

Röntgenstrahlung

Spezielle Verfahren

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

Röntgentomographie (CT)

Medizinische Biophysik II.

Röntgenstrahlung II.

IV. Spezielle Röntgenverfahren

1. Fluoroskopie
2. Direkte digitale Röntgentechnik
3. Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)
4. Tomosynthese

V. Einige technische Aspekte der Röntgendiagnostik

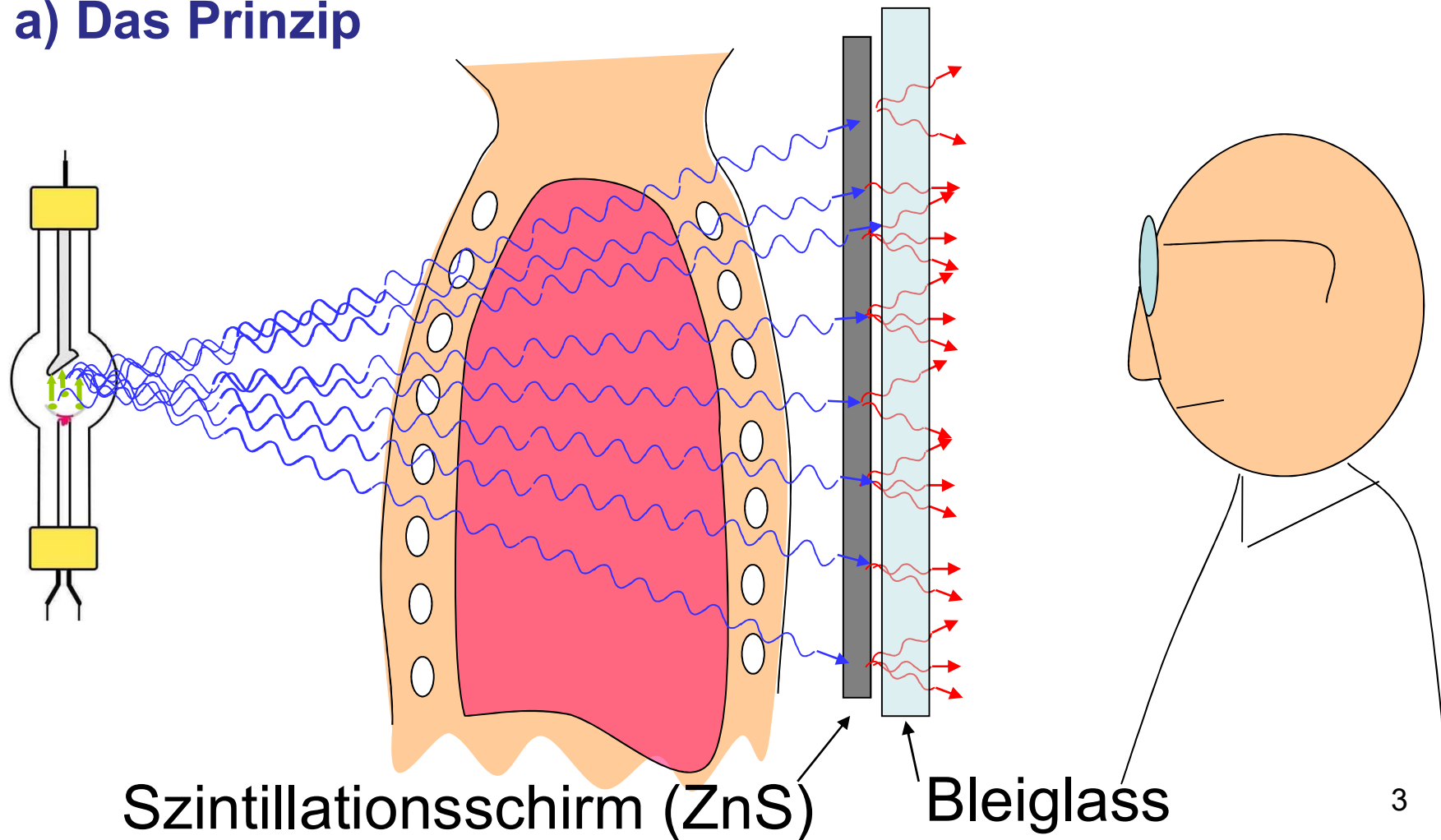
1. Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität
2. Anwendung eines Filters
3. Kollimator
4. Abstand und Strahlenbelastung
5. Abstand und Bildqualität
6. Fokus der Röntgenröhre
7. Minimalisierung der Streustrahlung
6. Rolle der Schichtdicke

VI. Röntgentomographie (CT)

IV. Spezielle Röntgenverfahren

1. Fluoroskopie

a) 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

b. Bildverstärker



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)

2. Direkte digitale Röntgentechnik



Direkte digitale Röntgentechnik

- Vorteile
 - digitale (Nach)verarbeitung
 - kontrast
 - grauwertspreizung (Fenster)
 - Filter: Rauschunterdrückung
 - Bildspeicherung,
(PACS picture archiving and communication systems)
 - elektronische Weitergebung der Bilder (Internet)
Telemedizin: Konsultation mit Spezialisten!

C-Arm Gerät
mit digitalem
Detektor



Digitaler
Detektor

Röntgenröhre

3. Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

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



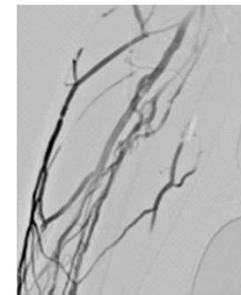
Füllungsbild

—

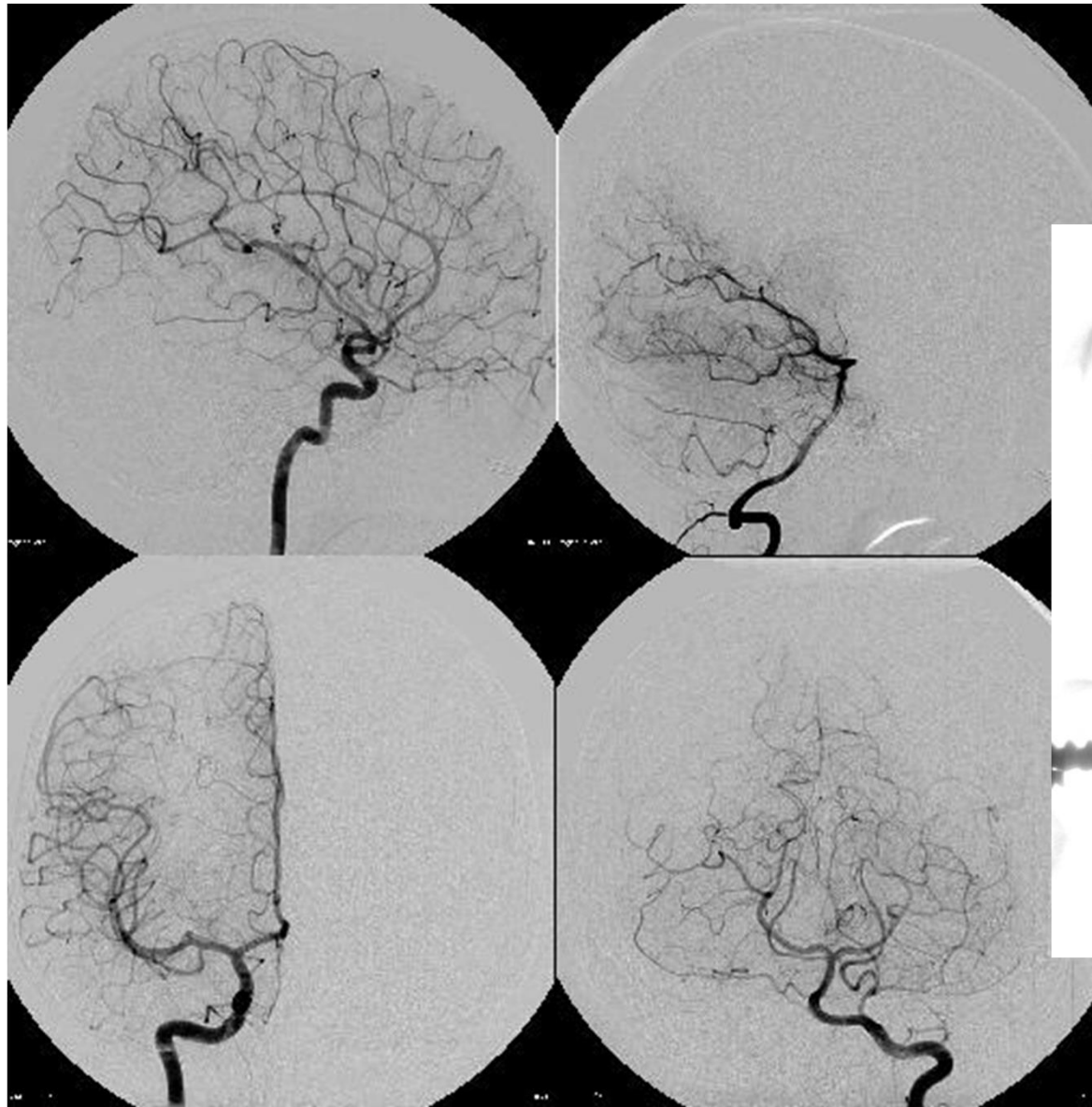


Basisbild

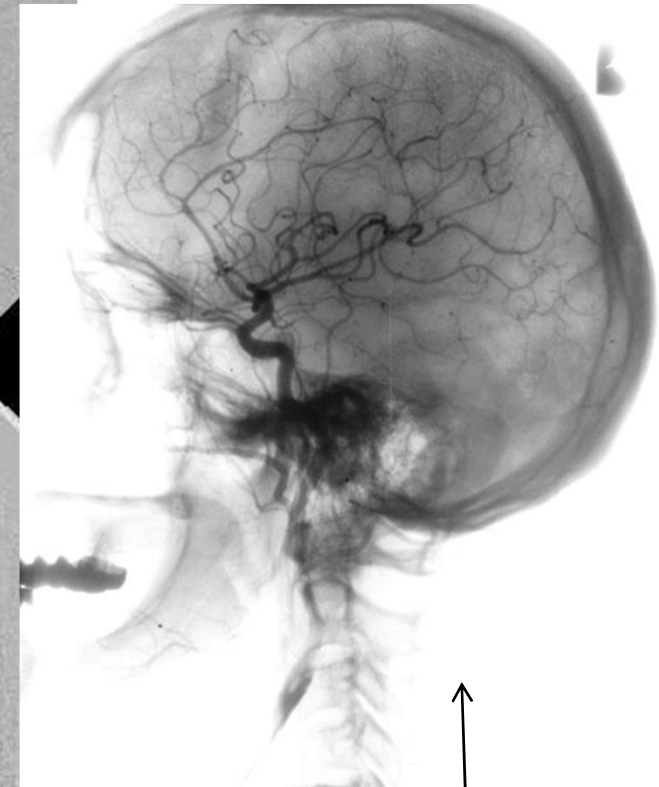
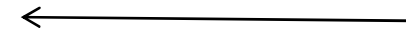
=



DSA Bild



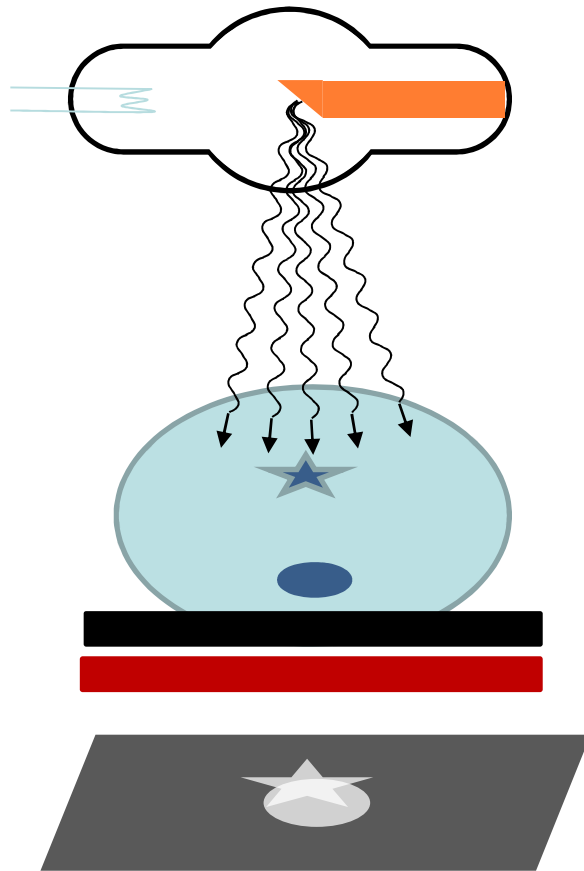
DSA Bilder



Summationsbild

4. Tomosynthese

≠ CT !!



Körper

Tisch

Detektor

Summationsbild

Tomosynthese

Aufnahme1

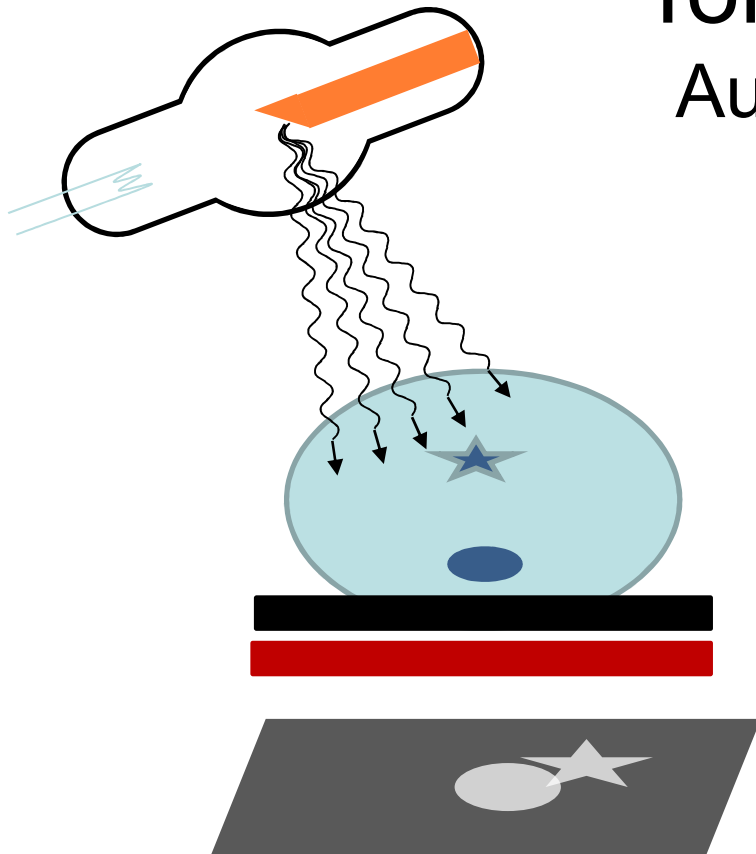


Bild1

Körper

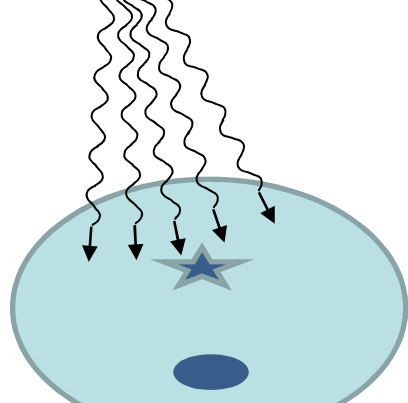
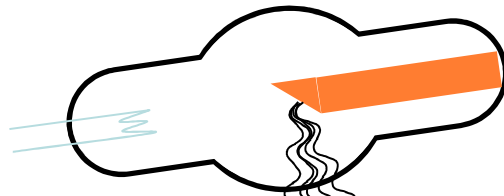
Tisch

Detektor

Bild1

Tomosynthese

Aufnahme2



Körper



Tisch

Detektor

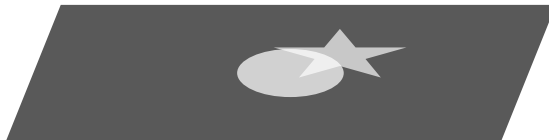


Bild2



Bild1

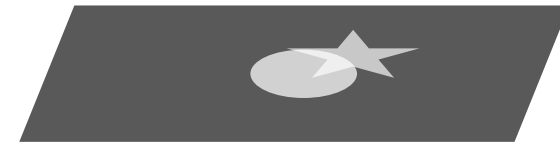
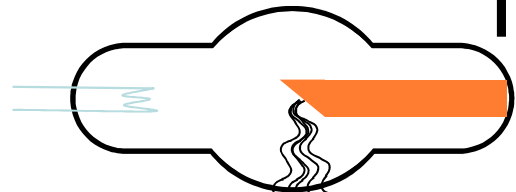


Bild2

Tomosynthese



Aufnahme3

Körper

Tisch

Detektor



Bild1



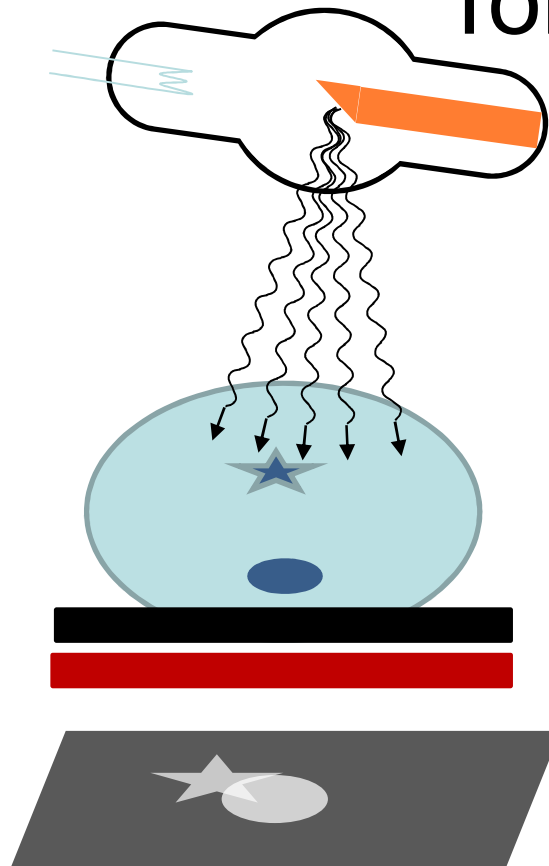
Bild2



Bild3

Bild 3

Tomosynthese



Aufnahme4

Körper

Tisch

Detektor



Bild1



Bild2



Bild3

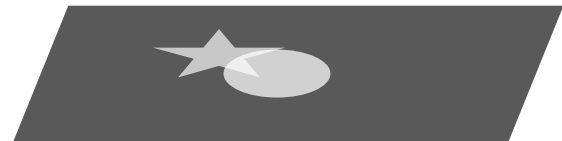
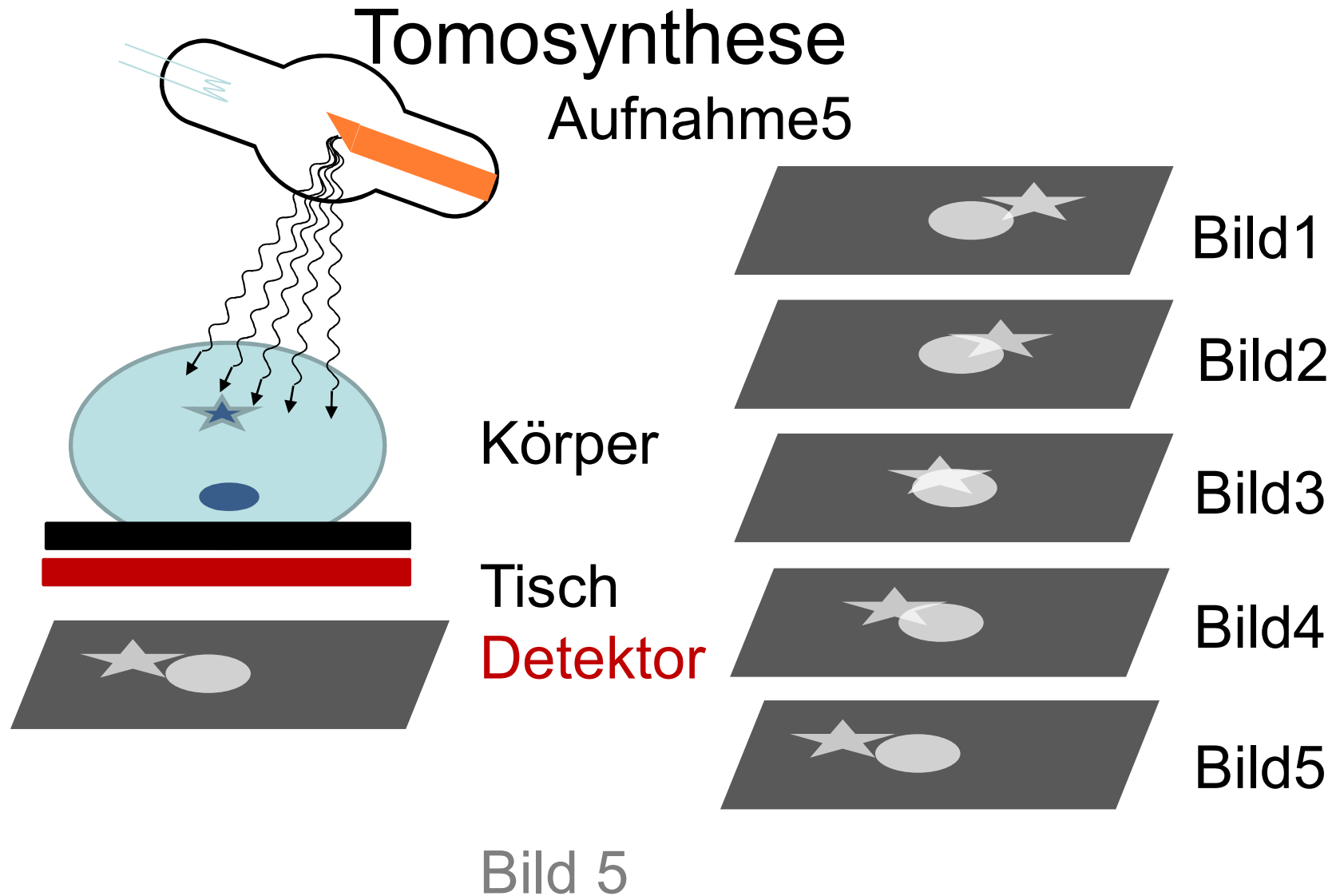


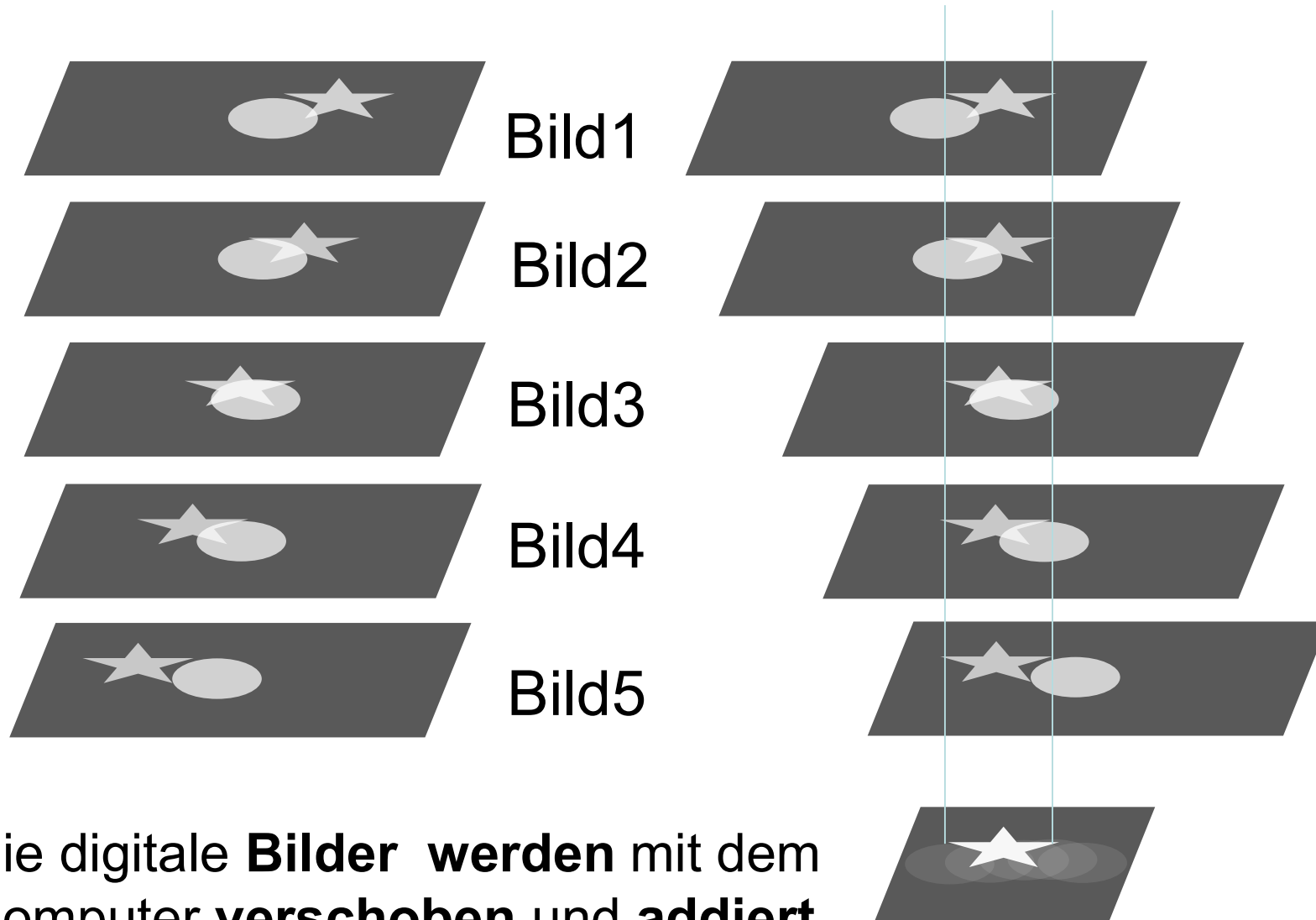
Bild4

Bild 4

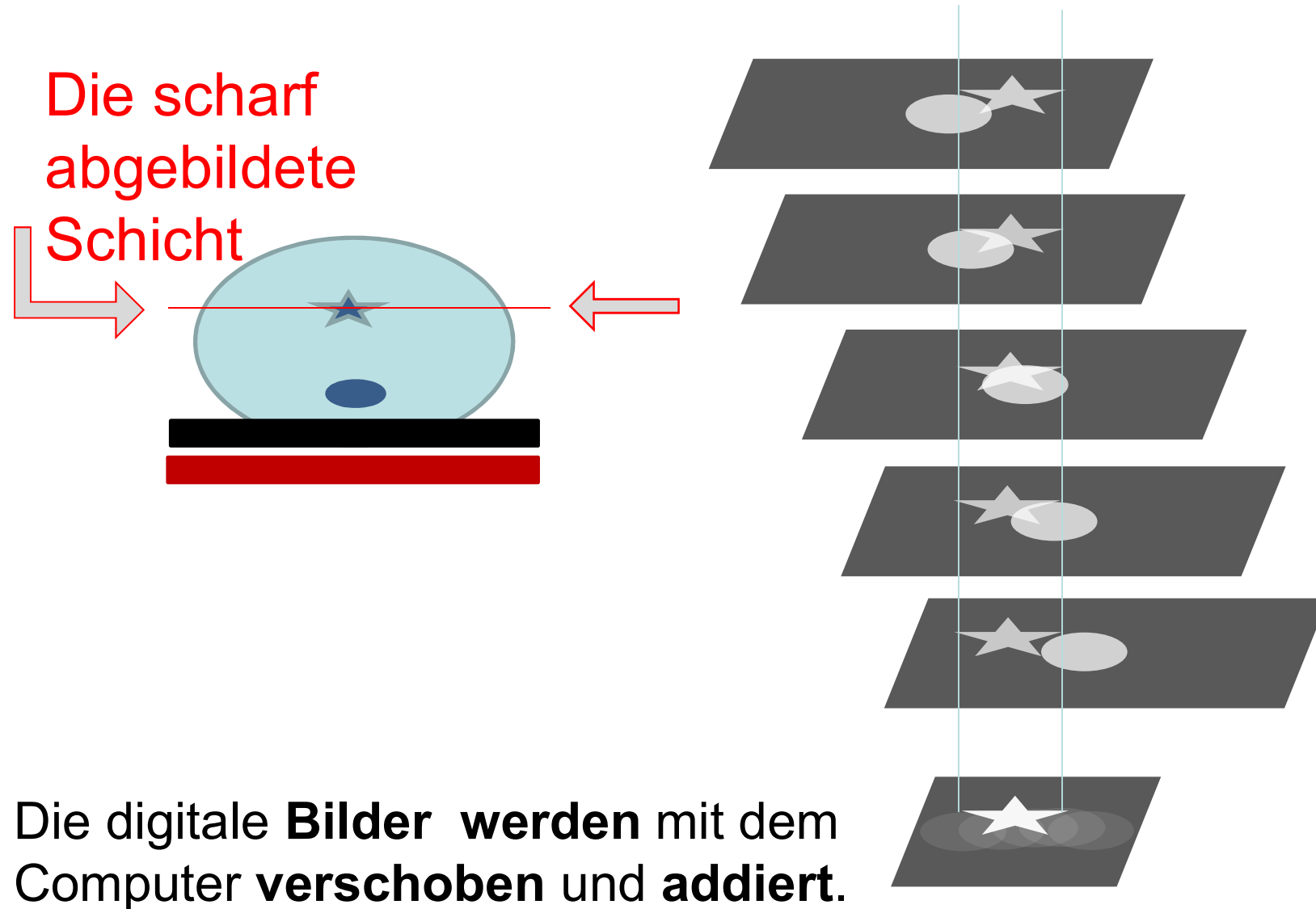


Die Schatten verschieben sich mit unterschiedlicher Geschwindigkeit

Tomosynthese: Berechnung des Schichtbildes

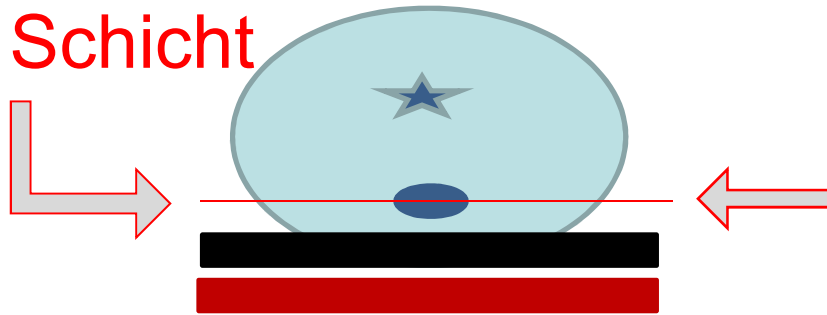


Tomosynthese: Berechnung des Schichtbildes

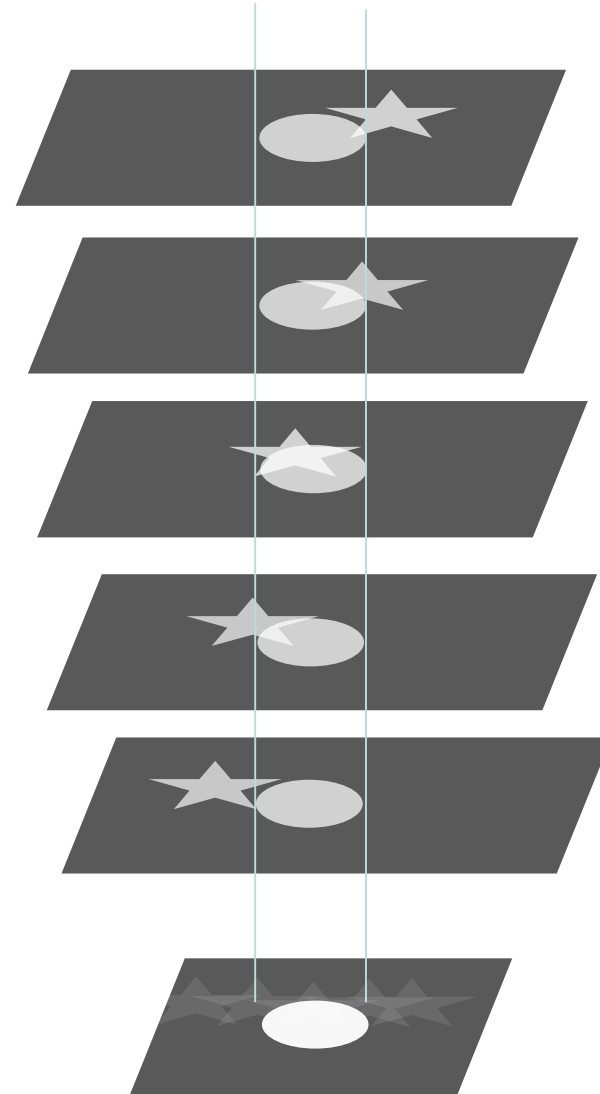


Tomosynthese: Berechnung des Schichtbildes

Die scharf
abgebildete
Schicht



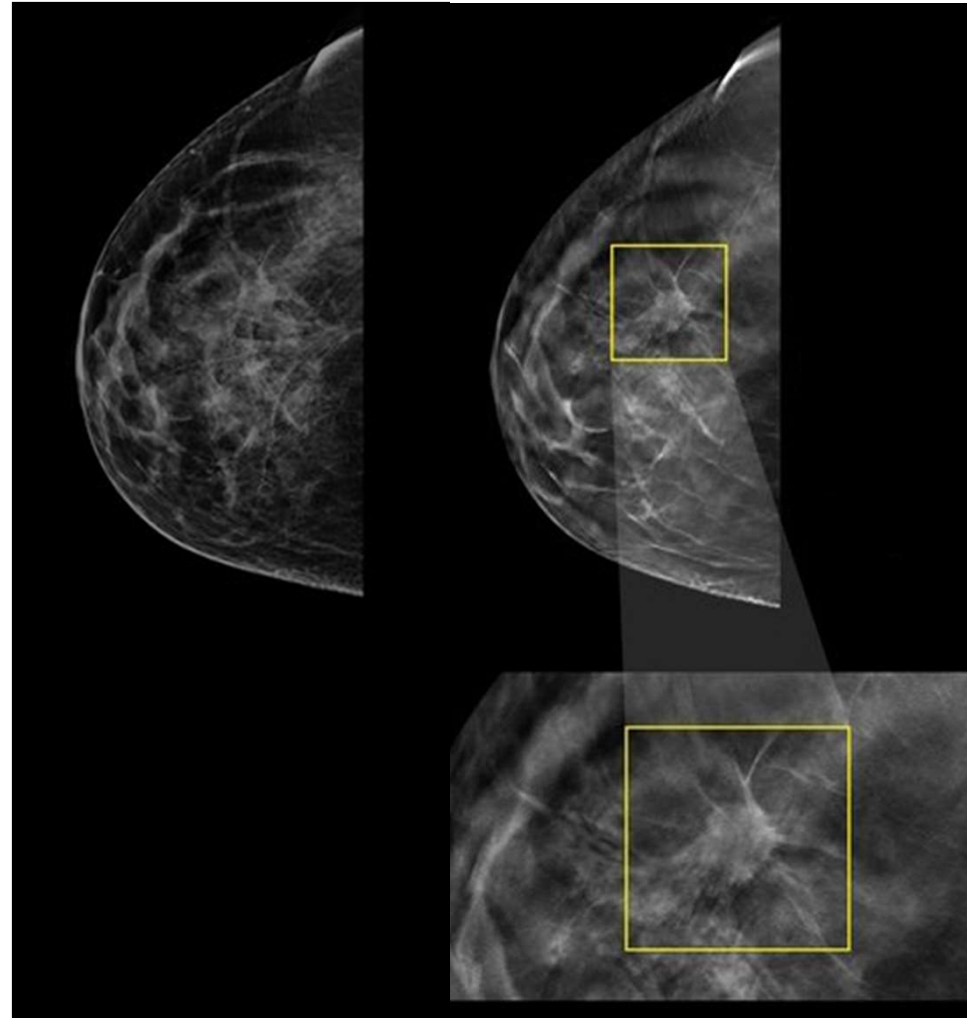
Eine andere Verschiebung
führt zur Abbildung einer
anderen Schicht



Tomosynthese

Summationsbild

Tomosynthese



V. Einige technische Aspekte der Röntgendiagnostik

Minimalisierung
der Strahlendosis

Filter

Kollimator

Optimale
Härte der
Strahlung

Abstand

Erhöhung der
Bildqualität
(Bildschärfe)

Fokus

Streustrahlungsraster

1. Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

weiche Str.

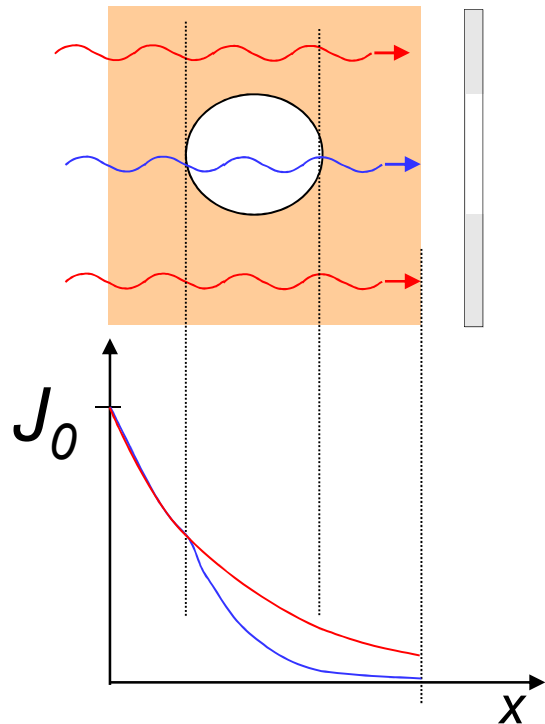
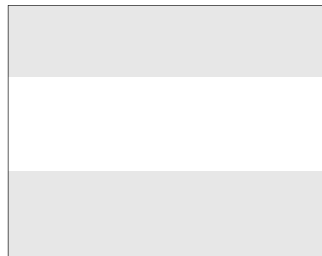


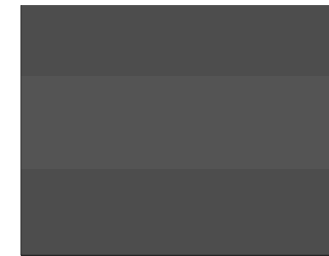
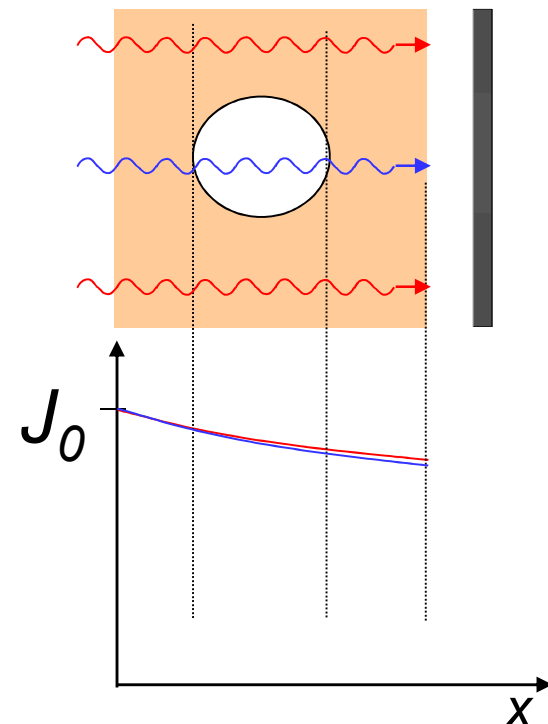
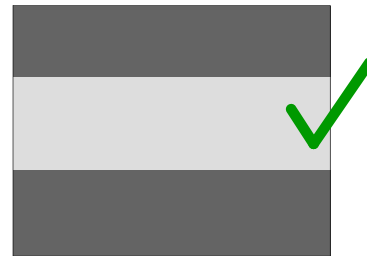
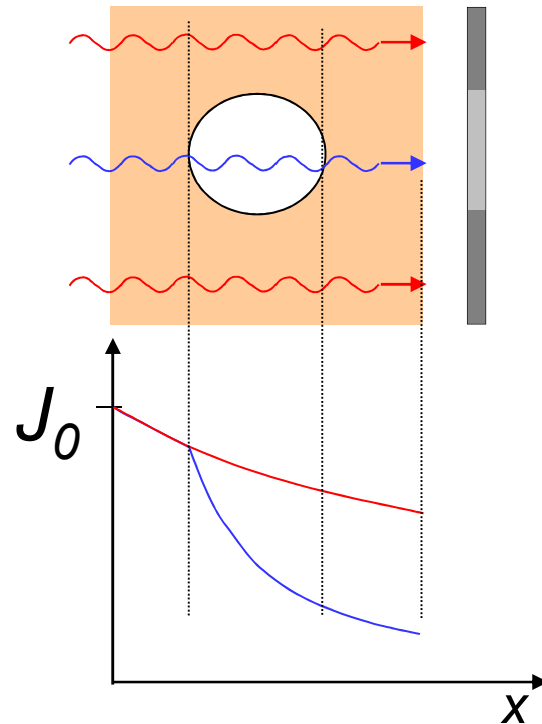
Bild:



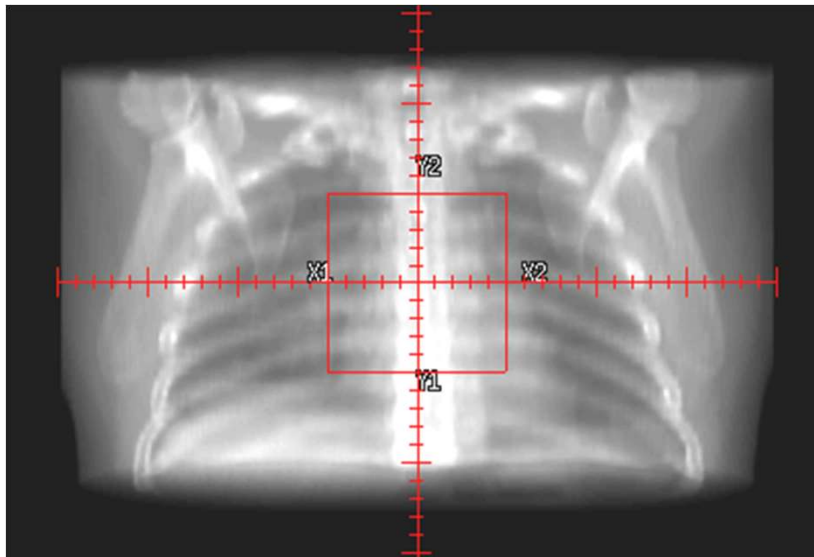
Dosis:



harte Str.

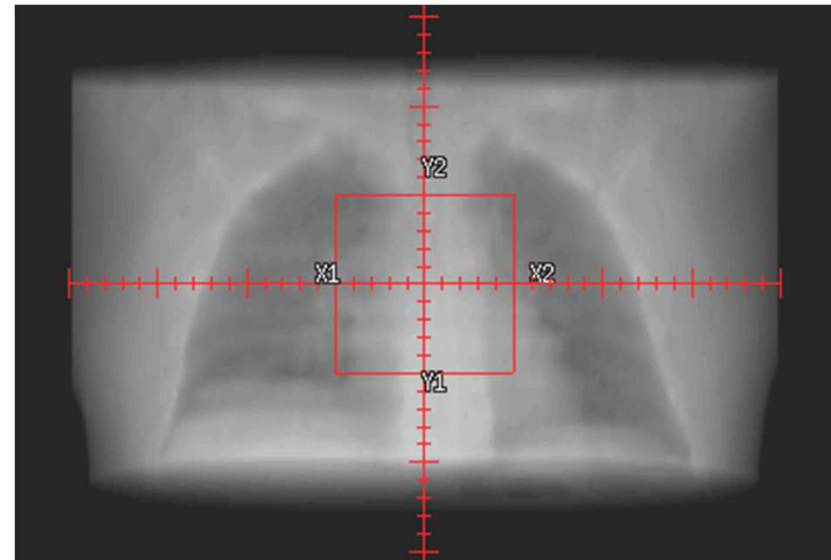


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiel



30 keV

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



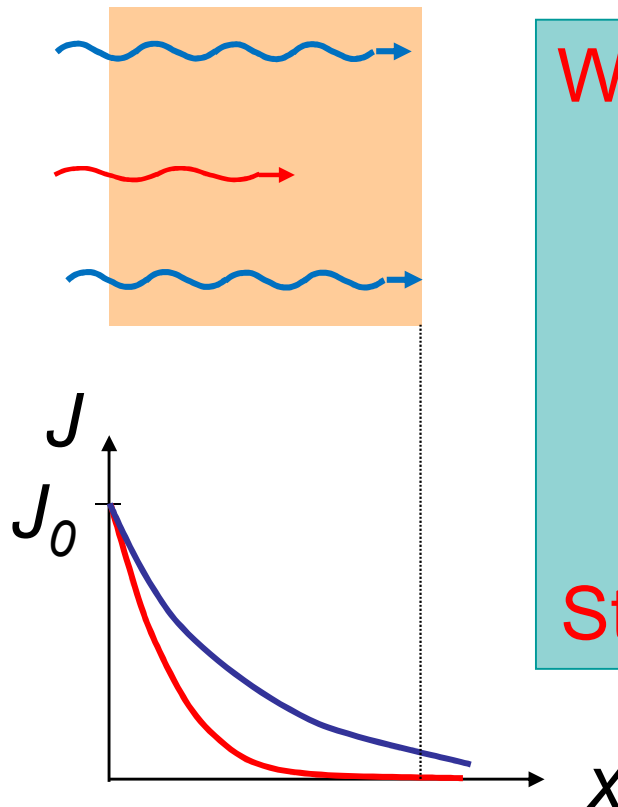
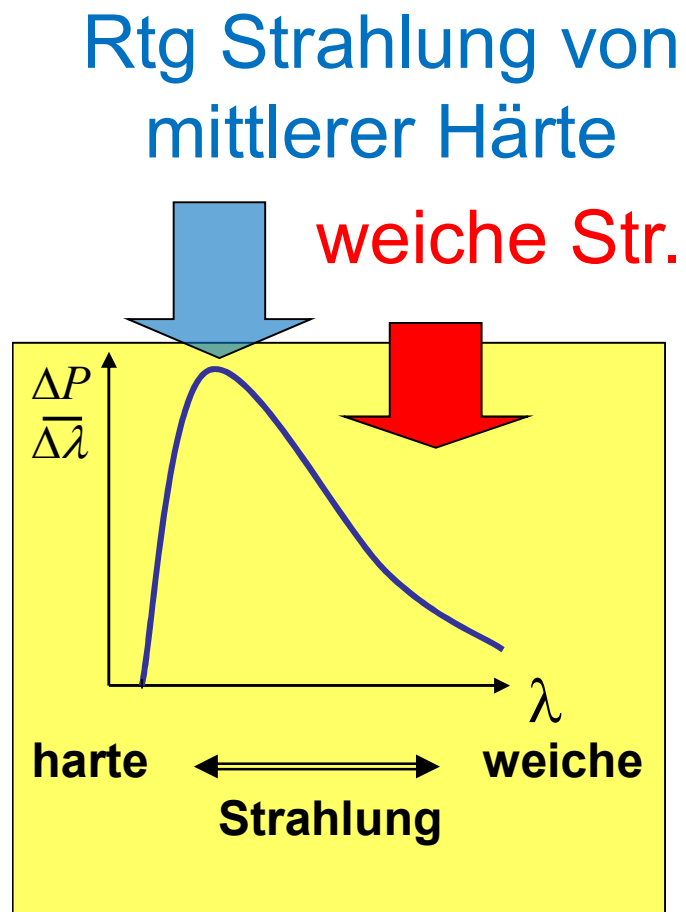
2 MeV

Photoeffekt: 0 %
Compton: 99 %
Paarbildung: 1 %₂₄

2. Anwendung eines Filters

Schwächung der weichen und harten Röntgenstrahlung:

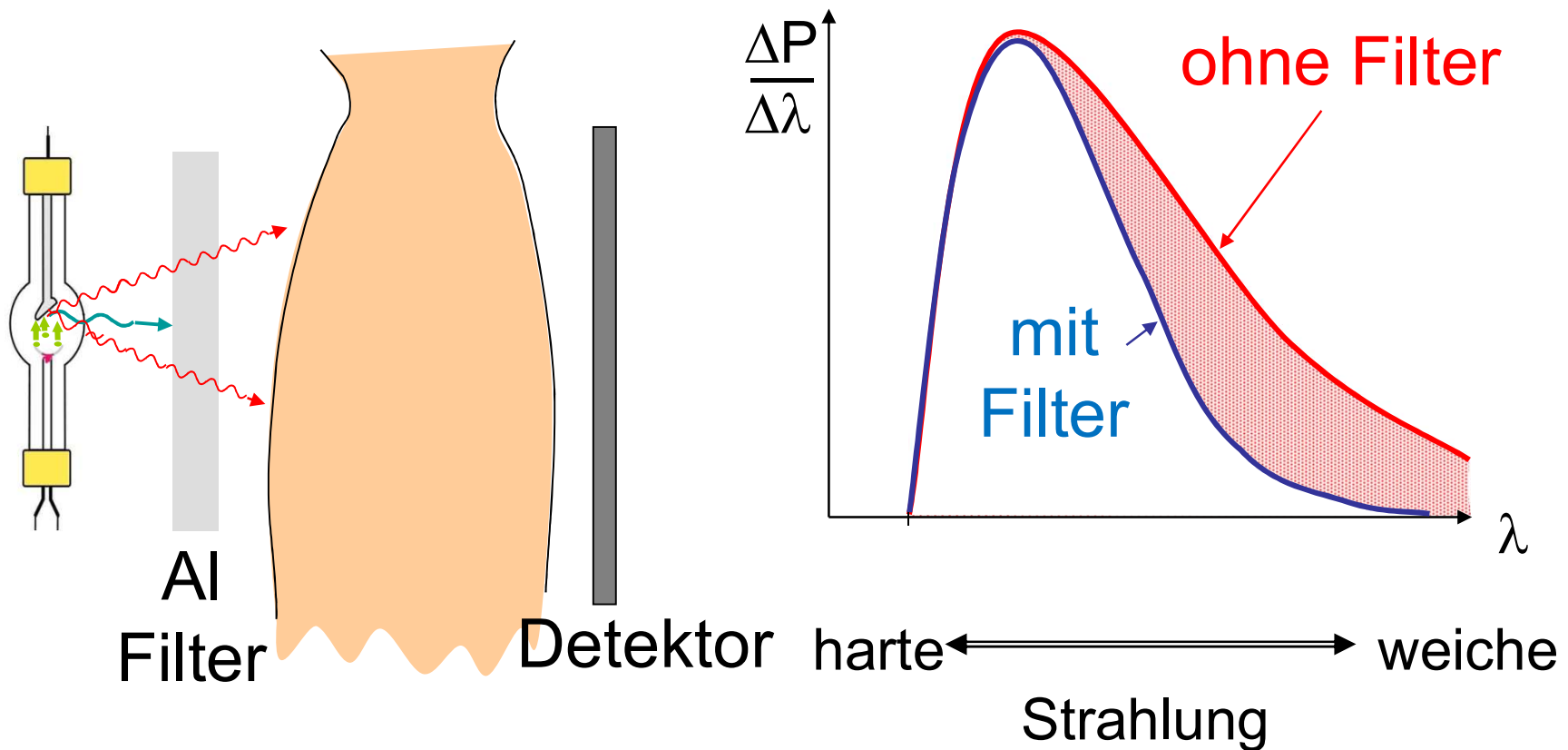
Kontinuierliches Emissionsspektrum \Rightarrow Photonen mit unterschiedlicher E_{Photon} unterschiedlicher μ



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

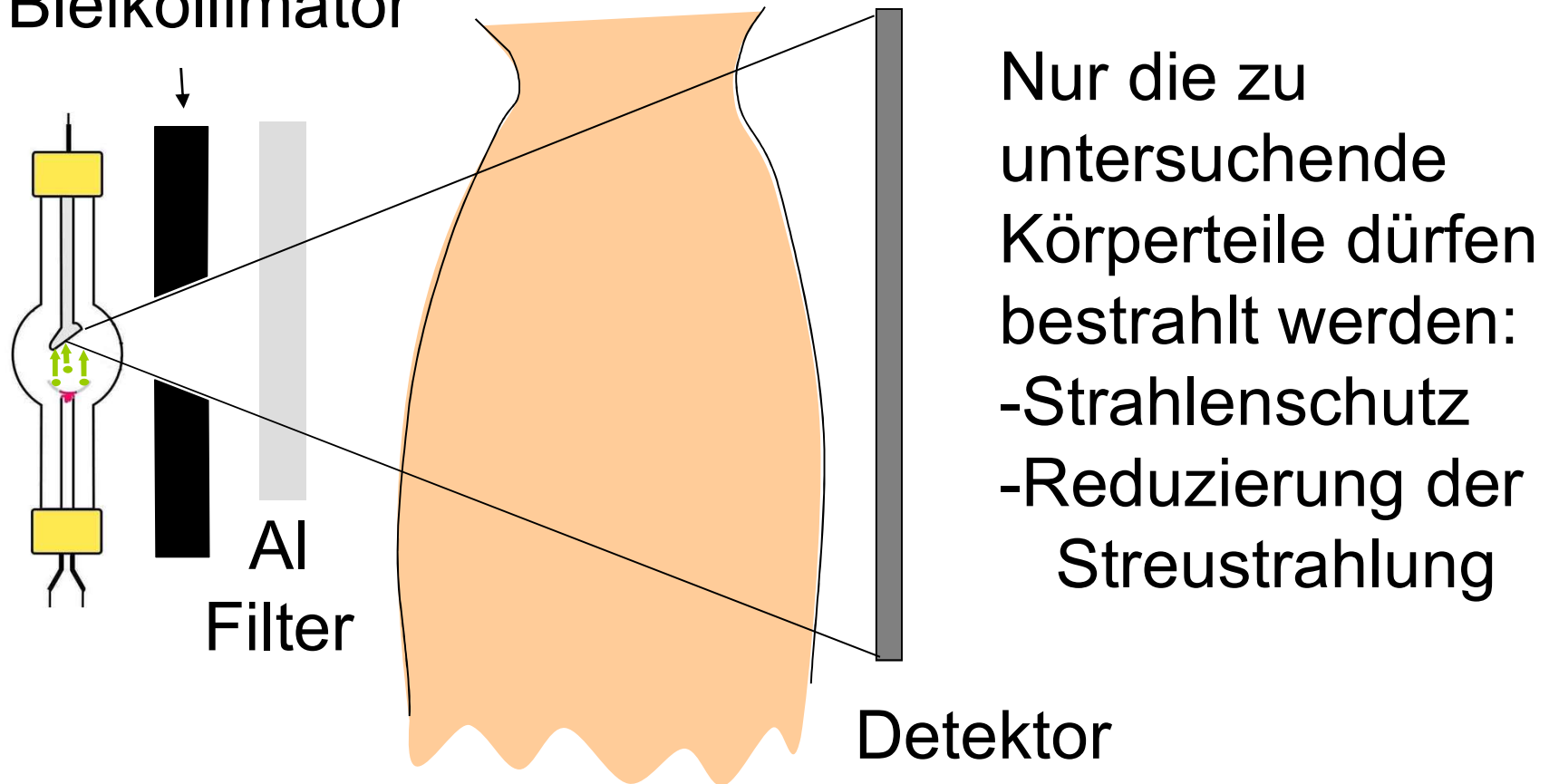
Anwendung eines Filters

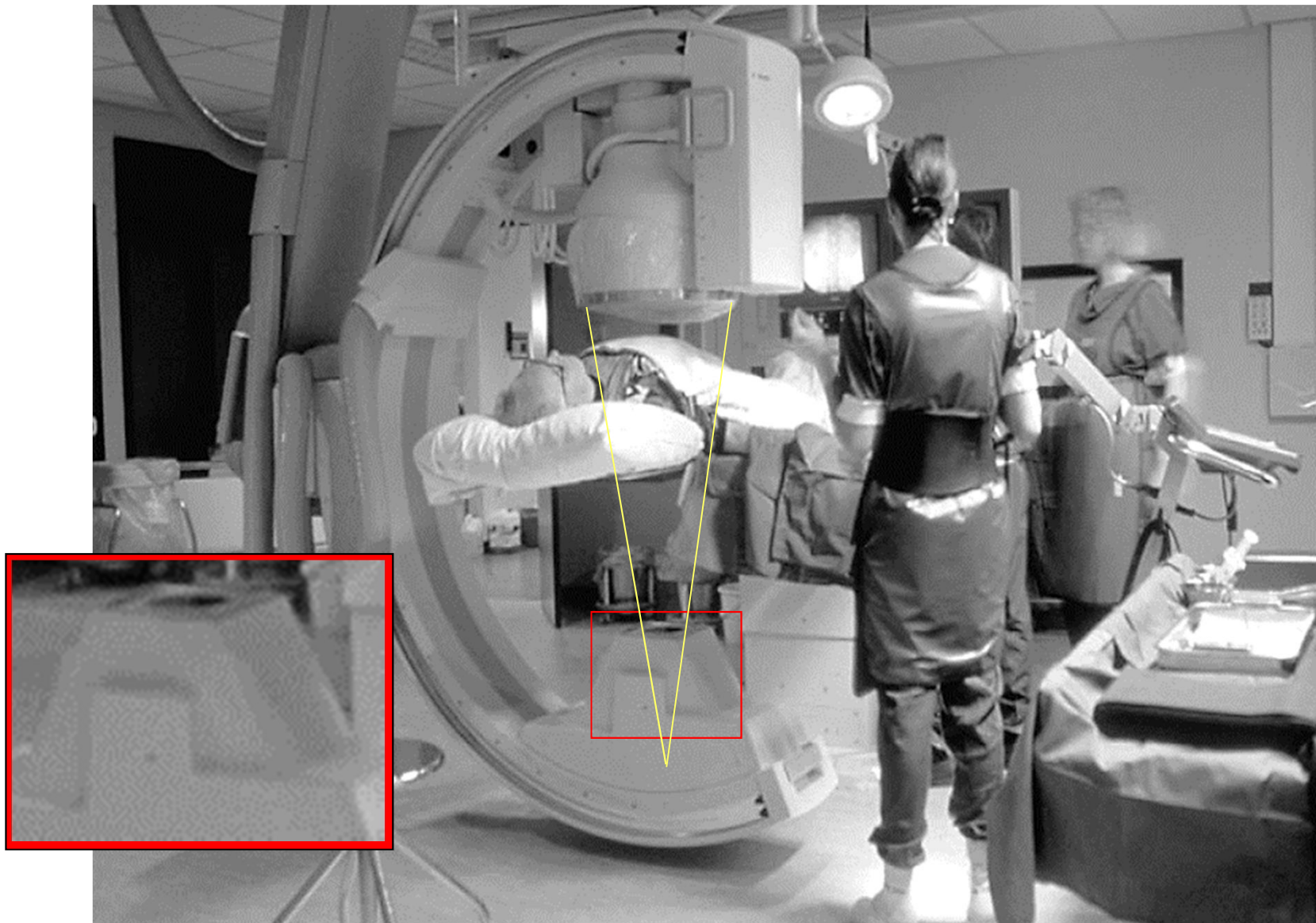
Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



3. Kollimator

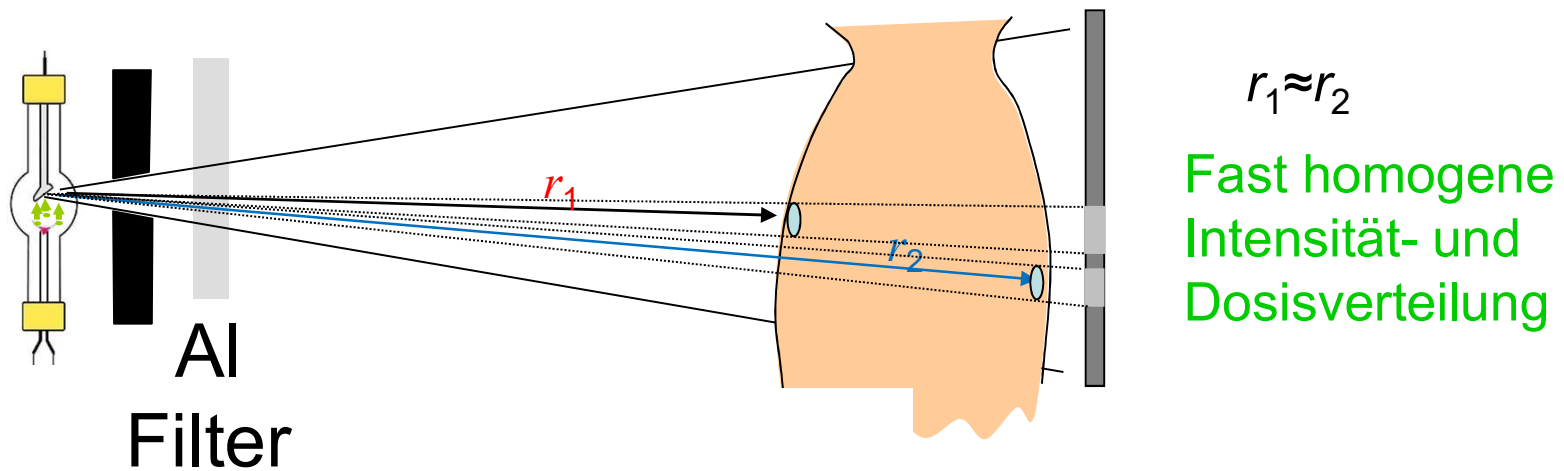
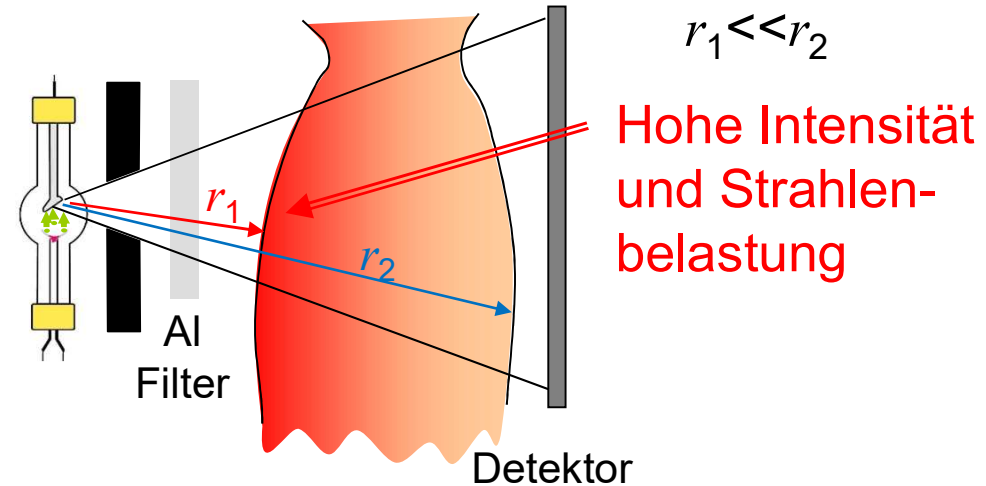
Bleikollimator





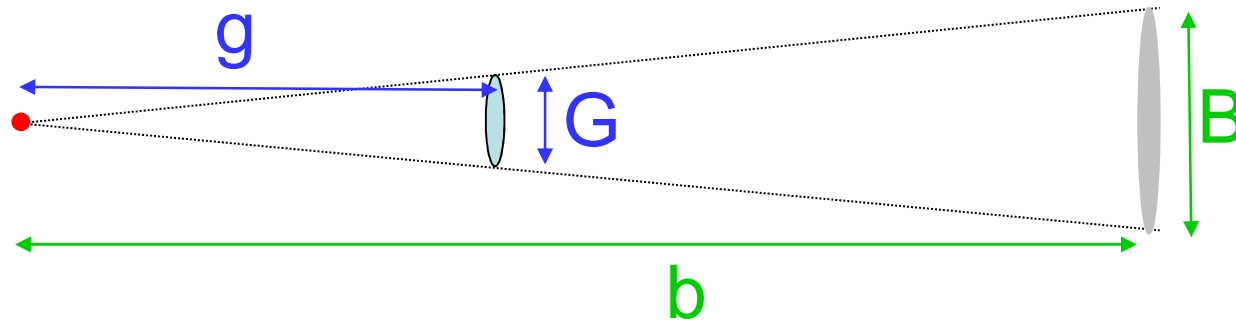
4. Abstand und Strahlenbelastung

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



5. Abstand und Bildqualität

Vergrößerung des Schattenbildes

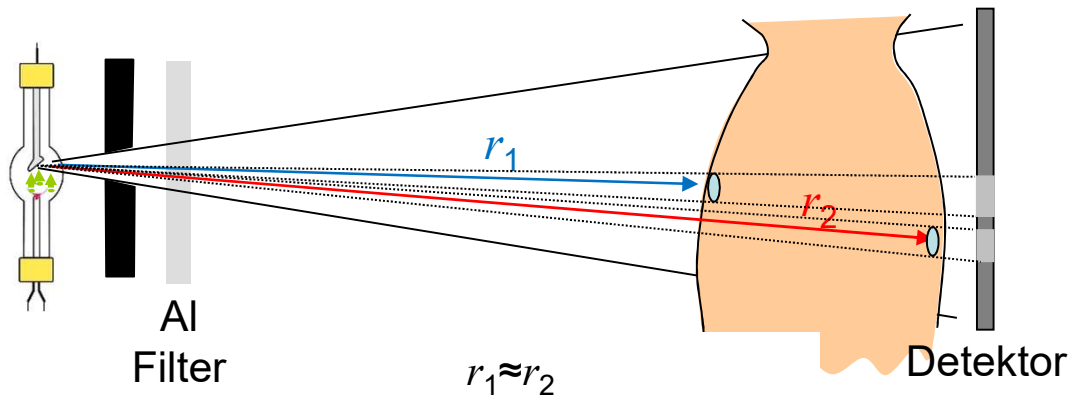
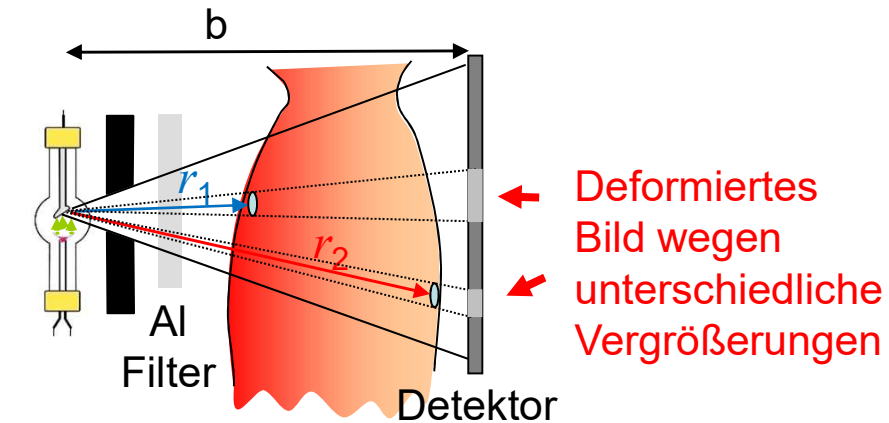


(Punktförmige) Gegenstand
Quelle

Schattenbild

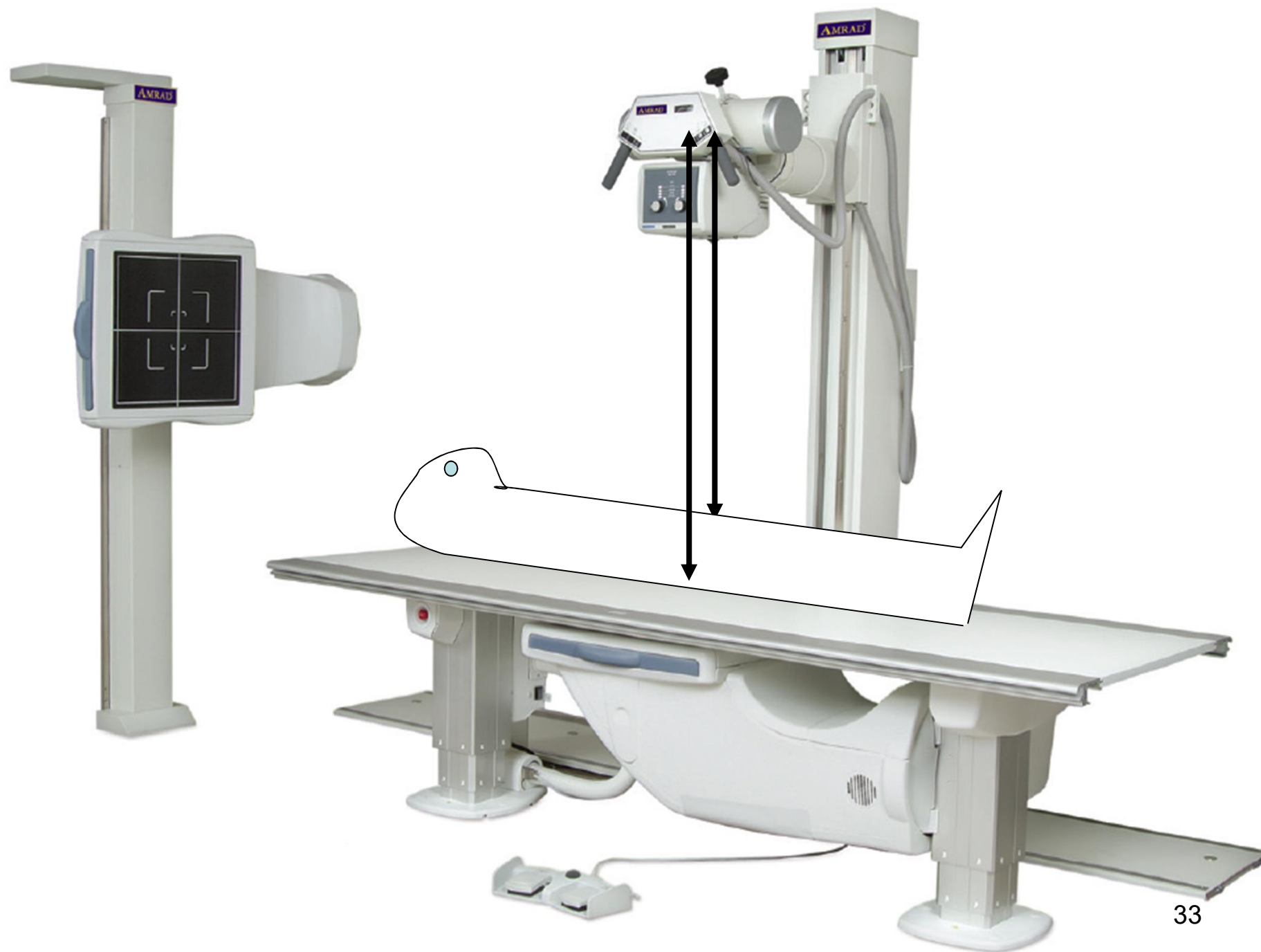
$$\frac{B}{G} = \frac{b}{g}$$

Abstand und Bildqualität



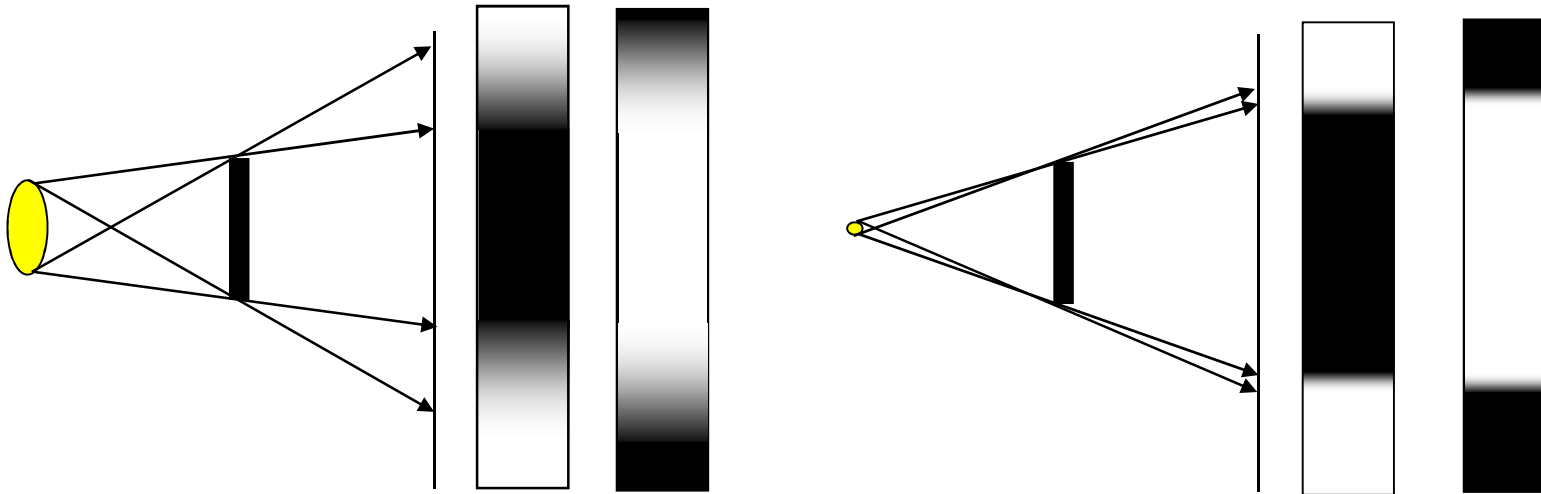
Fast gleiche
Vergrößerungen
K(l)eine
Deformation





6. Fokus der Röntgenröhre

Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

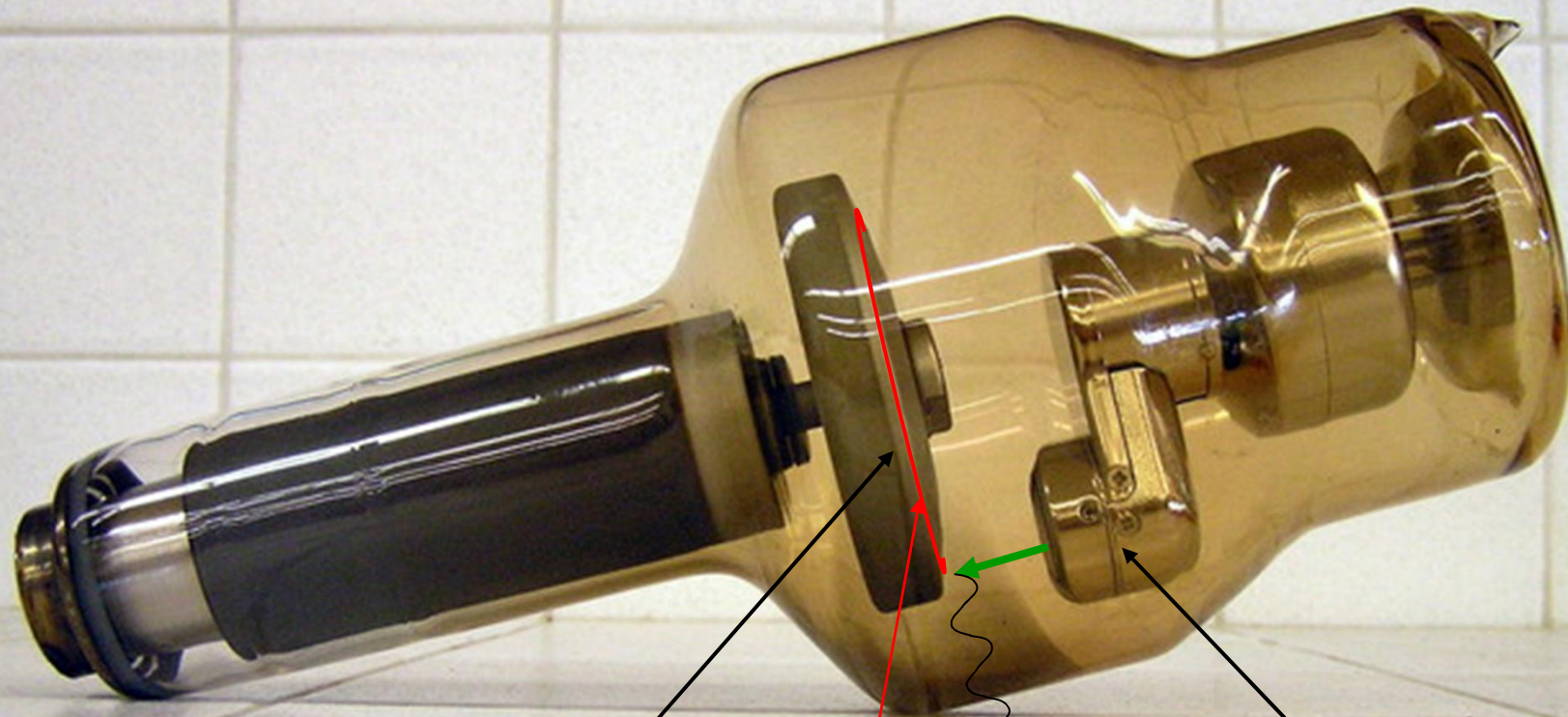


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle
(Fokus)

kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung
der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



Drehanode

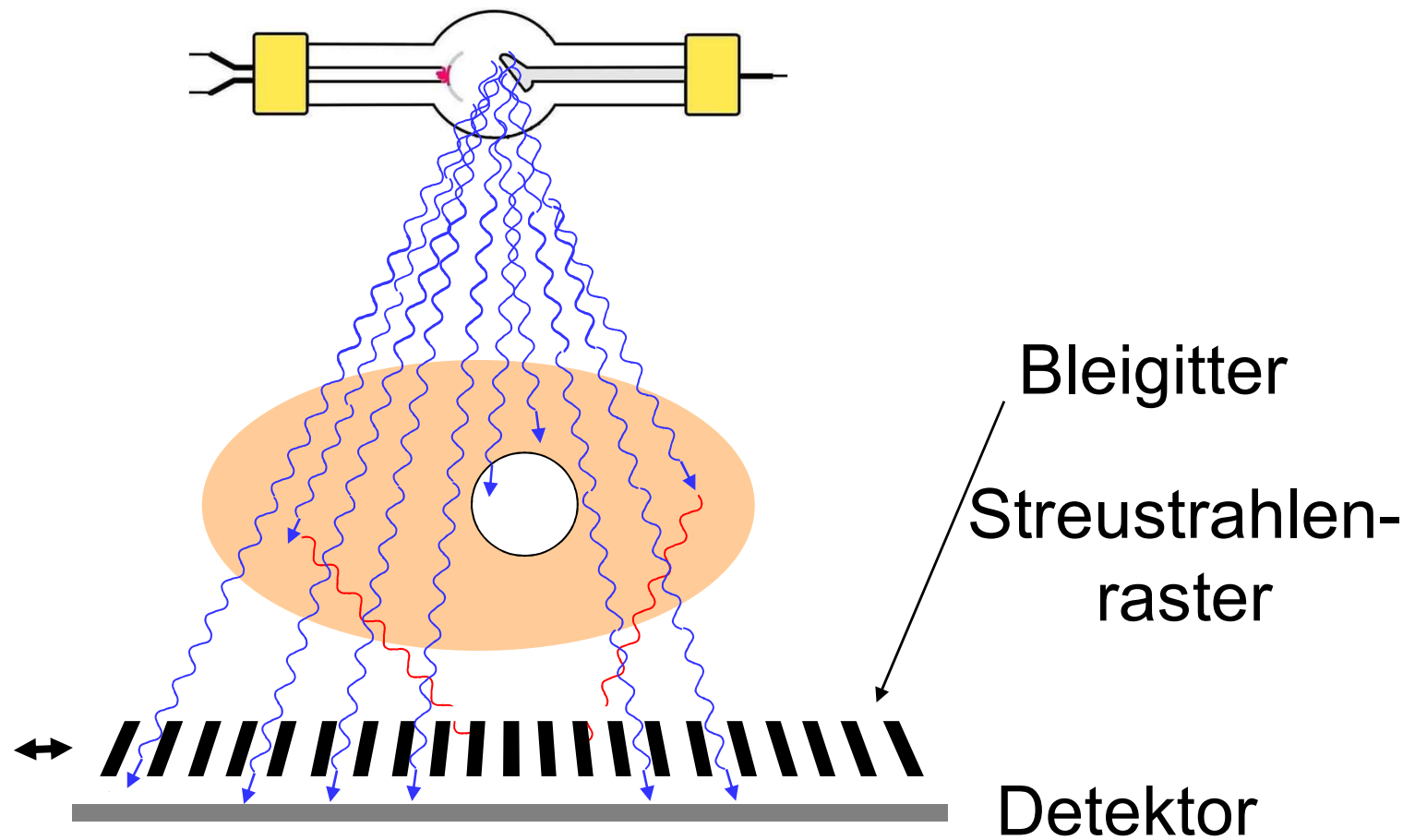
Kathode

Wärme ist verteilt

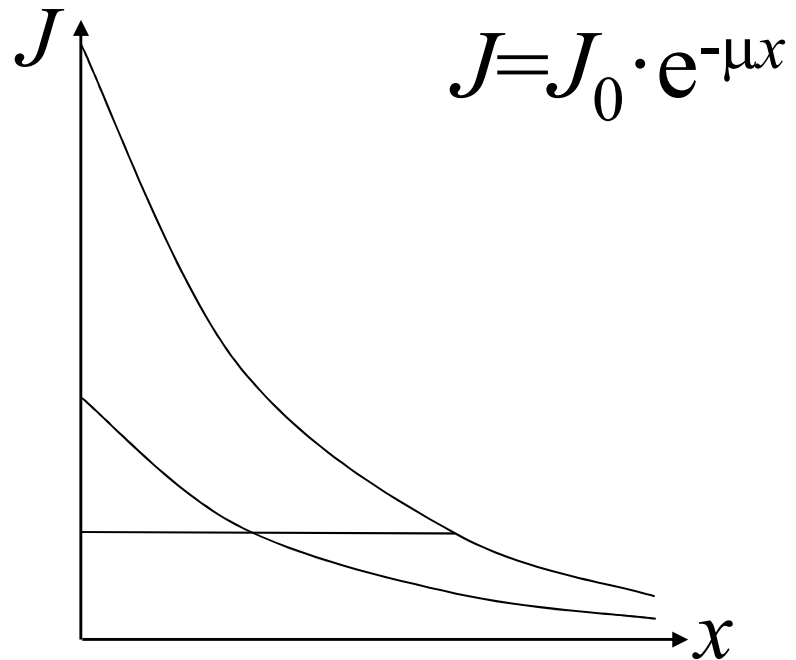
Kühlung!

Rtg-Strahlung

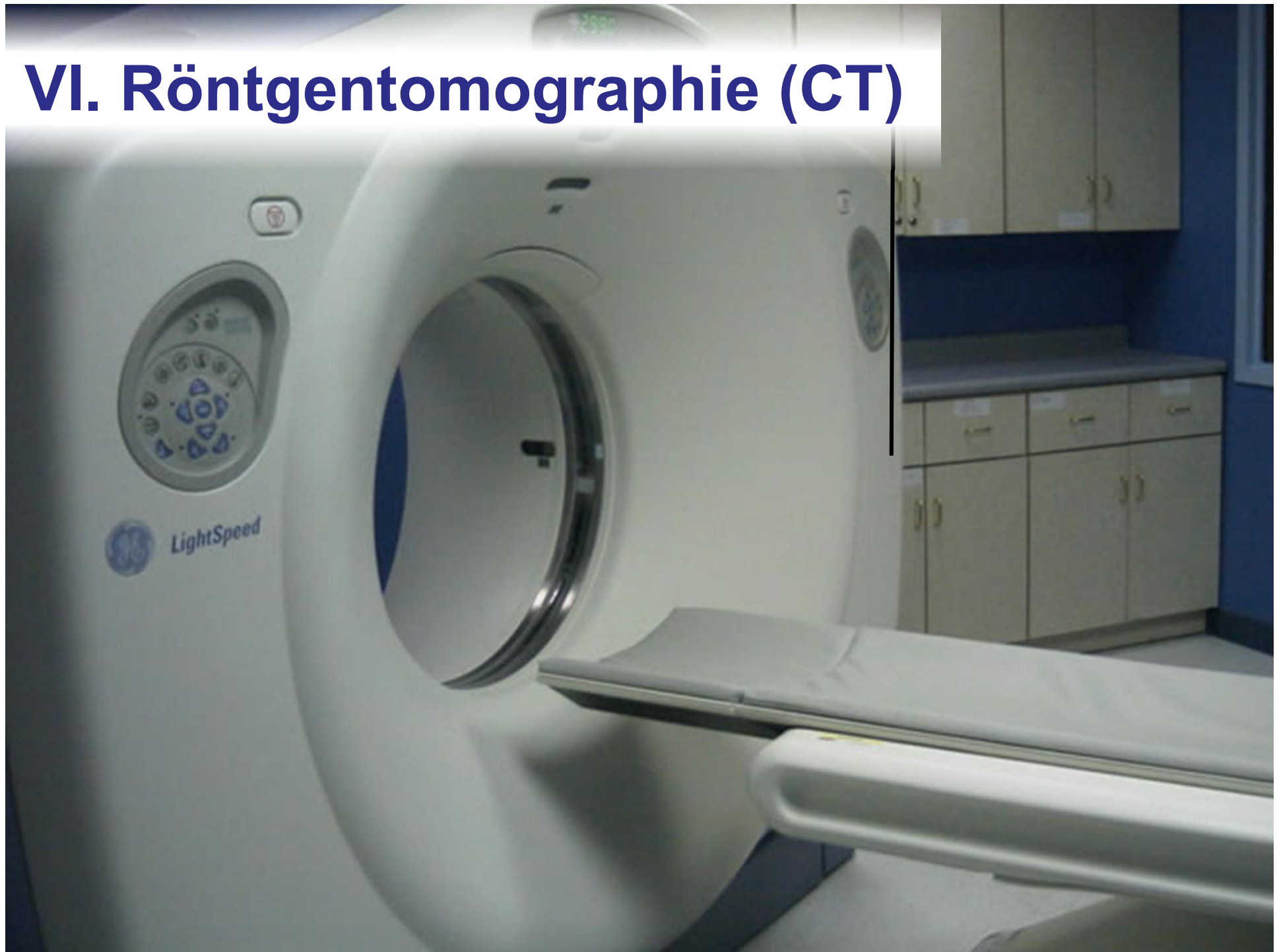
7. Minimalisierung der Streustrahlung



8. Rolle der Schichtdicke



VI. Röntgentomographie (CT)



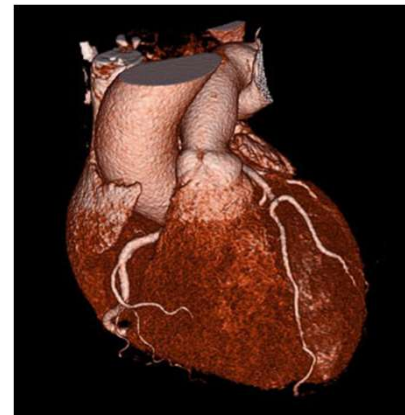
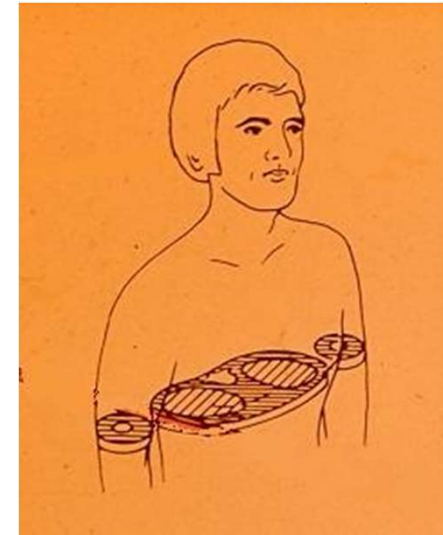
- Computed tomography
(Computer-Tomographie)
tomos=Schicht (griechisch)

Τομος

=> Tomographie = Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende
Schicht wird abgebildet.

- Heute 3D Bild aus
mehreren 2D Bilder:

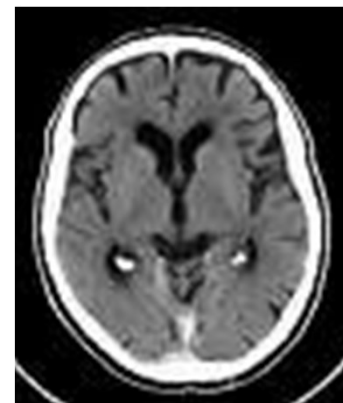
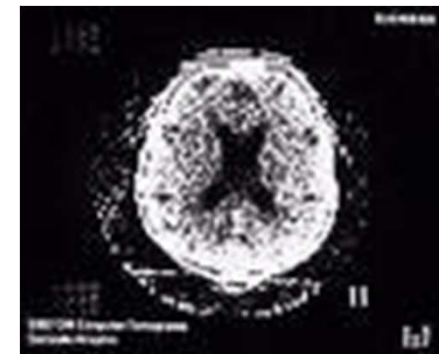


1. Geschichte der Tomographie

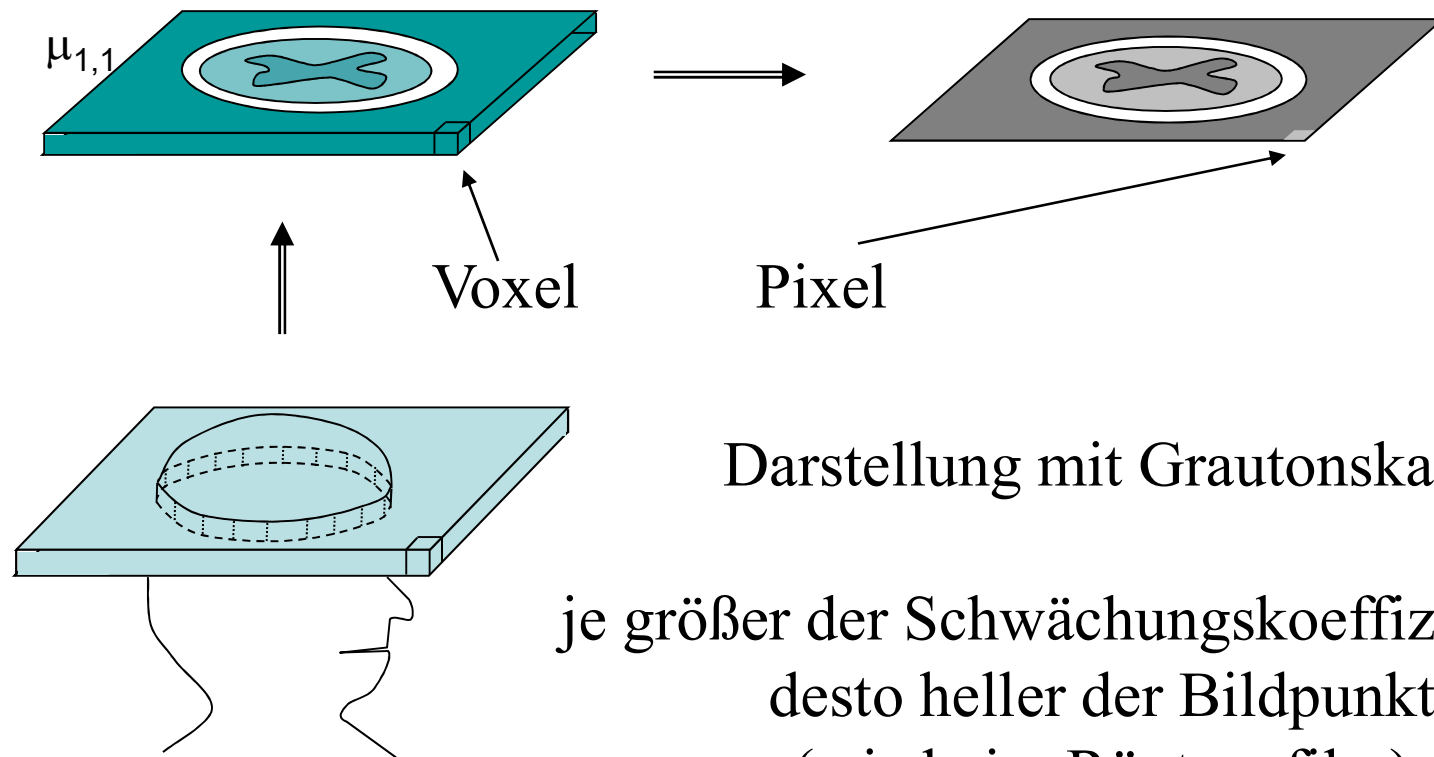
Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack



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



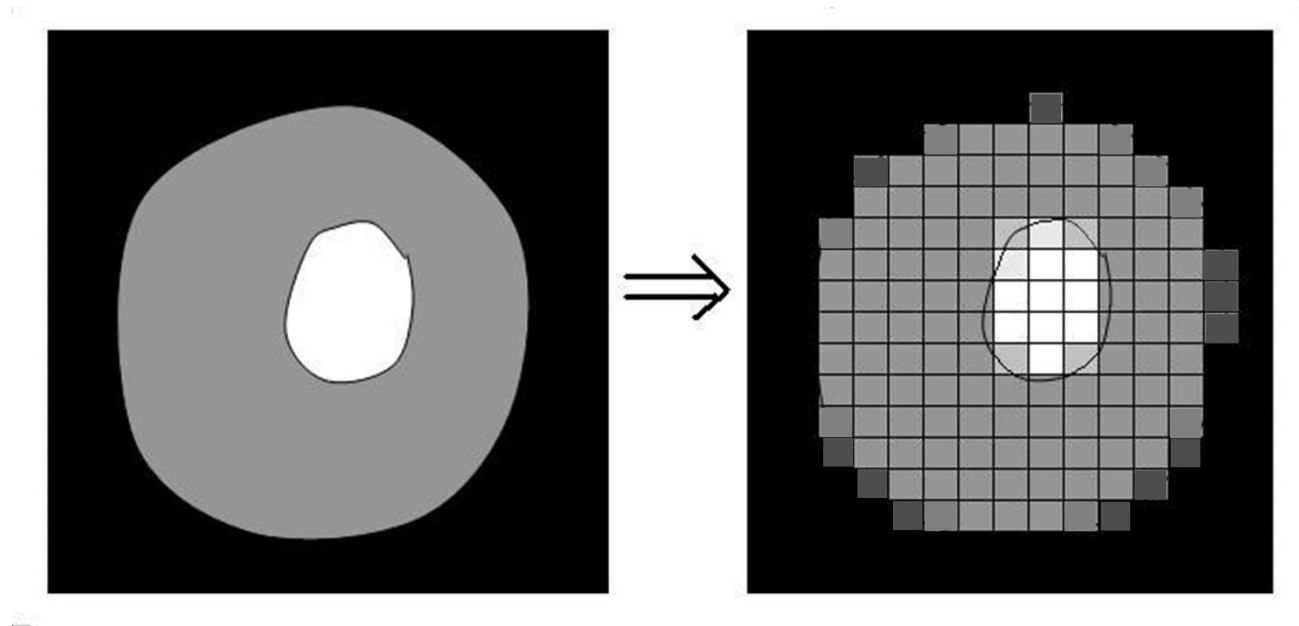
2. Voxel-Pixel



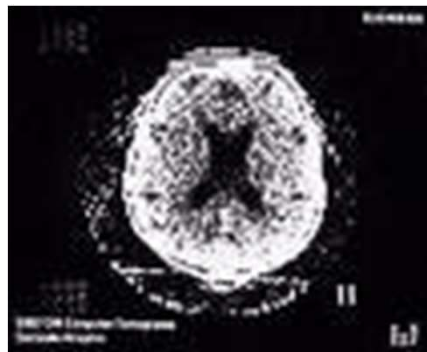
Darstellung mit Grautonskala

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

3. Auflösung

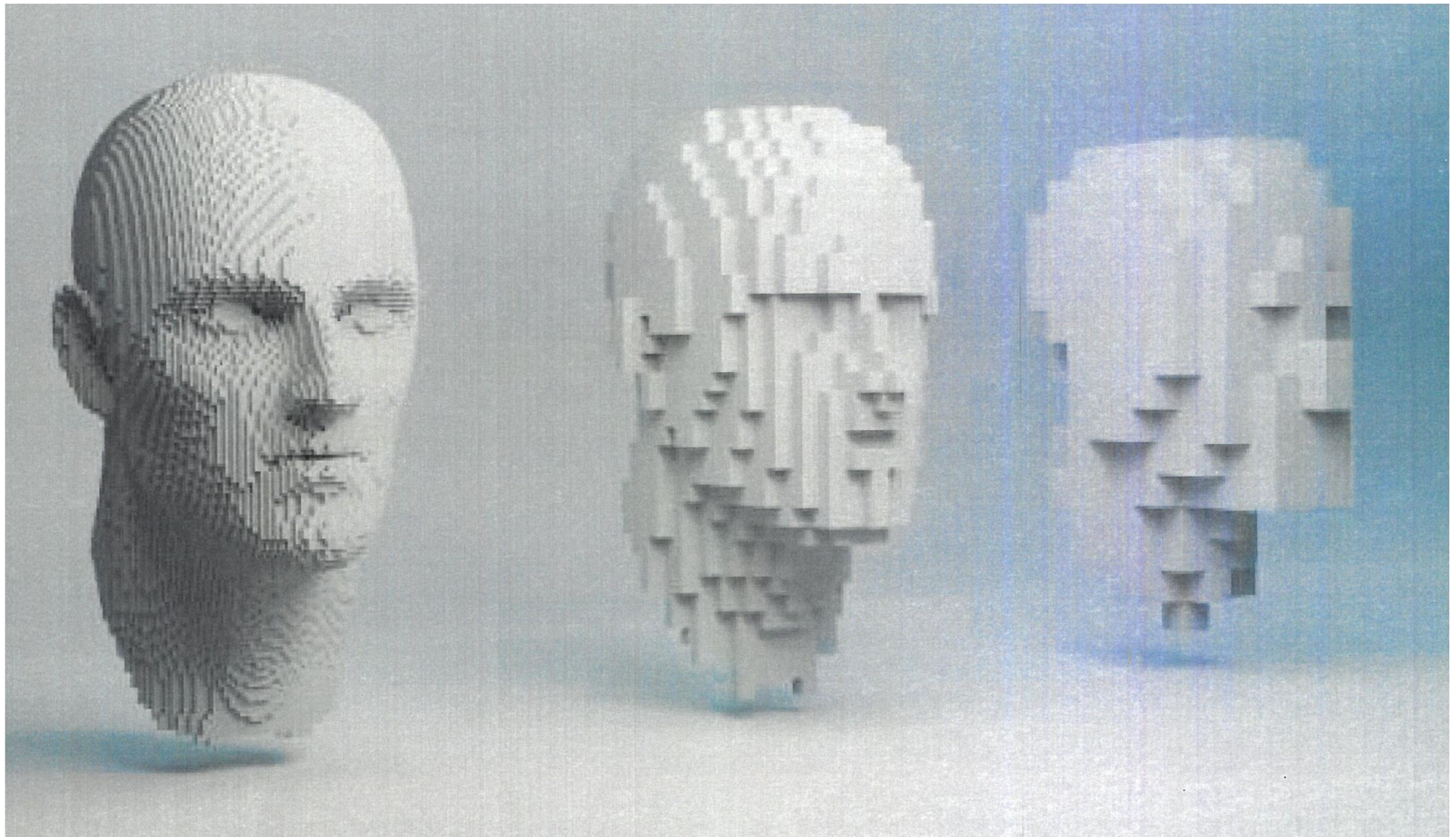


128x128

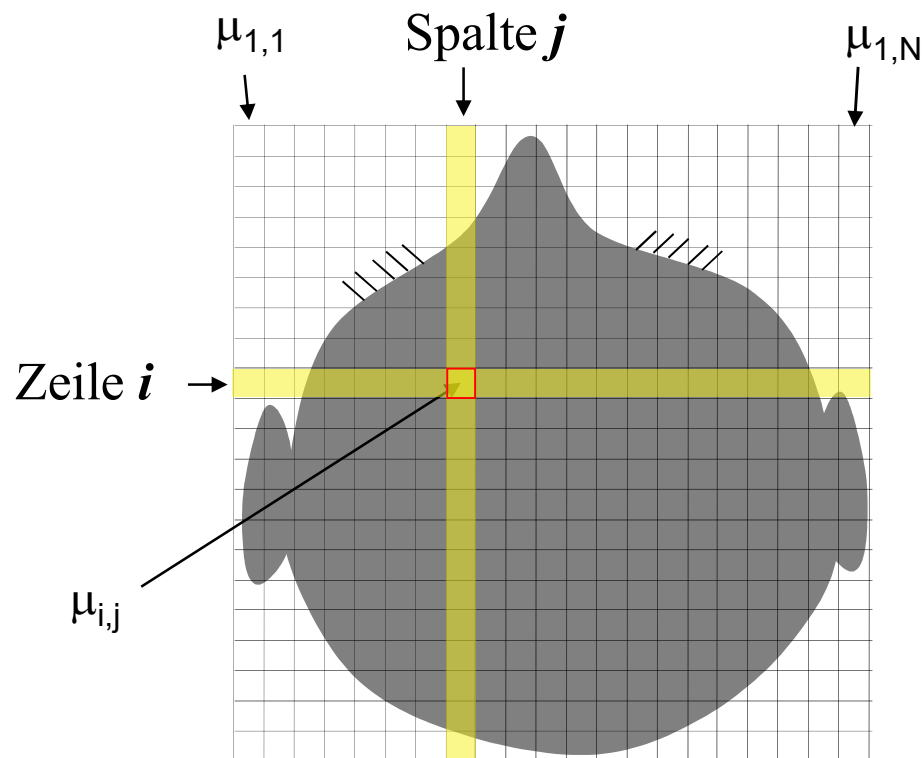


512x512





4. Grundprinzip der Computertomographie



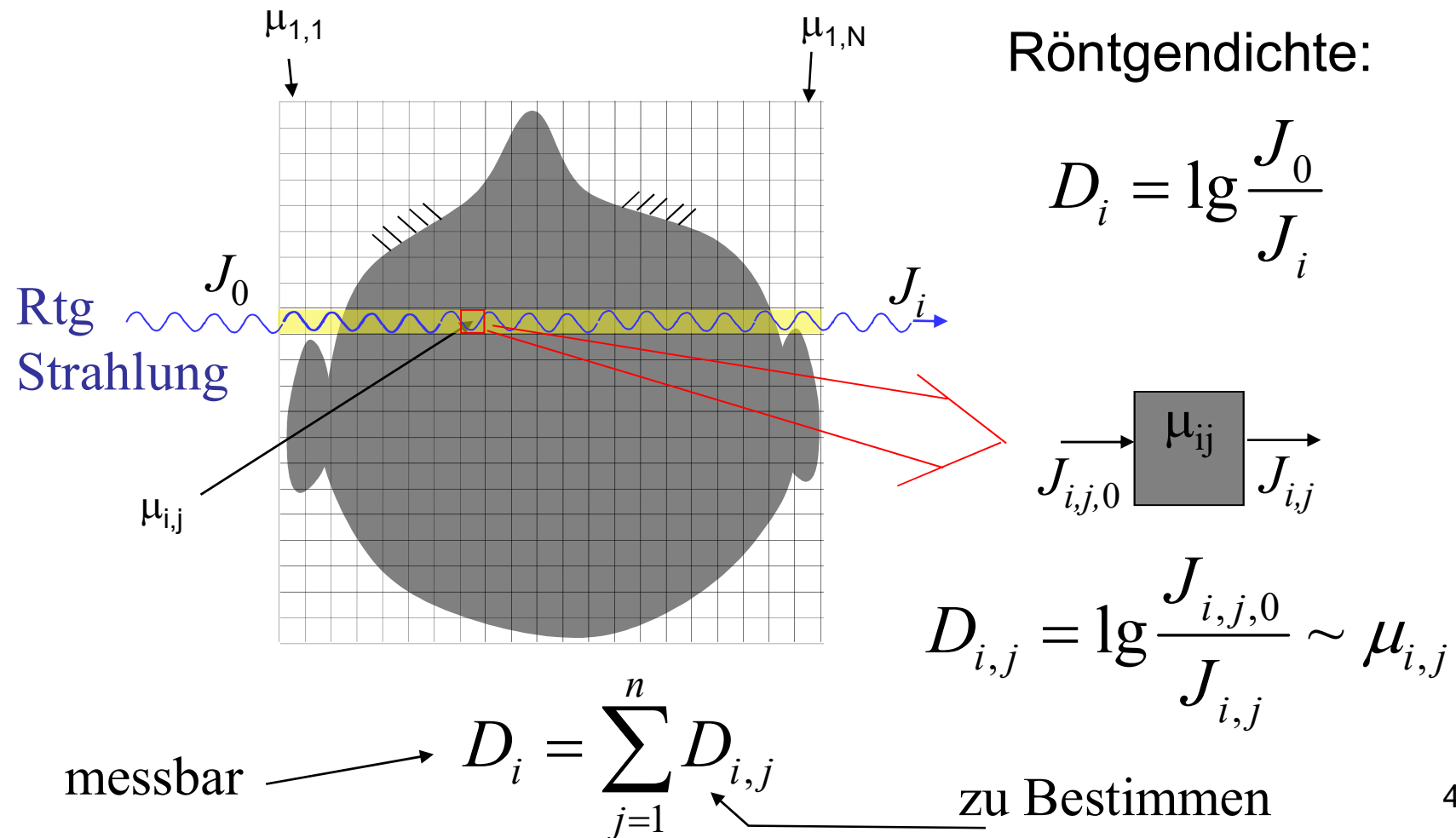
In einem Kästchen ist der Schwächungskoeffizient (μ) als konstant betrachtet.

=> 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)

5. Messung und Bildrekonstruktion



Messung und Bildrekonstruktion

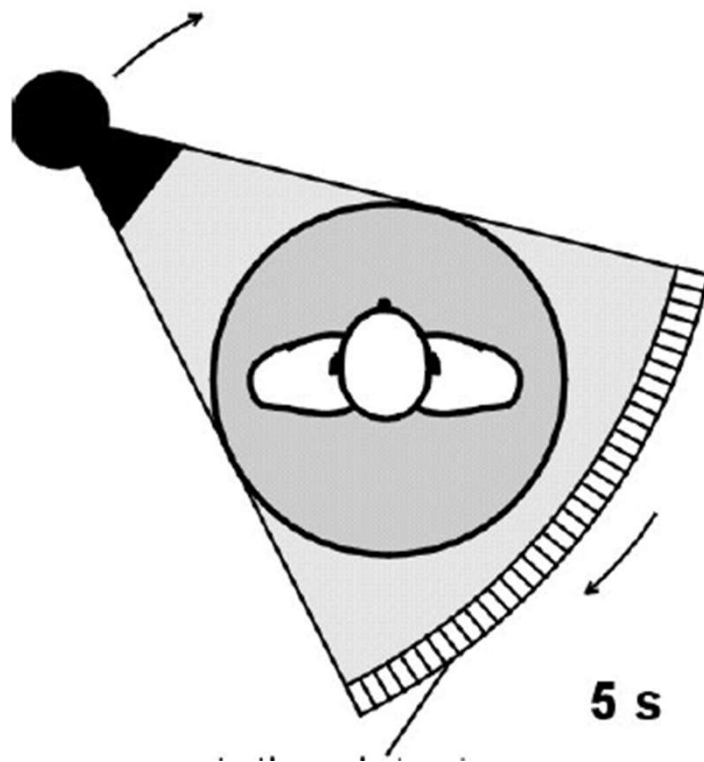
$N \times N$ unbekannte Werte ($D_{i,j}$ oder $\mu_{i,j}$)

In einer Durchleuchtung: N Messwerte

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

\Rightarrow Aufnahmen aus mehreren Richtungen

a) Messung



Die Röntgenröhre
und der Detektor
umkreisen den
Patient
synchronisiert.



Aufnahmen aus
vielen Richtungen.

b) Bildrekonstruktion

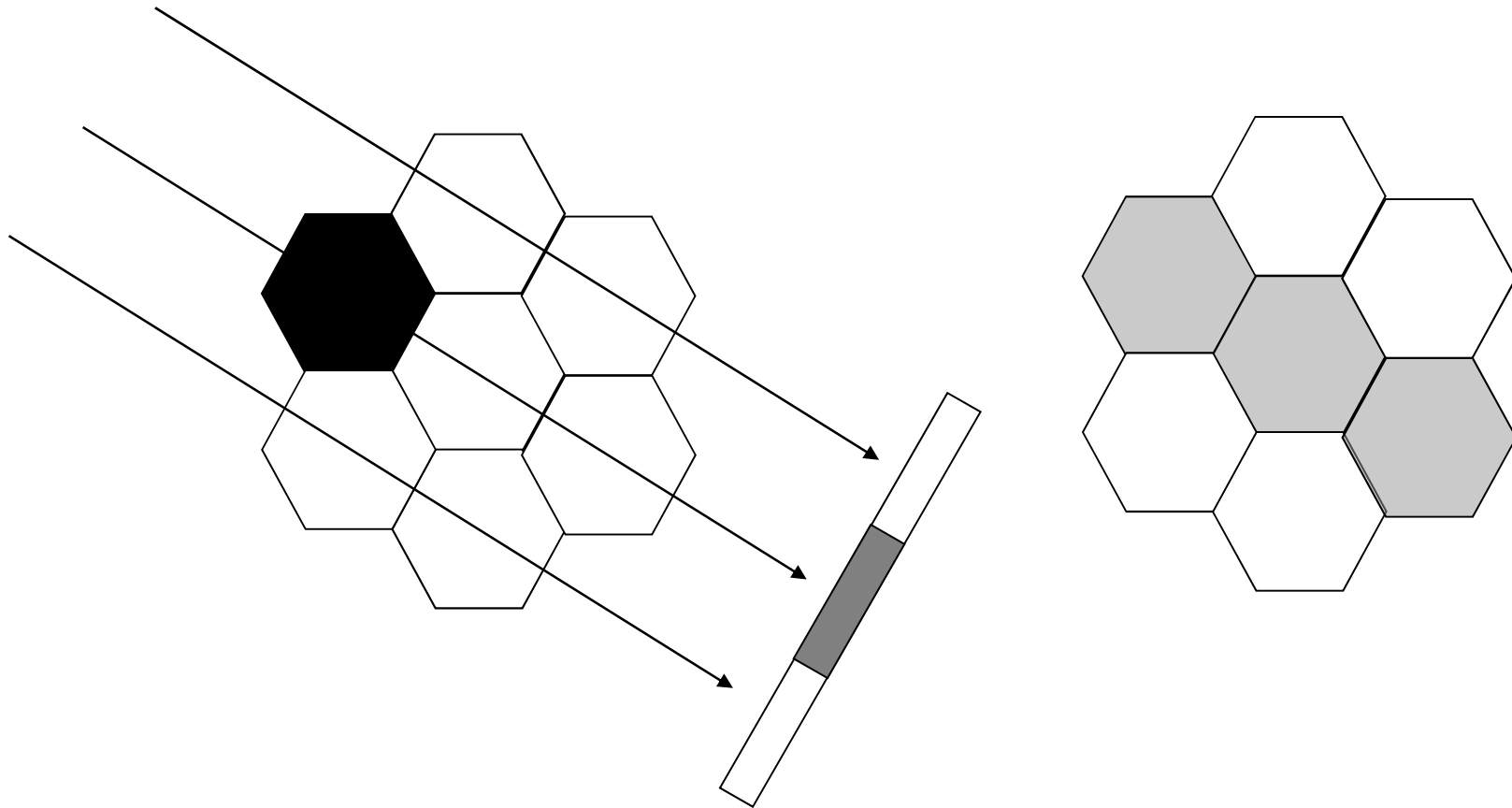
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

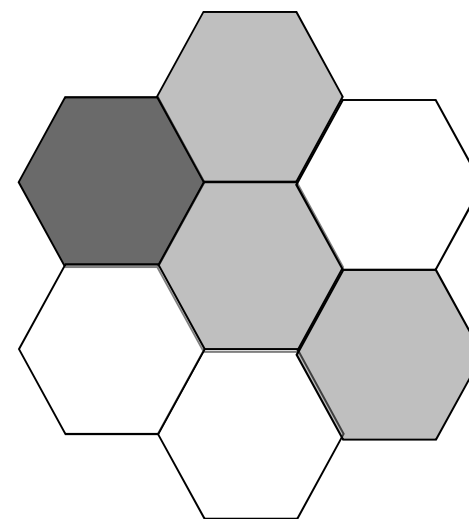
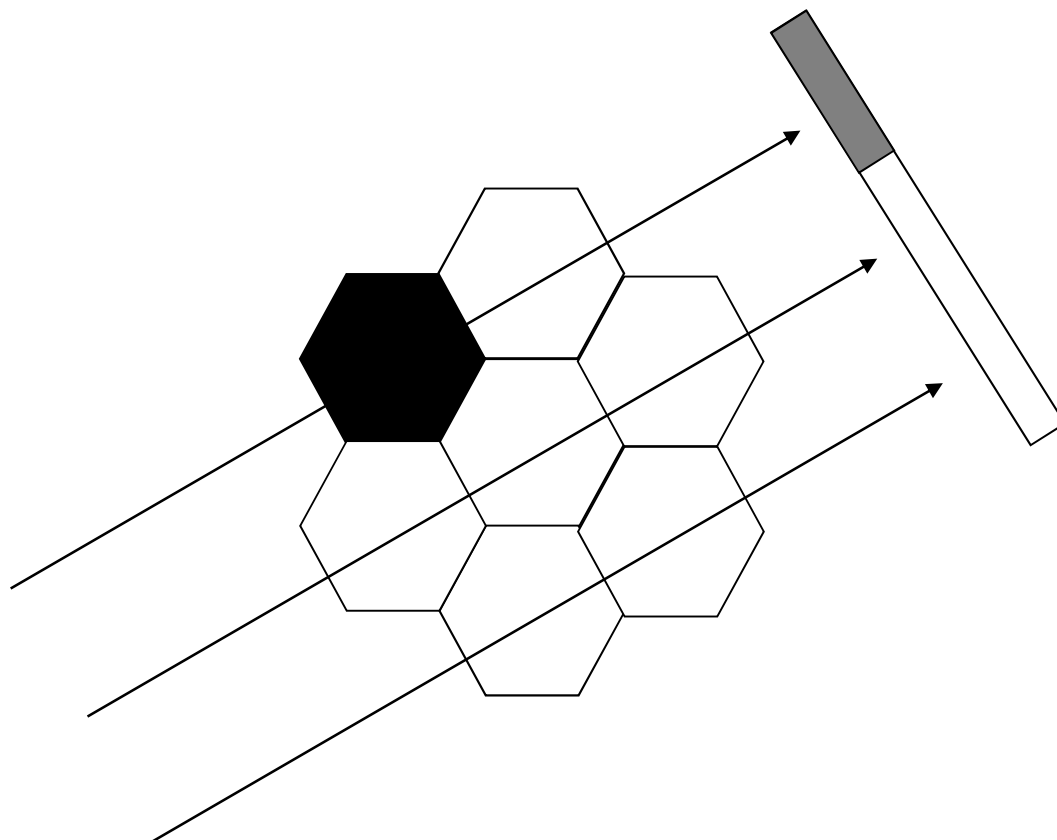
zB: 512x512 Bildpunkte: $\approx 250\,000$ Unbekannte!

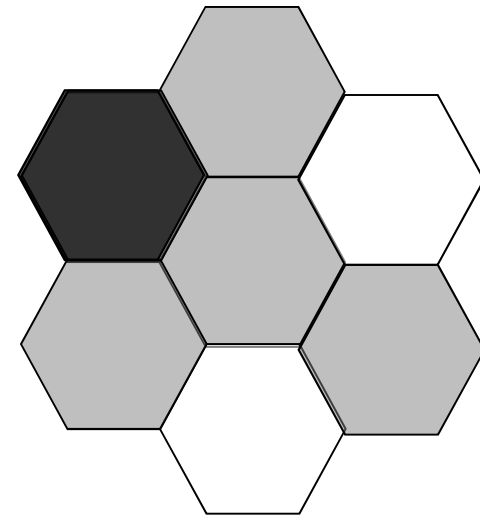
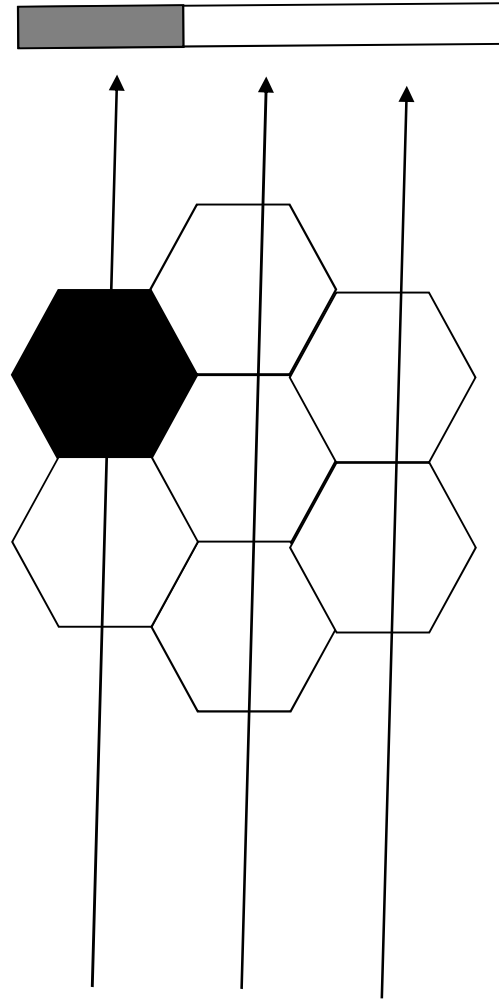
Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

c) Prinzip der Rückprojektion



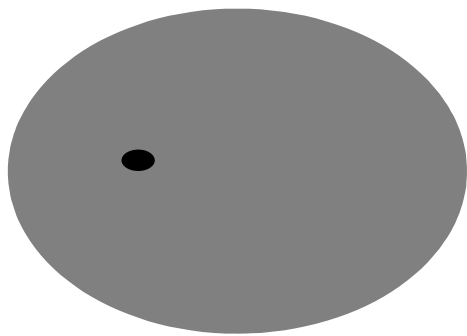




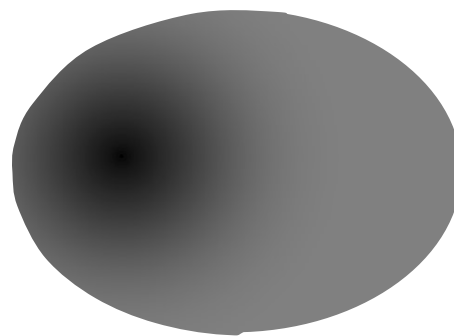
d) Bild der Rückprojektion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



Objekt



Mit Rückprojektion
rekonstruiertes Bild

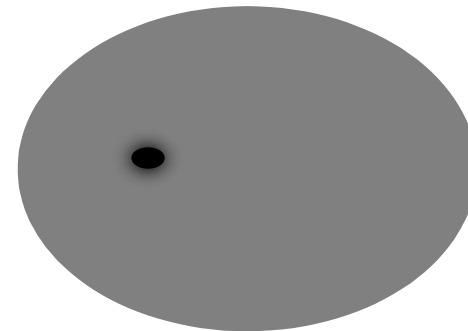


Bild nach
Filtrierung

Filtrierung und Rückprojektion in einem mathematischen Schritt: ***Filtrierte Rückprojektion***

6. Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

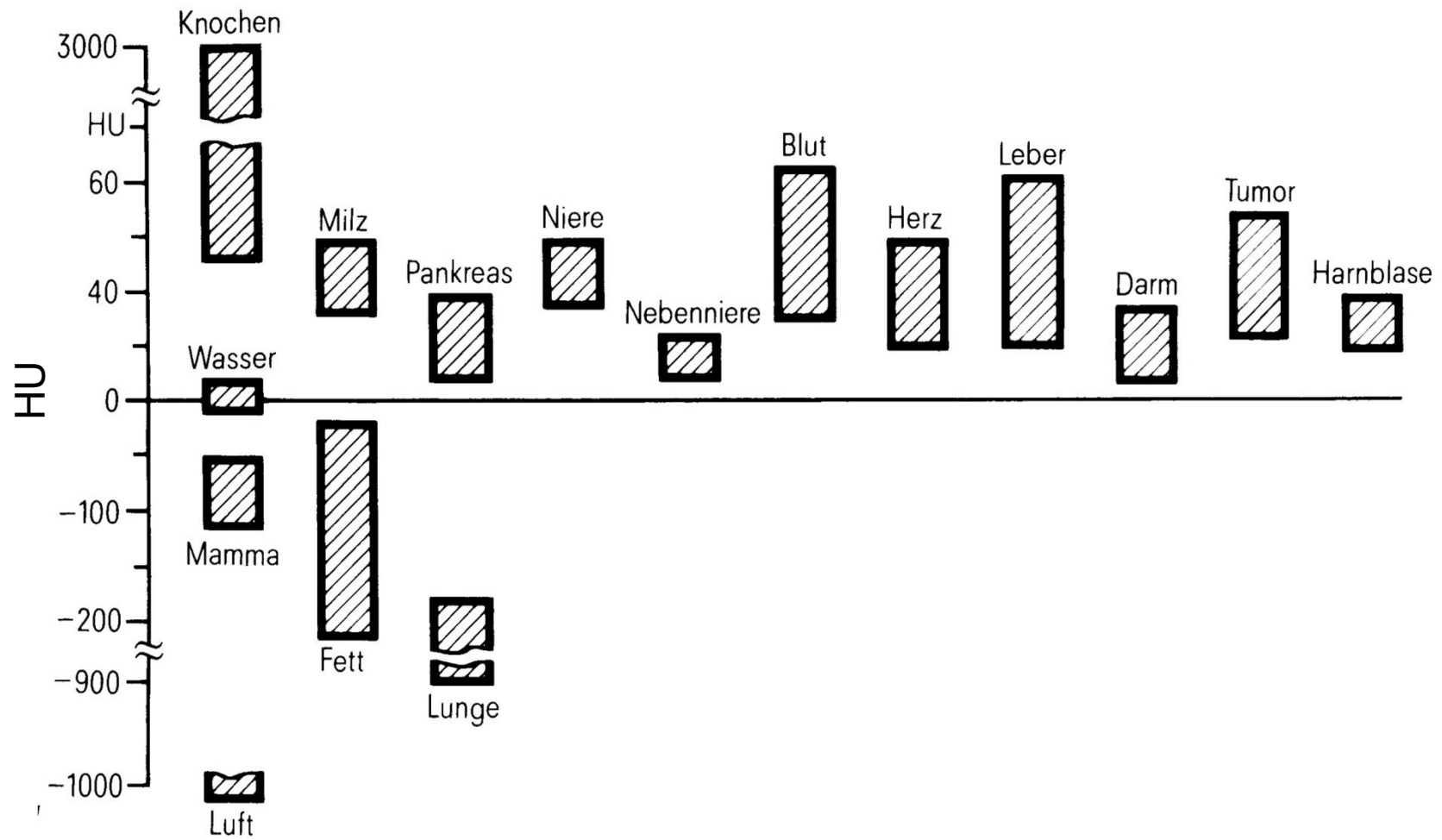
a) Definition der Hounsfield Skala

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

relative Skala
für μ

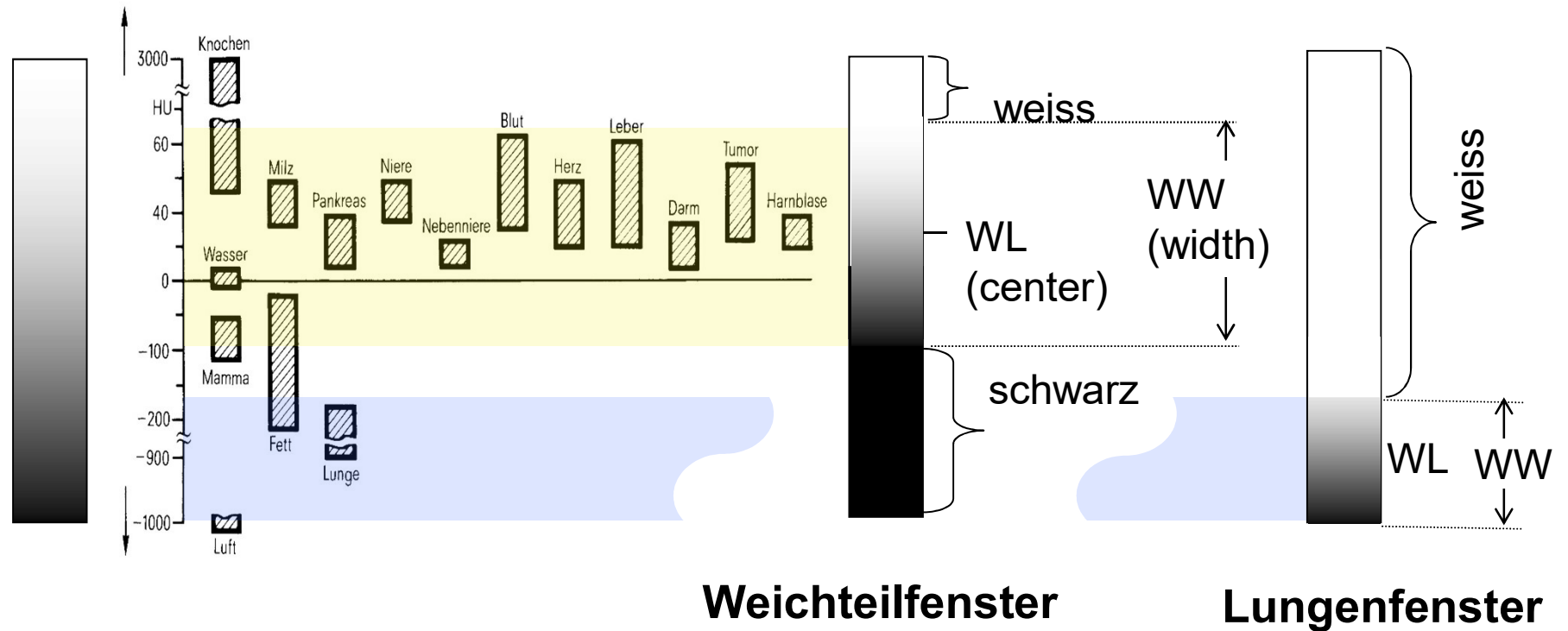
| | |
|-----------------|-------------|
| Wasser | = 0 |
| Luft | = -1000 |
| Knochen | 100-1000 |
| Weichteilgewebe | ≈ 0 |
| Lunge | <0 |

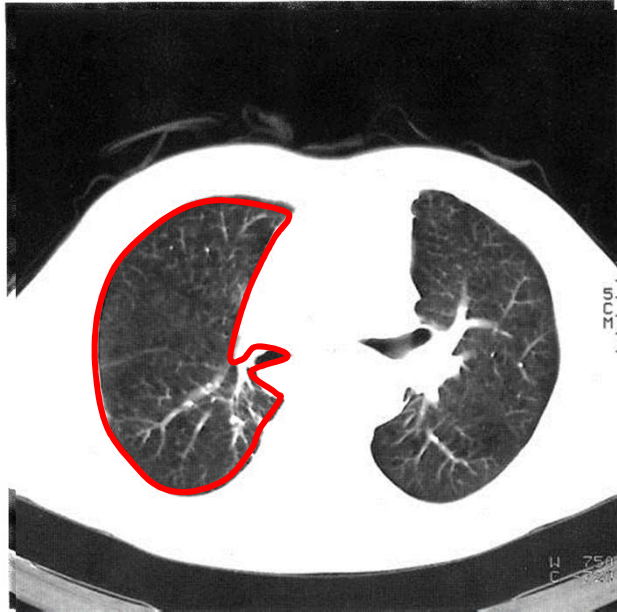
b) CT Werte von einigen Gewebe



c) Fensterung

Grautonskala



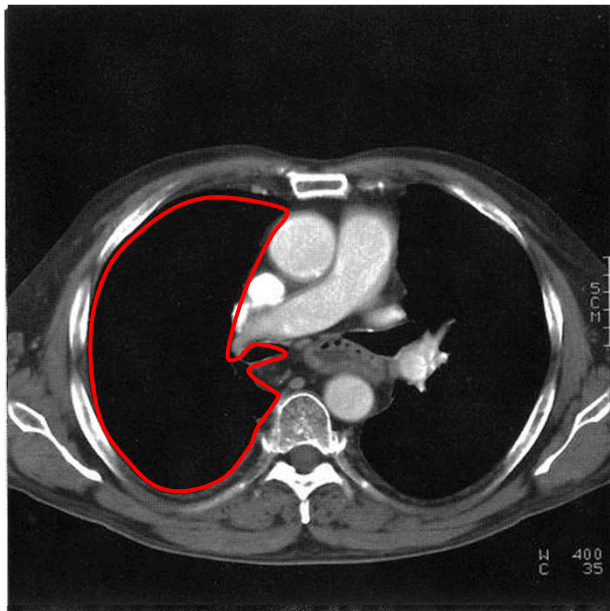


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)

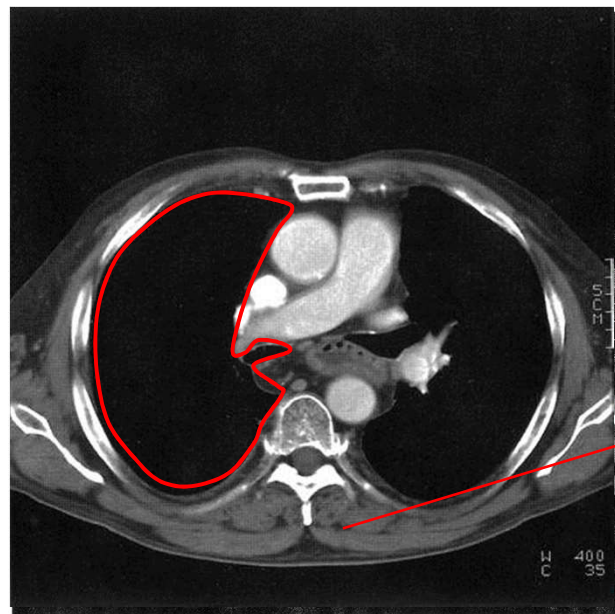
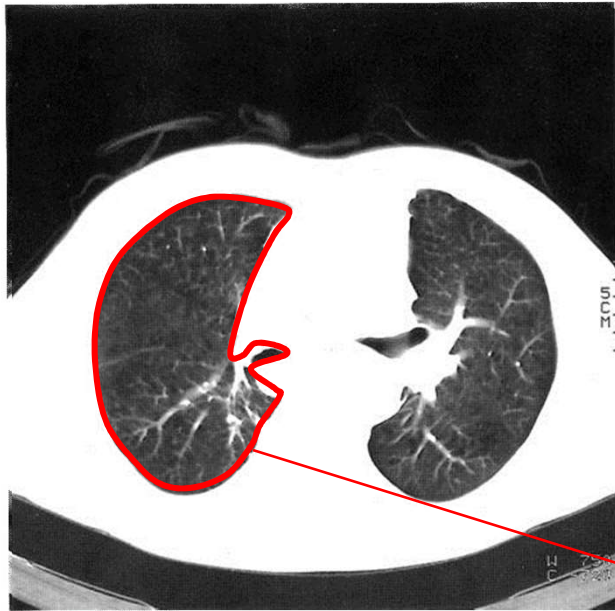


Weichteilfenster

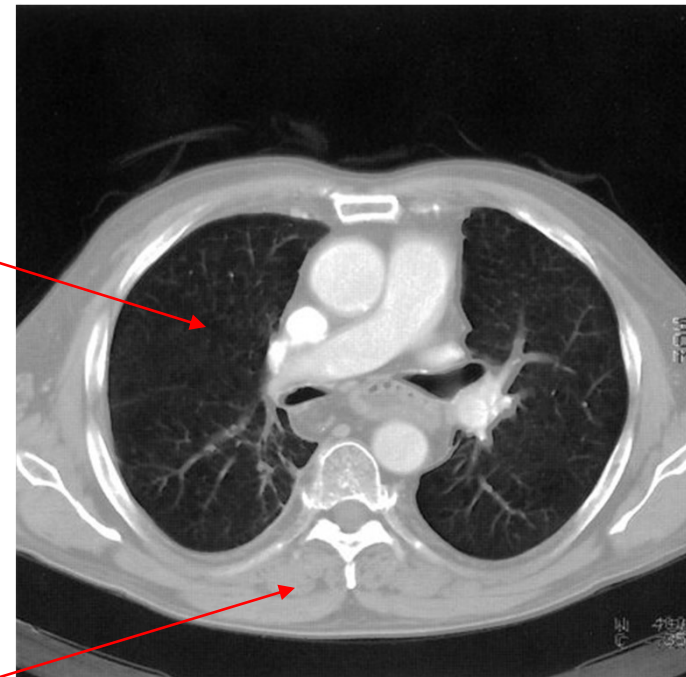
Mitte = 35

Breite = 400

(-165 ... 235)



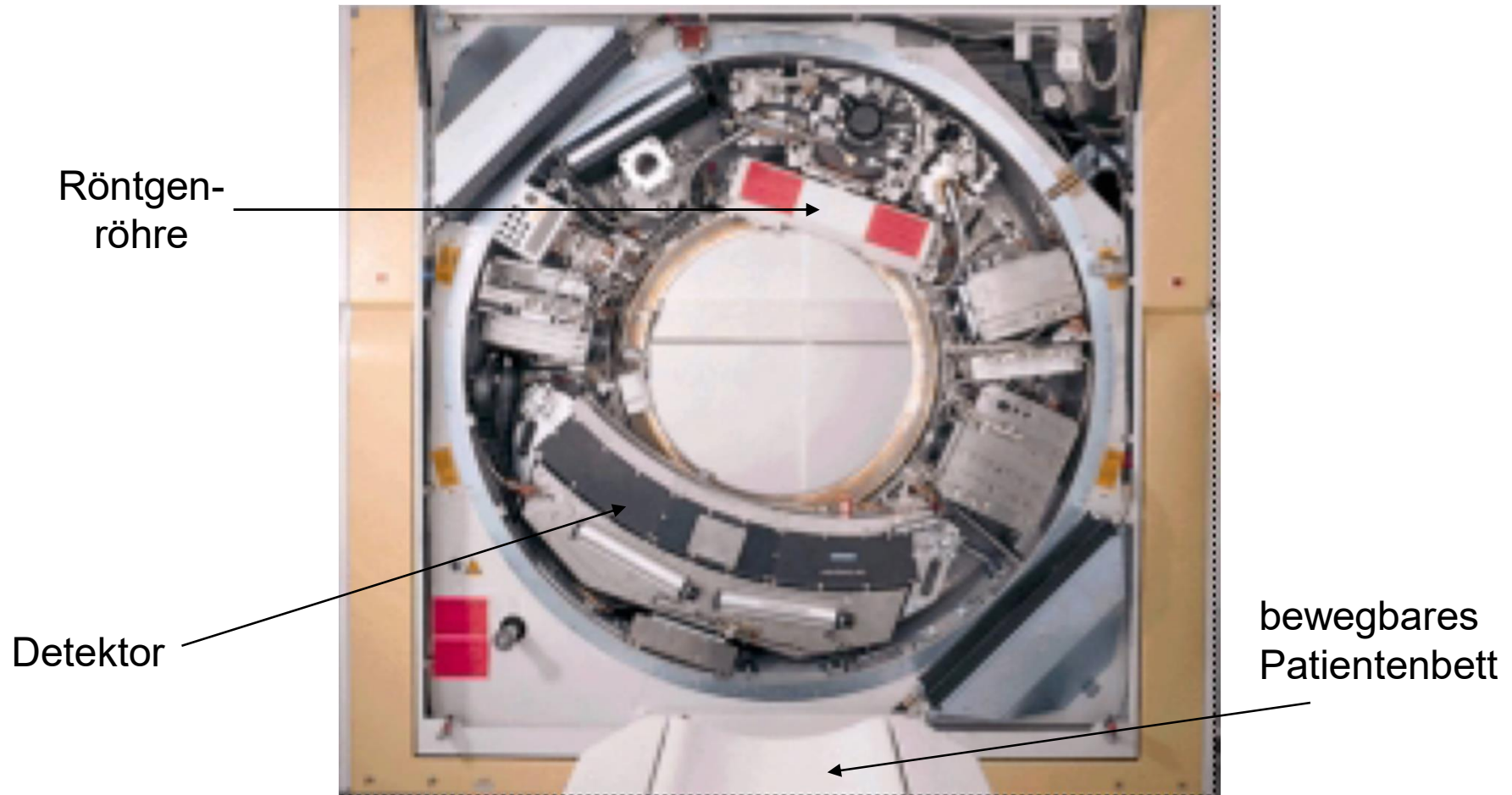
Doppelfenster



8. CT Geräte

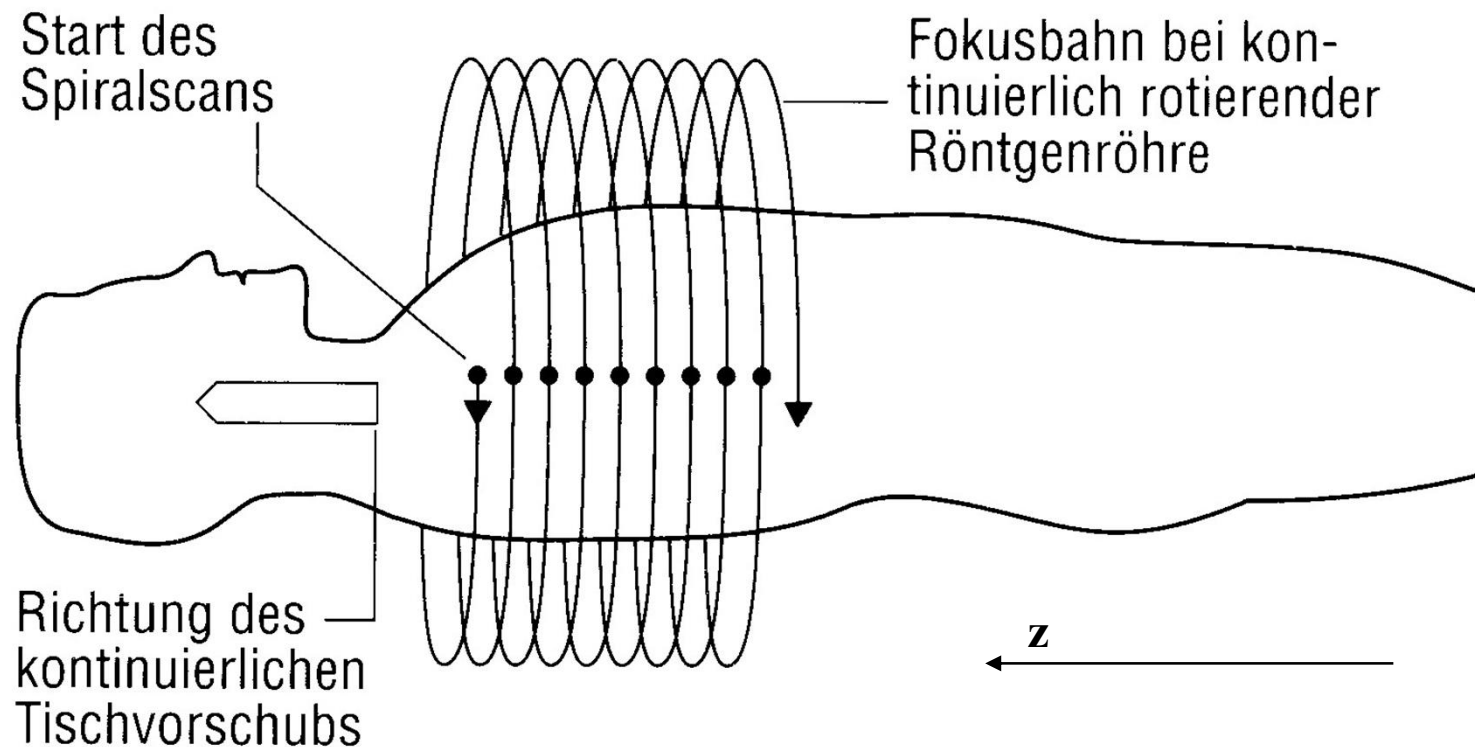


Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)



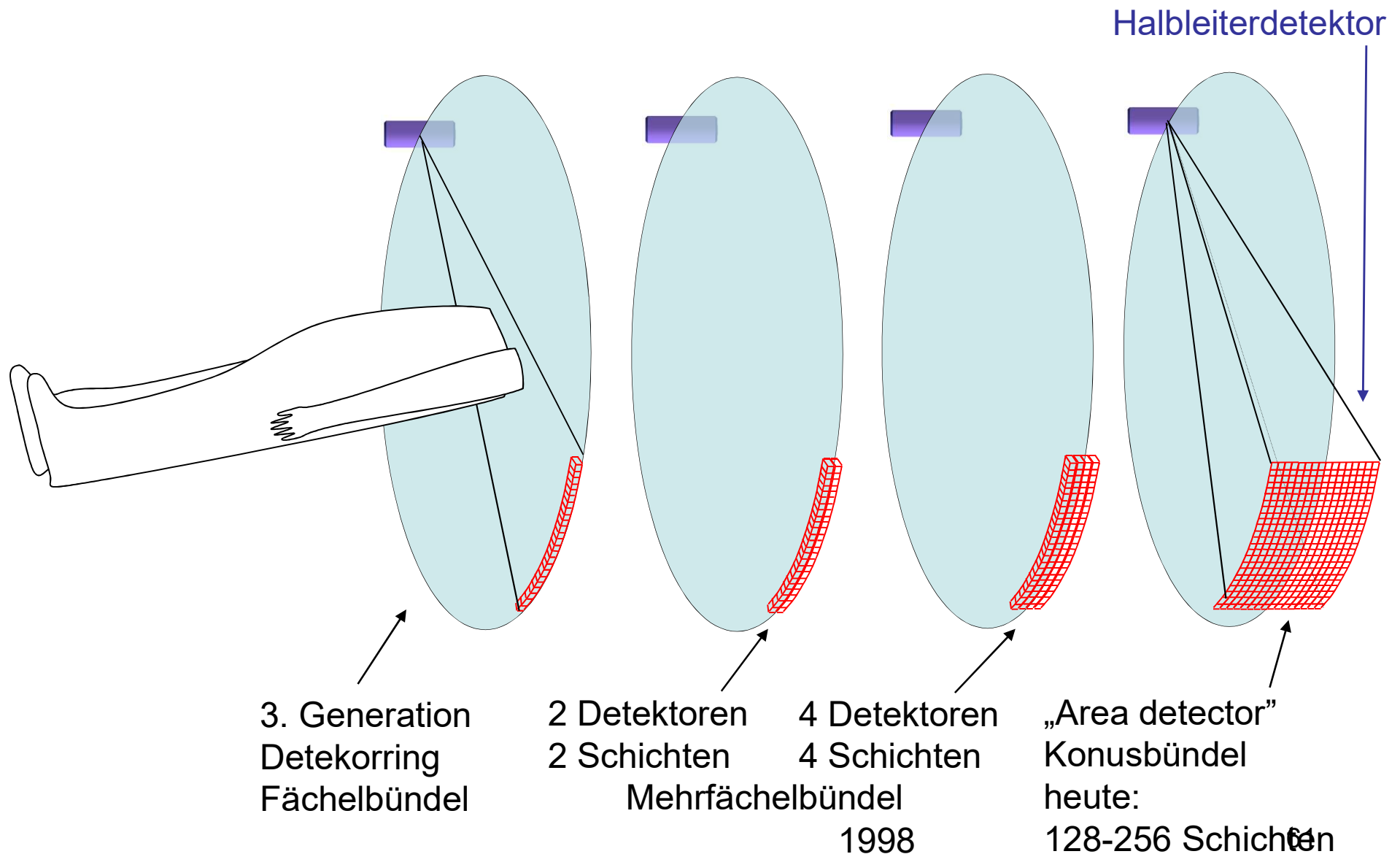
9. Moderne CT techniquen

a) spiral CT



Das schichtbild kann in einem beliebigen z Position berechnet werden.

b) Multislice CT (Mehrschicht CT)

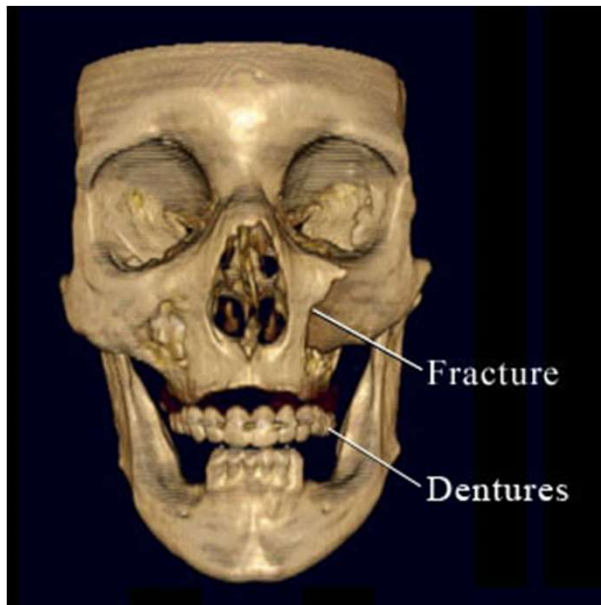


10. Dreidimensionale Visualisierung

Bei einem modernen multislice CT:

mehrere 100 Schichtaufnahmen !!

Es kann nicht Schicht zu Schicht betrachtet werden =>
Dreidimensionale (3D) Darstellung



„Die Figur war schon in dem rohen Stein drin.
Ich musste nur noch alles Überflüssige wegschlagen.“
Michelangelo

