

Medizinische Bildverarbeitung

Technologien zur Erzeugung von Bilddaten
(mit speziellem Fokus auf medizinische
Anwendungen)

Wolfgang Heiden © 2014-22, mit Beiträgen von R. Herpers, F. Mannuß, B. Kahl, G. Heisenberg

Wolfgang Heiden © 2014-22 wolfgang.heiden@fh-bonn-rhein.sieg.de

-- auf der Grundlage einer Lehrveranstaltung von Prof. Dr. Rainer Herpers sowie Folien von Florian Mannuß 2011, Dr. Björn Kahl 2012 (und Prof. Dr. G. Heisenberg zur medizinischen BV) --

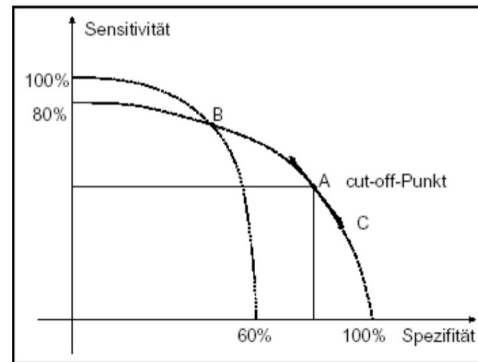
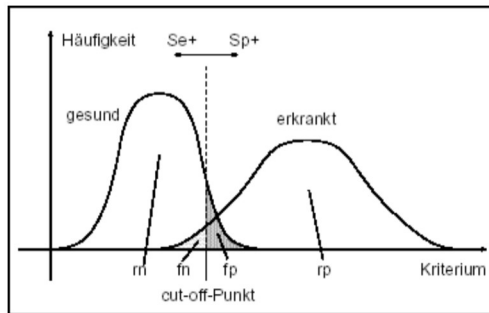
Fachbereich Informatik (Dpt. Computer Science)

Hochschule Bonn-Rhein-Sieg – University of Applied Sciences,

53754 Sankt Augustin

Germany

Sensitivität und Spezifität



Bildquelle: Lehmann et al., BV für die Medizin, Springer 1997)

Die medizinische Diagnostik leidet oft unter dem Problem, einen Cut-off zwischen **Sensitivität** und **Spezifität** finden zu müssen.

Messwerte liefern oft keine eindeutigen Diagnosen. Häufig liegen die Werte in einem Grenzbereich, dessen Zuordnung nicht eindeutig möglich ist. Bei der Auswahl zwischen verschiedenen Verfahren ist das Verhältnis zwischen richtigen und falschen Zuordnungswahrscheinlichkeiten für Krankheits- bzw. Gesundheits-Diagnose zu berücksichtigen:

TP = True Positive (d.h. korrekt zugeordnete Krankheitsdiagnose)

TN = True Negative (d.h. korrekt zugeordnete Gesundheitsdiagnose)

FP = False Positive (d.h. fälschlich wurde eine Erkrankung diagnostiziert)

FN = False Negative (d.h. eine vorhandene Erkrankung wurde nicht erkannt)

Dabei gilt es abzuwägen zwischen Risiken (und Kosten) einer versäumten gegenüber einer ungerechtfertigten Behandlung.

Hoch sensitive Methoden erkennen weitgehend alle tatsächlich Erkrankten (TP), halten aber auch irrtümlich einige Gesunde für erkrankt (FP).

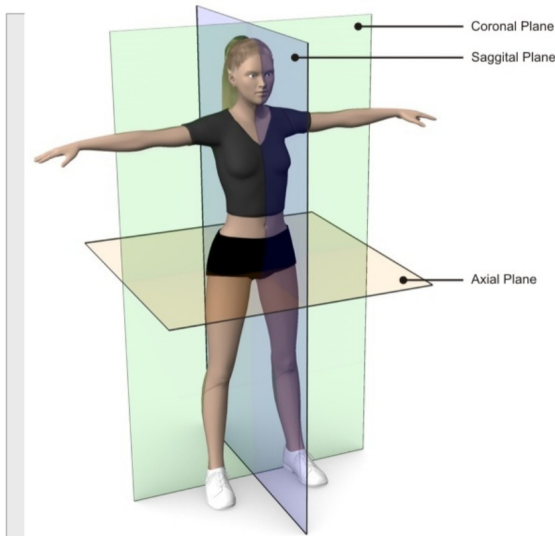
Hoch spezifische Methoden stellen weitgehend sicher, dass nur tatsächlich Erkrankte (TP) als solche diagnostiziert werden, übersehen dabei aber auch einige Erkrankte (FN), die dann evtl. nicht oder verspätet behandelt werden.

Entscheidungskriterium z.B. Laborwert für Hämoglobin

ROC-Kurven: Receiver Operating Characteristic

Sensitivität als Funktion der Spezifität in Abhängigkeit vom Cut-off Punkt

Körperebenen und -achsen



Bildquelle: <http://www.bodytrainer.tv>

● Ebenen

- **Frontal** (en: coronal)
- **Sagittal** (en: sagittal)
- **Transversal** (en: axial)

● Achsen

- **Längsachse** (longitudinal)
 - | ventral-dorsal
- **Querachse** (transversal)
 - | kranial-kaudal
- **Pfeilachse** (sagittal)
 - | medial-lateral

Die Ergebnisse medizinischer Bildgebungsverfahren erschließen sich oft nicht intuitiv der vom Alltag geprägten menschlichen Wahrnehmung. Um medizinische Abbildungen (insbesondere von „tomografischen“ Schicht- bzw. „Schnitt“-Aufnahmen) eindeutig bestimmten Körperregionen und Blickrichtungen zuordnen zu können, wurde eine eigene Nomenklatur entwickelt.

Zur eindeutigen Lokalisation innerhalb des menschlichen (od. – eingeschränkt – allgemein Wirbeltier-) Körpers verwendet die Medizin ein lokales Koordinatensystem. Eine grundlegende Einteilung des Körpers erfolgt anhand von bestimmten Ebenen in Bezug auf festgelegte Achsen und erlaubt so eine topographische Beschreibung, unabhängig von Lage und Bewegungszustand des Körpers im Raum.

Aus der Vielfalt verschiedener medizinisch gebräuchlicher topografischer Begriffe seien hier nur einige, besonders gebräuchliche, herausgegriffen.

Eine Frontalebene (blau) teilt den Körper in einen ventralen (bauchseitigen) und dorsalen (rückenseitigen) Bereich. Die Medianebene (gelb) teilt den Körper in linke und rechte Hälfte. Außerdem wird hier eine zentrierte (mediale) von einer seitlichen (lateralen) Lage unterschieden. Die Transversalebene (orange) unterscheidet kranialen (kopfseitigen) und kaudalen Bereich. (In besonderen Körperregionen, z.B. am Kopf, werden hier gelegentlich auch andere unterscheidende Begriffe verwendet.)

Quelle: <http://www.anatomie-online.com/>

Physikalische Phänomene für die Bilderzeugung

WICHTIG

- **Elektromagnetische Wellen**

- Röntgen- und Gammastrahlen

- $10^{-3} - 10$ nm
($10^9 - 3 \cdot 10^{11}$ GHz)

- sichtbares Licht

- 380 – 750 nm
- Mikroskopie

- Thermografie (Wärmestrahlung)

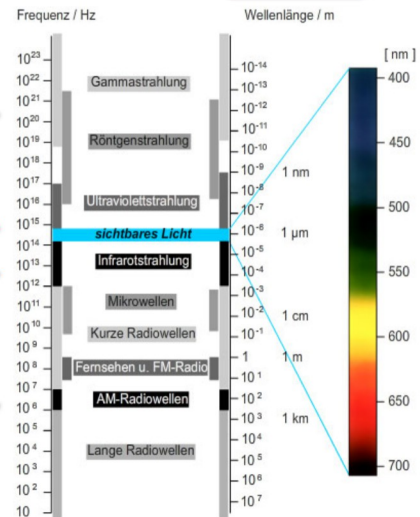
- 3 – 5 μm & 8 – 12 μm

- Kernspinnresonanzen

- 1 – 600 m (1 – 300 MHz)
Ultrakurz-/ Kurzwellen

- **Schallwellen** (Ultraschall)

- 3 – 10 MHz
- Ausbreitung nur in Materie



Quelle: <http://geographie.uni-muenchen.de>

Quelle Sonographie: <http://www.randomhouse.de/book/excerpt.jsp?edi=120846>

Frequenz = Lichtgeschwindigkeit / Wellenlänge

Bildgebende Verfahren und Anwendungen in der Medizin

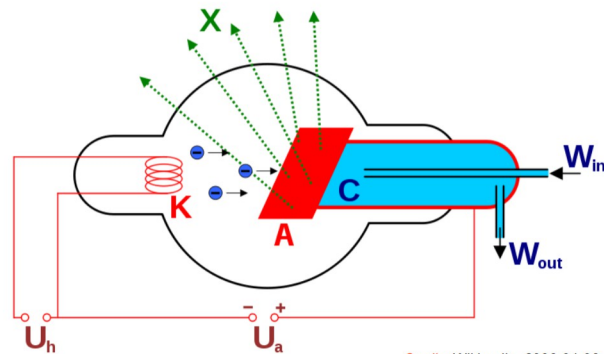
- **Röntgenstrahlen** ⇒ Knochenbrüche
- **CT** ("Computer-Tomographie") (Röntgen) ⇒ 3D-Volumenvisualisierung
- **MRT/MRI** (Magnetresonanztomographie) (NMR) ⇒ 3D-Volumenvisualisierung Weichkörper
- **Sonografie/Ultraschall** ⇒ Schwangerschaft, Brust, Weichkörper
- **PET** (Positronenemissionstomographie) (γ -Strahlen) ⇒ Hirntätigkeit, Organtätigkeit
- **OI (Optical Imaging** – molekulare Bildgebung) (Fluoreszenz) ⇒ lokale Material-Ansammlung
- **Immunhistochemische** Bildgebung (Antikörper) ⇒ spezifische Wirkstoffbindung in Geweben
- **histologische** Schnitte (Mikroskop) ⇒ krankhafte Gewebeveränderungen

MRI = Magnetic Resonance Imaging

+ allg. histologische Schnitte

Röntgenstrahlung

- extrem **kurzwellige**, energiereiche, elektromagnetische **Strahlung**
- 100 eV bis 250 keV
→ $3 \cdot 10^{16}$ Hz bis $6 \cdot 10^{19}$ Hz
→ 5 pm - 10 nm
- vgl. Gamma-Strahlung
 - **Gamma**: Atomzerfall
 - **Röntgen**: künstlich durch schnelle Elektronen
- char. Eigenstrahlung und Bremsstrahlung



Quelle: Wikipedia, 2006-04-06

Quelle: Wikipedia, 2006-04-06

99% Wärme, 1% Strahlungsenergie

eV = Elektronenvolt

Wikipedia 2014-10-27:

$$1 \text{ eV} = 1,60217565(35) \cdot 10^{-19} \text{ J}$$

1 eV ist die Zunahme der kinetischen Energie eines Elektrons durch 1 V

Beschleunigungsspannung

Bremsstrahlung: EM-Strahlung, entsteht bei (neg.) Beschleunigung eines geladenen Teilchens (z.B. Elektronen), kontinuierliches Spektrum

char. (Eigen-/Röntgenstrahlung: hochenergetische Übergänge in den Elektronenhüllen von Atomen od. Molekülen, Linienspektrum

- Bildgebung durch **Absorption**
 - (abhängig von der Dichte des zu durchdringenden Materials)
→ **Schwächung** der penetrierenden Strahlen
- **Streuung** reduziert die Bildqualität
- **keine Bündelung** durch Linsen möglich
- Bilderzeugung durch **Fluoreszenz** oder direkte **Schwärzung von Fotoplatten**
- *je dichter desto heller*

Quelle: <http://www.rad.rwth-aachen.de/>

siehe auch: .._extern\mrt.htm

Röntgen (klassisch)

- **Durchstrahlung** mit (harten) Röntgenstrahlen
- **Absorption** der Strahlung in dichtem Gewebe (z.B. Knochen)
- **Streuung** bei weniger dichtem Gewebe
- Negativtechnik
- **Darstellung knöcherner Strukturen** (Skelett)



Bruch 04

Bildquelle:
Landesbildungsserver Baden-
Württemberg; Knochenbrüche

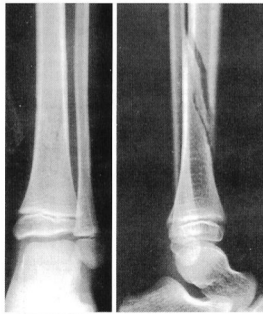
Röntgenspektrum: 10 nm (weich) bis pm (hart);

Quelle: wikipedia.de, 17.10.2007

Röntgen (klassisch): Diagnose

- **Verdeckung**

- additiver Effekt
- Blickrichtung entscheidend
- viele Ansichten vs. Strahlenbelastung



Bildquelle: Lehmann et al., BV für die Medizin, 1997

- **natürliche Inhomogenitäten**

- unauffällige Feinstrukturen
- Anatomiekenntnisse erforderlich



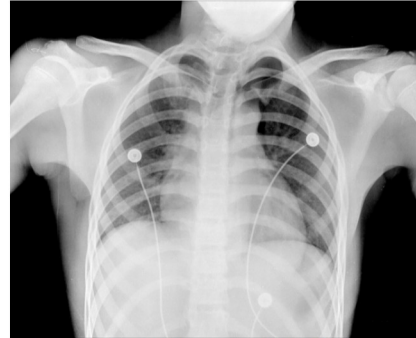
Bildquelle:
Landesbildungsserver
Baden-Württemberg;
Knochenbrüche

Bruch 05

Die Auswertung klassischer Röntgenfotografien erfordert detaillierte Kenntnis, wo Feinstrukturen natürlich auftreten können und wo nicht.

Röntgenaufnahmen von Organen

- **"weiche"**
Röntgenstrahlen
(rel. energiearm)
- Absorption auch durch
Weichteile (Organe)
- Darstellung von Organen
 - z.B. Nieren, Lungen (TBC)
- Mammografie
 - weibliche Brust



Quelle: Mediz. BV, Rainer Herpers, WS 2006/07

- alternativ: **Kontrastmittel**
 - röntgenpositiv (hohe Dichte)
 - röntgennegativ (geringe Dichte)

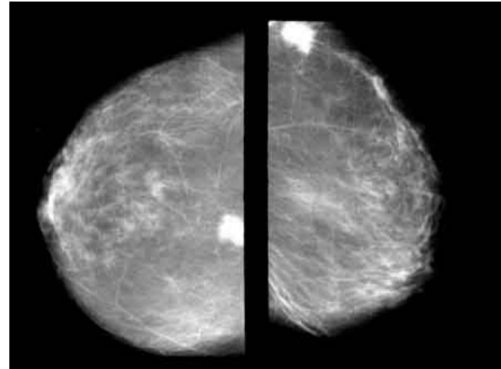
Kontrastmittel-Info: <http://www.meb.uni-bonn.de/radiologie/Patienteninformation/Kontrastmittel.html>

Röntgenspektrum: 10 nm (weich) bis pm (hart);

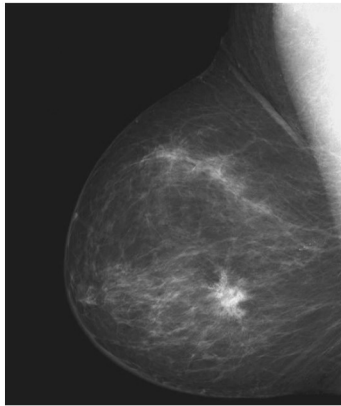
Quelle: wikipedia.de, 17.10.2007

Mammografie

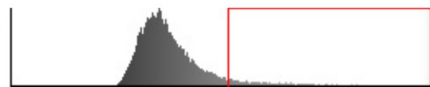
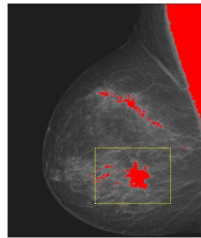
- Röntgen-Abbildungen der (mechanisch fixierten) weiblichen Brust in 2 Ebenen
- "Weichstrahl"-Technik
- Kontrastmittel (ggf.) zur Betrachtung des Milchgangsystems → "Galaktografie"
- Erkennung von Verhärtungen und Verkalkungen vor Tastbarkeit



Quelle: <http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/index.htm>



- **Differentialdiagnostik**
- Visualisierung von **Kalkablagerungen**
- Herausforderung für die Bildverarbeitung



Quelle: Mediz. BV, Rainer Herpers, WS 2006/07, modif.

Die Mammographie betreibt radiologische Untersuchungen der weiblichen Brust mit „weichen“ Röntgen-Aufnahmen, um frühzeitig Kalkablagerungen erkennen zu können, die Auslöser oder erste Indikatoren für eine beginnende Brustkrebserkrankung sein können.

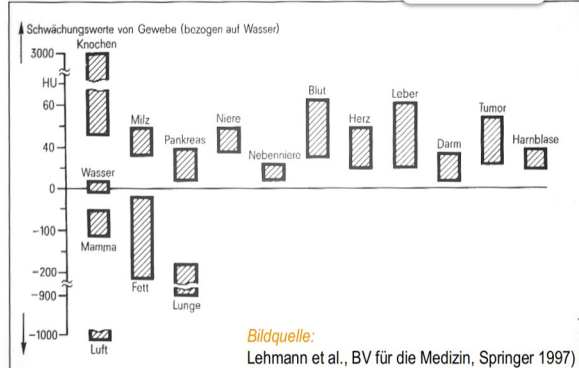
Aufgrund vielfältig uneinheitlicher Strukturen im betrachteten Gewebe ist es selbst für menschliche Experten nicht einfach, krankhafte von harmlosen optischen Verdichtungen zu unterscheiden. Auch ein Bildhistogramm liefert kaum Hinweise für ein geeignetes Wertefenster zur Detektion pathogener Bildbereiche.

Schwächungskoeffizienten

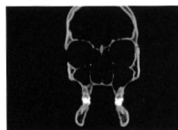
• Hounsfield-Einheiten (HE) (Hounsfield Units – HU)

- Referenz:
Wasser (HE = 0)
- Bandbegrenzt
(theoretisch offen)
-1024 – 3071

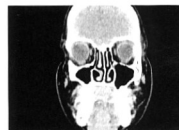
Bildquelle: Modrau, Diplomarbeit, FH BRS 2007



(a) Gesamter Wertebereich



(b) Knochen-Fenster



(c) Weichteil-Fenster

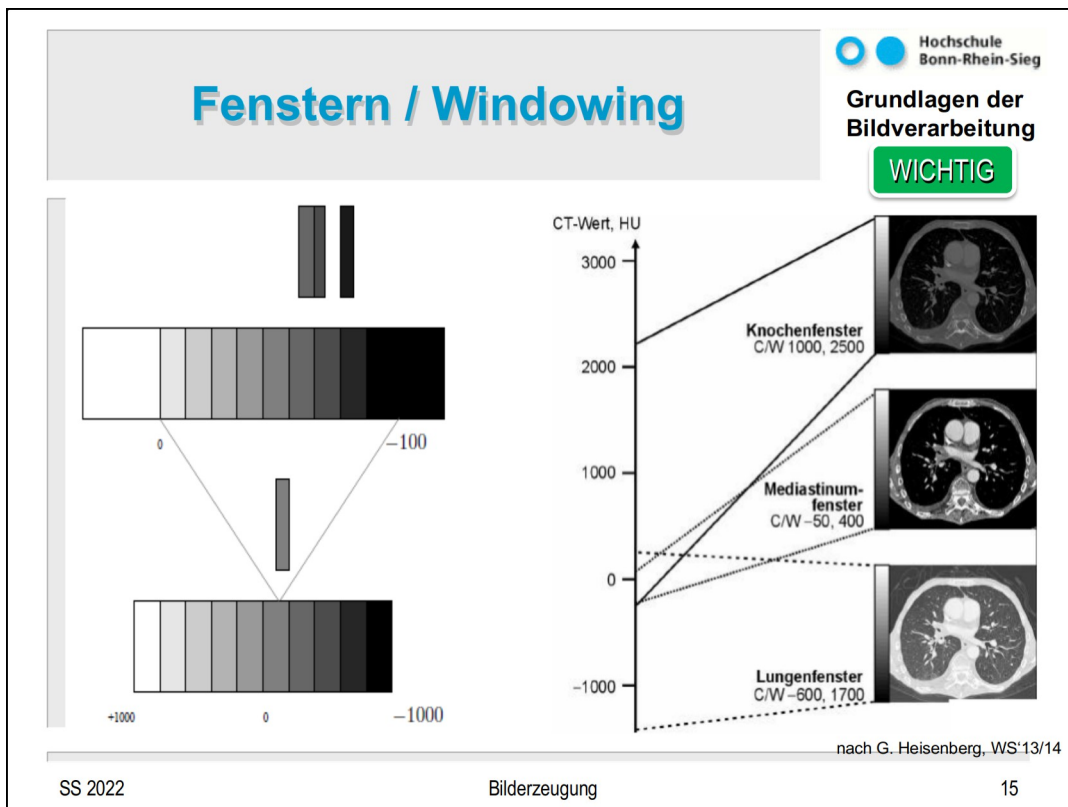
- Lokale Röntgenschwächung an jedem Punkt der Untersuchungsschicht wird in CT-Werte umgerechnet.
- Diese werden in (viele!) Graustufenwerte kodiert (CT-Wertebereich üblicherweise 12 bit: -1024 bis 3071 HE).
- Unterscheidbar für das menschliche Auge sind ca. 40 bis 100 Graustufen.
- Wird die CT-Skala nicht dem gesamten verfügbaren Grauwertebereich zugeordnet, sondern einem begrenzten Ausschnitt, spricht man von „Fensterung“ (engl.: windowing).
- Fensterung führt zur Kontrastanhebung.
- Die "Weite" des Fensters bestimmt die Stärke der Kontrastanhebung (geringe "Weite" bringt starke Kontrasterhöhung).
- Die Lage des Fensters (Center, Level) bestimmt die Helligkeit bzw. Schwärzung.
- Es gibt für versch. Aufgaben versch. typische Fenster: Weichteilfenster, Lungenfenster, Knochenfenster, u.a.
- Beispiel Lungenfenster: Weite 1500 CT-Werte der CT-Skala, Center bei -650 HE

HE/HU: benannt nach:

Godfrey Newbold Hounsfield (1919-2004): einer der Entwickler der CT

Siehe auch:

- Ilja Modrau: Diplomarbeit FH Bonn-Rhein-Sieg, 2007
- <http://de.wikipedia.org/wiki/Hounsfield-Skala>



Dank der Normierung bildgebender Geräte in der Medizintechnik, u.a. über das DICOM-Bildformat, ist es möglich, im Wertebereich der Koeffizienten optischer Dichte (Hounsfield Units – HU) für Computer-tomografische (CT) Aufnahmen bestimmte „Fenster“ zu definieren, innerhalb derer sich bestimmte Gewebetypen zuverlässig zuordnen lassen.

- **Abtastung durch einen rotierenden Röntgenstrahl**
 - in gestaffelten Ebenen (axial und sagittal)
 - spiralg
- **Messung der Transmissions-Intensität**
- **Bildrekonstruktion als Serie von 2D-Graustufenbildern**
- **ungleichmäßige Voxel (kein Würfel!)**

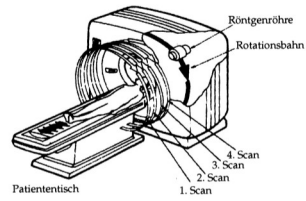
Quelle: <http://www.rad.rwth-aachen.de/>

siehe auch: <http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/>

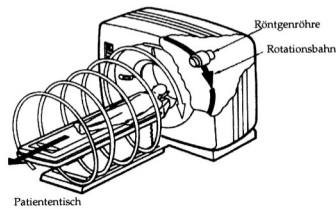
Tomographie → allg. 2D-Schichtbilder

Voxel Bei einem räumlichen Datensatz, der in diskretisierter Form in kartesischen Koordinaten vorliegt, bezeichnet Voxel den diskreten Wert an einer XYZ-Koordinate des Datensatzes. Bei dieser Definition handelt es sich um das dreidimensionale Äquivalent eines Pixels, somit hat ein Voxel keine bestimmte Form. Man spricht hier auch vom isotropen Voxel oder „Volumenpixel“. Häufig handelt es sich bei den in Voxelgittern enthaltenen Daten um Farbwerte, die mit den Mitteln der Volumengrafik zur Visualisierung bestimmt sind. Anwendungen findet diese Form der Datenrepräsentation vor allem in den bildgebenden Verfahren der Medizin, hier können die diskreten Werte als Dichte (Knochen, Fettgewebe) aufgefasst werden und entsprechend visualisiert werden.

Computertomographie (CT)

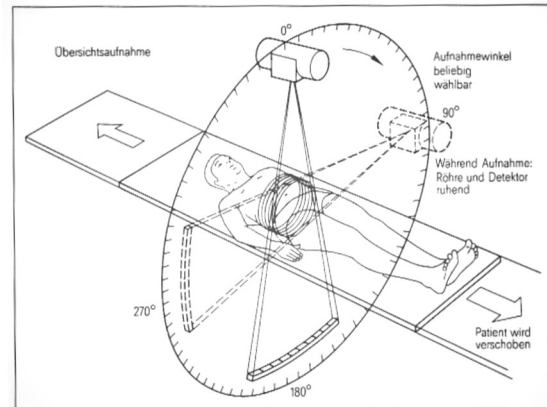


(a) CT – schichtweise



(b) Spiral-CT

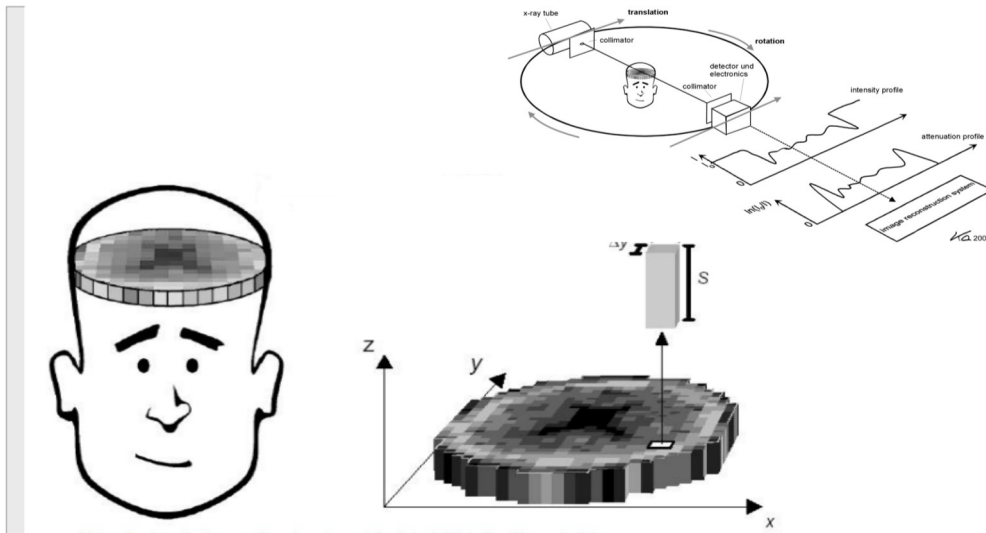
Bildquelle: Kramme, Medizintechnik, Springer 2002



Bildquelle: Lehmann et al., BV für die Medizin, Springer 1997

Radon-Transformation zur Rückrechnung von Schwächungskoeffizienten auf 2D-Schichtbilder

CT-Bildrekonstruktion: Prinzip




Bildquelle: http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/bilder/kap2/ct_technik.htm

Daten aus einem CT-Scan lassen sich nicht direkt mit fotografischen Aufnahmen im sichtbaren Spektrum vergleichen. Erst durch einen aufwendigen Berechnungsprozess werden aus den gemessenen Durchstrahl-Absorptionswerten zusammen mit dem jeweiligen Beleuchtungswinkel relativ zum gescannten Körperteil Bildinformationen, die einer Aufsichtabbildung des gescannten Objekts in einer bestimmten Schnittebene (entsprechend der eingestellten Höhenposition) vergleichbar sind.

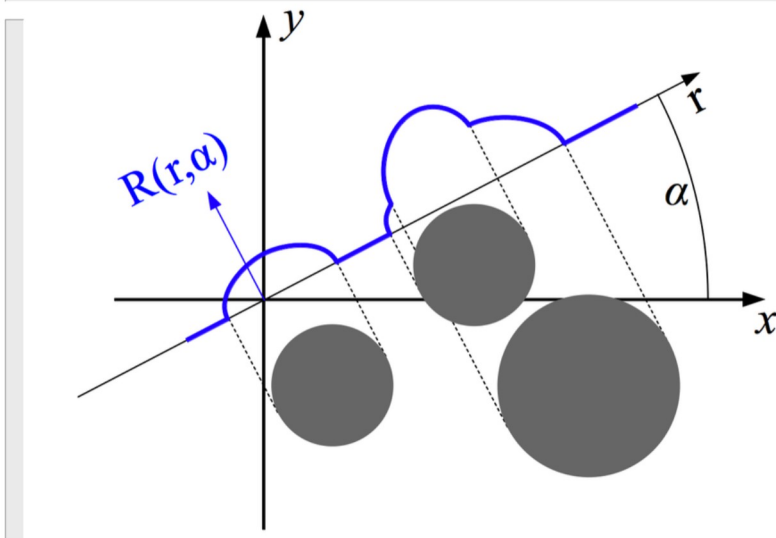
Mehrere dieser „Schnittbilder“ lassen sich zu einem 3D-Volumen zusammensetzen; die Schichtdicke jedes Einzelbildes (und damit die Höhe eines als „Voxel“ bezeichneten Volumenelements) entspricht dem Höhenabstand zweier aufeinander folgender CT-Abtastungen.

Radon-Transformation bzw. invertierte Radon-Transformation



Hochschule
Bonn-Rhein-Sieg

Grundlagen der
Bildverarbeitung



Quelle: wikipedia, „Radontransformation“

SS 2022

Bilderzeugung

20

[wikipedia, „Radontransformation“]:

„Die **Radon-Transformation** ist eine [Integraltransformation](#) einer Funktion in zwei Variablen. Es wird das Integral der Funktion längs aller Geraden der -Ebene bestimmt.

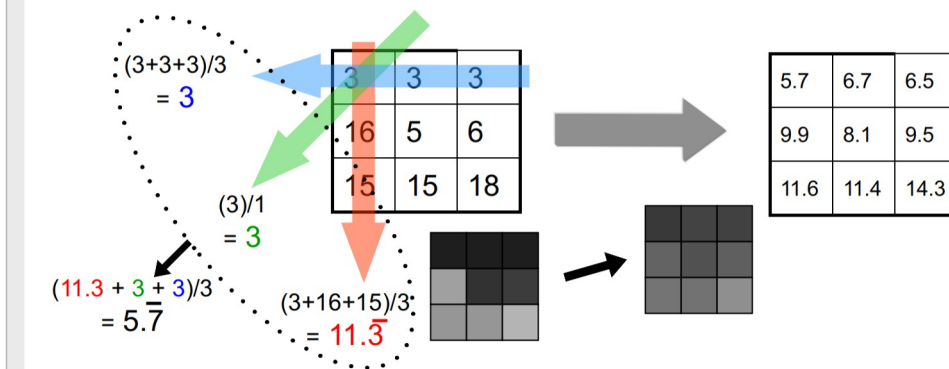
Die 2D-Verteilung einer Objekteigenschaft kann exakt beschrieben werden, wenn eine unendliche Anzahl von Linienintegralen vorliegt.

Es wird also die Radontransformation der Röntgenabsorption bestimmt (wenn auch nur für endlich viele Werte der beiden Parameter). Aus diesen Werten lässt sich mit Hilfe der Rücktransformation das zweidimensionale Bild gewinnen.“

CT-Bildrekonstruktion

Berechnung (stark vereinfacht)

- Schwächungskoeffizienten
- Berechnung der Rekonstruktion auf der Basis von 3 Richtungen (**vertikal**, **gediagonal** und **horizontal**)



Quelle: Mediz. BV, Rainer Herpers, WS 2006/07; modif.

Das abgebildete (stark vereinfachte) Schema soll das Prinzip der Radon-Transformation bei der Berechnung von Bildinformationen aus CT-Durchlicht-Messungen illustrieren.

Exemplarisch werden die Ergebnisse als Schwächungskoeffizienten bei der Durchleuchtung einer quadratischen Objektebene in 3 Richtungen gezeigt: blau → 3; grün → 3; rot → 11.3

Dabei wird angenommen, dass der jeweils gemessene Schwächungskoeffizient das Ergebnis von Absorption der verwendeten Röntgenstrahlung durch inhomogene Bereiche variierender optischer Dichte im durchleuchteten Objekt sei. Die Berechnung der einzelnen Schwächungsbeiträge wird in einem 3x3-Gitter vorgenommen.

Die linke Abbildung erklärt das Zustandekommen der gemessenen Werte durch gemittelte Beiträge als bekannt angenommener Schwächungsanteile der jeweiligen Gitterelemente. Kombinatorische Berechnungen der Teilergebnisse führen dann zur Annahme der Dichteverteilung in dem Gitter, wie im rechten Bild dargestellt.

Die berechneten Dichten der einzelnen Gitterelemente geben deren tatsächliche Werte nicht exakt wieder, liefern aber dennoch ein annähernd realistisches Bild der optischen Dichteverhältnisse in der betrachteten Objektebene.

Ergebnis der Modellrekonstruktion

● Berechnung

$(11,3 + 3 + 3) / 3$	$(7,6 + 9,5 + 3) / 3$	$(9 + 7,6 + 3) / 3$
$(11,3 + 9,5 + 9) / 3$	$(7,6 + 7,6 + 9) / 3$	$(9 + 10,5 + 9) / 3$
$(11,3 + 7,6 + 16) / 3$	$(7,6 + 10,5 + 16) / 3$	$(9 + 18 + 16) / 3$

... und
resultierende
Bildmatrix

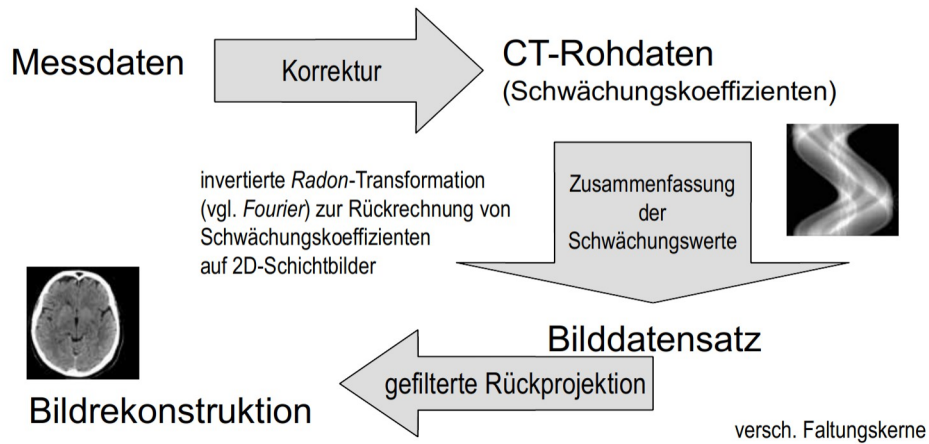
5,7	6,7	6,5
9,9	8,1	9,5
11,6	11,4	14,3

Quelle: Mediz. BV, Rainer Herpers, WS 2006/07

Hier sind Berechnungsdetails zur vorhergehenden Folie zu sehen.

CT-Bildrekonstruktion

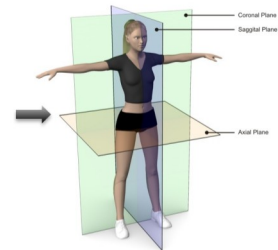
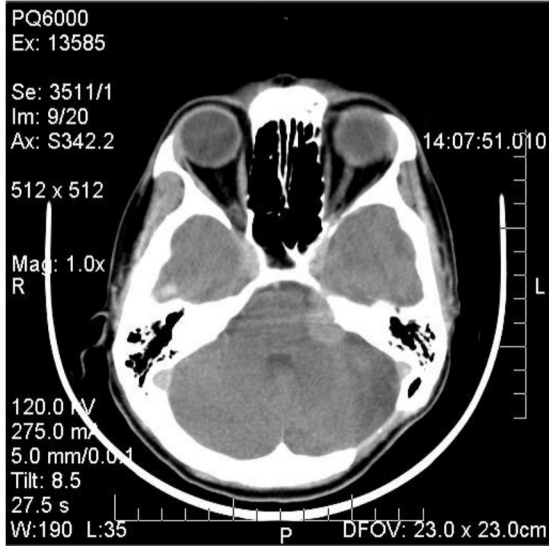
Ablauf



Quelle: http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/bilder/kap2/ct_technik.htm

Radon-Transformation nach Johann Radon, 1917 (österreich. Mathematiker)
siehe auch <http://de.wikipedia.org/wiki/Radon-Transformation>

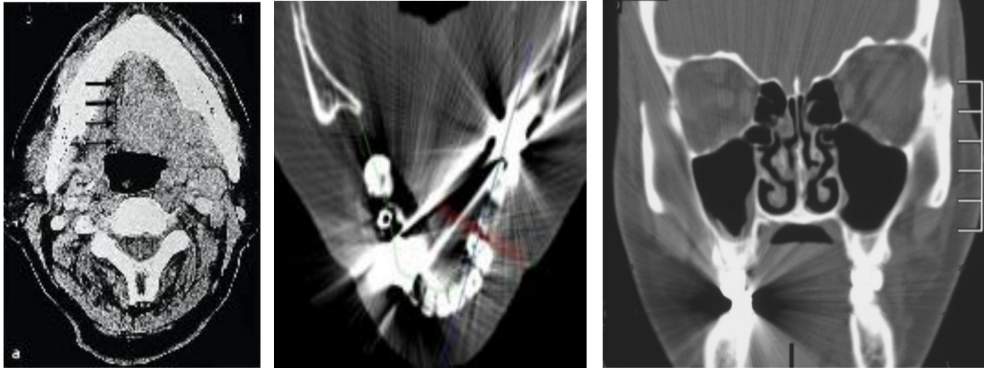
Axial CT eines Kopfes



Bildquelle: <http://www.bodytrainer.tv>

Quelle: Mediz. BV, Rainer Herpers, WS 2006/07

Verschiedene CTs (alt und artefaktbehaftet)



nach G. Heisenberg, SS'13

Spektroskopische Bildgebungsverfahren

I MRT/MRI

- **NMR kann atomare Zusammensetzungen identifizieren → gewebespezifisch**
- **versch. Namen für identische Technik:**
 - MRT = **M**agnetresonanz-**T**omografie
 - MRI = **M**agnetic **R**esonance **I**maging
 - NMR = **N**uclear **M**agnetic **R**esonance (Spectroscopy)
 - KST = **K**ern**s**pin-**T**omografie

Quelle: <http://www.rad.rwth-aachen.de/>

siehe auch .._extern\mrt.htm

Kernspin-Magnetresonanz

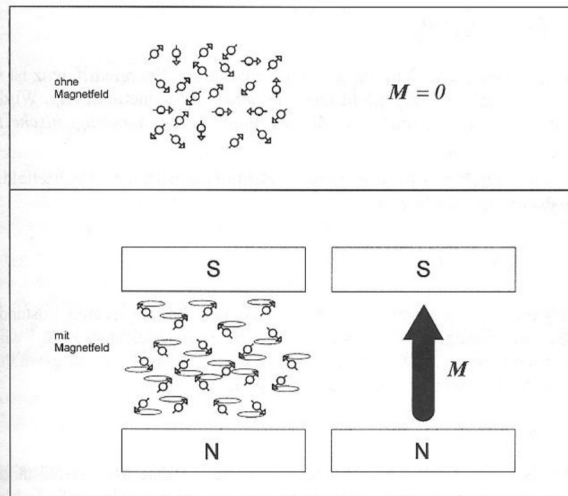
- Atom(-Kern)e rotieren um die eigene Achse mit einem charakteristischen Drehimpuls (**Kernspin**).
- Ein Stoß kippt die Achse und bewirkt eine charakteristische **Taumbewegung**.
- In einem starken Magnetfeld richten sich die Achsen entlang der Feldlinien aus.
- Ein kurzer, hochfrequenter (**Resonanzfrequenz**, char. Taumelfrequenz, „**Präzessionsfrequenz**“) **Magnet-Impuls** senkrecht zum äußeren Feld **dreht die Rotationsachse**, was das gesamte Magnetfeld messbar beeinflusst.
- Nach dem Impuls richten sich die Kerne wieder zum äußeren Magnetfeld aus und geben dabei Energie ab (**T1-Relaxation**, IR).
- Die **Relaxationszeit** zur Wieder-Ausrichtung in Feldrichtung (**T2-Relaxation**, Feldstärke-Änderung) gibt ebenfalls Hinweise auf die molekulare Zusammensetzung.

Quelle: <http://www.rad.rwth-aachen.de/>

siehe auch .._extern\mrt.htm

Kernspintomographie = Magnetresonanztomographie (MR)

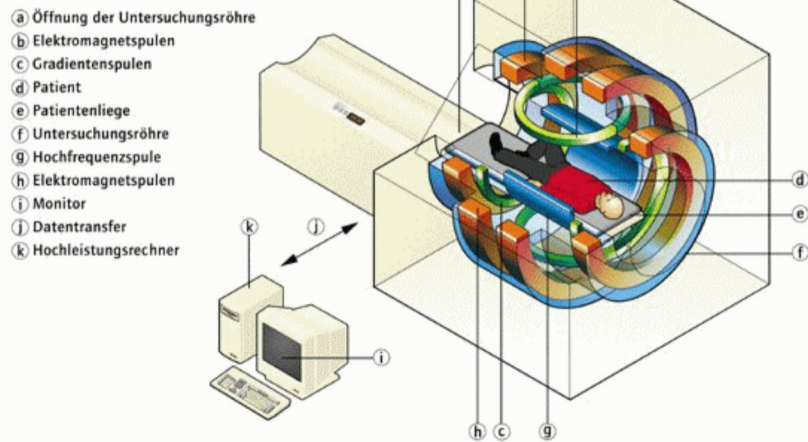
- Nutzen der Magnetresonanz von Wasserstoffkernen ^1H (^{13}C , ^3Na , ^{31}P)
- Durch FFT werden verschiedene Präzessionsfrequenzen bestimmt



FFT = Fast Fourier Transformation

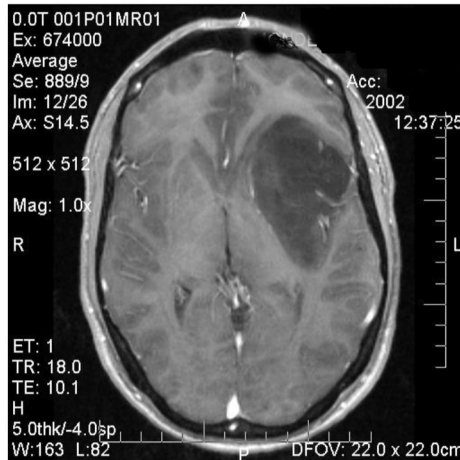
Präzession = Taumelbewegung durch schiefe Rotation (Kernspin) um Magnetfeldachse

Kernspintomographie = Magnetresonanztomographie (MR)

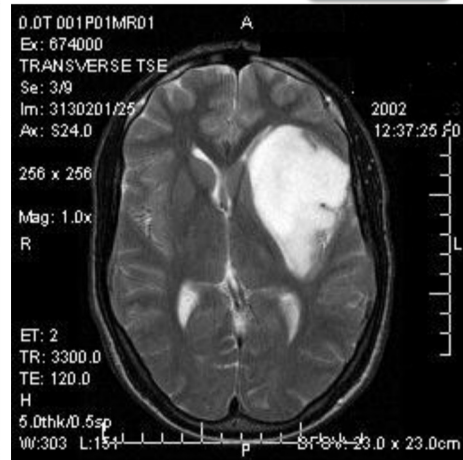


nach G. Heisenberg, SS'13

Unterschiedliche Gewichtung von MR-Messparametern



T1 gewichtet → Fett hell



T2 gewichtet → Wasser hell

Quelle: Mediz. BV, Rainer Herpers, WS 2006/07; modif.

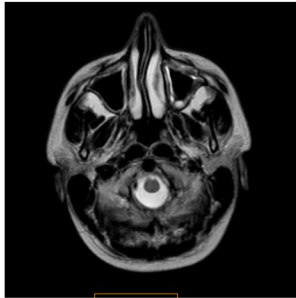
T1 = longitudinale Relaxationszeit (Materialbezug zur **Wärmeleitfähigkeit**: umso heller, je geringer Leitfähigkeit)

Zeit, die benötigt wird, bis der durch das Einstrahlen der Resonanzfrequenz gestörte Spinzustand des Systems wieder seinen Gleichgewichtszustand erreicht hat. In der longitudinalen Relaxation erfolgt die Relaxation durch Wechselwirkung der Spins mit ihrer Umgebung (Gitter). Zur Bestimmung der longitudinalen Relaxationszeit T_1 wird die Änderung der z-Komponente der makroskopischen Magnetisierung gemessen: $dM_z/dt = -(M_z - M_{z,eq})/T_1$.

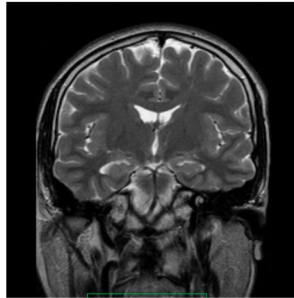
T2 = transversale Relaxationszeit (umso heller, je langsamer sich **Transversalmagnetisierung** abbaut)

Zeit, die benötigt wird, bis der durch das Einstrahlen der Resonanzfrequenz gestörte Spinzustand des Systems wieder seinen Gleichgewichtszustand erreicht hat. In der transversalen Relaxation erfolgt die Relaxation durch Wechselwirkung der Spins untereinander. Die transversale Relaxationszeit bestimmt, wie schnell die Quermagnetisierung M_x und M_y verschwindet.

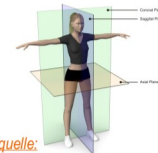
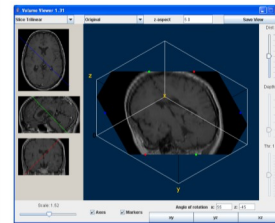
3D-Rekonstruktion von MR-Bildsequenzen



axial



coronal



Bildquelle:
<http://www.bodytrainer.tv>

- Hoher Weichteilkontrast, z.B. weiße/graue Gehirnmasse
- geringer bzw. kein Kontrast bei Knochenstrukturen

Quelle: Mediz. BV, Rainer Herpers, WS 2006/07; modif.

Nuklearmedizinische Bildgebungsverfahren

I Szintigraphie

I SPECT

I PET

Nuklearmedizinische Messprinzipien

- Darstellung von **Organaktivitäten**
- **Anreicherung von markierten Substanzen** über Stoffwechsel
 - Organe
 - Gewebe
- **Markierung** durch **radioaktive Isotope**
- **Szintigraphische Messung** radioaktiver Strahlung

Szintigraphie

- **Nachweis einzelner radioaktiver Signale (Zerfallsereignisse)**
- **schwache γ -Strahler mit kurzer Halbwertszeit**
- **lokale Strahlungskontraste in Abhängigkeit von Stoffwechselaktivität**
- **grobe Auflösung, 2D**
 - Szintigramm = Strichraster
 - dunkel \rightarrow hohe Aktivität
- **Anwendungsgebiete:**
 - Schilddrüse (^{99m}Tc , ^{123}I , ^{131}I)
 - Knochen (^{99m}Tc -Phosphate)
 - Herzmuskel-Durchblutung (^{201}Tl)

Quelle: NetDoktor.de

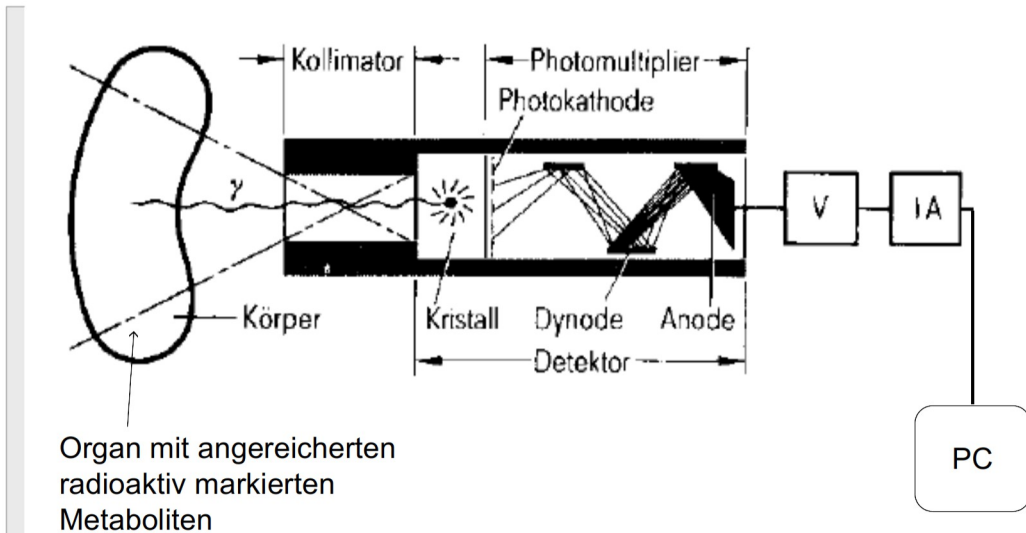
vgl. Szintillationszähler

Strahlenbelastung i.d.R. (etwas) geringer als bei Röntgen-Untersuchung wegen geringer Konzentration und kurzer Halbwertszeit

Tc = Technetium, I = Jod, Tl = Thallium

Messung in 2 Ebenen

Szintigraphie



Bildquelle: Lehmann et al., BV für die Medizin, Springer 1997

zeilenweise Abtastung → Graustufenbild gemäß Strahlungsintensität

Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

- **Markierung mit schwachen Strahlern**
 - z.B. ^{99m}Tc
- **Tomographische (schichtweise gemessene) Szintigraphie**
- **zeitliche Variation**
 - **statisch** (Konz. zu best. Zeitpunkt) oder
 - **dynamisch** (mehrfache Messung → Anreicherungs-Verlauf)
- **2D Schichten**
→ **3D Rekonstruktion**
- **Anwendungsgebiete:**
 - dynamische Untersuchung der Herzmuskel-Durchblutung, ggf. gekoppelt mit EKG
 - Knochen
 - Entzündungen
 - Tumore
 - Gehirn
 - lokale Degeneration

Quelle: NetDoktor.de

Bei Entzündungen und Tumoren tritt i.d.R. erhöhte Stoffwechselaktivität auf.

Gehirn: lokal verminderte Durchblutung bei z.B. Alzheimer od. Parkinson

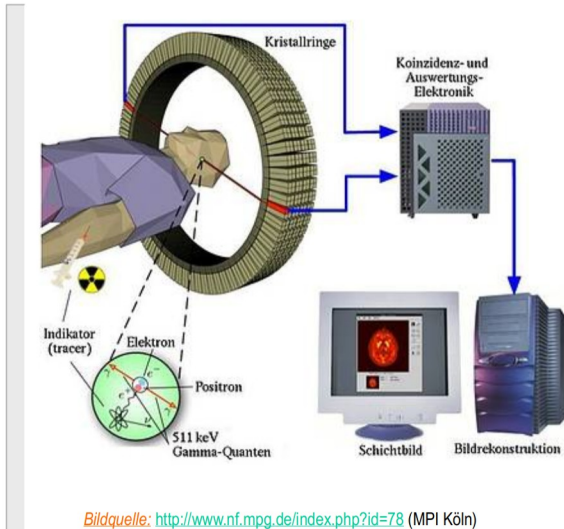
Positronen-Emissions-Tomographie (PET)

- **Messung der Stoffwechselaktivität von Organen**
- **minimal-invasiv**
 - radioaktiver Tracer (Stoffwechseledukt – z.B. ^{18}F -Glucose)
 - Positronen emittierende Isotope
 - geringe Konzentration
- **nicht invasive Verteilungsmessung**
 - Positronen-Annihilation erzeugt (je 2) γ -Quanten
 - ringförmiger Detektor
 - Szintillatorkristalle
 - Leuchtreaktion mit γ -Quanten → el. Signale
 - Lokalisation und Intensität eines Annihilations-Ereignisses

Quelle: <http://www.nf.mpg.de/index.php?id=78>

weitere Quelle: <http://www.medizin-netz.de/diagnostik/positronen-emissions-tomographie-pet-neue-moeglichkeiten-in-der-krebsdiagnostik/> (04.04.2012)

PET – schematische Darstellung



- markierte Tracer
 - Positronen-Emission
 - Annihilationsreaktion
 - ringformiger Szintillator
 - Orts- und Intensitätsanalyse
 - Verteilung und Konzentration best. Substanzen im Körper
- Stoffwechselaktivität von Organen

Bildquelle: <http://www.nf.mpg.de/index.php?id=78> (MPI Köln)

Vor- und Nachteile von PET

Vorteile:

- **schonendes Verfahren**
 - trotz radioaktiver Markierung geringe Konzentration markierter Substanzen
 - Positronen unschädlich, einmalige γ -Quanten
 - minimal- bzw. nicht-invasiv
- erlaubt Messung von **Stoffwechselaktivität**
- **Echtzeit-Verfahren**

Nachteile:

- **geringe Auflösung**
→ Kombination mit CT liefert detaillierte Information
- **Ambivalenz:**
Tumore und leichte Entzündungsherde setzen beide vermehrt radioaktive Glukose um.
→ kaum unterscheidbar.

Anwendungsgebiete PET

- **Krebsdiagnostik**

- Zucker-ähnliche Tracer
- Markierung von Orten hoher Stoffwechselaktivität

- **Neurologie**

- Alzheimer- bzw. Demenz-bedingt lokal reduzierte Stoffwechselaktivität in bestimmten Hirnregionen

- **Kardiologie**

- lokale Unterversorgung der Herzkranzgefäße

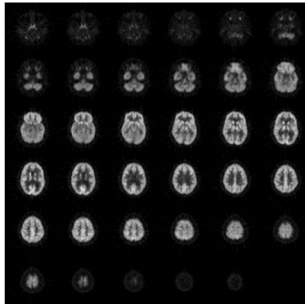
Quelle: NetDoktor.de

Anwendungen vergleichbar SPECT; PET ist schonender und genauer, aber teurer.

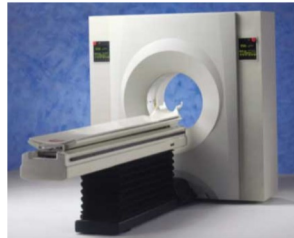
Quelle: www.netdoktor.de

PET Bilder

PET-Serie mit Glucose-Analogen
(FDG) im Gehirn

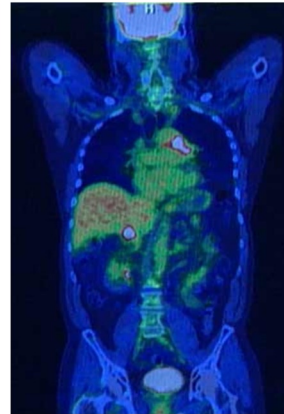


Bildquelle: <http://www.cc.nih.gov/pet/gallery/fdg.gif>



PET-Apparatur

Bildquelle:
<http://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=PET>



PET/CT Bild

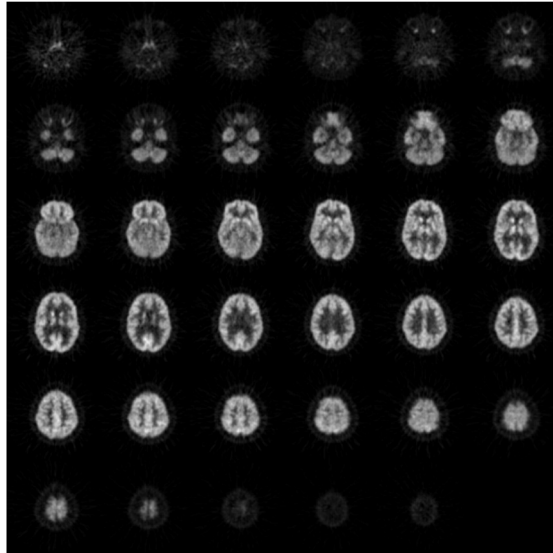
FDG = **F-18 fluorodeoxyglucose**

Quelle: <http://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=PET&bhcp=1>
+ <http://www.cc.nih.gov/pet/gallery/fdg.gif>

PET Bilder

PET-Serie mit Glucose-Analogon
(FDG) im Gehirn

Bildquelle: <http://www.cc.nih.gov/pet/gallery/fdg.gif>



FDG = **F-18 fluorodeoxyglucose**

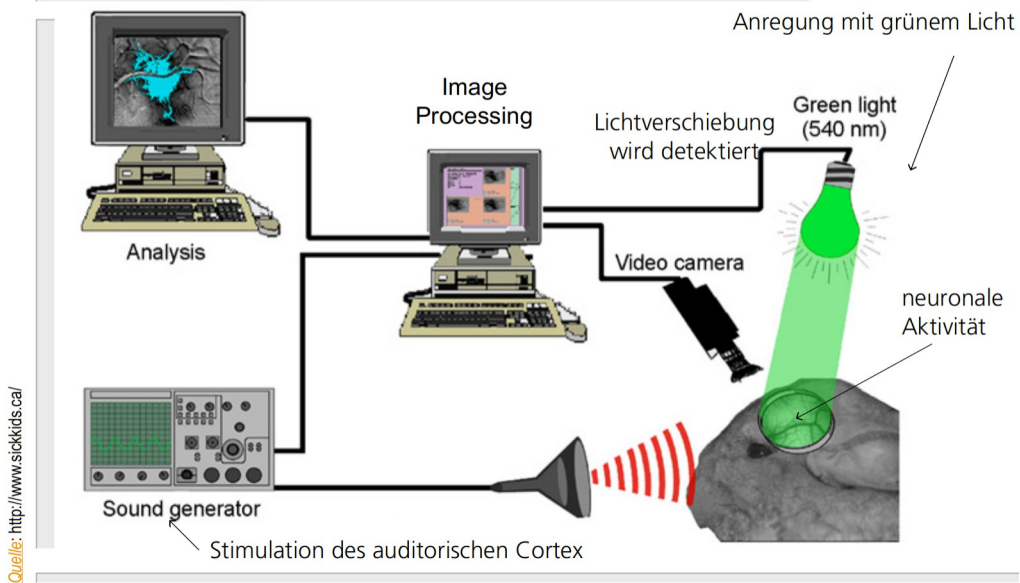
Quelle: <http://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=PET&bhcp=1>
+ <http://www.cc.nih.gov/pet/gallery/fdg.gif>

Optische Bildgebungsverfahren

Optical (molecular) Imaging Immunhistochemische Färbung

Das folgende Kapitel behandelt medizinische Bildgebung im Spektralbereich der menschlichen optischen Wahrnehmung.

Optical Imaging 1/2



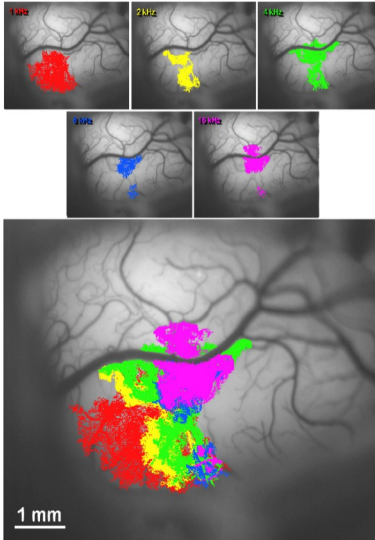
SS 2022

Bilderzeugung

51

nach G. Heisenberg, SS'13

Optical Imaging 2/2



Funktionsprinzip:

- Neuronen werden durch Stimulus aktiviert
- Neuronale Aktivität führt zu mehr Sauerstoffbedarf, d.h. der Blutfluss erhöht sich.
- Physikalische Änderungen an den Zellmembranen und Zellkernen
- Der Übergang von Oxyhämoglobin zu Deoxyhämoglobin führt zu einer Veränderung der optischen Eigenschaften der neuronalen Zellen. Dies hat eine Lichtverschiebung, d.h. eine Frequenzverschiebung zur Folge.

Optical Imaging (OI) (Molecular Imaging)

• Fluoreszenz

- fluoreszierende Farbstoffe od. Proteine (GFP, RFP)
- Anregung durch äußere Beleuchtung
- Vorteil: Substrat-unabhängig
- Nachteil: starke Hintergrundsignale durch Autofluoreszenz, z.B. Hb

• Bio-Lumineszenz

- Reporter-Gen in Zielzelle bzw. –Gewebe
- Luciferase
 - erzeugt Licht mit O_2 (und ggf. Substrat, ATP)
 - Expression regulierbar
- bei Säugern minimale Hintergrundsignale

- ! hoch sensitiv
- ! kurze Messzeit → zeitlich hoch auflösende Verlaufsmessung
- ! geringe Kosten

Quelle: <http://www.nf.mpg.de/> (MPI Köln)

GFP = green fluorescent protein

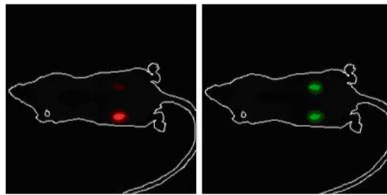
RFP = red fluorescent protein

Autofluoreszenz endogener Proteine: z.B. Hämoglobin, Cytochrome

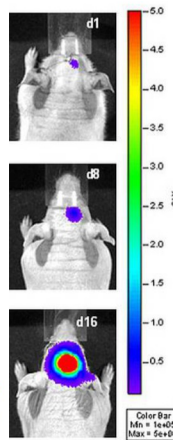
CCCD-Kamera = cooled charged coupled device (ca. -120°C)

Luciferase-Substrat: z.B. Luciferin

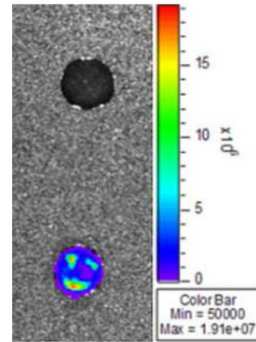
OI Bildbeispiele



Fluoreszenz (RFP, GFP);
infizierte Zellen subkutan implantiert



Biolumineszenz (Luciferase – D-Luciferin);
Tumorstadium



Biolumineszenz (Luciferase);
inaktive und aktive Zelle

Quelle: <http://www.nf.mpg.de/> (MPI Köln)

GFP = green fluorescent protein

RFP = red fluorescent protein

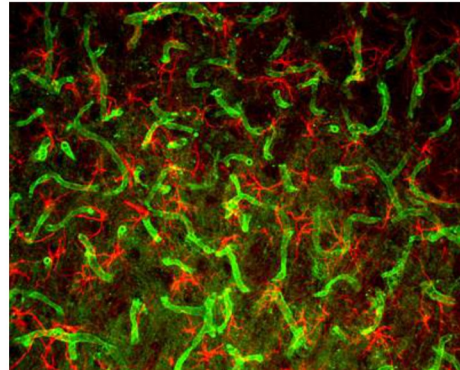
Autofluoreszenz endogener Proteine: z.B. Hämoglobin, Cytochrome

CCCD-Kamera = cooled charged coupled device (ca. -120°C)

Luciferase-Substrat: z.B. Luciferin (Enzyme, die mit Sauerstoff zu energiereichen, instabilen Stoffen reagieren und diese Energie abstrahlen (Biolumineszenz))

Immunhistochemische Färbung

- dünne Gewebeschnitte
- Antikörper mit Farbstoff (markiert)
- lichtmikroskopische Betrachtung
- spezifische Färbung best. Genprodukte
→ Expressionsnachweis



Beispiel: Doppel-Fluoreszenz (Rattenhirn):
Astro-Gliazellen (rot) und Kapillaren (grün)

Quelle: <http://www.nf.mpg.de/> (MPI Köln)

Verwendet wurden hier zwei gebräuchliche Proteinfarbstoffe: RFP (red fluorescent protein) und GFP (green fluorescent protein).

Thermografie

Wärmebilder

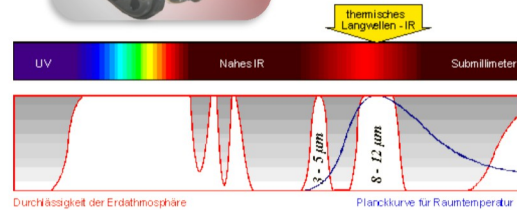
Therografie liefert Abbildungen mithilfe von niederfrequenter (langwelliger) elektromagnetischer Strahlung, d.h. in Wellenlängenbereichen jenseits von Infrarot.

Thermografie



- **Thermografie =**
Bildgewinnung aus
Wärmestrahlung
- **langwelliges Infrarot**
(IR)
- **wegen Luftabsorption**
2 nutzbare Bänder

- 3-5 μm (hohe Temperatur)
- 8-12 μm (Raum- und
Körpertemperatur)

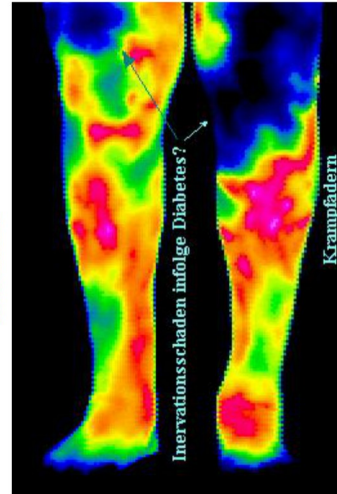
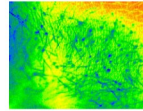


Quelle: <http://www.thermografie.de> (Dittié)

- gekühlte Sensoren
erforderlich (-196°C)
- Kühlung mit flüssigem
Stickstoff (N_2)

Thermografie in der Medizin

- **passive Technik**
→ kein Risiko für Patienten
- ambulanter Einsatz möglich
- hohe Anschaffungs- und Wartungskosten (Kühlung!)
- i.d.R. geringe Bildauflösung
(Aufl. im mm-Bereich möglich, aber technisch extrem aufwändig)
- **Anwendungen:**
 - frühzeitiger Hinweis auf Durchblutungsstörungen (z.B. diabetischer Fuß)
 - Malignitätsnachweis durch erhöhten Stoffwechsel



Quelle: <http://www.astrail.de/tghome.htm> (Müller)

Akustische Bildgebungsverfahren

I Sonographie (Ultraschall)

- Aussenden von hochfrequenten **Schallimpulsen**
- Reflektion an Grenzschichten
- Unterschied im Schallwellenwiderstand charakterisiert Gewebeart
- Geeignet für **Weichteiluntersuchungen**
- **preiswert** (!) aber (stark) **verrauscht**
- Absolute **Grenzflächen** (zu Luft oder Knochen)
- **Strömungsverhalten** durch **Doppler-Effekt**
 - Frequenzverschiebung

Physik der Sonografie

Quelle: <http://www.rad.rwth-aachen.de/>

- **Schall** = Longitudinalwellen
in schwingender Materie
- **Ultraschall (US):**
1 – 12 MHz
- für Bildgebung i.d.R.
3.5 – 7.5 MHz
 - → Wellenlängen im Bereich
 $10^2 \mu\text{m}$ (- mm)



Bildquelle:

<http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/bilder/kap2/sonographie.htm>

siehe auch <http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/bilder/kap2/sonographie.htm>

ca. 5 MHz bei $c=1550 \text{ m/s}$ ergibt Wellenlängen im Bereich 10^{-4}m (d.h. im 1/10 mm Bereich) → ca. $310 \mu\text{m}$

(d.h. Auflösung ca. Faktor 1000 schlechter als sichtbares Licht)

Prinzip Sonografie

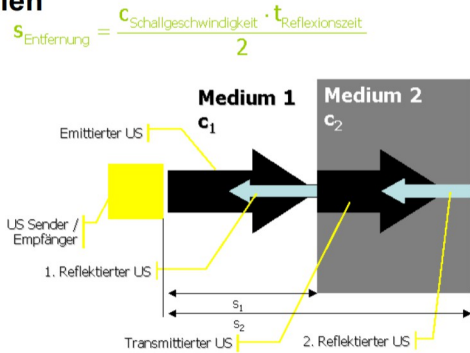
- Bilderzeugung durch Messung der **Signal-Veränderung bei Wechsel zwischen verschiedenen Trägermedien**

- **Ursachen:**

- Absorption
- Streuung
- Reflexion
- Brechung

- **Messgrößen:**

- Schallleitungszeit
- Schallamplitude



Bildquelle: <http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/bilder/kap2/sonographie.htm>

Sonografische Bildtypen

- **A-Mode**
 - Amplituden-Modulation → 1D → Entfernung vom Schallkopf
- **B-Mode**
 - Brightness (+Schall-Laufzeit), Ebene mit Ortspunkten im Schallkopf → 2D Schnittbild
- **M-Mode**
 - bewegte Grenzflächen → Kurven → Bewegungsmessung (Time-Motion)
- **Doppler-/Duplex-Sonografie**
 - Frequenzverschiebung durch bewegte Ziele
 - Blutfluss-Messung

Quelle: <http://www.rad.rwth-aachen.de/>

B-Mode ist die häufigste (und damit bekannteste) Bildgebungsmethode mit Ultraschall in der Medizin

M-Mode: siehe auch .._extern\sonographie.htm

Doppler-/Duplex-Sonografie: siehe auch <http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/>

Duplex: B- + Flow-Messung gleichzeitig

Beispielbilder B-Sonografie zur Schwangerschaftsuntersuchung

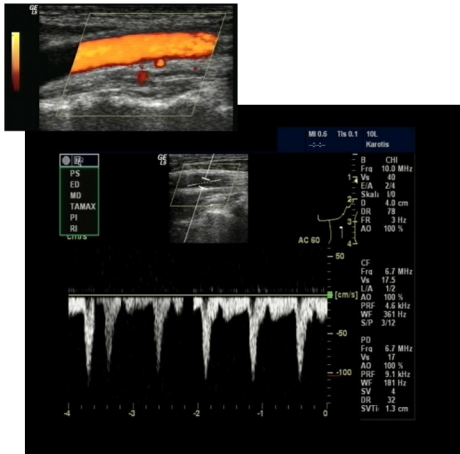


Quelle: <http://www.doccheck.com>

nach G. Heisenberg, SS'13

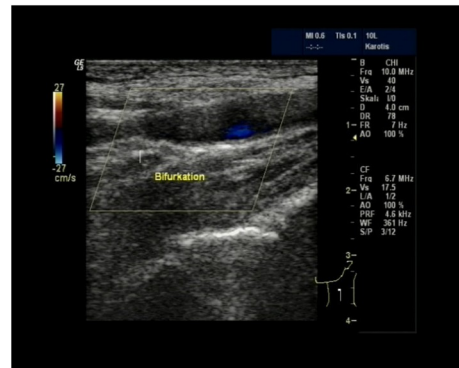
Quelle: http://www.praenatale-diagnostik.de/3d_main.htm ??

Sonografie der Halsschlagader



- Markierung der Darstellungsebene
- Blutfluss

- Farbmarkierung
- Verzweigung (Bifurkation)



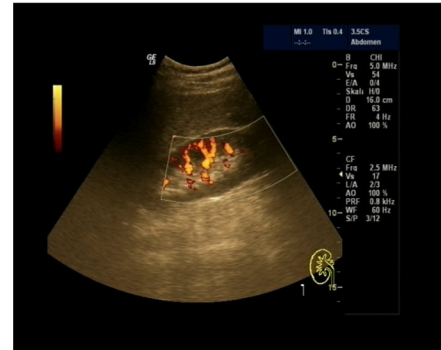
Sonografie des Unterleibs: Niere



● rechte Niere

● rechte Niere

- Farbcode für Hohlräume



eigene Daten WH

3D-Sonografie



- **Zusammensetzen von normalen Ultraschallschnittbildern von einer beweglichen Sonde zu einem dreidimensionalen Volumen**
- **Berechnung von Volumen- bzw. Oberflächenbildern nach Bedarf**
- **Speicherung und spätere Analyse der Daten möglich**
- **geringere Auflösung als 2D-Sonografie**
- **abhängig von geeigneten Aufnahmebedingungen**
 - günstige Lage, Schalldurchlässigkeit der Medien
- **Einsatz in pränataler Diagnostik**
 - kaum diagnostischer Vorteil, aber bessere Vermittlung

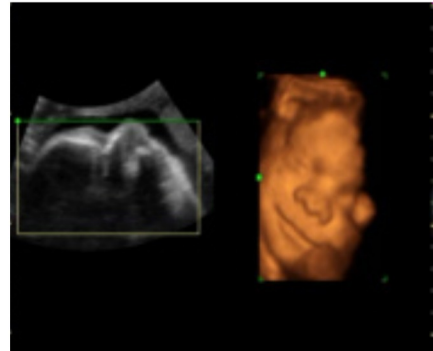
Quelle: http://www.praenatale-diagnostik.de/3d_main.htm

Quellen:

- http://www.praenatale-diagnostik.de/3d_main.htm (09.10.2009)
- <http://www.doconline.de/moesch/ultra3d/ultra3d.html> (09.10.2009)

Realtime 4D-Sonografie

- bis zu 16 Volumina pro Sekunde
- Realtime 3D = 4D
- Beobachtung bewegter Objekte
 - z.B. Beobachtung fetaler Bewegungen
- "Babyfernsehen"
 - eher beeindruckende Effekte als diagnostischer Nutzen



Quelle: **MPEG-Video**
[http://www.doconline.de/moesch/
ultra3d/filme/4D_FILM_3.mpeg](http://www.doconline.de/moesch/ultra3d/filme/4D_FILM_3.mpeg)

Quelle: <http://www.doconline.de/moesch/ultra3d/ultra3d.htm>

Quellen:

- http://www.praenatale-diagnostik.de/3d_main.htm (09.10.2009)
- <http://www.doconline.de/moesch/ultra3d/ultra3d.html> (09.10.2009)

Literaturquellen

- **Bildgebende Verfahren:**
 - <http://www.rad.rwth-aachen.de/lernprogramm/> (RWTH Aachen)
 - <http://www.nf.mpg.de/> (MPI Köln)
- **Radiologie:**
 - <http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/> (Uni Marburg)
- **Mammografie, Sonografie, u.a.:**
 - <http://online-media.uni-marburg.de/radiologie/> (Uni Marburg)
- **Thermografie:**
 - <http://www.thermografie.de> (Dittié Thermografie, Bonn)
 - <http://www.astrail.de/tghome.htm> (Ingenieurbüro C. Müller, Ingolstadt)
- **verschiedene Themen:**
 - <http://www.netdokter.de>
 - <http://www.doccheck.com>







Quellen:

- http://www.praenatale-diagnostik.de/3d_main.htm (09.10.2009)
- <http://www.doconline.de/moesch/ultra3d/ultra3d.html> (09.10.2009)

Zusammenfassung der wichtigsten Verfahren

- **Röntgen**
 - nur Projektionen, knöcherne Strukturen div. Weichteile
- **CT**
 - 3D Volumina, Darstellungen in verschiedenen Ebenen, Rekonstruktion der Bilddaten aufwendig und geglättet
- **MR**
 - Orts-Codierung, Hoher Weichteilkontrast, keine Knochen
- **US**
 - Weichteiluntersuchungen, i.A. Abdomen, geringe Patientenbelastung, sehr preiswert, Blutflussmessungen möglich

Kompetenzcheck

- Allgemeines: **Medizinische BV** 
 - Prinzipien der **Diagnostik**: Sensibilität vs. Spezifität
 - **physikalische Grundlagen** bildgebender Verfahren in der Medizin
 - **räumliche Zuordnung** medizinischer Bilddaten
 - **Tomografie**
- **Radiologische Bildgebung** 
 - Prinzipien, Methoden und Einschränkungen
 - **Röntgen, CT**
- **Spektroskopische Bildgebung** 
 - **MRT/MRI/NMR/Kernspin**
- **Nuklearmedizinische Bildgebung** 
 - Radioaktivität: Szintigrafie, SPECT, PET
- **Optische und Thermografische Bildgebung** 
- **Sonografie** (Ultraschall) 

Die hier noch einmal zusammengefassten Kompetenzbereiche sollten nach erfolgreicher Beschäftigung mit der vorliegenden Lehreinheit abgedeckt werden.