

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

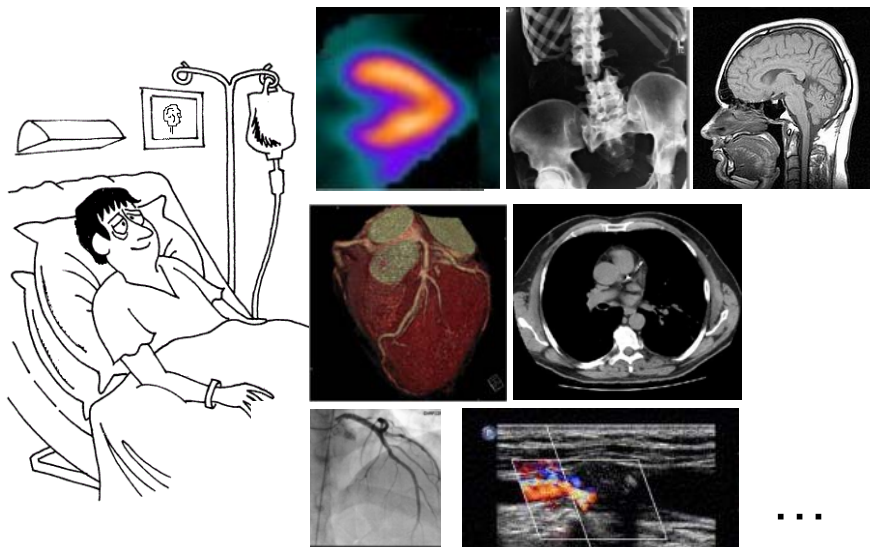
Ein viertes Praktikum in Skillzentrum

Prüfungsform: Kolloquium;

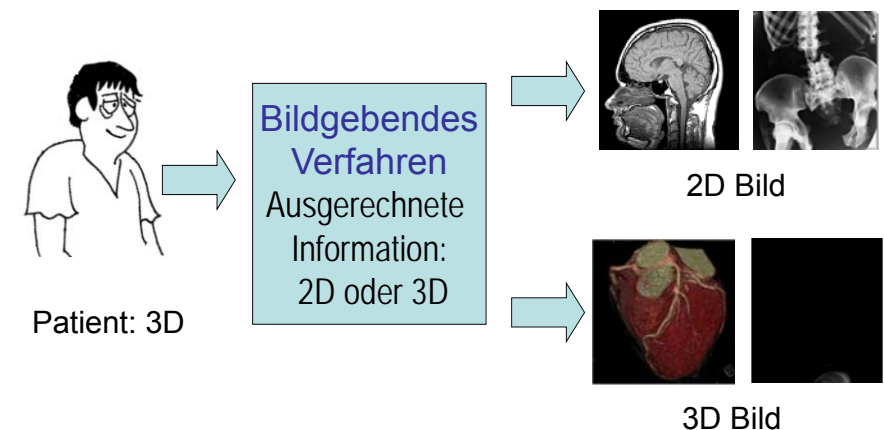
Das Kolloquium besteht aus 2 Teilprüfungen, aus dem anatomischen Teil und dem schriftlichen biophysikalischen Teil.

Zum Bestehen sind 50% aus beiden Teilprüfungen zu erreichen.

Überblick der medizinischen bildgebenden Verfahren



Bild



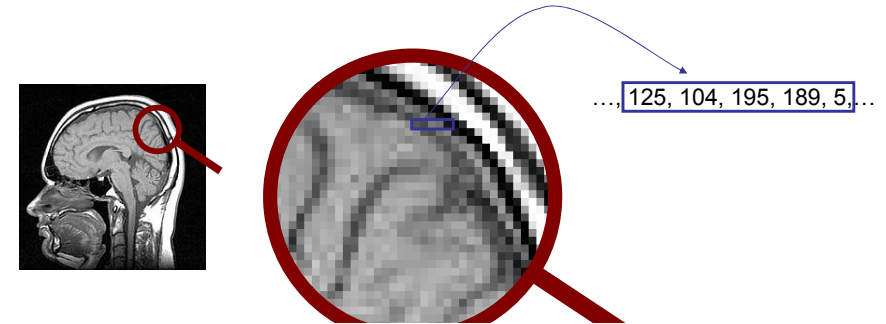
3D => 2D

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



Digitale Bildspeicherung: Grauwertbild

Digitales Bild: $n \times m$ Bildpunkte

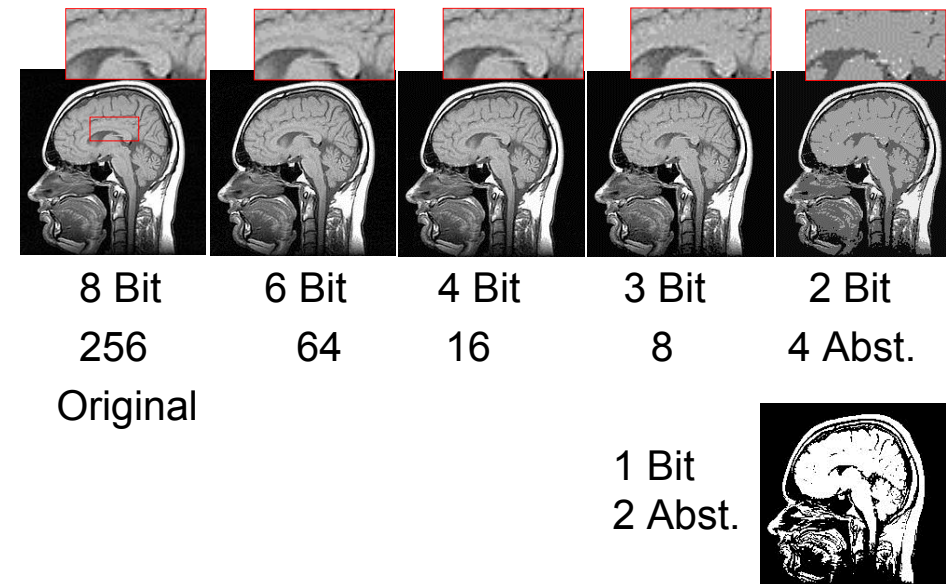
Gespeichert als $n \times m$ Matrix (Tabelle) von Zahlen.

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	32			52
52	46	52	30			57
7	56	48	43	26	...	52
8	61	50	44	46	...	66
6	66	68	70	78	...	87
...	63	65	71	82	...	90
8
8	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

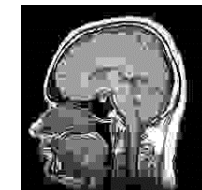
Informationsverlust!

JPEG (Joint Photographic Expert Group)

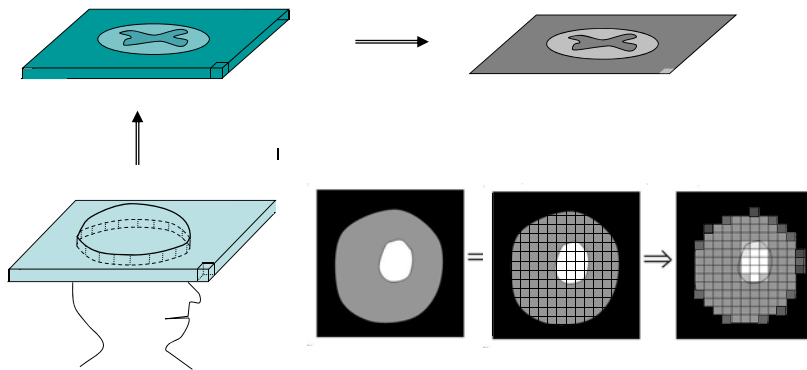
Hohe Komprimierungsfaktor

(Kleine Dateigröße)

Wesentlicher Informationsverlust!!



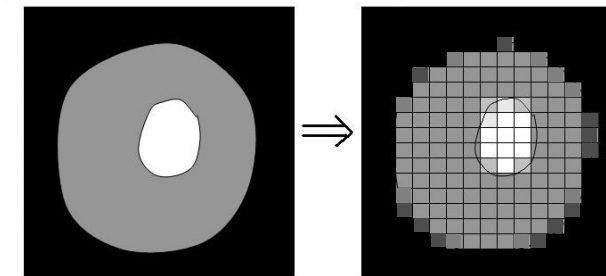
Pixel-voxel



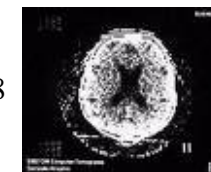
Räumliche Auflösung

Typische CT Bilder: 1024 x 1024 Bildpunkte

Auflösung und Voxelgröße



128x128



512x512



Auflösung

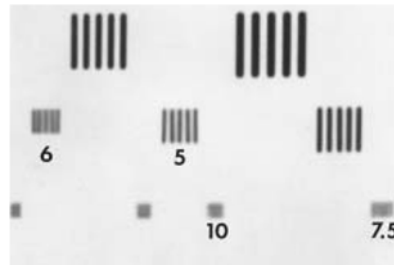
Bei Mikroskopie

Auflösungs-
grenze: δ

Auflösungs-
vermögen: $1/\delta$

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

in Radiologie



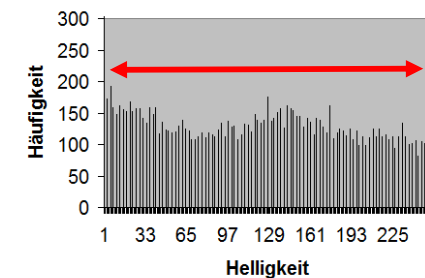
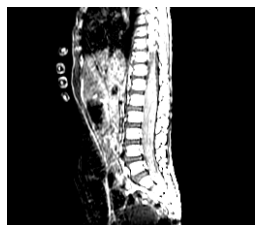
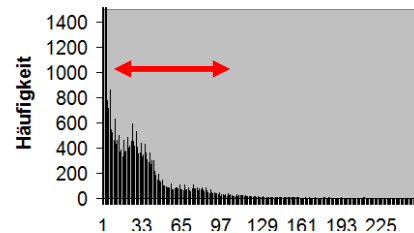
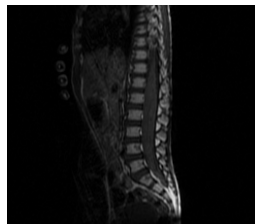
6 Linienpaare/cm

Bildverarbeitung

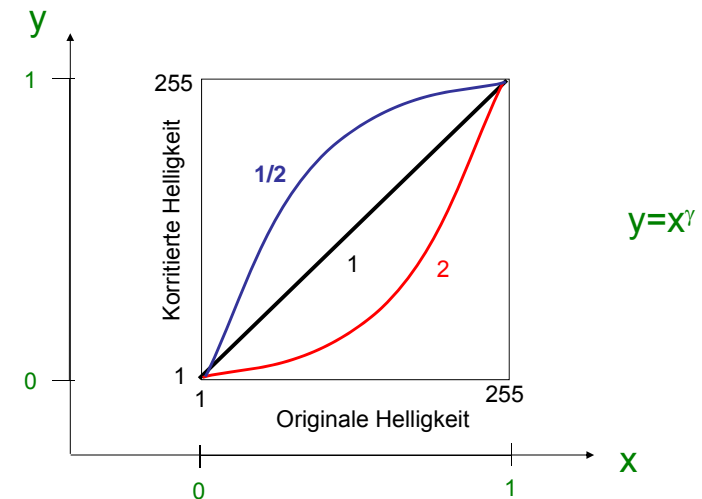
Ziel:

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

Kontrastmanipulation mit Hilfe des Histogrammes

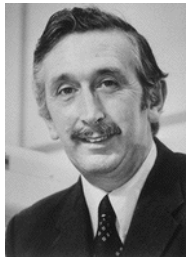


Kontrast-Transfer Funktion



Filtrierung

- Rauschenart soll bekannt sein
 - zufällig
 - systematisch



original



zufällig



systematisch



Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit Durchschnittsbildung



Durchschnittsbildung:

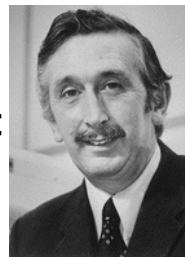
$$\text{Neue Helligkeit} = \frac{74 + 90 + 115 + 92 + 255 + 90 + 49 + 66 + 108}{9} = 103$$

Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit Durchschnittsbildung



≠



Durchschnittsbildung:

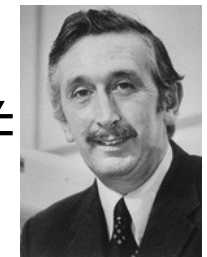
$$\text{Neue Helligkeit} = \frac{74 + 90 + 115 + 92 + 255 + 90 + 49 + 66 + 108}{9} = 103$$

Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit Durchschnittsbildung



≠



Durchschnittsbildung:

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

Bildglättung

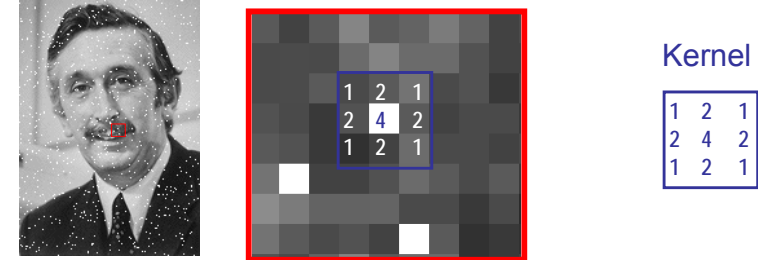
Korrektierung der lokalen Störungen mit
gewichteter Durchschnittsbildung



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

Bildglättung

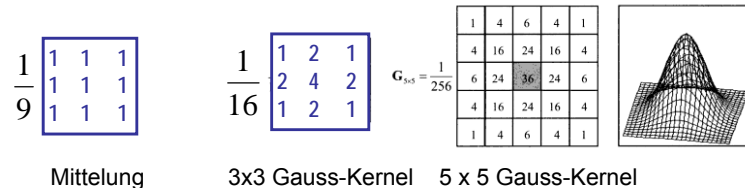
Korrektierung der lokalen Störungen mit
gewichteter Durchschnittsbildung



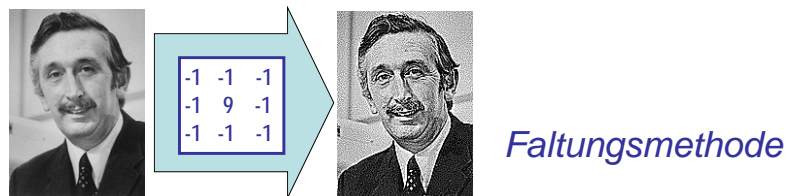
$$\frac{1 \cdot 74 + 2 \cdot 90 + 1 \cdot 115 + 2 \cdot 92 + 4 \cdot 255 + 2 \cdot 90 + 1 \cdot 49 + 2 \cdot 66 + 1 \cdot 108}{1 + 2 + 1 + 2 + 4 + 2 + 1 + 2 + 1} = 112$$

Beispiele für Kerneln

Für Glättung:



Für Erhöhung der Bildschärfe:



Bildglättung

Korrektierung der lokalen Störungen mit Medianfilter

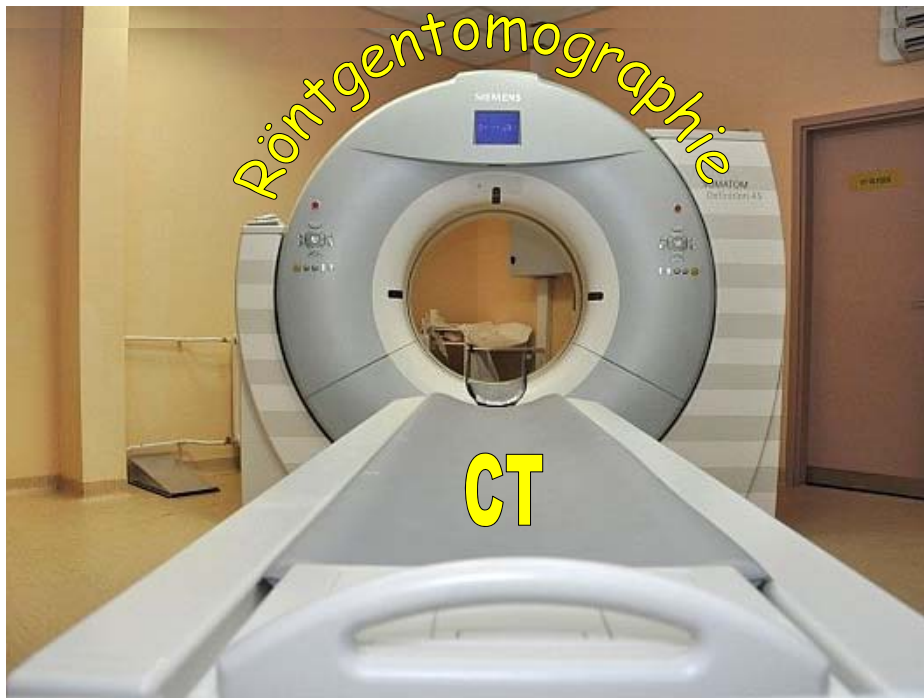
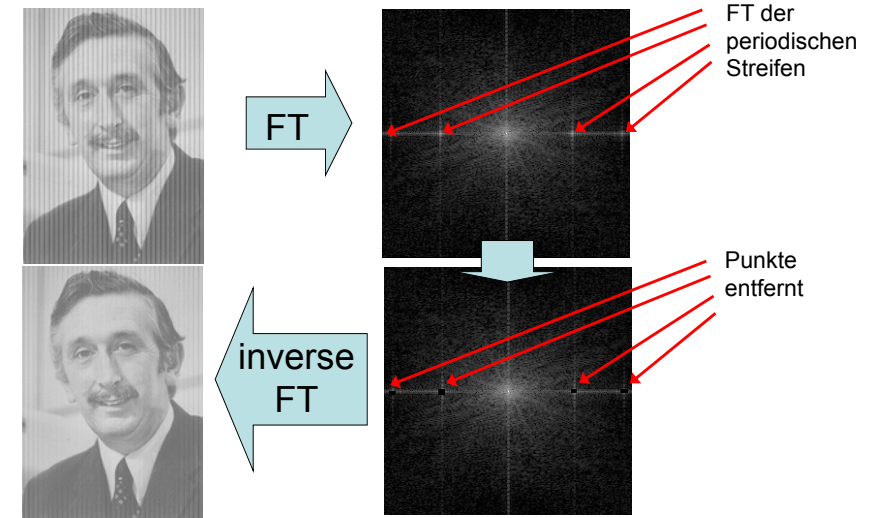


49, 66, 74, 90, 90, 92, 108, 115, 255
Median
Neue Helligkeit = 90

Original mit Rauschen Durchschn. Median



Entfernung der periodischen Störungen mit Fourier Transformation



CT

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

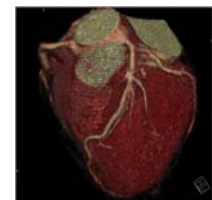


=> Tomographie = Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende Schicht

Heute: Mehrschicht-CT (Multislice-CT)

256 Schichten



Klassifizierung der tomographischen Verfahren

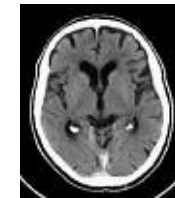
Absorptionstomographie	Emissionstomographie
<ul style="list-style-type: none"> • Röntgen CT • MRI • Optische 	<ul style="list-style-type: none"> • PET • SPECT

Historie der Tomographie

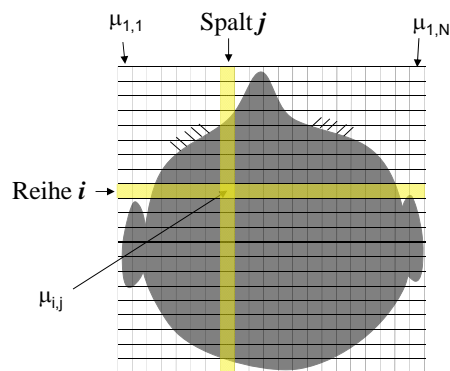
Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack



- 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



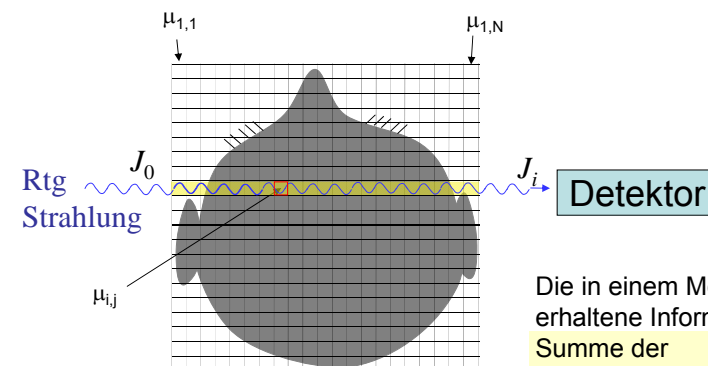
In einem Kästchen ist μ (Schwächungskoeffizient) konstant.

=> 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 .

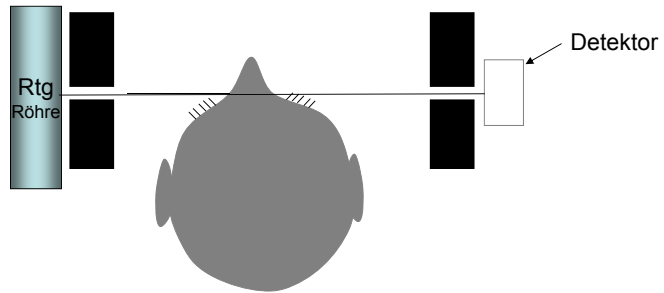
$N \times N$ Tabelle (Matrix)

Messung und Bildrekonstruktion

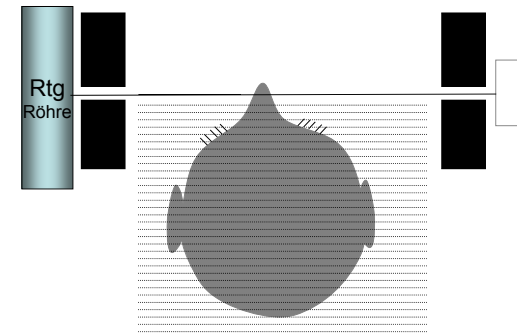


Die in einer Messung erhaltene Information:
Summe der Schwächungskoeffizienten in einer Reihe

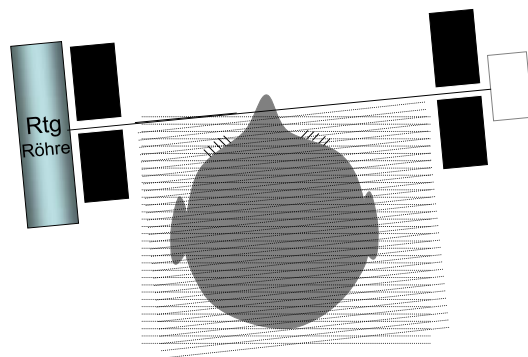
Prinzip der Abtastung



Prinzip der Abtastung



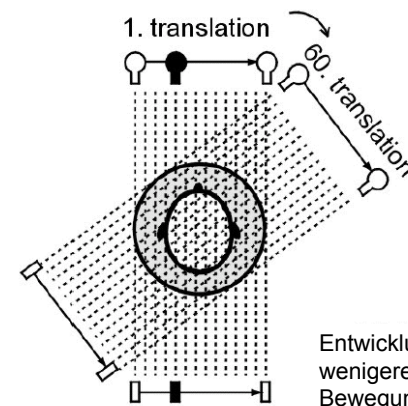
Prinzip der Abtastung



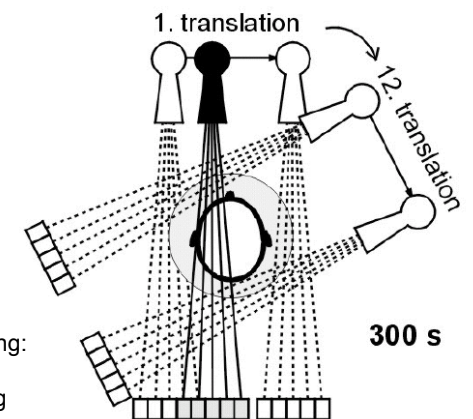
CT von erster Generation

Technische Realisierung, Generationen

• I. Generation



II. Generation



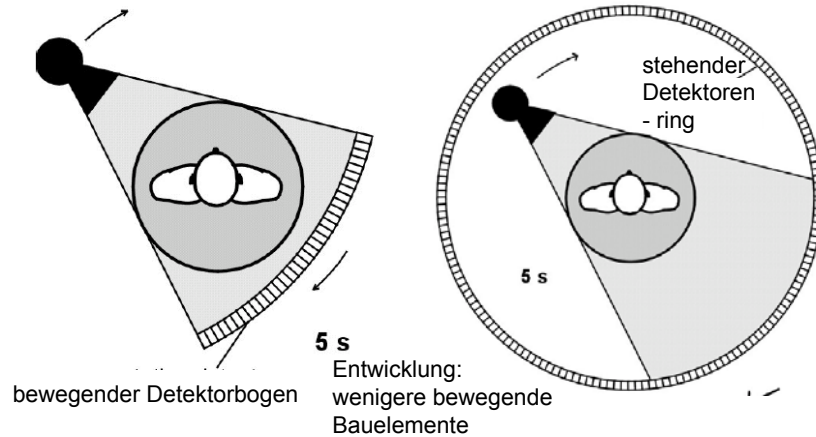
Entwicklung:
wenigere
Bewegung

300 s

Technische Realisierung, Generationen

• III. Generation

IV. Generation



Bildrekonstruktion

Filtrierte Rückprojektion
Radon-Transformation

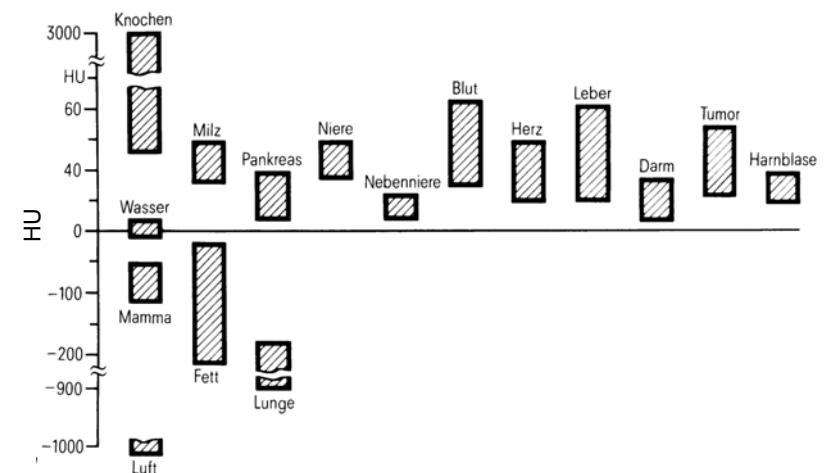
Hounsfield Skala (CT Wert)

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

relative Skala
für μ

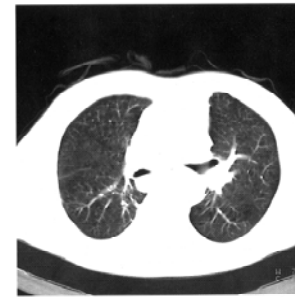
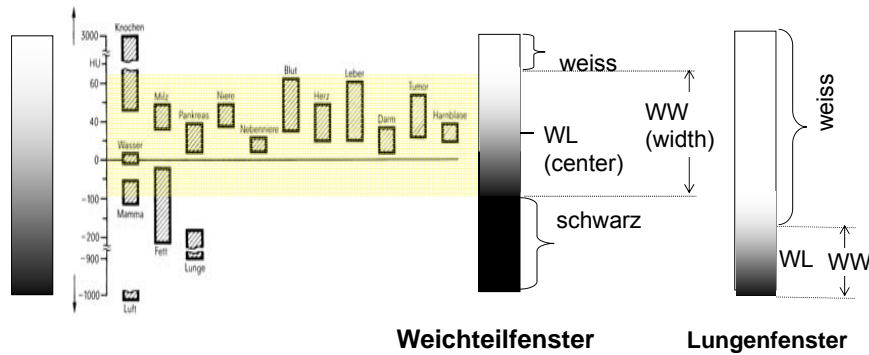
Wasser	= 0
Luft	= -1000
Knochen	100-1000
Weichteilgewebe	≈ 0
Lunge	<0

CT Werte von einigen Gewebe



Fensterung

Grautonskala

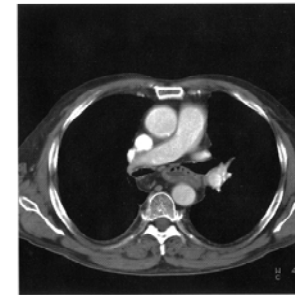


Lungenfenster

Mitte = -720

Breite = 750

(-1095 ... -345)

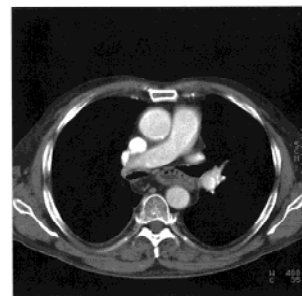
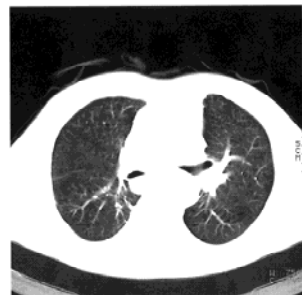


Weichteilfenster

Mitte = 35

Breite = 400

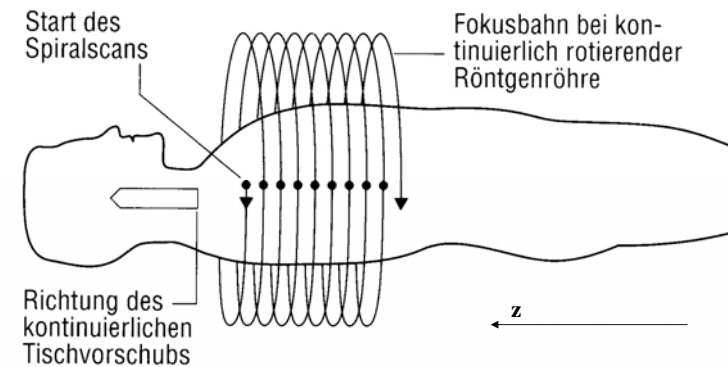
(-165 ... 235)



Dopplerfenster

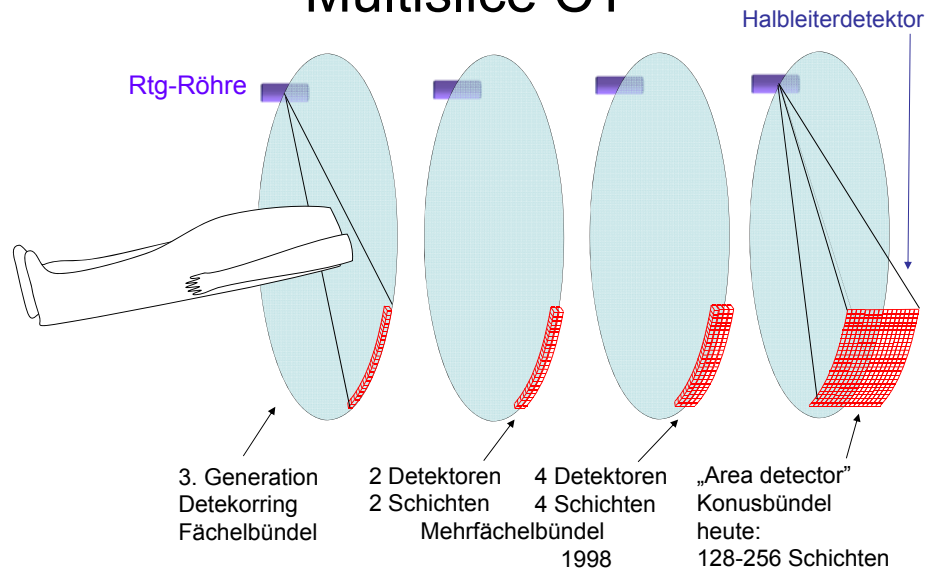


Spiral CT

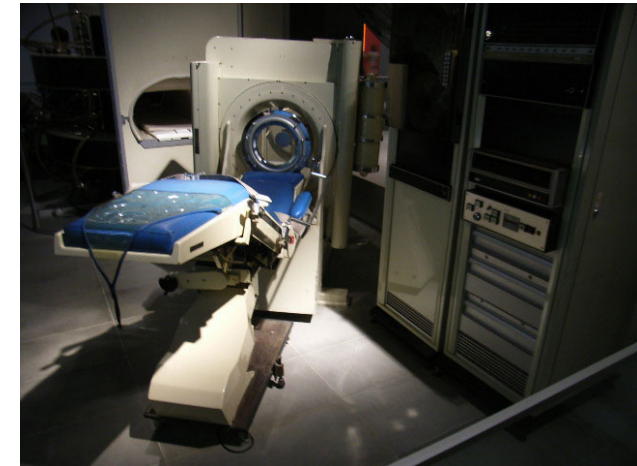


Das Schichtbild kann in einem *beliebigen* z Position gerechnet werden.

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

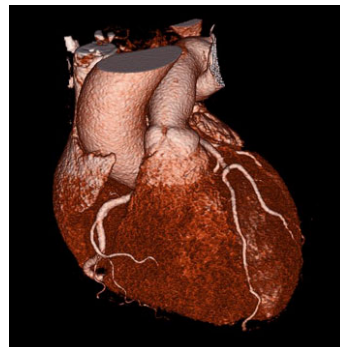
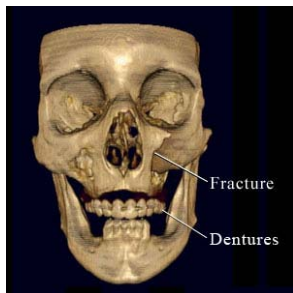
Surface rendering

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

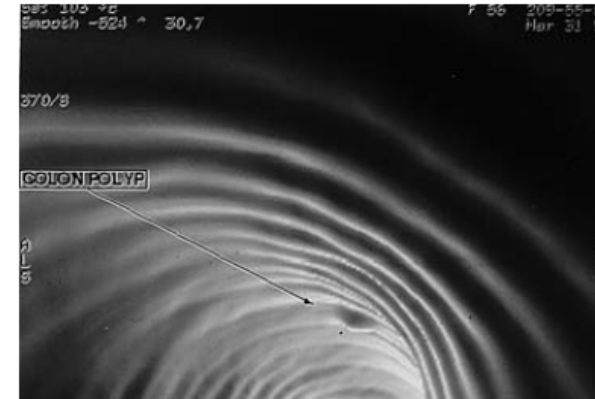
Growing evidence shows that early detection of cancer can substantially reduce mortality, necessitating screening programs that encourage patient compliance. Radiology is already established as a screening tool, as in mammography for breast cancer and ultrasonography for congenital anomalies. Advanced 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.)

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 volu ing links the con given slice with a processing system, data loss, a



Virtuale Kolonoskopie

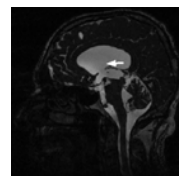
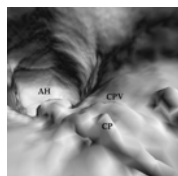


Automatische
Bildverarbeitung:
Erkennung von
Polypen
Gerichtliche
Probleme!

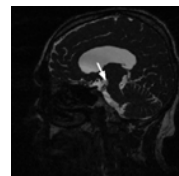
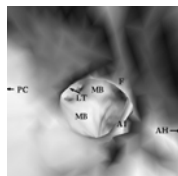
FIGURE 1. Virtual colonoscopic view of polyp (arrow) in left colon.

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

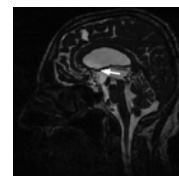
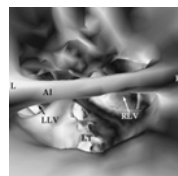
Virtuale Endoskopie: weitere Beispiele



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



Formen of Monroi, approach from Right Lateral Ventricle.

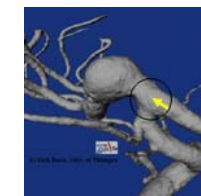
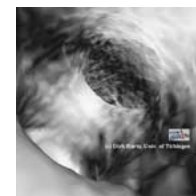


Forman of Monroi (left and right), approach from Third Ventricle.

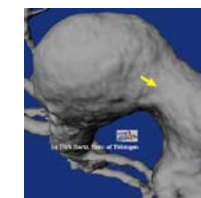
(C) 1998-2001, Dirk Bartz, WSI/GRIS, University of Tübingen

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

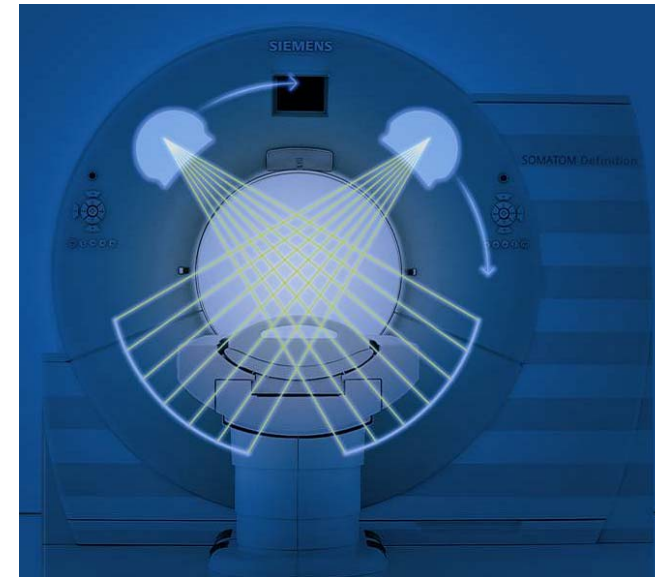
Spezielle CT Verfahren/Geräte

Dual Energy-Dual Source

4D

Mikro (nano)

„Dual source“ CT



Umdrehungszeit:
0.33 s

Dual Source

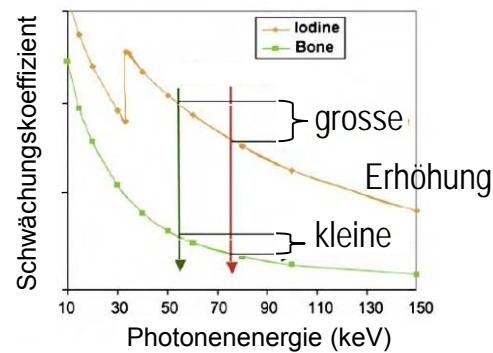
Eine Aufnahme:
1/4 Umdrehung=>
83 ms!

Herzaufnahmen

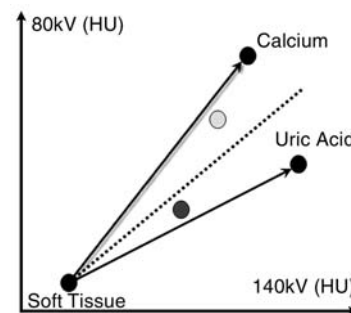
Dual Energy

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

Prinzip der Dual-Energie Abbildung

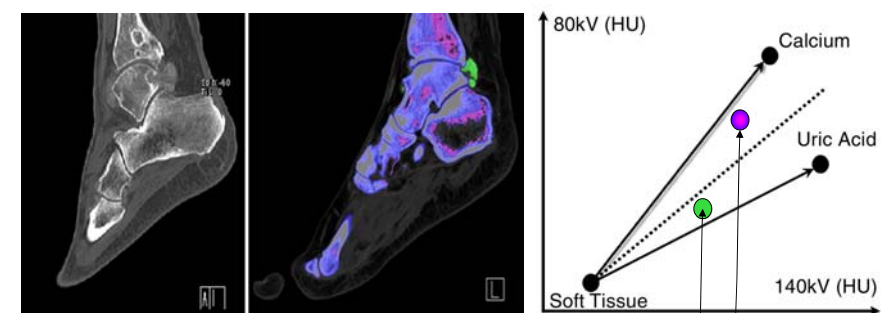


Fletcher et al. Radiol Clin N Am 47 (2009) 41–57
doi:10.1016/j.rcl.2008.10.003
2009 Elsevier Inc. All rights reserved.



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

Anwendung der Dual-Energie Aufnahme

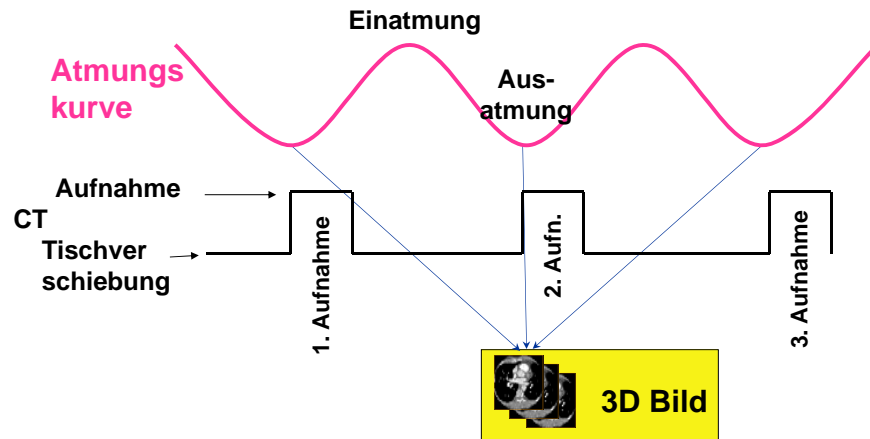


Glazebrook K N et al. Radiology 2011;261:516-524
©2011 by Radiological Society of North America

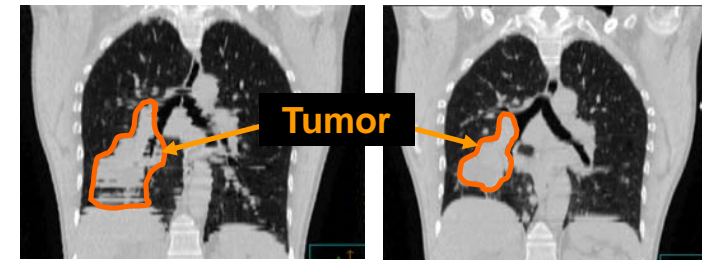
Gicht: Harnsäure Kristalle
Knochen

Synchronisierung zu Atemzyklus

Bilder bei unterschiedlichen Tischpositionen, in gleichen Atemphasen



Atmungssynchronisierte CT Aufnahme



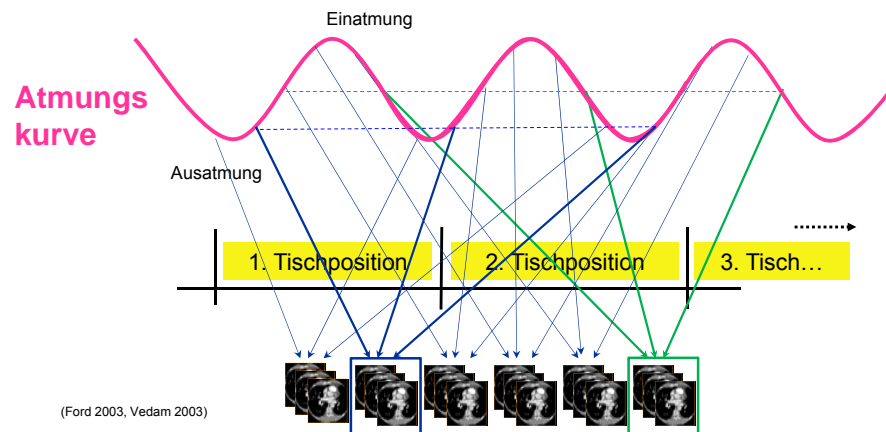
Gewöhnliche CT Aufnahme mit Bewegungsfehler

Atmungssynchronisierte CT Aufnahme

Medical College of Virginia, Richmond VA

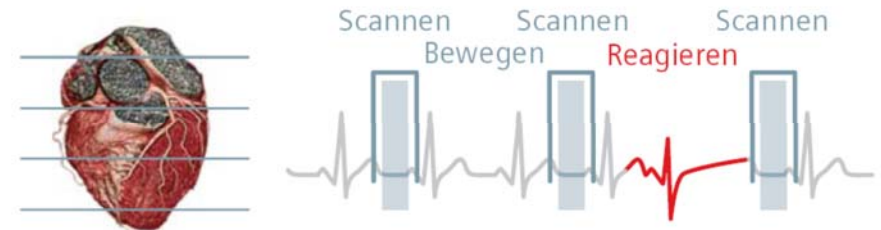
4D-s CT

Bilder bei unterschiedlichen Tischpositionen, bei unterschiedlichen Atemphasen kombiniert.



(Ford 2003, Vedam 2003)

EKG-gesteuerte Sequenzscans des Herzens

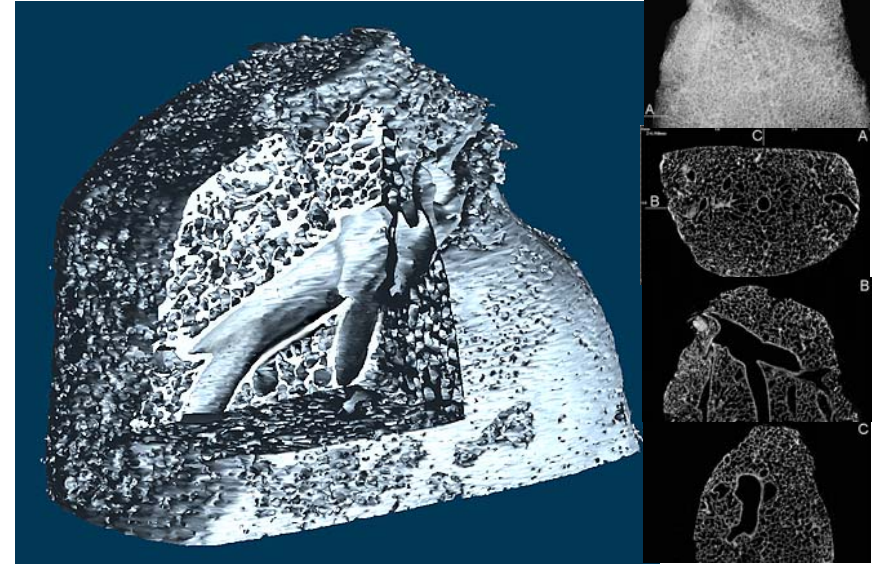


MicroCT

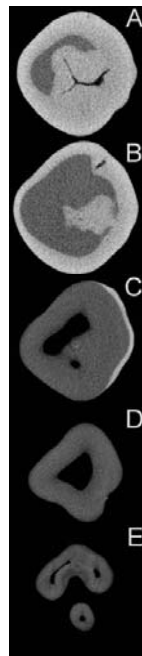
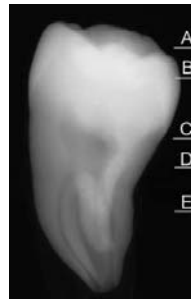
Objektgrösse: einige cm (Kleintiere, Versuchstiere)
 Auflösung: einige $\times 10 \mu\text{m}$



MicroCT (Mauslunge)

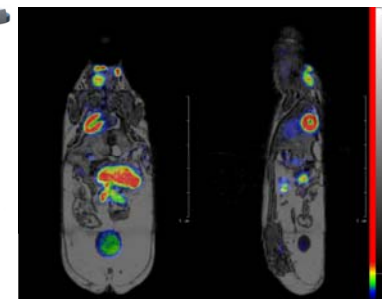
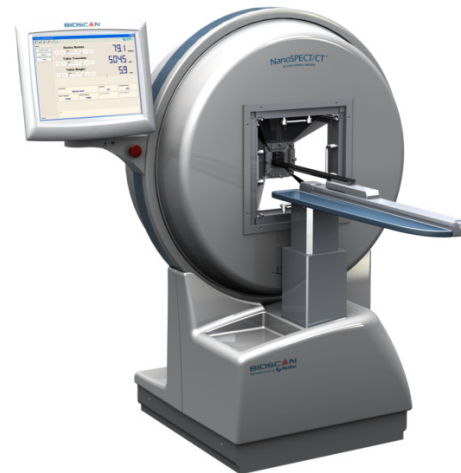


MicroCT: Zahn



Ca!

Nanospect-CT in dem Institut für Biophysik und Strahlenbiologie



CT Artefakte

Artakte können wegen

- Bewegung des Patienten
 - Fehler der Messelektronik oder Messdetektoren
 - Metallimplantate
 - Überschreiten des Messvolumens
 - Teilvolumeneffekt
 - Aufhörung der Strahlung
- auftreten**

Artefakte

Messelektronikfehler

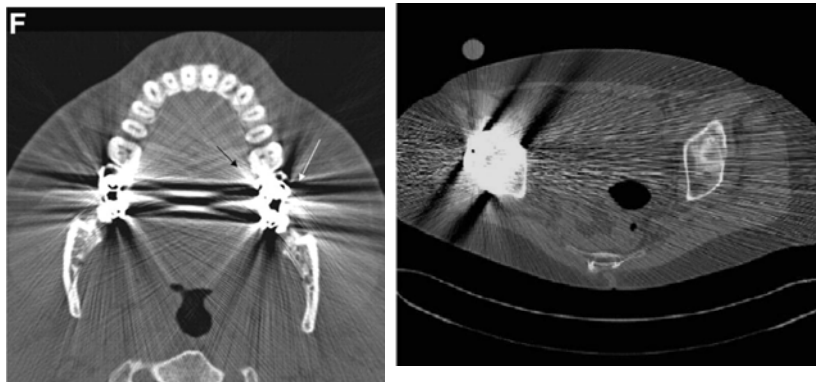


Bewegungsartefakt

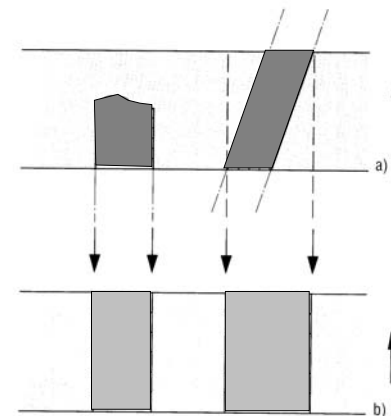


Artefakte

Metalartefakte

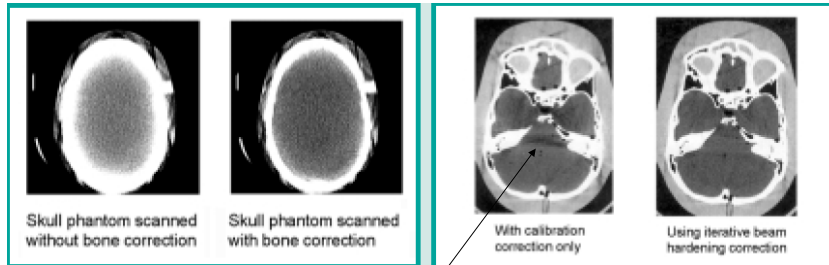


Artefakte: Teilvolumeneffekt



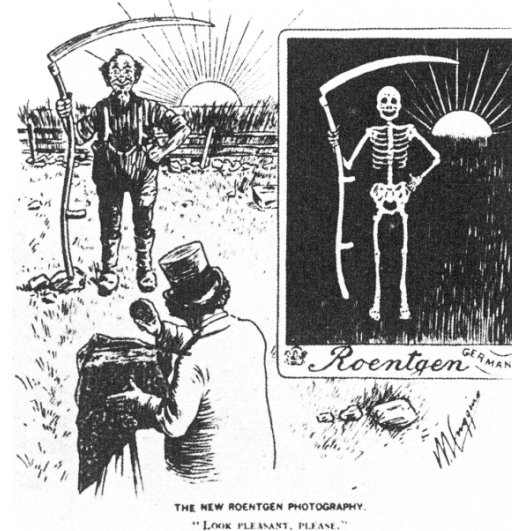
Artefakte: Aufhärtung

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

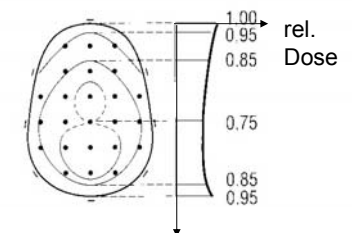
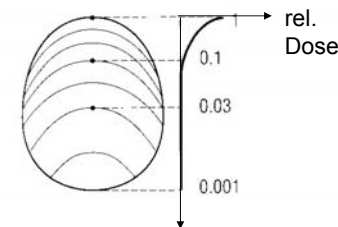
Hintergrundstrahlung: 2,4 mSv/Jahr, Dosisbeschränkung: 50 mSv/J (100 mSv/5J)

Dosisverteilung

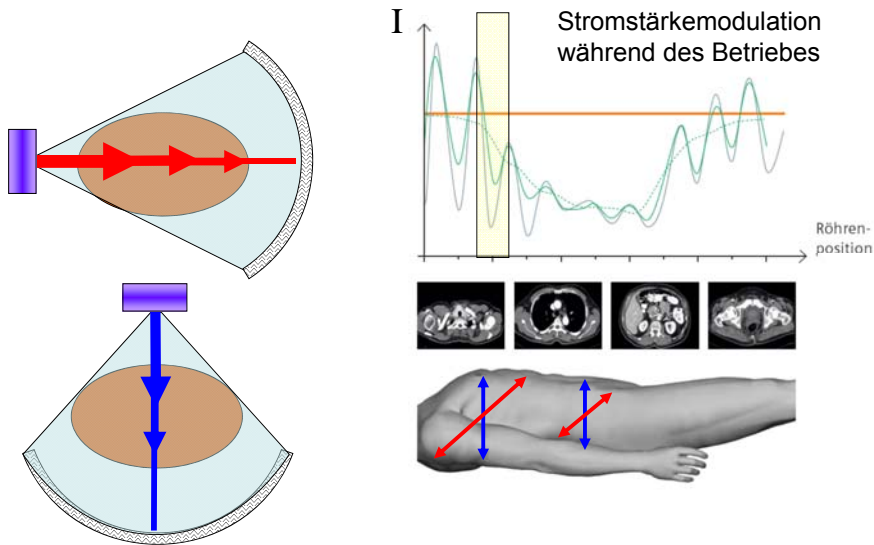
Röntgendurchleuchtung:
vorne maximal



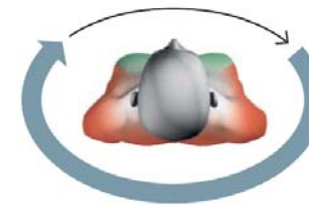
CT: annähernd homogen



„Low Dose“ Methoden



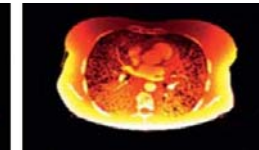
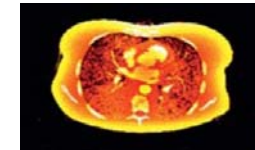
Organsensitive Dosismodulation



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

Ende