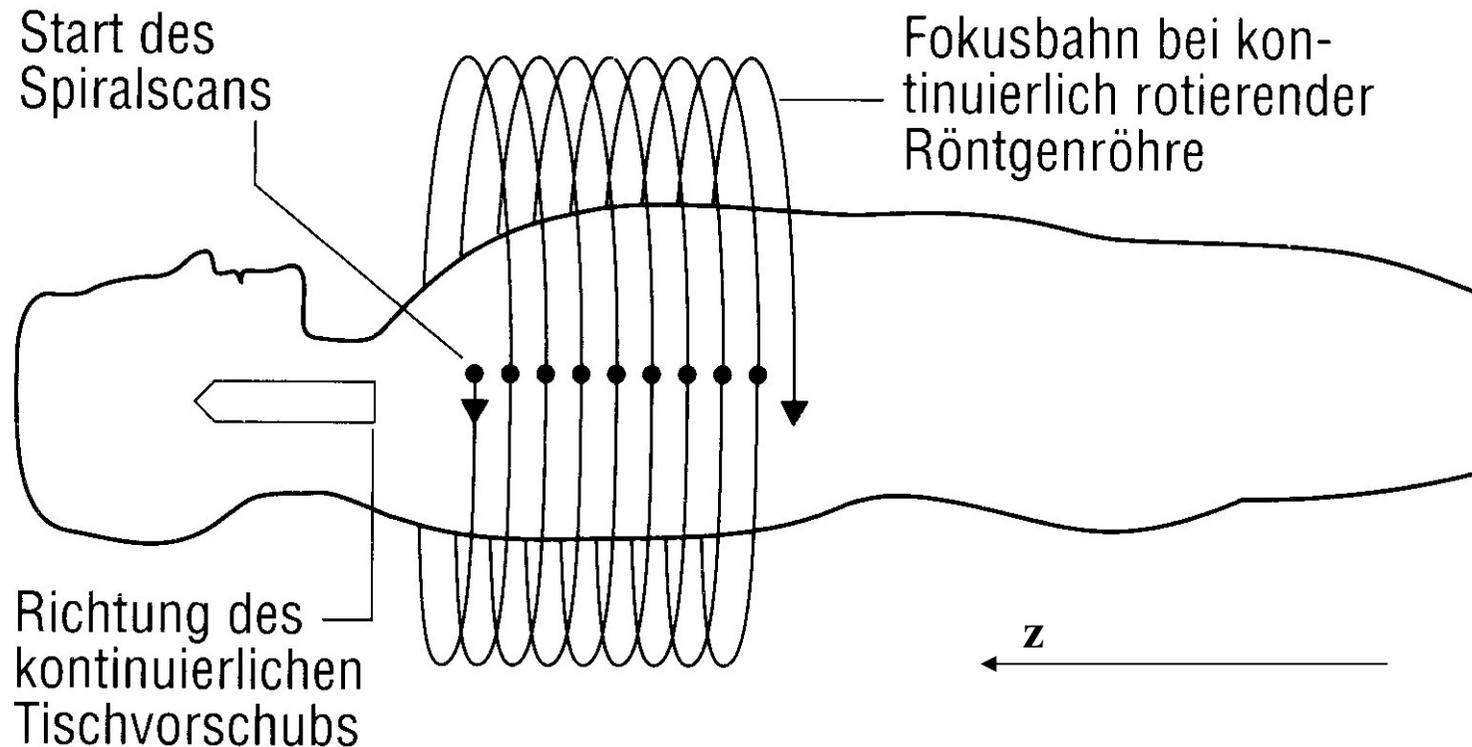
Doppelfenster



Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)

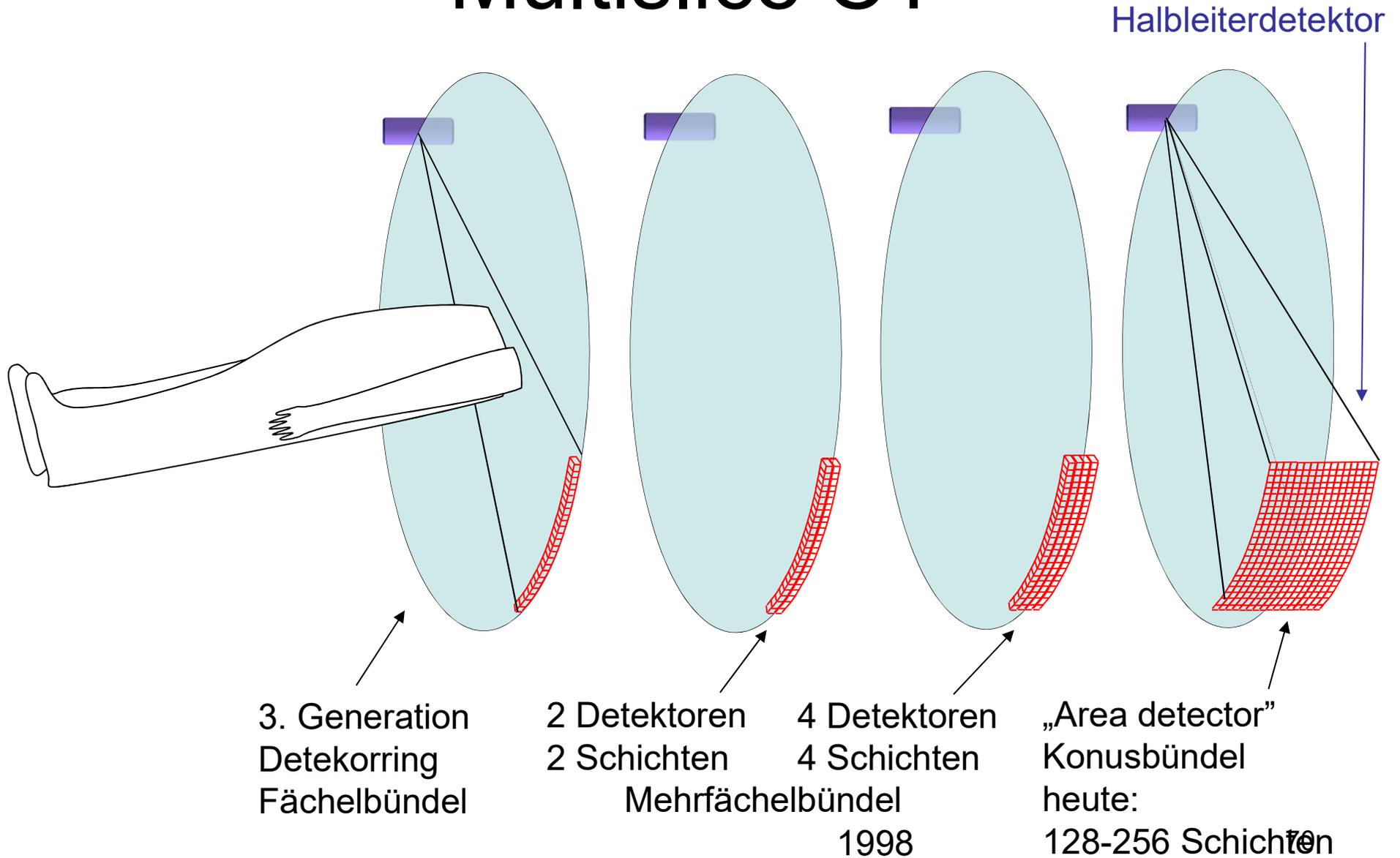


Generationen: spiral CT



Das schichtbild kann in einem beliebigen z Position berechnet 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

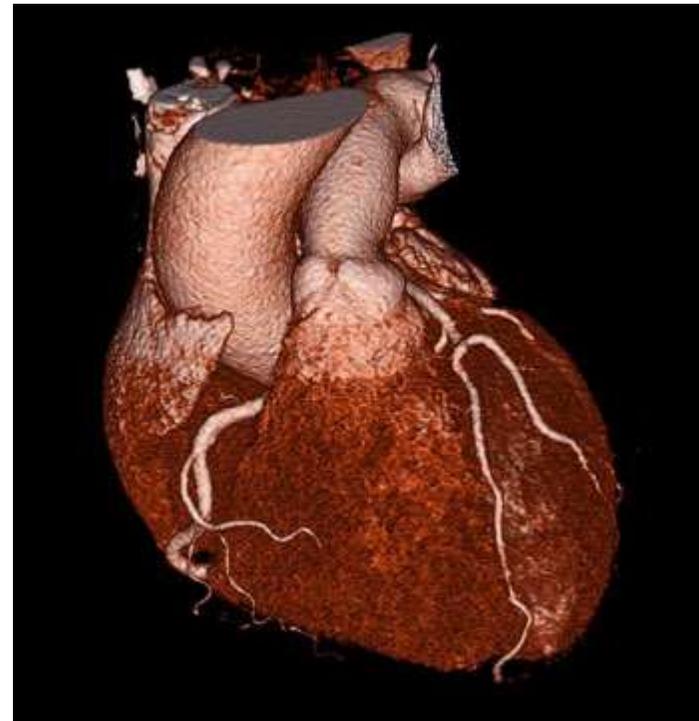
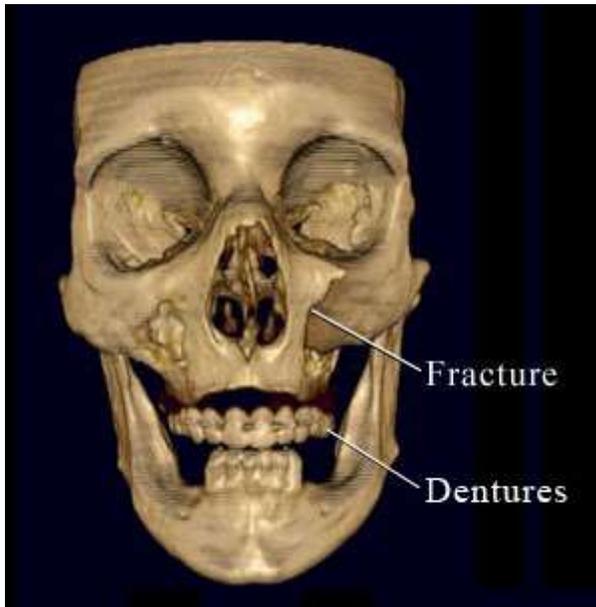
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

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>

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