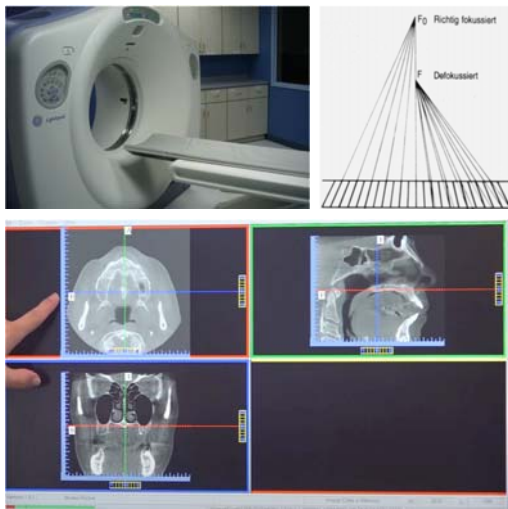
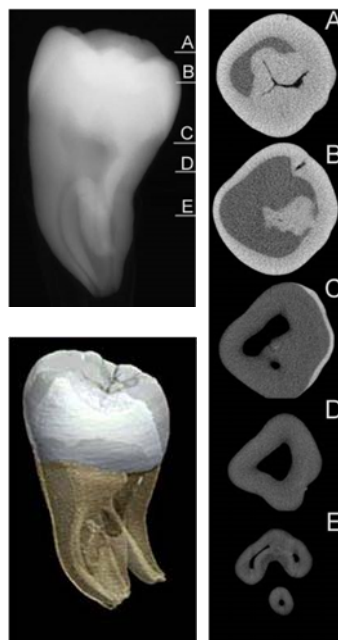


Röntgenstrahlung

Strahlenbelastung, Bildqualität
Computertomographie (CT)



KAD 2020.11.24



Minimalisierung
der Strahlendosis

Filter

Kollimator

Optimale
Härte der
Strahlung

Abstand

Erhöhung der
Bildqualität
(Bildschärfe)

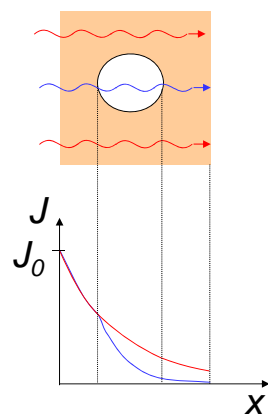
Fokus

Streustrahlungsraster

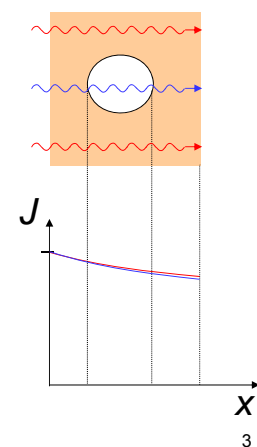
2

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

weiche Strahlung

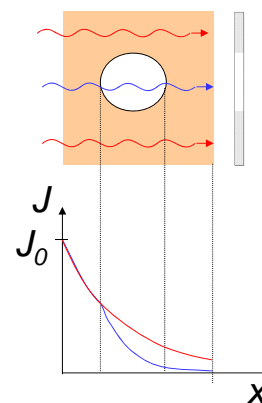


harte Strahlung



3

weiche Strahlung



harte Strahlung

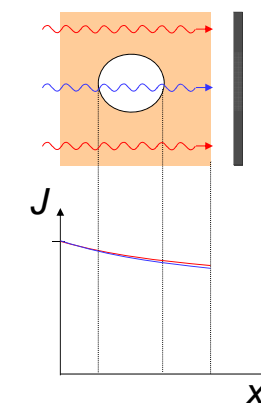
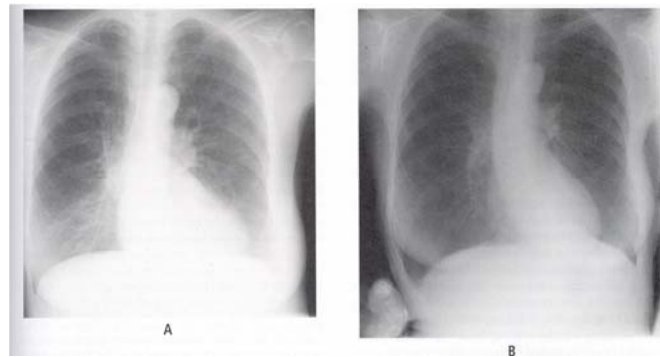


Bild:



4

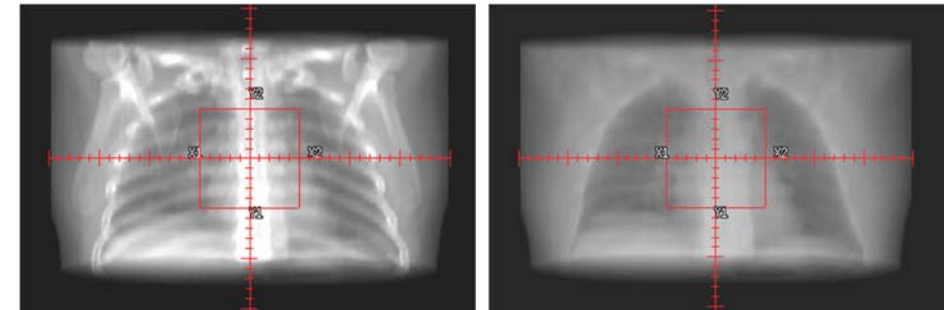
Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität



$$U_1 < U_2$$

5

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität



30 keV

2000 keV

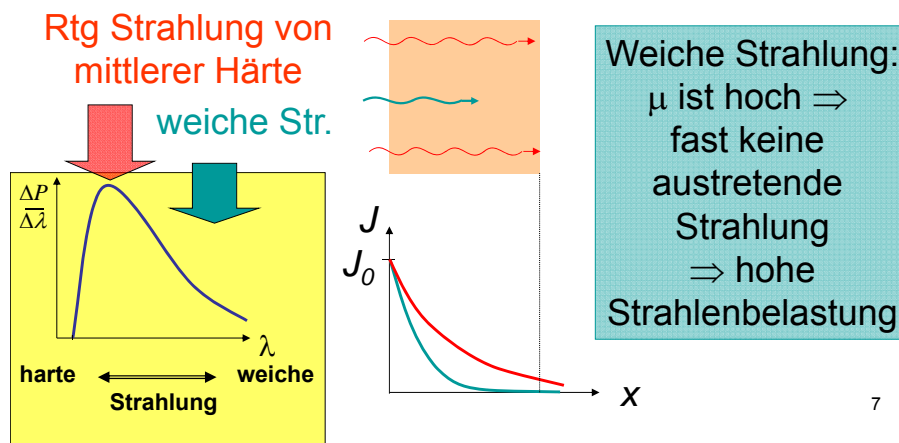
Photoeffekt: 36 %
Compton: 51 %
Paarbildung: 0 %

Photoeffekt: 0 %
Compton: 99 %
Paarbildung: 1 %₆

Anwendung eines Filters:

Schwächung der weichen und harten Röntgenstrahlung

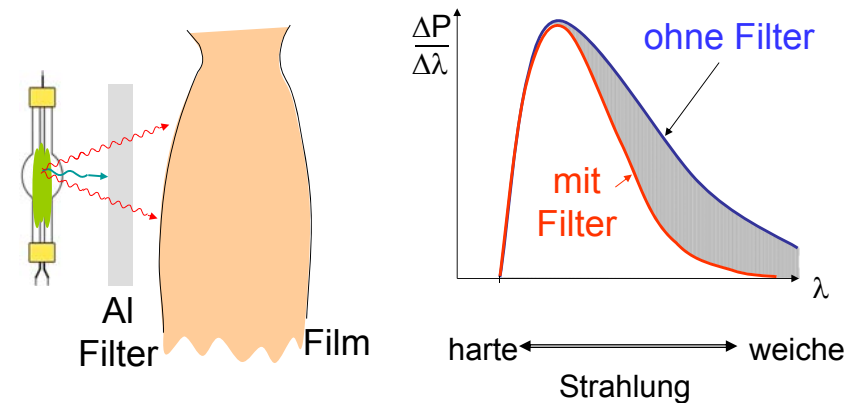
kontinuierliches Emissionsspektrum \Rightarrow Photonen mit unterschiedlichen E_{Photon} unterschiedlichen μ



7

Anwendung eines Filters

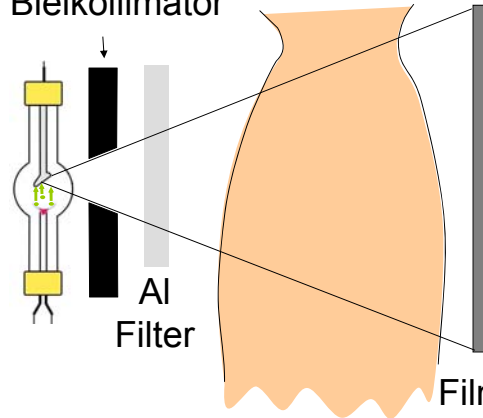
Die weiche Röntgenstrahlung muss vor dem Patient ausgefiltert werden!



8

Kollimator

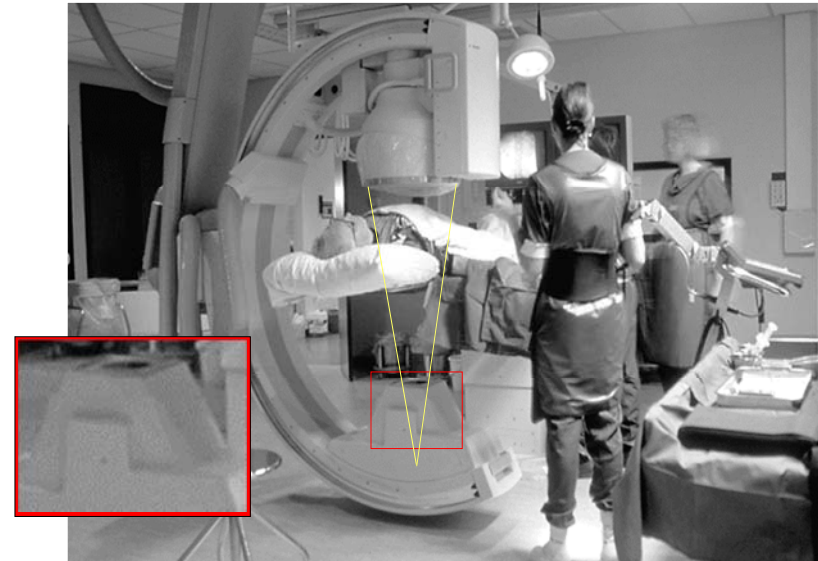
Bleikollimator



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

Film oder Detektor

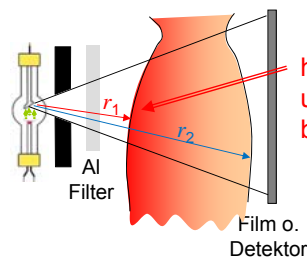
9



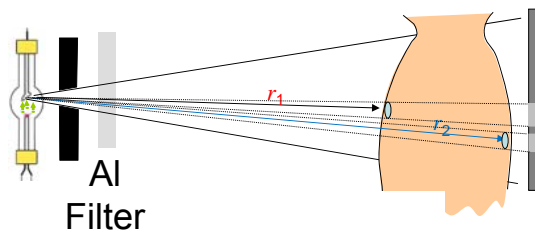
10

Abstand und Strahlenbelastung

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



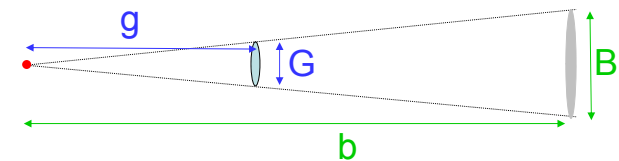
$r_1 \ll r_2$
hohe Intensität und Strahlenbelastung



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

11

Abstand und Bildqualität Vergrößerung des Schattenbildes



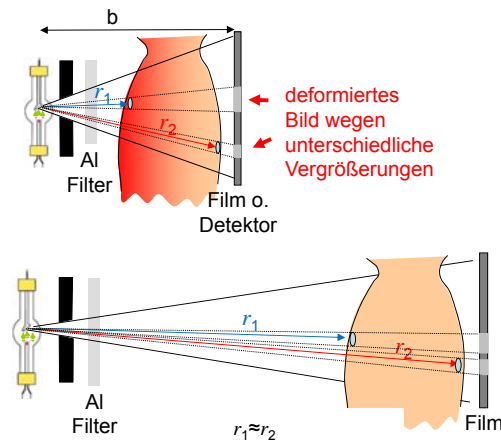
(Punktförmige) Gegenstand
Quelle

Schattenbild

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

12

Abstand und Bildqualität



fast gleiche
Vergrößerungen,
k(l)eine
Deformation

13

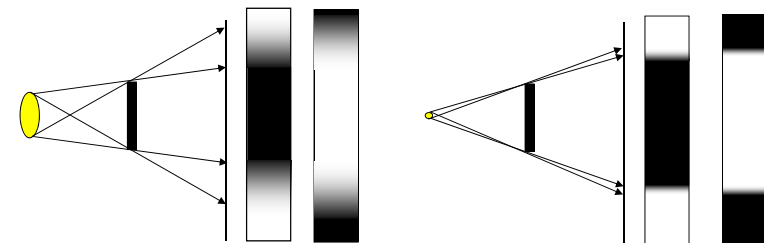


14



15

Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

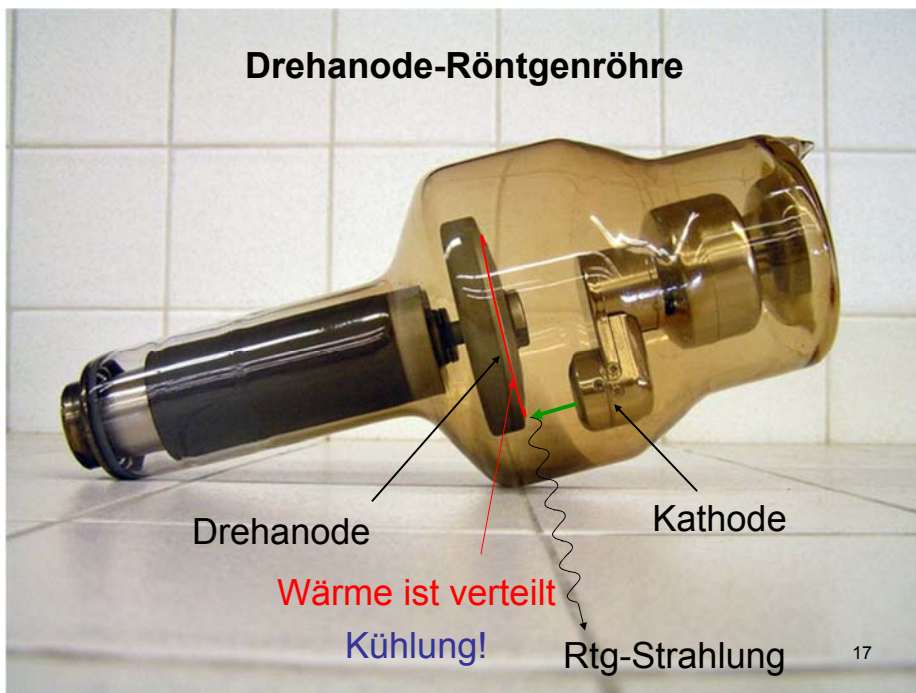


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)
kleinerer Fokus:

- ⇒ konzentrierte Wärmebelastung der Anode
- ⇒ Kühlung, Drehanode

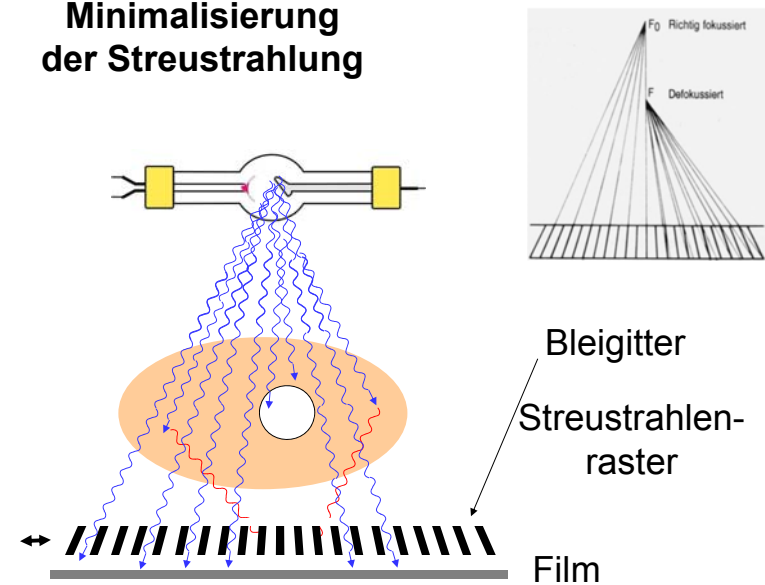
16

Drehanode-Röntgenröhre



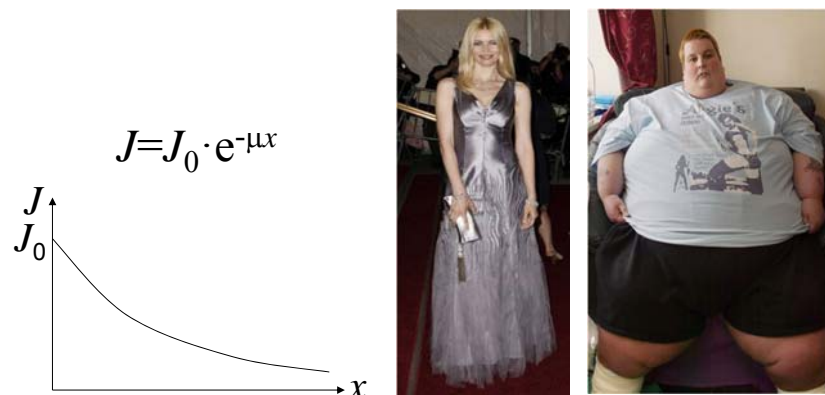
17

Minimalisierung der Streustrahlung



18

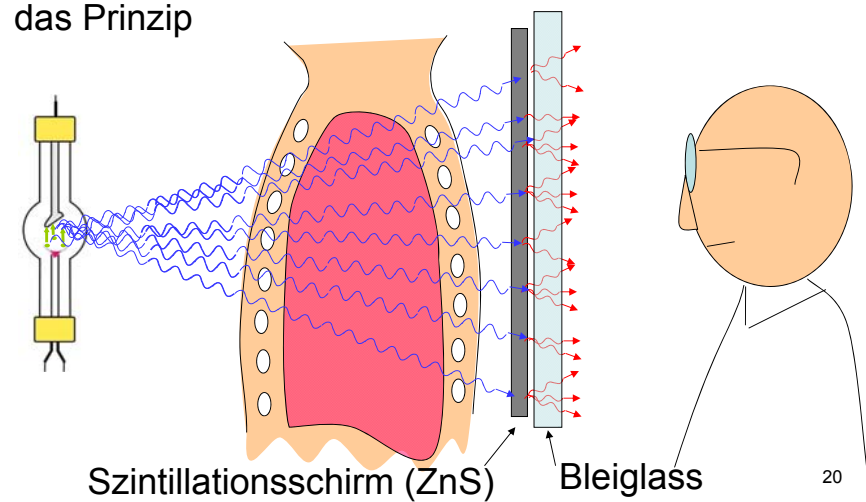
Rolle der Schichtdicke



19

Konventionelle Fluoroskopie

das Prinzip



20

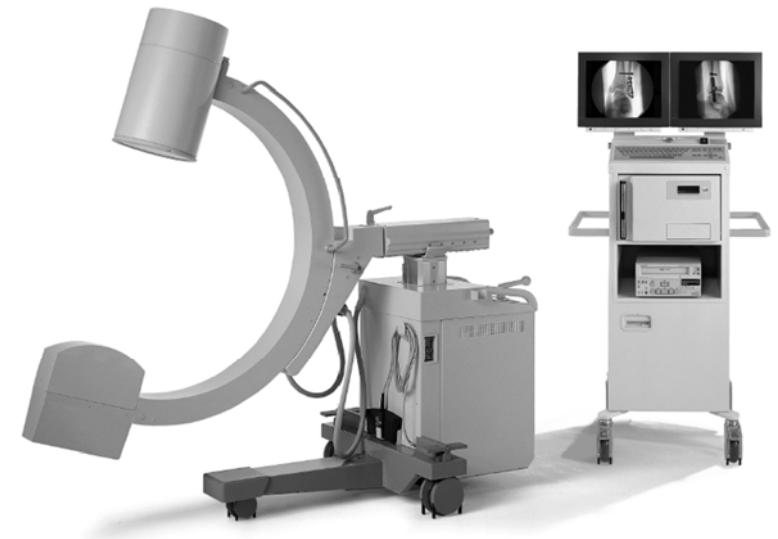
- Vorteile:
 - keine Entwicklungszeit
 - Manipulation sichtbar, kontrollierbar
- Nachteile:
 - hohe Strahlenbelastung (Patient u. Arzt)
 - schwaches Licht (dunkler Raum)

Fluoroskopie heute ausschließlich mit:

⇒ Bildverstärker

⇒ Digitale Detektoren

21



22

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)

23

Direkte digitale Röntgentechnik

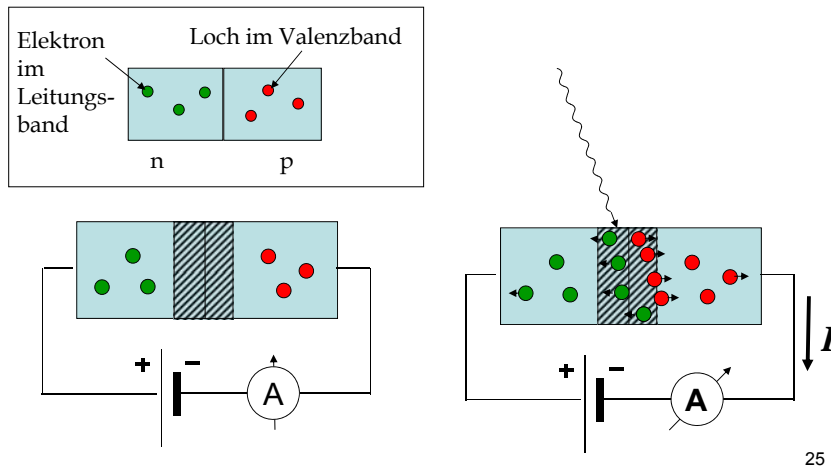


Digitaler Detektor
"Flat Panel" Detektor

24

Direkte Detektierung mit Halbleitern

Prinzip: Halbleiterdiode in Sperrrichtung:



25

Direkte digitale Röntgentechnik

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

26

Digitale Substraktionsangiographie (DSA)

#1 Basisbild (\Rightarrow digitalisiert gespeichert)

Eingabe des Kontrastmittels

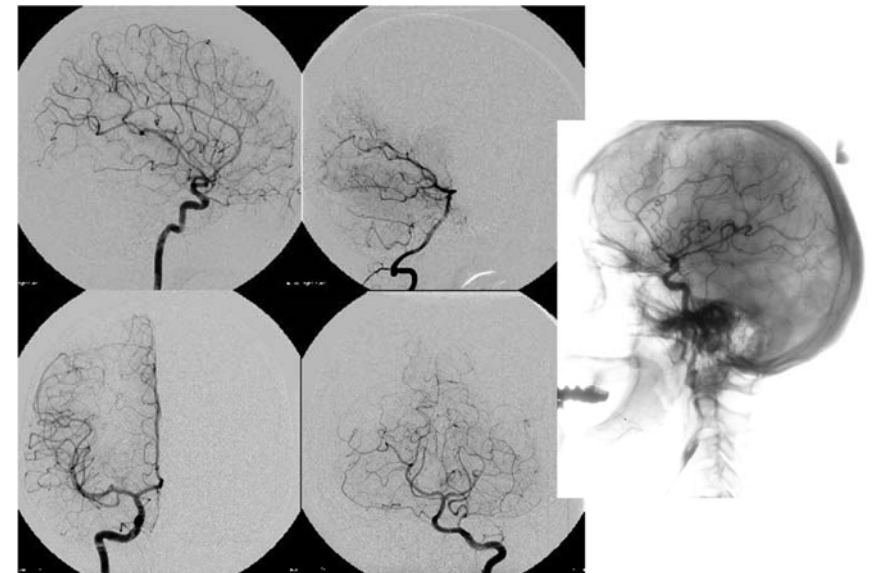
zB. durch einem Katheter in die Blutgefäßen

#2 zweites Bild: Füllungsbild

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



27



28

CT

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

Τομος

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht wird abgebildet.



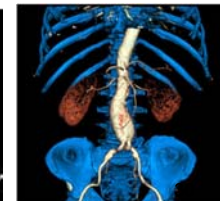
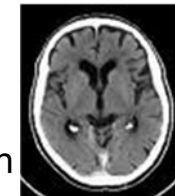
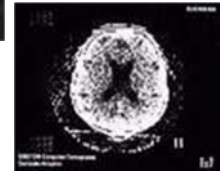
29

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

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

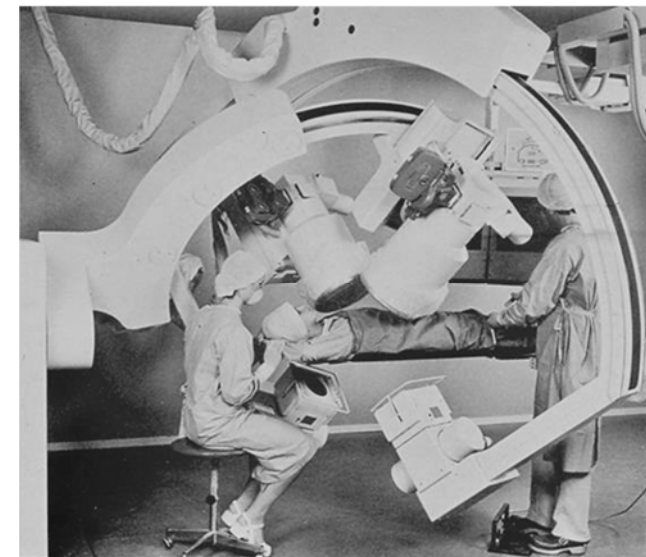


Summationsbild:
= konventionelles
Röntgenbild

Gibt information über die
durchschnittlichen
Schwächung

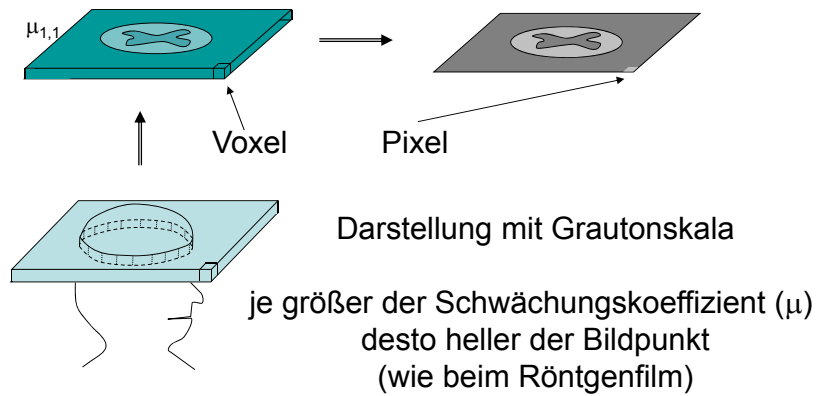
Keine Information über
der Verteilung der
absorbierenden Stoffe

31



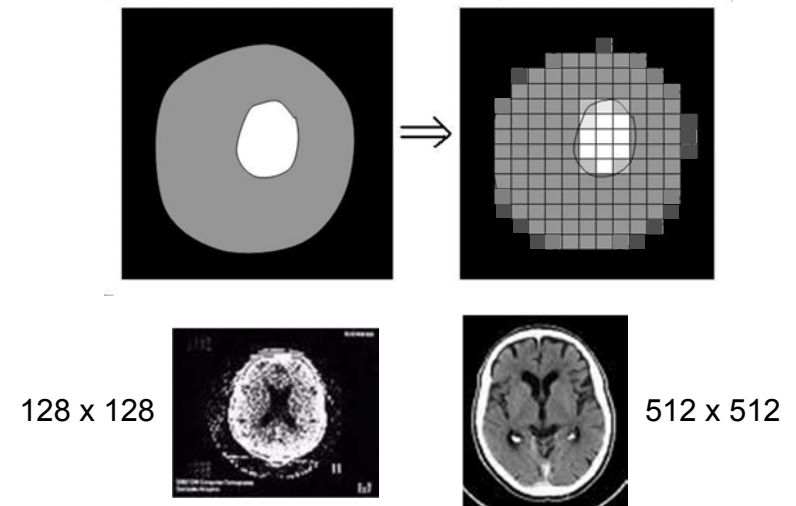
32

Voxel-Pixel



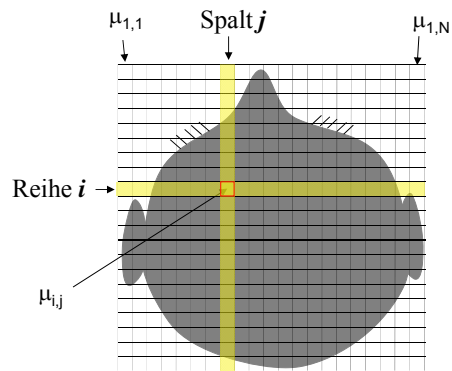
33

Auflösung



34

Grundprinzip der Computertomographie



In einem Kästchen ist μ als
konstant betrachtet.

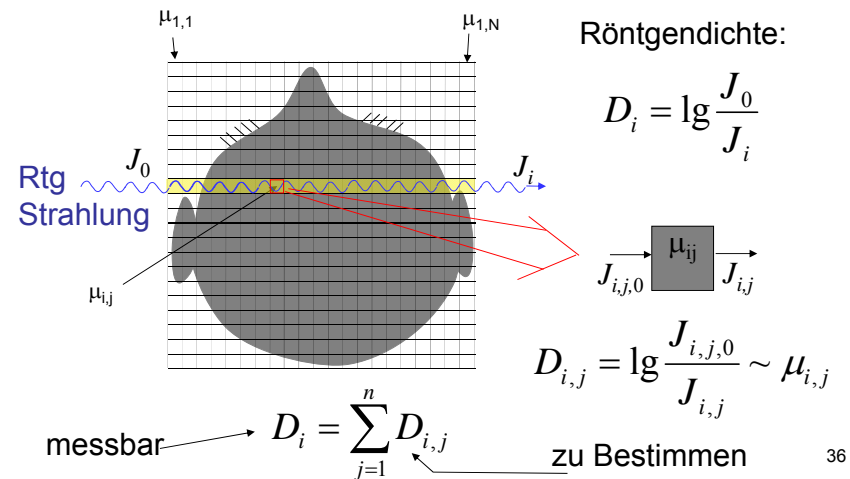
=> die Einzelheiten die kleiner
als die Kästchengröße sind,
werden nicht aufgelöst.

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

$N \times N$ Tabelle (Matrix)

35

Messung und Bildrekonstruktion



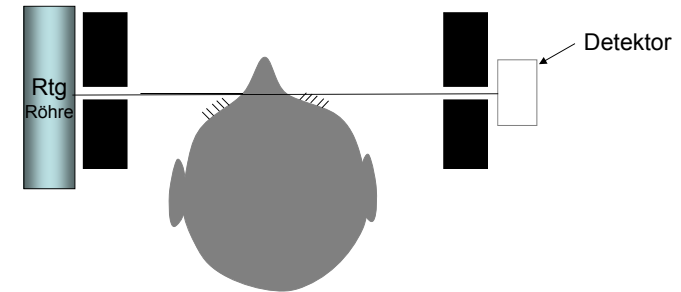
36

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

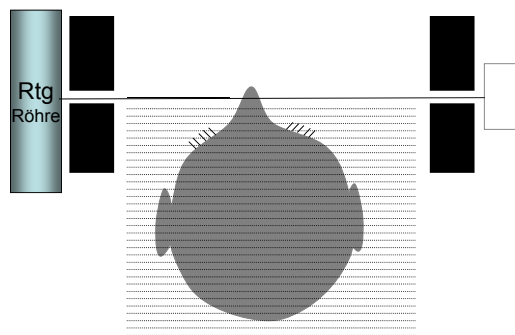
37

Prinzip der Abtastung



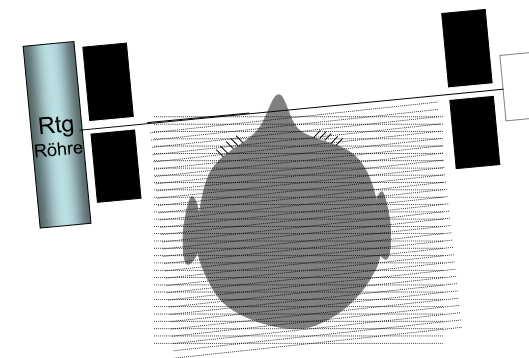
38

Prinzip der Abtastung



39

Prinzip der Abtastung



CT von erster Generation

40

Bildrekonstruktion

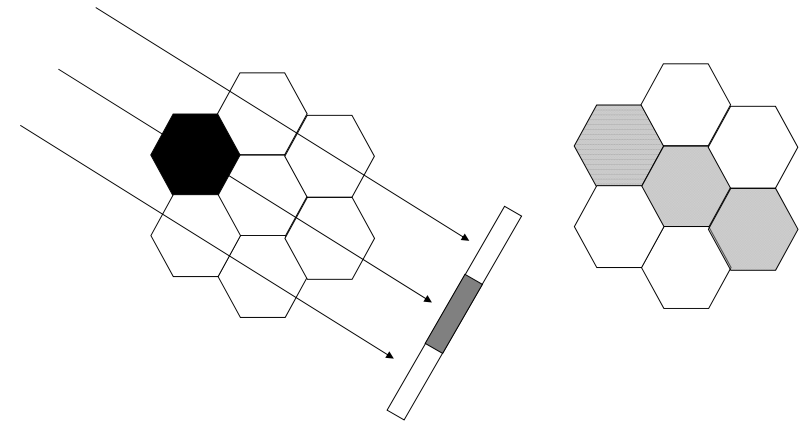
Gleichungssystem? Praktisch unlösbar!
zB: 512 x 512 Bildpunkte: $\approx 250\,000$ Unbekannte!

Ein einfaches Annäherungsverfahren:

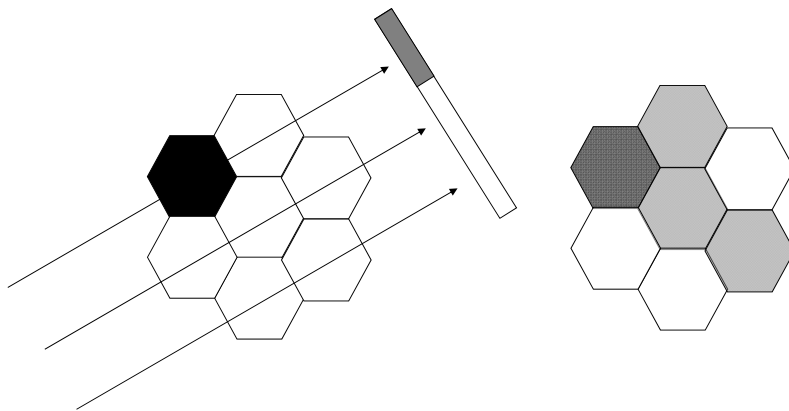
Rückprojektion

41

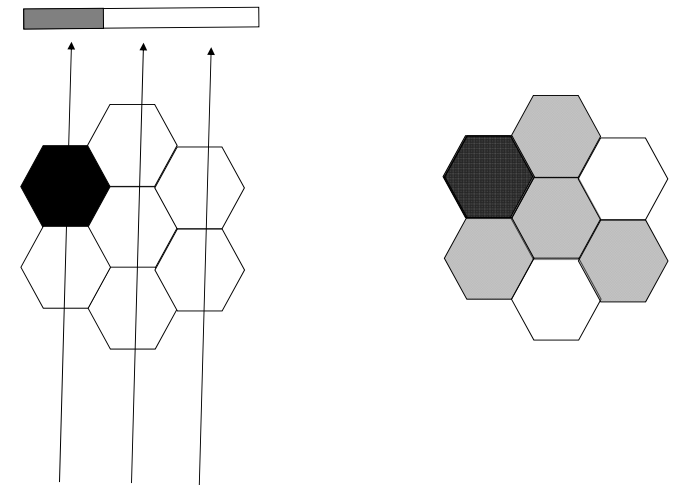
Prinzip der Rückprojektion



42



43

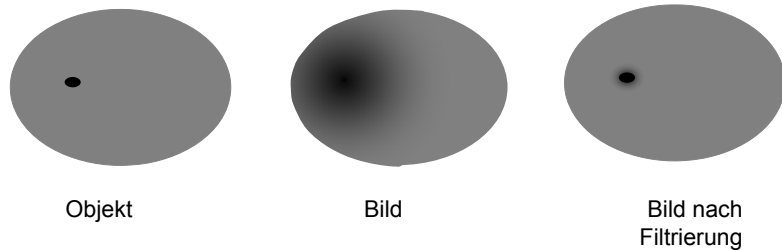


44

Bildrekonstruktion

Das Bild wird verwischt.

Die Bildschärfe muss mit einem mathematischen Prozess erhöht werden: Filtrierung



45

Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

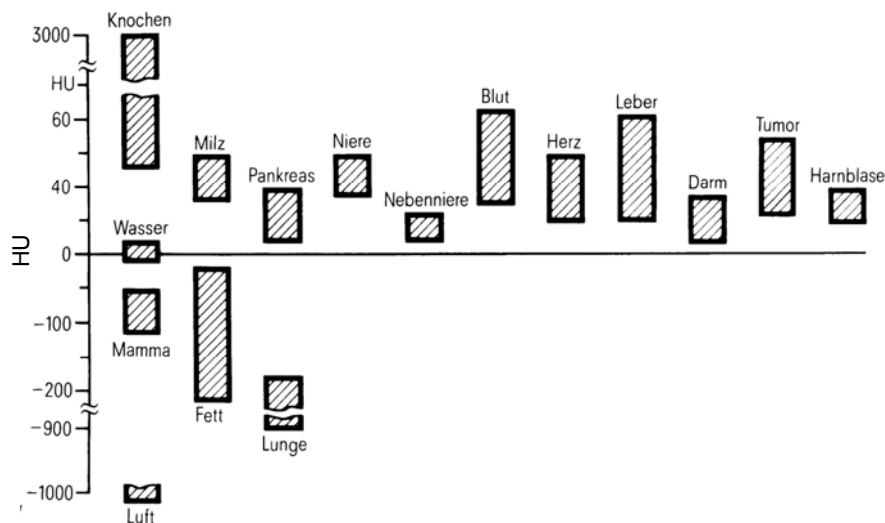
$$HU = \frac{\mu - \mu_{\text{wasser}}}{\mu_{\text{wasser}}} 1000$$

relative Skala
für μ

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

46

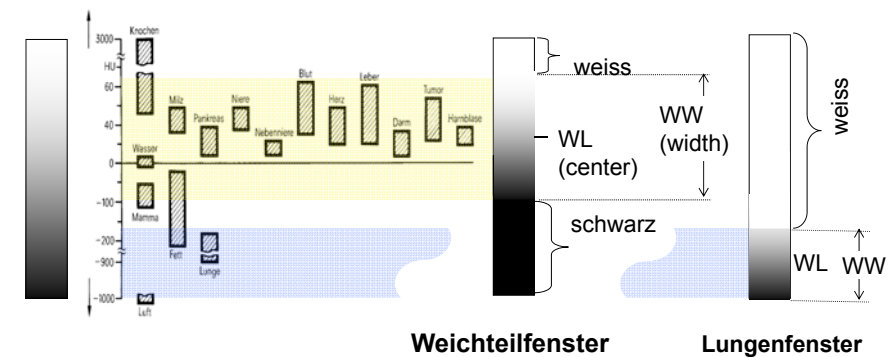
CT Werte von einigen Gewebe



47

Fensterung

Grautonskala

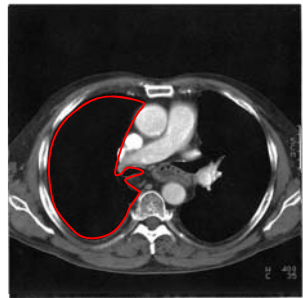


48



Lungenfenster

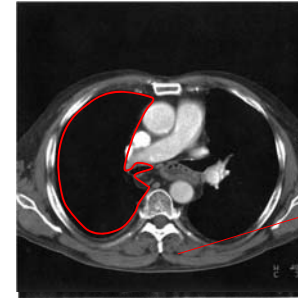
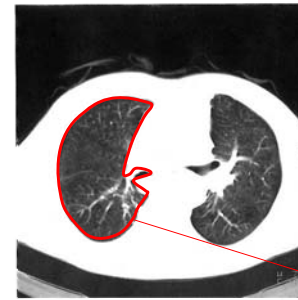
Mitte = -720
Breite = 750
(-1000 ... -345)



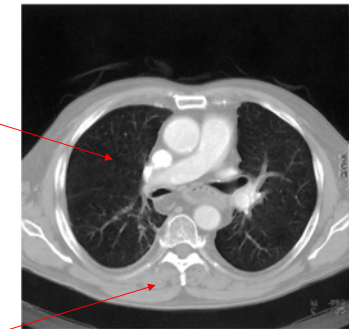
Weichteilfenster

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

49



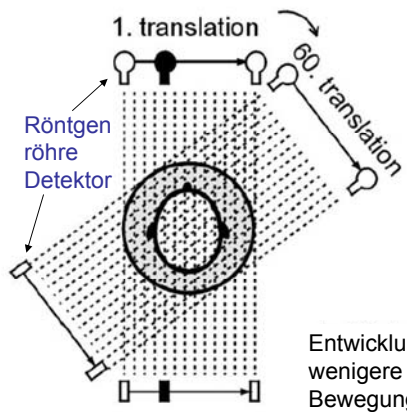
Doppelfenster



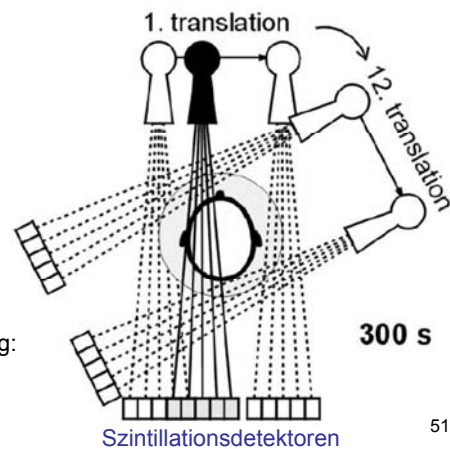
50

Technische Realisierung, Generationen

I. Generation



II. Generation



Entwicklung:
wenigere
Bewegung

51

Erste Generation CT

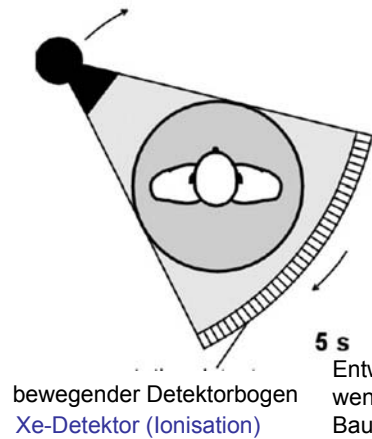


Science Museum London

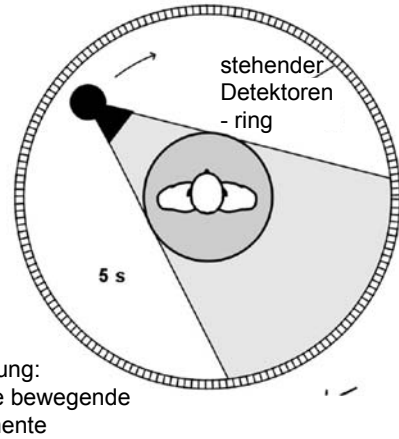
52

Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation



IV. Generation



53

Moderne CT (3. o. 4. Generation)

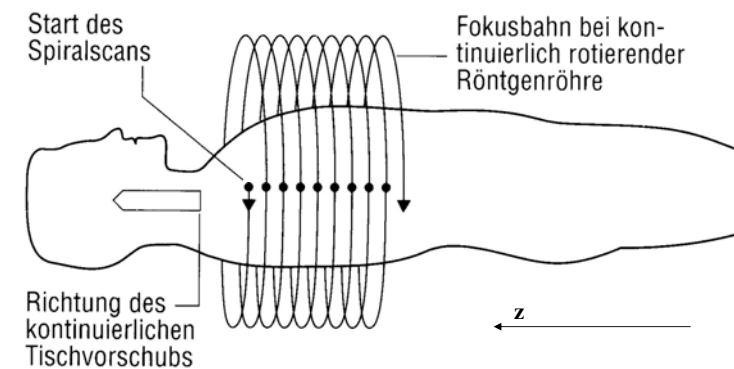


Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)



55

Generationen: spiral CT



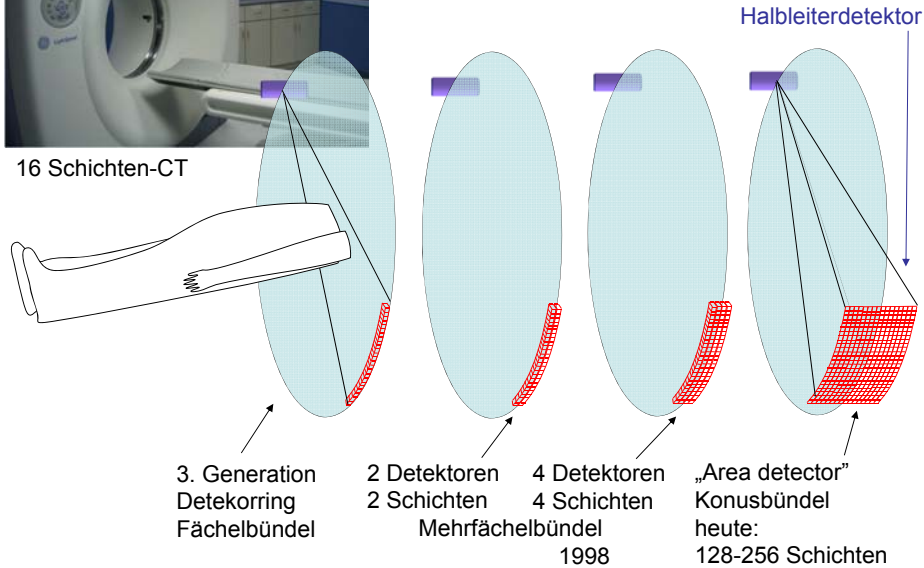
Das schichtbild kann in einem beliebigen **z** Position berechnet werden.

56



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

58

3D Darstellung

Bei einem modernen multislice CT:
 einige 100 Schichtaufnahmen
 Große Datenmenge
 Es kann nicht Schicht zu Schicht betrachtet werden =>
 Dreidimensionale (3D) Darstellung

Surface rendering

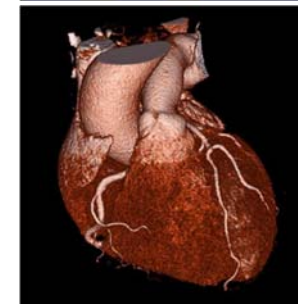
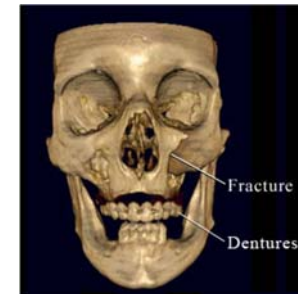
Zeigt die Oberfläche eines Raumteiles der größere CT-Wert hat als ein Schwellenwert.

Volume rendering

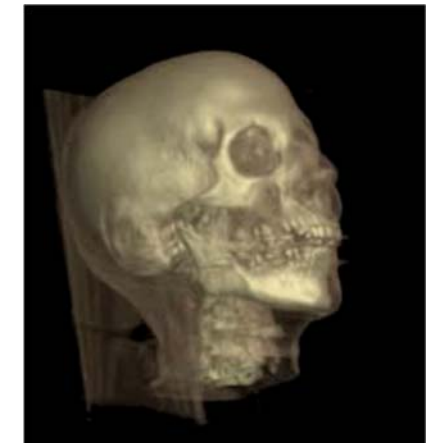
Die Volumenelemente haben unterschiedliche Durchsichtbarkeit, abhängig von ihrem CT-Wert (Weiche Gewebe transparent, Knochen fast intransparent.)

59

Surface rendering



Volume rendering



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

60

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

61

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.



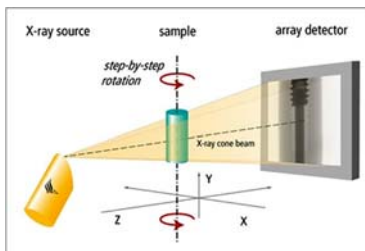
Von Cata56 - Eigenes Werk, CC BY-SA 4.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=40165228>

62

Cone Beam CT (Digitale Volumentomographie) ein spezielles, digitales Röntgenabbildungsverfahren

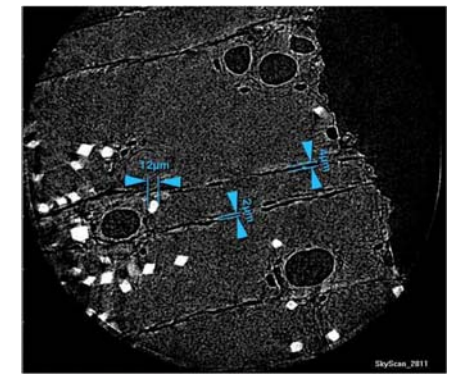
Bei der traditionellen Panorama-Aufnahme sind die verschiedenen Teile des Bildes in unterschiedlichem Maße verzeichnet. Darüber hinaus wird bei der Aufnahme des Bildes jede anatomische Struktur, die sich zwischen dem Detektor und der Strahlenquelle befindet, auf der Aufnahme abgebildet, so sind manche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



64