

Medizinische bildgebende Verfahren

Institut für Biophysik und Strahlenbiologie

László Smeller

<http://biofiz.semmelweis.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. Ádám Orosz, E-Mail: orosz.adam@med.semmelweis-univ.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

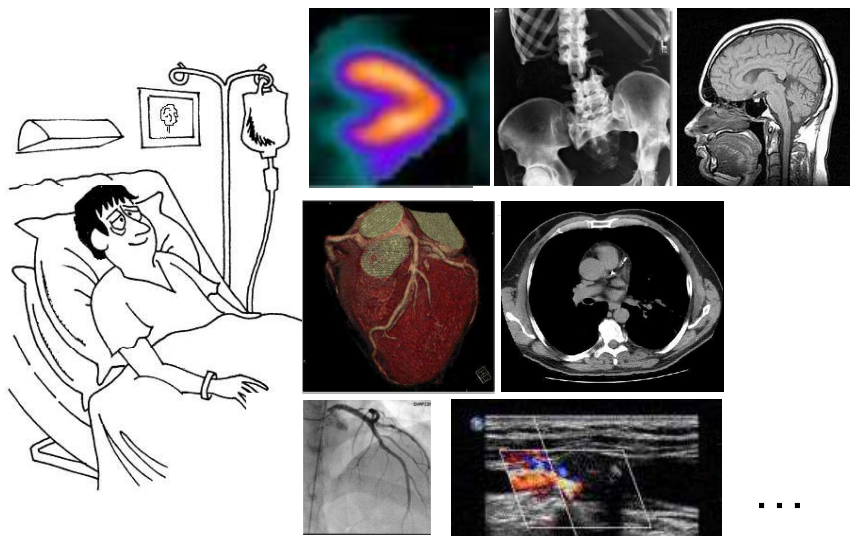
Ein viertes Praktikum in Skillzentrum

Prüfungsform: Kolloquium;

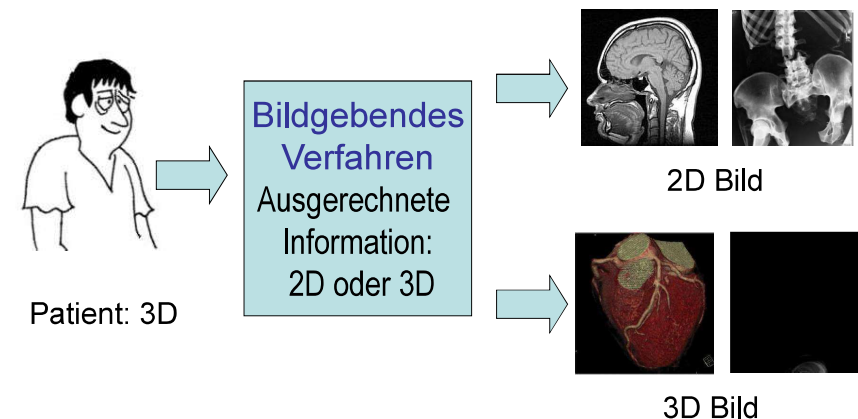
Das Kolloquium besteht aus 2 Teilprüfungen, aus dem anatomischen Teil und dem schriftlichen biophysikalischen Teil.

Zum Bestehen sind 50% aus beiden Teilprüfungen zu erreichen.

Überblick der medizinischen bildgebenden Verfahren



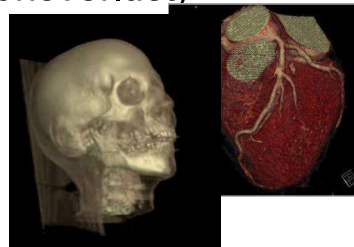
Bild



3D => 2D

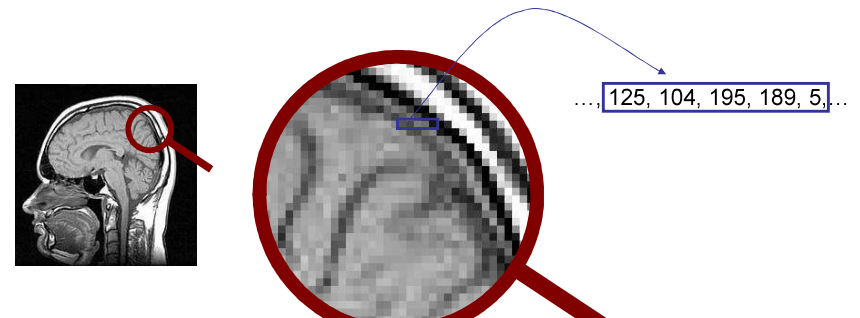
Möglichkeiten um die dreidimensionalen Information in 2 Dimensionen zu repräsentieren:

- 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



Digitale Bildspeicherung: Grauwertbild

Digitales Bild: $n \times m$ Bildpunkte

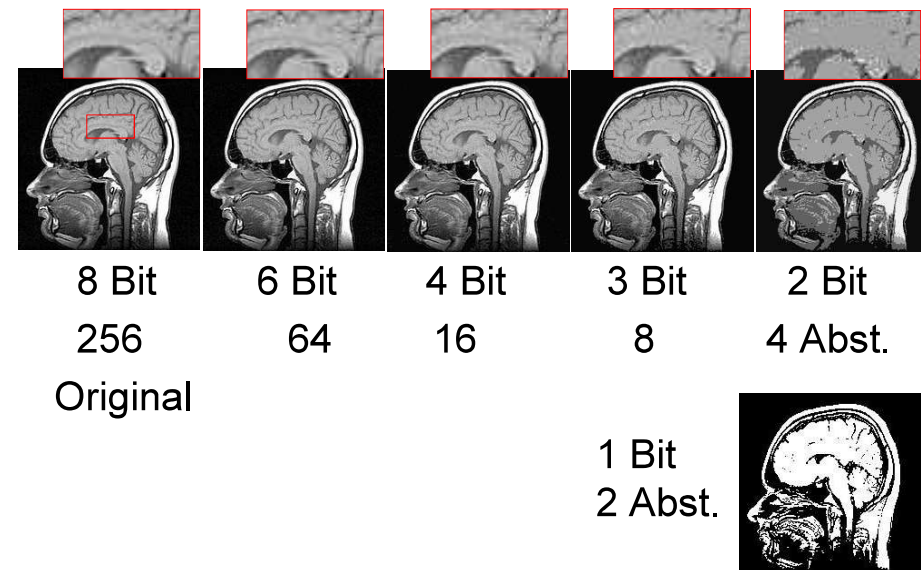
Gespeichert als $n \times m$ Matrix (Tabelle) von Zahlen.

56	48	43	26	...	52
61	50	44	46	...	66
66	68	70	78	...	87
63	65	71	82	...	90
...
80	87	90	101	...	106

Grauwerttiefe:

bei Schwarz/Weiss Photographien 8 bit $\Rightarrow 2^8 = 256$,
aber bei CT: 12 bit $\Rightarrow 2^{12} = 4096$ Abstufungen

Beispiel für Grauwerttiefe



Digitale Bildspeicherung: Frabbilder

Gespeichert als *drei* $n \times m$ Matrizen (Tabellen) von Zahlen.

54	44	40	22			52
52	46	52	20			57
75	56	48	43	26	...	52
85	61	50	44	46	...	66
67	66	68	70	78	...	87
66	63	65	71	82	...	90
...
88
88	80	87	90	101	...	106

Rot
Grün
Blau Kanäle
⇒ RGB Bild

Farbtiefe:

24 Bit 3x8 Bit $2^{24} = 16,7$ Millionen Farben „True-color bild“

Kompressionsverfahren

600x800 Pixel 24Bit bild braucht

1,4 MB Speicherkapazität

Kompressionsmöglichkeiten:

TIF (Tagged Image File Format)

Kompression ohne informationsverlust ist möglich

GIF (Graphics Interchange Format)

Verwendet nur 256 Farben

Informationsverlust!

JPEG (Joint Photographic Expert Group)

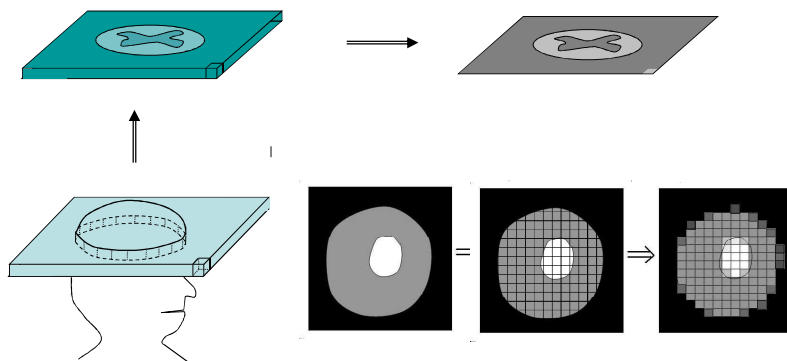
Hoche Komprimierungsfaktor

(Kleine Dateigröße)

Wesentlicher Informationsverlust!!



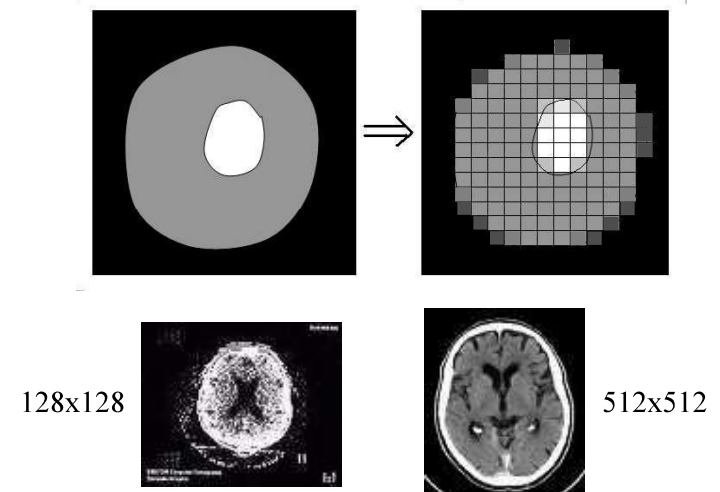
Pixel-voxel



Räumliche Auflösung

Typische CT Bilder: 1024 x 1024 Bildpunkte

Auflösung und Voxelgröße



128x128

512x512

Auflösung

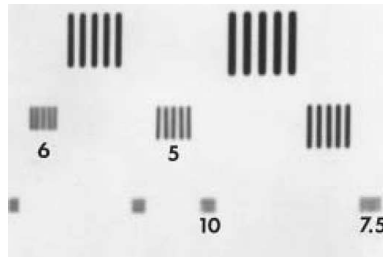
Bei Mikroskopie

Auflösungs-
grenze: δ

Auflösungs-
vermögen: $1/\delta$

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

in Radiologie



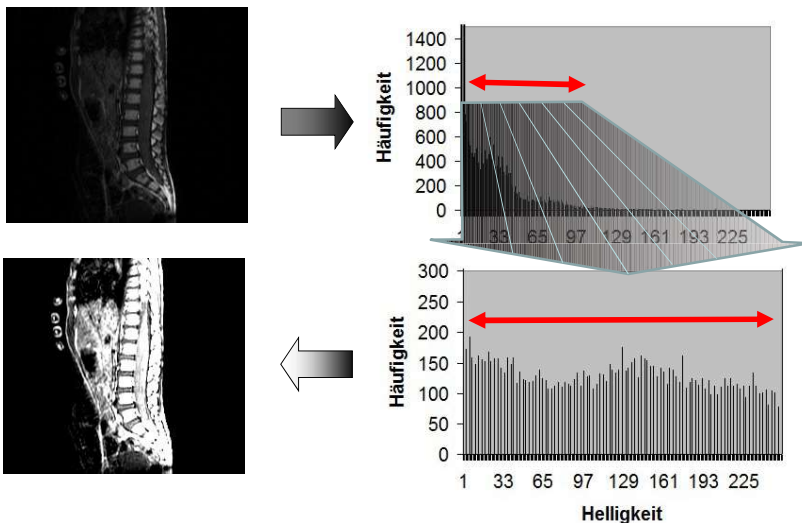
6 Linienpaare/cm

Bildverarbeitung

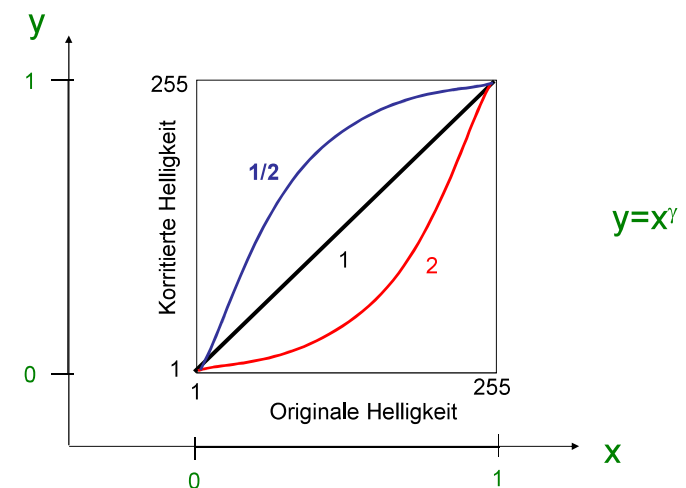
Ziel:

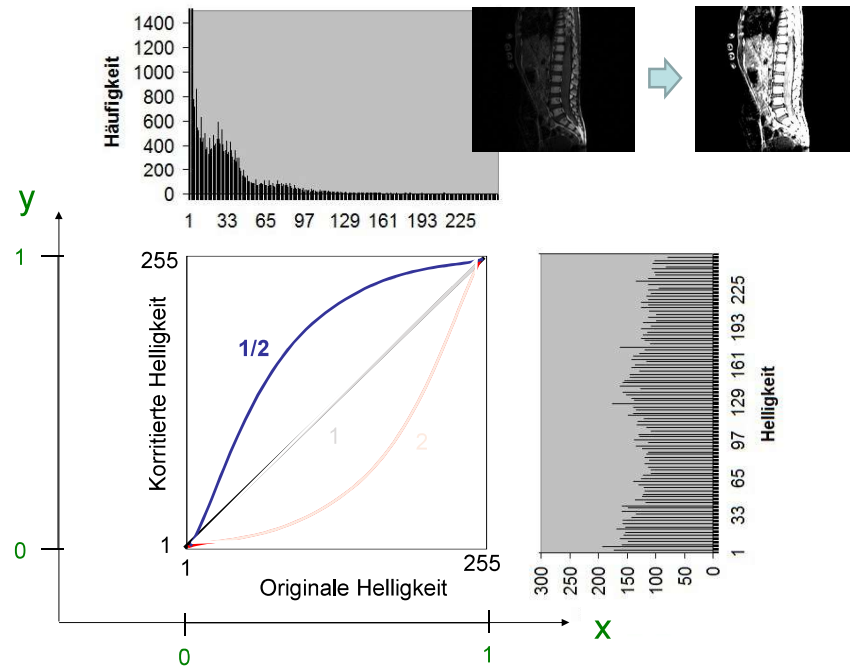
- Erhöhung der Bildqualität
- Rauschenunterdrückung (Filterung)
- Betonung der Einzelheiten
 - Raumliche Information: Zoom
 - Grauwert-Information: Fensterung
- Bildsegmentierung
- Bildregistrierung
- ...

Kontrastmanipulation mit Hilfe des Histogrammes



Kontrast-Transfer Funktion





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 Durchschnittsbildung



Durchschnittsbildung:

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

Bildglättung

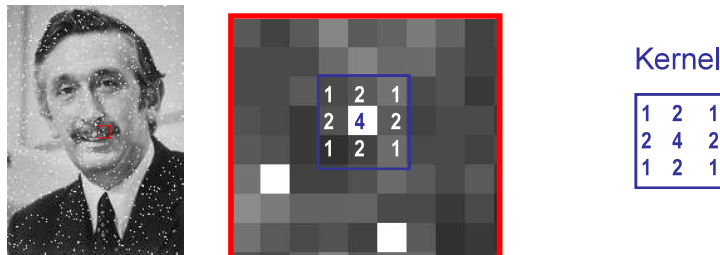
Korrektierung der lokalen Störungen mit gewichteter Durchschnittsbildung



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

Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit gewichteter Durchschnittsbildung (*Faltungsmethode*)



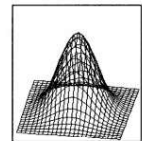
$$\frac{1 \cdot 74 + 2 \cdot 90 + 1 \cdot 115 + 2 \cdot 92 + 4 \cdot 255 + 2 \cdot 90 + 1 \cdot 49 + 2 \cdot 66 + 1 \cdot 108}{1 + 2 + 1 + 2 + 4 + 2 + 1 + 2 + 1} = 112$$

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

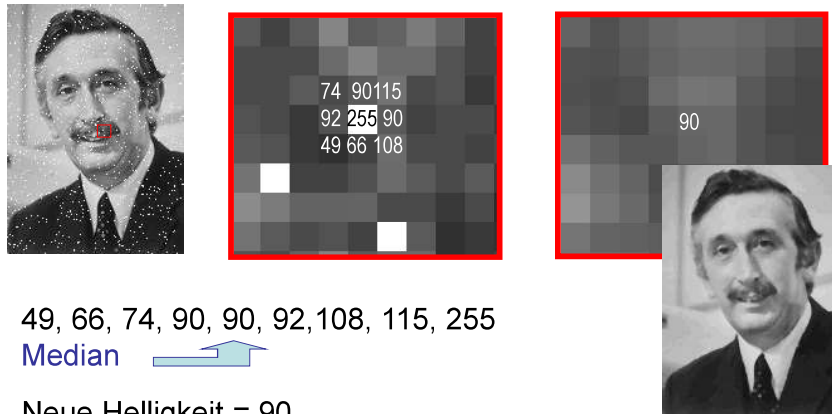


Für Erhöhung der Bildschärfe:



Bildglättung

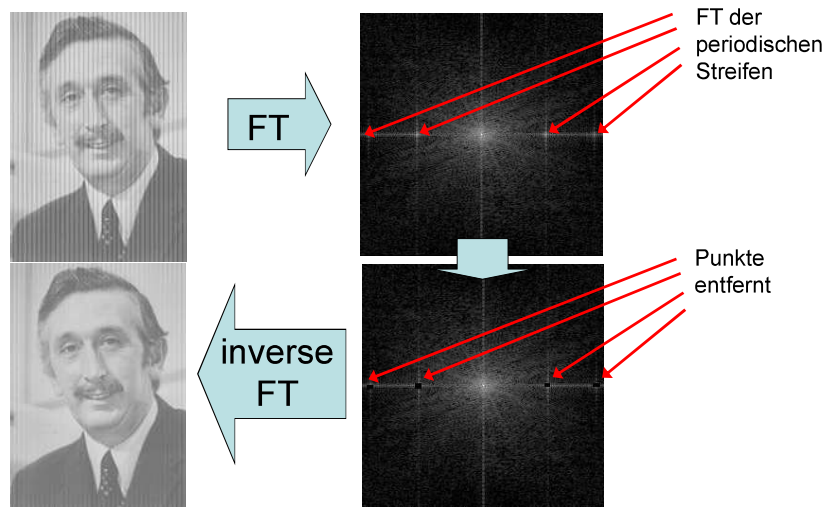
Korrektierung der lokalen Störungen mit Medianfilter



Original mit Rauschen Durchschn. Median



Entfernung der periodischen Störungen mit
Fourier Transformation



CT

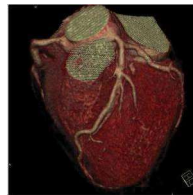
- Computed tomography

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

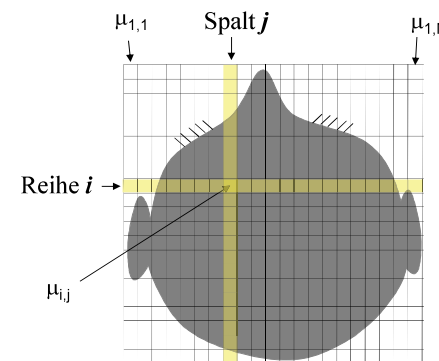
Godfrey N. **Hounsfield**
und Allan M. **Cormack**



- 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



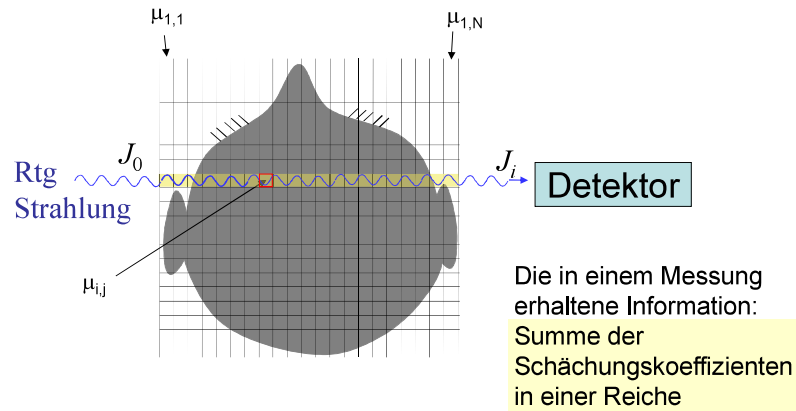
In einem Kästchen ist μ (Schwächungskoeffizient) konstant.

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

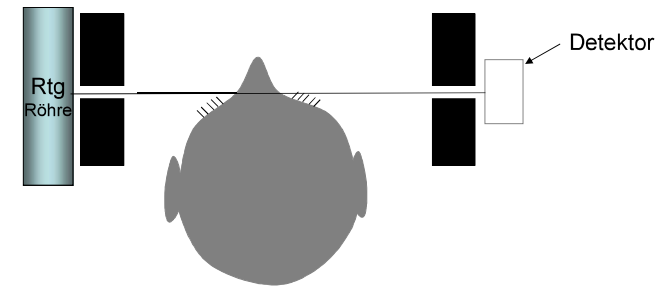
$\mu_{i,j}$ ist der Schwächungskoeffizient des j -ten Elementes in der Reihe i .

NxN Tabelle (Matrix)

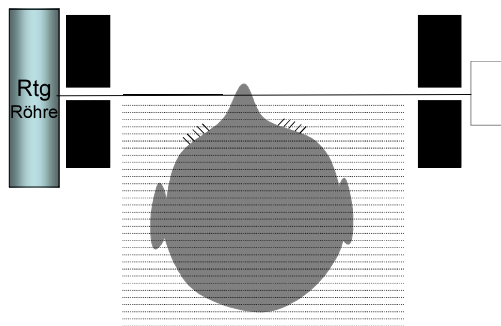
Messung und Bildrekonstruktion



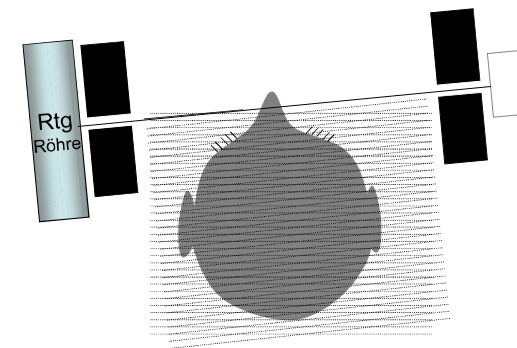
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



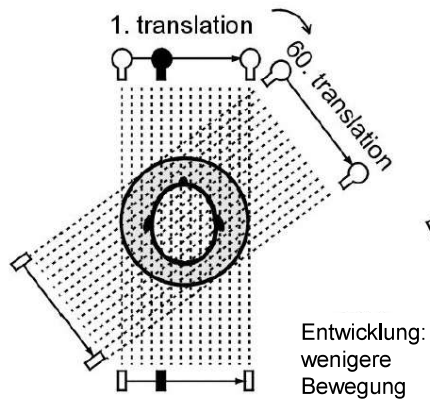
Prinzip der Abtastung



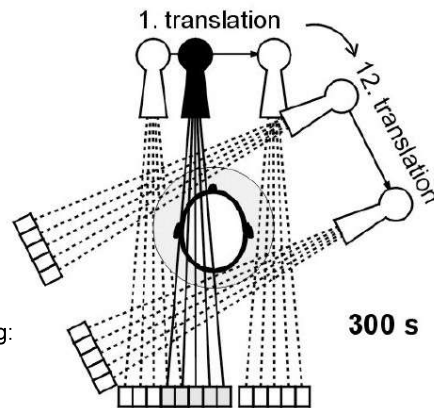
CT von erster Generation

Technische Realisierung, Generationen

• I. Generation

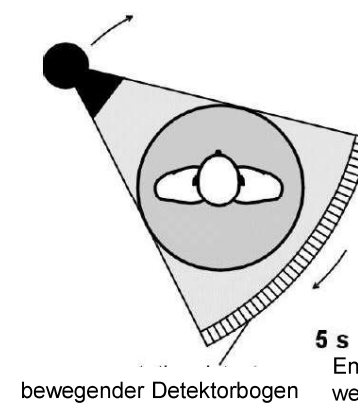


II. Generation

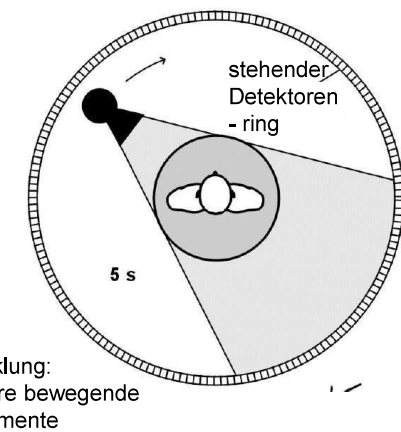


Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation



IV. Generation



Bildrekonstruktion

Filtrierte Rückprojektion
Radon-Transformation

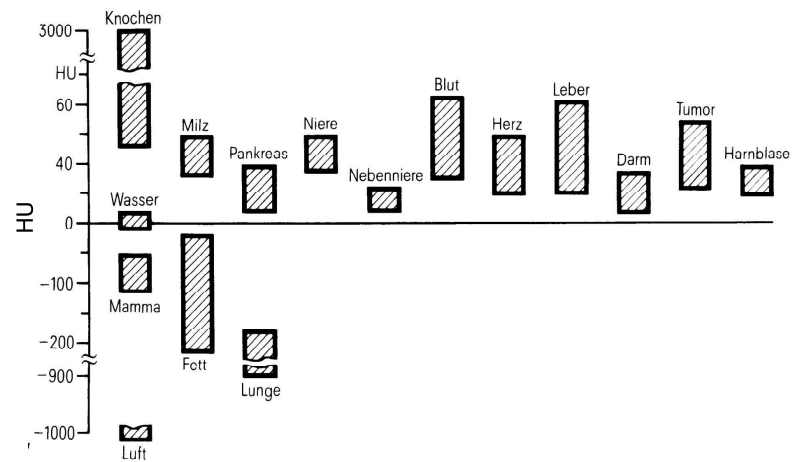
Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

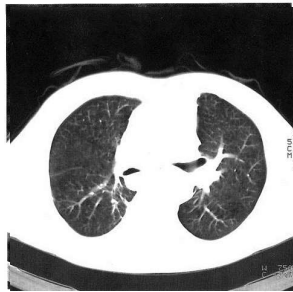
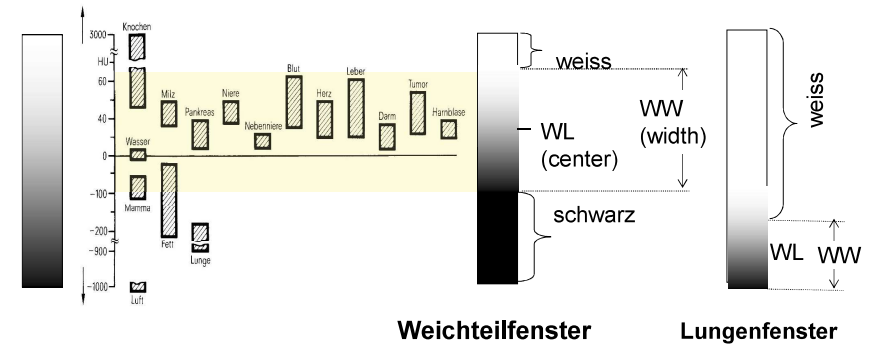
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≈ 0
Lunge	< 0

CT Werte von einigen Gewebe



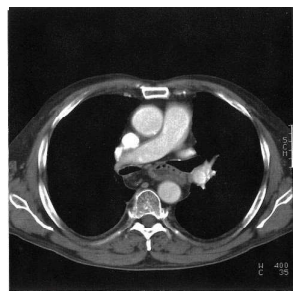
Fensterung

Grautonskala



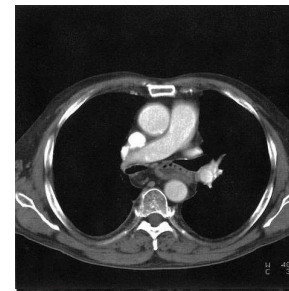
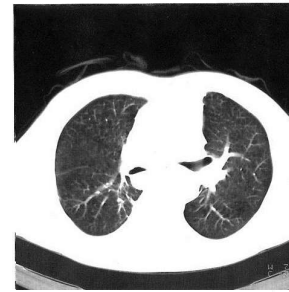
Lungenfenster

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

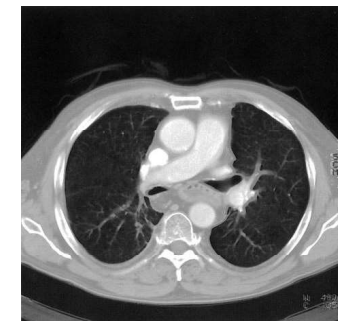


Weichteilfenster

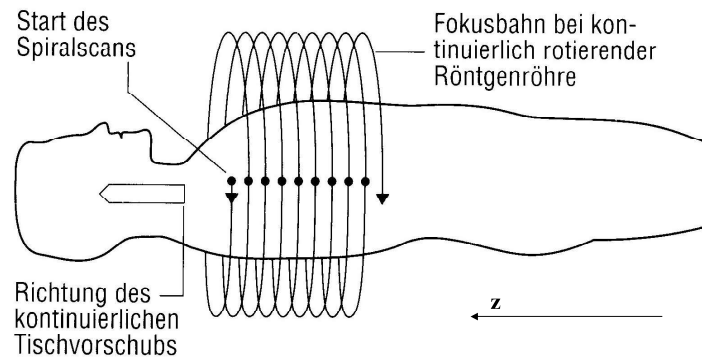
Mitte = 35
Breite = 400
(-165 ... 235)



Dopperfenster

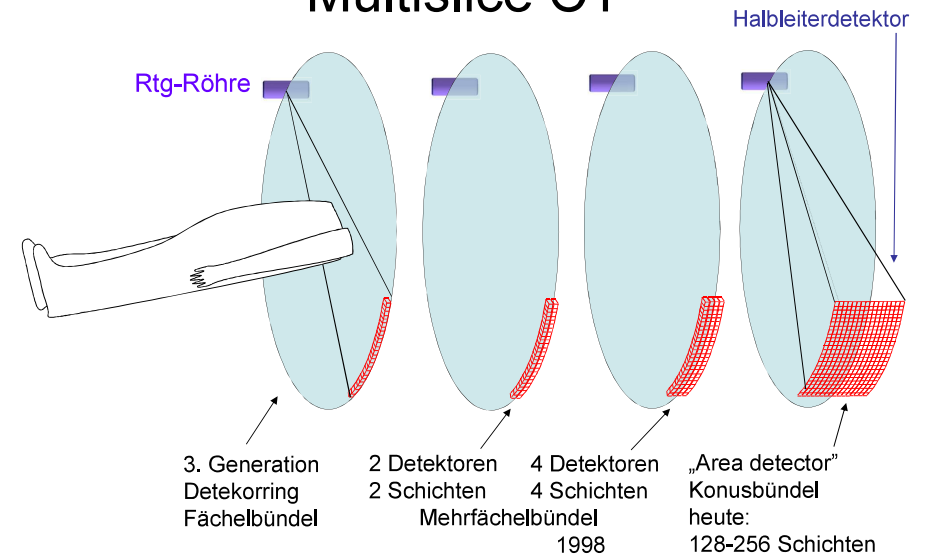


Spiral CT

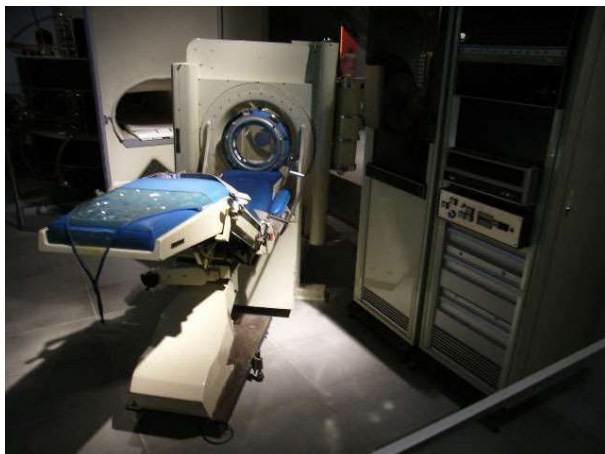


Das Schichtbild kann in einem *beliebigen* z Position gerechnet werden.

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.)



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

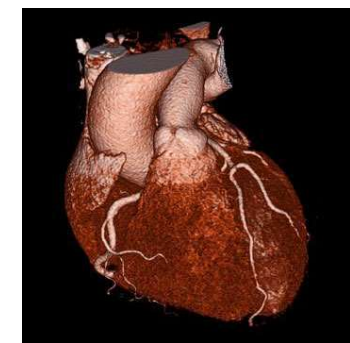
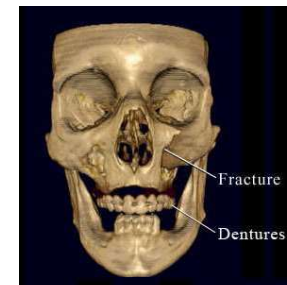
Surface rendering

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

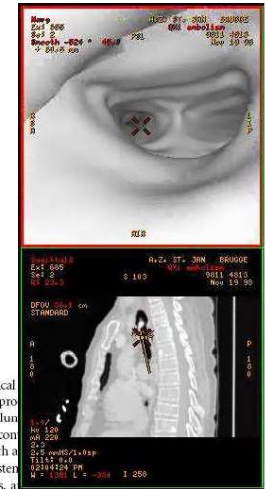
Virtual Endoscopy: A Promising New Technology

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.)

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 postprocting and volun ing links the con given slice with a processing system tion, data loss, a



Virtuale Kolonoskopie

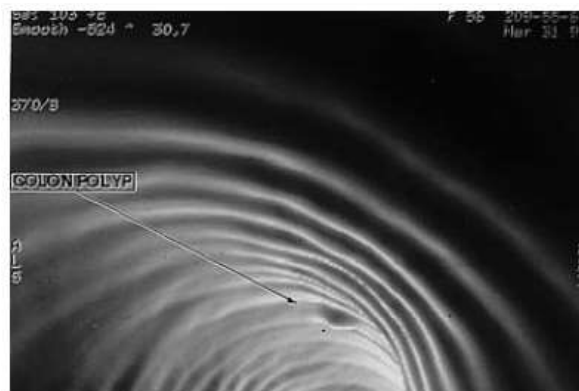
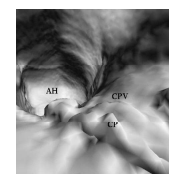


FIGURE 1. Virtual colonoscopic view of polyp (arrow) in left colon.

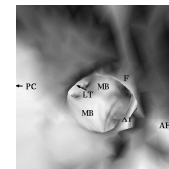
Automatische Bildverarbeitung:
 Erkennung von Polypen
 Gerichtliche Probleme!

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

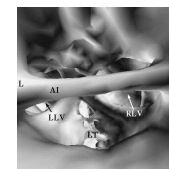
Virtuale Endoskopie: weitere Beispiele



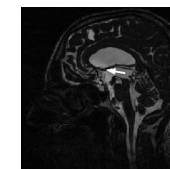
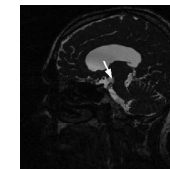
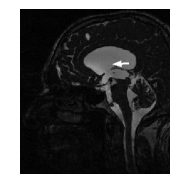
Left Lateral Ventricle, approach from the Posterior Horn towards the Anterior Horn.



Foramen of Monro, approach from Right Lateral Ventricle.



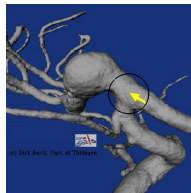
Foramen of Monro (left and right), approach from Third Ventricle.



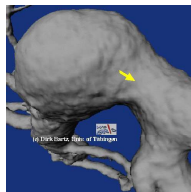
(C) 1998-2001, Dirk Bartz, WSI/GRIS, University of Tübingen

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

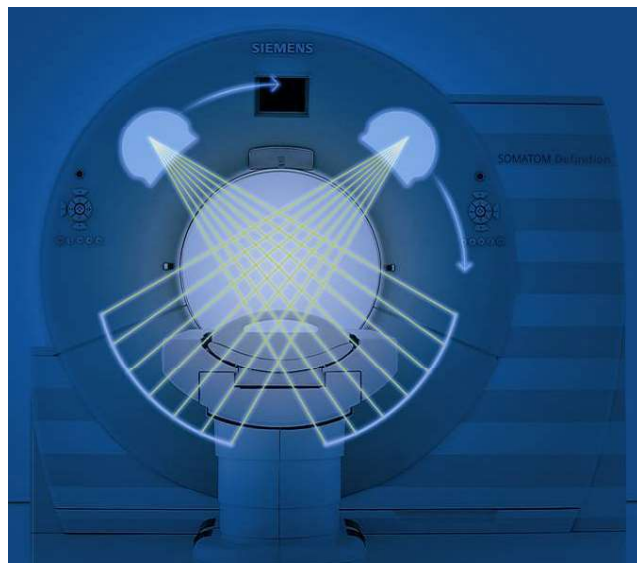
Spezielle CT Verfahren/Geräte

Dual Energy-Dual Source

4D

Mikro (nano)

„Dual source” CT



Umdrehungszeit:
0.33 s

Dual Source

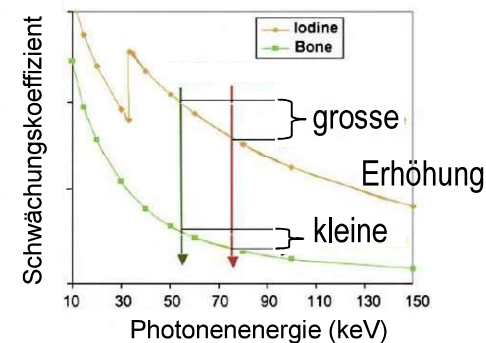
Eine Aufnahme:
¼ Umdrehung =>
83 ms!

Herzaufnahmen

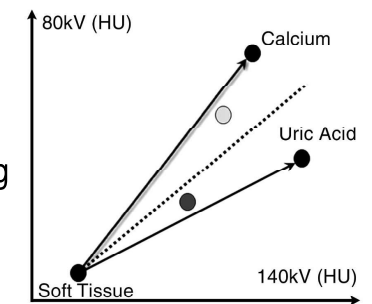
Dual Energy

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

Prinzip der Dual-Energie Abbildung

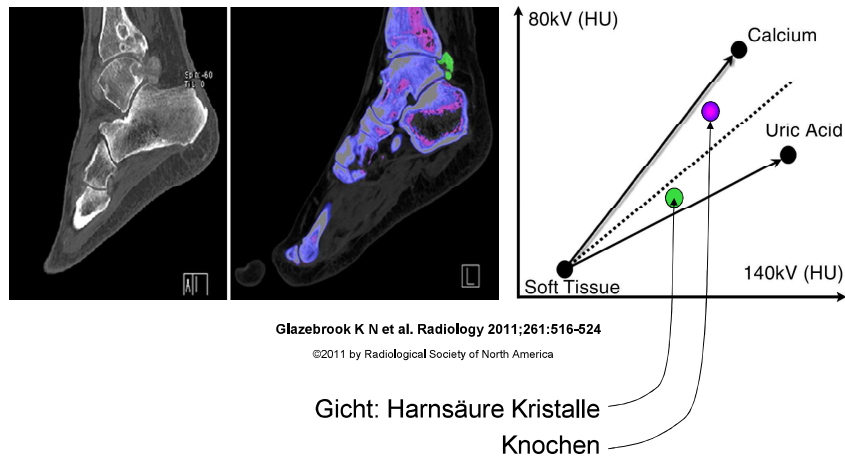


Fletcher et al. Radiol Clin N Am 47 (2009) 41–57
doi:10.1016/j.rcl.2008.10.003
©2009 Elsevier Inc. All rights reserved.



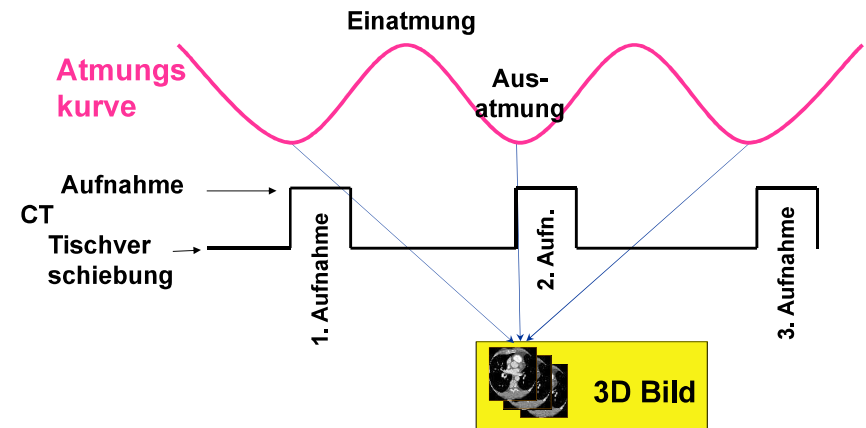
Glazebrook K N et al. Radiology 2011;261:516-524
©2011 by Radiological Society of North America

Anwendung der Dual-Energie Aufnahme

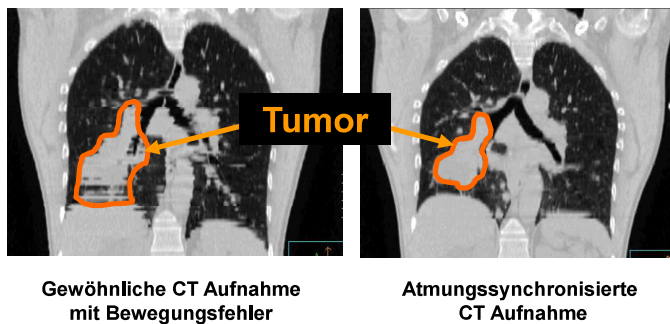


Synchronisierung zu Atemzyklus

Bilder bei unterschiedlichen Tischpositionen, in gleichen Atemphasen



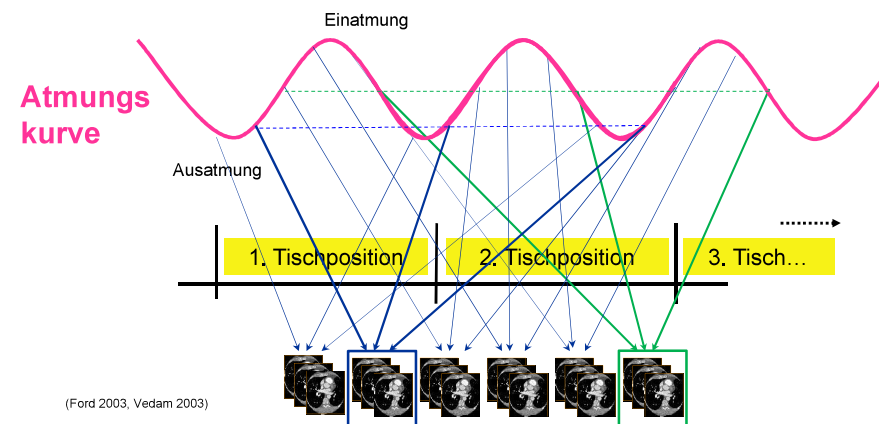
Atmungssynchronisierte CT Aufnahme



Medical College of Virginia, Richmond VA

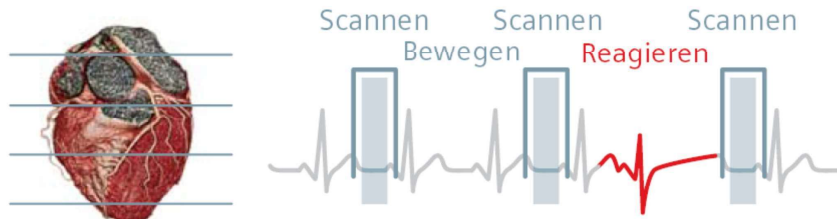
4D-s CT

Bilder bei unterschiedlichen Tischpositionen, bei unterschiedlichen Atemphasen kombiniert.



(Ford 2003, Vedam 2003)

EKG-gesteuerte Sequenzscans des Herzens



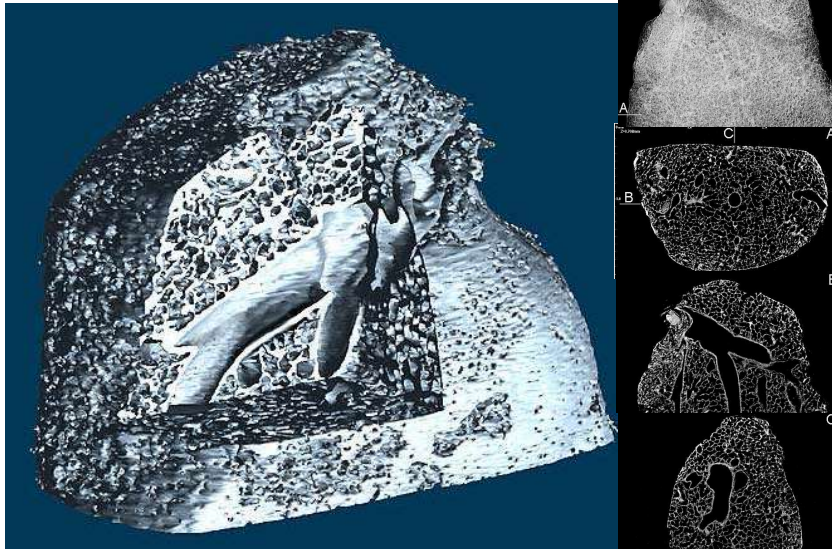
MicroCT

Objektgröße: einige cm (Kleintiere, Versuchstiere)

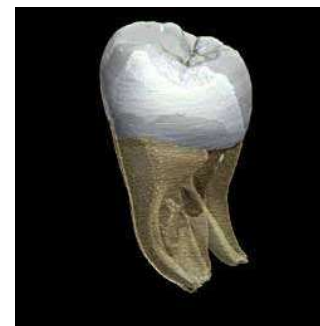
Auflösung: einige $\times 10 \mu\text{m}$



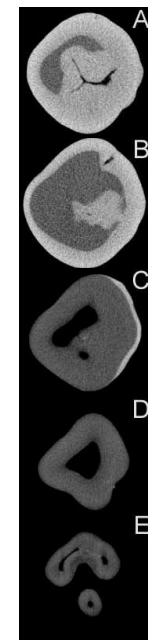
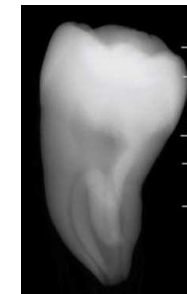
MicroCT (Mauslunge)



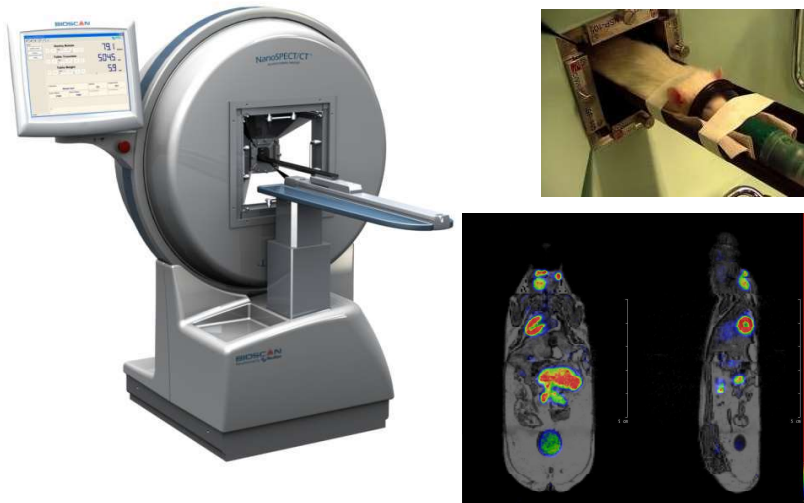
MicroCT: Zahn



Ca!



Nanospect-CT in dem Institut für Biophysik und Strahlenbiologie



CT Artefakte

Artefakte können wegen

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

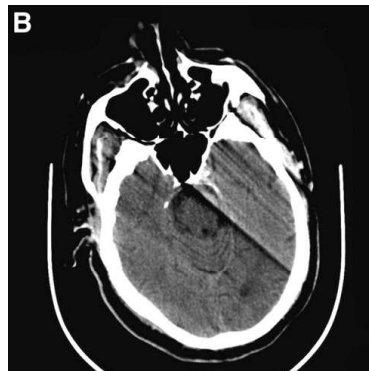
auftreten

Artefakte

Messelektronikfehler

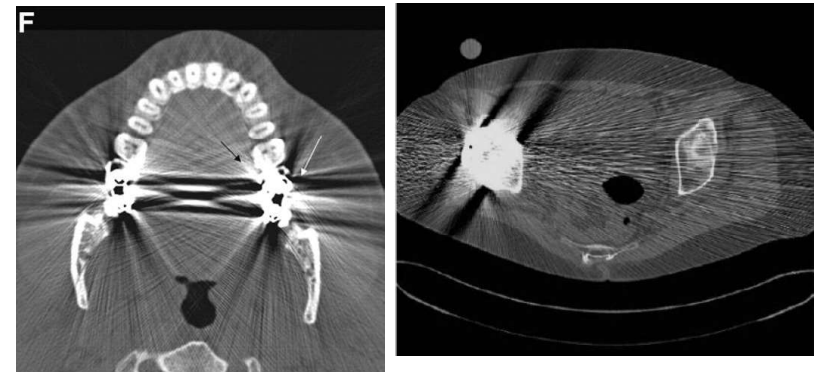


Bewegungsartefakt

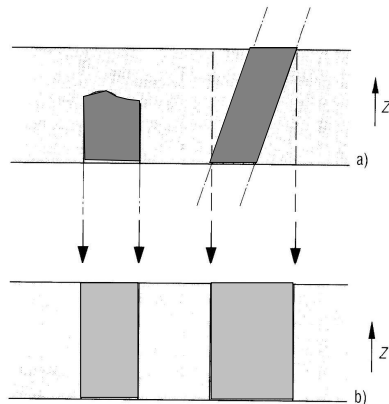


Artefakte

Metalartefakte

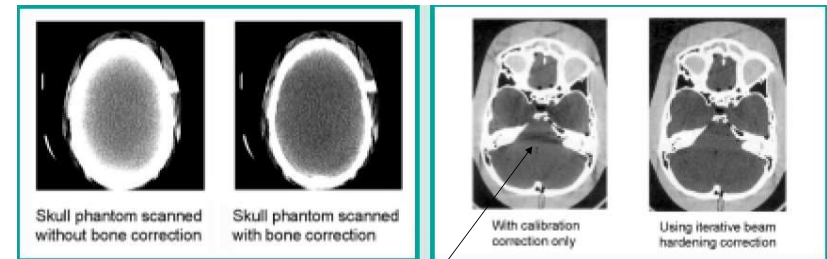


Artefakte: Teilvolumeneffekt



Artefakte: 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

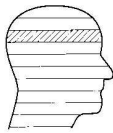
Strahlenbelastung

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

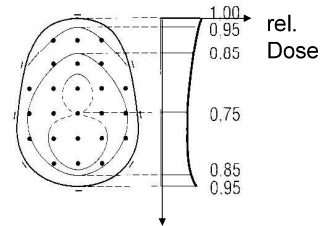
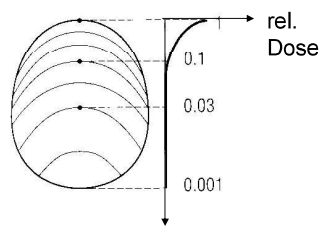
Hintergrundstrahlung: 2,4 mSv/Jahr, Dosisbeschränkung: 50 mSv/J (100 mSv/5J)

Dosisverteilung

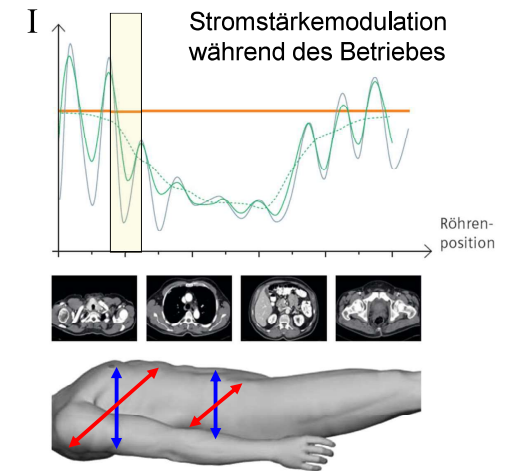
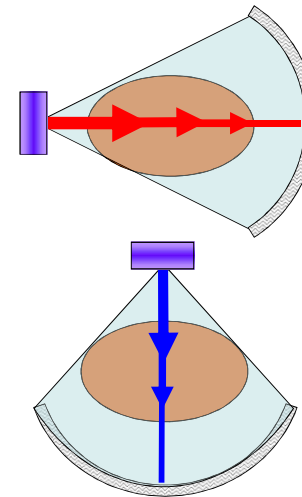
Röntgendurchleuchtung:
vorne maximal



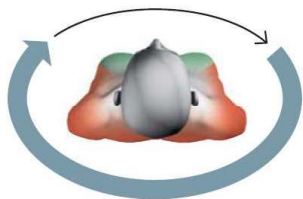
CT: annähernd homogen



„Low Dose“ Methoden



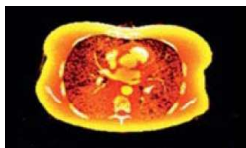
Organsensitive Dosismodulation



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: Is There a Role in the Abdomen and Pelvis? Radiol Clin N Am 47 (2009) 41-57