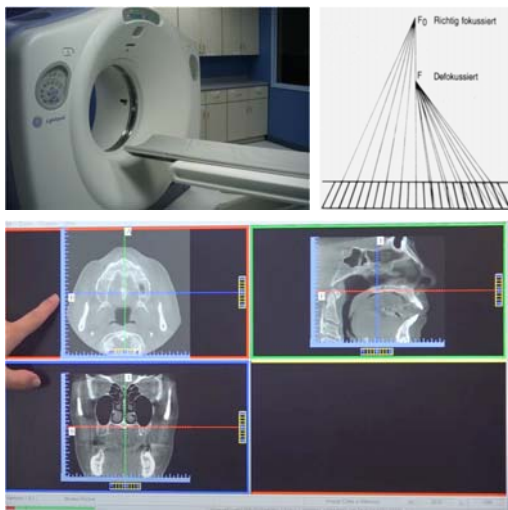
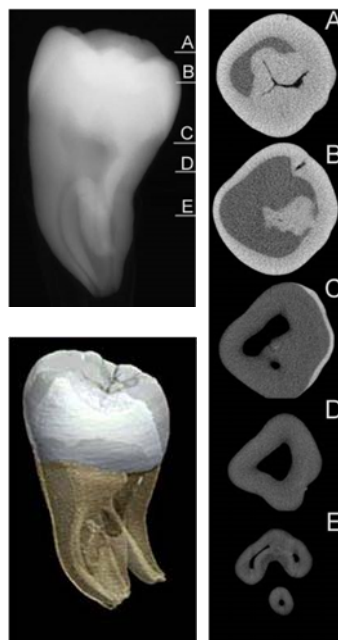


# Röntgenstrahlung

Strahlenbelastung, Bildqualität  
Computertomographie (CT)



KAD 2021.11.23



Minimalisierung  
der Strahlendosis

Filter

Kollimator

Optimale  
Härte der  
Strahlung

Abstand

Erhöhung der  
Bildqualität  
(Bildschärfe)

Fokus

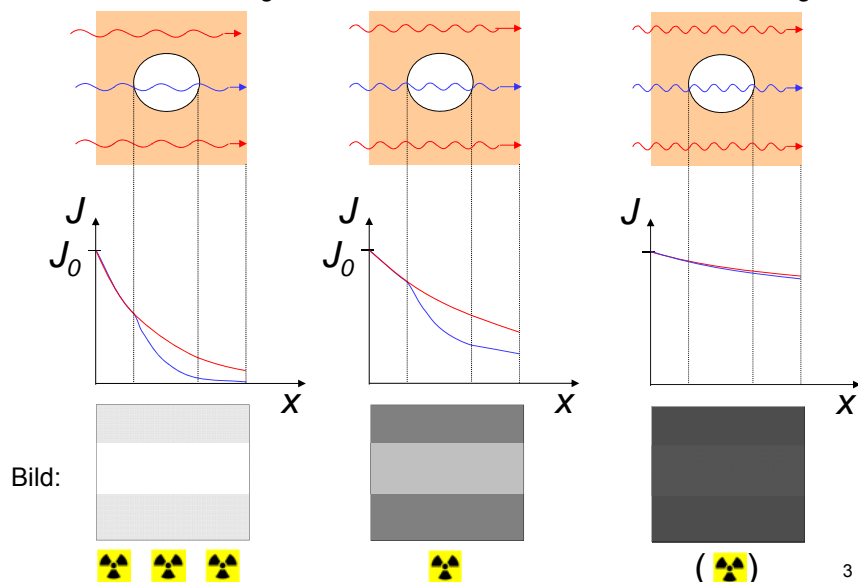
Streustrahlungsraster

2

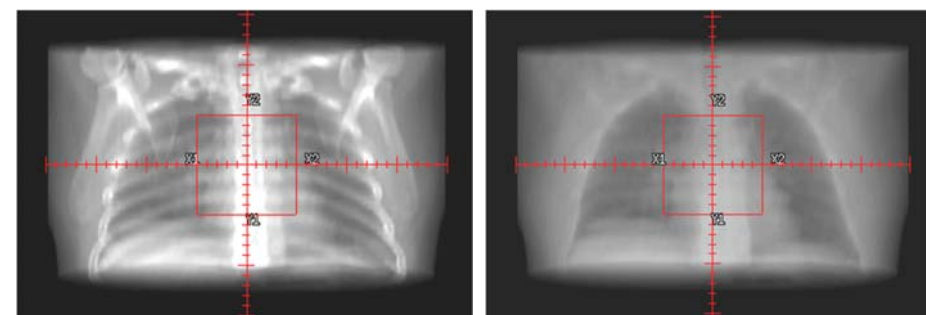
## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

weiche Strahlung

harte Strahlung



## Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität



30 keV

2000 keV

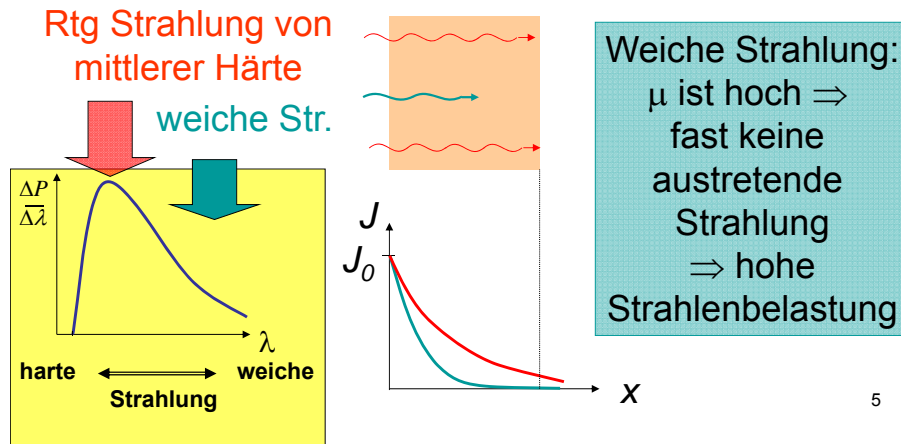
Photoeffekt: 36 %  
Compton: 51 %  
Paarbildung: 0 %

Photoeffekt: 0 %  
Compton: 99 %  
Paarbildung: 1 %<sub>4</sub>

## Anwendung eines Filters:

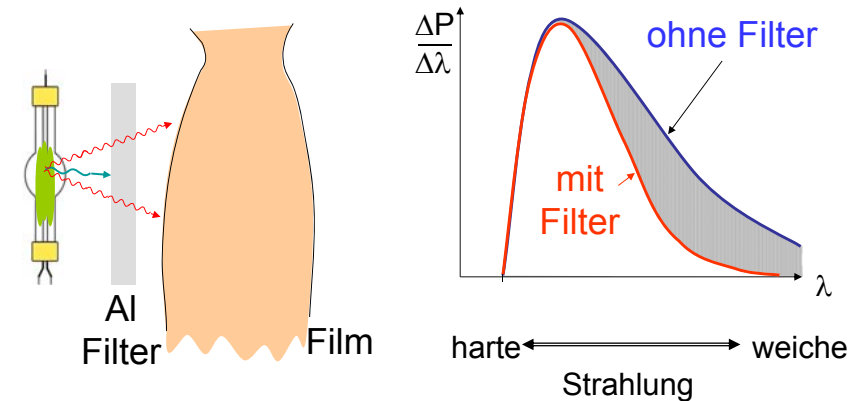
Schwächung der weichen und harten Röntgenstrahlung

kontinuierliches Emissionsspektrum  $\Rightarrow$  Photonen mit unterschiedlichen  $E_{\text{Photon}}$  unterschiedlichen  $\mu$



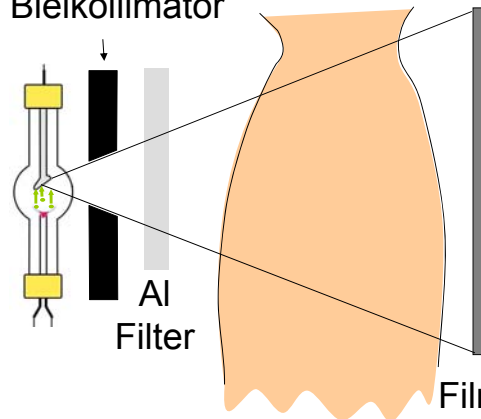
## Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



## Kollimator

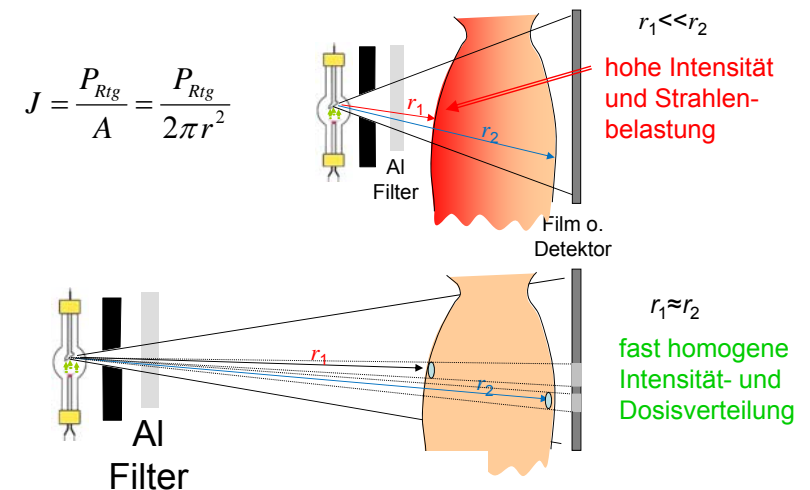
Bleikollimator



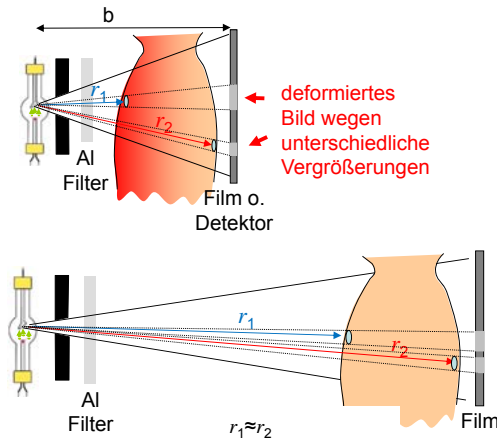
Nur die zu untersuchende Körperteile dürfen bestrahlt werden:

- Strahlenschutz
- Reduzierung der Streustrahlung

## Abstand und Strahlenbelastung



## Abstand und Bildqualität



9

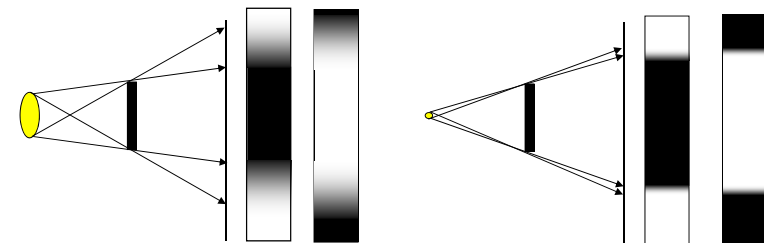


10



11

## Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle



Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)  
kleinerer Fokus:

- ⇒ konzentrierte Wärmebelastung der Anode
- ⇒ Kühlung, Drehanode

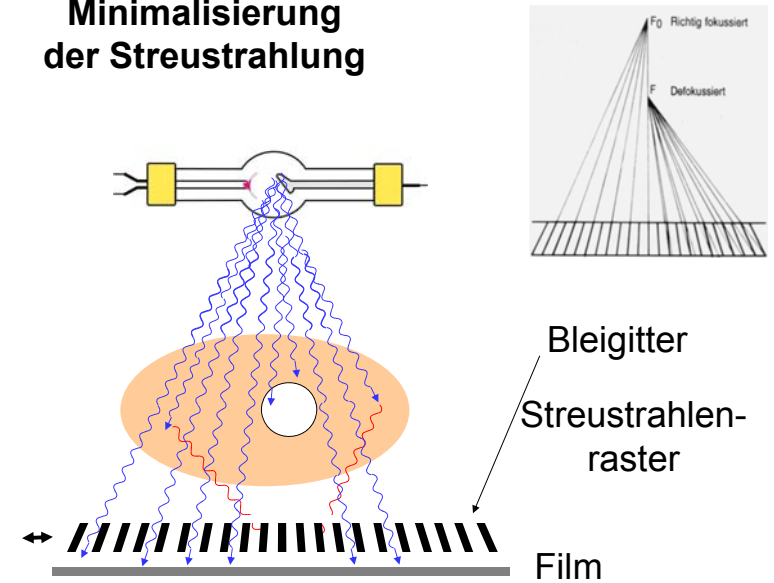
12

## Drehanode-Röntgenröhre



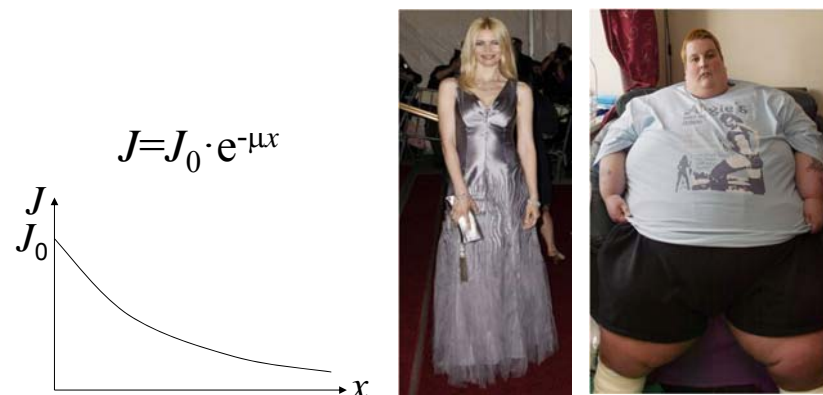
13

## Minimalisierung der Streustrahlung



14

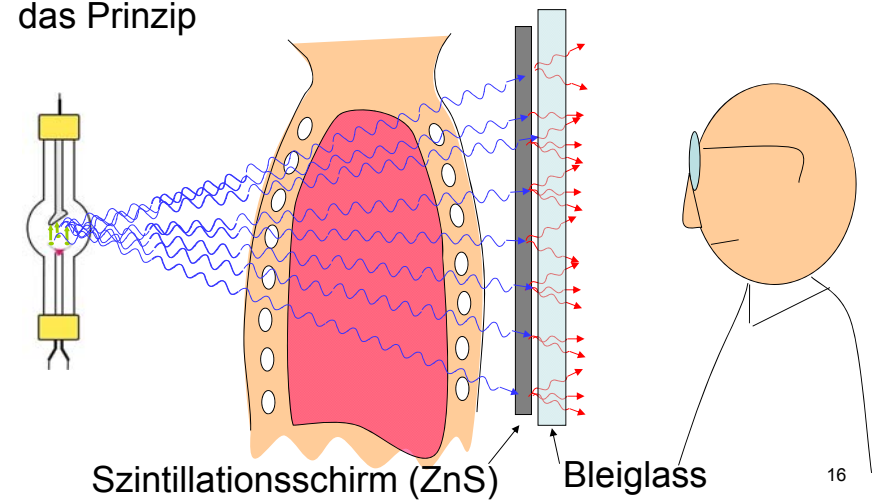
## Rolle der Schichtdicke



15

## Konventionelle Fluoroskopie

das Prinzip



16



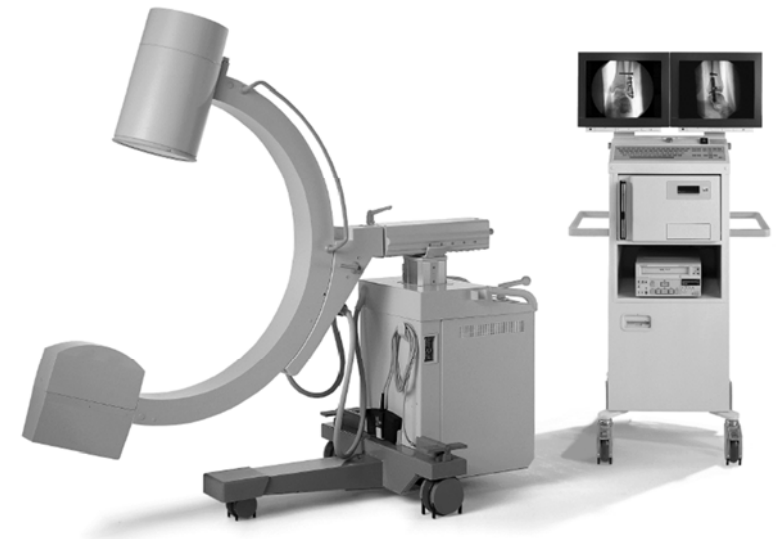
- Vorteile:
  - keine Entwicklungszeit
  - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
- Nachteile:
  - hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
  - schwaches Licht (dunkler Raum)

Fluoroskopie heute ausschließlich mit:

⇒ Bildverstärker

⇒ Digitale Detektoren

17



18

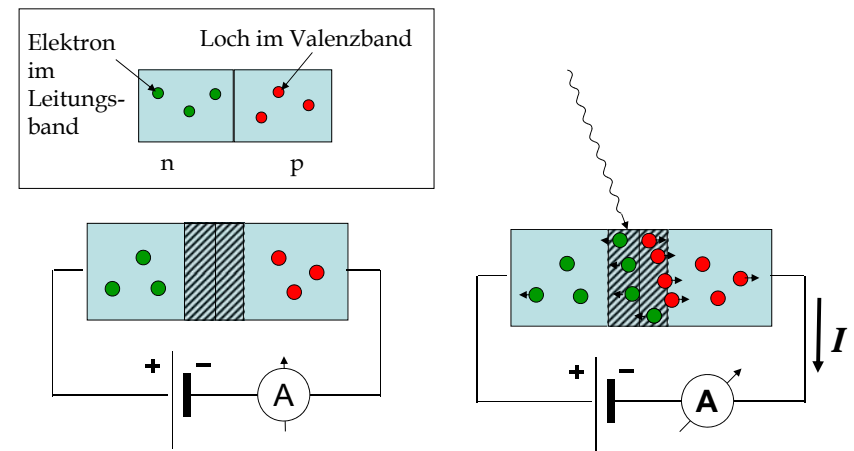
## Vorteile der Anwendung des Bildverstärkers

- 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)

19

## Direkte Detektierung mit Halbleitern

Prinzip: Halbleiterdiode in Sperrrichtung:



20

## Direkte digitale Röntgentechnik

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

21

## Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

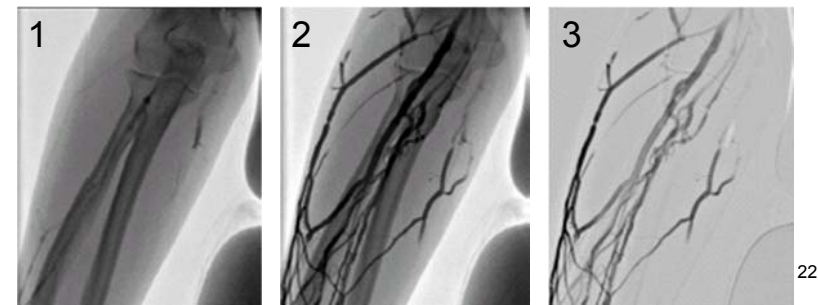
#1 Basisbild ( $\Rightarrow$  digitalisiert gespeichert)

Eingabe des Kontrastmittels

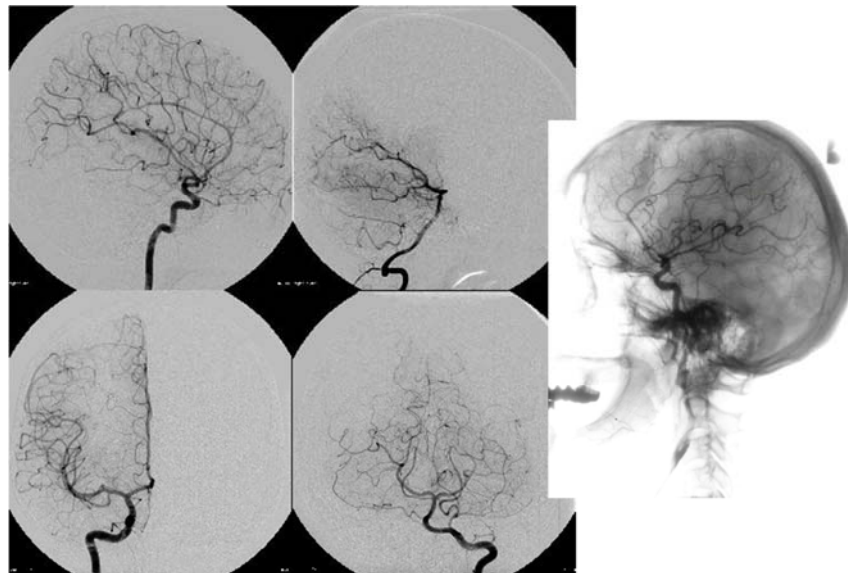
zB. durch einem Katheter in die Blutgefäßen

#2 zweites Bild: Füllungsbild

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



22



23

## CT

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

Τομος

$\Rightarrow$  Tomographie = Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht wird abgebildet.



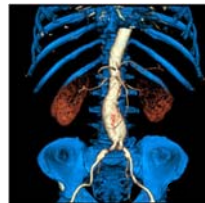
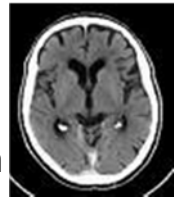
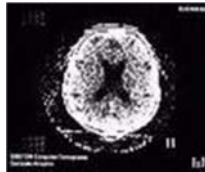
24

## 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

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

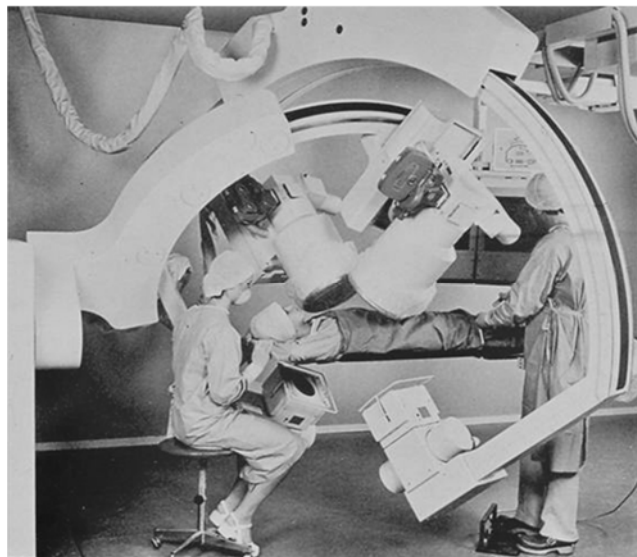


Summationsbild:  
= konventionelles  
Röntgenbild

Gibt information über die  
durchschnittlichen  
Schwächung

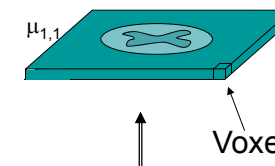
Keine Information über  
der Verteilung der  
absorbierenden Stoffe

26

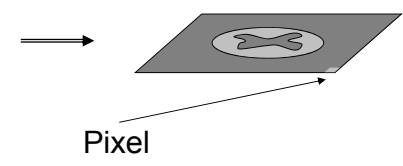


27

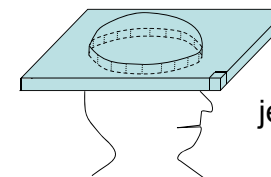
## Voxel-Pixel



Voxel



Pixel

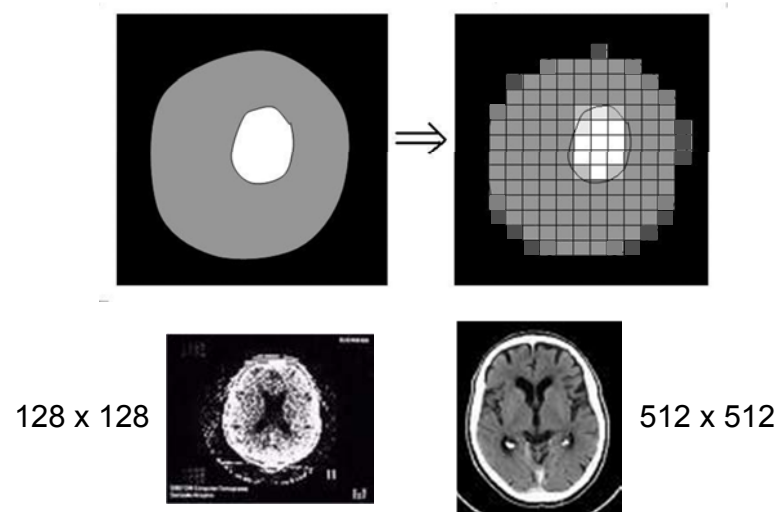


Darstellung mit Grautonskala

je größer der Schwächungskoeffizient ( $\mu$ )  
desto heller der Bildpunkt  
(wie beim Röntgenfilm)

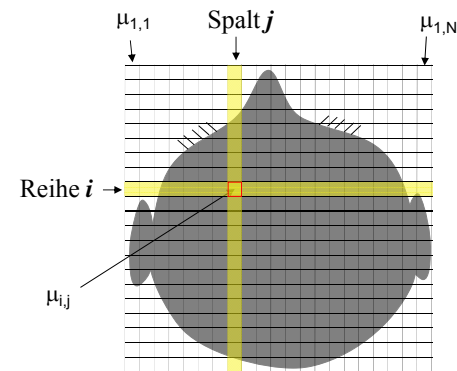
28

## Auflösung



29

## Grundprinzip der Computertomographie



In einem Kästchen ist  $\mu$  als konstant betrachtet.

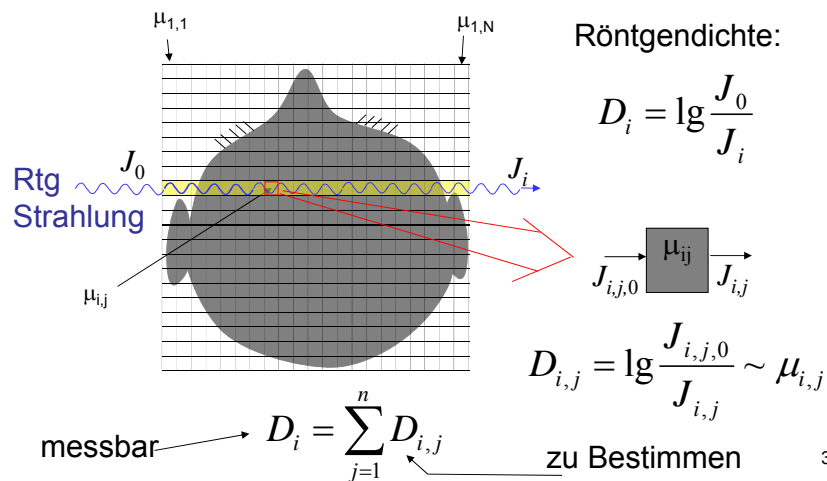
=> die Einzelheiten die kleiner als die Kästchengröße sind, werden nicht aufgelöst.

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

$N \times N$  Tabelle (Matrix)

30

## Messung und Bildrekonstruktion



31

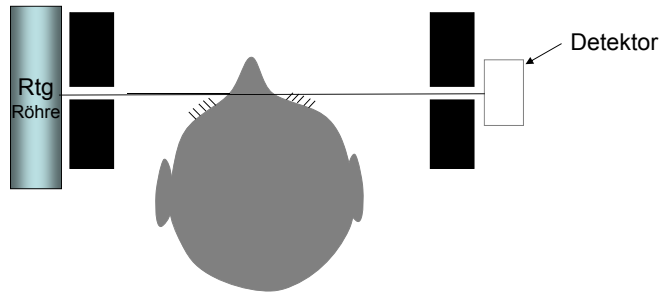
## Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$  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  
 => Aufnahmen aus mehreren Richtungen

32

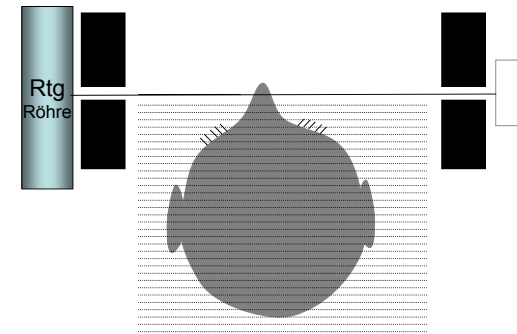


## Prinzip der Abtastung



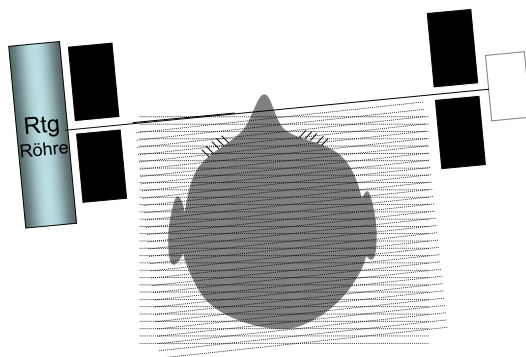
33

## Prinzip der Abtastung



34

## Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

35

## Bildrekonstruktion

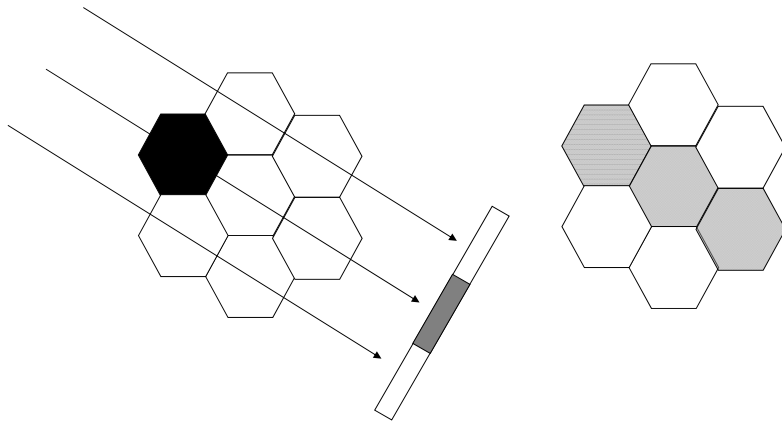
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!  
zB: 512 x 512 Bildpunkte:  $\approx 250\,000$  Unbekannte!

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

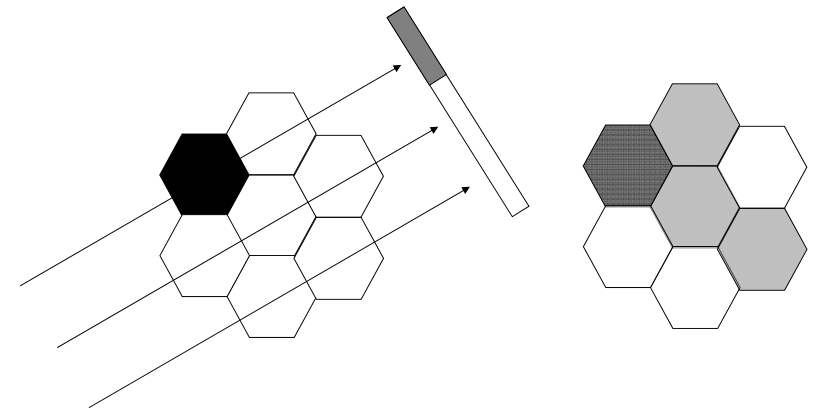
Rückprojektion

36

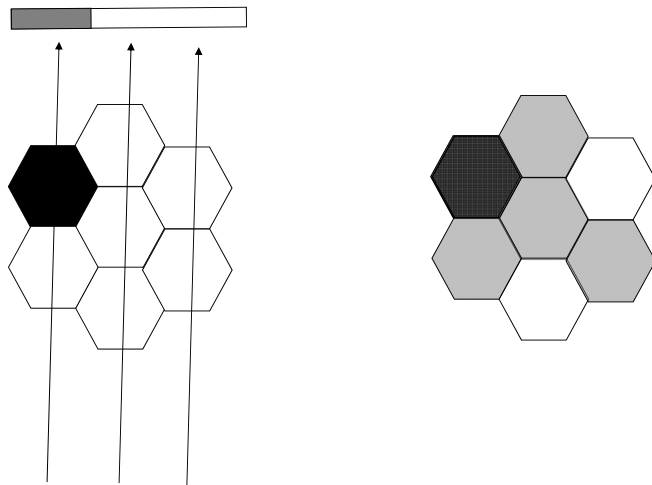
## Prinzip der Rückprojektion



37



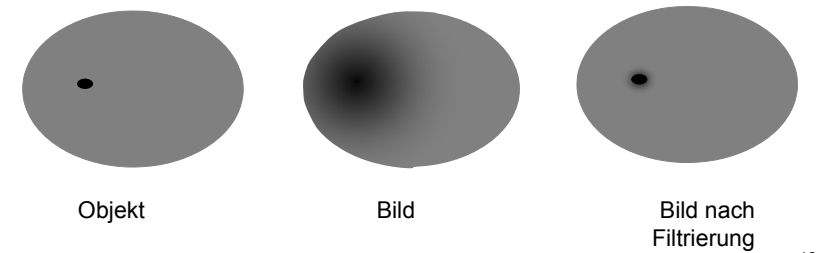
38



39

## Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.  
Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen  
Prozess erhöht werden: Filtrierung



40

## Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala  
für  $\mu$

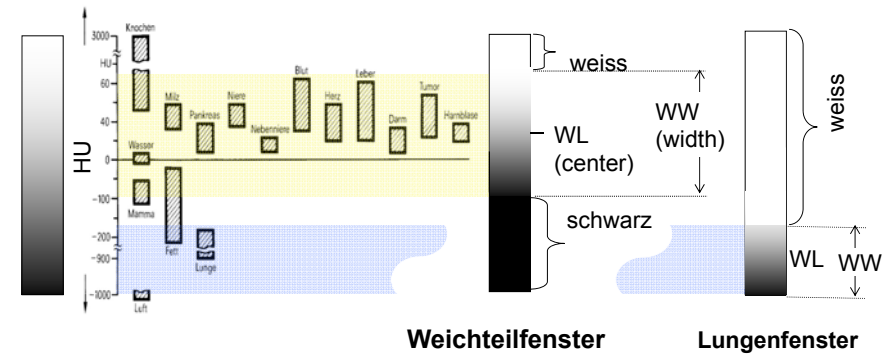
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	>≈0
Lunge	<0

41

## CT Werte von einigen Gewebe

## Fensterung

### Grautonskala

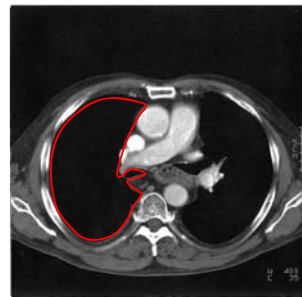


42



### Lungenfenster

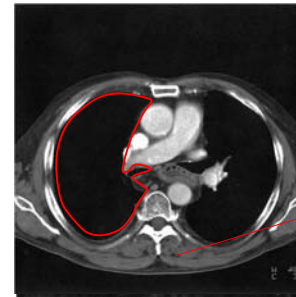
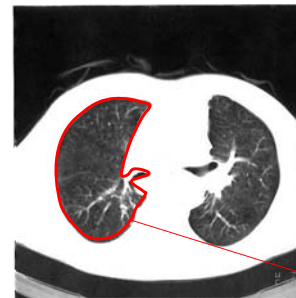
Mitte = -720  
Breite = 750  
(-1000 ... -345)



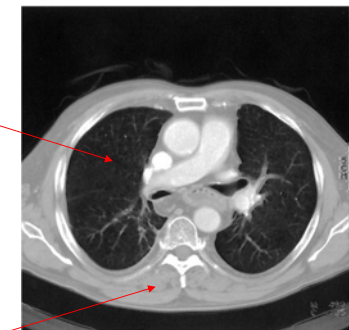
### Weichteilfenster

Mitte = 35  
Breite = 400  
(-165 ... 235)

43



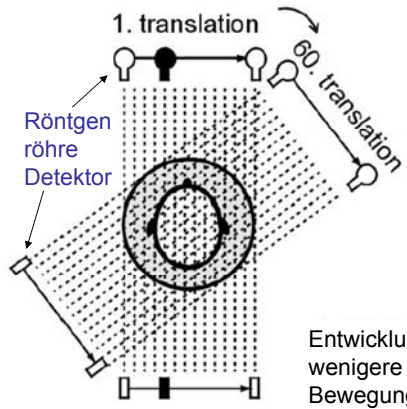
### Doppelfenster



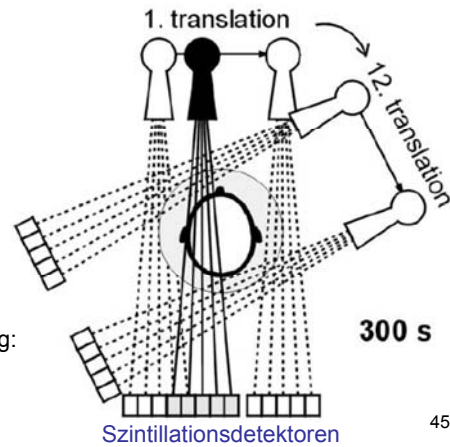
44

## Technische Realisierung, Generationen

### I. Generation



### II. Generation



45

## Erste Generation CT

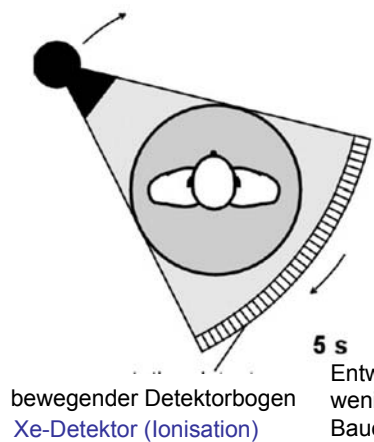


Science Museum London

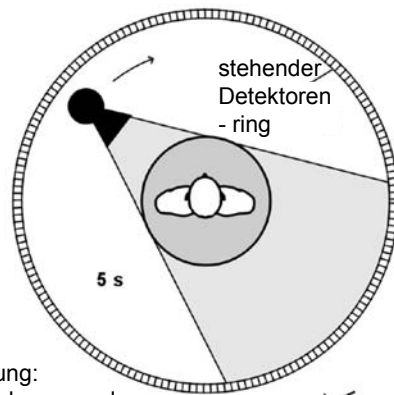
46

## Technische Realisierung, Generationen

### III. Generation



### IV. Generation



47

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



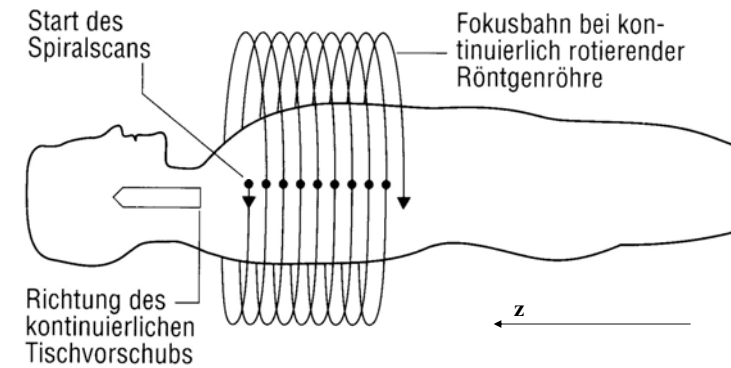
48

## Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)



49

## Generationen: spiral CT



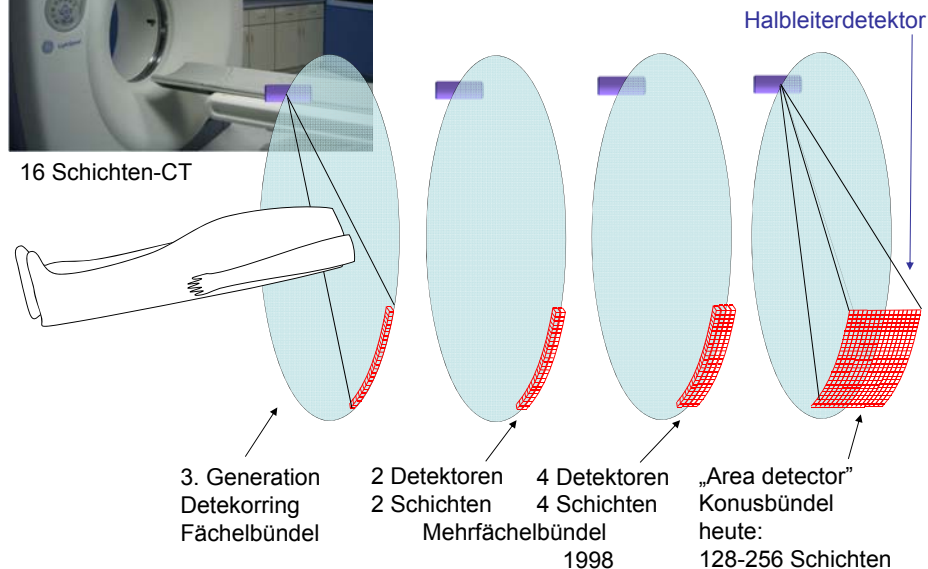
Das schichtbild kann in einem beliebigen  $z$  Position berechnet werden.

50



16 Schichten-CT

## Multislice CT



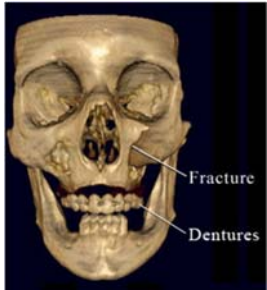
## Entwicklung der CT-Aufnahmen

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

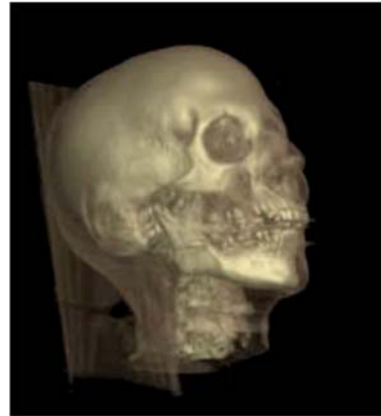
52



## 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)

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

53

## 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>

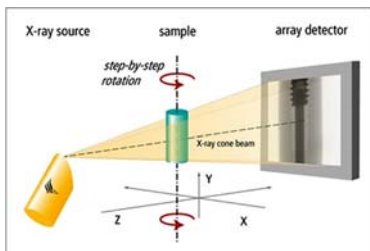
54

## Cone Beam CT (Digitale Volumentomographie)

ein spezielles, digitales Röntgenabbildungsverfahren

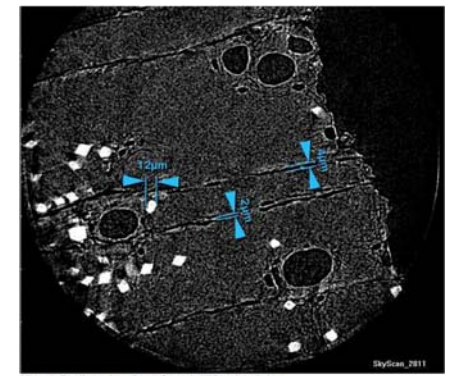
Bei der traditionellen Panorama-Aufnahme sind die verschiedenen Teile des Bildes in unterschiedlichem Maße verzeichnet. Darüber hinaus wird bei der Aufnahme des Bildes jede anatomische Struktur, die sich zwischen dem Detektor und der Strahlenquelle befindet, auf der Aufnahme abgebildet, so sind manche 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.



## Micro CT, NanoCT

Submikrometer Auflösungsgrenze  
„fast so gut wie ein Mikroskop“



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

56