

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)

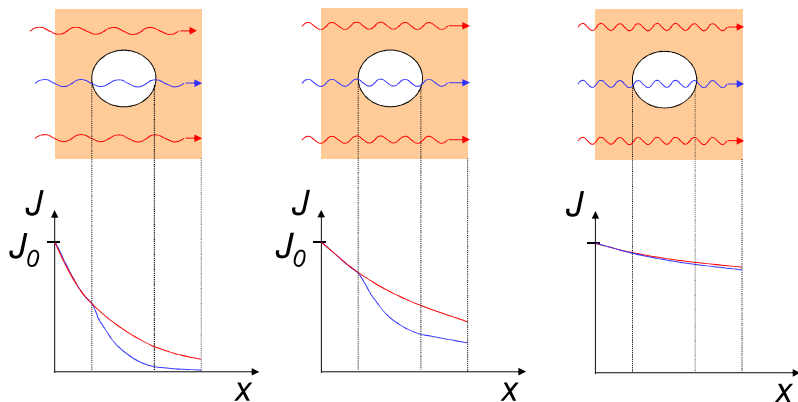
Fokus

Streustrahlungsraster

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

weiche Str.

harte Str.



weiche Str.

harte Str.

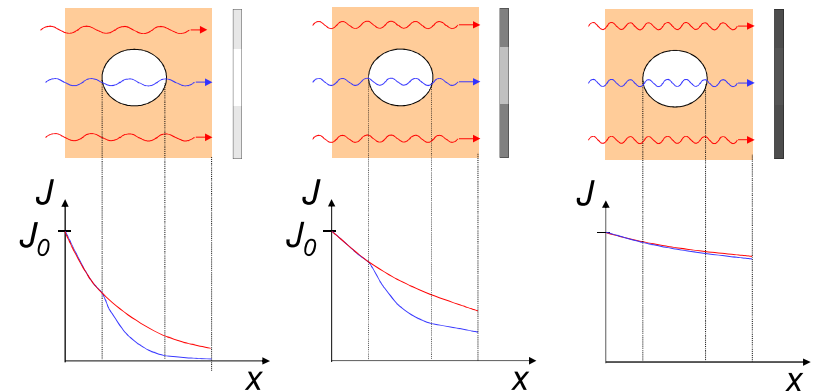
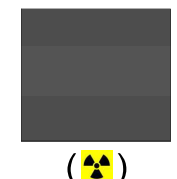
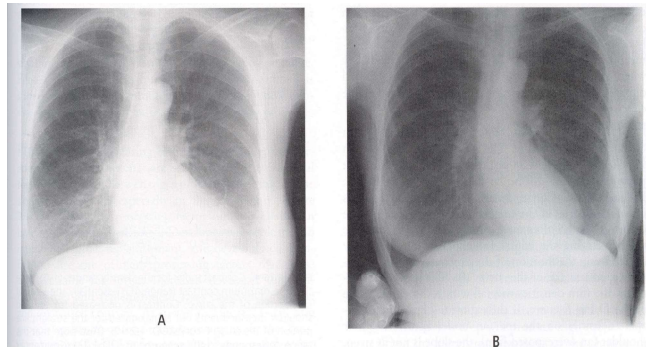


Bild:

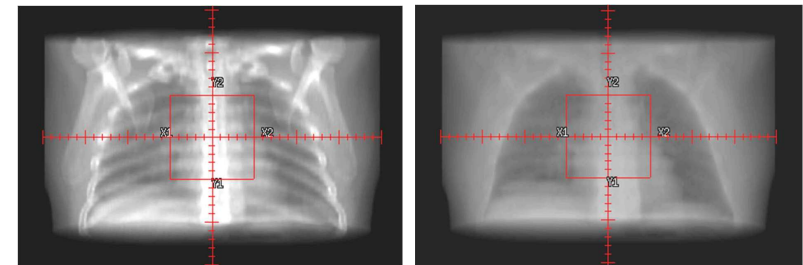


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

2 MeV

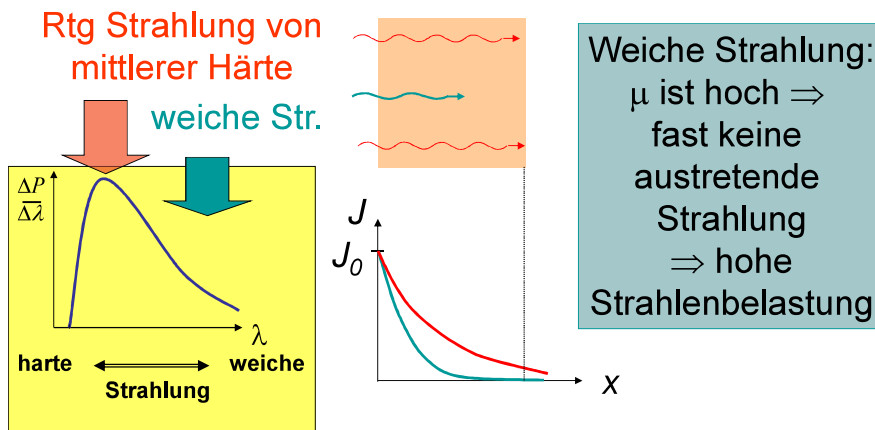
Photoeffekt: 36 %
Compton: 51 %
Paarbildung: 0 %

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

Anwendung eines Filters:

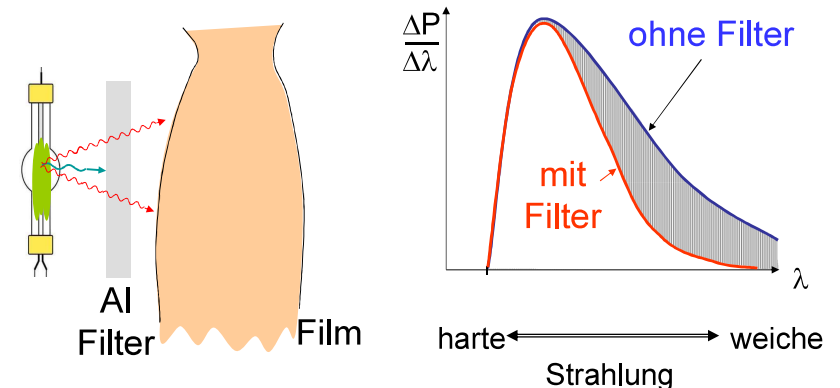
Schwächung der weichen und harten Röntgenstrahlung

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



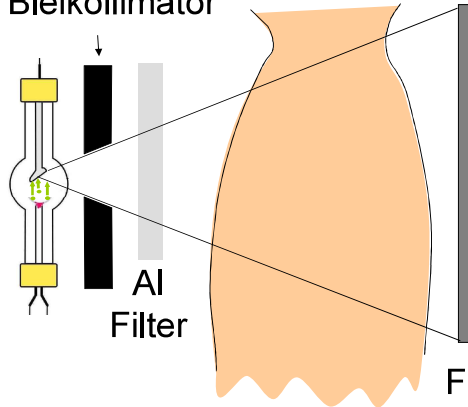
Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



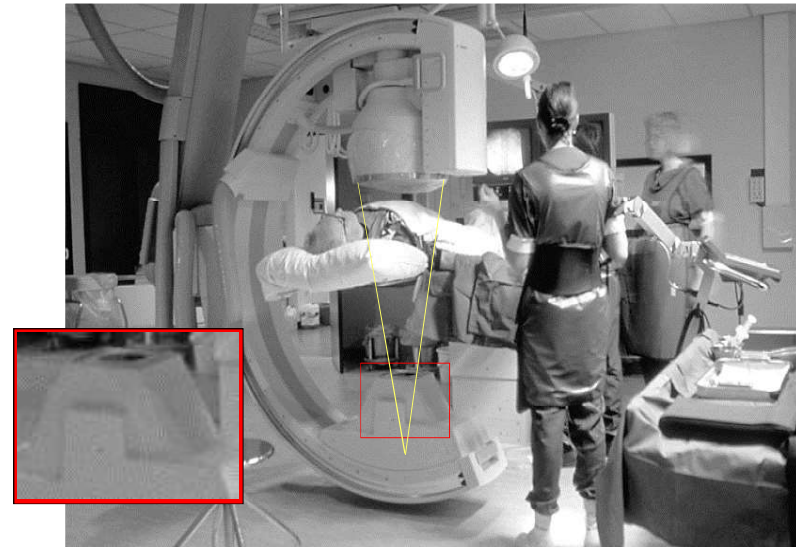
Kollimator

Bleikollimator



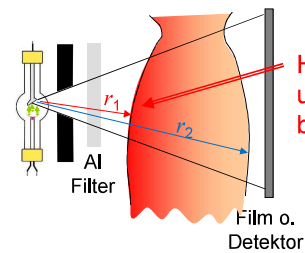
Nur die zu untersuchende Körperteile dürfen bestrahlt werden:
 -Strahlenschutz
 -Reduzierung der Streustrahlung

Film o. Detektor

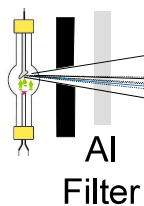


Abstand und Strahlenbelastung

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



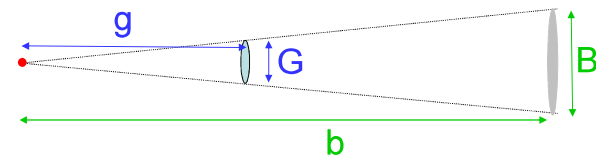
$r_1 < r_2$
 Hohe Intensität und Strahlenbelastung



$r_1 \approx r_2$
 Fast homogene Intensität- und Dosisverteilung

Abstand und Bildqualität

Vergrößerung des Schattenbildes

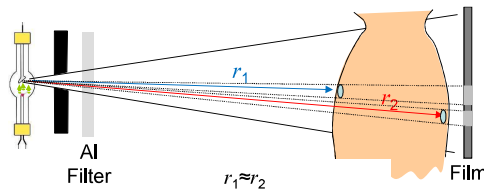
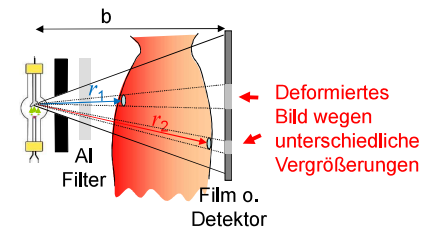


(Punktförmige) Gegenstand
 Quelle

Schattenbild

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

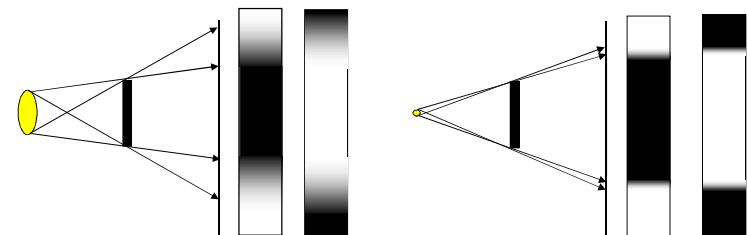
Abstand und Bildqualität



Fast gleiche
Vergrößerungen
K(l)eine
Deformation



Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

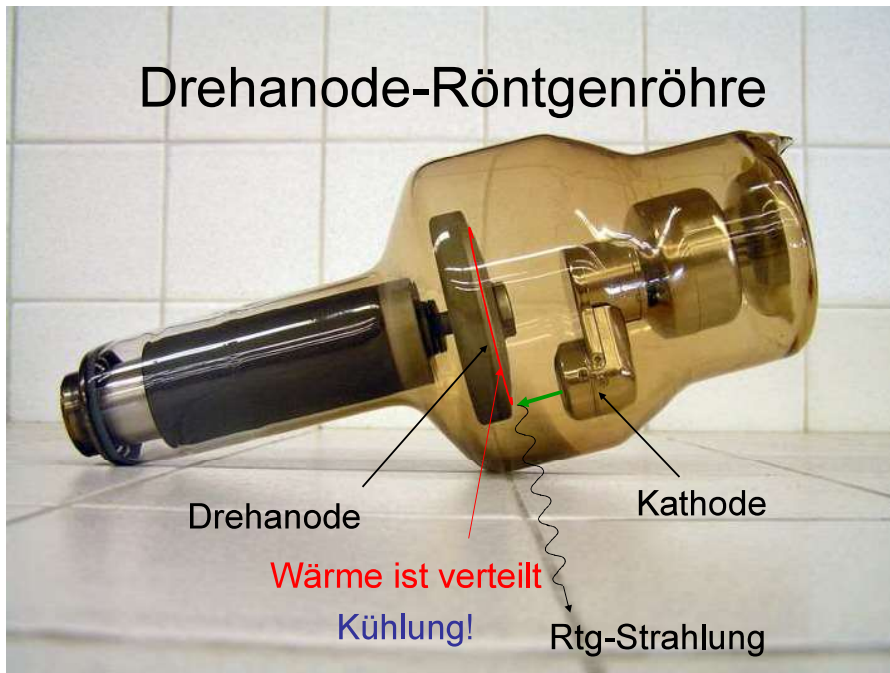


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle
(Fokus)

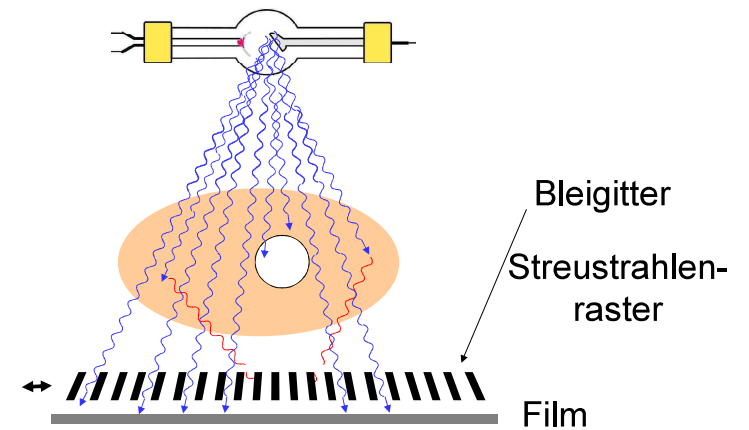
kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung
der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

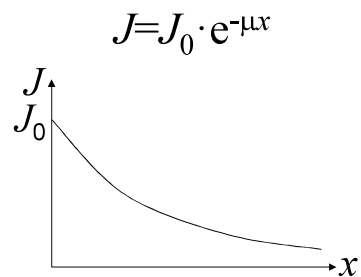
Drehanode-Röntgenröhre



Minimalisierung der Streustrahlung

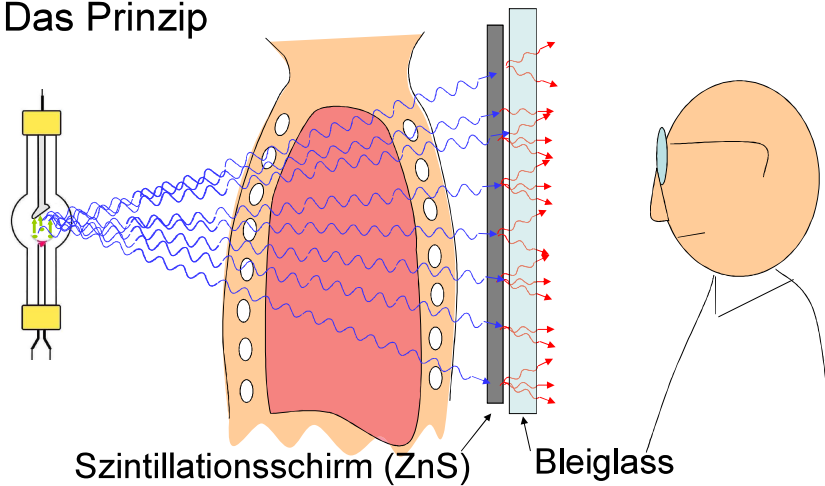


Rolle der Schichtdicke



Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip

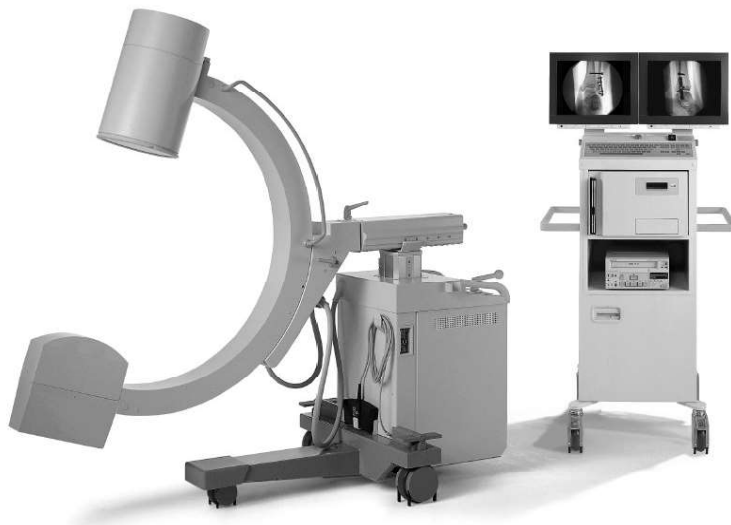


- Vorteile:
 - keine Entwicklungszeit
 - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
- Nachteile:
 - hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
 - schwaches Licht (dunkler Raum)

Fluoroskopie heute ausschließlich mit:

⇒ Bildverstärker

⇒ Digitale Detektoren



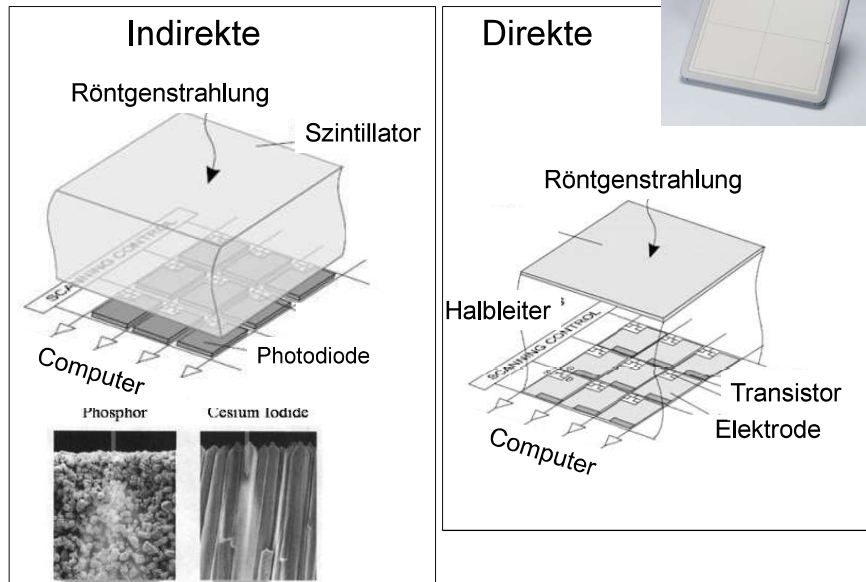
Vorteile der Anwendung des Bildverstärkers

- 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

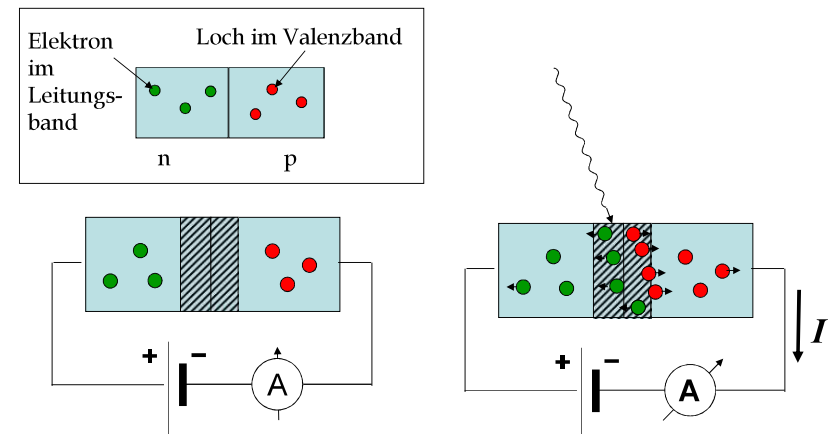


Halbleiterdetektoren



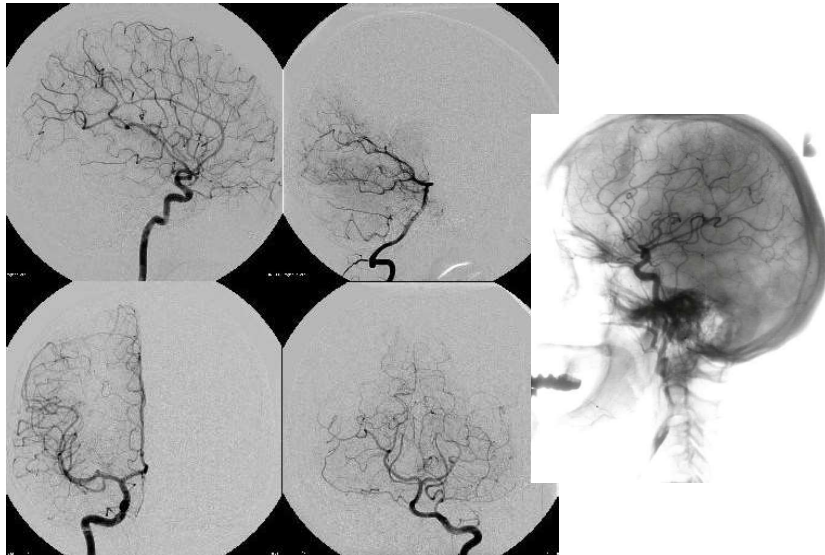
Direkte Detektierung mit Halbleitern

Prinzip: Halbleiterdiode in Sperrrichtung:



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.



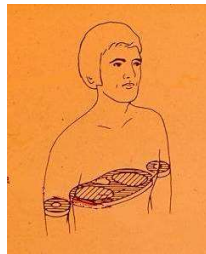
CT

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

Τομοσ

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende
Schicht wird abgebildet.

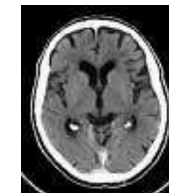


Geschichte der Tomographie

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



Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

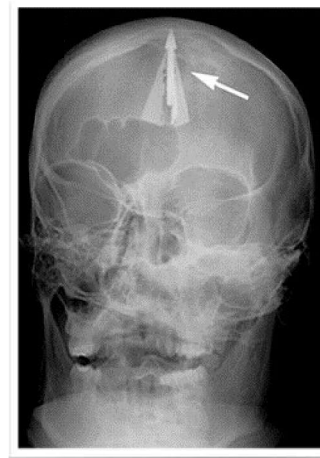
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

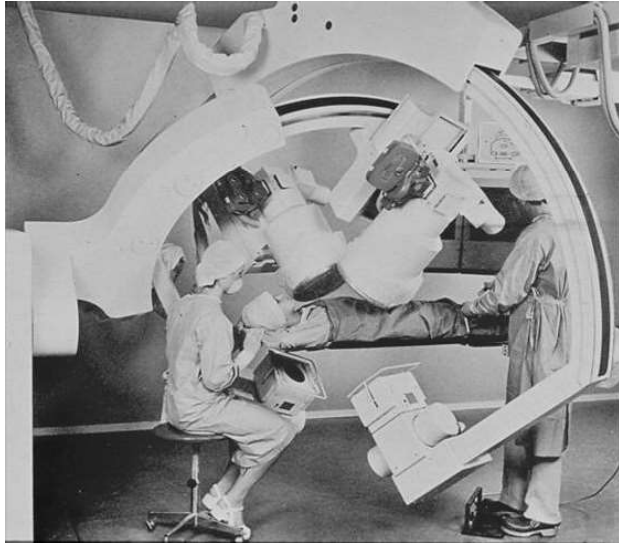


Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

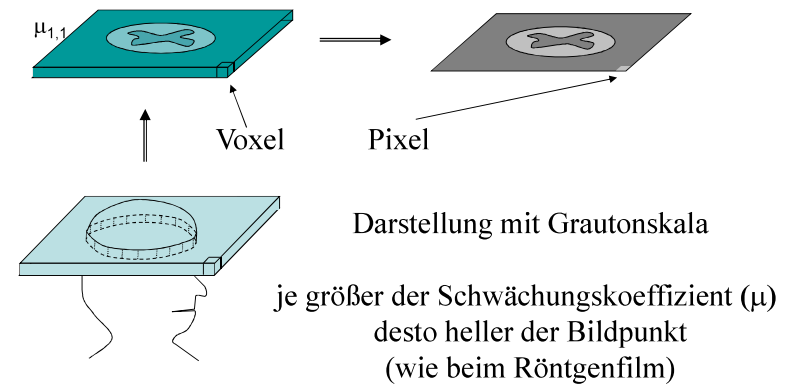
Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe

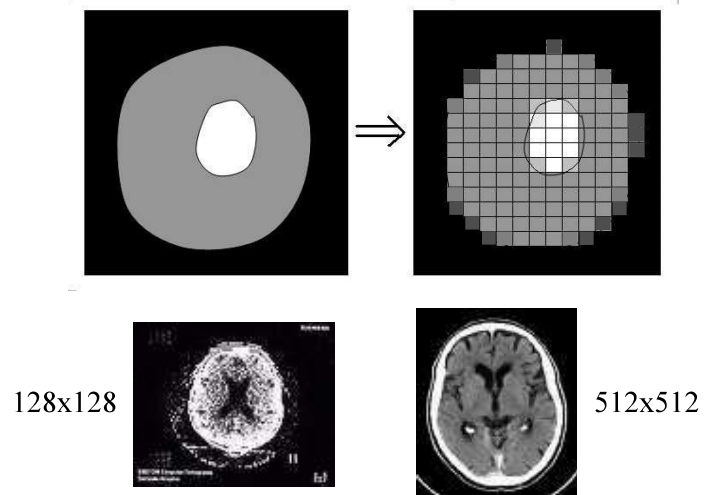




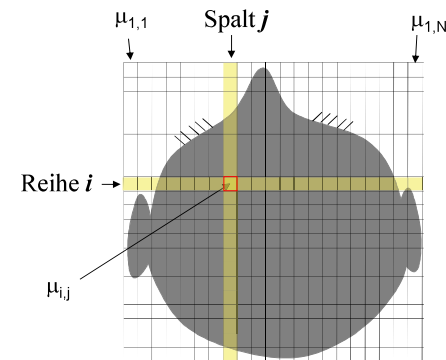
Voxel-Pixel



Auflösung



Grundprinzip der Computertomographie



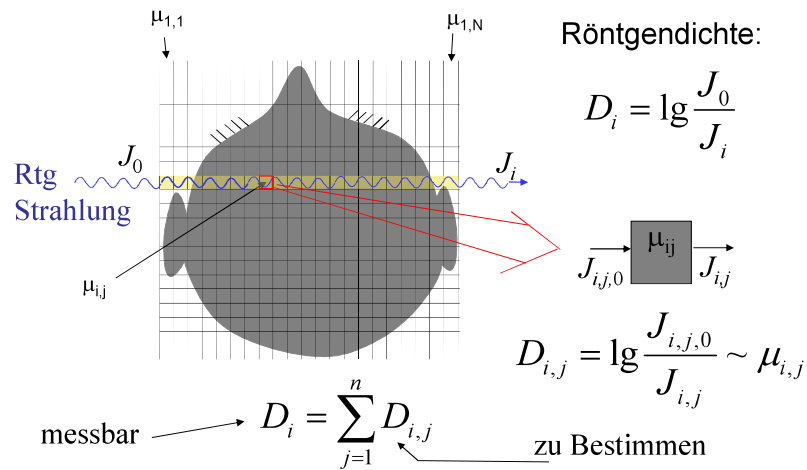
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> 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)

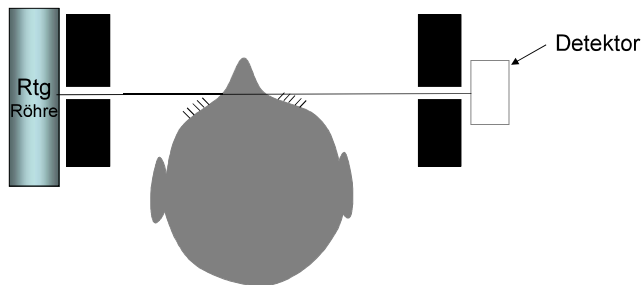
Messung und Bildrekonstruktion



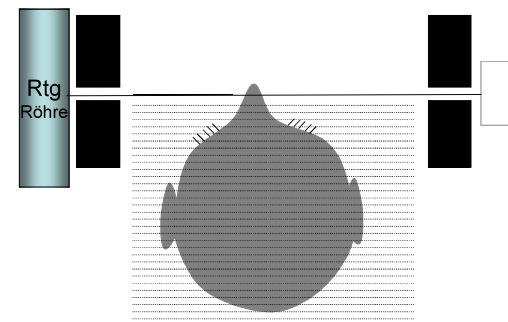
Messung und Bildrekonstruktion

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

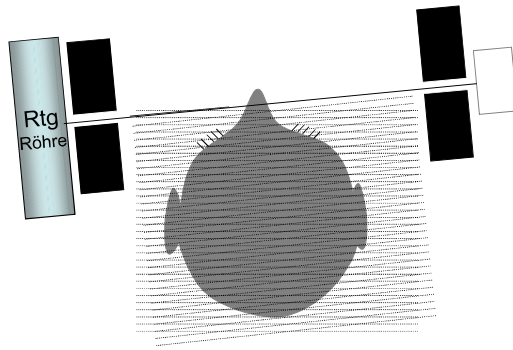
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

Bildrekonstruktion

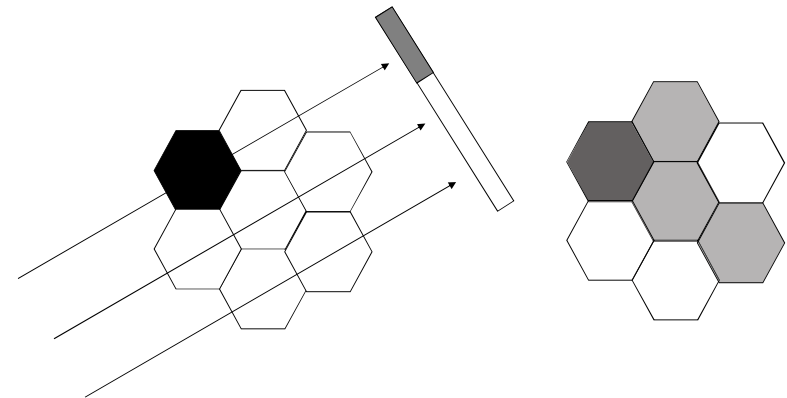
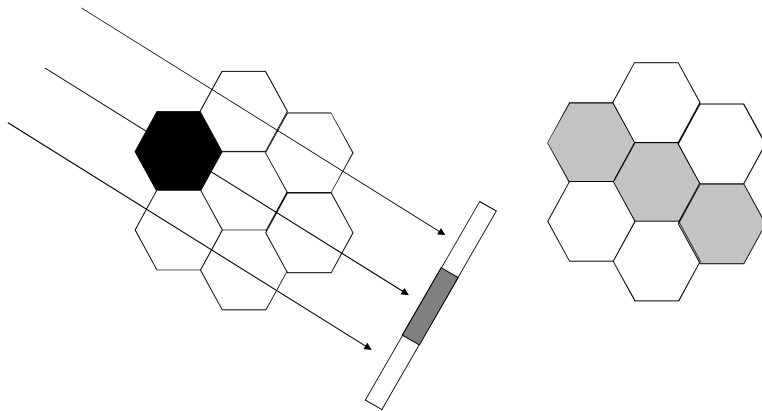
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!

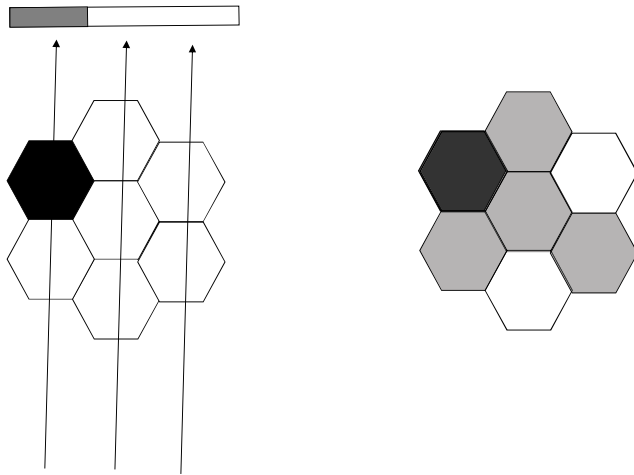
zB: 512x512 Bildpunkte: $\approx 250\,000$ Unbekannte!

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion

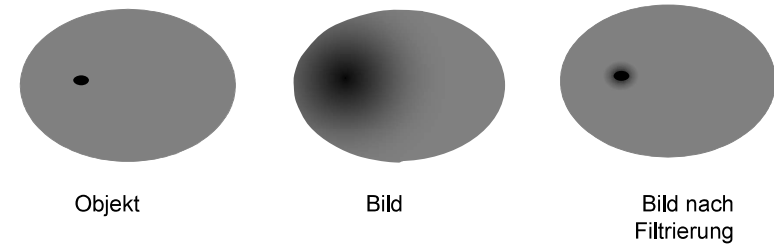




Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



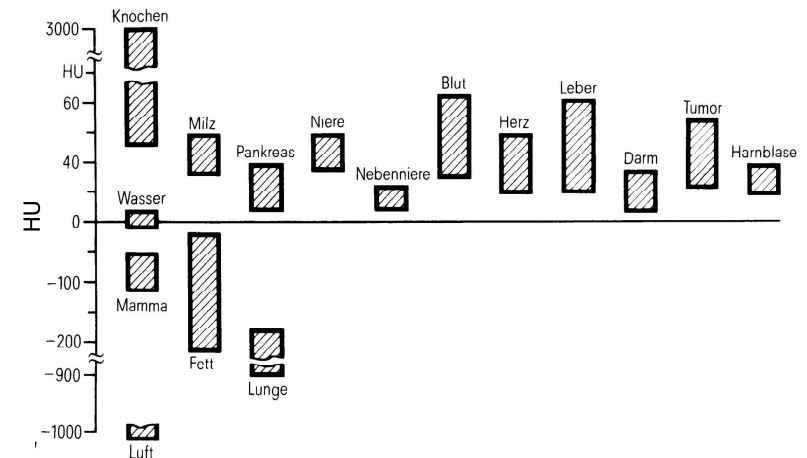
Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

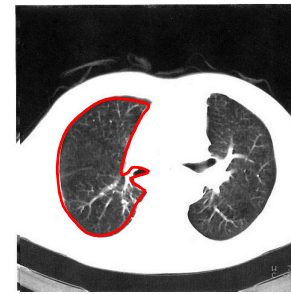
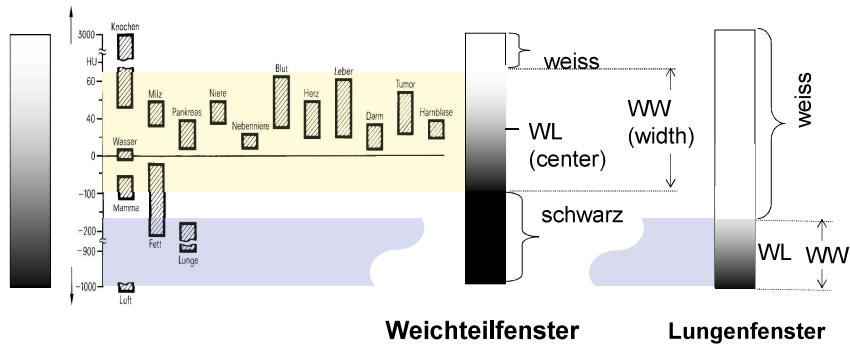
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≈ 0
Lunge	<0

CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala

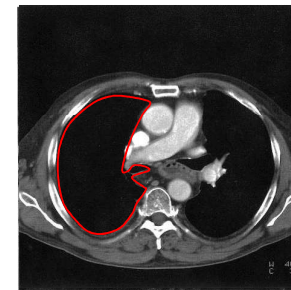


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)

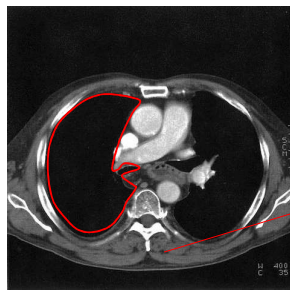
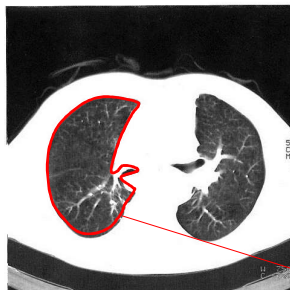


Weichteilfenster

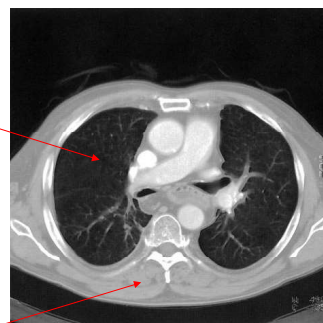
Mitte = 35

Breite = 400

(-165 ... 235)

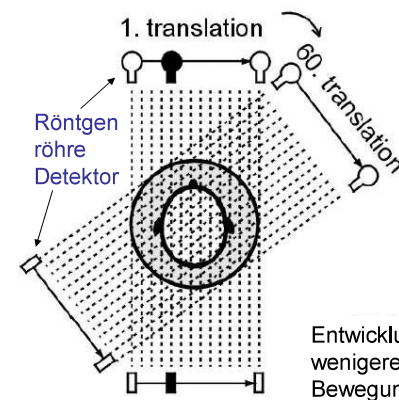


Doppelfenster

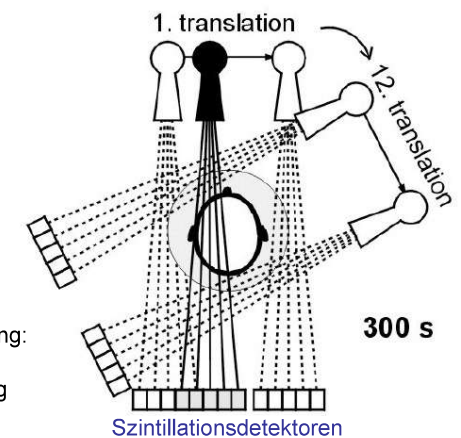


Technische Realisierung, Generationen

I. Generation



II. Generation



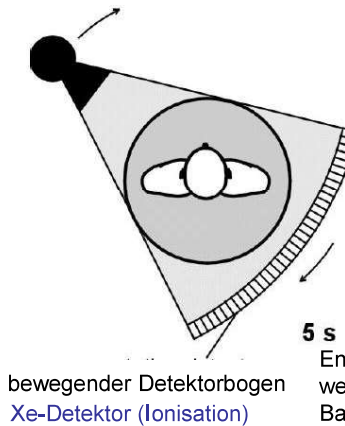
Erste Generation CT



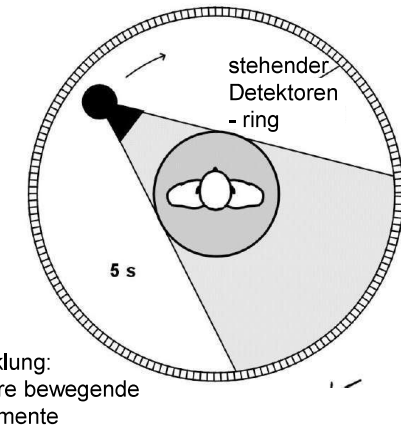
Science Museum London

Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation



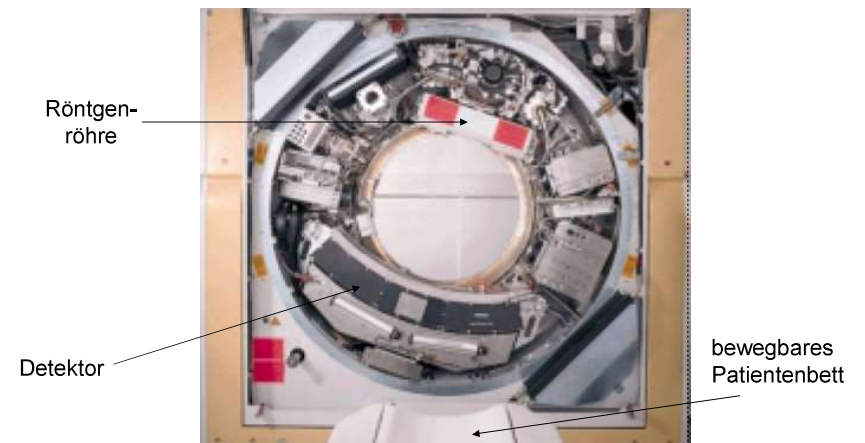
IV. Generation



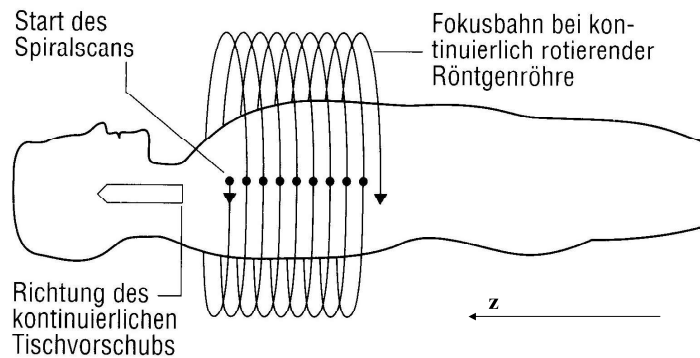
Moderne CT (3. o. 4. Generation)



Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)

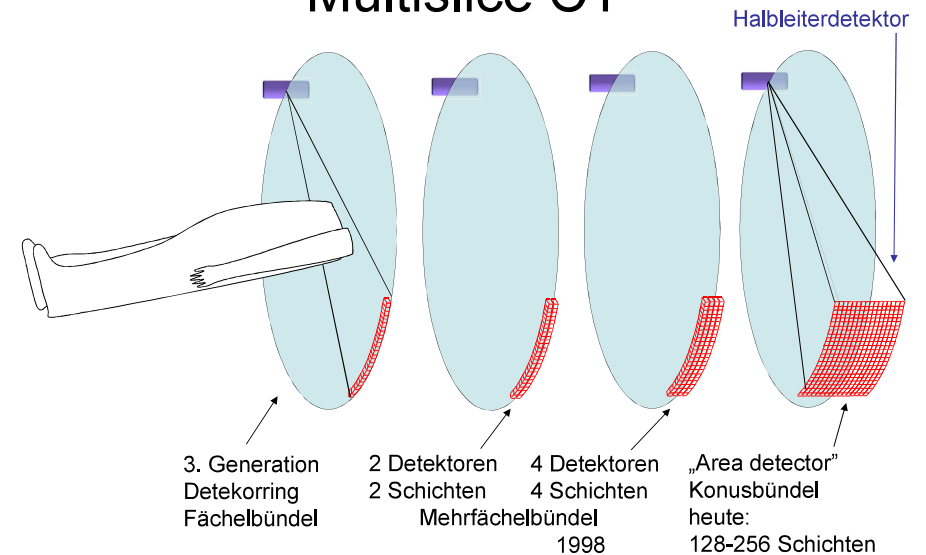


Generationen: spiral CT



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

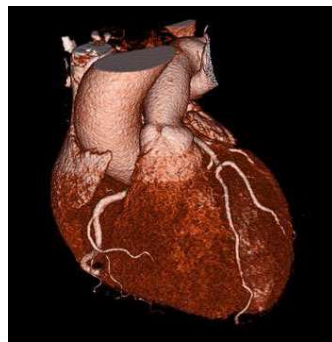
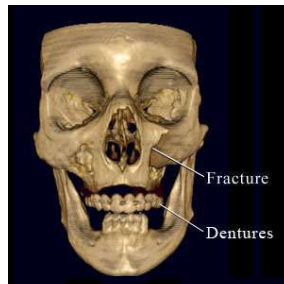
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

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