

Röntgenstrahlung

Minimalisierung der Strahlenbelastung

Erhöhung der Bildqualität

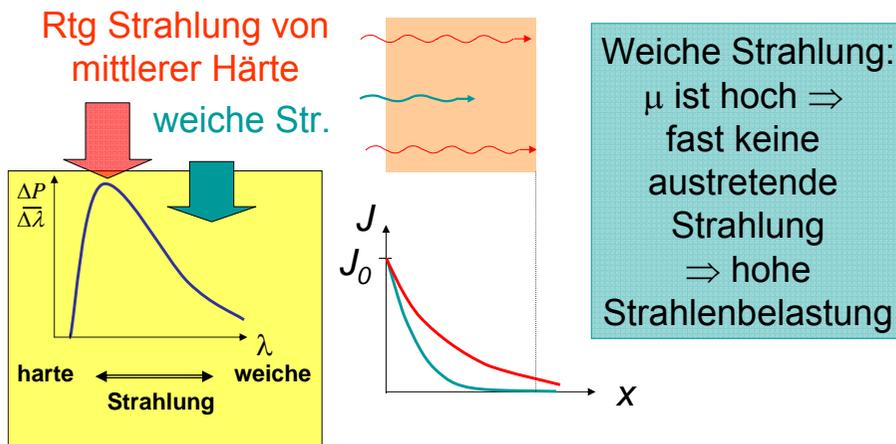
Spezielle Verfahren

Röntgentomographie (CT)

- Minimalisierung der Strahlendosis
 - Filter
 - Kollimator
 - Abstand
- Erhöhung der Bildschärfe
 - Fokus
 - Streustrahlungsraster

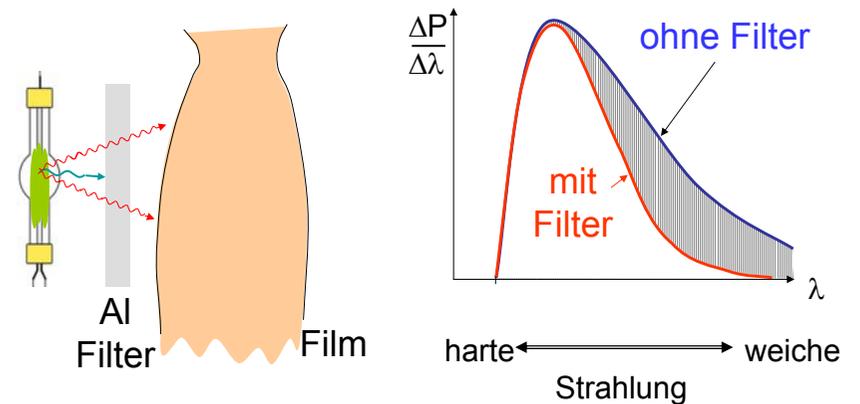
Anwendung eines Filters:

Schwächung der weichen und harten Röntgenstrahlung
 Kontinuierliches Emissionsspektrum \Rightarrow Photonen mit unterschiedlichen E_{Photon} unterschiedlichen μ



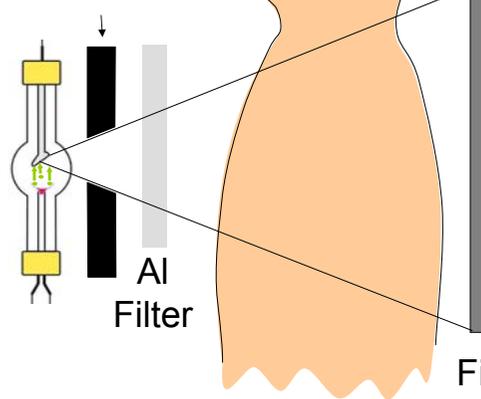
Anwendung eines Filters

Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



Kollimator

Bleikollimator



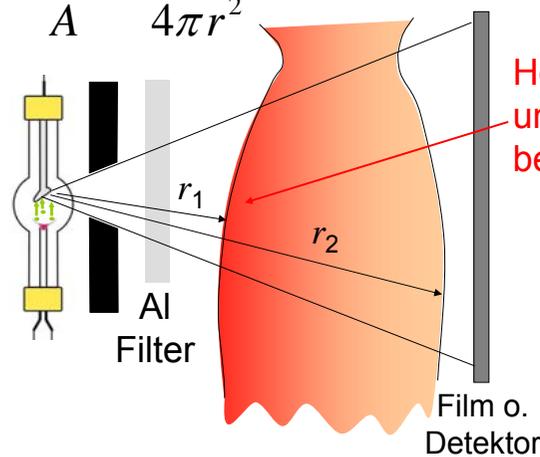
Nur die zu untersuchende Körperteile werden bestrahlt:
 -Strahlenschutz
 -Reduzierung der Streustrahlung

Film o. Detektor



Abstand und Strahlenbelastung

$$J = \frac{P_{Rtg}}{A} = \frac{P_{Rtg}}{4\pi r^2}$$



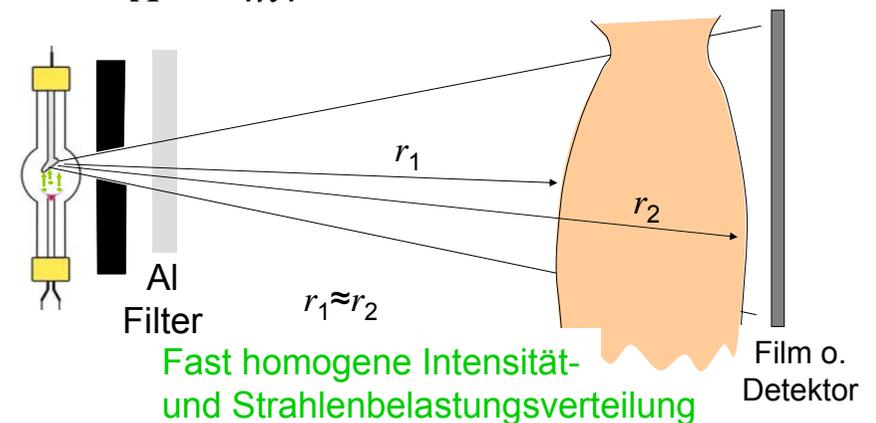
$$r_1 \ll r_2$$

Hohe Intensität und Strahlenbelastung

Film o. Detektor

Abstand und Strahlenbelastung

$$J = \frac{P_{Rtg}}{A} = \frac{P_{Rtg}}{4\pi r^2}$$

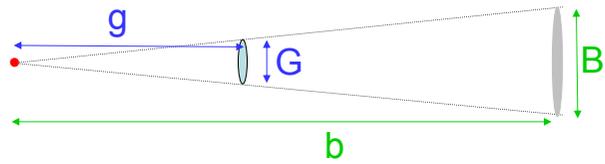


$$r_1 \approx r_2$$

Fast homogene Intensität- und Strahlenbelastungsverteilung

Film o. Detektor

Vergrößerung des Schattenbildes

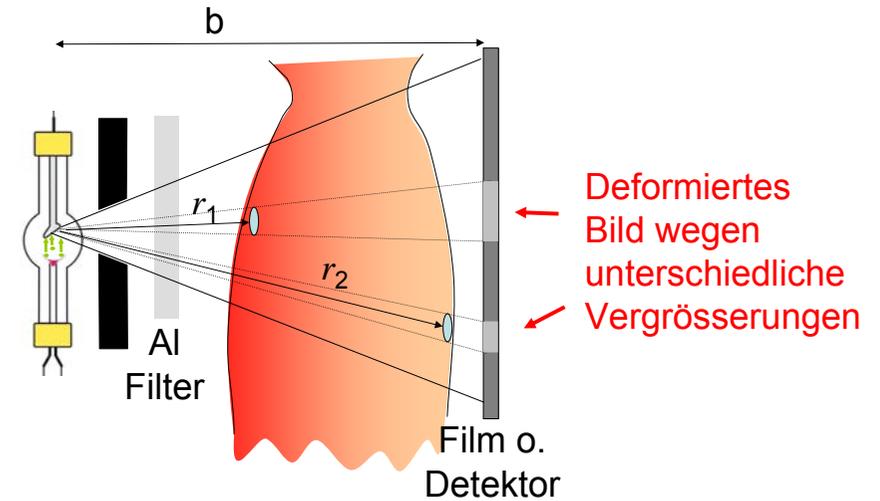


(Punktförmige) Gegenstand
Quelle

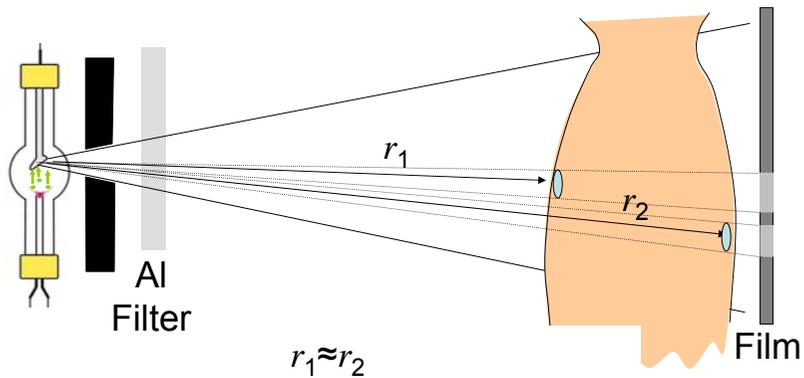
Schattenbild

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

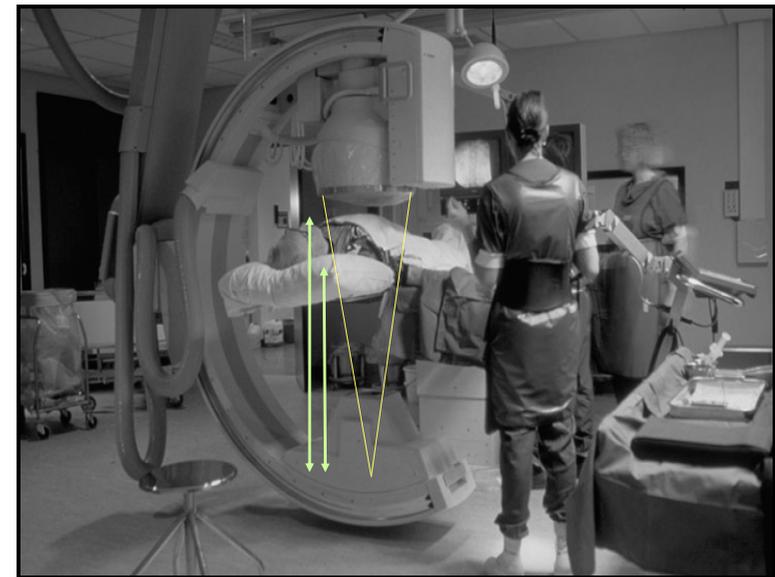
Abstand und Bildqualität



Abstand und Bildqualität

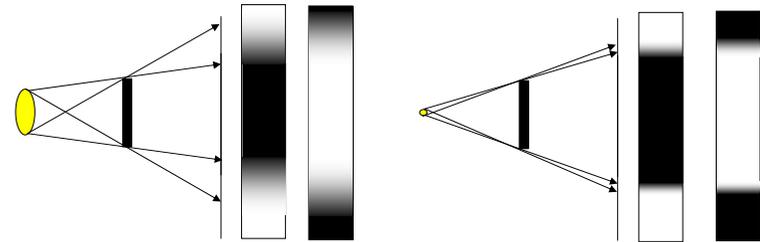


Fast gleiche Vergrößerungen



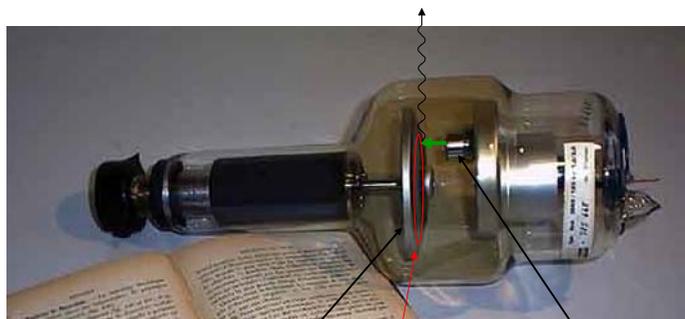


Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle



Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)
 kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode
 \Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



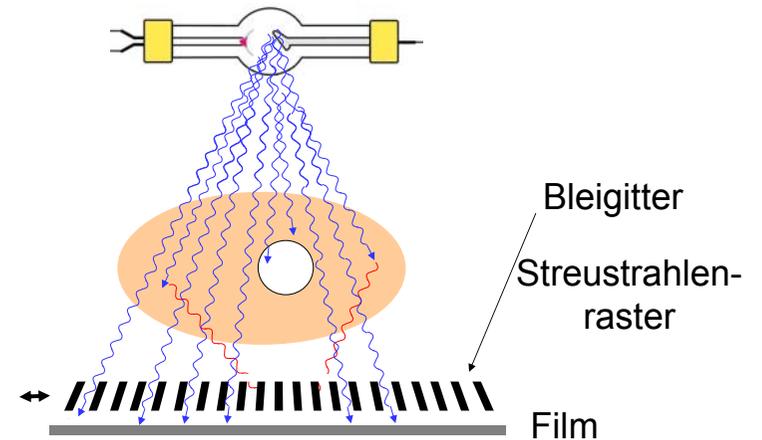
Drehanode

Kathode

Wärme ist verteilt

Kühlung!

Minimalisierung der Streustrahlung

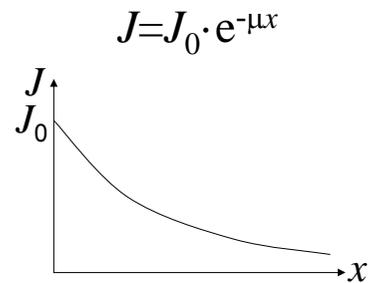


Bleigitter

Streustrahlen-raster

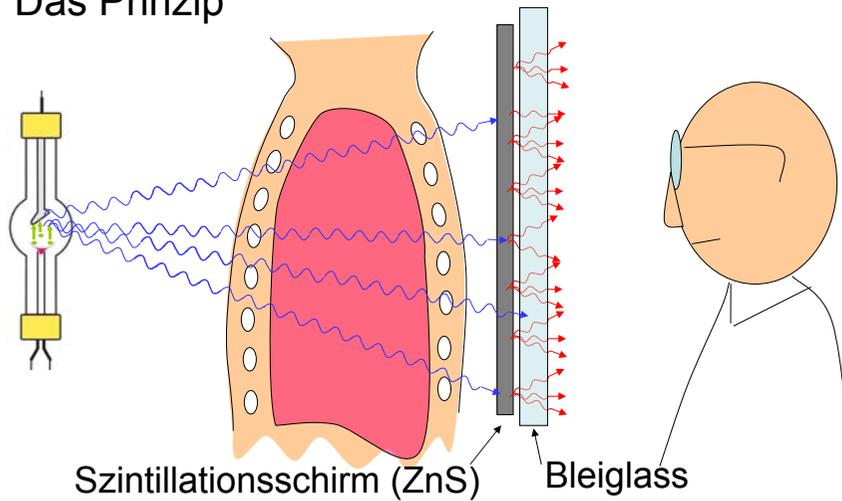
Film

Rolle der Schichtdicke

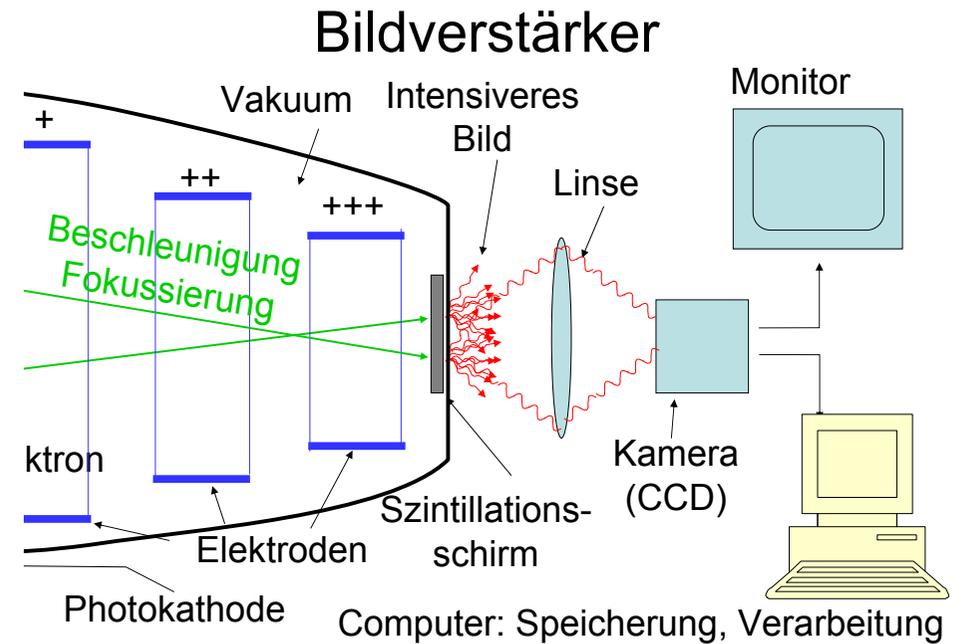
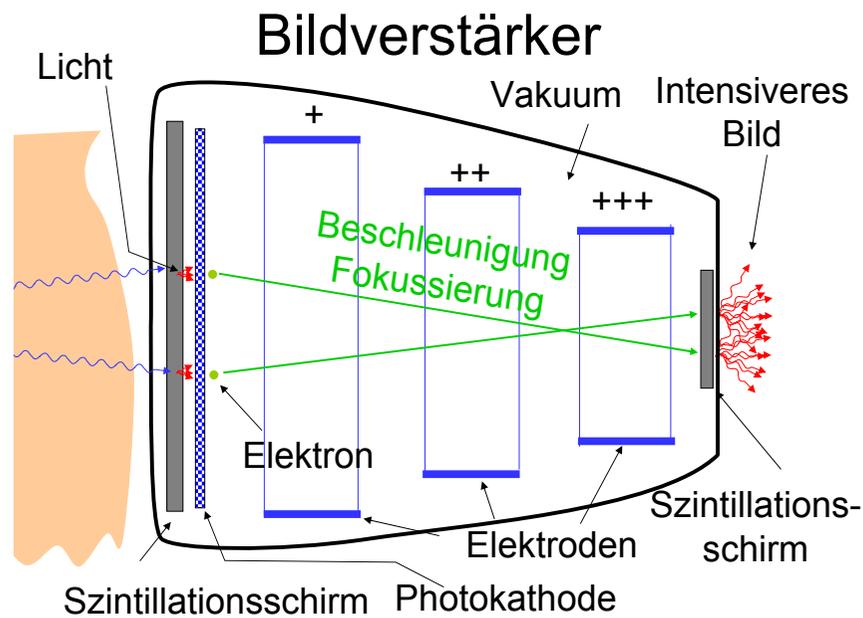


Konventionelle Fluoroskopie

Das Prinzip

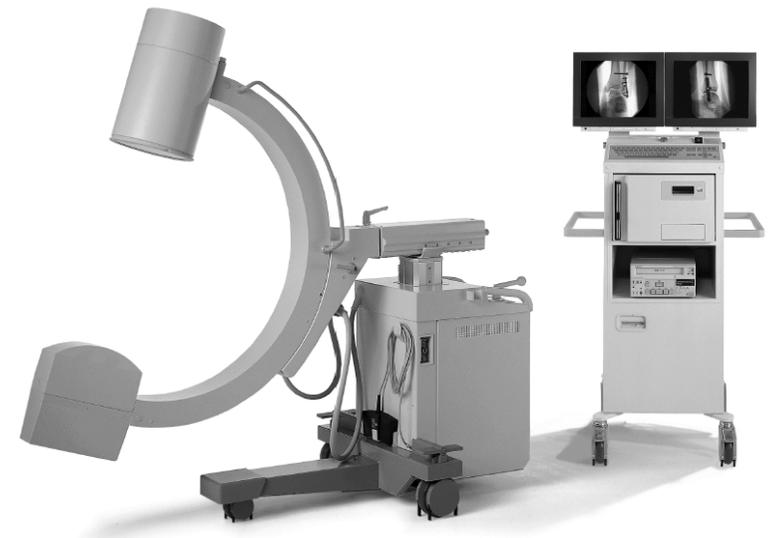


- Vorteile:
 - keine Entwicklungszeit
 - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
 - Nachteile:
 - hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
 - schwaches Licht (dunkler Raum)
- ⇒ Bildverstärker



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



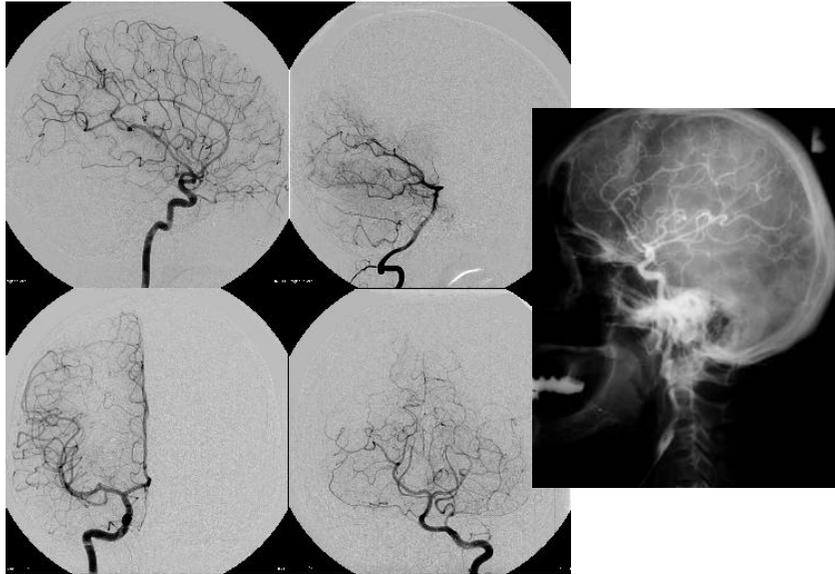
Direkte digitale Röntgentechnik

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





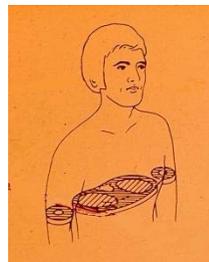
CT

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

Τομος

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht wird abgebildet.



Klassifizierung der tomographischen Verfahren

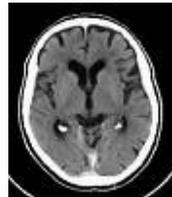
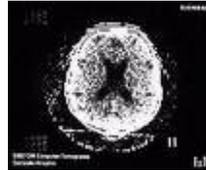
Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
	<ul style="list-style-type: none"> • PET • SPECT
<ul style="list-style-type: none"> • MRI • Optische (?) 	

Geschichte der Tomographie

Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack

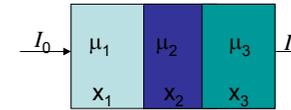


- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
– 2006: 64 Schichten



Widerholung: Schwächung der Röntgenstrahlung

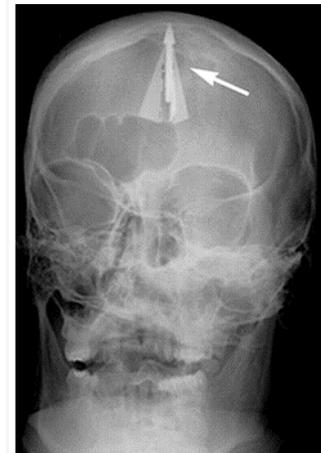
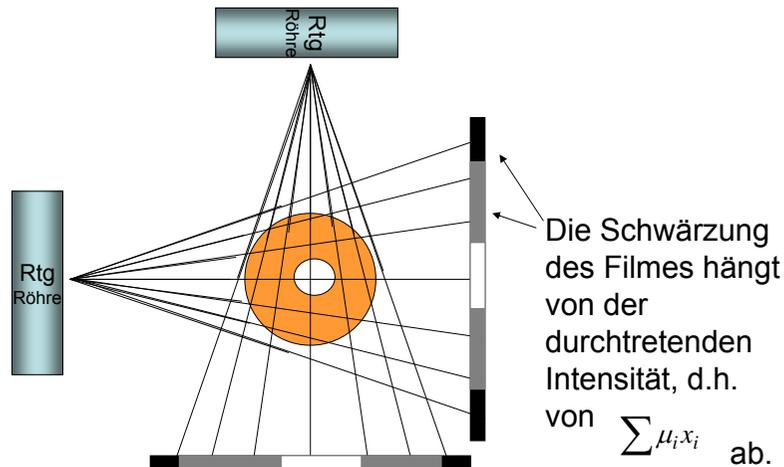
$$J = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3)} = J_0 e^{-\sum \mu_i x_i}$$

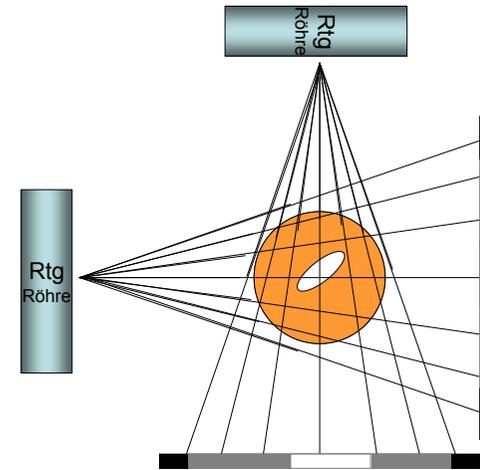
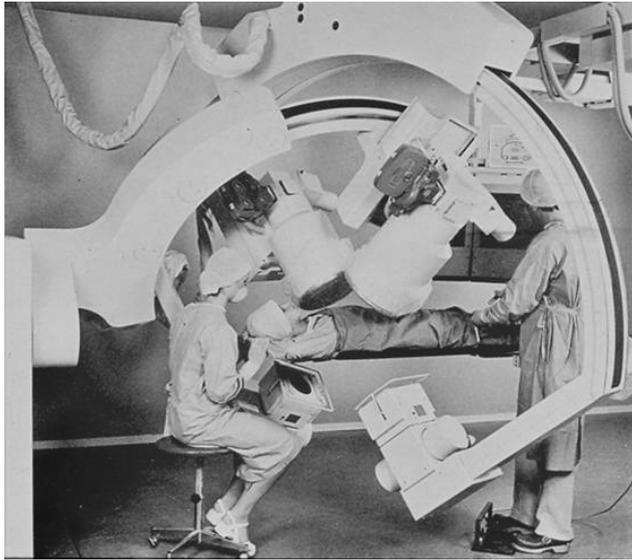


Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

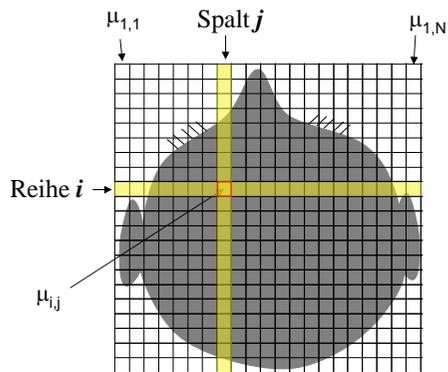
Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe





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

Grundprinzip der Computertomographie



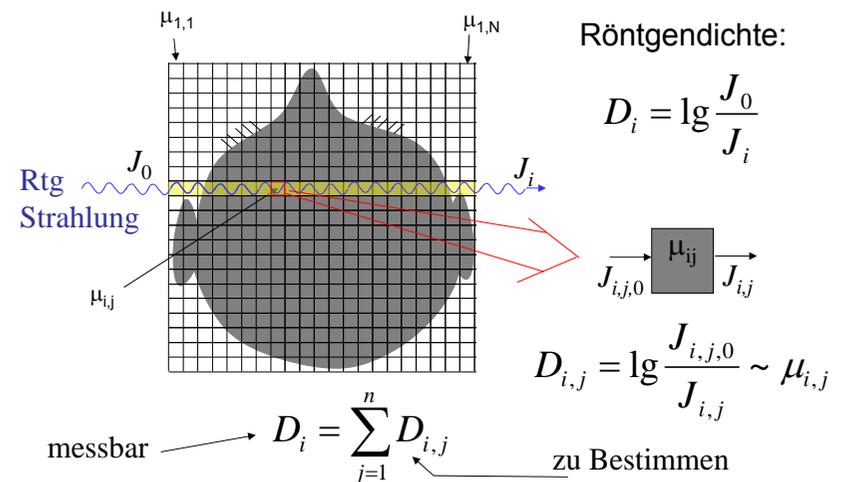
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

=> 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)

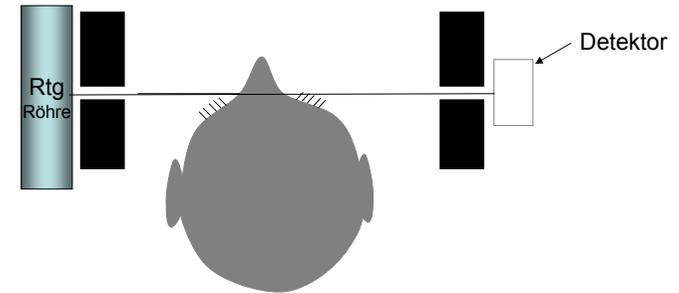
Messung und Bildrekonstruktion



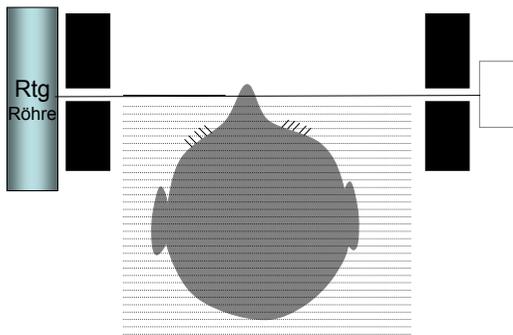
Messung und Bildrekonstruktion

$N \times N$ 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
 \Rightarrow Aufnahmen aus mehreren Richtungen

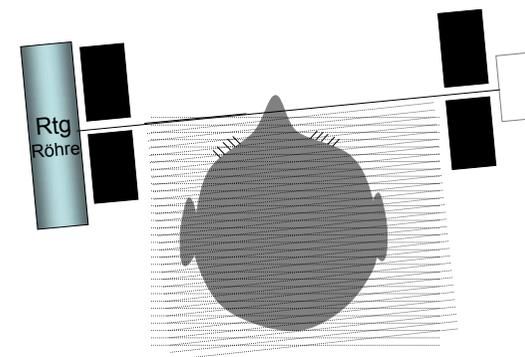
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

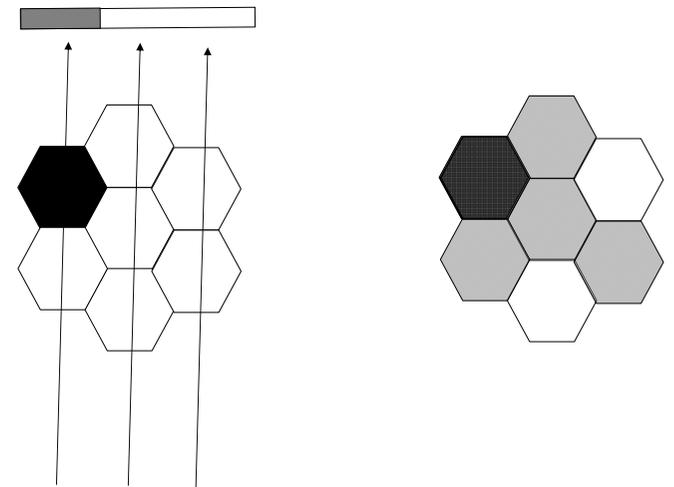
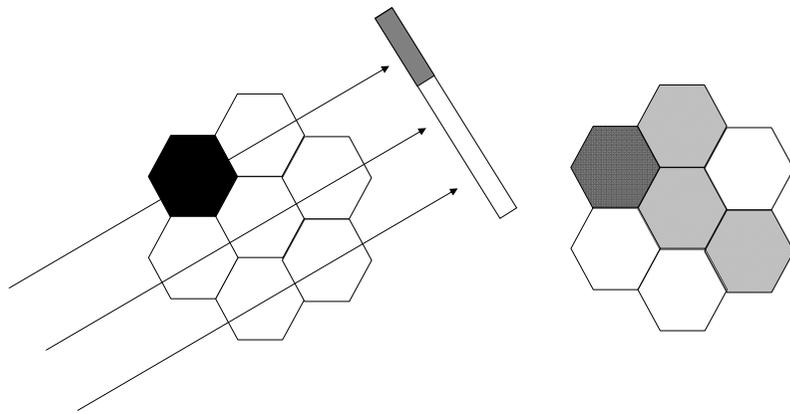
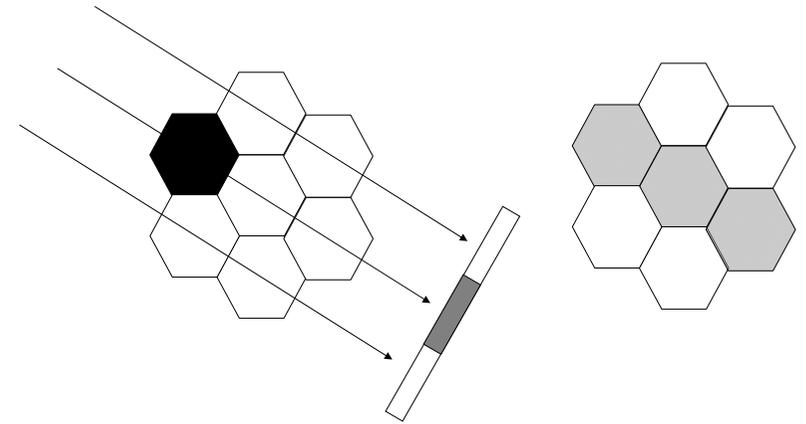
Bildrekonstruktion

Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!
zB: 512x512 Bildpunkte: $\approx 250\ 000$ Unbekannte!

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

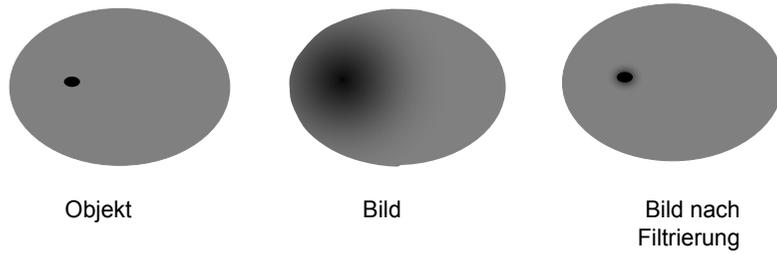
Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion



Bildrekonstruktion

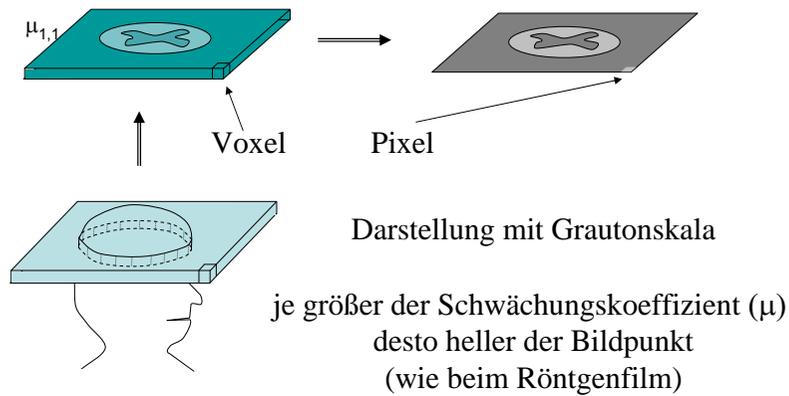
Das Bild wird verwischt.
Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



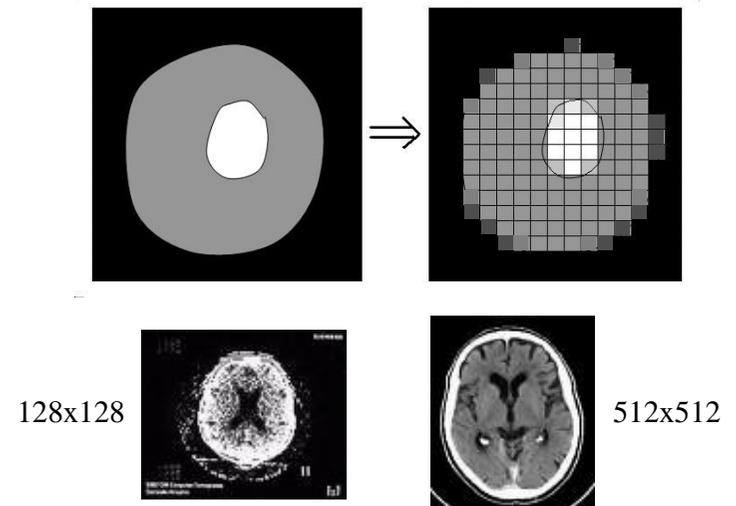
CT Demonstrationsprogramm



Voxel-Pixel



Auflösung



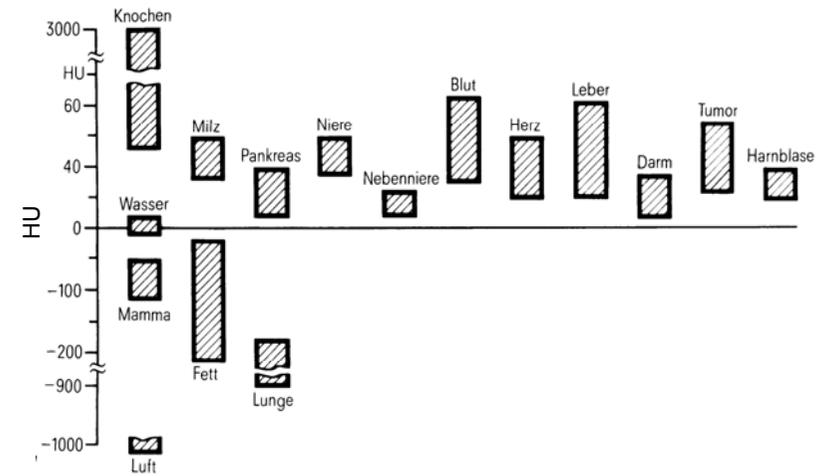
Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

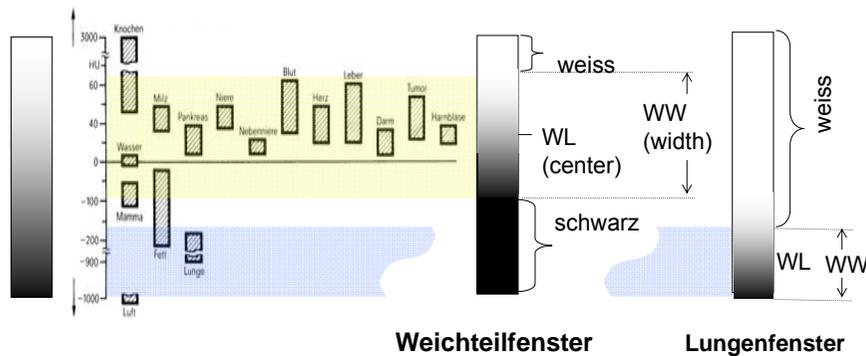
Wasser	=	0
Luft	=	-1000
Knochen		100-1000
Weichteilgewebe	≈	0
Lunge	<	0

CT Werte von einigen Gewebe



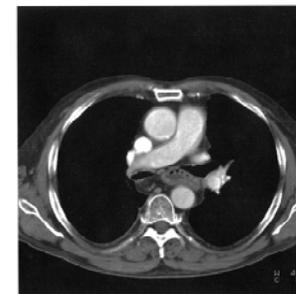
Fensterung

Gratonskala



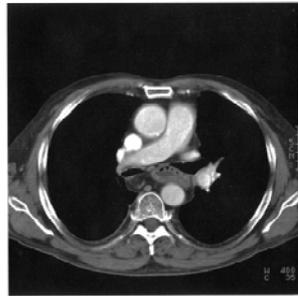
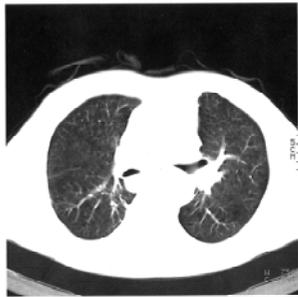
Lungenfenster

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



Weichteilfenster

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

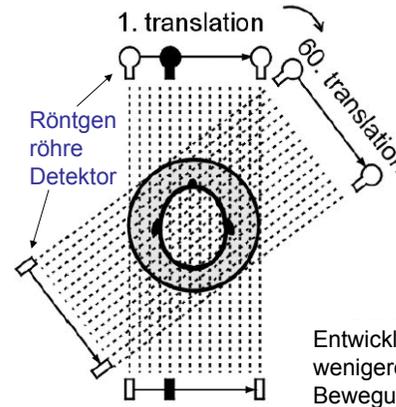


Dopperfenster

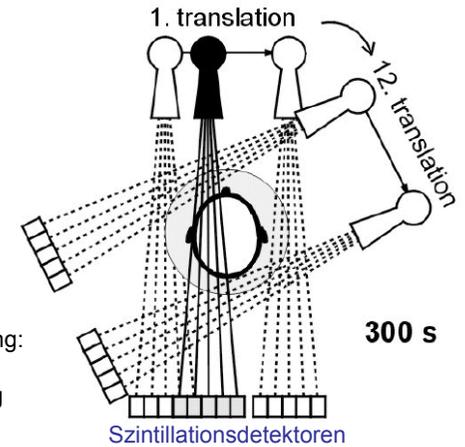


Technische Realisierung, Generationen

I. Generation



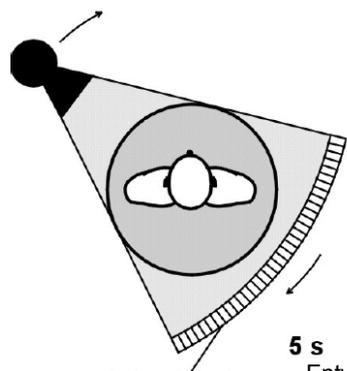
II. Generation



Entwicklung:
wenigere
Bewegung

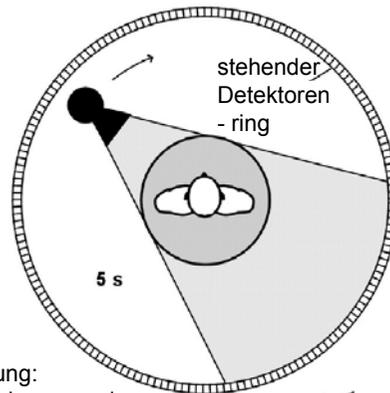
Technische Realisierung, Generationen

III. Generation



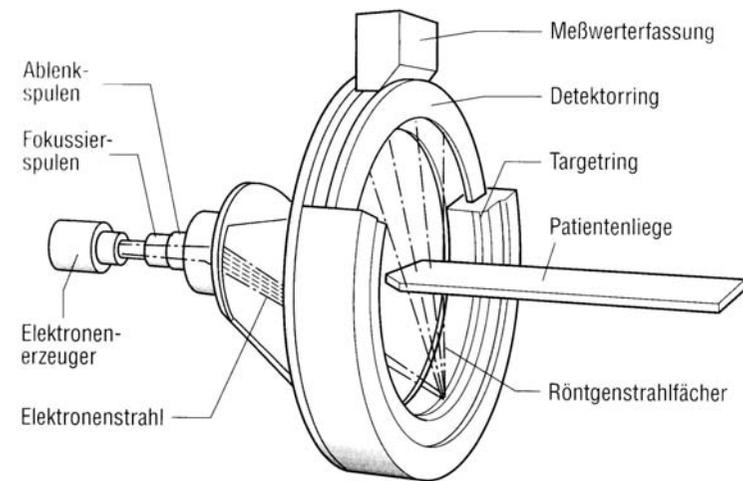
bewegender Detektorbogen
Xe-Detektor (Ionisation)

IV. Generation



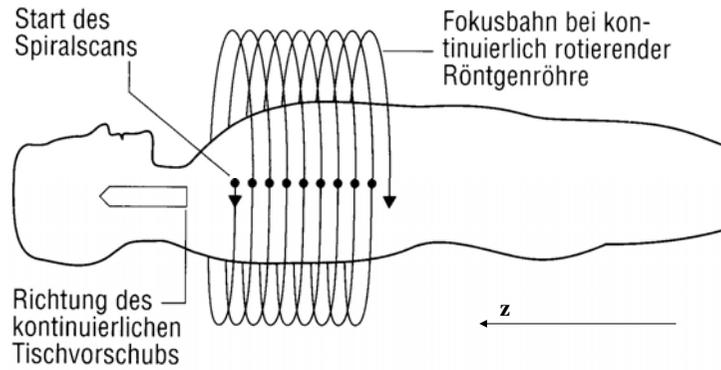
Entwicklung:
wenigere bewegende
Bauelemente

Elektronenstrahltomograph: keine bewegende Bauelemente => sehr schnelle Aufnahme (100ms)



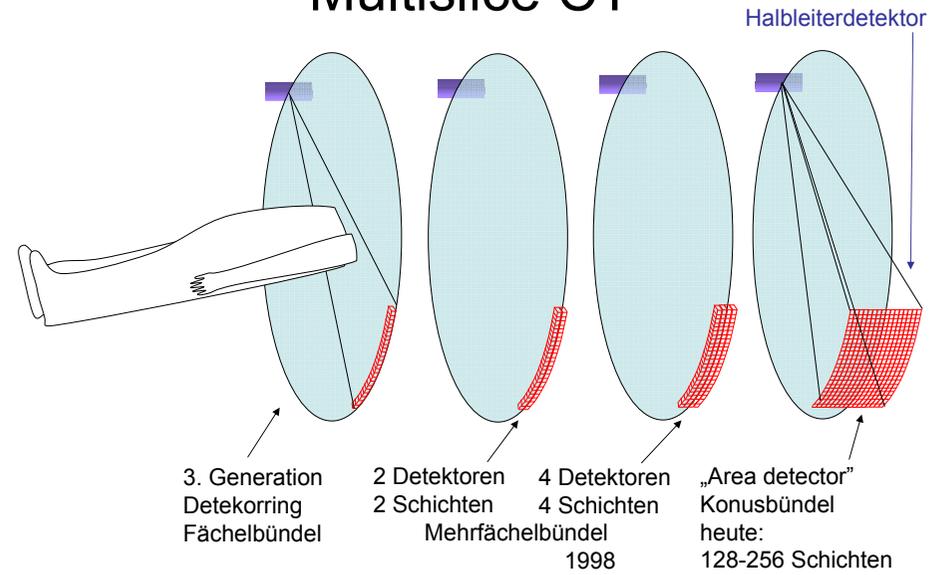
teuer, wurde nicht verbreitet

Generationen: spiral CT

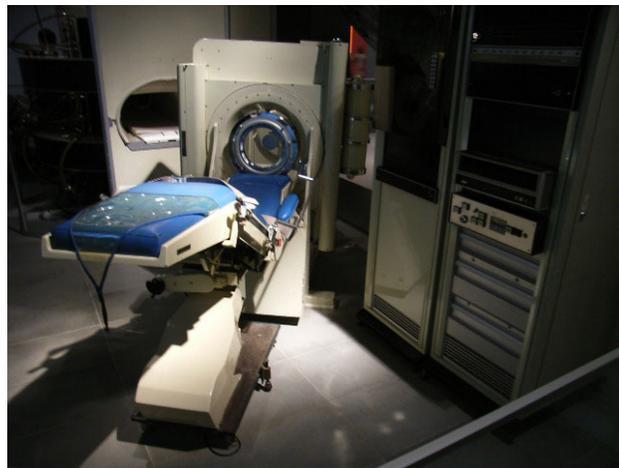


Das schichtbild kann man in einem beliebigen **z** Position gerechnet werden.

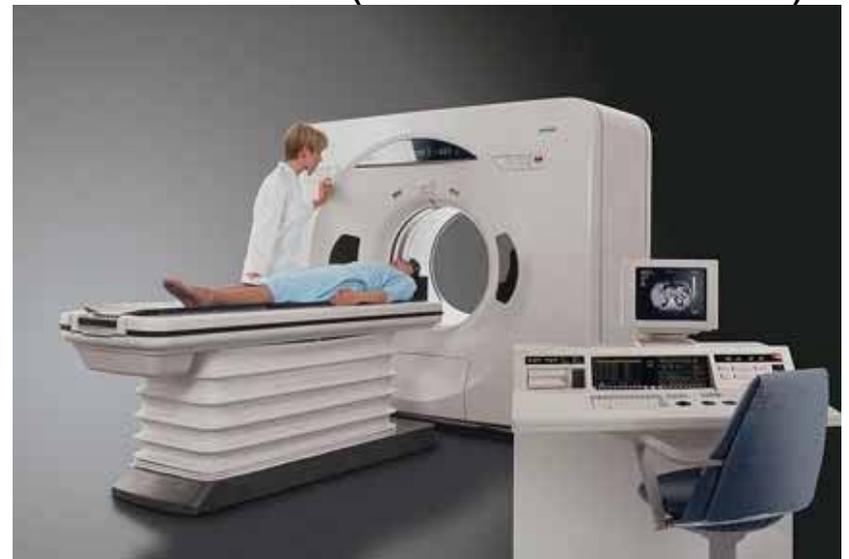
Multislice CT



Erste Generation CT



Moderne CT (3. o. 4. Generation)

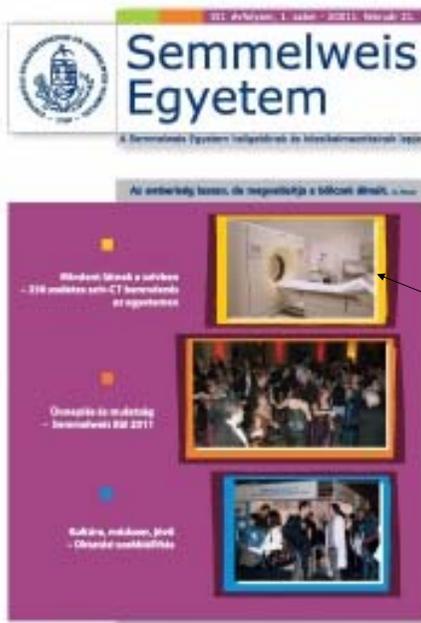
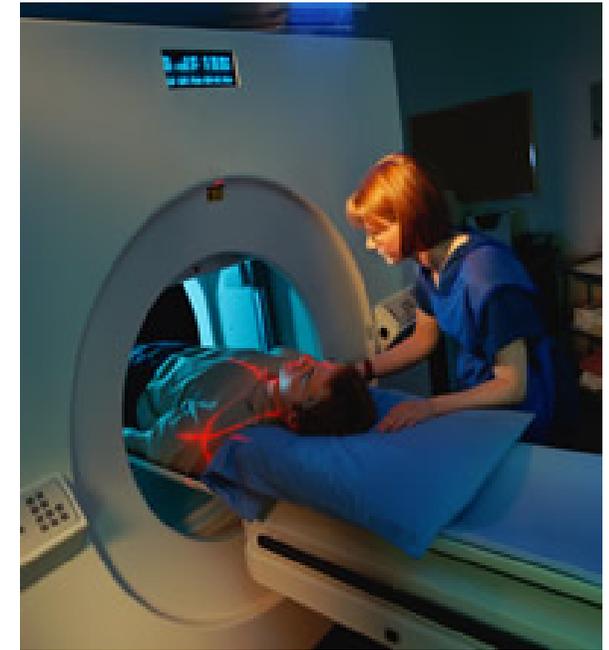


16 Schichten-CT



CT

Einstellung
mit Laser-
lichtstrahlen



21 Feb. 2011

256 Schichten CT
für Kardiologische
Untersuchungen

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

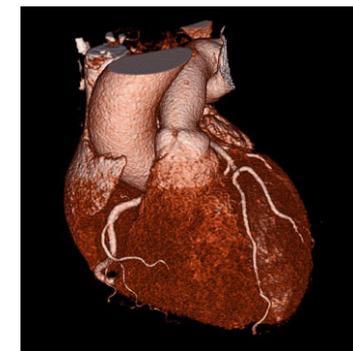
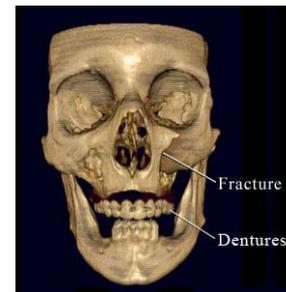
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der
größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

Volume rendering

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

(!)

Surface rendering

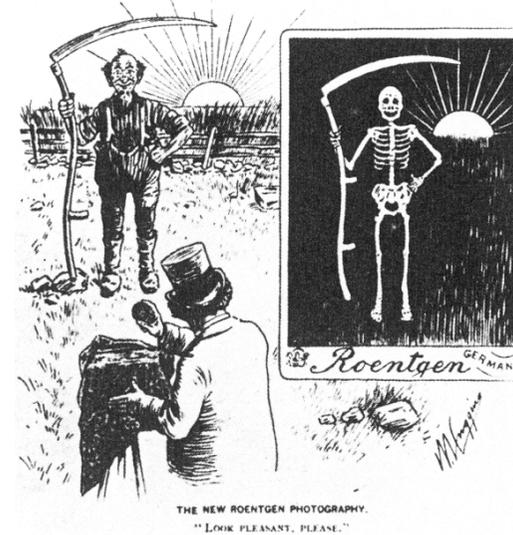


Volume rendering



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

Danke für Ihre Aufmerksamkeit!

