



Notwendige Vorkenntnisse

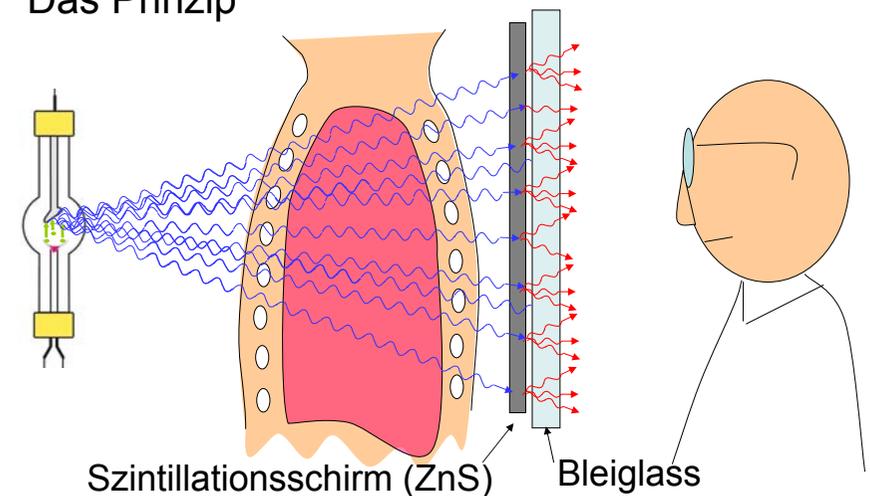
- Schwächung der Röntgenstrahlung

Spezielle Verfahren in der Röntgendiagnostik

- Bildverstärker
- Direkte Digitaltechnik
- DSA
- Dual Energy

Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip



Vorteile - Nachteile

- Vorteile:

- keine Entwicklungszeit
- Manipulation sichtbar, kontrollierbar



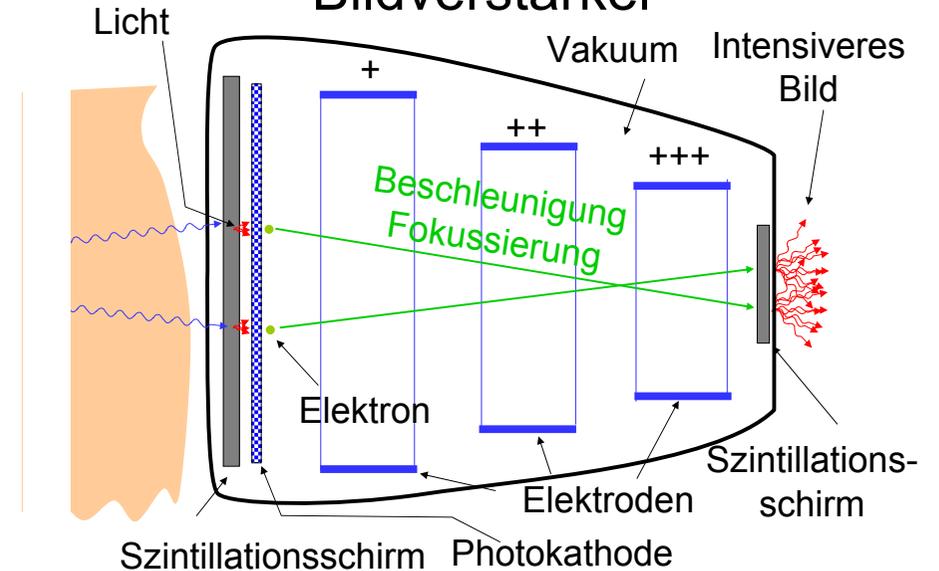
- Nachteile:

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

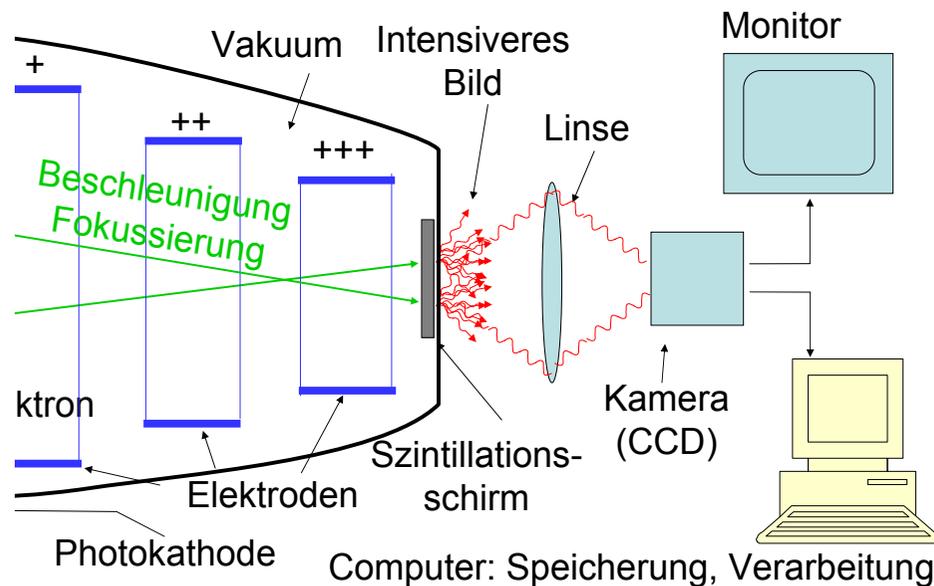


\Rightarrow Bildverstärker

Bildverstärker

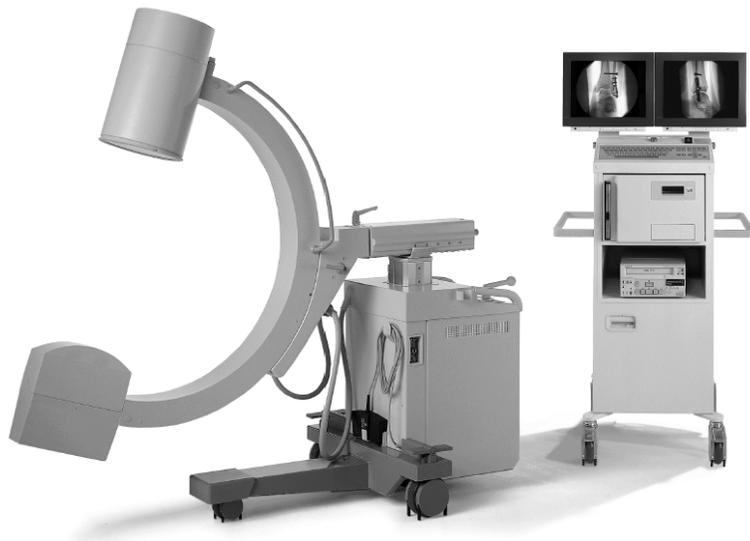


Bildverstärker



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

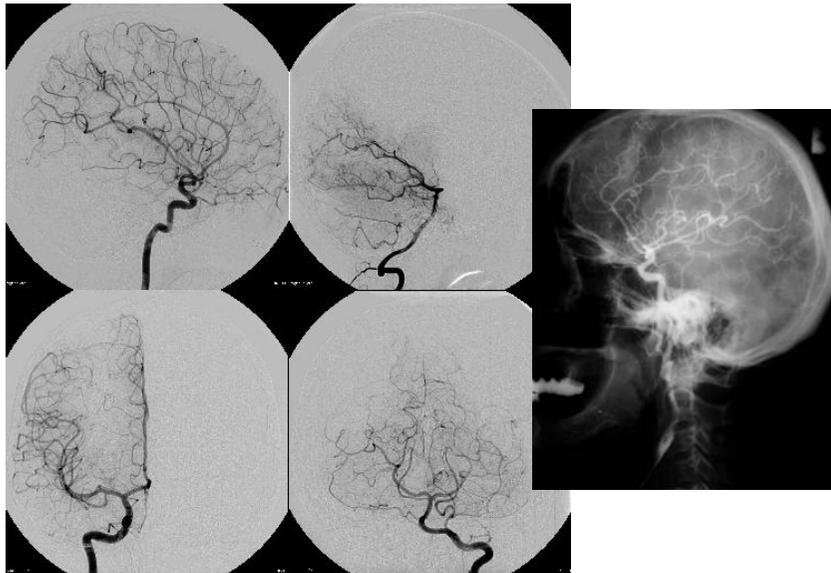
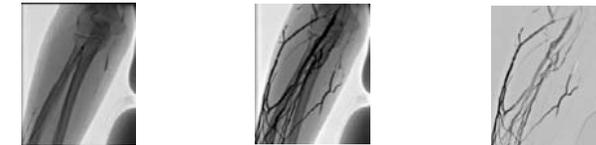


Direkte digitale Röntgentechnik

- 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!)

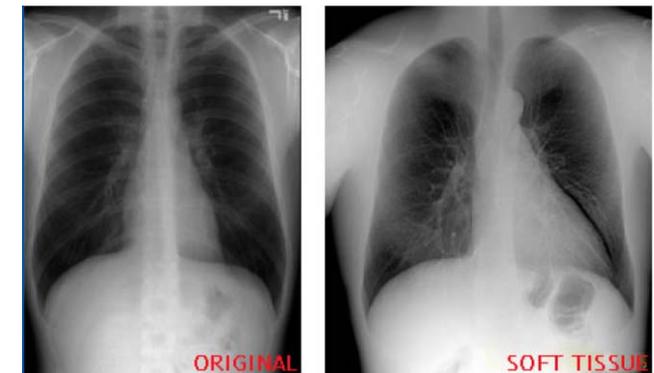
Digitale Subtraktionsangiographie (DSA)

- 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

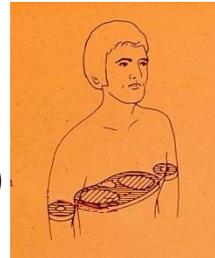


Röntgentomographie

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

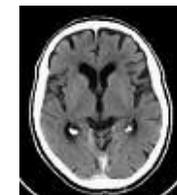
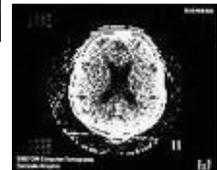
Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
<ul style="list-style-type: none">• MRI• Optische (?)	<ul style="list-style-type: none">• PET• SPECT

Geschichte der Tomographie

Godfrey N. **Hounsfield**
und Allan M. **Cormack**



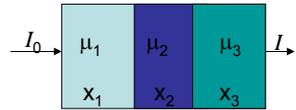
- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice



- 2006: 64 Schichten

Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

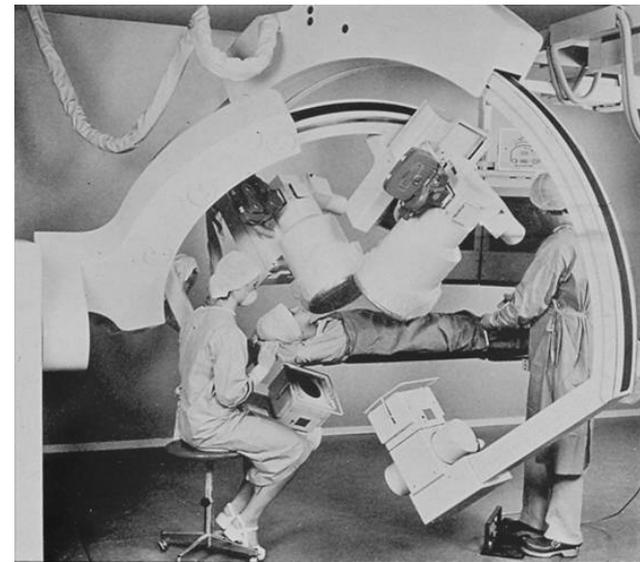
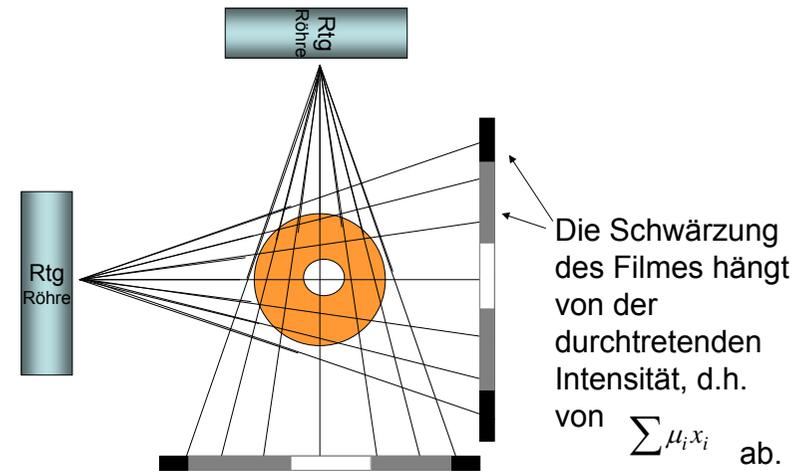
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

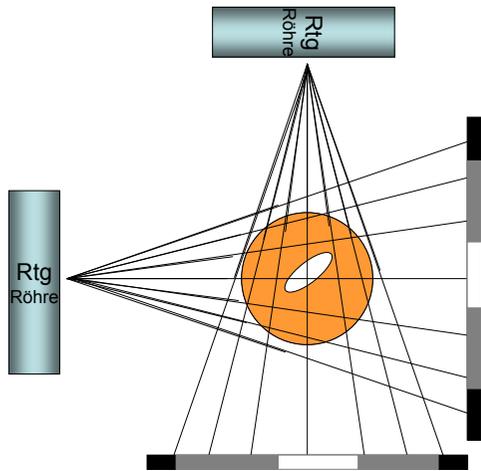


Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

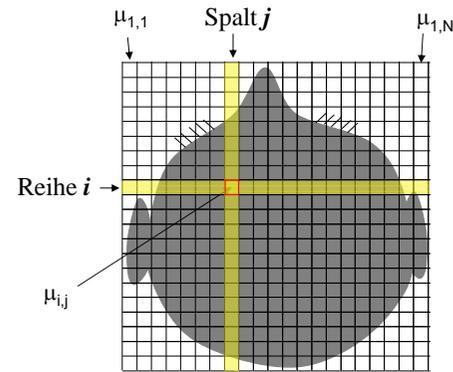
Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenen Stoffe





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

Grundprinzip der Computertomographie



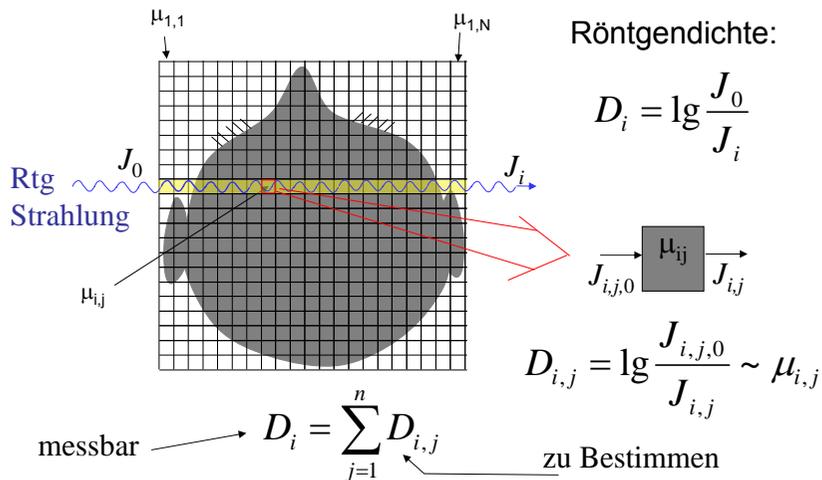
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> 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 .

$N \times N$ Tabelle (Matrix)

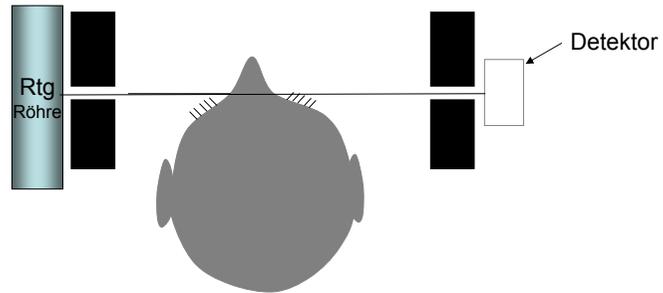
Messung und Bildrekonstruktion



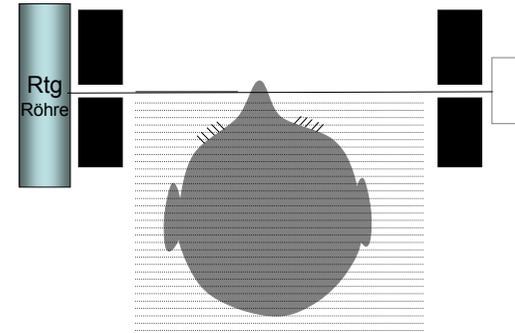
Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$ unbekannte Werte ($D_{i,j}$ oder $\mu_{i,j}$)
 eine Aufnahme: N Messwerte
 um $N \times N$ unbekanntes zu bestimmen $N \times N$
 Messwerte sind notwendig
 => Aufnahmen aus mehreren Richtungen

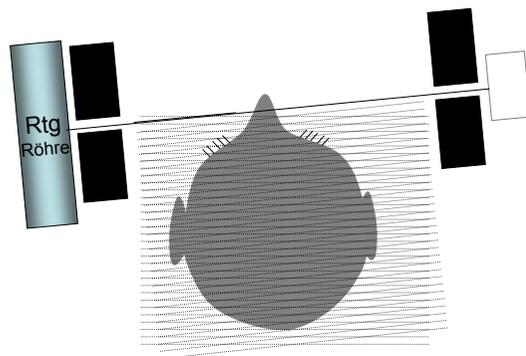
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

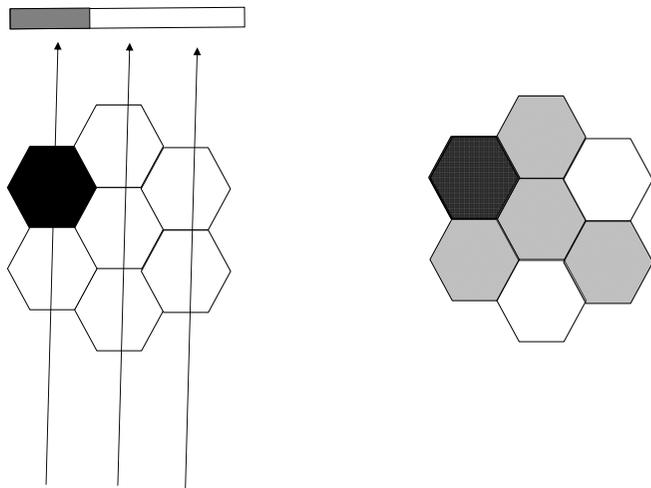
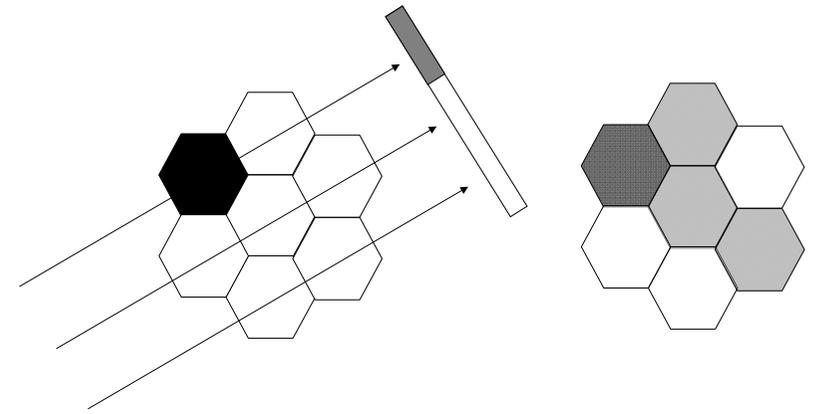
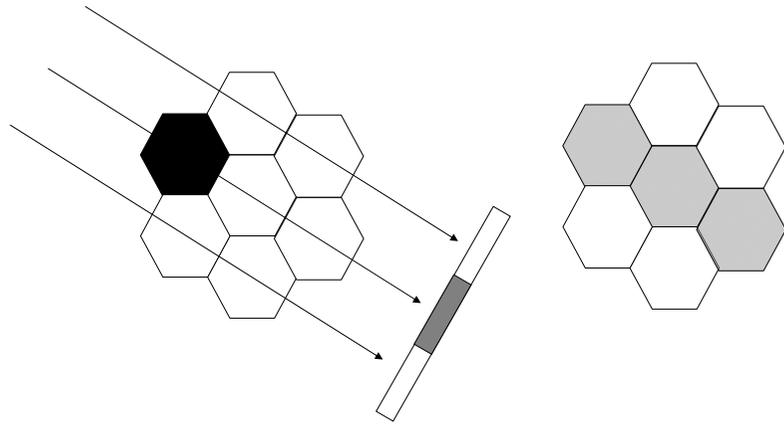
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

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

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

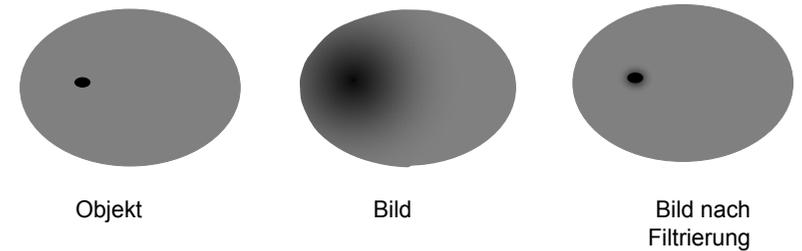
Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion

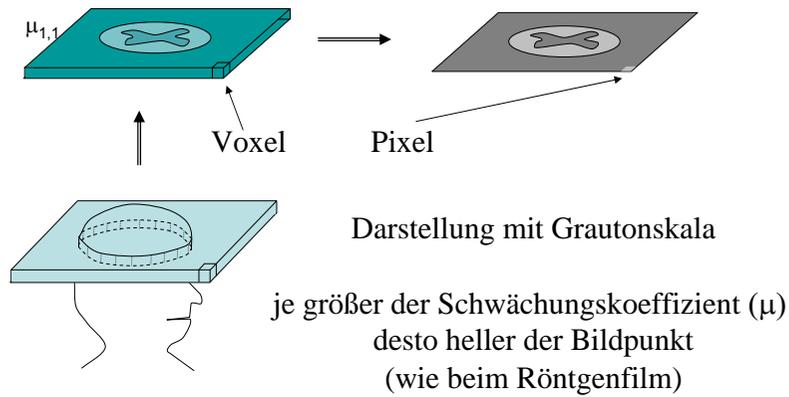


Bildrekonstruktion

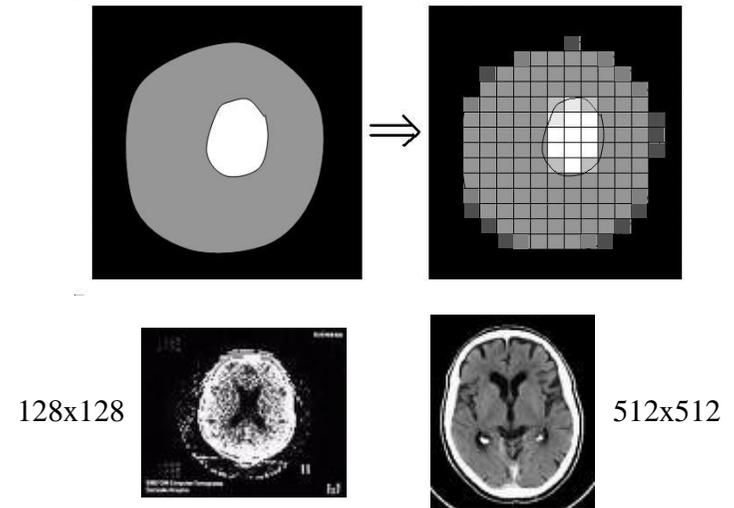
Das Bild wird verwischt.
Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen
Prozess erhöht werden: Filterung



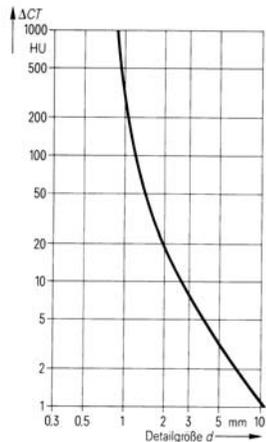
Voxel-Pixel



Auflösung



Auflösung ↔ Kontrast



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

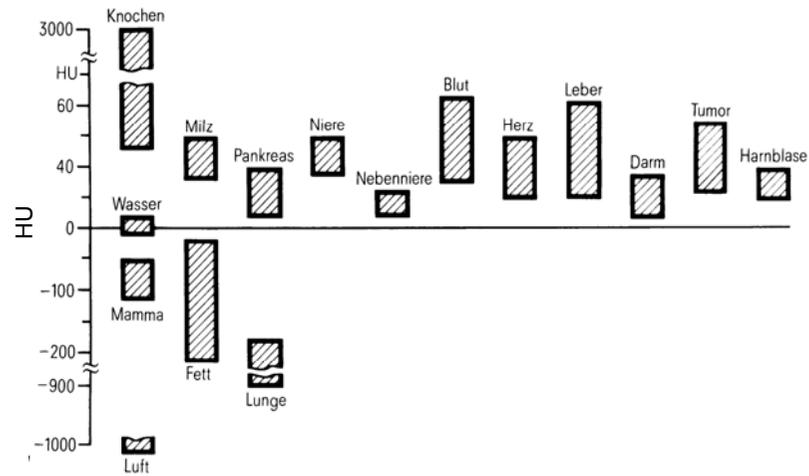
Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala für μ

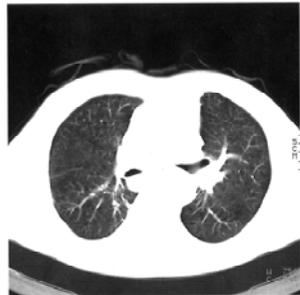
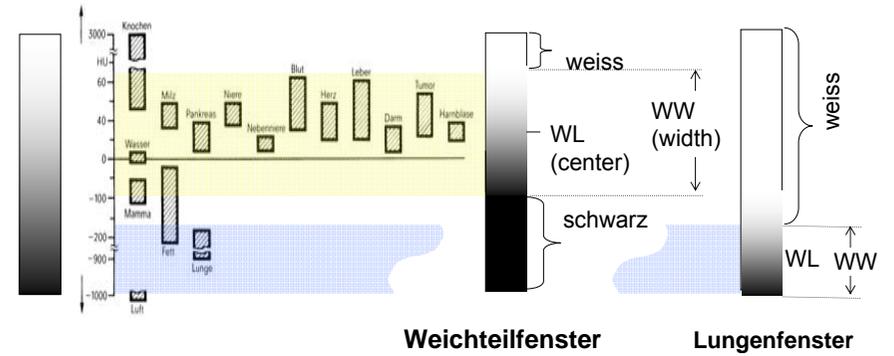
Wasser	=	0
Luft	=	-1000
Knochen	=	100-1000
Weichteilgewebe	≈	0
Lunge	<	0

CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala



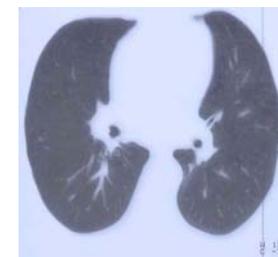
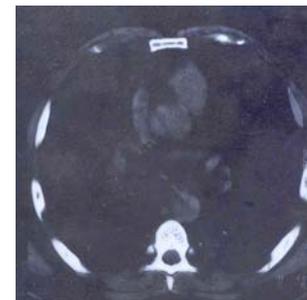
Lungenfenster

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

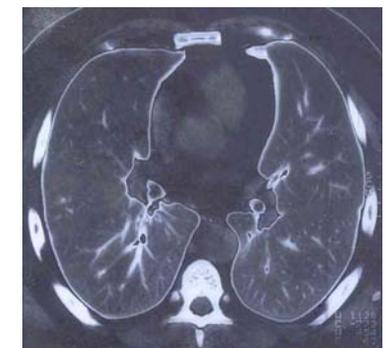


Weichteilfenster

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

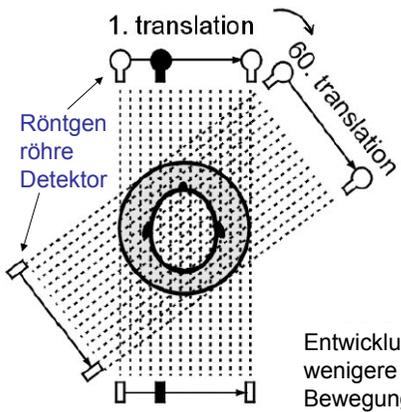


Doppelfenster



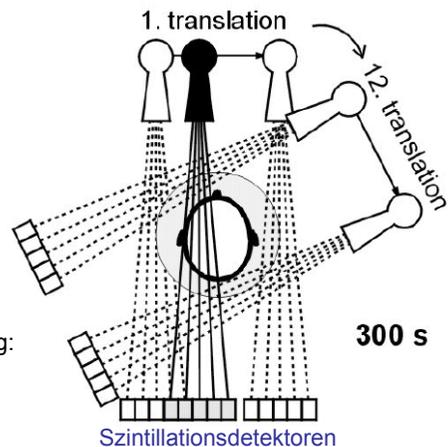
Technische Realisierung, Generationen

I. Generation



Entwicklung: weniger Bewegung

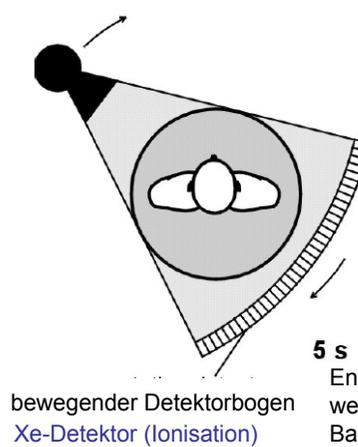
II. Generation



300 s

Technische Realisierung, Generationen

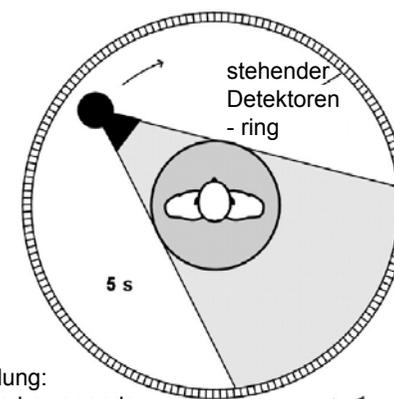
III. Generation



5 s

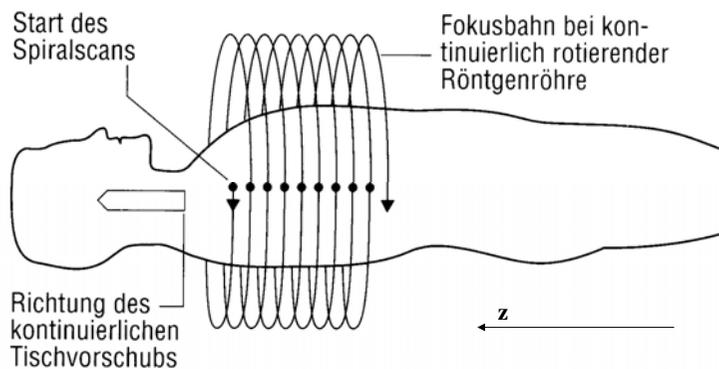
Entwicklung: weniger bewegende Bauelemente

IV. Generation



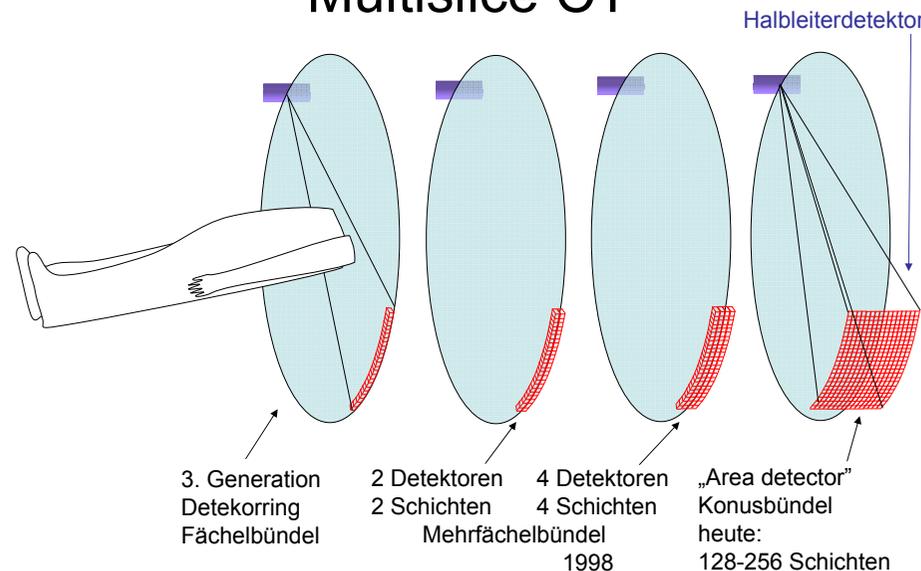
5 s

Generationen: spiral CT



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

Multislice CT



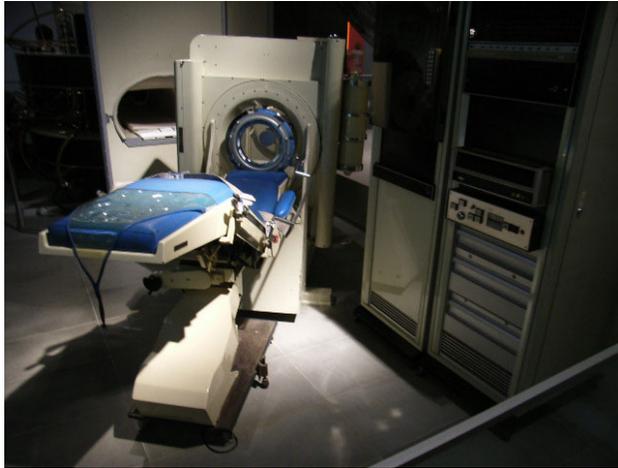
3. Generation Detektorring Fächerbündel

2 Detektoren 2 Schichten Mehrfächerbündel

4 Detektoren 4 Schichten 1998

„Area detector“ Konusbündel heute: 128-256 Schichten

Erste Generation CT



Moderne CT (3. o. 4. Generation)

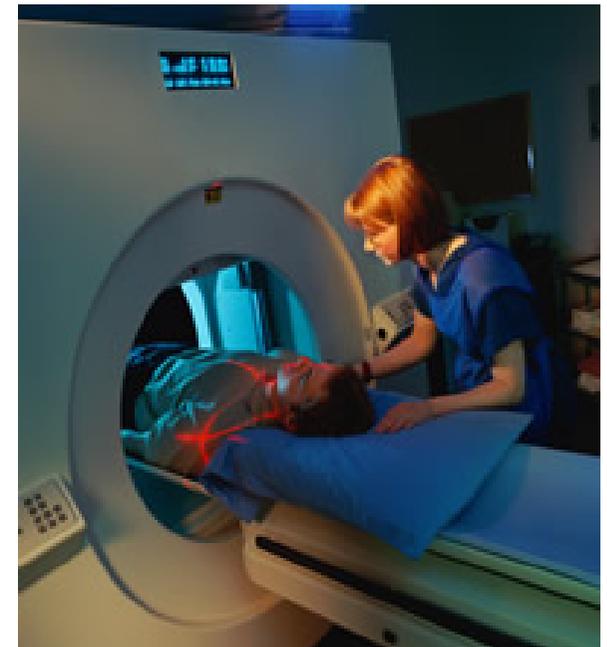


16 Schichten-CT

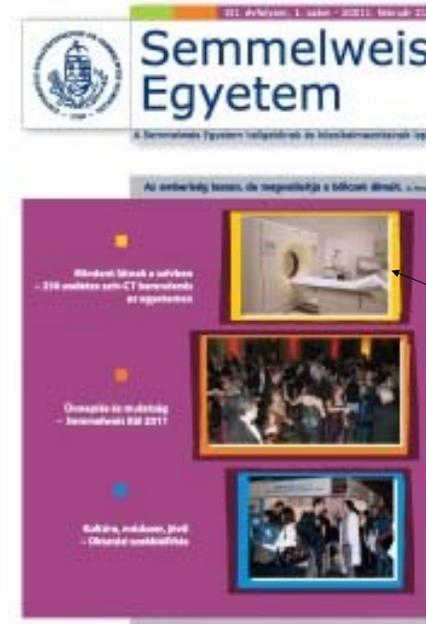


CT

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

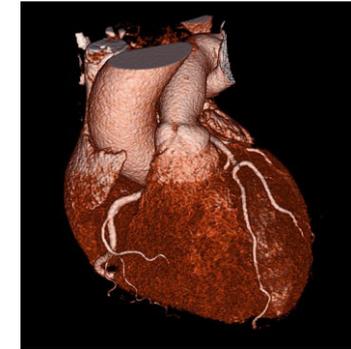
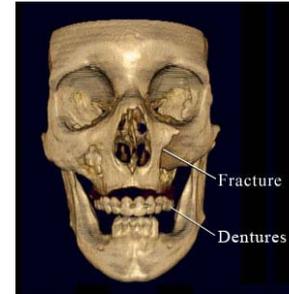
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

Volume rendering

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

(!)

Surface rendering

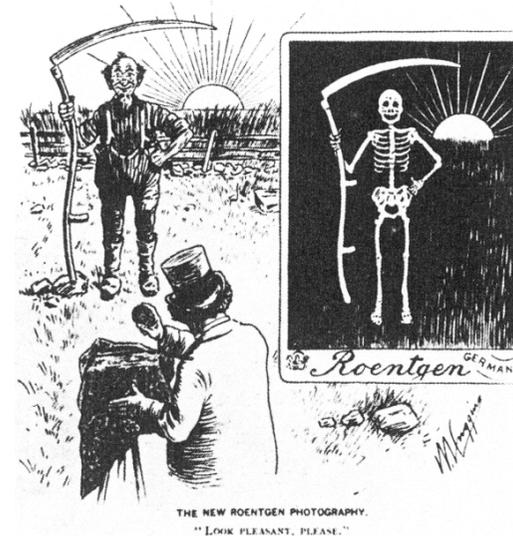


Volume rendering



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
- 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

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