

Medizinische bildgebende Verfahren

Institut für Biophysik und Strahlenbiologie

László Smeller

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

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

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

Die drei Praktikumsthemen in dem Inst. für Biophysik:

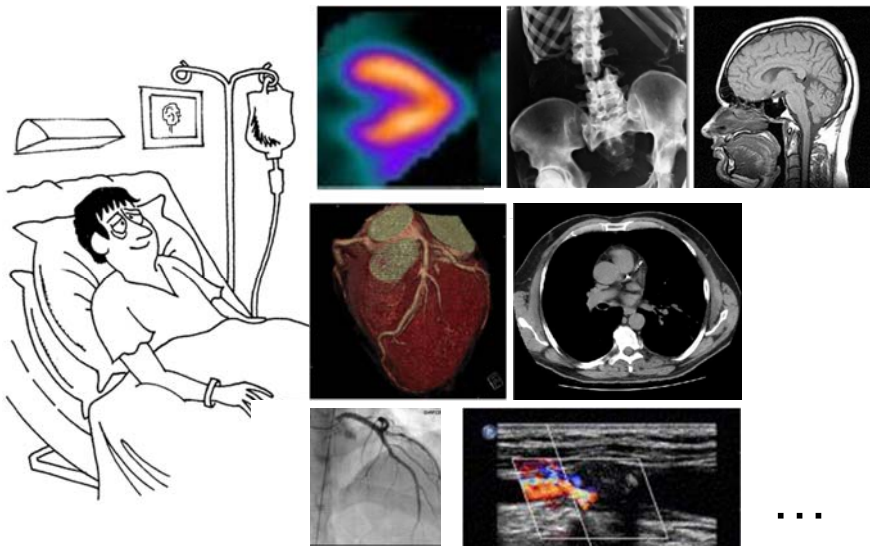
- Digitale Bildverarbeitung
- Sonographie
- Molekulare Bildgebung

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



Patient: 3D



**Bildgebendes
Verfahren**
Ausgerechnete
Information:
2D oder 3D



Bild: 2D

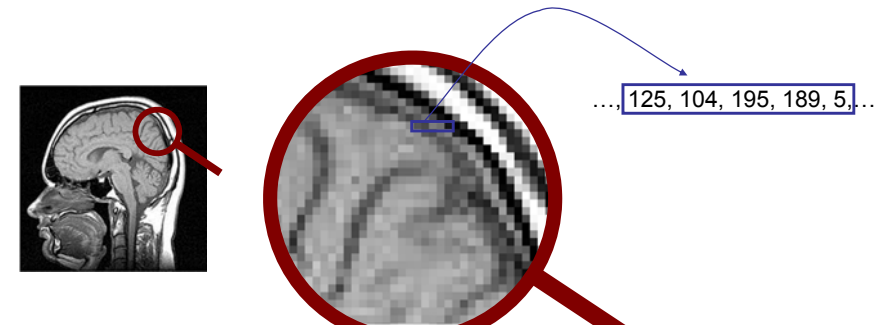
3D => 2D

Repräsentation der dreidimensionalen Information in 2 Dimensionen:

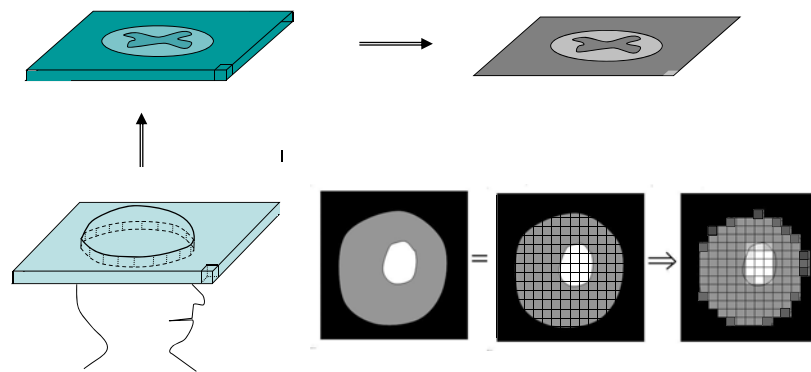
- Summationsbild (Informationsverlust)
- Schichtbild (Tomographie)
- Oberflächenbild
- „Volume rendering“

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



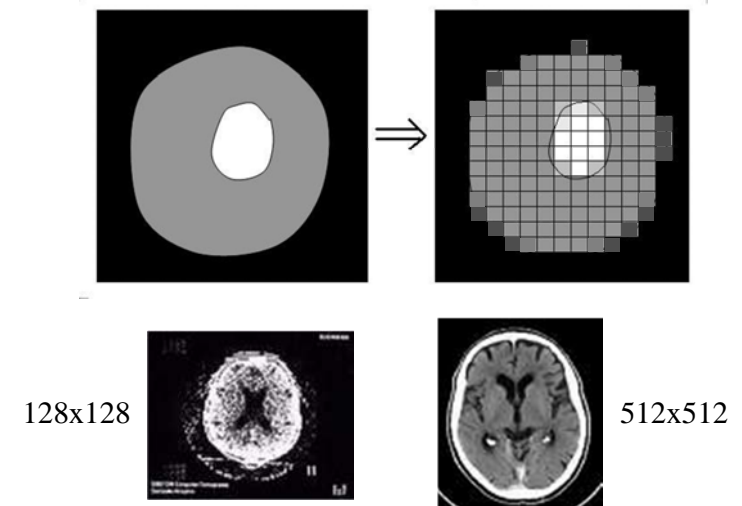
Pixel-voxel



Räumliche Auflösung

Typische CT Bilder: 1024 x 1024 Bildpunkte

Auflösung und Voxelgröße



Auflösung

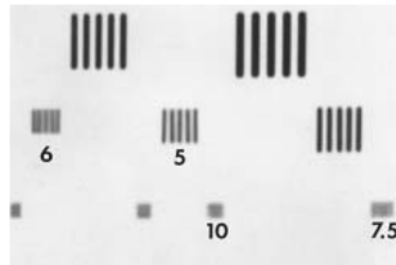
Bei Mikroskopie

Auflösungs-
grenze: δ

Auflösungs-
vermögen: $1/\delta$

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

in Radiologie



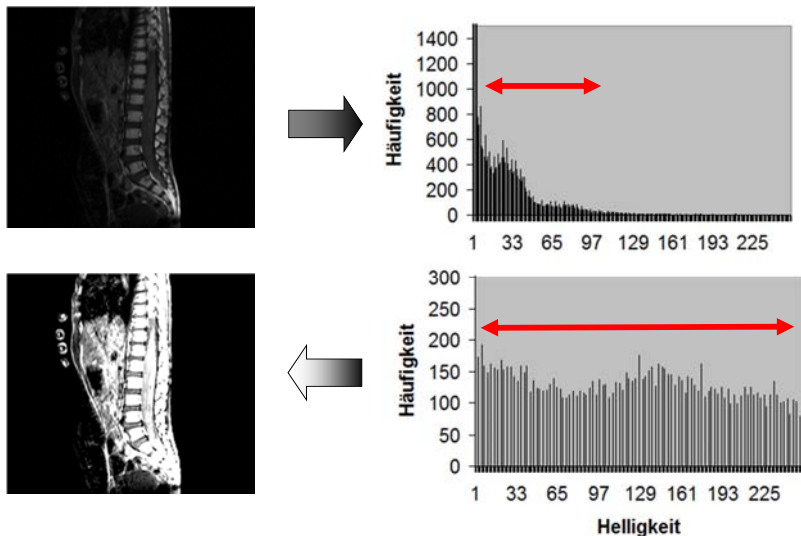
6 Linienpaare/cm

Bildverarbeitung

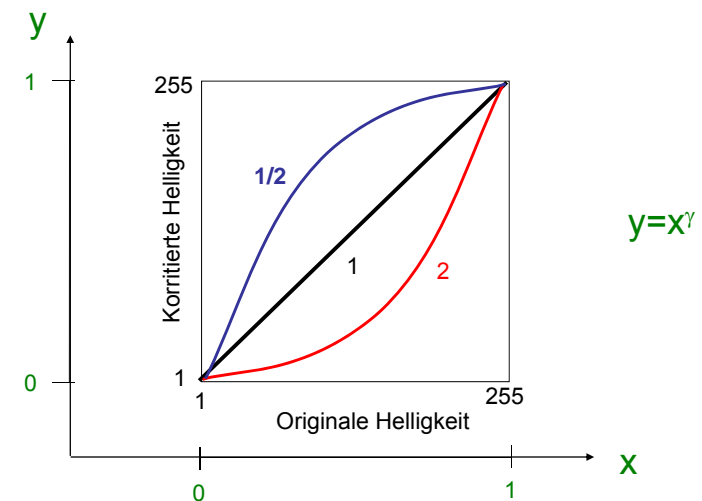
Ziel:

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

Kontrastmanipulation mit Hilfe des Histogrammes



Kontrast-Transfer Funktion



Filtrierung

- Rauschenart soll bekannt sein
 - zufällig
 - systematisch



original



zufällig



systematisch



Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit Durchschnittsbildung

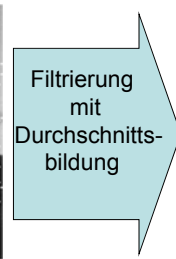


Durchschnittsbildung:

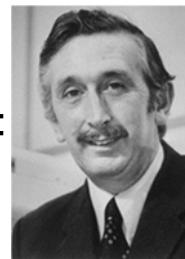
$$\text{Neue Helligkeit} = \frac{74 + 90 + 115 + 92 + 255 + 90 + 49 + 66 + 108}{9} = 103$$

Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit Durchschnittsbildung



≠



Durchschnittsbildung:

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

Bildglättung

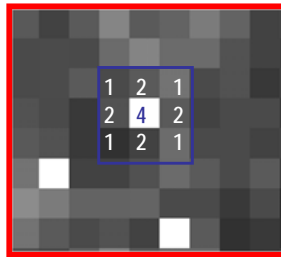
Korrektierung der lokalen Störungen mit gewichteter Durchschnittsbildung



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

Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit
gewichteter Durchschnittsbildung



Kernel

1	2	1
2	4	2
1	2	1

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

Beispiele für Kerneln

Für Glättung:

$$\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

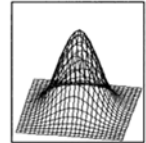
Mittelung

$$\frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

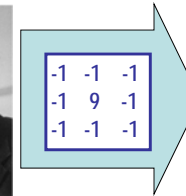
3x3 Gauss-Kernel

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

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

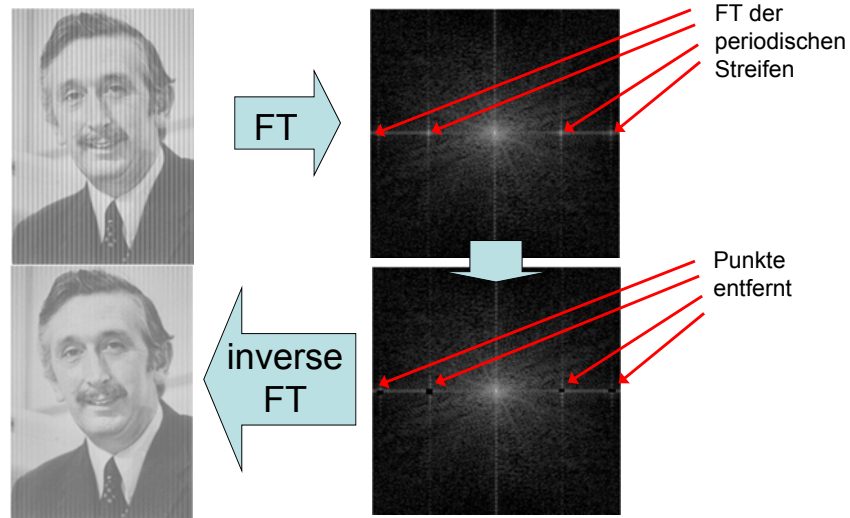
Median

Neue Helligkeit = 90

Original mit Rauschen Durchschn. Median



Entfernung der periodischen Störungen mit Fourier Transformation



CT

- Computed tomography

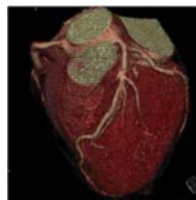
Τομος = Schicht (griechisch)
(tomos)

=> Tomographie = Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht

Heute: Mehrschicht-CT (Multislice-CT)

256 Schichten



Klassifizierung der tomographischen Verfahren

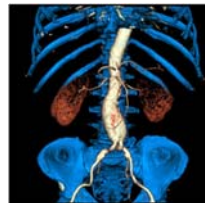
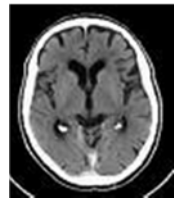
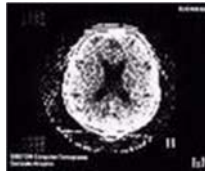
Absorptions- tomographie	Emissions- tomographie
<ul style="list-style-type: none"> • Röntgen CT • MRI • Optische 	<ul style="list-style-type: none"> • PET • SPECT

Historie der Tomographie

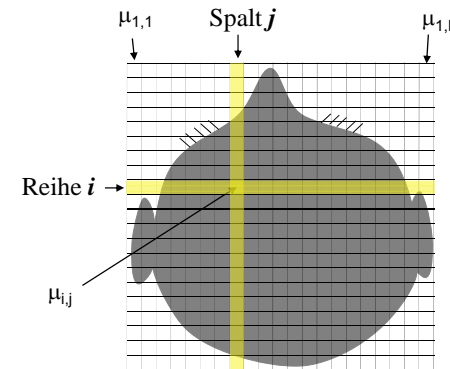
Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack



- 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



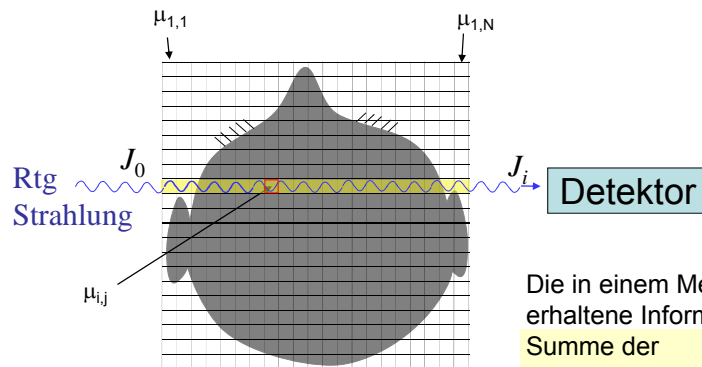
In einem Kästchen ist μ (Schwächungskoeffizient) konstant.

=> 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 .

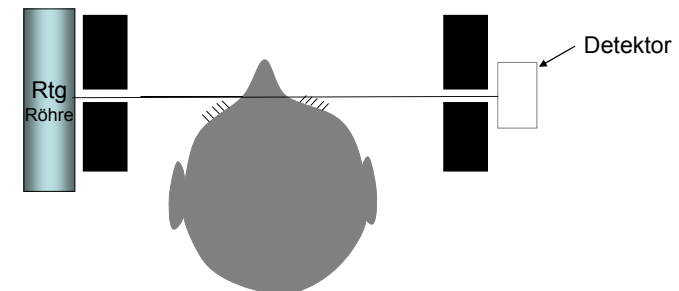
$N \times N$ Tabelle (Matrix)

Messung und Bildrekonstruktion

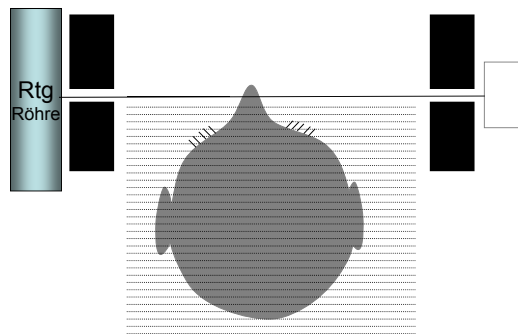


Die in einem Messung erhaltene Information:
Summe der Schwächungskoeffizienten in einer Reihe

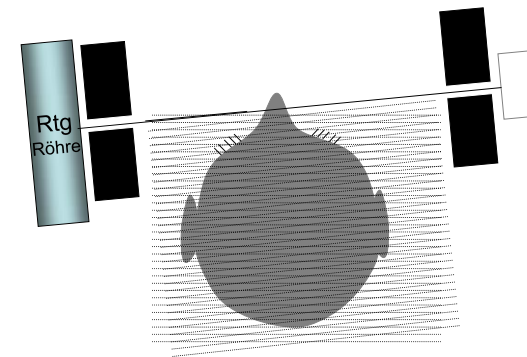
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



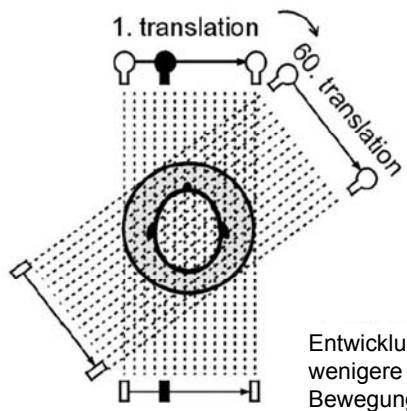
Prinzip der Abtastung



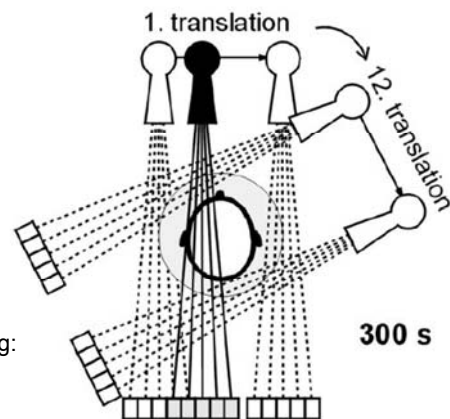
CT von erster Generation

Technische Realisierung, Generationen

• I. Generation

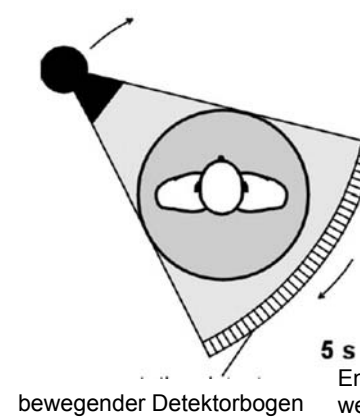


II. Generation

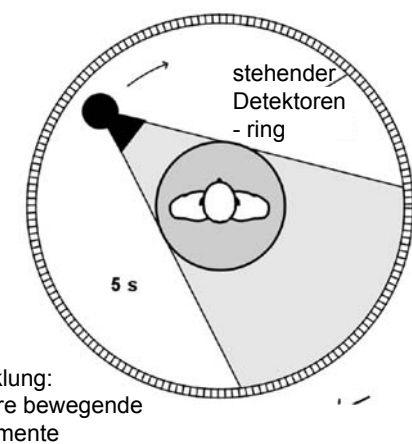


Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation



IV. Generation



Bildrekonstruktion

Filterierte Rückprojektion
Radon-Transformation

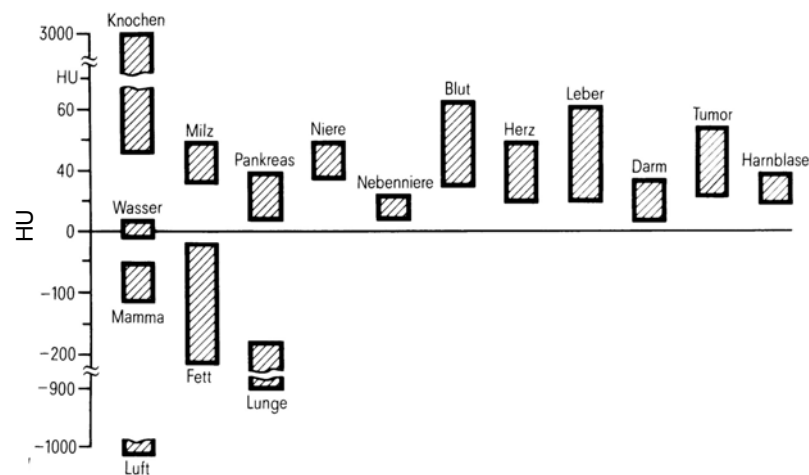
Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

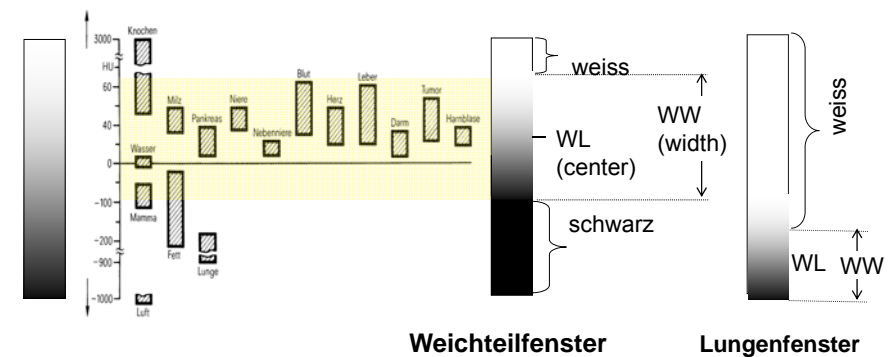
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≈ 0
Lunge	<0

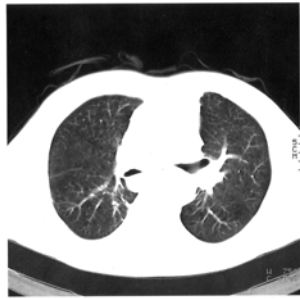
CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala



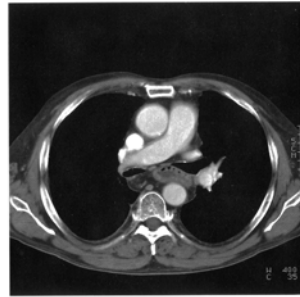


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)

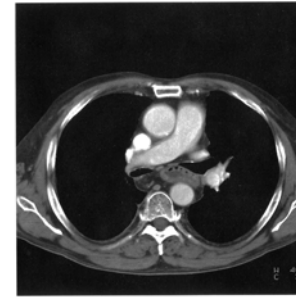


Weichteilfenster

Mitte = 35

Breite = 400

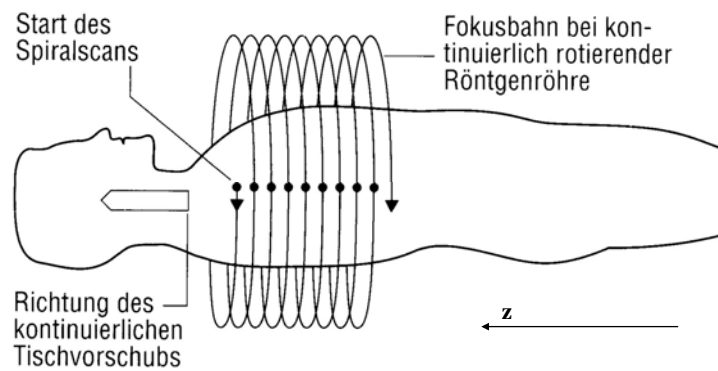
(-165 ... 235)



Dopperfenster

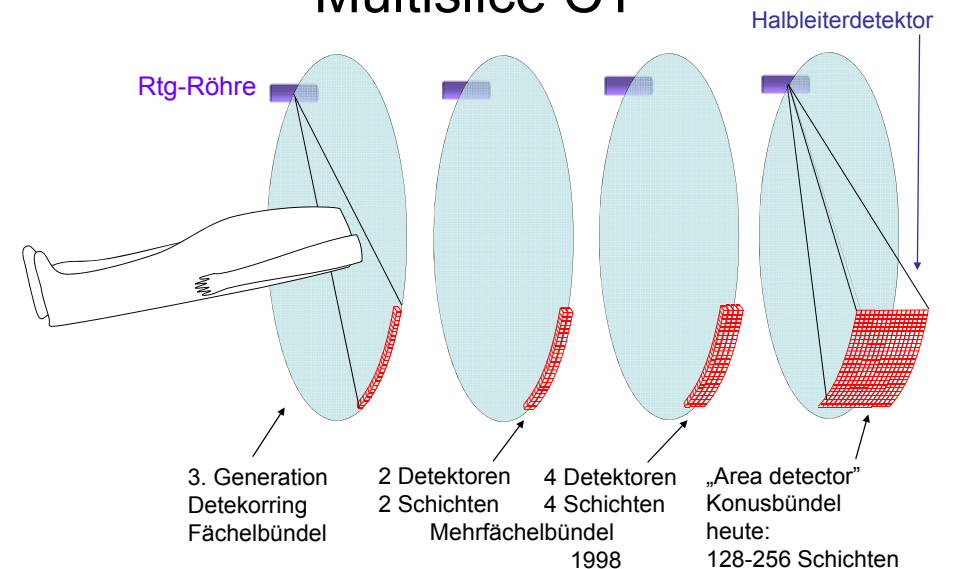


Spiral CT



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

Multislice CT



Erste Generation CT



Moderne CT (3. o. 4. Generation)



16 Schichten-CT

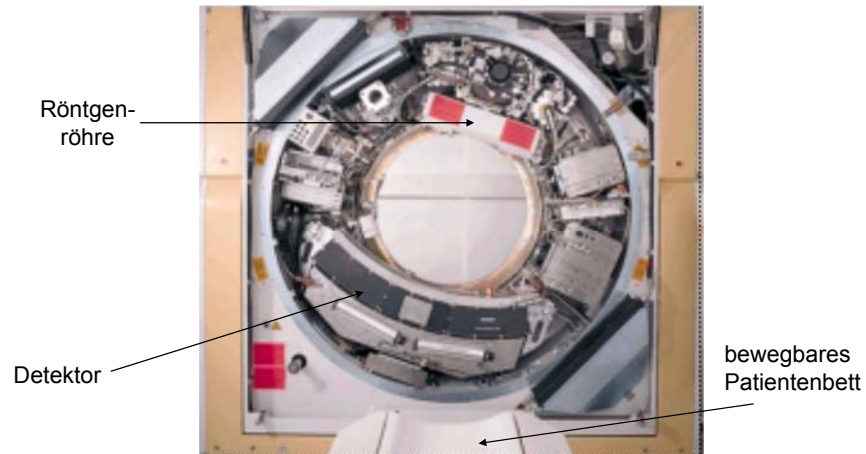


CT

Einstellung
mit Laser-
lichtstrahlen



Aufbau eines CT-Gerätes (3. Gen.)



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

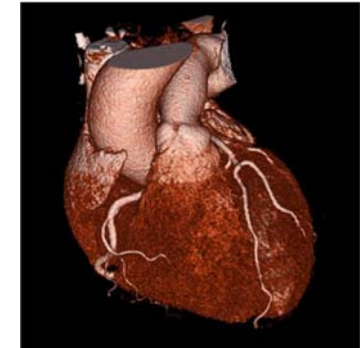
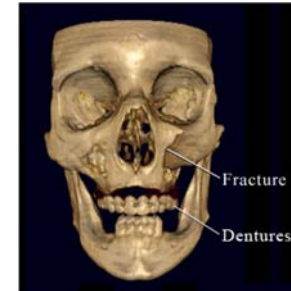
3D Darstellung

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.)



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

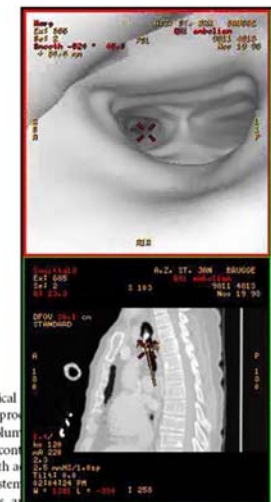
Virtual Endoscopy: A Promising New Technology

BRADFORD L. 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.)

Recent 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 volum-
ing links the con-
given slice with a
processing system
tion, data loss, and



Virtuale Kolonoskopie

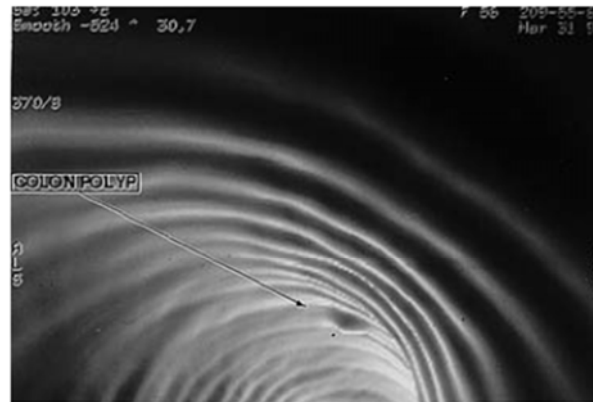
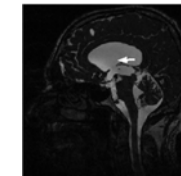
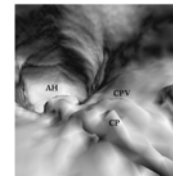


FIGURE 1. Virtual colonoscopic view of polyp (arrow) in left colon.

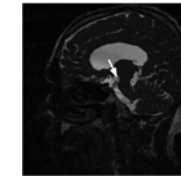
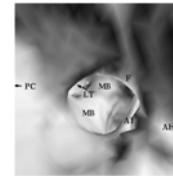
AMERICAN FAMILY PHYSICIAN www.aafp.org/afp
VOL 66, No 1 / JULY 1, 2002 pp 107-112

Automatische
Bildverarbeitung:
Erkennung von
Polypen
Gerichtliche
Probleme!

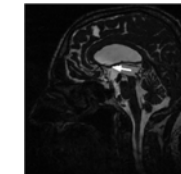
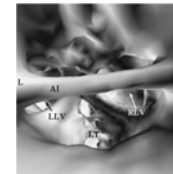
Virtuale Endoskopie: weitere Beispiele



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



Formen of Monroi, approach from
Right Lateral Ventricle.

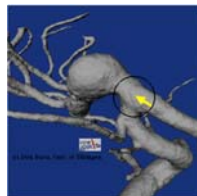


Forman of Monroi (left and right),
approach from Third Ventricle.

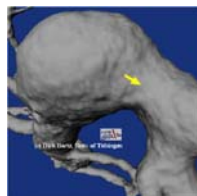
(C) 1998-2001, Dirk Bartz, WSI/GRIS, University of Tübingen

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

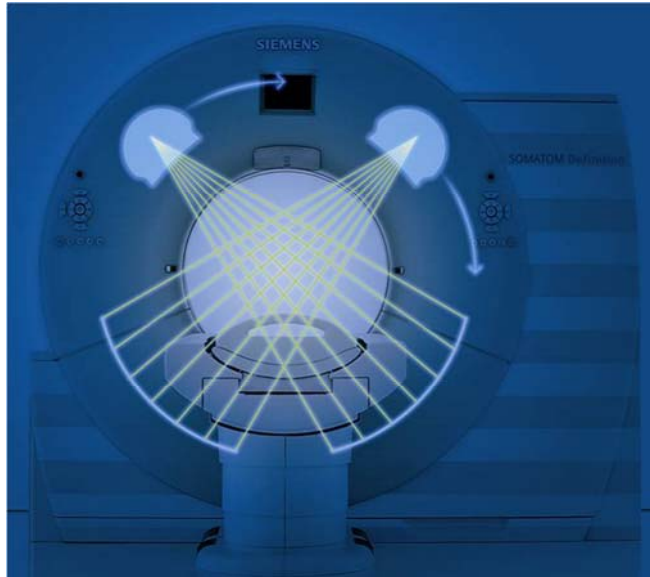
Spezielle CT Verfahren/Geräte

Dual Energy-Dual Source

4D

Mikro (nano)

„Dual source“ CT



Umdrehungszeit:
0.33 s

Dual Source

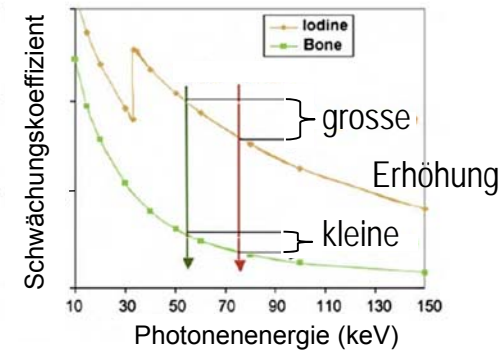
Eine Aufnahme:
¼ Umdrehung=>
83 ms!

Herzaufnahmen

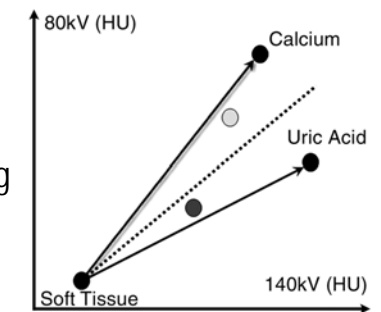
Dual Energy

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

Prinzip der Dual-Energie Abbildung

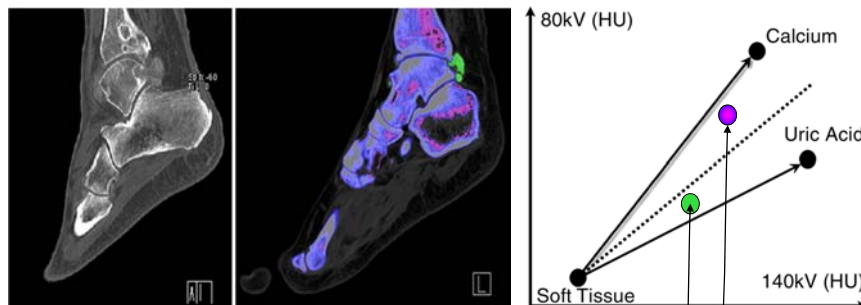


Fletcher et al. Radiol Clin N Am 47 (2009) 41–57
doi:10.1016/j.rcl.2008.10.003
2009 Elsevier Inc. All rights reserved.



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

Anwendung der Dual-Energie Aufnahme

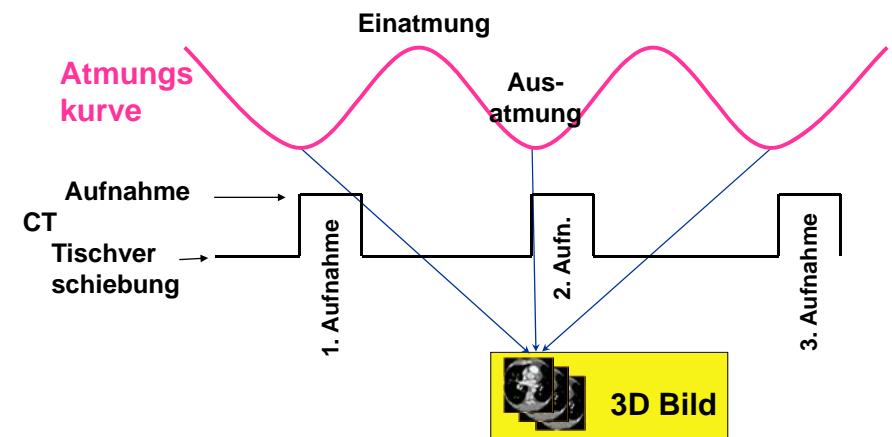


Glazebrook K N et al. Radiology 2011;261:516-524
©2011 by Radiological Society of North America

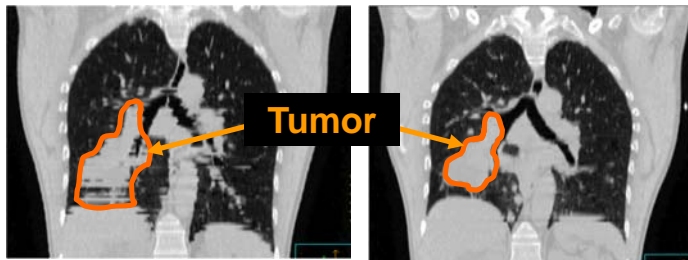
Gicht: Harnsäure Kristalle
Knochen

Synchronisierung zu Atemzyklus

Bilder bei unterschiedlichen Tischpositionen, in gleichen Atemphasen



Atmungssynchronisierte CT Aufnahme



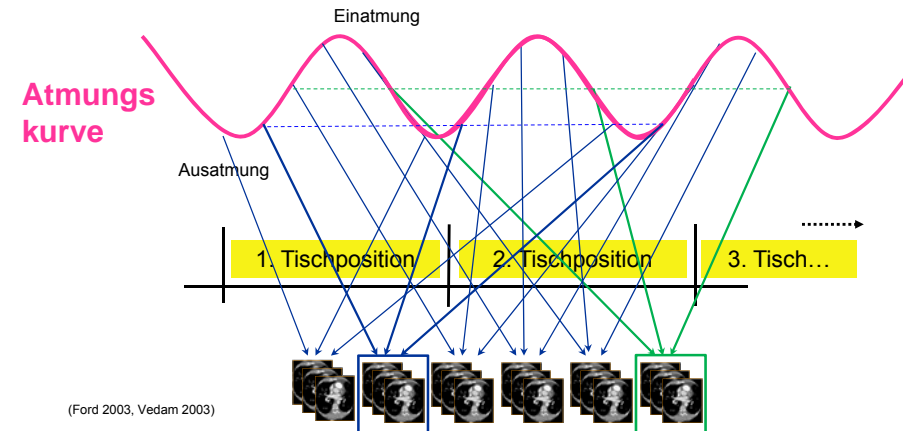
Gewöhnliche CT Aufnahme
mit Bewegungsfehler

Atmungssynchronisierte
CT Aufnahme

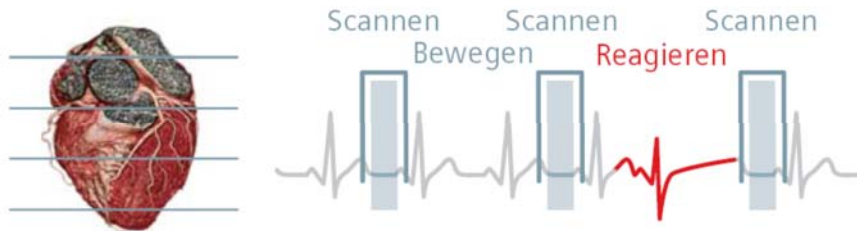
Medical College of Virginia, Richmond VA

4D-s CT

Bilder bei unterschiedlichen Tischpositionen,
bei unterschiedlichen Atmungsphasen kombiniert.



EKG-gesteuerte Sequenzscans des Herzens

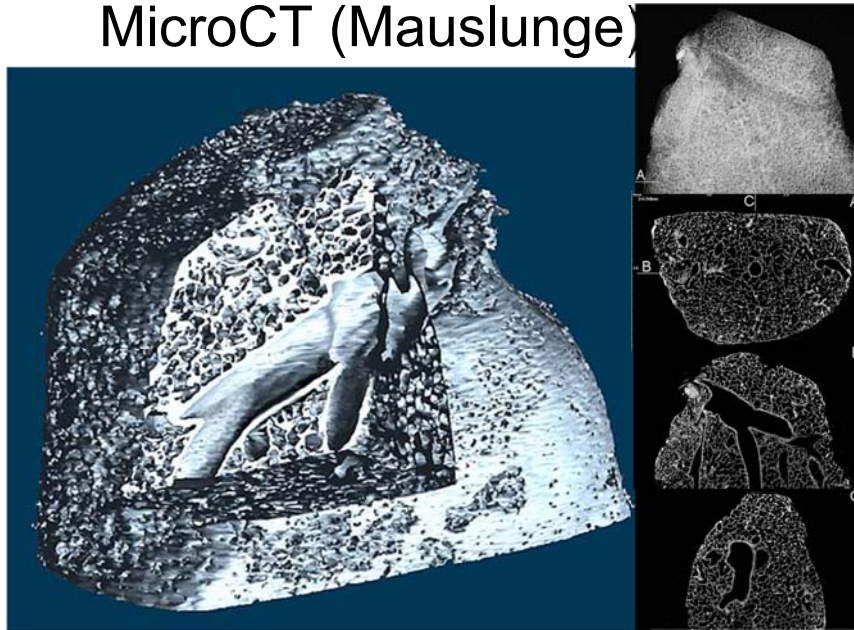


MicroCT

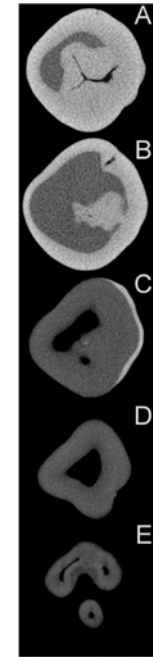
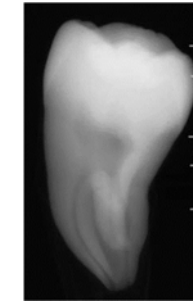
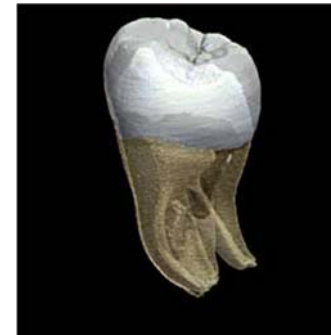
Objektgröße: einige cm (Kleintiere, Versuchstiere)
Auflösung: einige $\times 10 \mu\text{m}$



MicroCT (Mauslunge)



MicroCT: Zahn



Ca!

Nanospect-CT in dem Institut für Biophysik und Strahlenbiologie



CT Artefakte

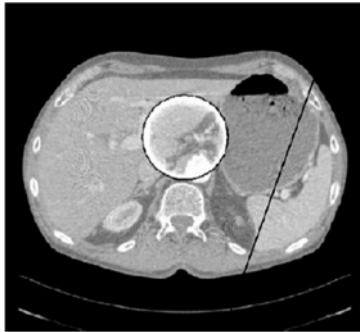
Artakte können wegen

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

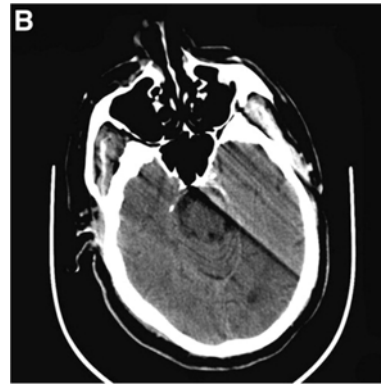
auftreten

Artefakte

Messelektronikfehler

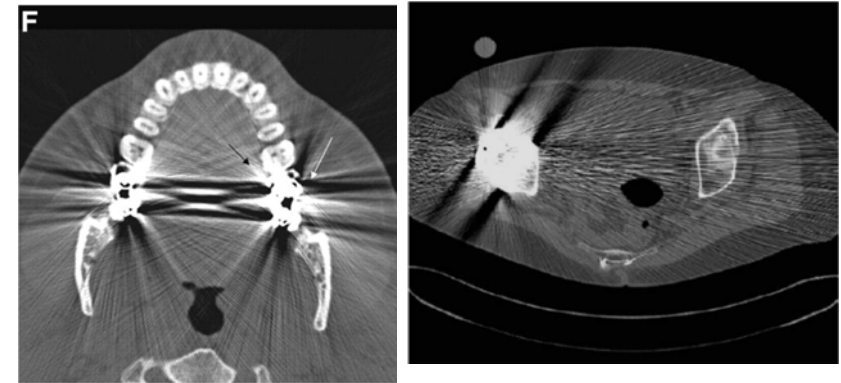


Bewegungsartefakt

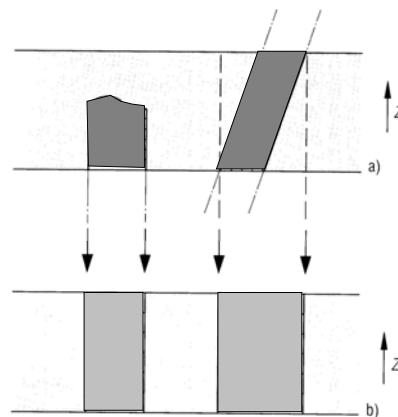


Artefakte

Metalartefakte

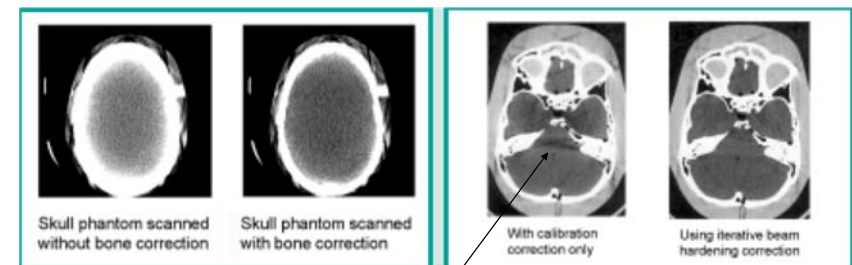


Artefakte: Teilvolumeneffekt



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

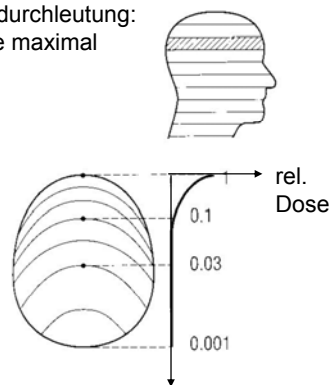
Strahlenbelastung

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

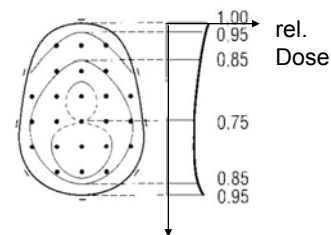
Hintergrundstrahlung: 2,4 mSv/Jahr, Dosisbeschränkung: 50 mSv/J (100 mSv/5J)

Dosisverteilung

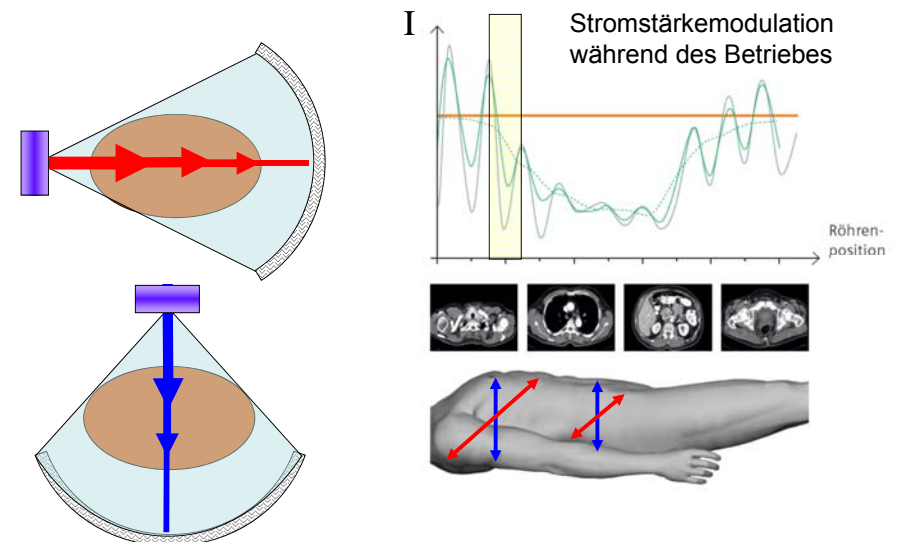
Röntgendurchleutung:
vorne maximal



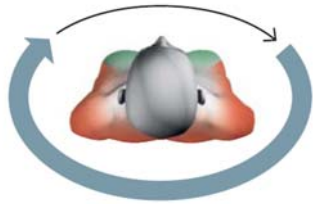
CT: annähernd homogen



„Low Dose“ Methoden

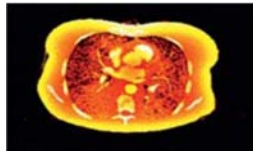


Organsensitive Dosismodulation

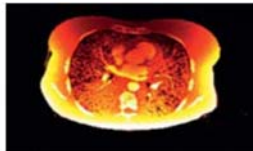


Dosis bei
Brust und Augen
wird reduziert

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
- 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
- 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