



## Notwendige Vorkenntnisse

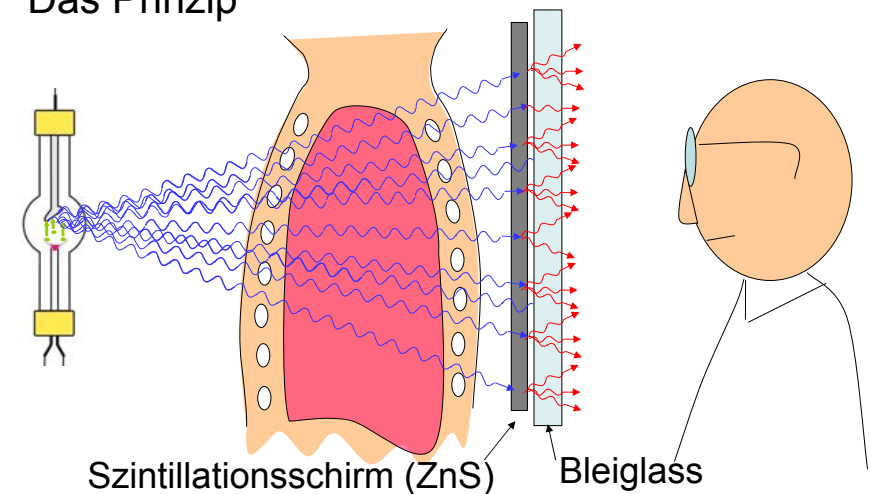
- Schwächung der Röntgenstrahlung

## Spezielle Verfahren in der Röntgendiagnostik

- Bildverstärker
- Direkte Digitaltechnik
- DSA
- Dual Energy

## Konventionelle Fluoroskopie

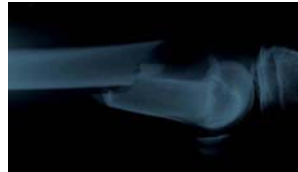
Das Prinzip



## Vorteile - Nachteile

### • Vorteile:

- keine Entwicklungszeit
- Manipulation sichtbar, kontrollierbar



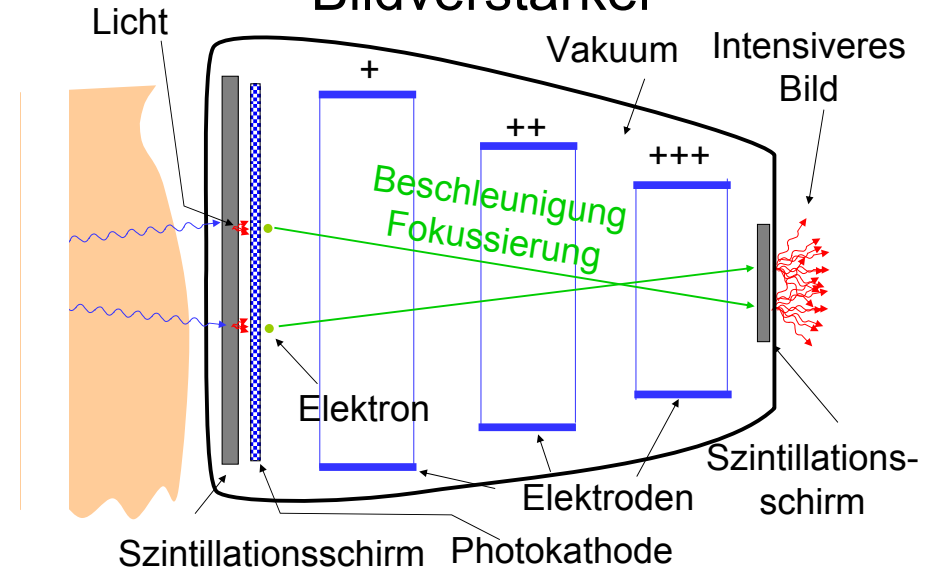
### • Nachteile:

- lange Expositionszeit  $\Rightarrow$  hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
- schwaches Licht (dunkler Raum)

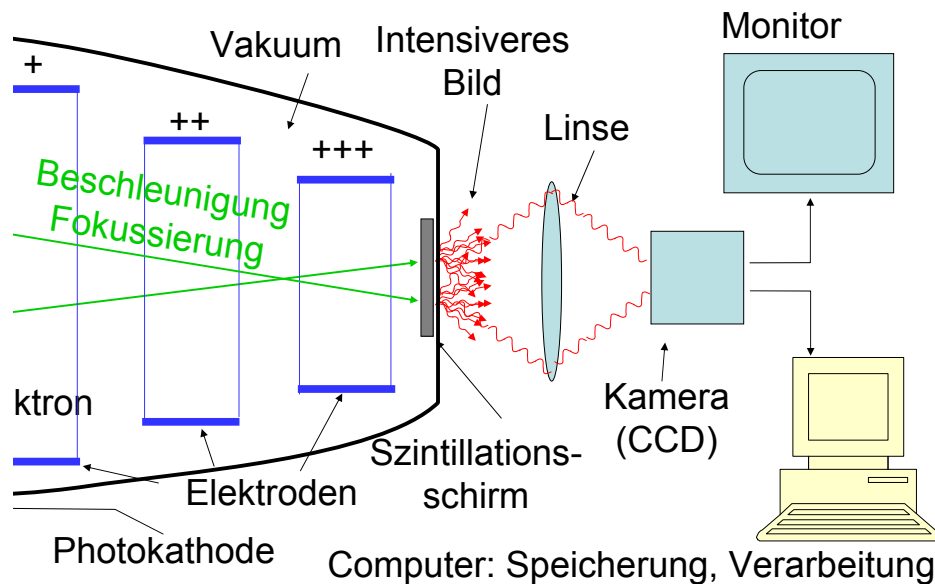


$\Rightarrow$  Bildverstärker

## Bildverstärker

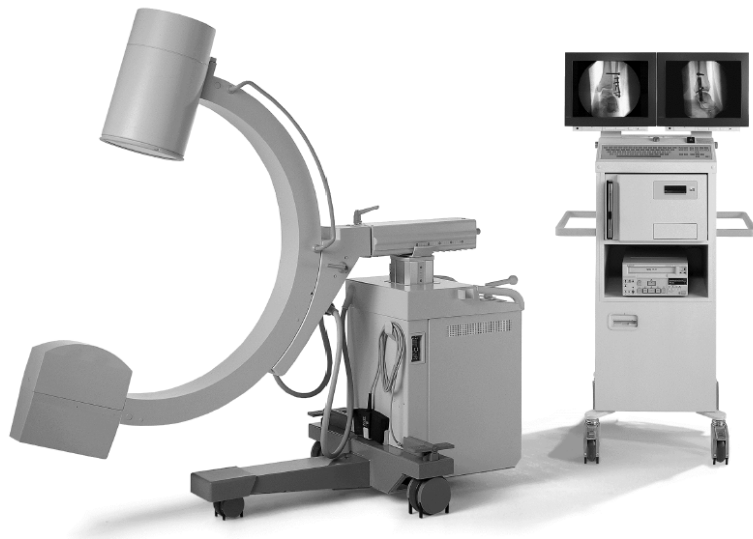


## Bildverstärker



## Vorteile

- 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)

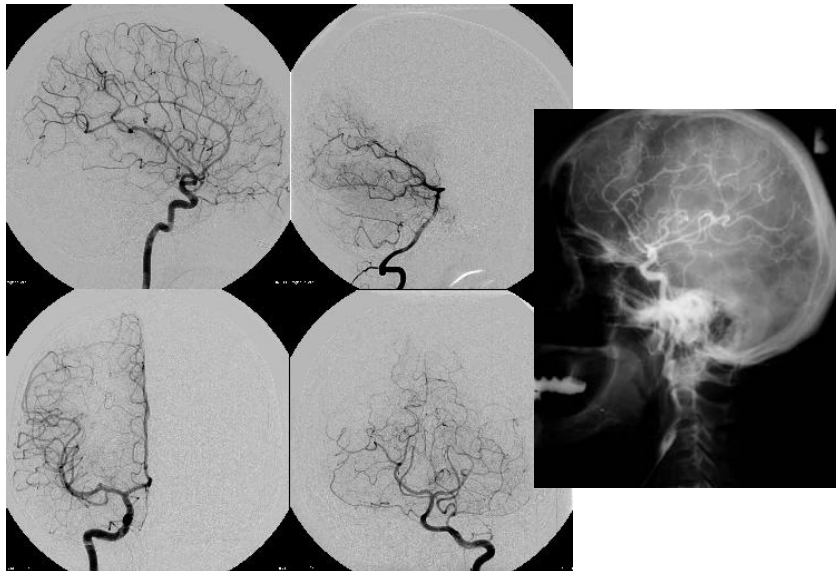


## Direkte digitale Röntgentechnik



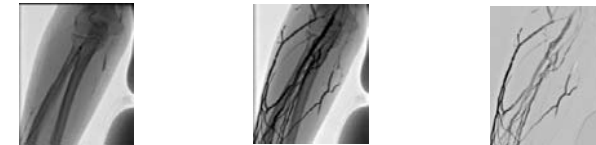
## Direkte digitale Röntgentechnik

- 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!)



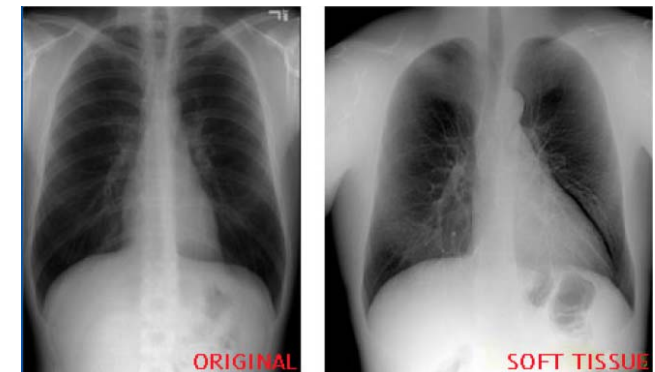
## Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

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



## Dual Energy

- 70 kV
- 140 kV



## Röntgentomographie

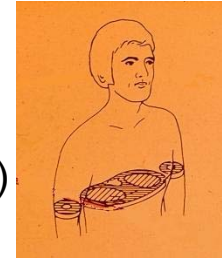
CT (computed tomography)

## CT

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

Τομος

=> Tomographie = Schichtaufnahme  
Auf der Körperachse senkrecht stehende  
Schicht wird abgebildet.



## Klassifizierung der tomographischen Verfahren

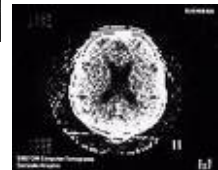
Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
• MRI • Optische (?)	• PET • SPECT

## 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

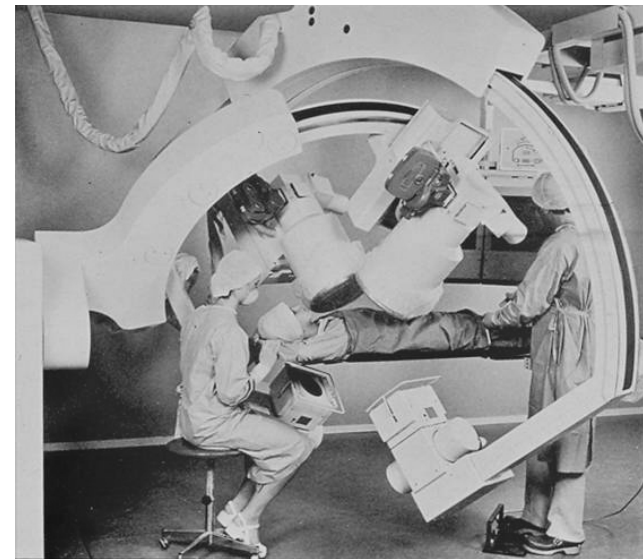
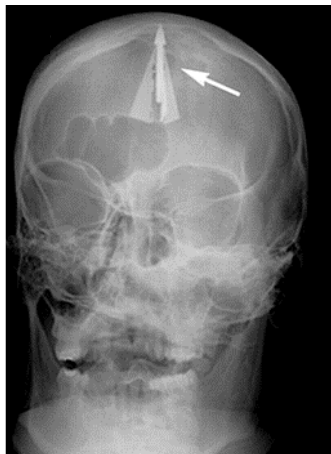
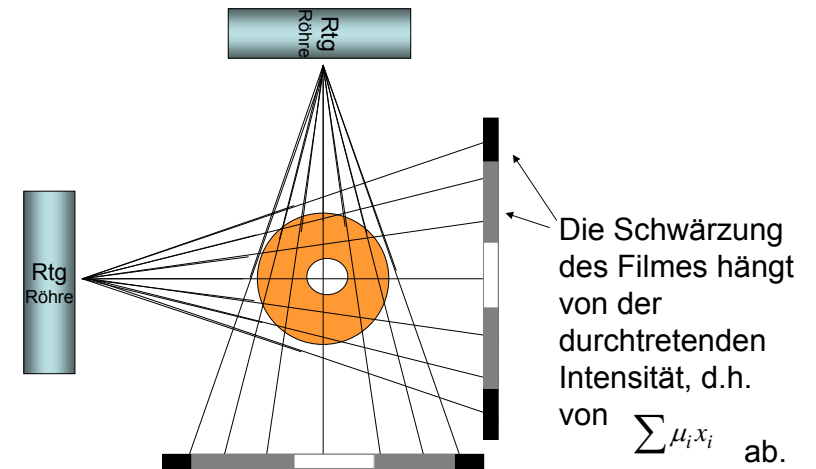
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

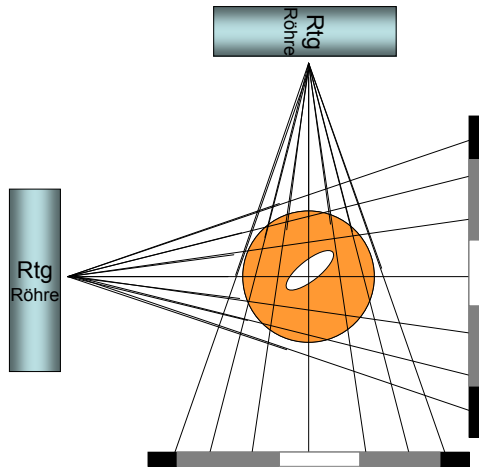


Summationsbild:  
= konventionelles  
Röntgenbild

Gibt information über die  
durchschnittlichen  
Schwächung

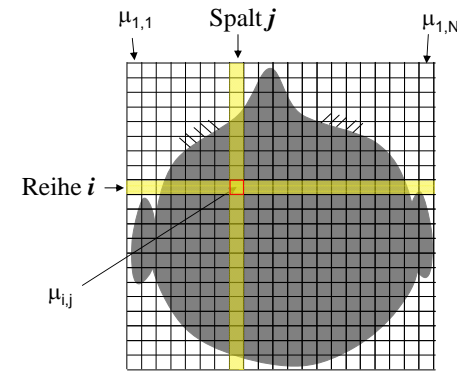
Keine Information über  
der Verteilung der  
absorbierenden Stoffe





Bei komplizierten Gegenstände: Aufnahmen aus vielen Richtungen, Auswertung nur mit Computer möglich => CT

## Grundprinzip der Computertomographie



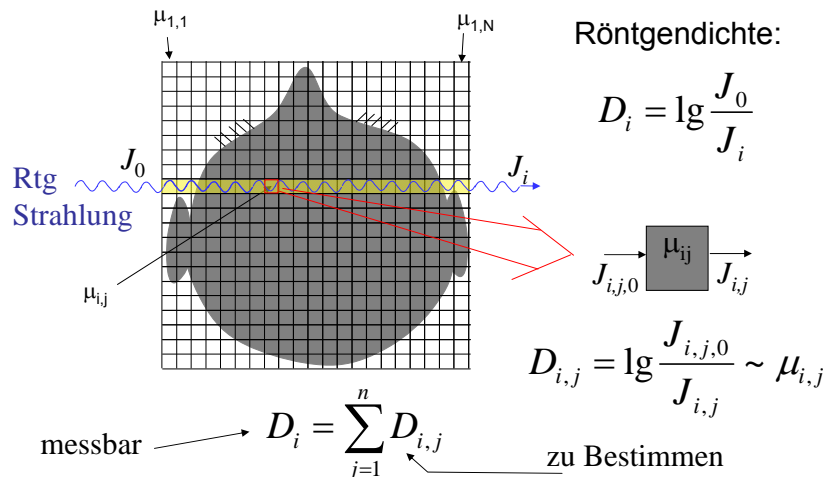
In einem Kästchen ist  $\mu$  als konstant betrachtet.

=> 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)

## Messung und Bildrekonstruktion



## Messung und Bildrekonstruktion

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

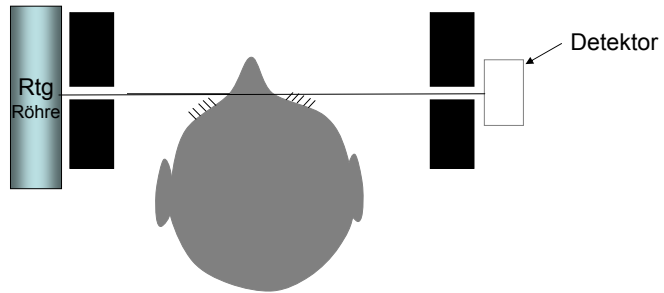
eine Aufnahme:  $N$  Messwerte

um  $N \times N$  unbekannten zu bestimmen  $N \times N$

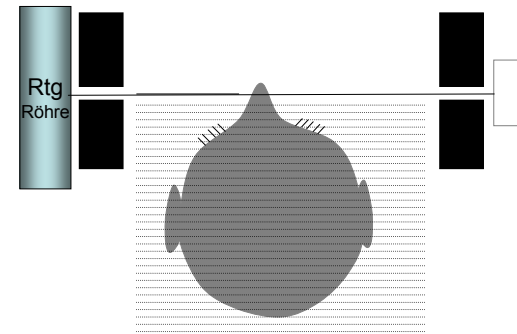
Messwerte sind notwendig

=> Aufnahmen aus mehreren Richtungen

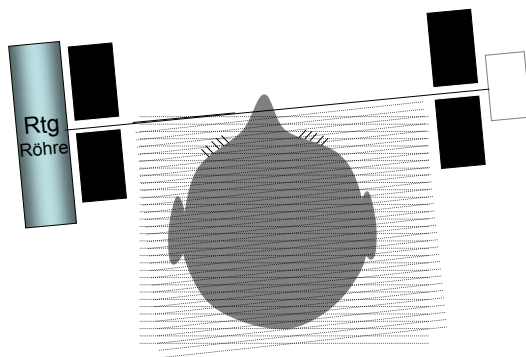
## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

## Bildrekonstruktion

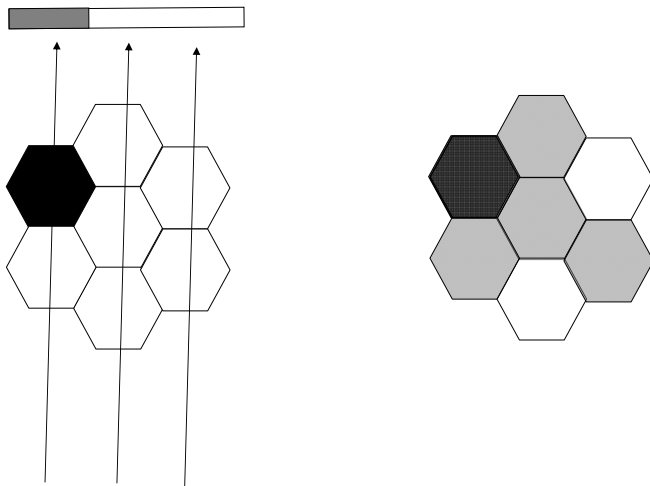
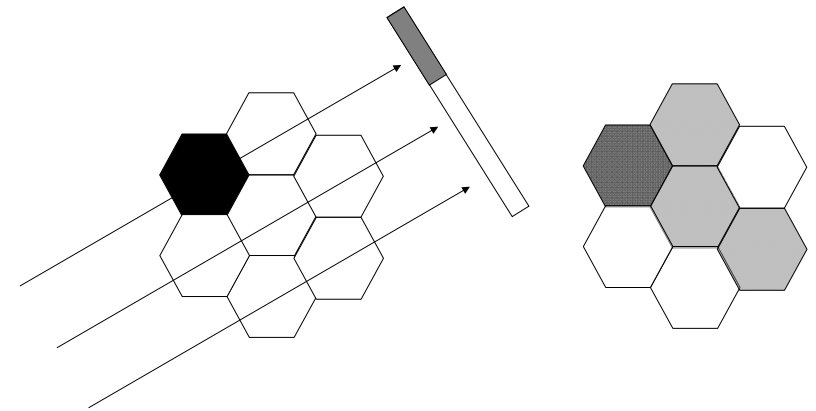
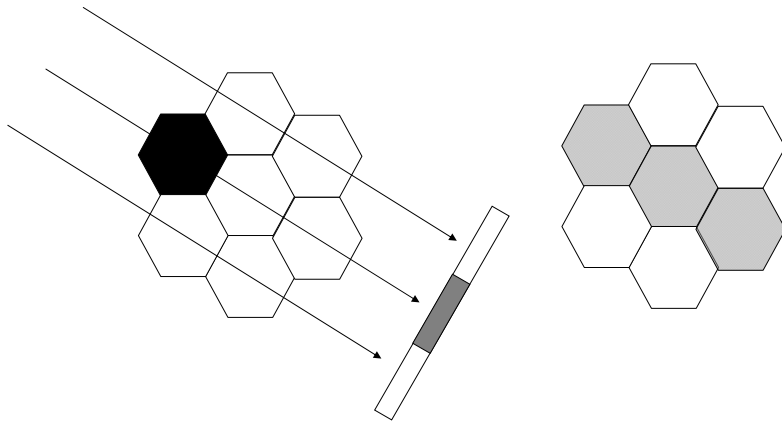
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

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

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

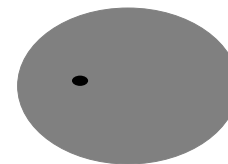
## Prinzip der Rückprojektion



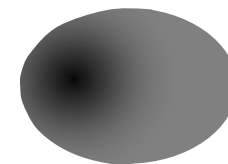
## Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



Objekt



Bild

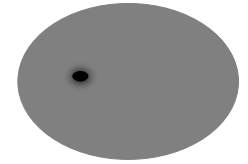
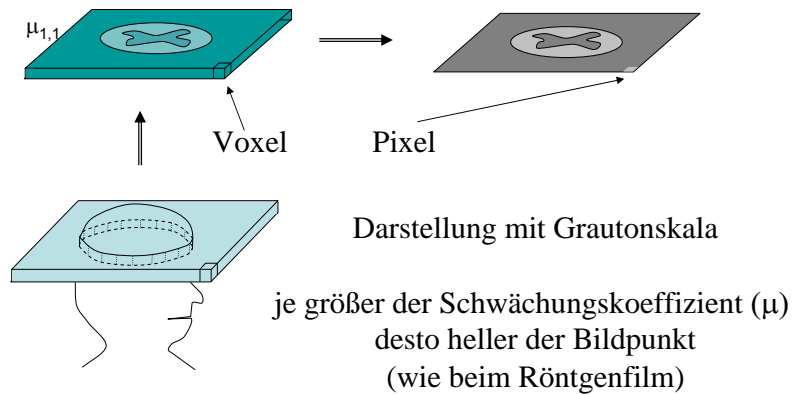
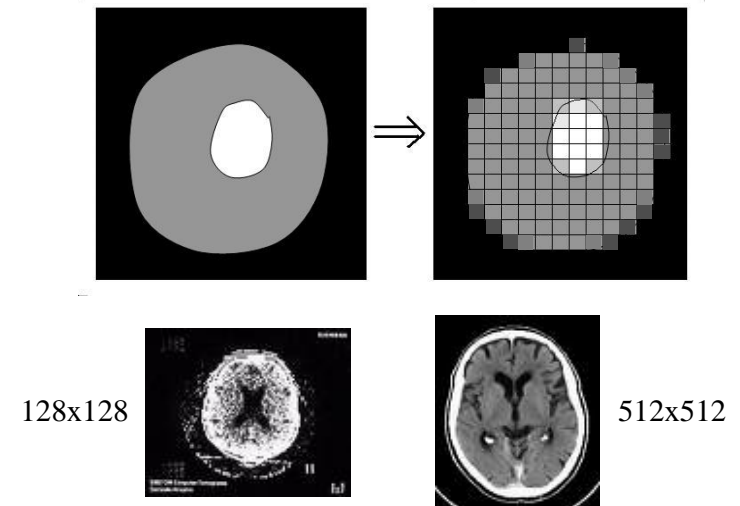


Bild nach  
Filtrierung

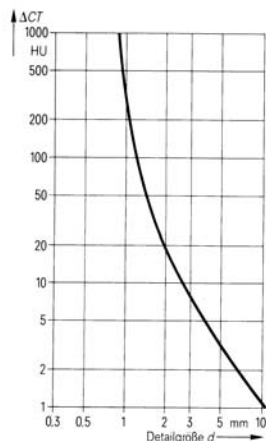
## Voxel-Pixel



## Auflösung



## Auflösung ↔ Kontrast



Kleine Objekte  
können nur dann  
detektiert werden,  
wenn sie sich von  
der Umgebung sehr  
stark unterscheiden.

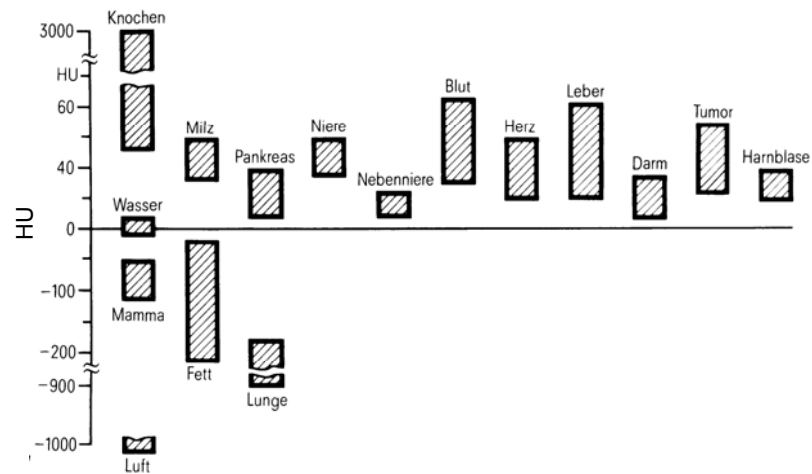
## Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala  
für  $\mu$

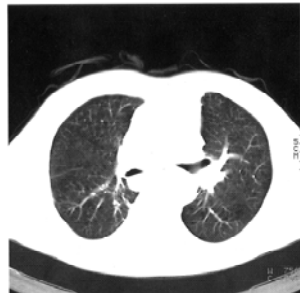
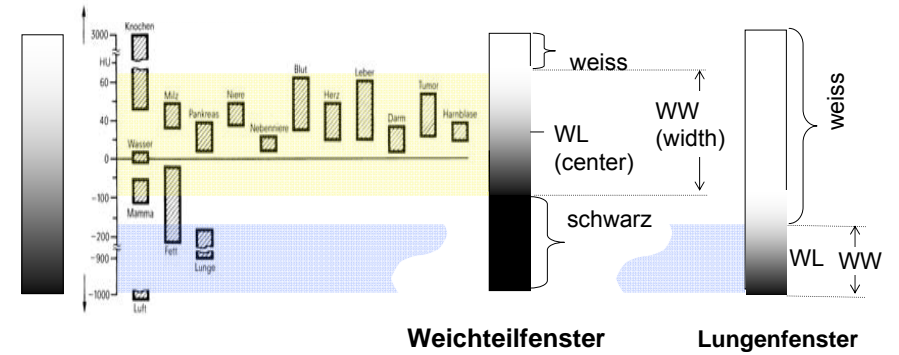
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	$\approx 0$
Lunge	<0

## CT Werte von einigen Gewebe



## Fensterung

### Grautonskala



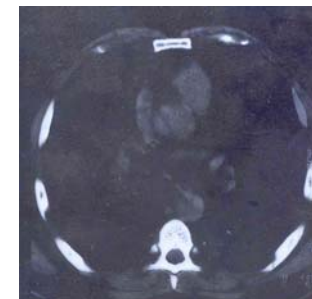
### Lungenfenster

Mitte = -720  
 Breite = 750  
 (-1095 ... -345)

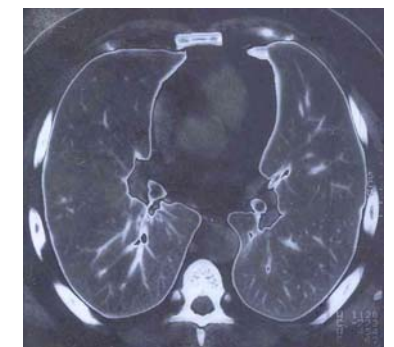


### Weichteilfenster

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

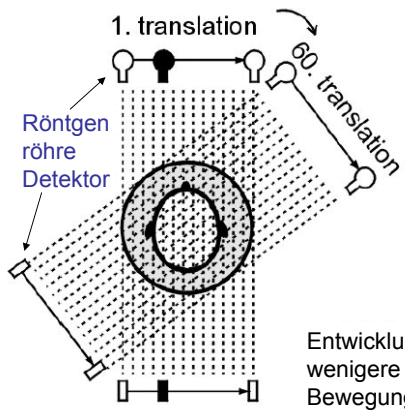


## Doppelfenster

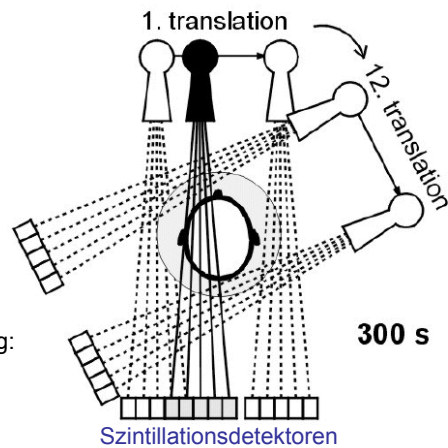


## Technische Realisierung, Generationen

### • I. Generation



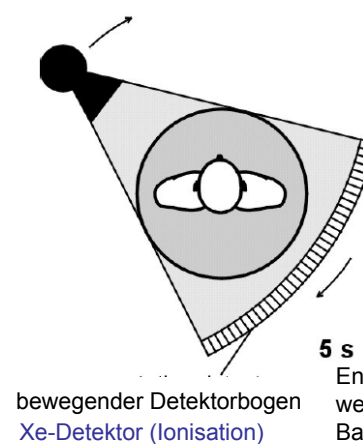
### II. Generation



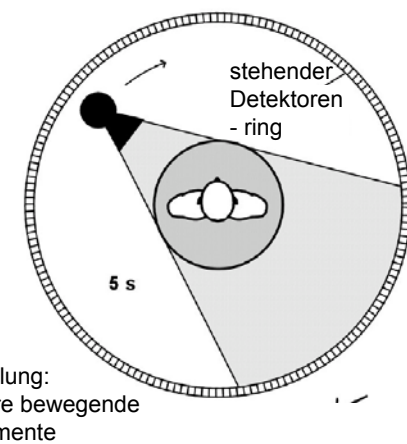
Entwicklung:  
wenigere  
Bewegung

## Technische Realisierung, Generationen

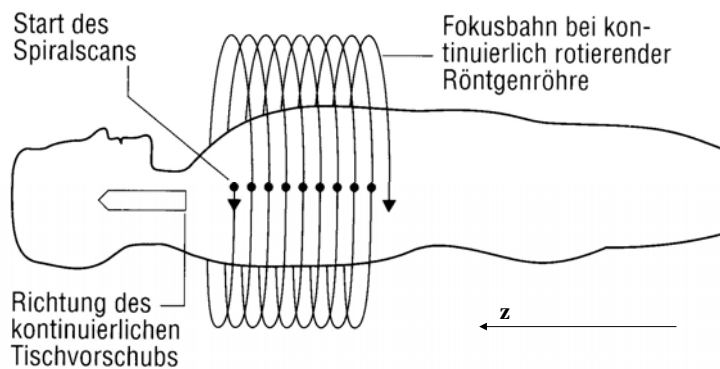
### • III. Generation



### IV. Generation

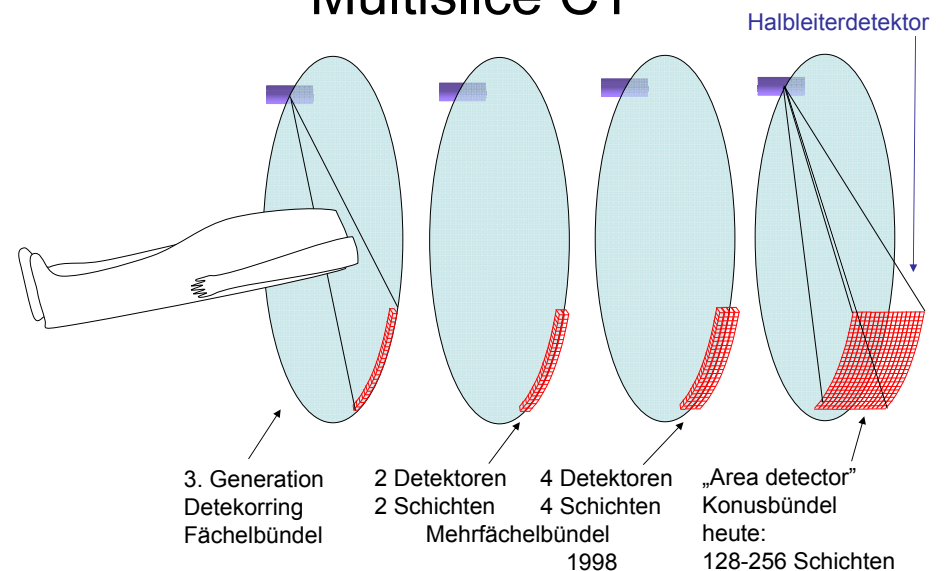


## Generationen: spiral CT

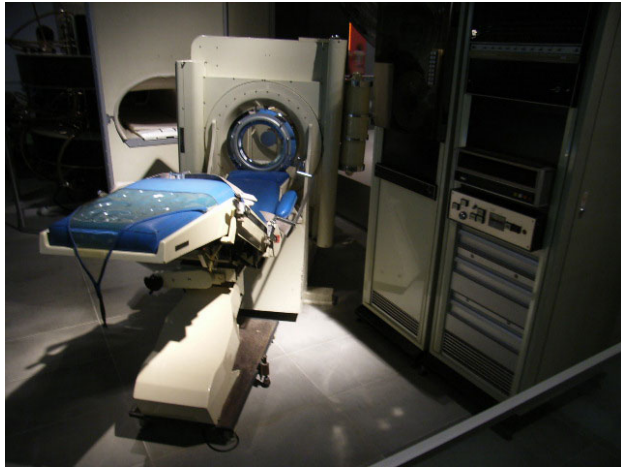


Das schichtbild kann man in einem beliebigen **z** Position gerechnet werden.

## Multislice CT



## Erste Generation CT



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

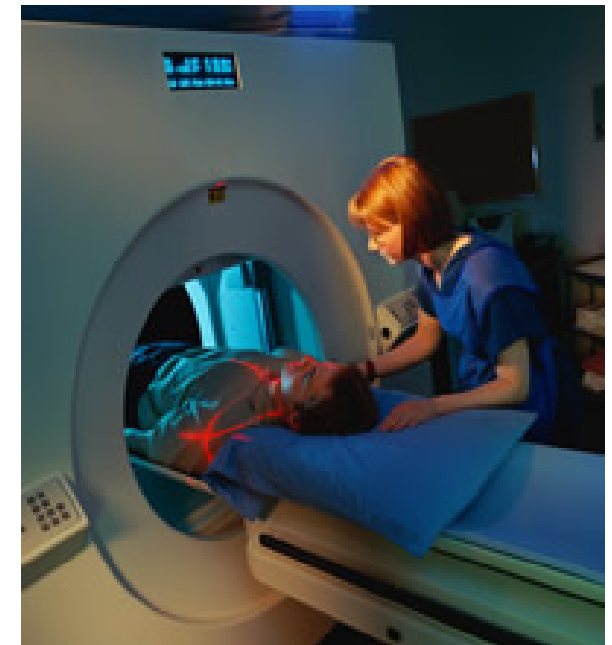


## 16 Schichten-CT



## CT

Einstellung  
mit Laser-  
lichtstrahlen



## Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)



## Entwicklung der CT-Aufnahmen

Jahr	Zeit (s)/ Aufnahme	Schicht Dicke	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

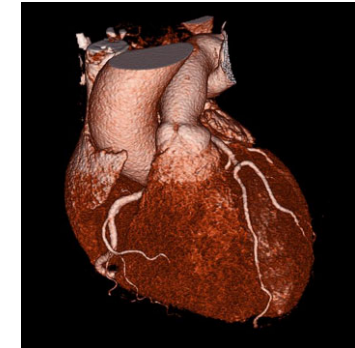
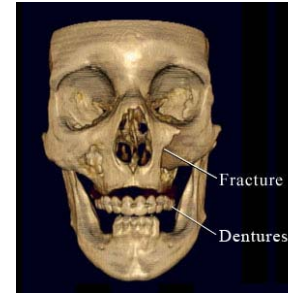
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

### Volume rendering

Die Volumenelemente haben unterschiedliche Durchsichtbarkeit, abhängig von ihrem CT-Wert (Weiche Gewebe transparent, Knochen fast intransparent.)

(!)

## Surface rendering

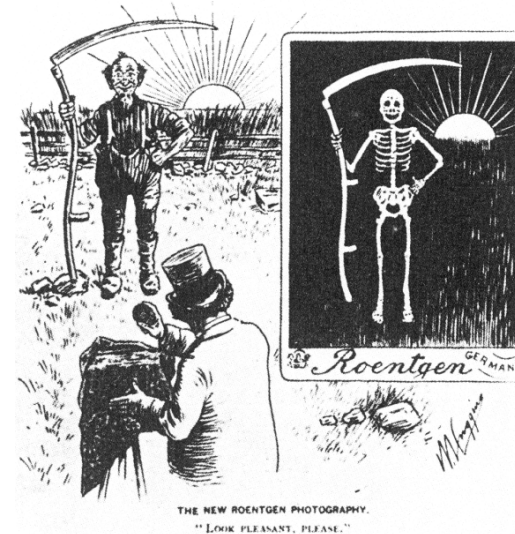


## Volume rendering



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](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](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](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

## Biophysik für Mediziner

- VIII/3.1.2
- VIII/3.1.3
- VIII/3.1.4
- VIII/4.3

## Rechenaufgaben

-

**Praktikum**  
**Medizinische Physik**  
Abschnitt: Röntgen-CT