

# Medizinische bildgebende Verfahren

Institut für Biophysik und Strahlenbiologie

László Smeller

<http://biofiz.sote.hu/>

## Thematik und Einteilung

Woche	Vorlesung	Praktikum	
	Inst. Biophys. (Békésy)	Inst. Biophys.	Humanmorphol.
	Donnerstag 16 <sup>10</sup> -17 <sup>40</sup>	Mo: 8 <sup>00</sup> -9 <sup>30</sup> 9 <sup>35</sup> -11 <sup>05</sup>	Mittwoch 14 <sup>15</sup> -15 <sup>45</sup>
1	07.02.: Bild+CT		
2	14.02.: MRI		Gr. 1-4
3	21.02.: Nuklearmed.		Gr. 1-4
4	28.02.: Ultraschall		Gr. 1-4
5	07.03.: Molec. Meth.		Gr. 1-4
6			Gr. 1-4
7		Gr.1,3 Gr.2,4	Gr. 1-4
8			
9		Gr.1,3 Gr.2,4	
10		Gr.1 Gr.2	
11		Gr.3 Gr.4	

## Informationen

Das Fach wird zusammen mit dem Institut für Humanmorphologie und Entwicklungsbiologie und mit dem Lehrstuhl für Nuklearmedizin organisiert.

Kreditpunkte: 2

Zuständig für die Studenten in dem Institut für Biophysik:

Dr. Tölgyesi Ferenc, Dozent E-Mail: [ferenc.tolgyesi@eok.sote.hu](mailto:ferenc.tolgyesi@eok.sote.hu)

**Voraussetzungen für die Anerkennung des Semesters: 75%-ige Teilnahme an den Lehrveranstaltungen**

Die drei Praktikumsthemen in dem Inst. für Biophysik:

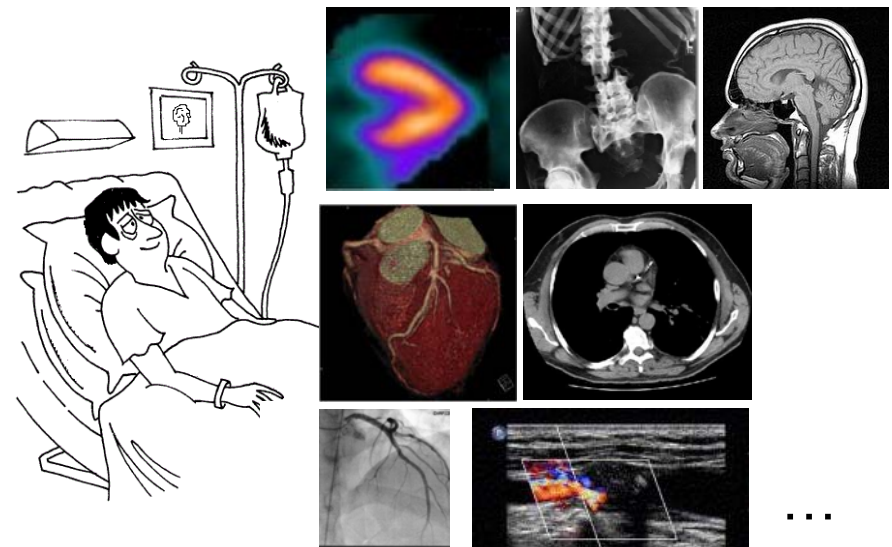
- Digitale Bildverarbeitung
- Sonographie
- Molekulare Bildgebung

Prüfungsform: Kolloquium;

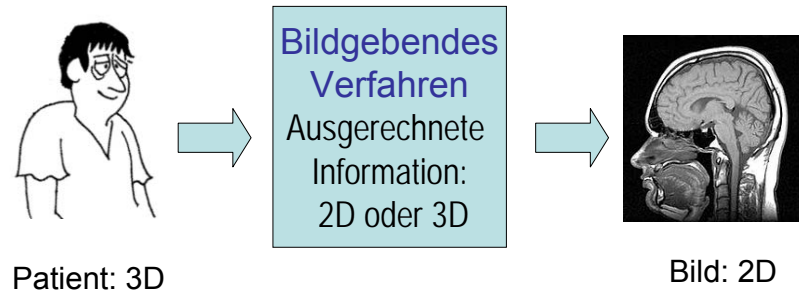
Das Kolloquium besteht aus 2 Teilprüfungen, aus dem anatomischen Teil und dem schriftlichen biophysikalischen Teil.

Zum Bestehen sind 50% aus beiden Teilprüfungen zu erreichen.

## Überblick der medizinischen bildgebenden Verfahren



## Bild



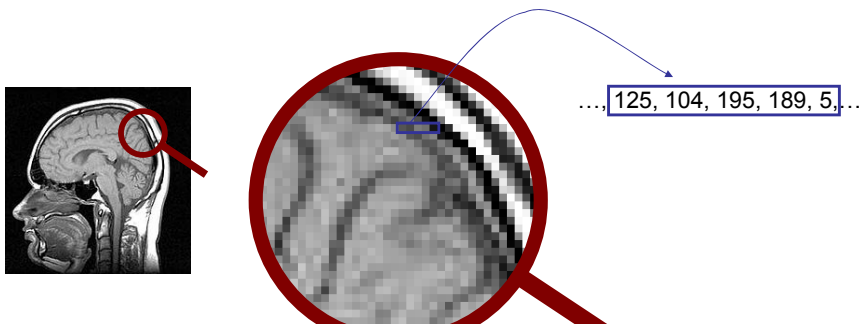
## 3D => 2D

Repräsentation der dreidimensionalen Information in 2 Dimensionen:

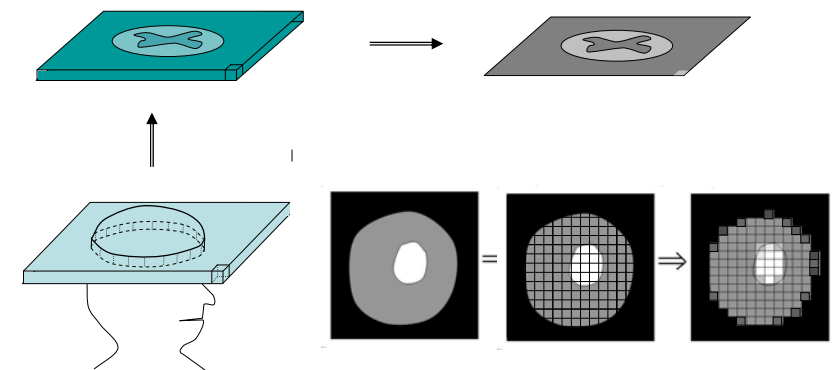
- Summationsbild (Informationsverlust)
- Schichtbild (Tomographie)
- Oberflächenbild
- „Volume rendering“

## Digitales Bild

- Besteht aus Bildpunkten (pixel=picture element)
- Gespeichert als Tabelle der Zahlen
- Jede Pixel ist mit einem Zahl (Grautonbild), oder mit drei Zahlen (Farbbild) beschrieben



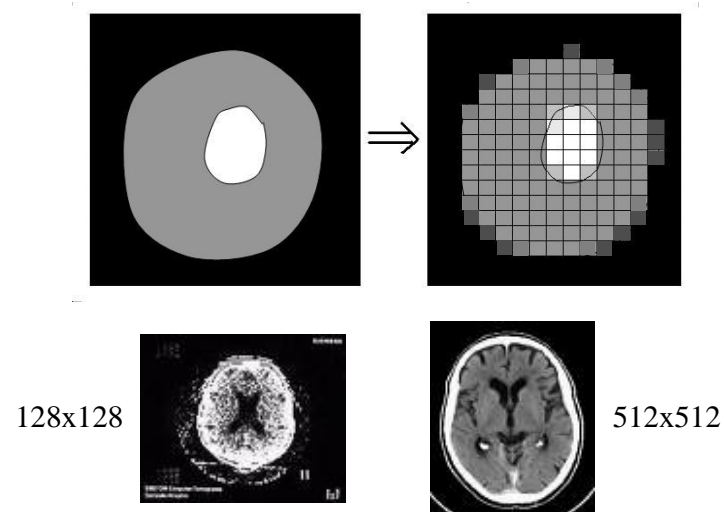
## Pixel-voxel



Räumliche Auflösung

Typische CT Bilder: 1024 x 1024 Bildpunkte

## Auflösung und Voxelgrösse



## Auflösung

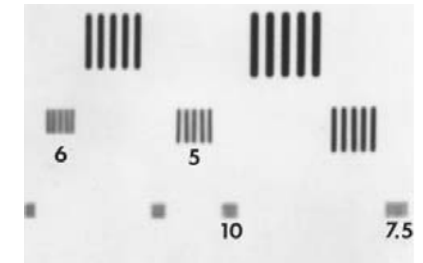
Bei Mikroskopie

Auflösungs-  
grenze:  $\delta$

Auflösungs-  
vermögen:  $1/\delta$

Z.B.: 2000  $1/\text{mm}$

in Radiologie



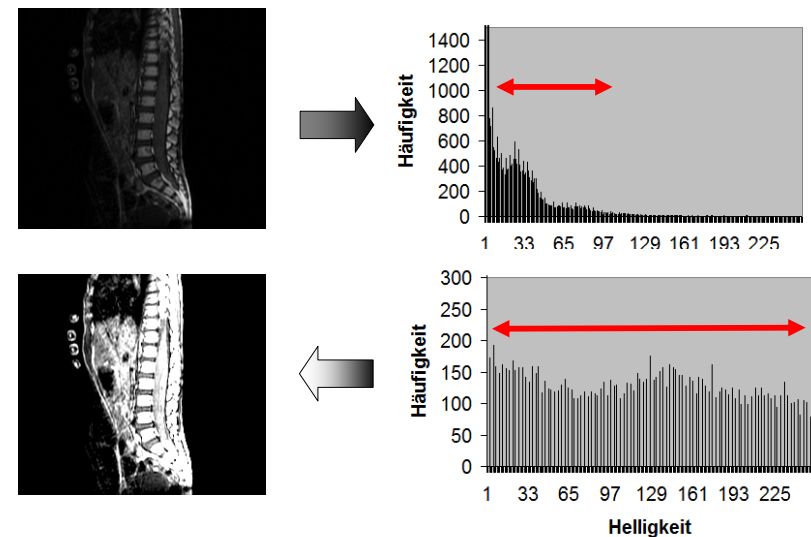
6 Linienpaare/cm

## Bildverarbeitung

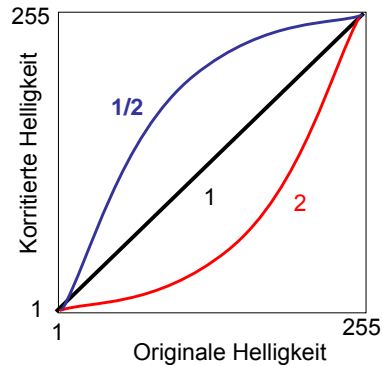
Ziel:

- Erhöhung der Bildqualität
- Rauschenunterdrückung (Filterung)
- Betonung der Einzelheiten
  - Raumliche Information: Zoom
  - Grauwert-Information: Fensterung
- Bildsegmentierung
- Bildregistrierung
- ...

## Kontrastmanipulation mit Hilfe des Histogrammes



# Kontrast-Transfer Funktion



$$y=x^{\gamma}$$

# Filtrierung

- Rauschenart soll bekannt sein
  - zufällig
  - systematisch



original



zufällig



systematisch

# Bildglättung

Korrigierung der lokalen Störungen mit Durchschnittsbildung



Durchschnittsbildung:

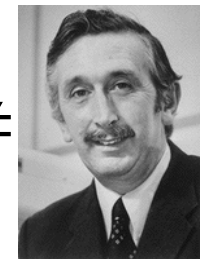
$$\text{Neue Helligkeit} = \frac{74 + 90 + 115 + 92 + 255 + 90 + 49 + 66 + 108}{9} = 103$$

# Bildglättung

Korrigierung der lokalen Störungen mit Durchschnittsbildung



≠



Durchschnittsbildung:

$$\text{Neue Helligkeit} = \frac{74 + 90 + 115 + 92 + 255 + 90 + 49 + 66 + 108}{9} = 103$$

# Bildglättung

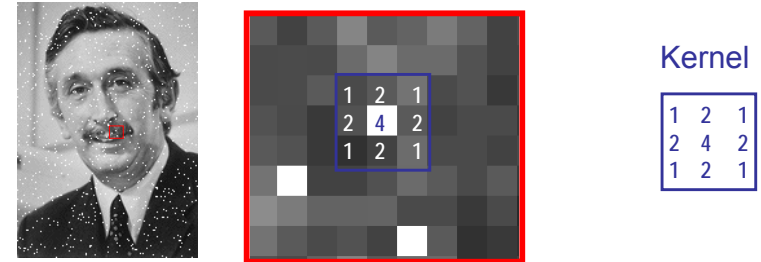
Korrektierung der lokalen Störungen mit  
gewichteter Durchschnittsbildung



$$\frac{1 \cdot 74 + 2 \cdot 90 + 1 \cdot 115 + 2 \cdot 92 + 4 \cdot 255 + 2 \cdot 90 + 1 \cdot 49 + 2 \cdot 66 + 1 \cdot 108}{1 + 2 + 1 + 2 + 4 + 2 + 1 + 2 + 1} = 112$$

# Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit  
gewichteter Durchschnittsbildung



$$\frac{1 \cdot 74 + 2 \cdot 90 + 1 \cdot 115 + 2 \cdot 92 + 4 \cdot 255 + 2 \cdot 90 + 1 \cdot 49 + 2 \cdot 66 + 1 \cdot 108}{1 + 2 + 1 + 2 + 4 + 2 + 1 + 2 + 1} = 112$$

## Beispiele für Kerneln

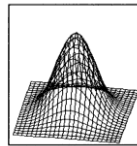
Für Glättung:

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix} \quad G_{5 \times 5} = \frac{1}{256} \begin{bmatrix} 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 6 & 24 & 36 & 24 & 6 \\ 4 & 16 & 24 & 16 & 4 \\ 1 & 4 & 6 & 4 & 1 \end{bmatrix}$$

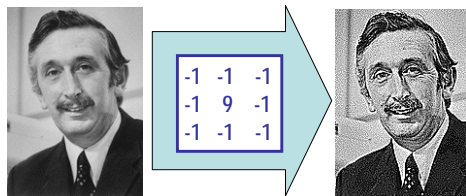
Mittelung

3x3 Gauss-Kernel

5 x 5 Gauss-Kernel



Für Erhöhung der Bildschärfe:



Faltungsmethode

## Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit Medianfilter



49, 66, 74, 90, 90, 92, 108, 115, 255

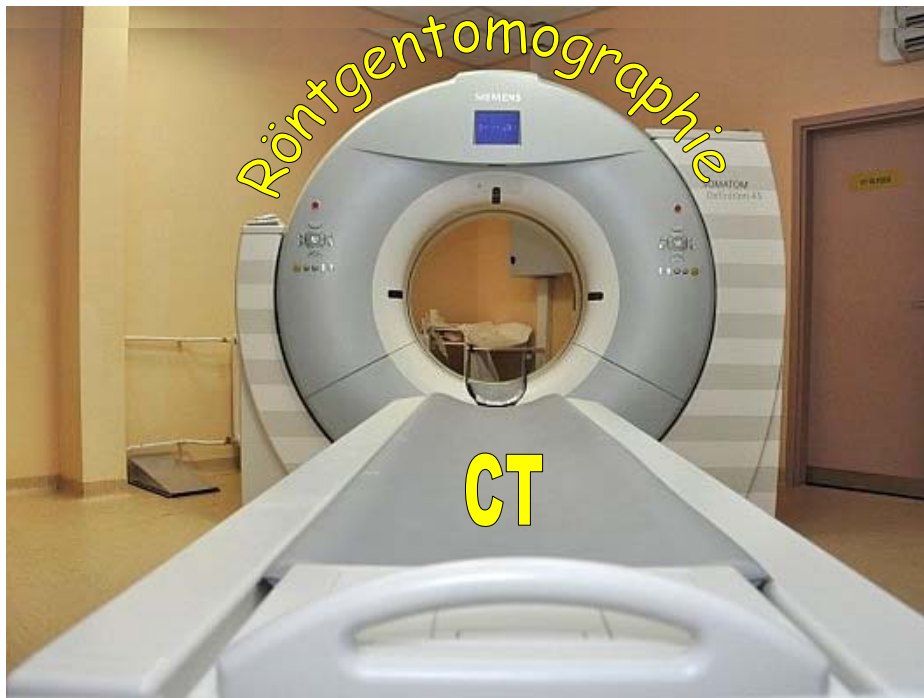
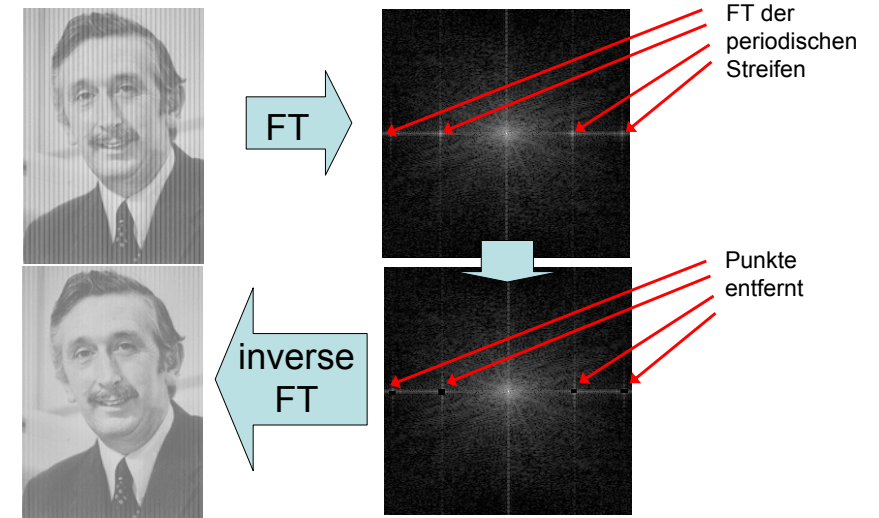
Median

Neue Helligkeit = 90

Original    mit Rauschen    Durchschn.    Median



## Entfernung der periodischen Störungen mit Fourier Transformation



## CT

- Computed tomography  
Τομος = Schicht (griechisch)  
(tomos)

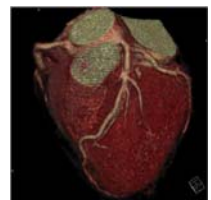


=> Tomographie = Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht

Heute: Mehrschicht-CT (Multislice-CT)

256 Schichten





## Klassifizierung der tomographischen Verfahren

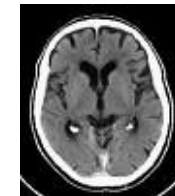
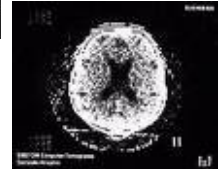
Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Röntgen CT</li> <li>• MRI</li> <li>• Optische</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• PET</li> <li>• SPECT</li> </ul>

## Historie der Tomographie

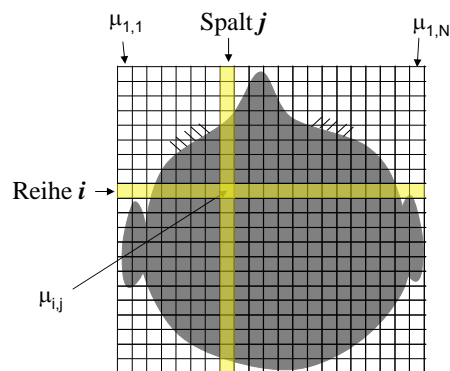
Godfrey N. **Hounsfield**  
und Allan M. **Cormack**



- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
  - 2006: 64 Schichten
  - 2011: 256 Schichten



## Grundprinzip der Computertomographie



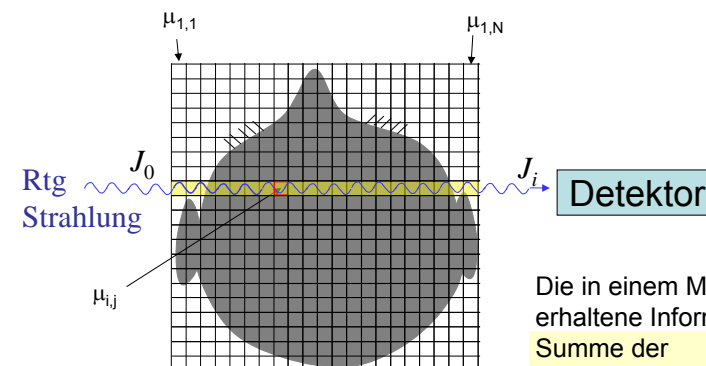
In einem Kästchen ist  $\mu$  (Schwächungskoeffizient) konstant.

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

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

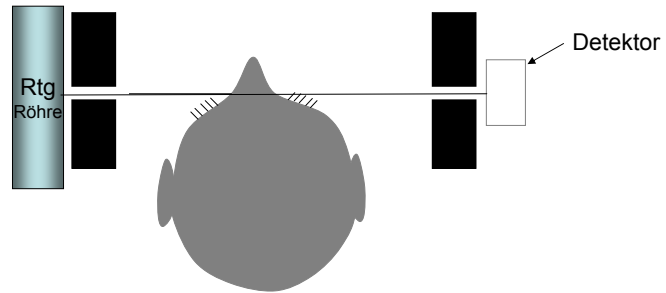
NxN Tabelle (Matrix)

## Messung und Bildrekonstruktion

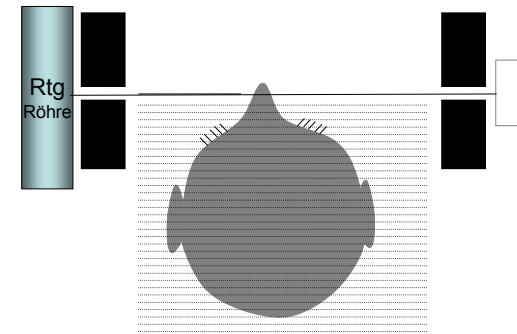


Die in einer Messung erhaltene Information:  
Summe der Schwächungskoeffizienten in einer Reihe

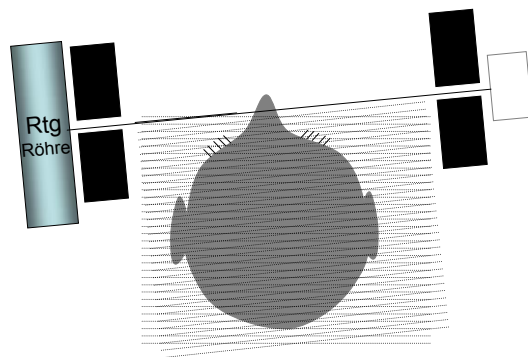
## Prinzip der Abtastung



## Prinzip der Abtastung



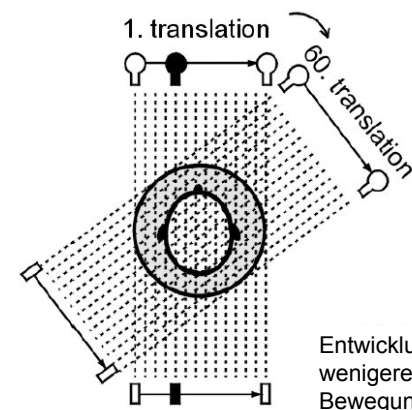
## Prinzip der Abtastung



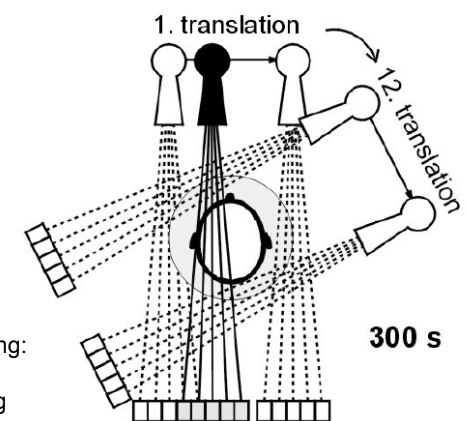
CT von erster Generation

## Technische Realisierung, Generationen

### • I. Generation



### II. Generation

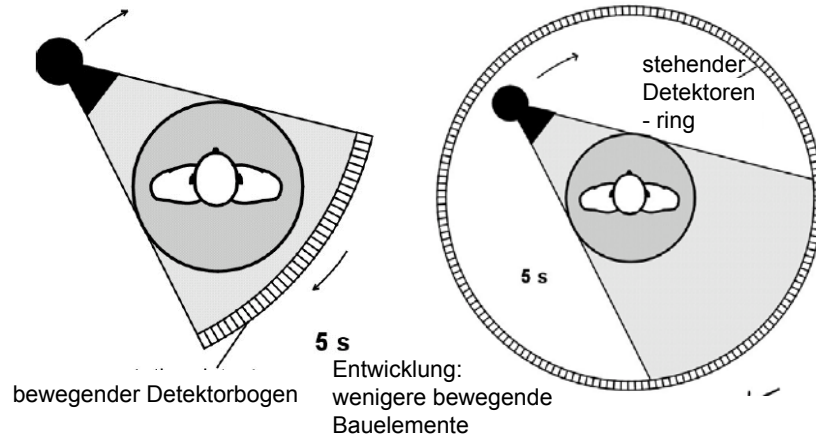




## Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation

IV. Generation



## Bildrekonstruktion

Filtrierte Rückprojektion  
Radon-Transformation

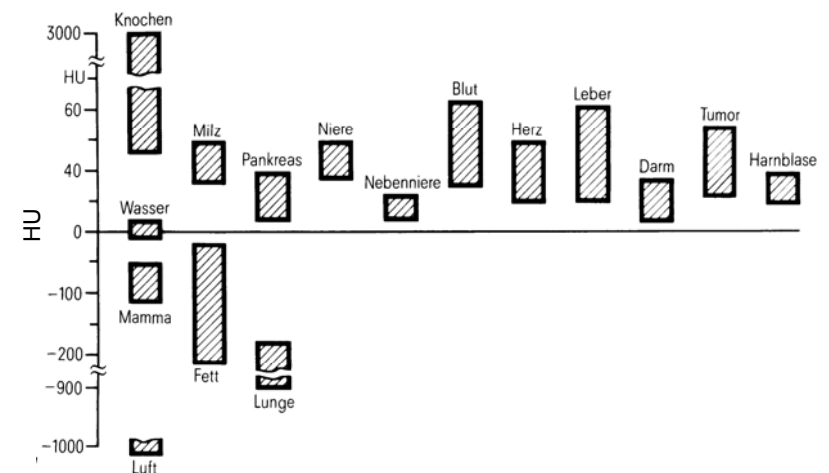
## Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala  
für  $\mu$

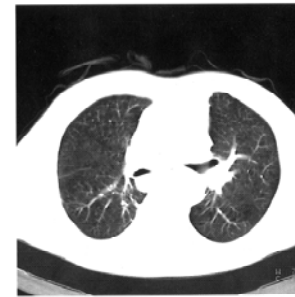
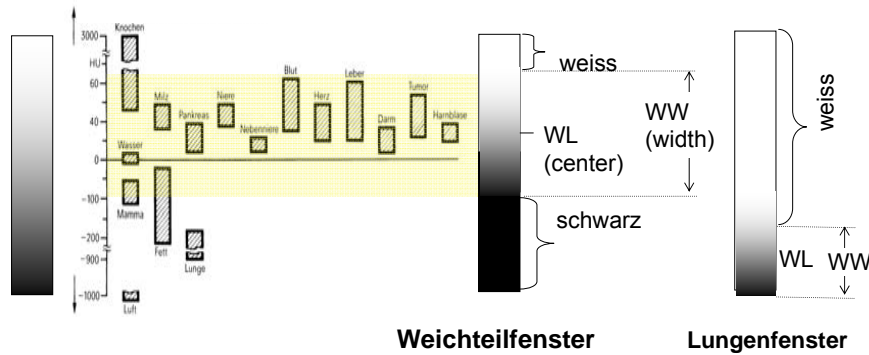
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	$\approx 0$
Lunge	<0

## CT Werte von einigen Gewebe



# Fensterung

## Grautonskala

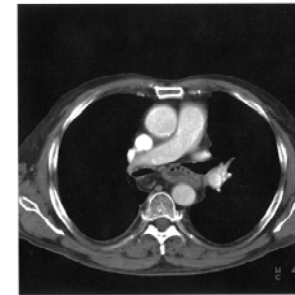


## Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)

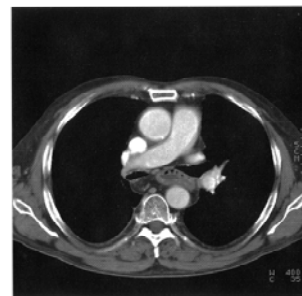
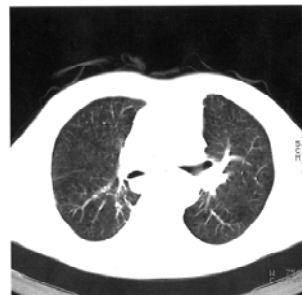


## Weichteilfenster

Mitte = 35

Breite = 400

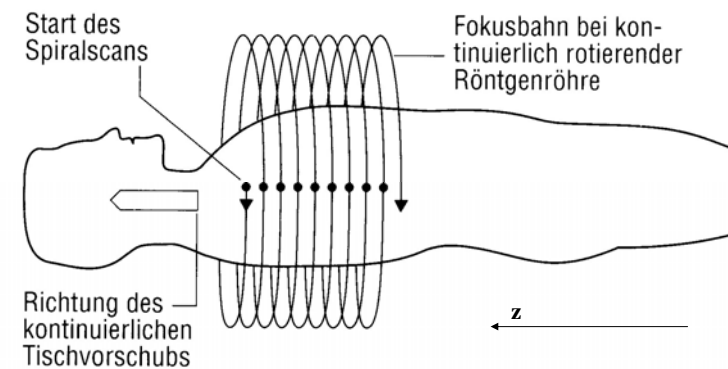
(-165 ... 235)



## Dopplerfenster

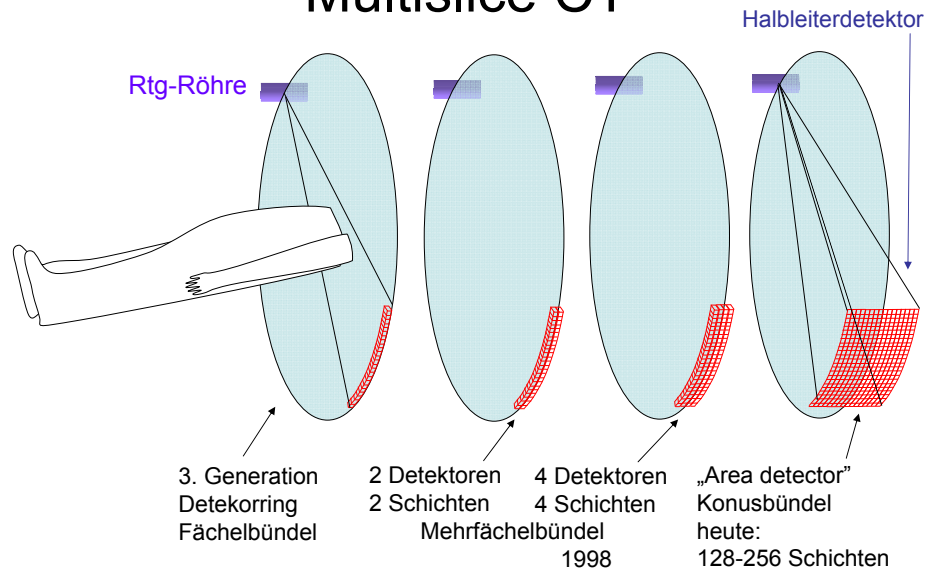


## Spiral CT

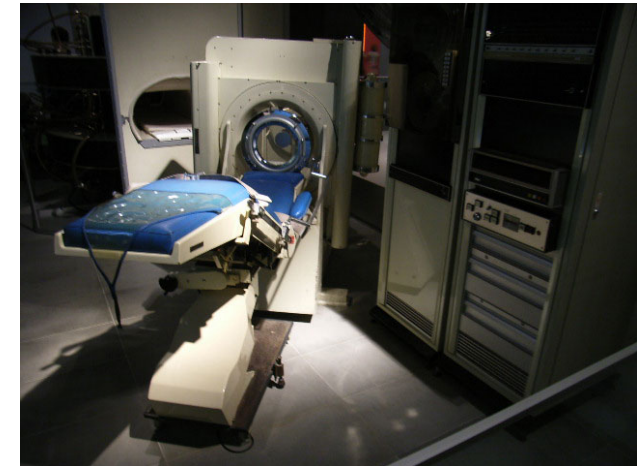


Das Schichtbild kann in einem *beliebigen* z Position gerechnet werden.

## 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.)



21 Feb. 2011

256 Schichten CT  
für Kardiologische  
Untersuchungen

## 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

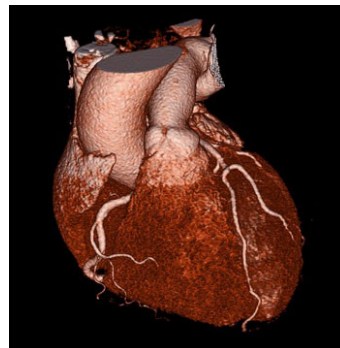
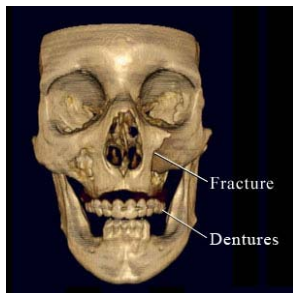
Surface rendering

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>



# Virtuale Endoskopie

JULY 1, 2002 / VOLUME 66, NUMBER 1

www.aafp.org/afp

AMERICAN FAMILY PHYSICIAN 107

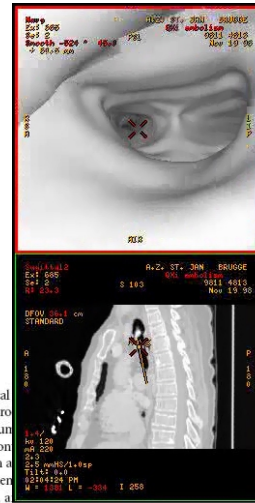
## Virtual Endoscopy: A Promising New Technology

BRADFORD J. WOOD, M.D., and POUNEH RAZAVI, M.D.  
National Institutes of Health, Bethesda, Maryland

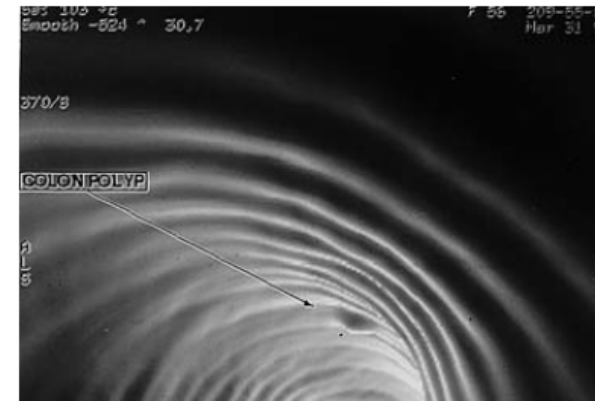
Growing evidence shows that early detection of cancer can substantially reduce mortality, necessitating screening programs that encourage patient compliance. Radiology is already established as a screening tool, as in mammography for breast cancer and ultrasonography for congenital anomalies. Advanced processing of helical computed tomographic data sets permits three-dimensional and virtual endoscopic models. Such models are noninvasive and require minimal patient preparation, making them ideal for screening. Virtual endoscopy has been used to evaluate the colon, bronchi, stomach, blood vessels, bladder, kidney, larynx, and paranasal sinuses. The most promising role for virtual endoscopy is in screening patients for colorectal cancer. The technique has also been used to evaluate the tracheobronchial tree for bronchogenic carcinoma. Three-dimensional and virtual endoscopy can screen, diagnose, evaluate and assist determination of surgical approach, and provide surveillance of certain malignancies. (Am Fam Physician 2002;66:107-12. Copyright© 2002 American Academy of Family Physicians.)

**R**ecent advances in imaging technology allow three-dimensional and virtual endoscopic models to be constructed from helical computed tomographic (CT) data sets. Helical, or spiral, CT scanning permits continuous imaging as the radiographic

ing new clinical exist for postpro dering and volun ing links the con given slice with a processing system, data loss, a



# Virtuale Kolonoskopie

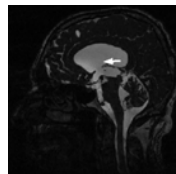
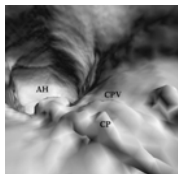


Automatische  
Bildverarbeitung:  
Erkennung von  
Polypen  
Gerichtliche  
Probleme!

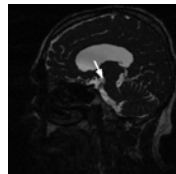
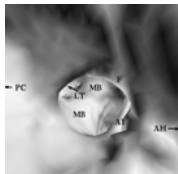
FIGURE 1. Virtual colonoscopic view of polyp (arrow) in left colon.

AMERICAN FAMILY PHYSICIAN www.aafp.org/afp  
VOL 66, No 1 / JULY 1, 2002 pp 107-112

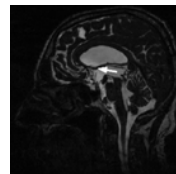
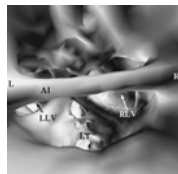
## Virtuale Endoskopie: weitere Beispiele



Left Lateral Ventricle, approach from the  
Posterior Horn towards the Anterior Horn.



Formen of Monroi, approach from  
Right Lateral Ventricle.

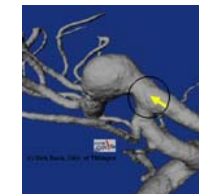
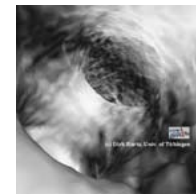


Forman of Monroi (left and right),  
approach from Third Ventricle.

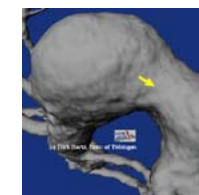
(C) 1998-2001, Dirk Bartz, WSI/GRIS, University of Tübingen

## Virtuale Endoskopie: weitere Beispiele

Endoscopic View Overview



Entering fusiform aneurysm in  
A. cerebri media.



Leaving fusiform aneurysm in  
A. cerebri media.

(C) 1998-2002, Dirk Bartz, WSI/GRIS, University of Tübingen



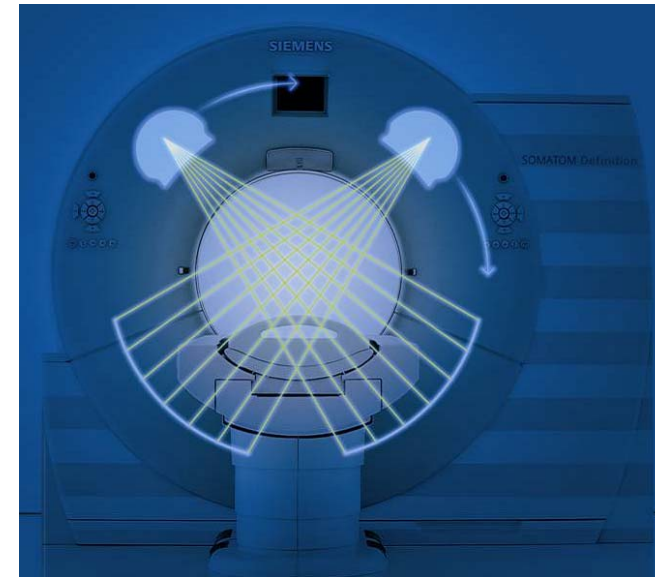
# Spezielle CT Verfahren/Geräte

Dual Energy-Dual Source

4D

Mikro (nano)

## „Dual source“ CT



Umdrehungszeit:  
0.33 s

**Dual Source**

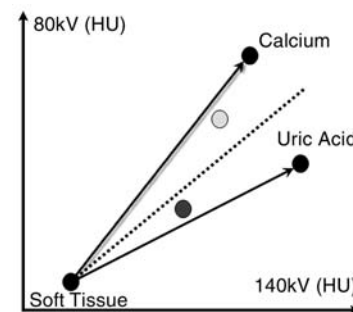
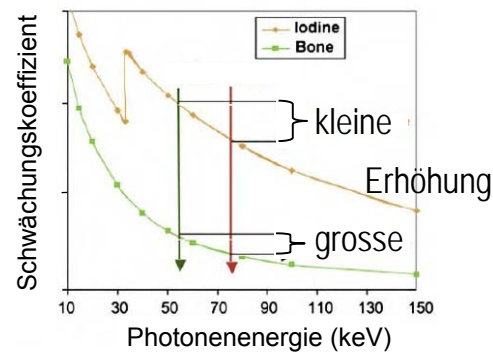
Eine Aufnahme:  
1/4 Umdrehung=>  
83 ms!

Herzaufnahmen

**Dual Energy**

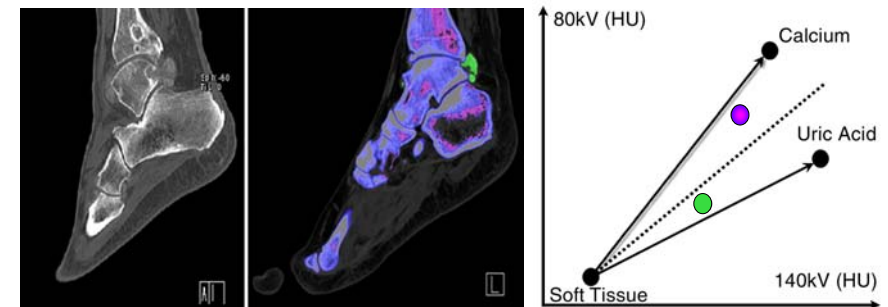
Unterschiedliche  
Anodenspannungen  
2 Aufnahmen mit  
unterschiedlichen  
Strahlungshärte =>  
Klassifizierung der  
Gewebe

## Prinzip der Dual-Energie Abbildung



Glazebrook K N et al. Radiology 2011;261:516-524  
©2011 by Radiological Society of North America

## Anwendung der Dual-Energie Aufnahme

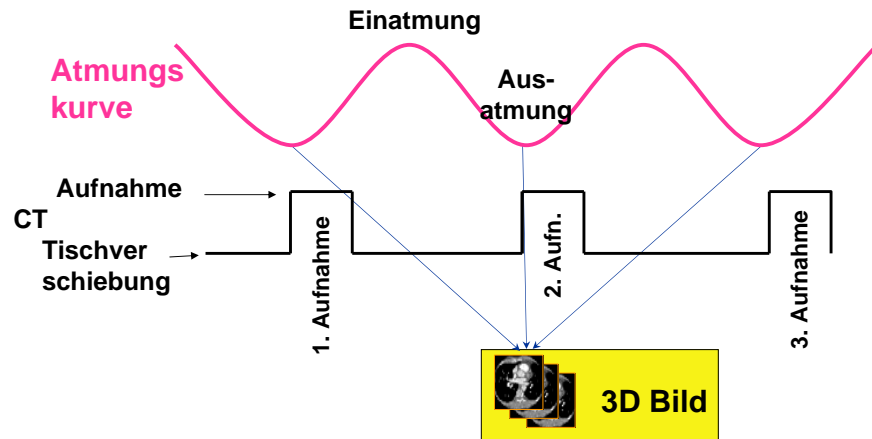


Glazebrook K N et al. Radiology 2011;261:516-524  
©2011 by Radiological Society of North America

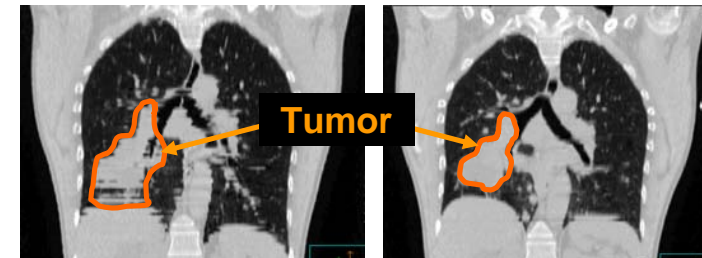
Gicht: Harnsäure Kristalle

# Synchronisierung zu Atemzyklus

Bilder bei unterschiedlichen Tischpositionen, in gleichen Atemphasen



## Atmungssynchronisierte CT Aufnahme



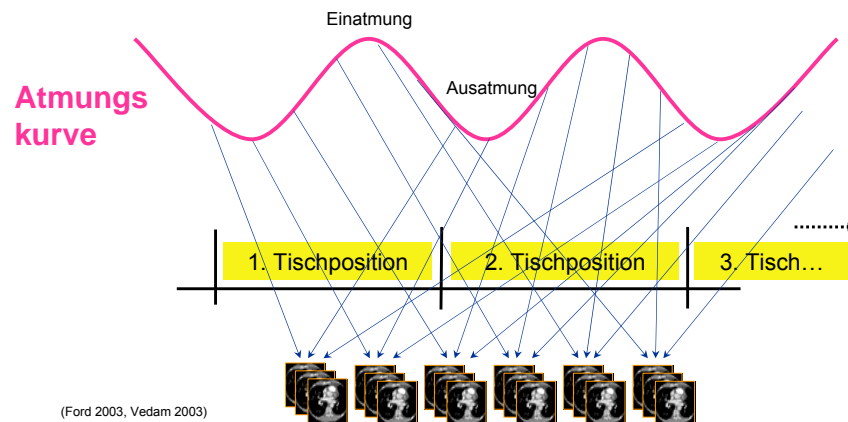
Gewöhnliche CT Aufnahme mit Bewegungsfehler

Atmungssynchronisierte CT Aufnahme

Medical College of Virginia, Richmond VA

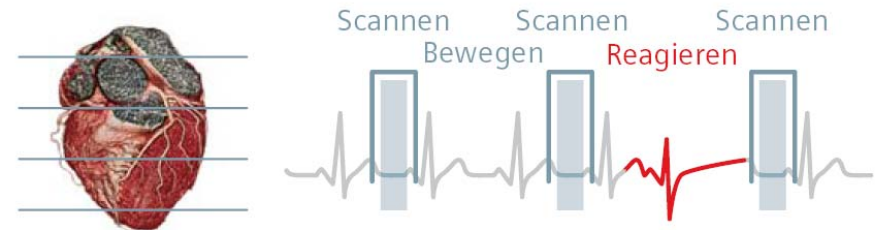
## 4D-s CT

Bilder bei unterschiedlichen Tischpositionen, bei unterschiedlichen Atemphasen kombiniert.



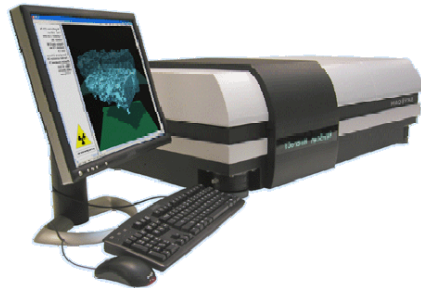
(Ford 2003, Vedam 2003)

## EKG-gesteuerte Sequenzscans des Herzens

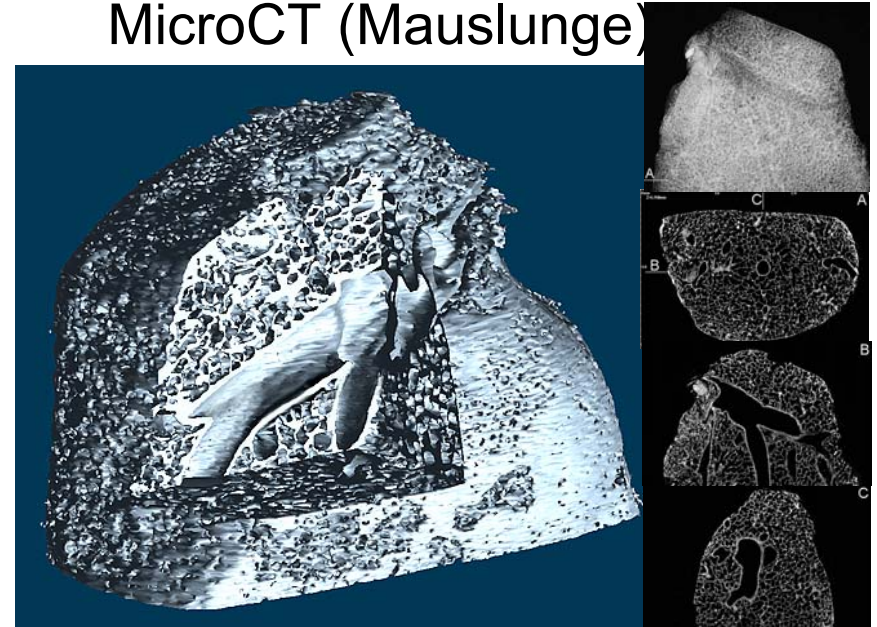


# MicroCT

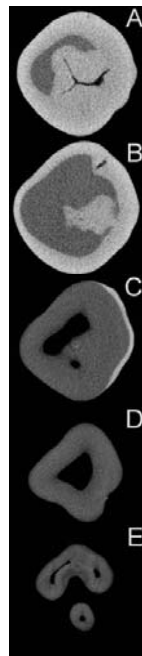
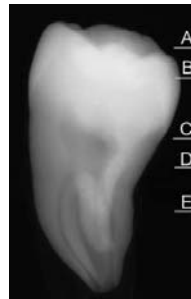
Objektgrösse: einige cm (Kleintiere, Versuchstiere)  
Auflösung: einige  $\times 10 \mu\text{m}$



## MicroCT (Mauslunge)



## MicroCT: Zahn



Ca!

## CT Artefakte

**Artakte können wegen**

- Bewegung des Patienten
- Fehler der Messelektronik oder Messdetektoren
- Metallimplantate
- Überschreiten des Messvolumens
- Teilvolumeneffekt
- Aufhärtung der Strahlung

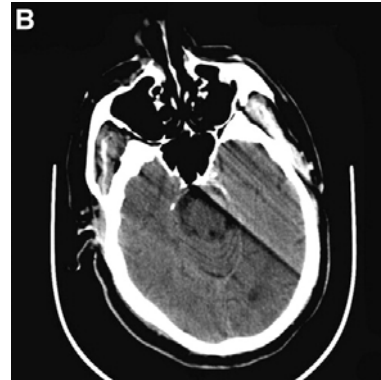
**auftreten**

## Artefakte

Messelektronikfehler

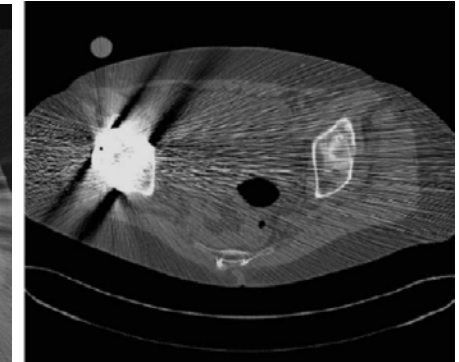
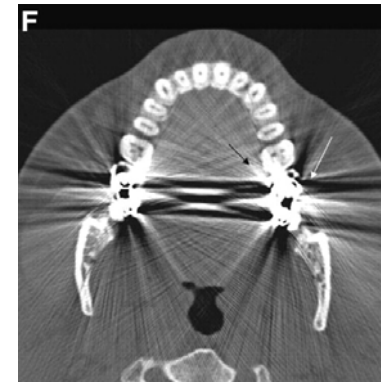


Bewegungsartefakt

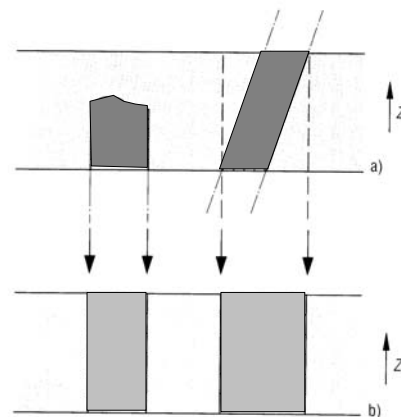


## Artefakte

Metalartefakte

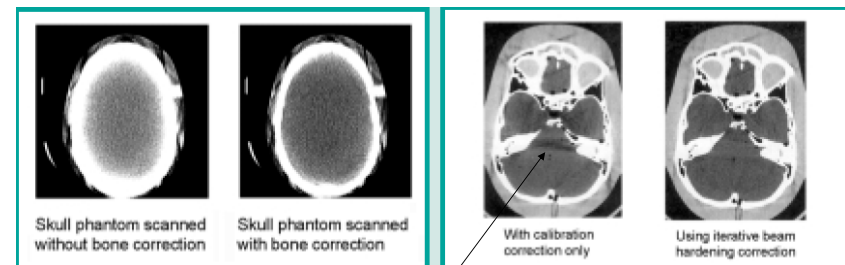


## Artefakte: Teilvolumeneffekt



## Artefaktumok: Aufhärtung

Die weiche Strahlung wird besser absorbiert =>  
nach der Absorption in Knochen das Verhältnis der  
harten Strahlung erhöht sich (Aufhärtung).



Effekt der Aufhärtung



# 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

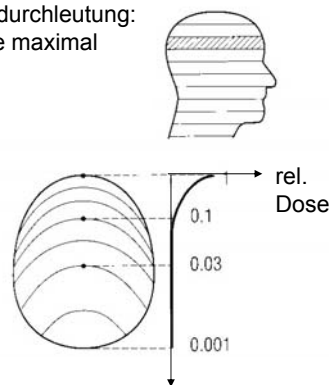
# Strahlenbelastung

Untersuchung	effektive Dose (mSv)
Röntgenaufnahme des Brustkorbes	0,02
Kopf CT	1,5
Abdomen CT	5
Thorax CT	6
Abdomen + Thorax CT	10
Herz CT Angiographie	7-13
CT Colonographie	4-9

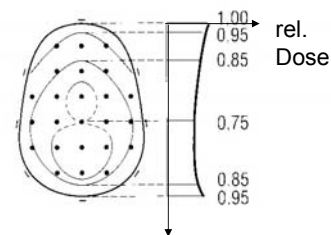
Hintergrundstrahlung: 2,4 mSv/Jahr, Dosisbeschränkung: 50 mSv/J (100 mSv/5J)

## Doseverteilung

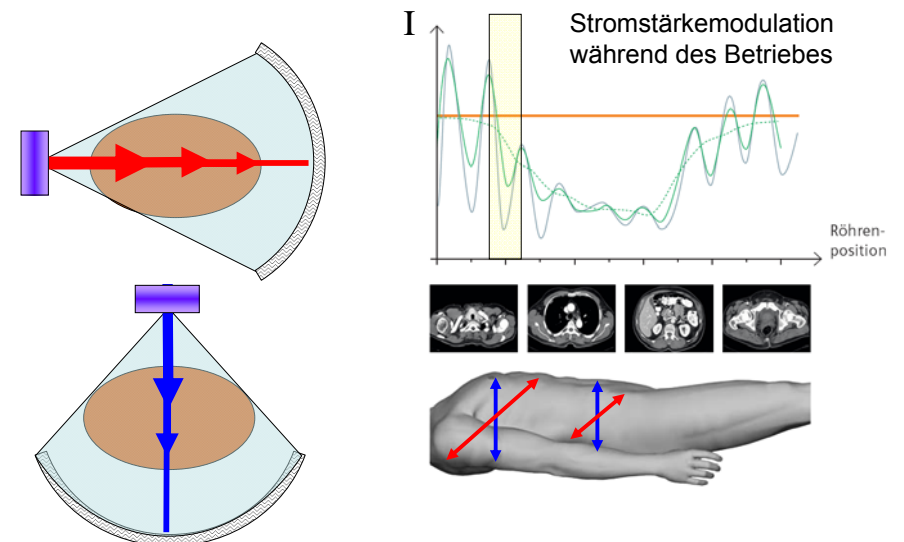
Röntgendurchleutung:  
vorne maximal



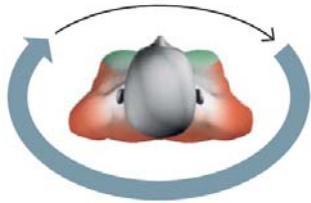
CT: annähernd homogen



## „Low Dose“ Methoden

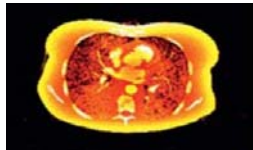


## Organsensitive Dosismodulation

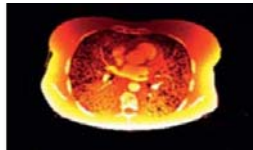


Dosis bei  
Brust und Augen  
wird reduziert

Dosisverteilung: ohne



mit



helle  
Farbe:  
hohe  
Dosis

## 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
- Fletcher et. al.: Dual -Energy and Dual -Source CT: IsThere a Role in the Abdomen and Pelvis?Radiol Clin N Am 47 (2009) 41-57

# Ende