

## 3. Bildgebende Verfahren

Prof. Dr.-Ing. Thomas Schultz

URL: <http://cg.cs.uni-bonn.de/schultz/>

E-Mail: [schultz@cs.uni-bonn.de](mailto:schultz@cs.uni-bonn.de)

Büro: Friedrich-Hirzebruch-Allee 6, Raum 2.117

4./11./18./25. November 2024

## **3.1 Röntgenbildgebung**

# Kurze Geschichte der Röntgenstrahlung

- Röntgenstrahlung wurde am 8. November 1895 von **Wilhelm Conrad Röntgen** in Würzburg entdeckt
  - Er selbst nannte sie „X-Strahlung“, englisch noch heute „X-ray“
  - 28.12.1895: „Über eine neue Art von Strahlen“
  - 1901: Röntgen erhält den ersten Nobelpreis in Physik überhaupt



Wilhelm Conrad Röntgen



Röntgenbild der Hand seiner Frau 3

# Klinische Anwendung: Radiographie

- Die **Radiographie** erzeugt mittels Röntgenstrahlung zweidimensionale Projektionsbilder



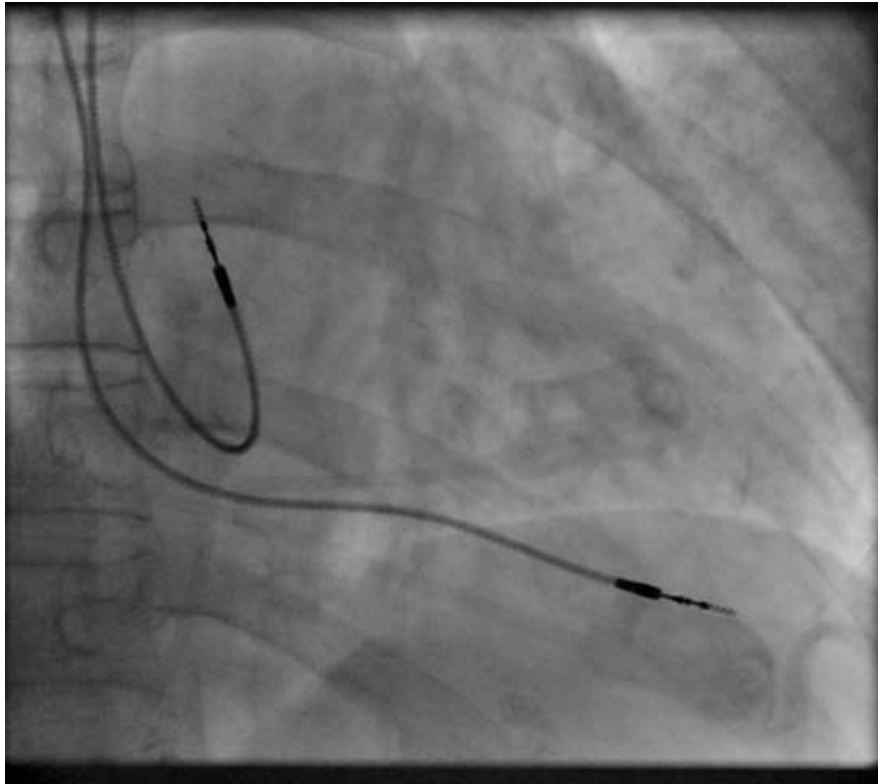
Diagnose einer Fraktur, Kontrolle des OP-Erfolgs



Diagnose einer Covid-Pneumonie

# Klinische Anwendung: Fluoroskopie

- Die **Fluoroskopie** (Durchleuchtung) beobachtet innere Vorgänge *kontinuierlich* mittels Röntgenstrahlung



Führungsdrähte zur Implantierung  
eines Herzschrittmachers



Barium-Breischluck-  
Untersuchung

# Klinische Anwendung: Subtraktionsangiographie

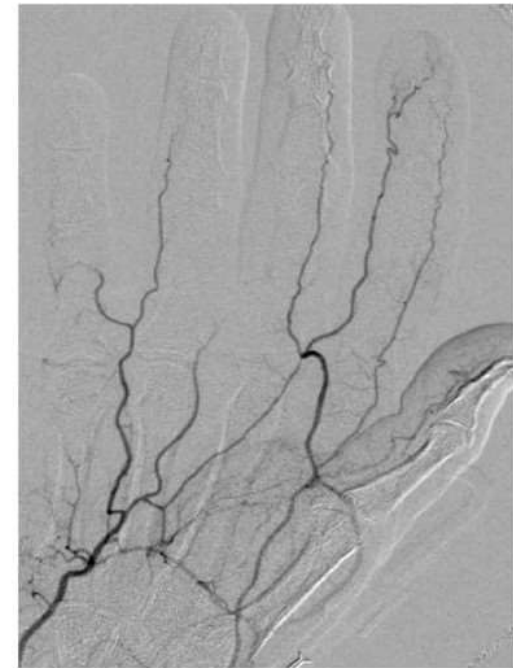
- Die **Angiographie** stellt Blutgefäße dar
  - Dies erfordert im Röntgen in der Regel ein **Kontrastmittel**
- Bei der **digitalen Subtraktionsangiographie** entsteht das Angiogramm durch Subtraktion einer **Leeraufnahme**



Leeraufnahme



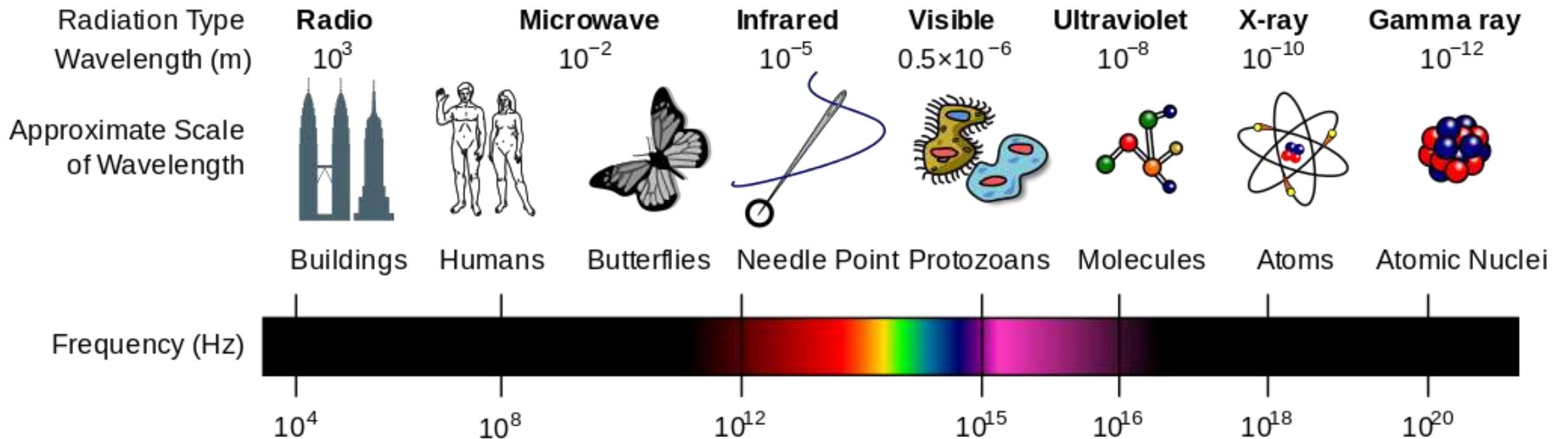
Mit Kontrastmittel



Differenzbild

# Was ist Röntgenstrahlung?

- Röntgenstrahlen sind **elektromagnetische Wellen** mit deutlich höherer Frequenz als sichtbares Licht
  - Typische Wellenlängen:  $\lambda \in [10^{-8}, 10^{-11}] \text{m}$
  - *Zur Erinnerung:*  $\lambda = c/f$  mit Lichtgeschwindigkeit  $c$  und Frequenz  $f$



# Energie der Röntgenstrahlung

- Statt der Frequenz oder Wellenlänge gibt man häufig die **Photoenergie** von Röntgenstrahlung an:

$$E = \frac{hc}{\lambda} = hf$$

- $h \approx 6,626 \times 10^{-34}$  Js ist das Plancksche Wirkungsquantum
- Die gebräuchliche Einheit dieser Energie ist **Elektronvolt (eV)**
  - $1\text{eV} \approx 1,602 \times 10^{-19}$  J ist die kinetische Energie, die ein Elektron beim Durchlaufen einer Beschleunigungsspannung von 1V gewinnt
  - Typische Energien im diagnostischen Bereich: [30,150] keV



# Gefahren der Röntgenstrahlung

- Röntgenstrahlung wirkt **ionisierend**
- Zu lange oder intensive Bestrahlung führt zu akuten Hautschäden (**Radiodermatitis**)
- Auch geringere Dosen können das Erbgut schädigen und langfristig die Entwicklung von **Krebs** begünstigen

**Fun fact:** Pedoskope sind in Deutschland seit 1973 verboten und wurden von *Time* zu den 100 dümsten Ideen des 20. Jhd. gezählt



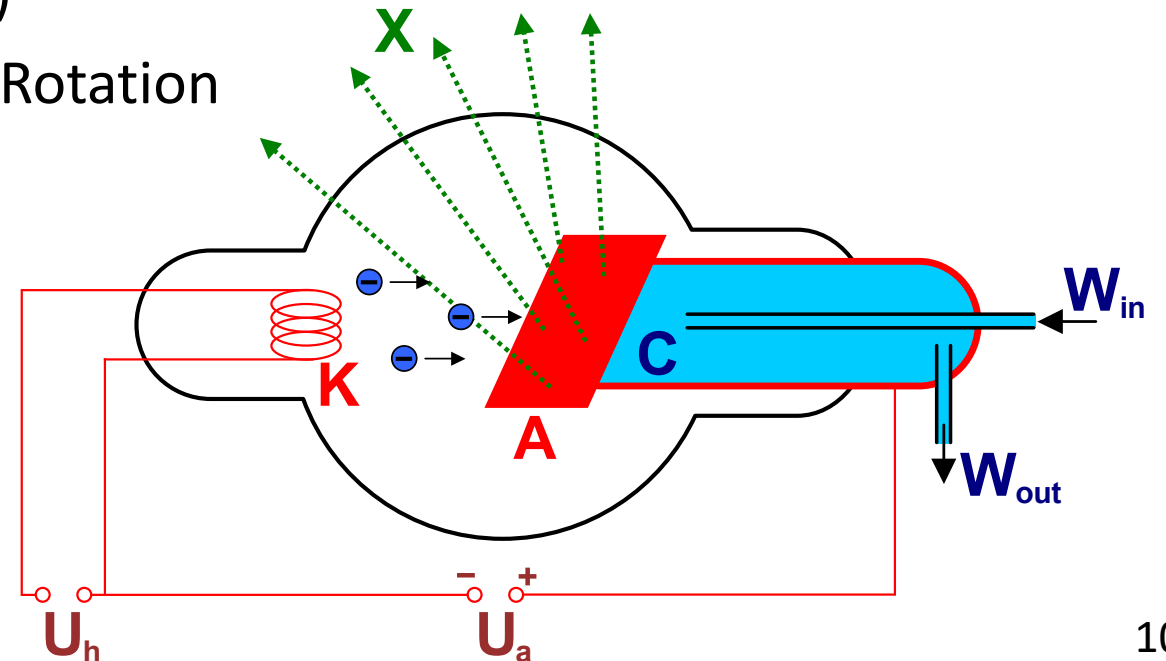
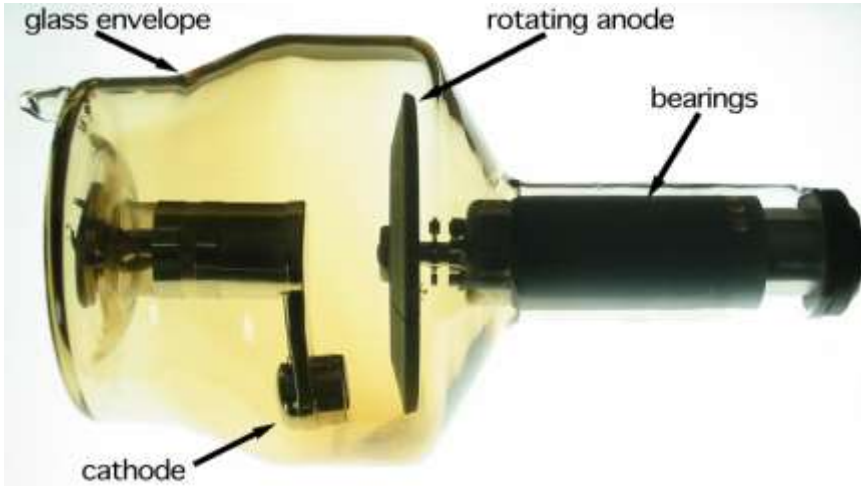
Symptome einer Radiodermatitis



Pedoskop der 1930er Jahre

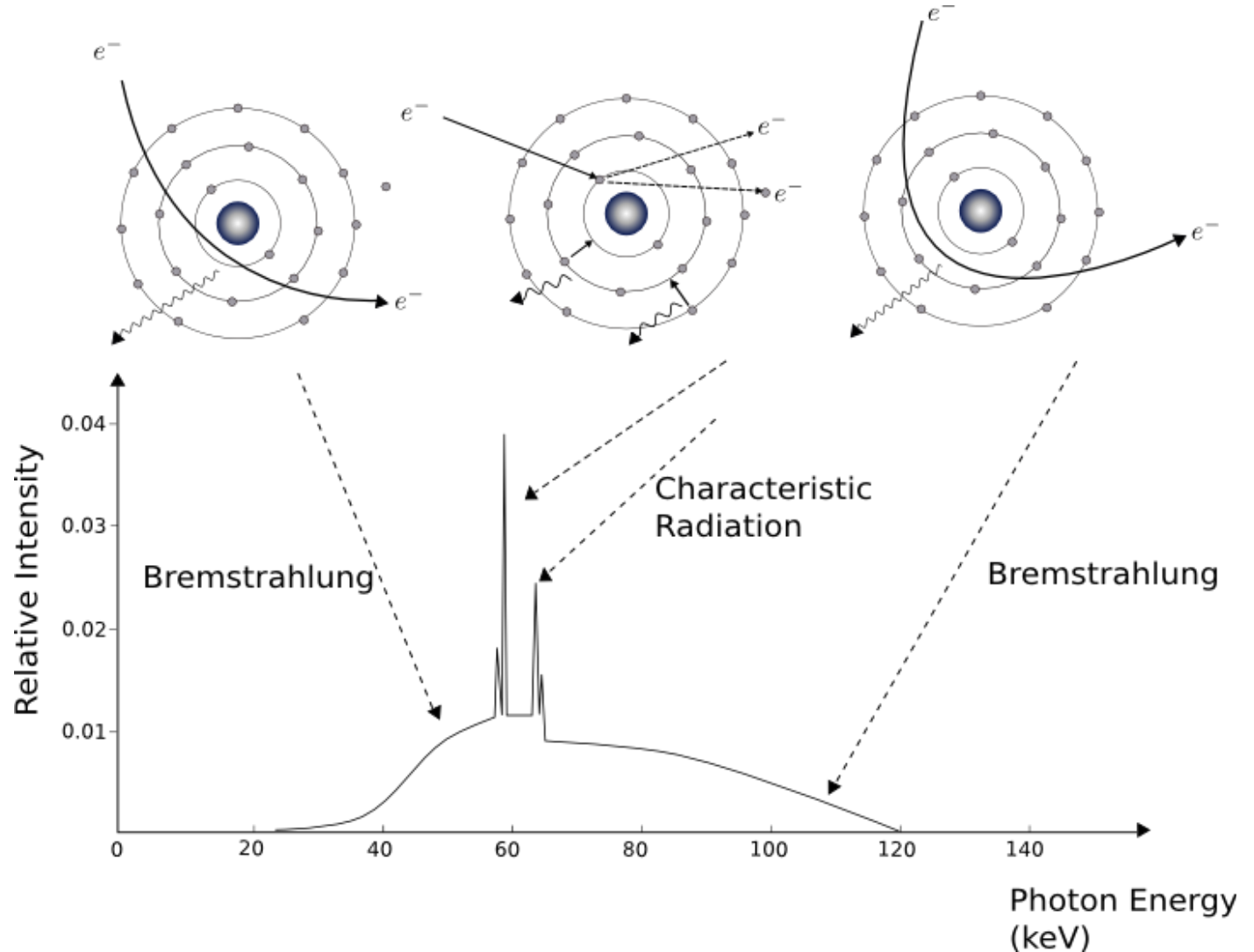
# Erzeugung von Röntgenstrahlung

- Röntgenstrahlung wird mittels **Röntgenröhren** erzeugt
  - Aus einer Kathode K in einer Vakuum-Röhre treten Elektronen aus
  - Diese werden mit Hochspannung  $U_a$  auf eine Anode A beschleunigt
  - Dort wird die kinetische Energie der Elektronen umgewandelt in
    - elektromagnetische Strahlung (<1%)
    - Wärme (>99%) – Abhilfe: Kühlung / Rotation



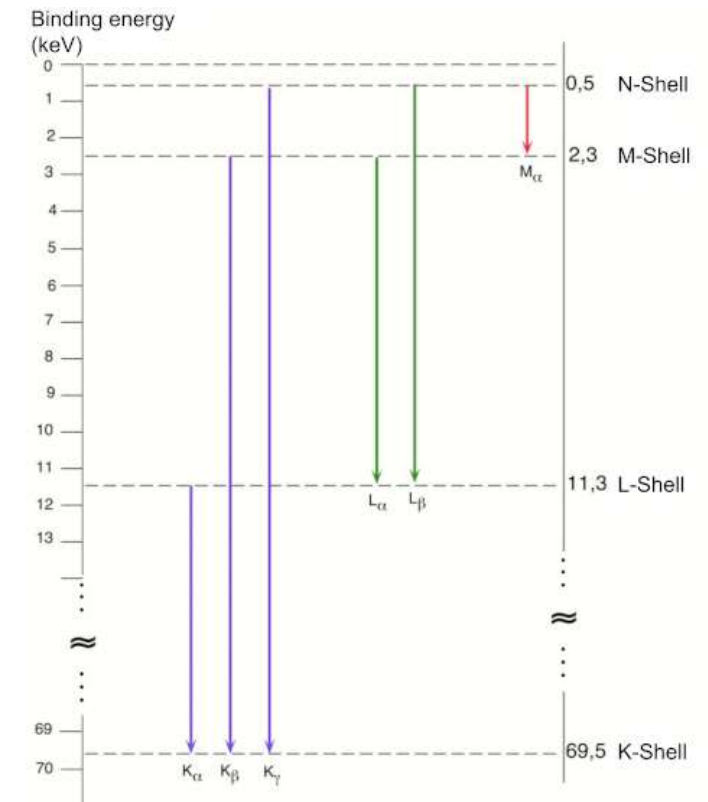
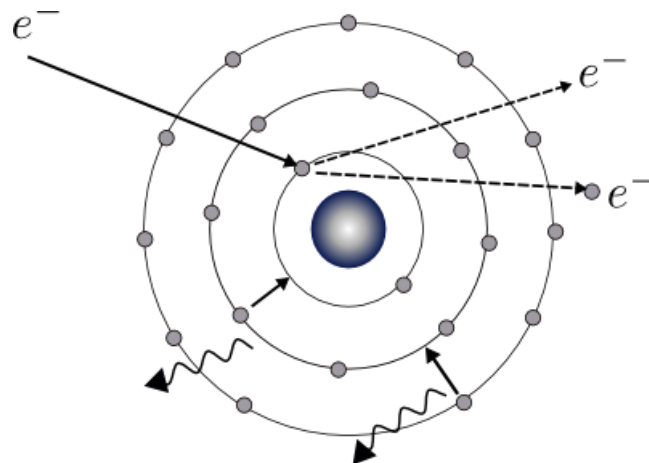
# Spektrum der Röntgenstrahlung

- Im Spektrum der Röntgenstrahlung überlagern sich
  - Das kontinuierliche Spektrum der Bremsstrahlung
  - Das diskrete Spektrum der charakteristischen Strahlung
- Zu geringe Energien werden herausgefiltert
  - z.B. mit einer dünnen Schicht Aluminium



# Charakteristische Strahlung

- Die **charakteristische Strahlung** entsteht, wenn ein gebundenes Elektron des Anodenmaterials aus einer inneren Schale herausgeschlagen wird und eines aus einer höheren Schale seinen Platz einnimmt
  - Die möglichen Energiedifferenzen haben feste Werte, die vom Material der Anode (z.B. Wolfram) abhängen



# Abschwächung durch Interaktion mit Materie

- Röntgenstrahlung interagiert mit der durchstrahlten Materie.
- Ihre Ursprungsintensität  $I_0$  wird dabei über den durch  $x$  parametrisierten Weg mit dem **Schwächungskoeffizienten**  $\mu$  abgeschwächt:

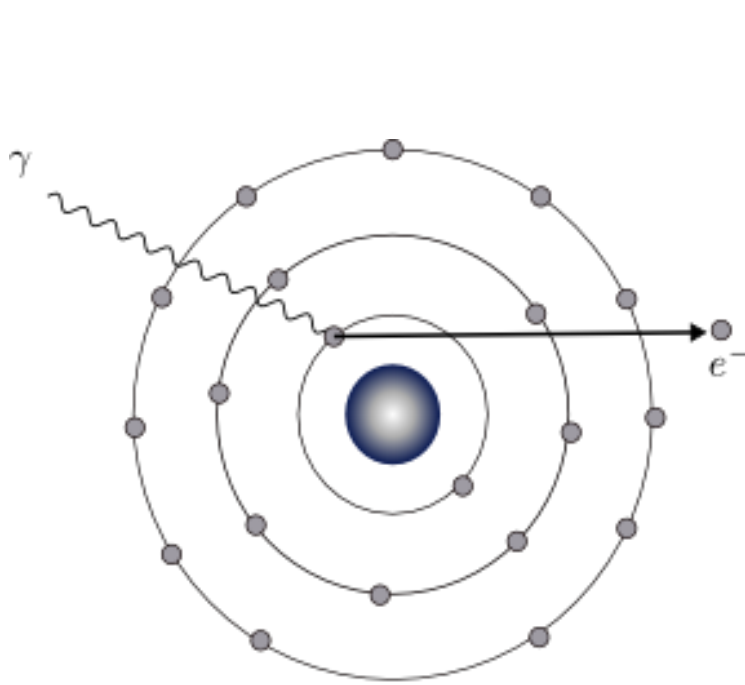
$$I = I_0 e^{-\int \mu(x) dx}$$

- $\mu$  hängt vom Material und seiner Dichte ab (z.B. Knochen, Muskeln). Dies erzeugt den diagnostisch relevanten **Bildkontrast**.
- Berücksichtigt man darüber hinaus die Abhängigkeit von der Energie  $E$  der Strahlung, ergibt sich:

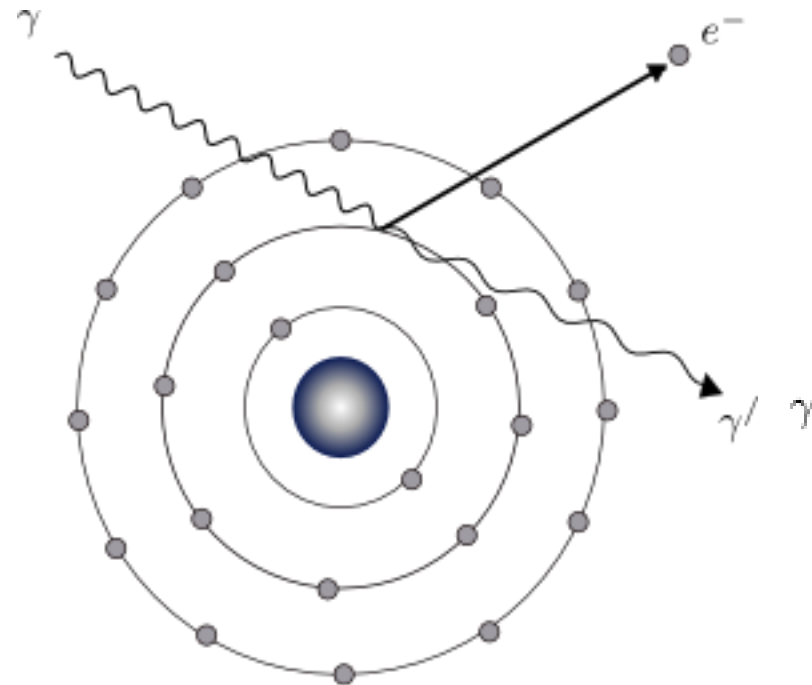
$$I = \int_0^{E_{\max}} I_0(E) e^{-\int \mu(x,E) dx} dE$$

# Arten der Interaktion mit Materie

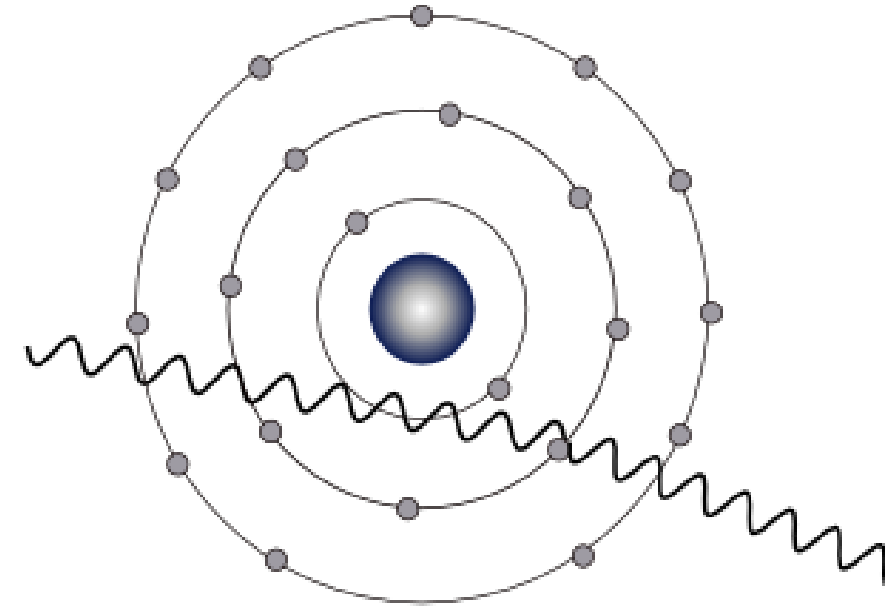
- Im diagnostischen Röntgen leisten folgende physikalische Effekte relevante Beiträge zum Schwächungskoeffizienten  $\mu$ :



Photoabsorption



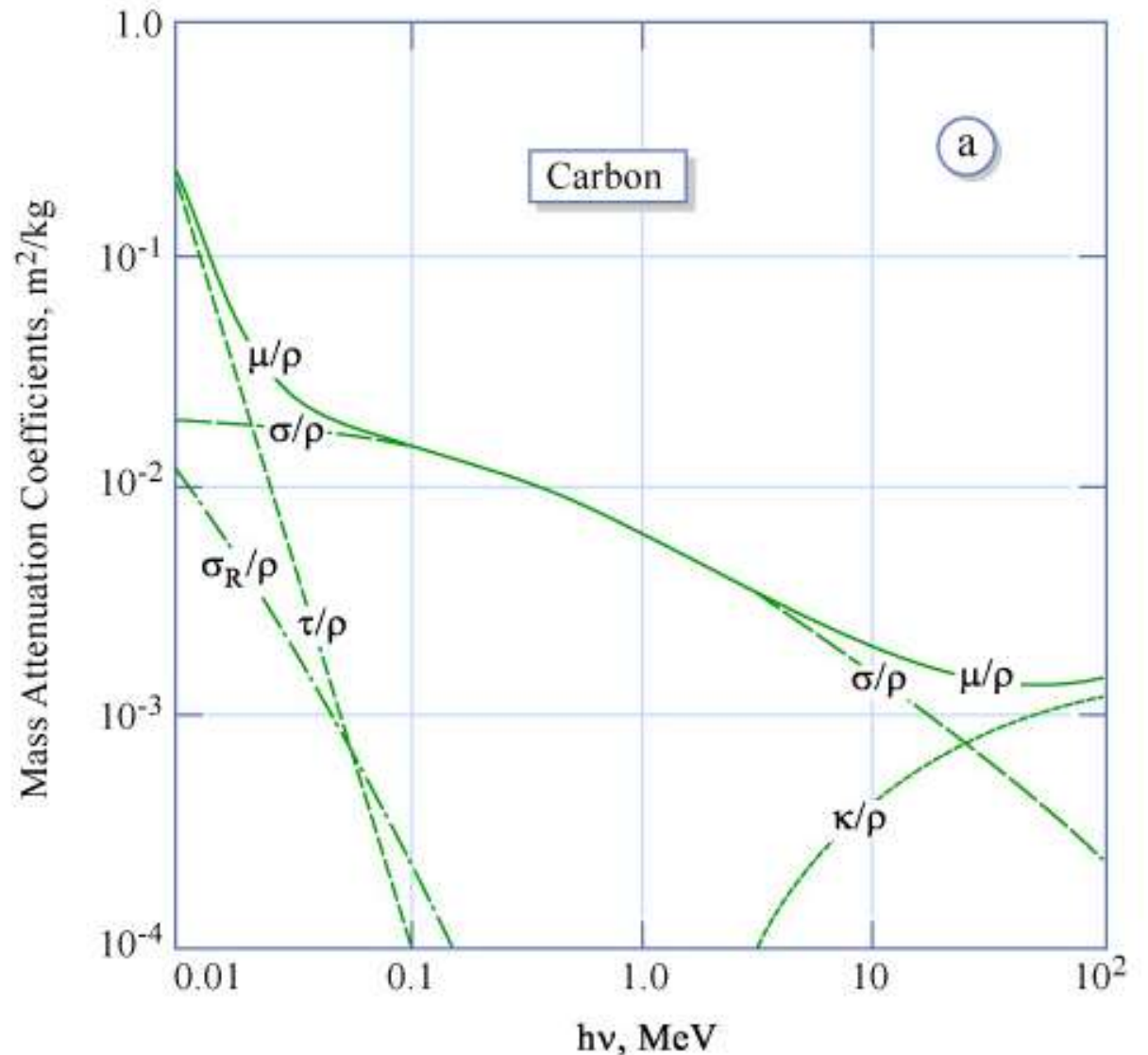
Compton-Streuung



Rayleigh-Streuung

# Beispiel: Schwächungsspektrum von Kohlenstoff

- Der **Massenschwächungskoeffizient**  $\mu/\rho$  berücksichtigt die Abhängigkeit des Schwächungskoeffizienten  $\mu$  von der Dichte  $\rho$  des Materials
  - $\tau$  Photoabsorption
  - $\sigma$  Compton-Effekt
  - $\sigma_R$  Rayleigh-Streuung
  - $\kappa$  Paarbildung
    - für uns hier irrelevant

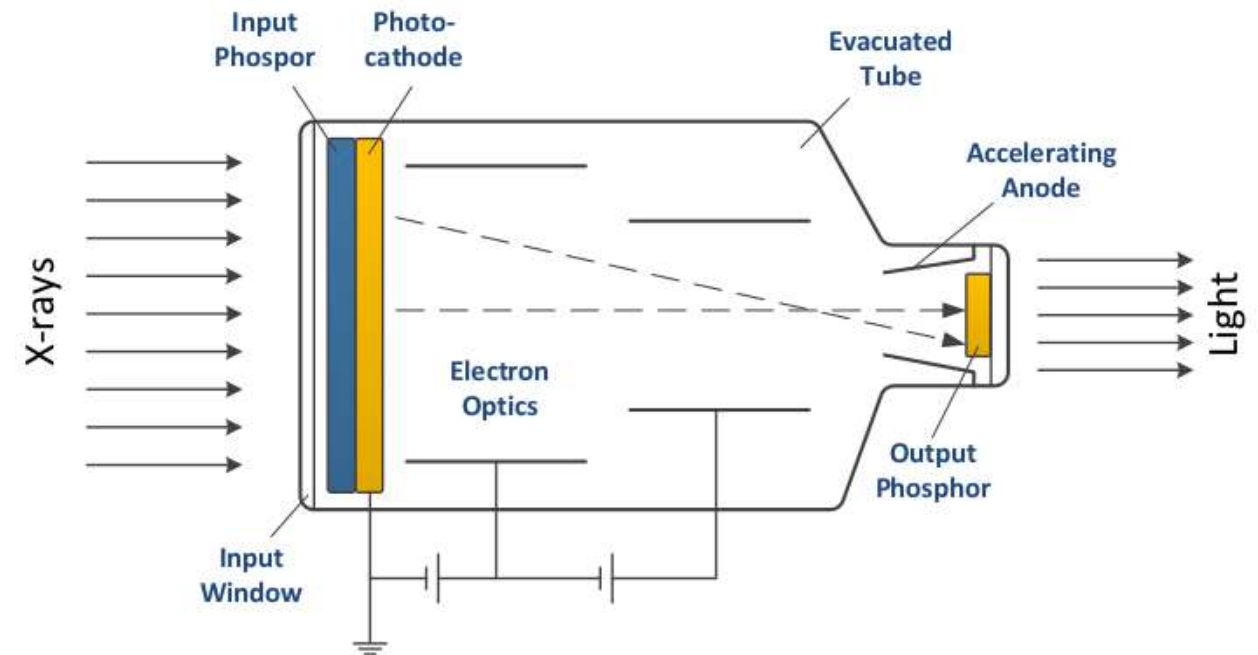




# Röntgenbildverstärker

**Röntgenbildverstärker** reduzieren die benötigte Strahlendosis insbesondere bei kontinuierlicher Durchleuchtung

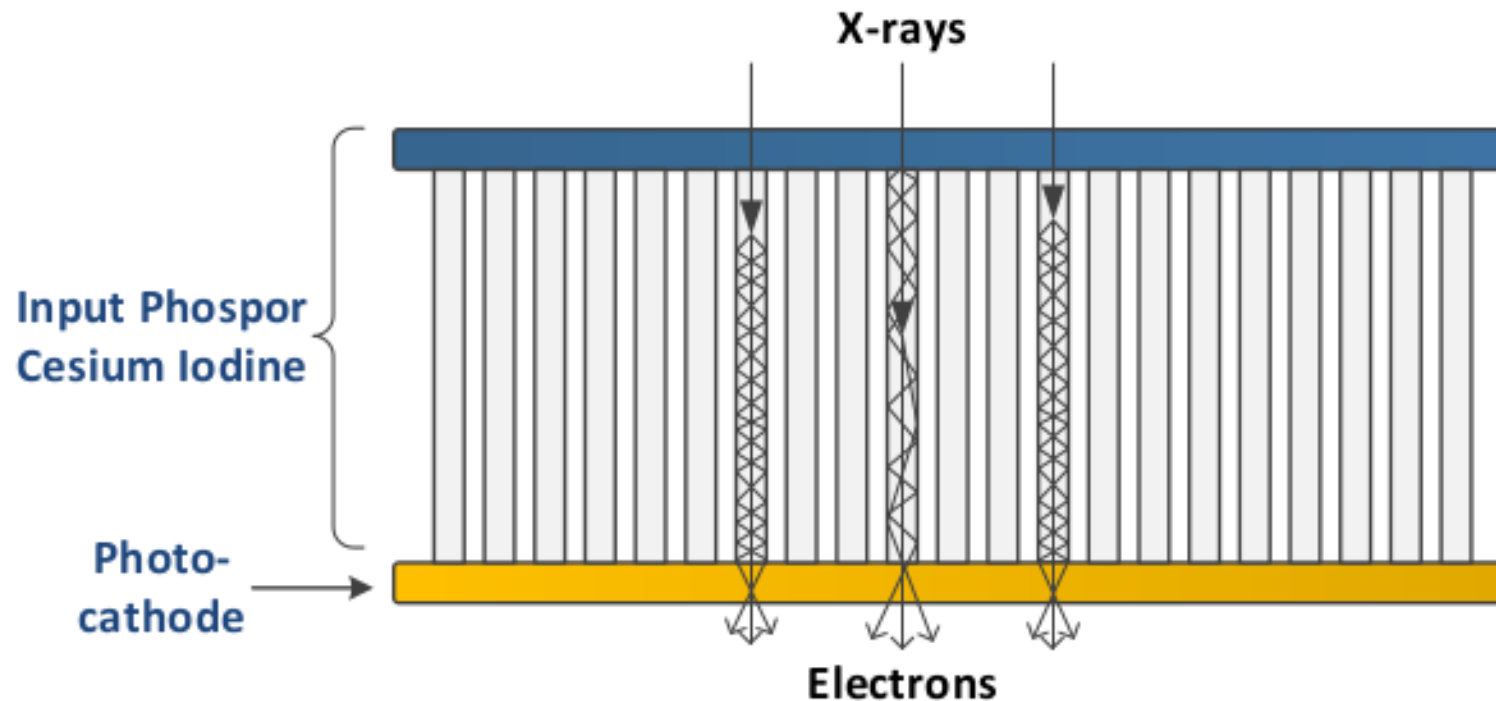
1. **Eingangseleuchtschirm** (Szintillator) wandelt Röntgenstrahlung in sichtbares Licht um
2. Dieses löst in **Photokathode** Elektronen aus, die im Vakuum mit 25-35kV beschleunigt werden
3. **Ausgangseleuchtschirm** erzeugt das finale Bild





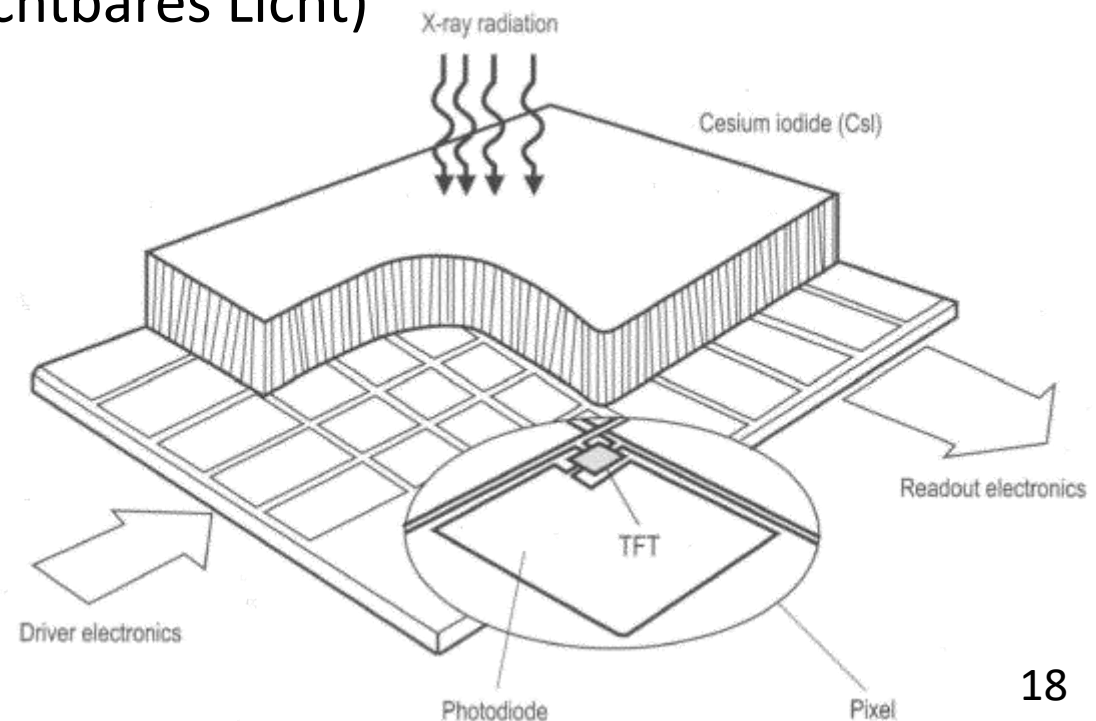
# Säulenstruktur von CsI-Szintillatoren

- **Szintillatoren** werden meist aus Cäsium-Jodid (CsI) gefertigt
  - Hohe Röntgenabsorption, hoher Konversionsgrad
  - Ermöglicht Herstellung von **Säulenstrukturen**, die trotz relativ dicker Leuchtschichten eine gute Ortsauflösung erhalten



# Digitale Röntgenbildgebung

- Stand der Technik sind **Flachbilddetektoren**, die digitale Röntgenbilder erzeugen
- Grundprinzip ähnlich wie bei **Digitalkameras**:
  1. Umwandlung elektromagnetischer Strahlung in elektrische Ladung
    - Direkt oder indirekt (Zwischenstufe: sichtbares Licht)
  2. Akkumulation dieser Ladung während der Belichtungszeit
  3. Auslesen, Verstärkung und Digitalisierung der Ladungen
    - Übliche Quantisierung: 12-16 Bit
    - „Binning“ beschleunigt das Auslesen bei reduzierter Bildauflösung



# Bildrauschen und -artefakte

- Die Bildqualität wird beeinträchtigt durch
  - **Rauschen**: Probabilistische Variabilität zwischen Aufnahmen
  - **Artefakte**: Systematische Fehler (z.B. Vignettierung = Abschwächung des Bildes am Rand)
- **Quellen von Bildrauschen** in der Röntgenbildgebung sind stochastische Prozesse bei der
  - Erzeugung von Röntgenstrahlung
  - Abschwächung von Röntgenstrahlung
  - Detektion von Röntgenstrahlung

# Zusammenfassung: Röntgen-Bildgebung

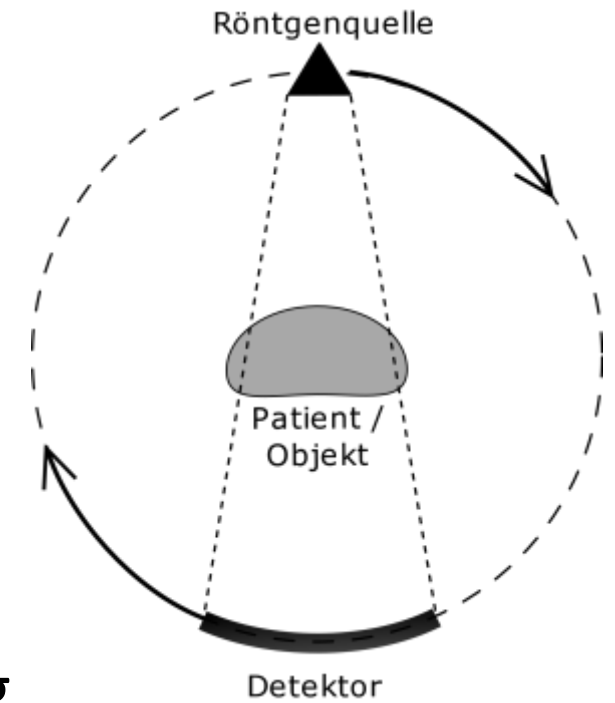
- **Röntgenbildgebung** ist eine klassische Möglichkeit Strukturen und Vorgänge im Körperinneren darzustellen
- **Röntgenstrahlen** sind besonders energiereiche elektromagnetische Wellen, die in **Röntgenröhren** erzeugt werden
  - Sie durchdringen den Körper, werden von verschiedenen Materialien unterschiedlich stark abgeschwächt (**Bildkontrast**)
- Die Abbildung erfolgt
  - historisch durch Filme, fluoreszierende Schirme, **Röntgenbildverstärker**
  - heute in der Regel durch digitale **Flachbilddetektoren**
- Stochastische Prozesse verursachen ein **Bildrauschen**

## **3.2 Computertomographie**

# Grundidee der Computertomographie

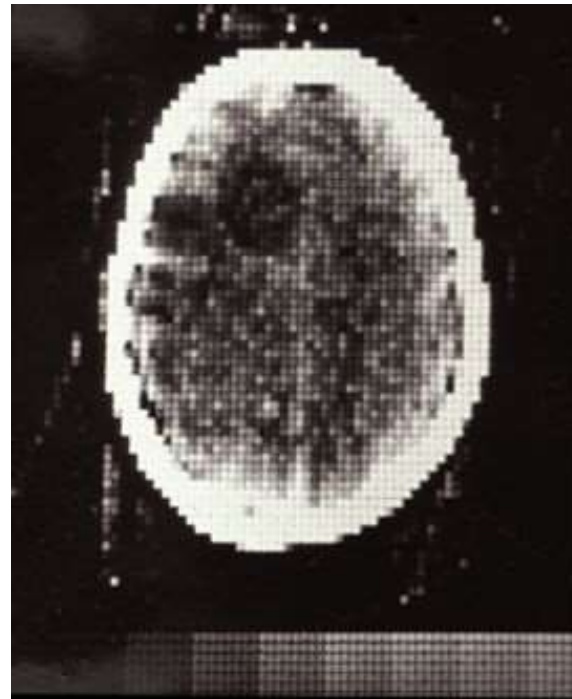
Grundidee der **Computertomographie**:  
Überlagerungsfreie Schicht- statt Schattenbilder

- Röntgen ermittelt Linienintegrale des Schwächungskoeffizienten (siehe 3.1)
- Aus Aufnahmen aus verschiedenen Richtungen können wir 2D-Schichtbilder  $f(x, y)$  rekonstruieren (inverse Radon-Transformation)
- Mehrere Schichtbilder ergeben eine 3D-Darstellung



# Geschichte der Computertomography (CT/CAT)

- 1957-63: **Allan Cormack** beschreibt die Grundlagen der Computertomographie
- 1969: **Sir Godfrey Hounsfield** entwickelt den ersten Prototypen
- 1971: Erste CT-Aufnahme eines Menschen
- 1972: Erster kommerzieller CT-Scanner
- 1979: Cormack und Hounsfield erhalten gemeinsam den **Nobelpreis für Physiologie und Medizin**



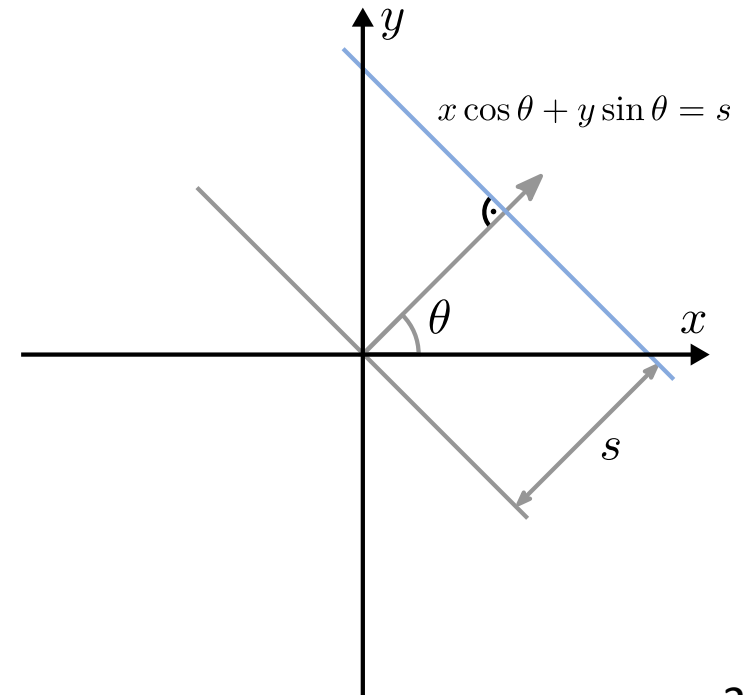
Erster klinischer CT-Scan



Modernes CT-Gerät

# Radon-Transformation

- **Johann Radon:** „Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten“ (1917)
  - Jede integrierbare Funktion  $f(x, y)$  wird eindeutig durch alle geraden Linienintegrale  $p(\theta, s)$  über ihr Definitionsgebiet beschrieben
  - Parametrisierung aller Geraden über
    - Winkel  $\theta \in [0^\circ, 180^\circ]$
    - Abstand  $s \in [-\infty, \infty]$  vom Ursprung



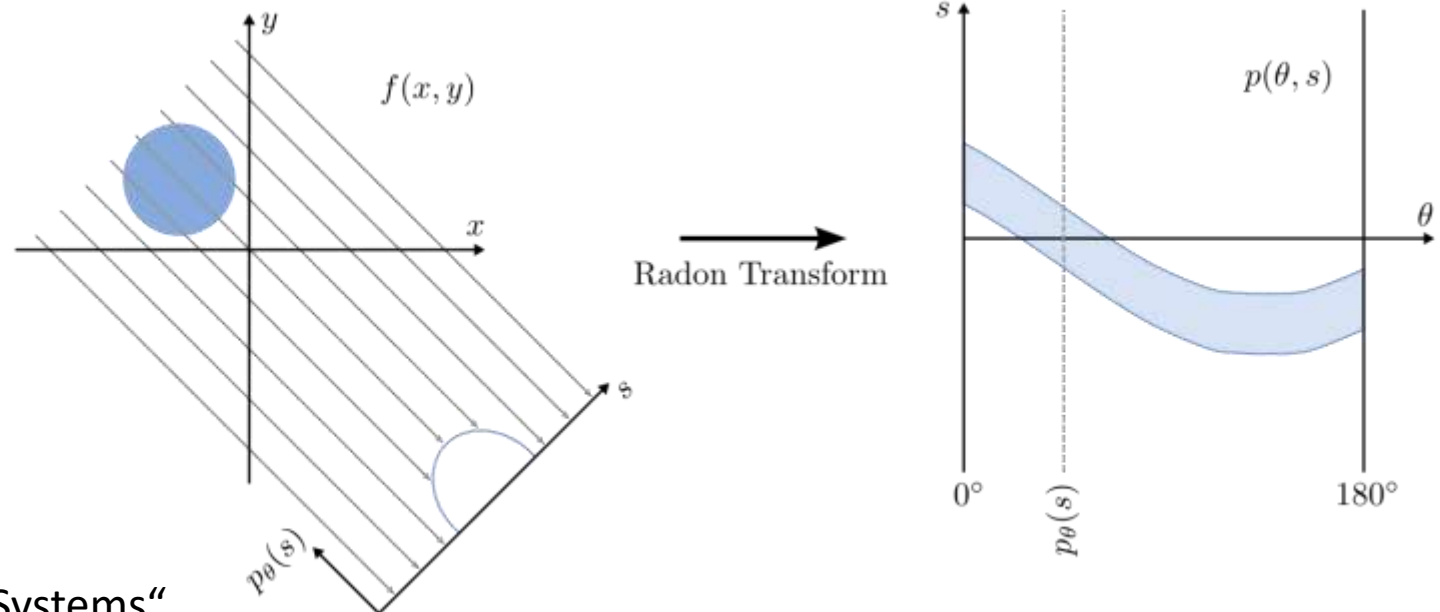


# Radon-Transformation: Formalisierung

- Formalisierung der **Radon-Transformation**  $p(\theta, s)$  von  $f(x, y)$ :

$$p(\theta, s) = \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - s) dx dy$$

- Die graphische Darstellung von  $p(\theta, s)$  bezeichnet man als **Sinogramm**, einen Ausschnitt  $p_{\theta}(s)$  mit festem Winkel als **Projektion**

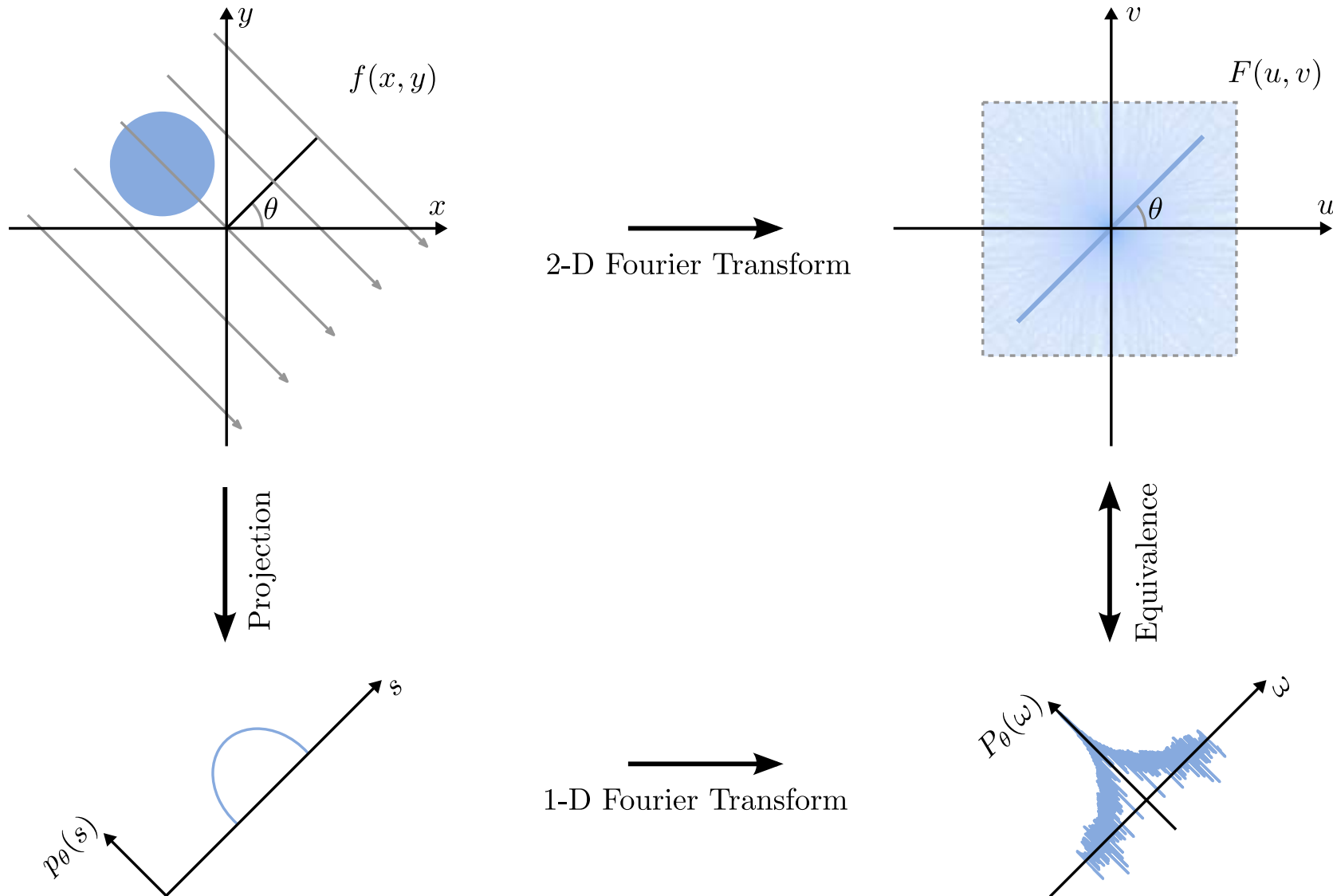


# Fourier-Scheiben-Theorem: Idee

- **Grundidee der CT-Rekonstruktion:** Aus den Projektionen können wir die Fouriertransformation  $F(u, v)$  des Schichtbilds bestimmen und diese dann invers transformieren
- Dabei hilft das **Fourier-Scheiben-Theorem** (*auch Fourier-Schnitt-Theorem*). Es beschreibt das Verhältnis zwischen
  - 2D-Fouriertransformation des Bildes  $F(u, v) = \mathcal{F}\{f(x, y)\}$
  - 1D-Fouriertransformation einer Projektion  $P_\theta(\omega) = \mathcal{F}\{p_\theta(s)\}$

$P_\theta(\omega)$  entspricht genau einer “Scheibe” von  $F(u, v)$  entlang einer Geraden durch den Ursprung mit Winkel  $\theta$

# Fourier-Scheiben-Theorem: Illustration



# Fourier-Scheiben-Theorem: Herleitung

- Wir überprüfen das FST zunächst durch Einsetzen der Projektion  $p_0(s)$  mit Winkel  $\theta = 0$  (auf die x-Achse)

$$p_0(s) = p_0(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy$$

in die 1D-Fouriertransformation:

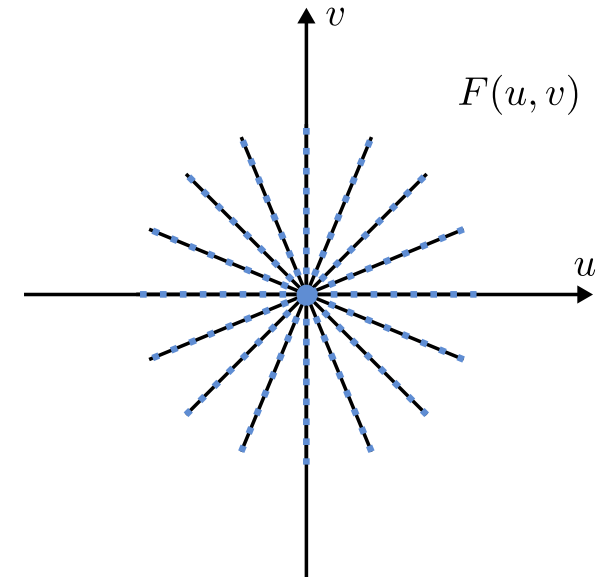
$$\begin{aligned} P_0(u) &= \int_{-\infty}^{\infty} \left[ \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy \right] e^{-2\pi i u x} dx \\ &= \iint f(x, y) e^{-2\pi i (ux + 0y)} dx dy = F(u, 0) \end{aligned}$$

- Für alle anderen Winkel  $\theta$  ergibt sich dieselbe Rechnung in einem entsprechend gedrehten Koordinatensystem

# Analytische CT-Rekonstruktion: Grundidee

- **Grundidee:** Die 1D-fouriertransformierten Projektionen  $P_\theta(\omega)$  lassen sich zu einer vollständigen Darstellung  $F_p(\omega, \theta)$  des Schichtbildes im Frequenzraum zusammensetzen
  - $\omega, \theta$  sind Polarkoordinaten im Frequenzraum
- Aus dem Frequenzraum können wir das Schichtbild durch eine inverse 2D-Fouriertransformation rekonstruieren:

$$f(x, y) = \iint F(u, v) e^{2\pi i(ux+vy)} du dv$$



# Inverse 2D-Fouriertransformation in Polarkoordinaten

- Beim Übergang von kartesischen in Polarkoordinaten  
 $u = \omega \cos \theta$ ,  $v = \omega \sin \theta$  erhalten wir die Jacobi-Determinante

$$\det J = \det \begin{pmatrix} \frac{du}{d\omega} & \frac{du}{d\theta} \\ \frac{dv}{d\omega} & \frac{dv}{d\theta} \end{pmatrix} = \det \begin{pmatrix} \cos \theta & -\omega \sin \theta \\ \sin \theta & \omega \cos \theta \end{pmatrix}$$
$$= \omega \cos^2 \theta + \omega \sin^2 \theta = \omega$$

und somit das umgeformte Integral

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F_p(\omega, \theta) \omega e^{2\pi i \omega (x \cos \theta + y \sin \theta)} d\omega d\theta$$

# Analytische CT-Rekonstruktion: Finale Form

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F_p(\omega, \theta) \omega e^{2\pi i \omega (x \cos \theta + y \sin \theta)} d\omega d\theta$$

- Wir ersetzen nun  $F_p(\omega, \theta) = P_\theta(\omega)$  und  $x \cos \theta + y \sin \theta = s$  und passen die Integrationsgrenzen an unsere bisherige Konvention  $\theta \in [0, \pi)$ ,  $\omega \in (-\infty, \infty)$  an:

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(\omega) |\omega| e^{2\pi i \omega s} d\omega d\theta$$

# Interpretation als Gefilterte Rückprojektion

- Das innere Integral

$$\tilde{p}_\theta(s) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(\omega) |\omega| e^{2\pi i \omega s} d\omega$$

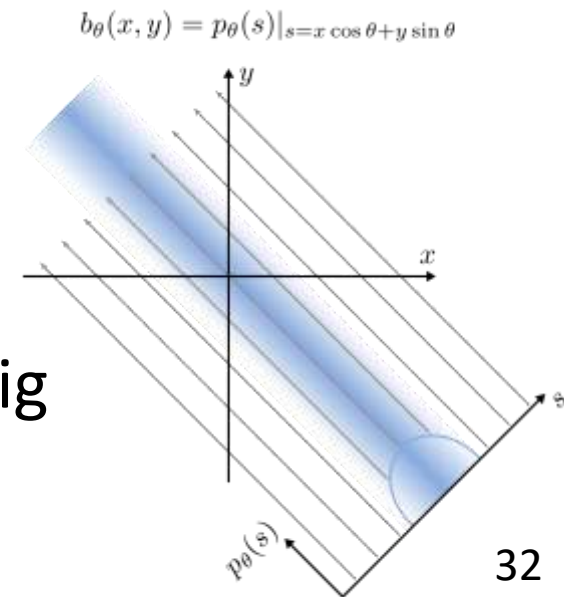
können wir als **Filterung** der Projektion  $p_\theta(s)$  auffassen

- Multiplikation der Fourier-Transformierten  $P_\theta(\omega)$  mit  $|\omega|$  entspricht einer Faltung von  $p_\theta(s)$  mit dem Kern  $\mathcal{F}^{-1}\{|\omega|\}$  (Faltungssatz)

- Das Gesamtintegral  $f(x, y) = \int_0^\pi \tilde{p}_\theta(s) d\theta$

entspricht demnach einer Summe aller **gefilterter Rückprojektionen**

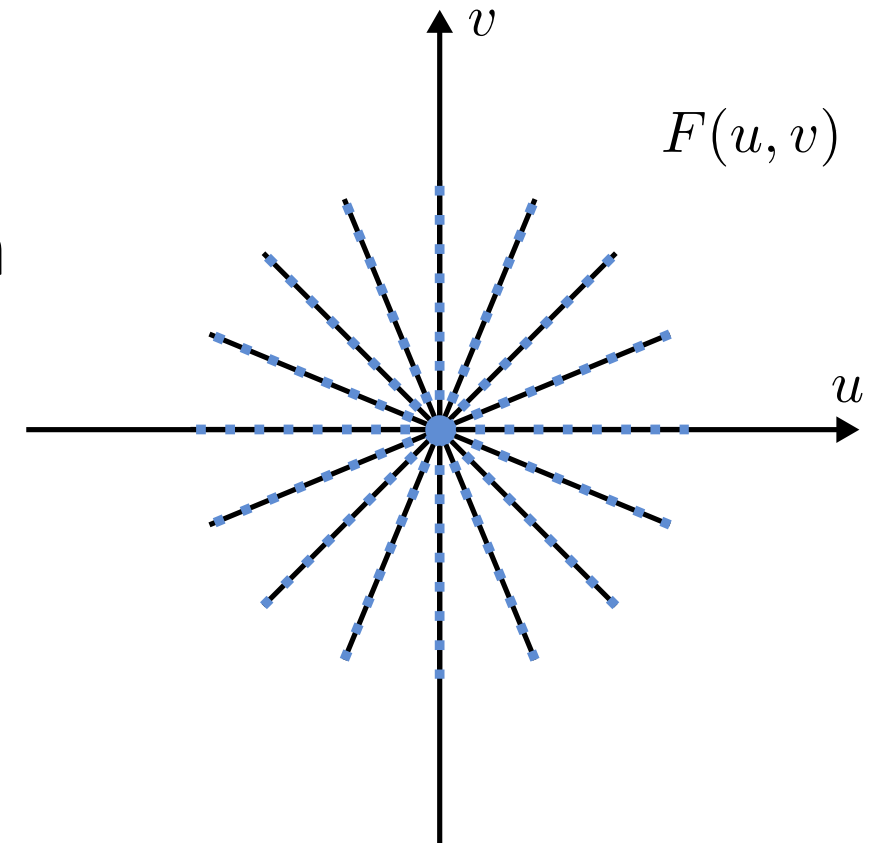
- *Vorstellung*: Verteile Werte jeder Projektion gleichmäßig auf alle Orte, die darin eingegangen sind





# Anschaung: Notwendigkeit der Filterung

- Mathematisch folgt die Filterung aus der Jacobi-Determinante  $|\omega|$  die beim Übergang in Polarkoordinaten auftritt.
- Intuitiv gleicht sie die unterschiedliche Dichte aus, die sich aus der Abtastung des Frequenzraums in Polarkoordinaten ergibt:



# Filterung in der Praxis

- In der Praxis ergeben sich zwei Einschränkungen:
  1. Der Detektorabstand  $\Delta s$  begrenzt gemäß Abtasttheorem die maximale Frequenz in  $p_\theta(s)$  auf  $\omega_{\max} = \frac{1}{2\Delta s}$
  2. Eine Filterung mit  $|\omega|$  verstärkt hohe Raumfrequenzen und somit das Bildrauschen
- Wir ersetzen daher  $|\omega|$  durch einen bandbegrenzten Filter  $H(|\omega|)$ . Dabei müssen wir abwägen zwischen
  - **Bildauflösung**: Optimal bei harter Begrenzung auf  $\omega_{\max}$
  - **Rauschdämpfung**: Schleichende Abschwächung bereits  $< \omega_{\max}$

# Zwei beliebte Filter

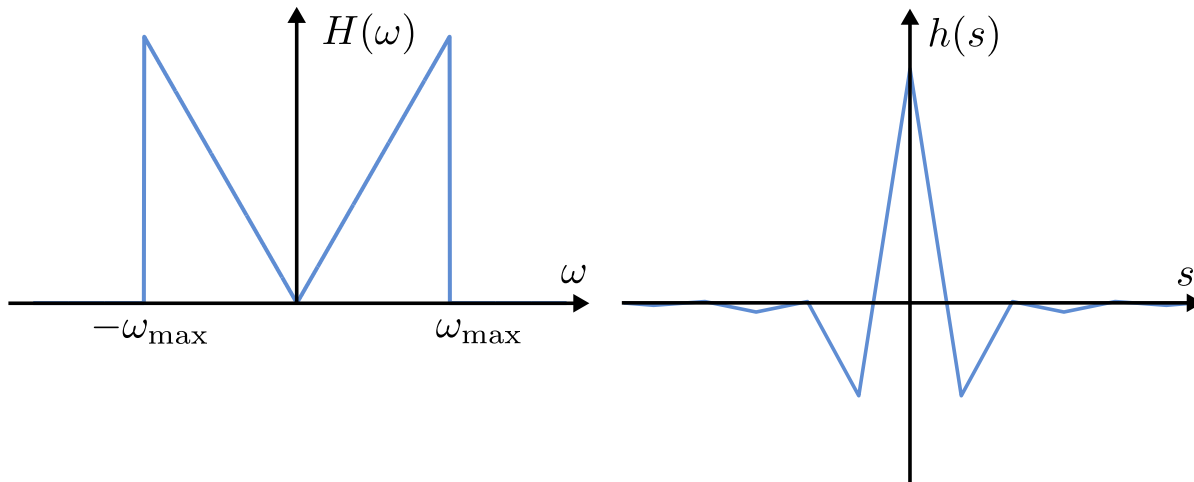
- **Ram-Lak** (Ramachandran/Lakshminarayanan):

$$H(|\omega|) := |\omega| \times \text{rect}(\omega/\omega_{\max})$$

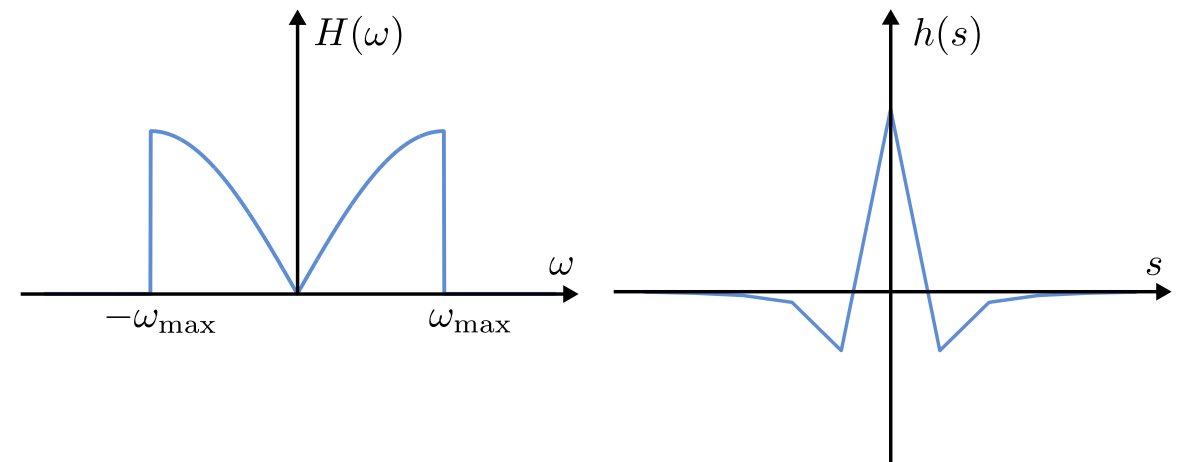
- **Shepp-Logan:**

$$H(|\omega|) := |\omega| \times \text{sinc}(\pi\omega/2\omega_{\max}) \times \text{rect}(\omega/\omega_{\max})$$

**Ram-Lak**



**Shepp-Logan**



# Gefilterte Rückprojektion: Implementierung

- Aufgrund des Faltungstheorems erhalten wir

$$\tilde{p}_\theta(s) = \int_{-\infty}^{\infty} h(s') p_\theta(s - s') ds'$$

- Aufgrund der Diskretisierung von  $s$  im Detektor wird daraus

$$\tilde{p}_{\theta,s} = \sum_{s'} h_{s'} p_{\theta,s-s'} \Delta s$$

- Die Rückprojektion von  $N$  gefilterten Projektionen ergibt

$$f(x, y) = \frac{\pi}{N} \sum_i \tilde{p}_{\theta_i}(s) \text{ mit } s = x \cos \theta_i + y \sin \theta_i$$

- Auswertung von  $\tilde{p}_{\theta_i}(s)$  durch Interpolation von  $\tilde{p}_{\theta,s}$
- Iteration über Pixel  $(x, y)$ , keine Interpolation im Frequenzraum nötig!

# Hounsfield-Einheiten

CT berechnet aus einfallender Röntgenintensität  $I_0$  und ausgehender Intensität  $I$  zunächst Schwächungskoeffizienten  $\mu$ :

$$\ln \left( \frac{I_0}{I} \right) = \int \mu(x) \, dx$$

Diese werden dann in **Hounsfield-Einheiten** (*engl.* Hounsfield Unit, HU) umgerechnet:

$$\text{HU}_X := 1000 \times \frac{\mu_X - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}}$$

- Kalibrierung auf Luft:=-1000 und Wasser:=0
- Ganzzahlige Diskretisierung mit 12 Bit: -1024 bis +3071 HU

# Hounsfield-Einheiten: Beispielhafte Werte

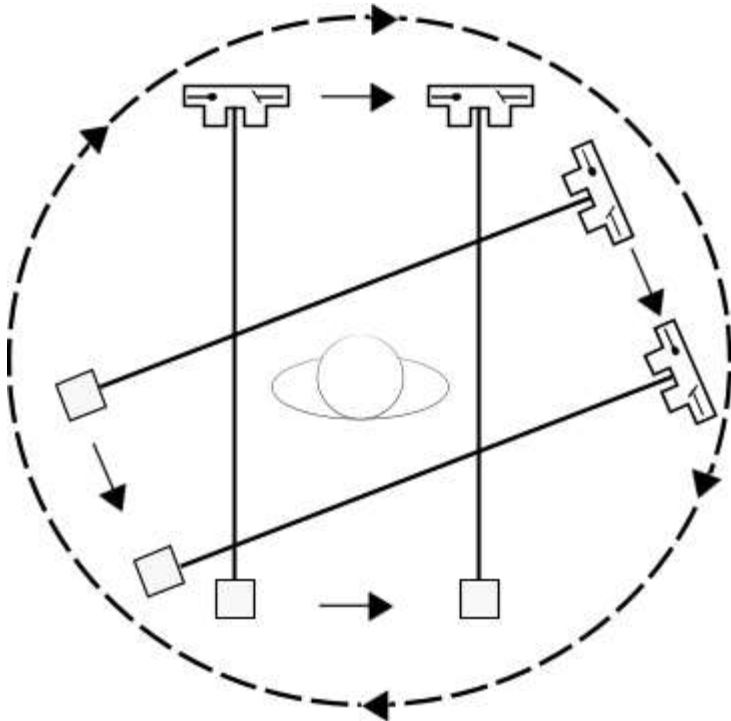
| Material             | HU (Bereich)  |
|----------------------|---------------|
| <i>Luft</i>          | <i>-1000</i>  |
| Lunge                | ≈-600 to -400 |
| Fettgewebe           | ≈-100 to -20  |
| <i>Wasser</i>        | <i>0</i>      |
| Muskel / Weichgewebe | ≈+20 to +80   |
| Knochen              | > +500        |

*Hinweis:* HU anderer Materialien als Luft und Wasser weisen eine gewisse Abhängigkeit u.a. von der Härte der Röntgenstrahlung auf

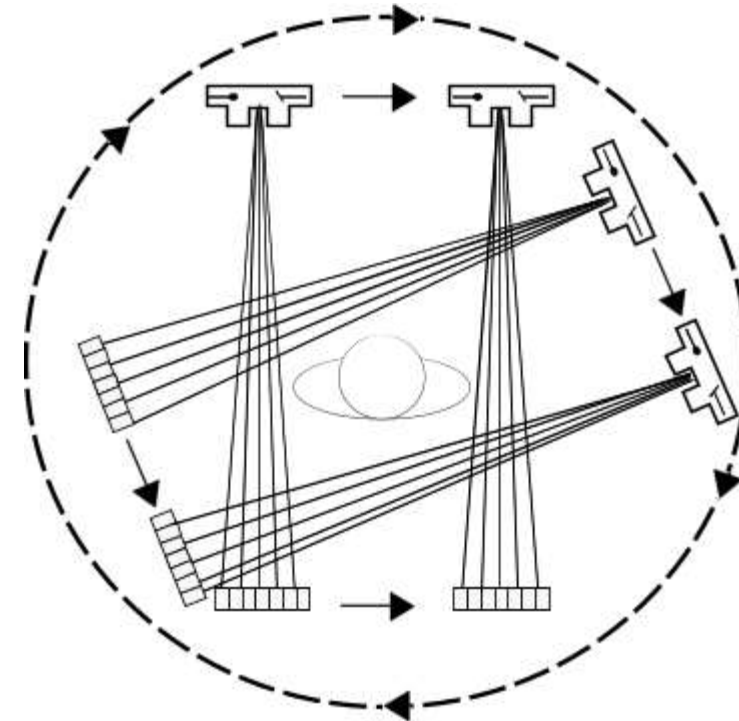
# Aufbau von CT-Scannern: Erste/Zweite Generation

CT-Geräte verschiedener Generationen erfassen  $p_\theta(s)$  wie folgt:

1. Generation: Einzelner Röntgenstrahl misst alle  $\theta$  und  $s$  nacheinander

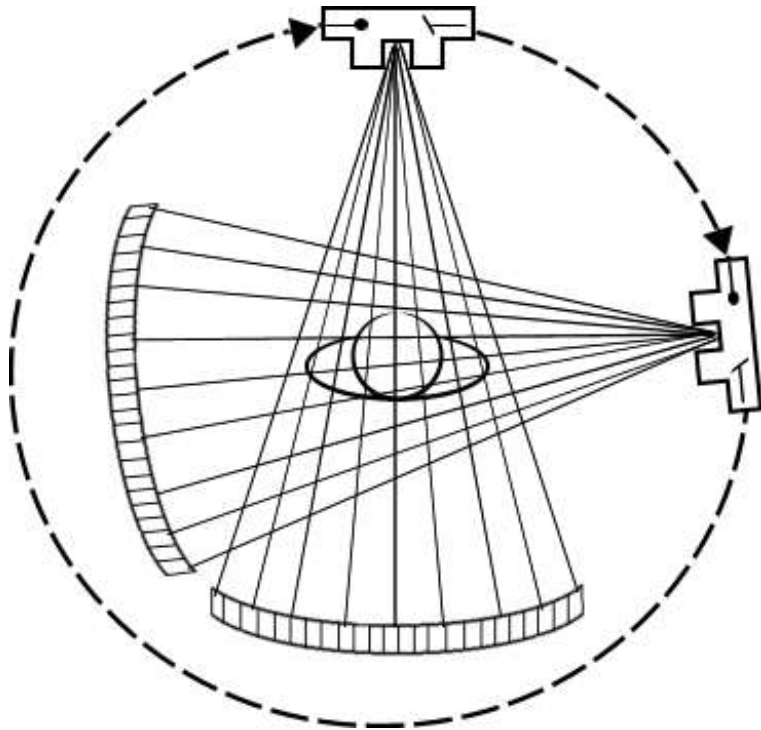


2. Generation: Strahlenfächer und Detektor-Array messen mehrere  $(\theta, s)$  gleichzeitig



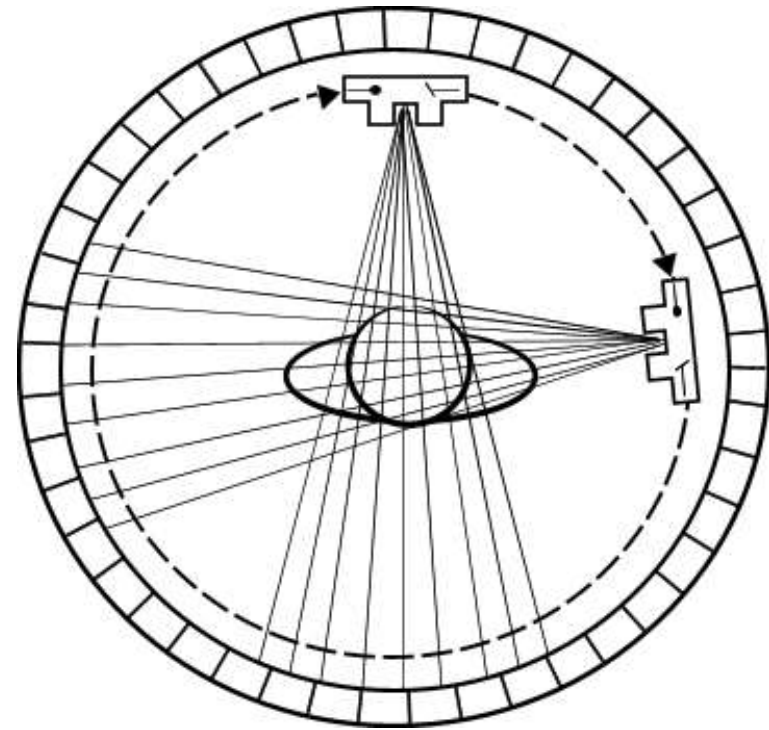
# Aufbau von CT-Scannern: Dritte/Vierte Generation

3. Generation: Strahlenfächer deckt den kompletten Körper ab, keine Translation mehr nötig



4. Generation: Ein Detektorring umgibt den Körper, nur die Röntgenröhre rotiert

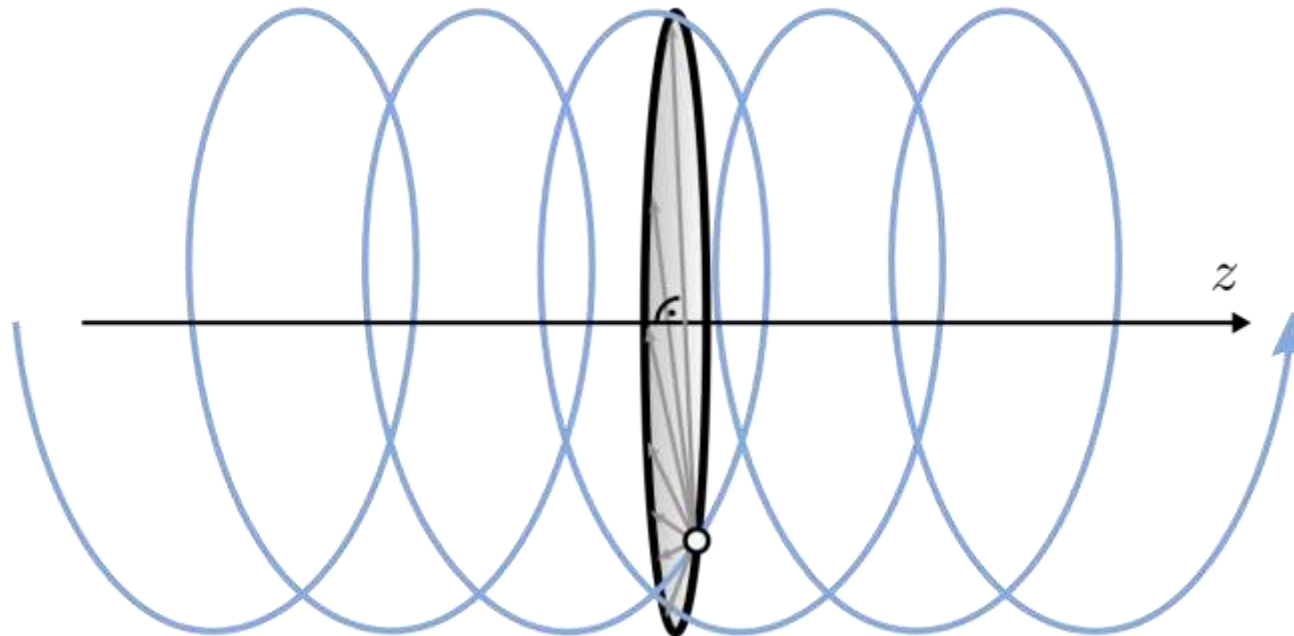
- Idee konnte sich nicht durchsetzen





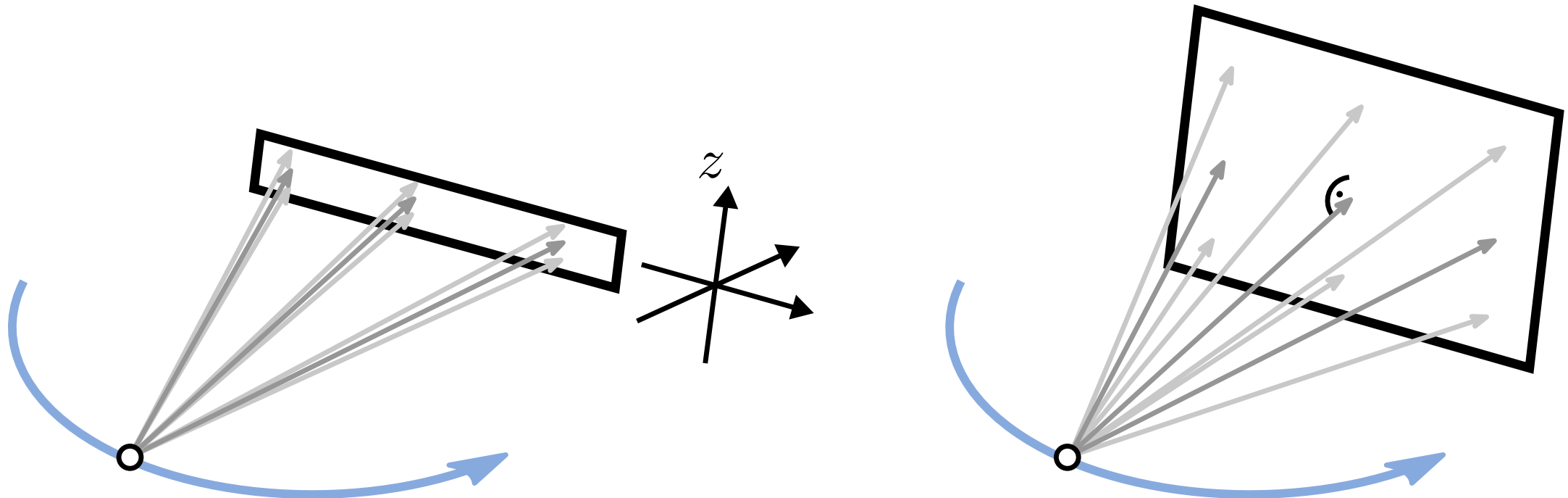
# Spiral-/Helix-CTs

- **Spiral-CTs** (seit 1989) schieben den Patiententisch *während* der Rotation kontinuierlich vor
  - Schichten sind nicht mehr durch die Aufnahme definiert, sondern werden durch Interpolation rekonstruiert



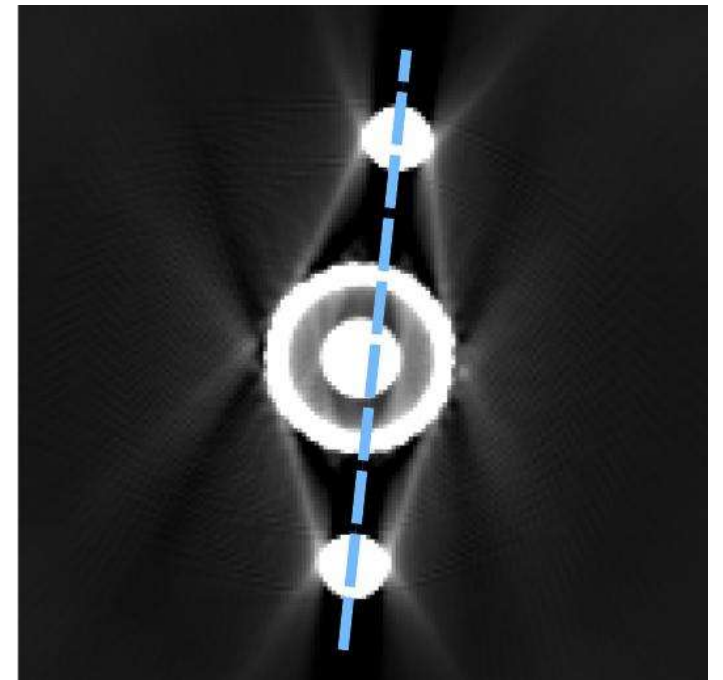
# Mehrschicht-CTs

- **Mehrschicht-CT-Geräte** (seit 1993) nehmen durch ein 2D-Detektor-Array mehrere Schichten gleichzeitig auf
  - *Aber:* Nicht mehr alle Strahlen liegen in der Rotationsebene!



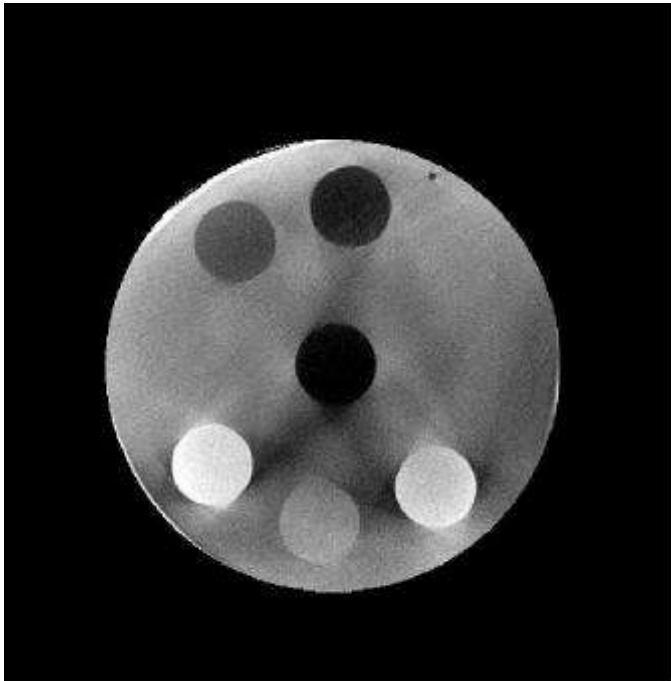
# Bildartefakte im CT: Beispiel Strahlaufhärtung

- Die CT-Rekonstruktion geht davon aus, dass ein Volumenelement  $(x, y)$  in jeder Projektion denselben Schwächungskoeffizienten  $\mu(x, y)$  besitzt
- In der Praxis ist das u.a. durch **Strahlaufhärtung** verletzt:
  - Der Schwächungskoeffizient hängt vom Röntgenspektrum ab
  - Das Spektrum wird zwischen Röntgenröhre und Punkt  $(x, y)$  durch stärkere Absorption “weicher” Anteile “härter”
  - $\mu(x, y)$  hängt vom Material auf diesem Weg ab
- Dies führt zu Streifenartefakten im Bild

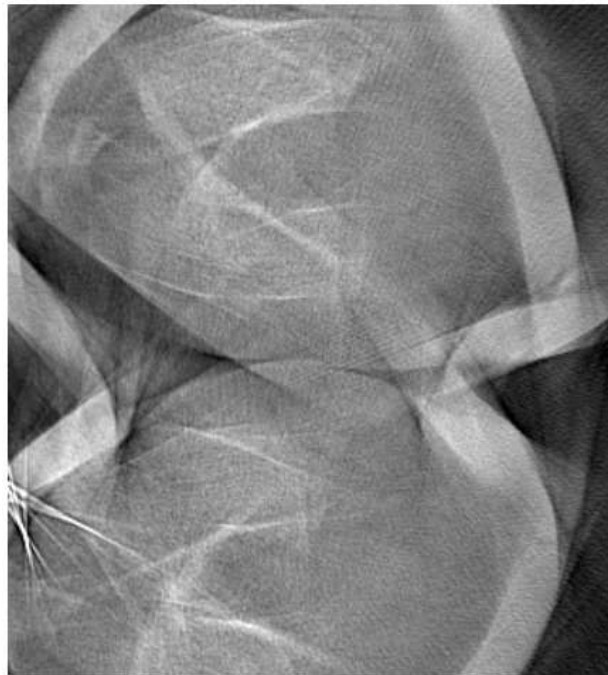


# Weitere Bildartefakte im CT

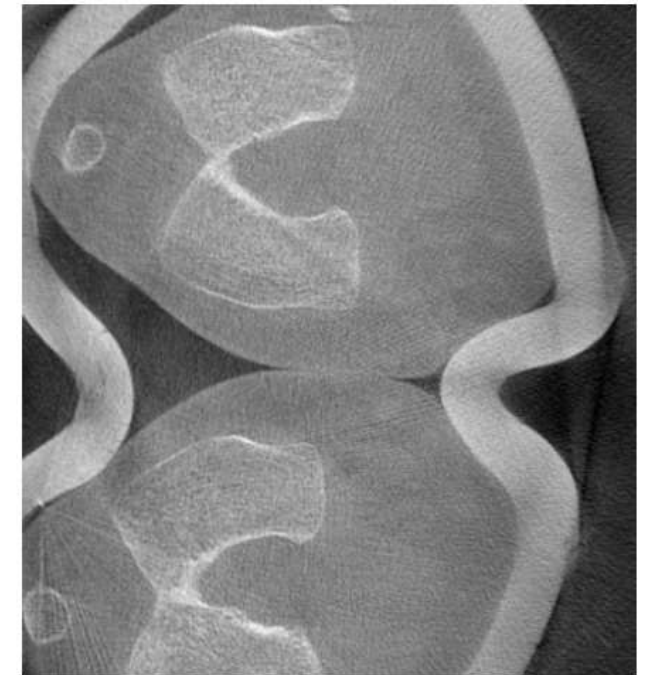
- Auch die Streuung von Röntgenstrahlung sowie Bewegung während der Aufnahme (z.B. durch Herzschlag und Atmung) verletzen die Annahmen der CT-Rekonstruktion
  - z.T. kann man diese Faktoren jedoch algorithmisch berücksichtigen



Streuungsartefakte



Bewegungsartefakt



Korrigierte Rekonstruktion 44

# Zusammenfassung: Computertomographie

- **Computertomographie** (*engl.* computed tomography, CT)
  - basiert auf Röntgenaufnahmen aus verschiedenen Richtungen
  - rekonstruiert aus Radon-Transformation 2D-Schichtbilder, diese werden zu einem 3D-Volumen zusammengesetzt
- **Gefilterte Rückprojektion**
  - ist ein verbreiteter Algorithmus zur CT-Rekonstruktion
  - basiert auf Fourier-Scheiben-Theorem
- Schwächungskoeffizienten werden im CT üblicherweise in **Hounsfield-Einheiten** umgerechnet
- **Artefakte** entstehen u.a. durch Strahlaufhärtung, Streuung, Bewegung

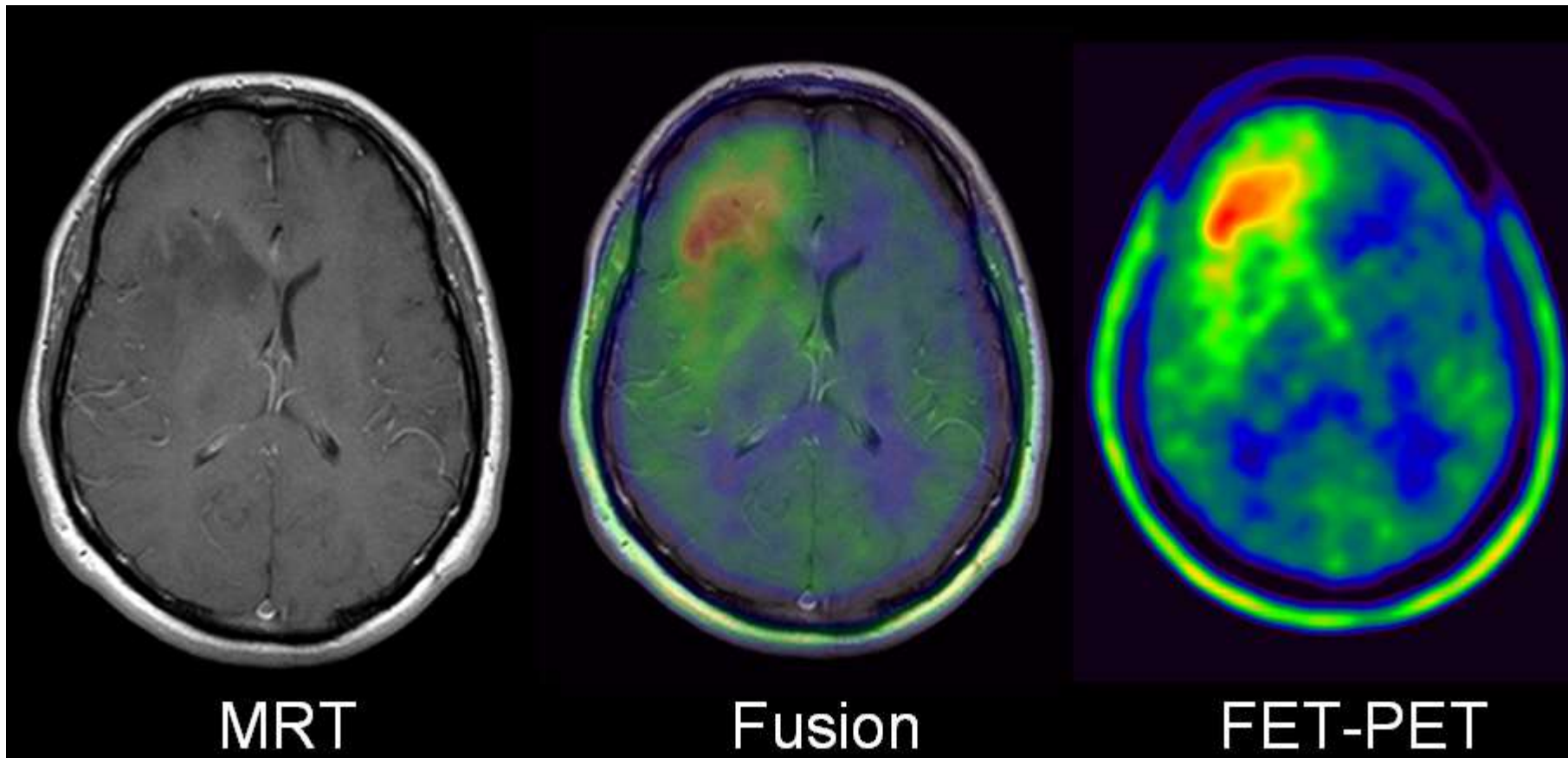
## **3.3 Nuklearmedizinische Bildgebung**

# Zielsetzung und Grundidee

- Röntgen und CT stellen **Strukturen** im Körperinneren dar
- **Funktionelle** Bildgebung zeigt dagegen, wo bestimmte biologische Prozesse stattfinden
  - Das **Tracer-Prinzip** nutzt Stoffe, die am Stoffwechsel teilnehmen und gleichzeitig ein zur Bildgebung nutzbares Signal liefern
  - Die **Nuklearmedizin** setzt radioaktive Substanzen zu diagnostischen und therapeutischen Zwecken ein, insbesondere auch als Tracer, der gespritzt, geschluckt oder inhaliert wird
  - **Ziel:** Darstellung der raumzeitlichen Verteilung des Tracers im Körper

# Beispiel: FET-PET zur Darstellung von Hirntumoren

- Hirntumore nehmen vermehrt Tyrosin auf. F-18-Ethyltyrosin (FET) dient daher der Tumordiagnostik.





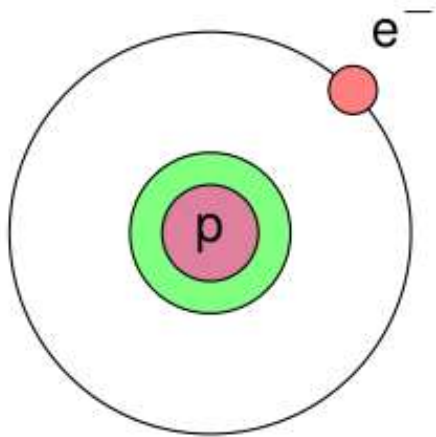
# Kurze Geschichte Nuklearmedizinischer Bildgebung

- **György Hevesy** (1885-1966) gilt als Pionier des Tracer-Prinzips
  - 1923: Untersuchung der Aufnahme von Blei durch Ackerbohnen mittels radioaktivem  $^{212}\text{Pb}$  in nicht toxischer Konzentration
  - 1935: Untersuchung des Phosphat-Metabolismus von Ratten durch mit  $^{32}\text{P}$  versetztem Futter
    - Führt insbesondere zum Nachweis eines kontinuierlichen Austauschs von Phosphor im Knochen
  - 1943: Nobelpreis für Chemie
- **Hal Anger** erfindet 1957 die Gamma-Kamera
- Erste SPECT-Scanner in den 1960er Jahren
- Erste (moderne) PET-Scanner in den 1970er Jahren

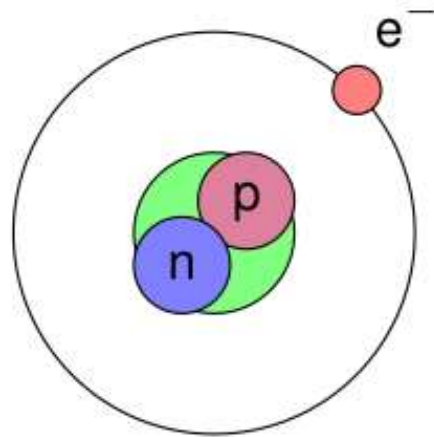


# Physikalische Grundlage: Isotope

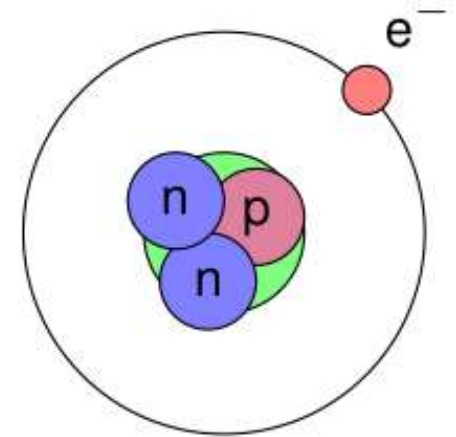
- **Chemische Elemente** unterscheiden sich durch die Zahl der Protonen im Kern (Ordnungszahl  $Z$ )
- **Nuklide** sind durch Ordnungszahl, Massenzahl  $A=Z+N$  ( $N$ =Neutronenzahl) und Energiezustand charakterisiert
- **Isotope** sind Nuklide derselben Ordnungszahl (selbes Element)



${}^1_1\text{H}$



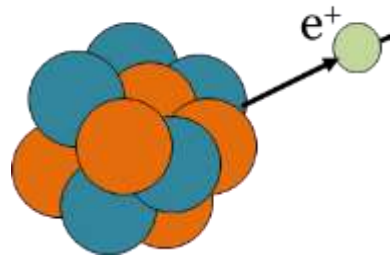
${}^2_1\text{H}$



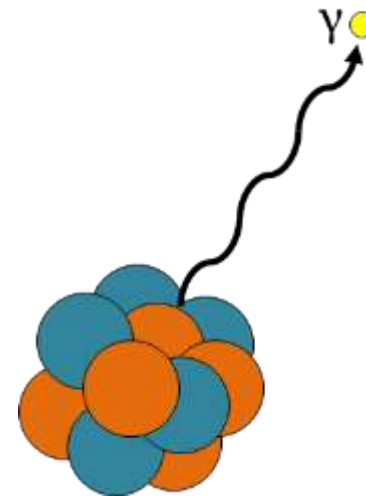
${}^3_1\text{H}$

# Physikalische Grundlage: Radioaktiver Zerfall

- **Instabile** Nuklide wandeln sich spontan in andere um
  - **Alpha-Zerfall:** Aussendung eines  $^4\text{He}$ -Kerns
  - **Beta-Zerfall:** Aussendung eines Elektrons ( $\beta^-$ ) oder Positrons ( $\beta^+$ )
  - **Elektroneneinfang:** Proton im Kern wird zu Neutron
  - **Isomerer Übergang:** Aussendung von Gamma-Strahlung von angeregten („metastabilen“) Nukliden



$\beta^+$ -Zerfall



Isomerer Übergang

# Halbwertszeiten

- **Radioaktiver Zerfall** erfolgt **exponentiell**:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t}$$

- $N(t)$ : Zahl der Nuklide zur Zeit  $t$
- $N_0$ : Zahl der Nuklide zu Beginn ( $t = 0$ )
- $\lambda$ : Zerfallskonstante

- Statt der Zerfallskonstante wird häufig eine **Halbwertszeit** angegeben, nach der noch die Hälfte der Nuklide verbleibt:

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

# Aktivität

- Die **Aktivität** einer Probe ist die Zahl der Zerfälle pro Zeit

$$A(t) = -\frac{dN}{dt} = \lambda N_0 e^{-\lambda t} = A_0 e^{-\lambda t}$$

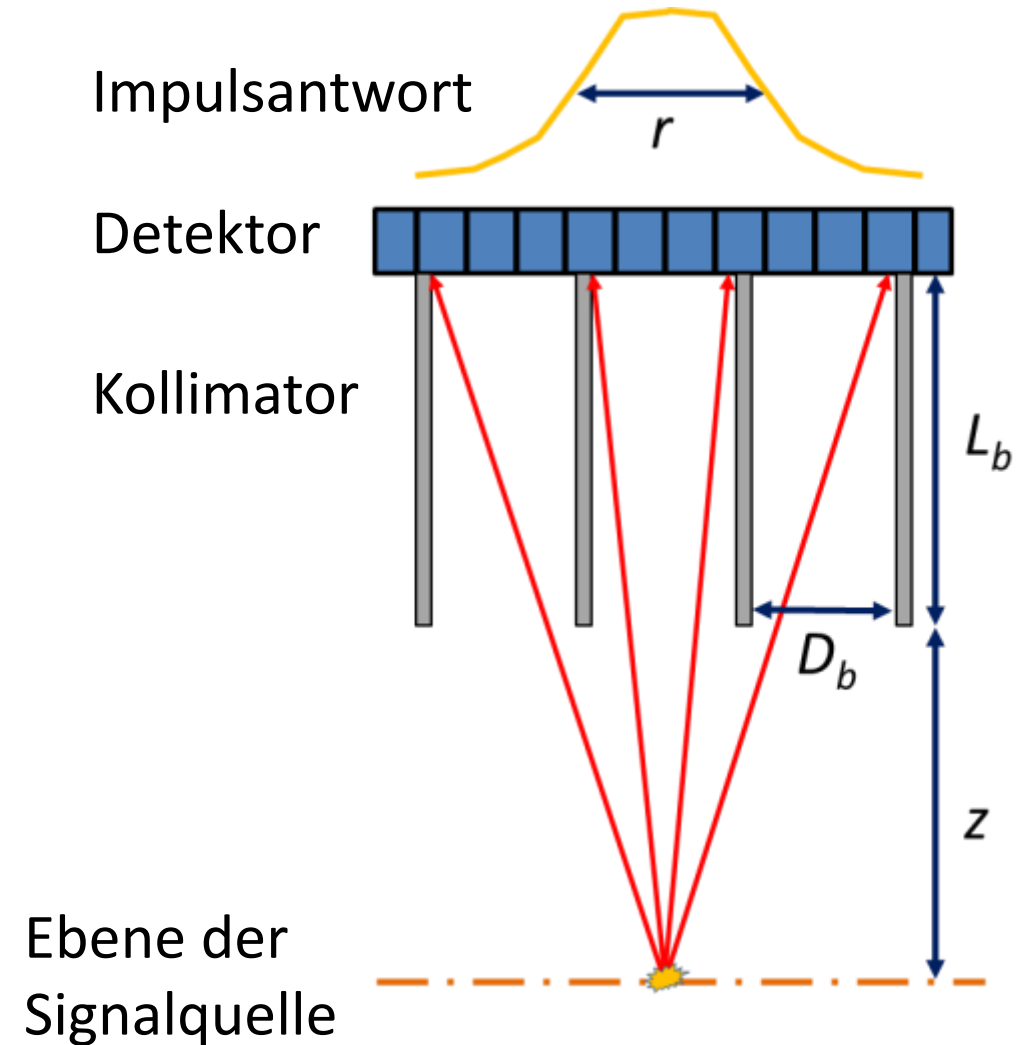
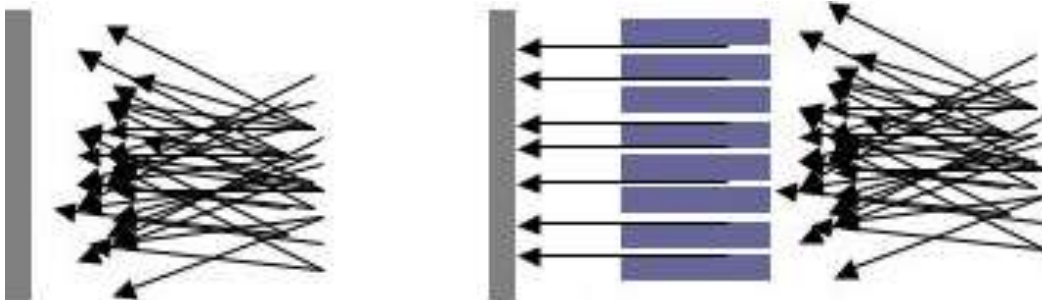
- *Einheit*: Becquerel (Bq) = Zerfälle pro Sekunde
- Kurze Halbwertszeit bedeutet hohe anfängliche Aktivität, die jedoch rasch wieder abnimmt. Bei Tracern muss die Halbwertszeit
  - mindestens einige Sekunden betragen, um sie anwenden zu können
  - höchstens einige Stunden betragen, um hinreichende Aktivität zu erzeugen
- Durch Tracer eingebrachte Aktivitäten liegen üblicherweise im Bereich 100 MBq bis 1000 MBq

# Nuklearmedizinische Messtechnik

- Die **Detektion von Gammastrahlung** erfolgt üblicherweise durch
  - **Szintillations-Kristalle**, die Gamma-Quanten in sichtbare Photonen umwandeln
  - **Photomultiplier**, die die zunächst relativ wenigen Quanten zu einem messbaren Signal verstärken
- Ein **Impulshöhenanalysator** zählt nur hinreichend starke / energiereiche Ereignisse
  - Sortiert gestreute Quanten aus

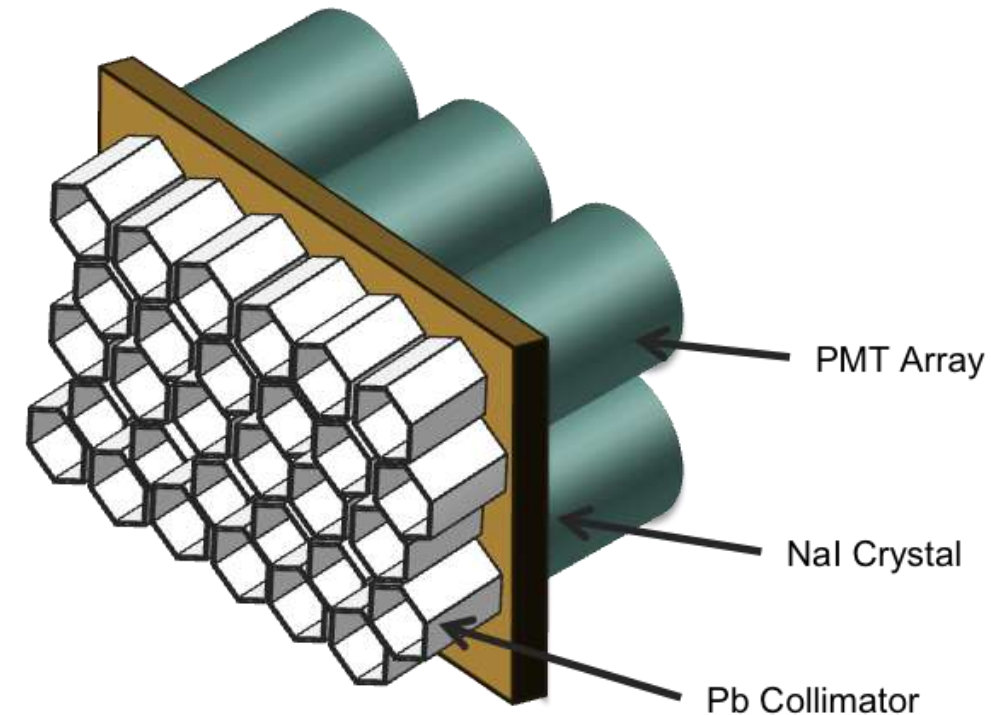
# Kollimatoren

- **Kollimatoren** ermöglichen orts aufgelöste Messungen, indem sie nur Quanten an den Detektor lassen, die aus einem zylindrischen Bereich stammen
  - Verhältnis Durchmesser/Länge bestimmt Kompromiss zwischen Ortsauflösung und Effizienz (Anteil nachweisbarer Quanten)



# Gamma-Kameras

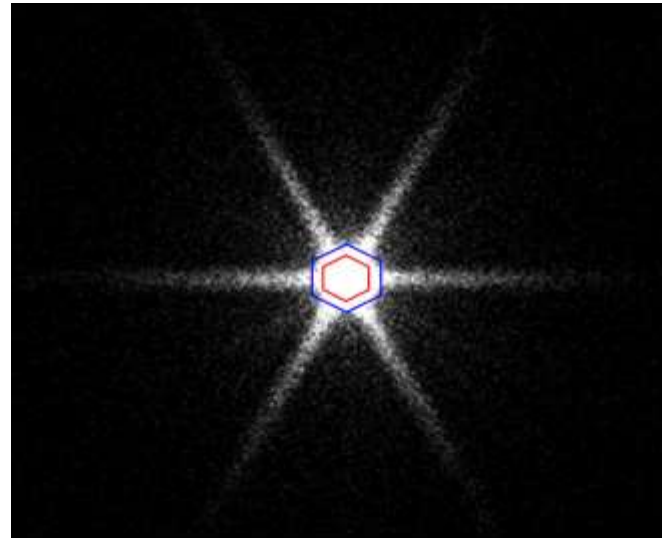
- **Gamma-Kameras** erfassen gleichzeitig die Aktivitätsverteilung in einem größeren Bereich. Sie bestehen im Wesentlichen aus
  - Kollimator-Matrix
  - Szintillator-Kristall
  - Anordnung von 37-100 Photomultipliern
    - Licht eines jeden Gamma-Quants verteilt sich auf mehrere Photomultiplier
    - Schwerpunkt der Aktivierungen ergibt den genauen Ort eines Ereignis





# Punktspreizfunktion von Gamma-Kameras

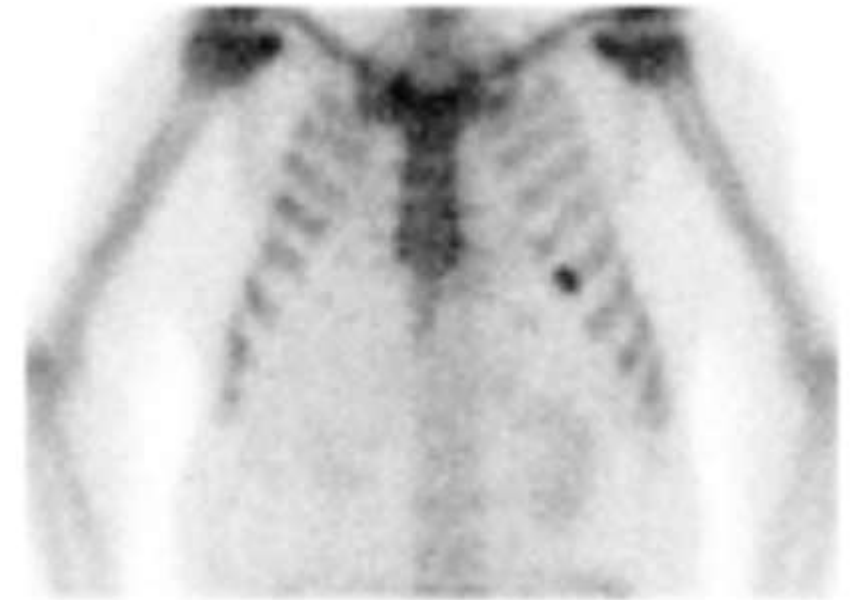
- Die **Punktspreizfunktion** (PSF, *engl.* point spread function) beschreibt das Bild einer punktförmigen Quelle
  - Ihre Breite begrenzt die maximal erreichbare Bildauflösung
- Die PSF von Gamma-Kameras wird wesentlich durch die Geometrie der Kollimatoren bestimmt:



Gemessene PSF einer  $^{99m}\text{Tc}$ -Punktquelle im Abstand von 10cm; Darstellung im Zentrum saturiert

# Planare Szintigraphie

- Bei der **planaren Szintigraphie** wird die Aktivität eines Tracers durch eine Gamma-Kamera aufgenommen
  - Ähnlichkeit zu Projektionsröntgen
  - Strahlenquelle befindet sich im Patienten
- Anwendungen sind u.a.
  - Überprüfung der Funktion von Herz, Lunge, Schilddrüse, Niere
  - Diagnose von Schilddrüsen- und Knochentumoren



# SPECT

- Analog zu CT rekonstruiert **Single Photon Emission Computed Tomography** (SPECT) Schnittbilder aus Linienintegralen:

$$\text{CT} \quad \ln \left( \frac{I_0}{I} \right) = \int \mu(x, y) dl \quad \text{vs.} \quad S = \int A(x, y) dl \quad \text{SPECT}$$

- SPECT misst mittels Gamma-Kamera mehrere Schnittebenen gleichzeitig, benötigt pro Position aber deutlich länger
- Statt gefilterter Rückprojektion kommen häufig algebraische Rekonstruktionsverfahren zum Einsatz

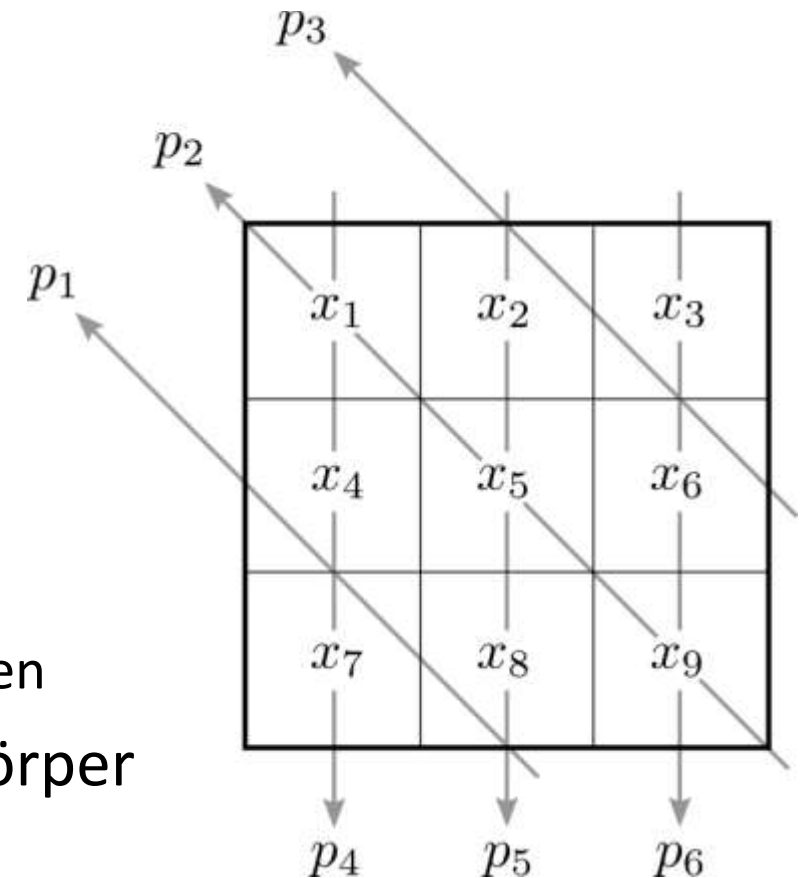


# Idee der Algebraischen Rekonstruktion

- Die **algebraische Rekonstruktion** basiert darauf, die Projektionen  $\mathbf{p}$  als Linearkombination der Pixelwerte  $x_i$  im Schichtbild darzustellen:

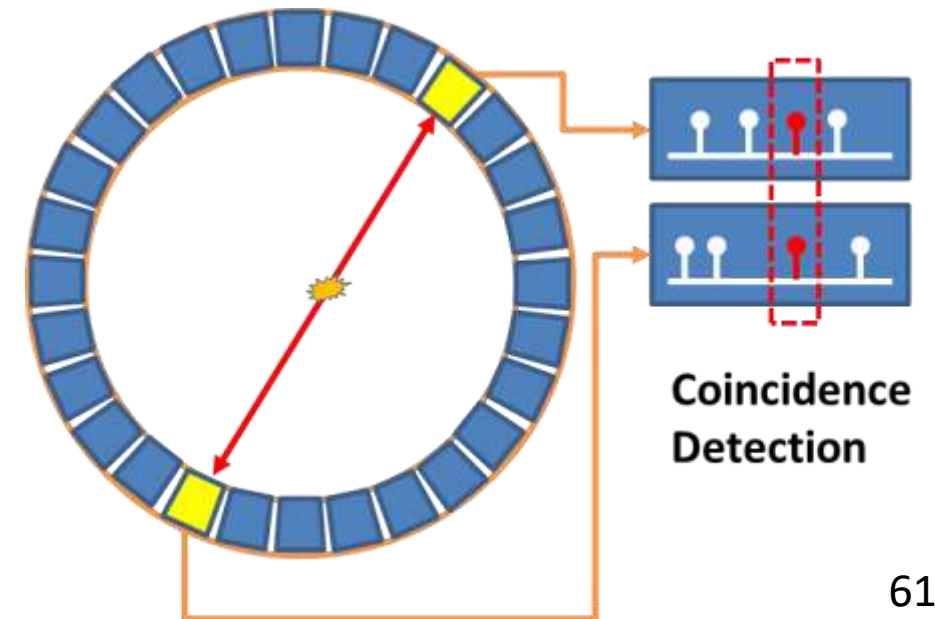
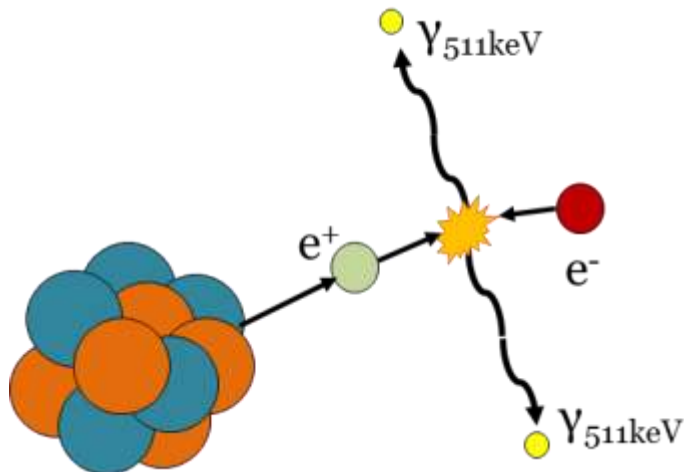
$$\mathbf{Ax} = \mathbf{p}$$

- Führt zu einem großen, dünn besetzten, schlecht konditionierten und i.d.R. überbestimmten Gleichungssystem
- Lösung mit iterativen numerischen Verfahren
  - Berücksichtigen Stochastizität radioaktiven Zerfalls
- Für CT unpraktikabel
  - SPECT hat geringere Auflösung und weniger Projektionen
- Ermöglicht Berücksichtigung der Absorption im Körper und von Abbildungsfehlern des Detektors (PSF)



# PET

- Die **Positronen-Emissions-Tomographie (PET)**
  - nutzt Positronen-Strahler statt Gamma-Strahlern
  - Annihilation von Positron und Elektron erzeugt zwei Gamma-Quanten im Winkel von ca.  $180^\circ$
  - Deren gleichzeitiges Auftreffen auf einen Detektorring zeigt die Linie an, entlang der sie entstanden sind
    - max. 10-20 ns Unterschied



# PET: Vor- und Nachteile

- **Vorteile** von PET:
  - Kollimatoren sind überflüssig, deutlich höhere Ausbeute
  - Gleichzeitige Messung aller Richtungen
  - Positronen-Strahler sind relativ kurzlebig, nach der Untersuchung verbleibt kaum aktives Radionuklid
- **Nachteile** von PET:
  - Kurze Halbwertszeiten erfordern Herstellung kurz vor Verabreichung
  - Wegstrecke bis zur Annihilation (einige mm) reduziert Ortsauflösung
  - Szintillatoren und Detektor-Elektronik sind kostspielig

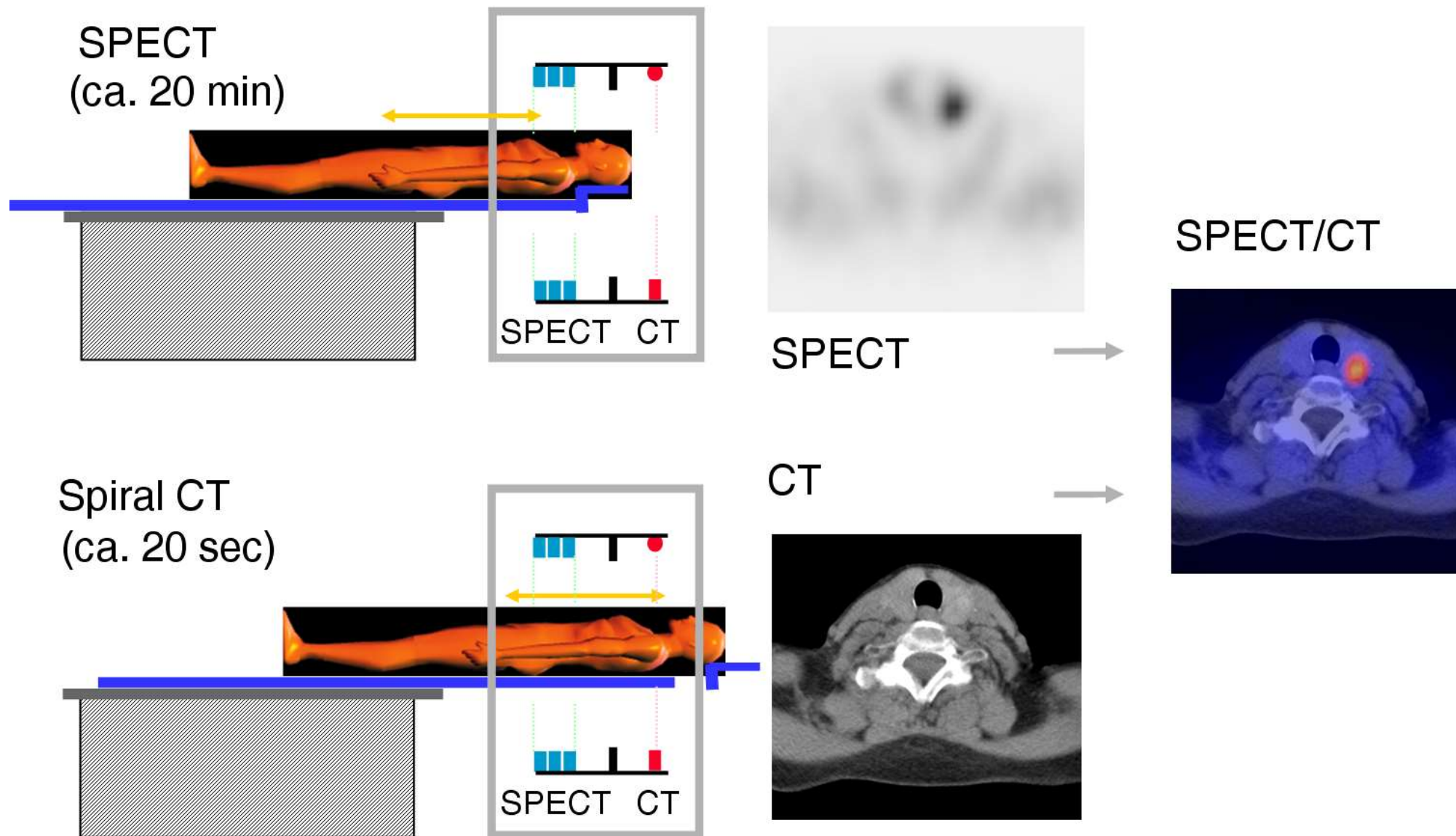
# Hybride Bildgebung

- Kombinierte **SPECT/CT**- und **PET/CT**-Scanner ermöglichen Überlagerung funktioneller und struktureller Bilder
  - CT-Bilder können auch zur Absorptionskorrektur genutzt werden
    - *Aber:* Schwächungskoeffizienten müssen aufgrund unterschiedlicher Quantenenergien geschätzt werden
- Inzwischen gibt es auch **PET/MR**-Geräte
  - Besserer Kontrast im Gehirn (siehe 3.4)
  - Photomultiplier werden durch Photodioden ersetzt
  - Absorptionskorrektur noch indirekter





# Illustration: SPECT-CT-Aufnahme der Schilddrüse





# Zusammenfassung: Nuklearmedizinische Bildgebung

- Nuklearmedizinische Bildgebung rekonstruiert die Aktivitätsverteilung **radioaktiver Tracer** im Körper
  - Ermöglicht **funktionelle Bildgebung**
- Gamma-Strahler und **Gamma-Kameras** ermöglichen
  - planare Szintigraphie (Projektionsbilder)
  - **SPECT** (Schichtbilder)
- **PET** nutzt Positronen-Strahler und Koinzidenz-Erkennung in Detektorringen
- Iterative **algebraische Verfahren** zur genaueren Bildrekonstruktion
- **Hybride Bildgebung** zur Überlagerung von Struktur und Funktion

## **3.4 Magnet-Resonanz-Tomographie**

# Grundprinzipien der Magnetresonanztomographie

- Basiert auf der **Kernspinresonanz**
  - Physikalischer Effekt, bei dem bestimmte Atomkerne elektromagnetische Wellen bestimmter Frequenzen absorbieren
- Erfordert ein **starkes permanentes Magnetfeld** und bestimmte Abfolgen von **Impulsen hochfrequenter elektromagnetischer Wellen**
- Die genutzte Strahlung ist *nicht* ionisierend
- Bildgebung auch bei gesunden Probanden ethisch vertretbar



# Geschichte der MRT

- **Felix Bloch** und **Edward Purcell** beschreiben 1945/46 die magnetische Resonanz
  - Erhalten 1952 den Nobelpreis für Physik
- **Erik Odeblad** beschreibt 1955 unterschiedliche Relaxationszeiten verschiedener Gewebetypen
- **Raymond Damadian** patentiert 1974 einen MR-basierten Apparat zur (bildlosen) Krebserkennung
- **Paul Lauterbur** publiziert 1973 erste MRT-Bilder, **Sir Peter Mansfield** entwickelt mathematischen Formalismus und effiziente Messverfahren
  - Erhalten 2003 den Nobelpreis für Physiologie oder Medizin
- **John Mallard** entwickelt ersten Ganzkörperscanner, erste klinische Nutzung 1980



Felix Bloch  
(1905-1983)



Edward Purcell



Paul Lauterbur and Sir Peter Mansfield

# Motivation: MRT vs. CT

- CT stellt röntgendichte Materialien wie z.B. **Knochen** besonders kontrastreich dar
- MRT ermöglicht verschiedene Kontraste, insbesondere für **Weichgewebe** und **Organe**
- CT ist **schneller** (Sekunden statt Minuten), **kostengünstiger** und **breiter verfügbar**
- CT ermöglicht **höhere Auflösung**
  - ca. 0.4mm; MRT: 0.5-3mm
- CT ist **quantitativ** (Hounsfield-Einheiten), Intensität in MRT-Bildern ist nur relativ zu interpretieren



CT-Scan



MRT-Scan

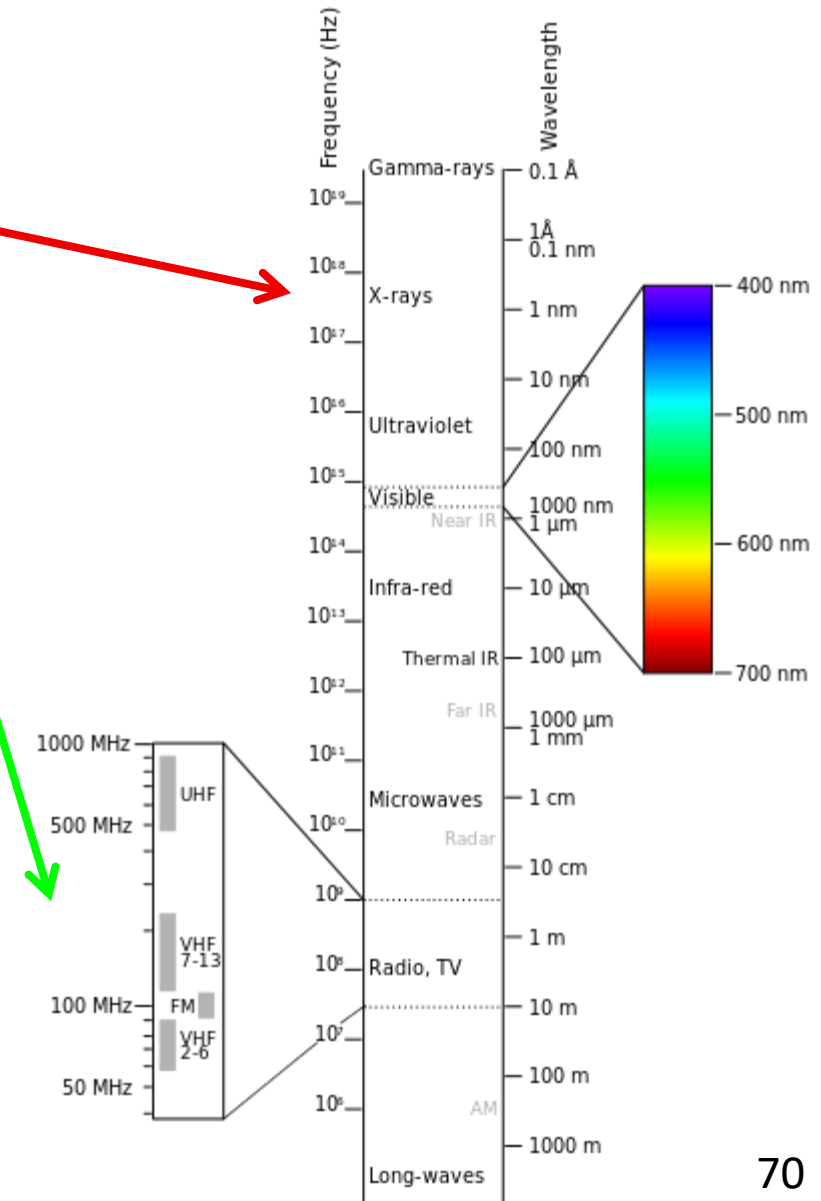
# Sicherheit von MRT und CT

- CT nutzt **ionisieren Röntgenstrahlung**, die biologischem Gewebe schaden kann
- Die starken **Magnetfelder** und die **langwellige elektromagnetische Strahlung** im MRT gelten als unbedenklich
  - MRT-Aufnahmen werden ohne weiteres auch aus wissenschaftlichem Interesse gemacht
  - *Aber:* Vorsicht bei bestimmten Implantaten, Tätowierungen



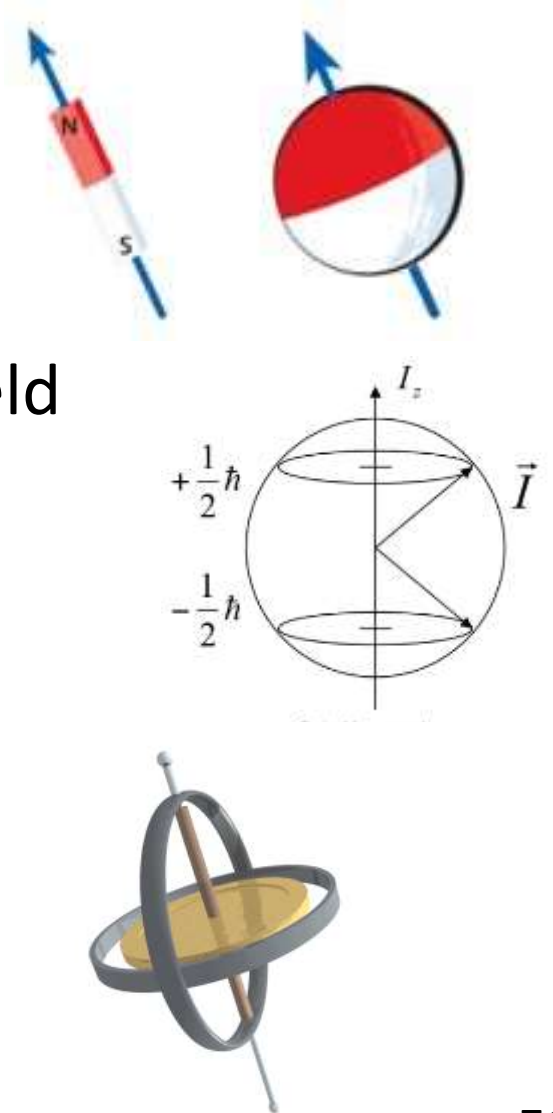
...und Bürostühlen

Bildquellen: Victor Blacus / [www.impactedenurse.com](http://www.impactedenurse.com)



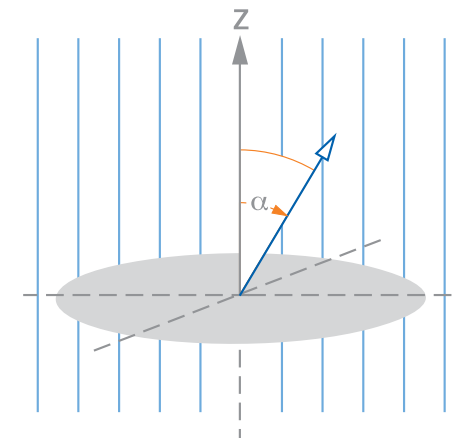
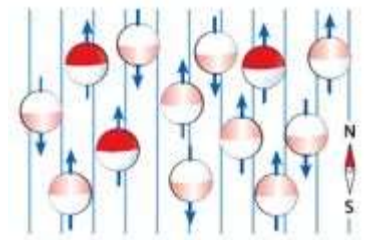
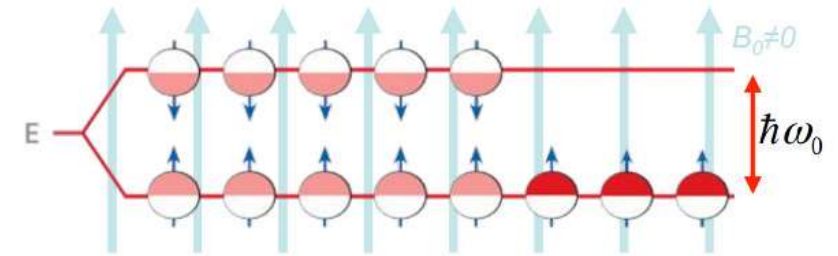
# Magnetisches Dipolmoment

- Der menschliche Körper besteht zu  $\approx 70\%$  aus  $\text{H}_2\text{O}$
- Die Atomkerne von Wasserstoff besitzen ein **magnetisches Dipolmoment  $\mu$** 
  - **Polarisierung:** In einem statischen externen Magnetfeld  $\mathbf{B}_0$  richtet sich  $\mu$  in einem festen Winkel zu  $\mathbf{B}_0$  aus.
  - Die Richtung von  $\mathbf{B}_0$  bezeichnen wir als z-Achse, die Transversalebene wird durch x und y aufgespannt
  - Aufgrund des Winkels präzidiert  $\mu$  um  $\mathbf{B}_0$ 
    - **Larmor-Frequenz**  $\omega_0 = \gamma B_0$
    - $\gamma$  = gyromagnetisches Verhältnis
    - Für Wasserstoff-Kerne ist  $\gamma = 267.513 \cdot 10^6 \text{ rad}/(\text{s} \cdot \text{T})$



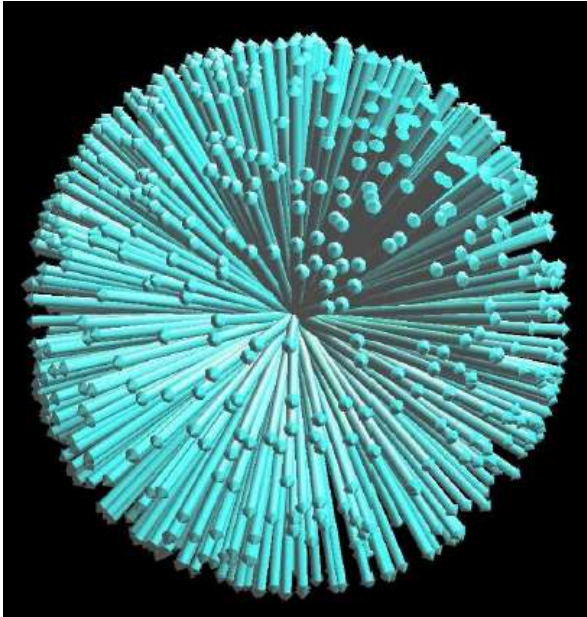
# Kernspinresonanz

- Die z-Komponente von  $\mu$  richtet sich parallel oder antiparallel zu  $\mathbf{B}_0$  aus
  - Entspricht niedrigem / hohem Energieniveau
  - Im thermischen Gleichgewicht herrscht ein leichter Überschuss von Kernen im niedrigen Energieniveau
  - Deren magnetische Dipolmomente summieren sich zu einer **makroskopischen Magnetisierung  $\mathbf{M}_0 \sim \mathbf{B}_0$**
- **Anregung: Kernspinresonanz**
  - Elektromagnetischer Puls mit der Resonanzfrequenz  $\omega_0$  hebt Kerne *kohärent* in das höhere Energieniveau
  - Magnetisierung  $\mathbf{M}_0$  steht nun im Winkel  $\alpha$  zu  $\mathbf{B}_0$ 
    - $\alpha$  ist proportional zu Stärke und Dauer des Hochfrequenz (HF)-Pulses
    - Nun präzidiert auch  $\mathbf{M}_0$  mit der Larmor-Frequenz



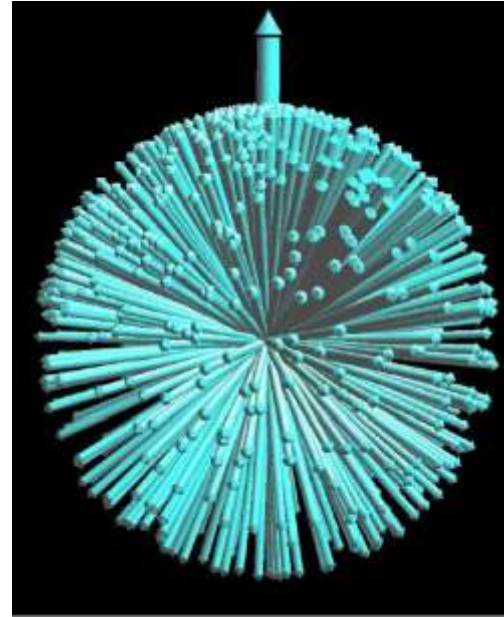


# Graphische Zusammenfassung



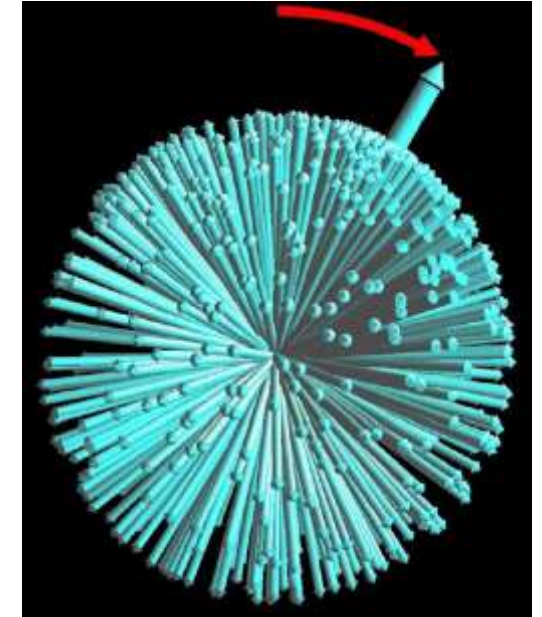
**Ohne** externes Magnetfeld:

- Ausrichtung der Spins völlig zufällig
- Keine makroskopische Magnetisierung



**Polarisierung** mit starkem Magnetfeld ( $B_0$ ):

- Verteilung bevorzugt Ausrichtung parallel zum Magnetfeld
- Phasen bleiben zufällig



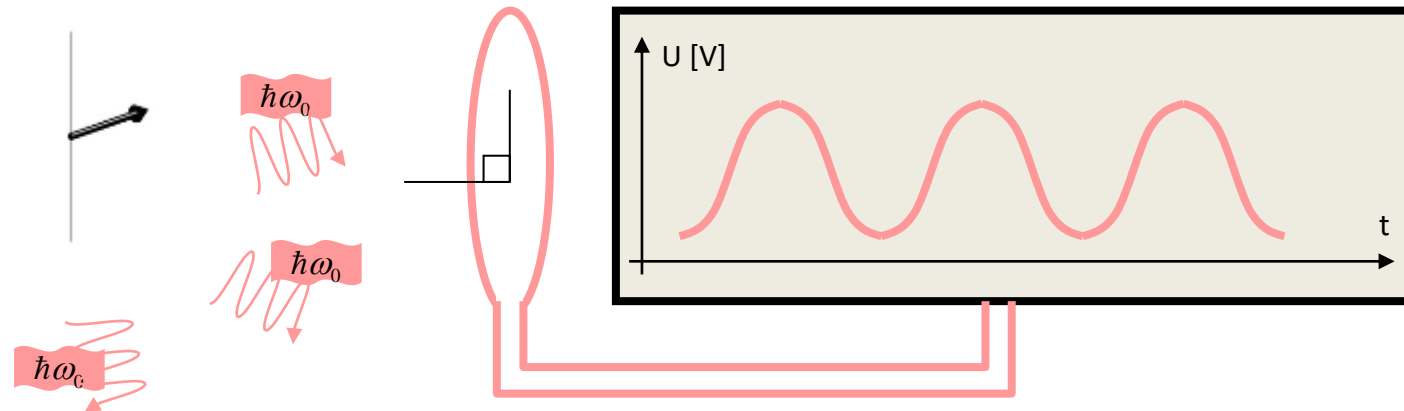
**Anregung** mit resonantem HF-Puls ( $B_1$ ):

- Kohärente Rotation der Spin-Verteilung
- Auslenkung der Magnetisierung

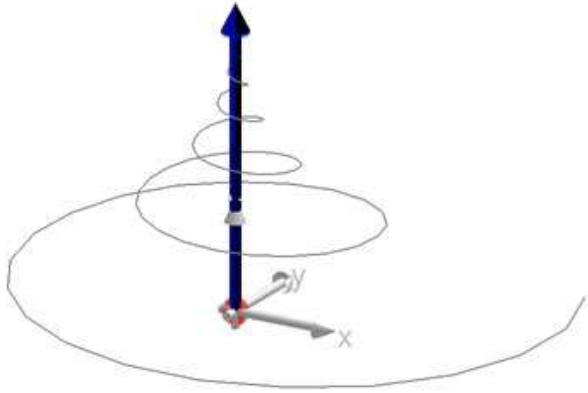
[Hanson 2008]

# Das MR-Signal

- Die rotierende Magnetisierung **induziert** in einer Spule senkrecht zur Transversalebene eine **elektrische Spannung**
  - Hierauf basieren Messungen des MR-Signals
  - Gleiches Grundprinzip wie beim Fahrrad-Dynamo



# Relaxation



- Nach der Anregung kehrt die Magnetisierung exponentiell in ihren Gleichgewichtszustand zurück
  - *Longitudinale* Magnetisierung ( $M_z$ ) kehrt mit Zeitkonstante  $T_1$  zum Ausgangswert  $M_0$  zurück
  - *Quermagnetisierung* ( $M_{xy}$ ) zerfällt mit Zeitkonstante  $T_2$
- Nach einer  $90^\circ$ -Anregung:

$$M_z = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right)$$

$$M_{xy} = M_0 e^{-\frac{t}{T_2}}$$

# Typische T1- und T2-Zeiten im Gewebe

- Unterschiede in T1 und T2 ermöglichen Bildkontrast in der MRT:

- T1 (in ms):

|                 | 0.2 T | 1.0 T | 1.5 T |
|-----------------|-------|-------|-------|
| Muskel          | 370   | 730   | 863   |
| Weißer Substanz | 388   | 680   | 783   |
| Graue Substanz  | 492   | 809   | 917   |
| Liquor          | 1400  | 2500  | 3000  |

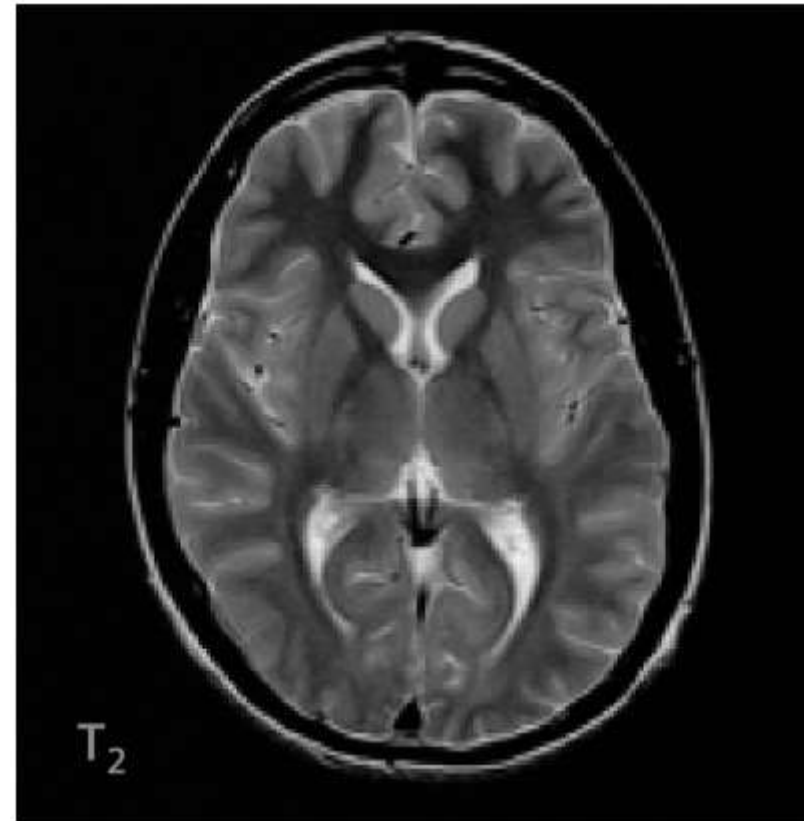
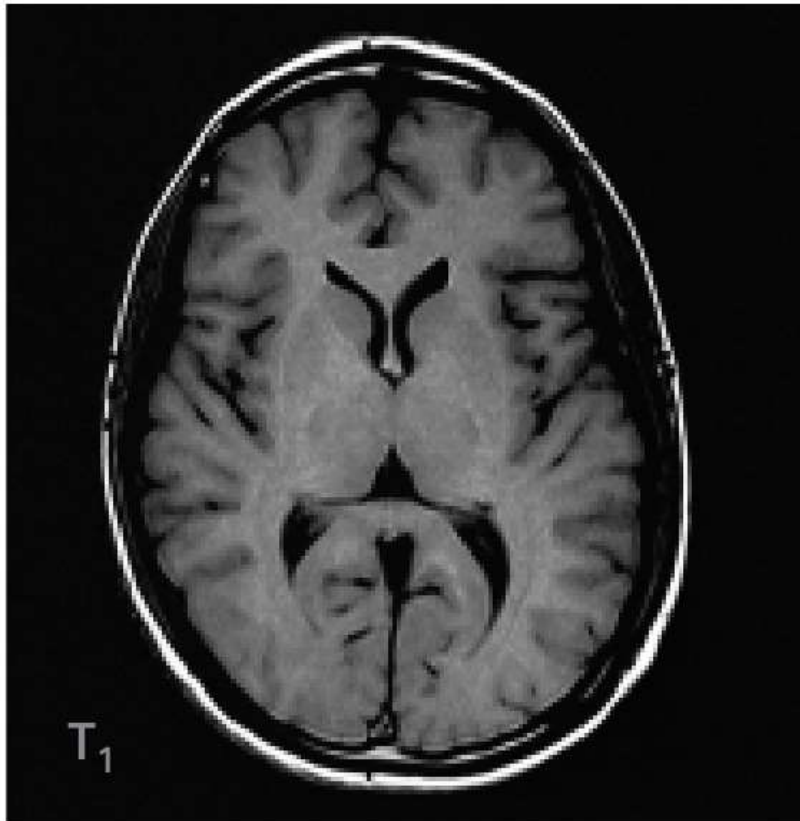
- T2 (in ms):

| Muskel          | 47   |
|-----------------|------|
| Weißer Substanz | 92   |
| Graue Substanz  | 101  |
| Liquor          | 1400 |

*Hinweis:* Inhomogenitäten des Magnetfelds beschleunigen die transversale Relaxation. Die effektive Zeitkonstante wird als T2\* bezeichnet.

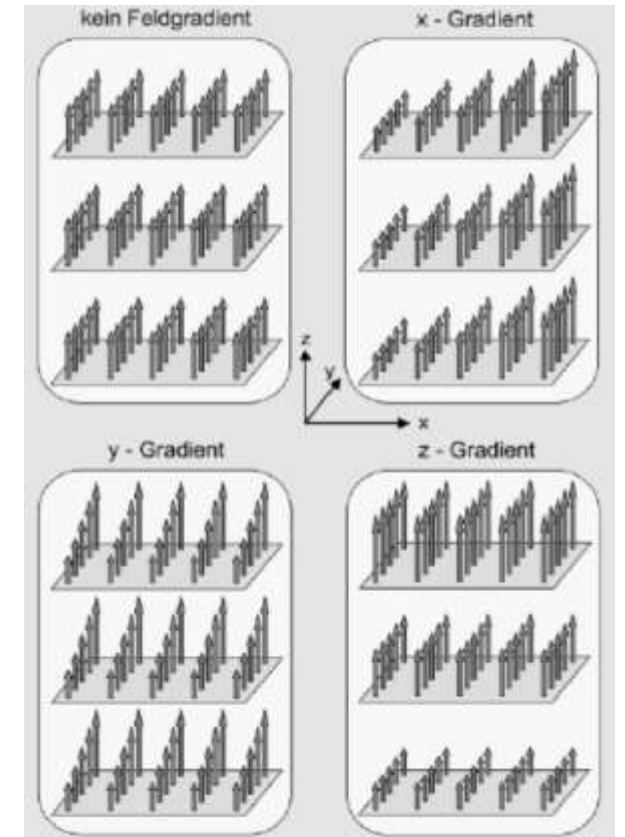
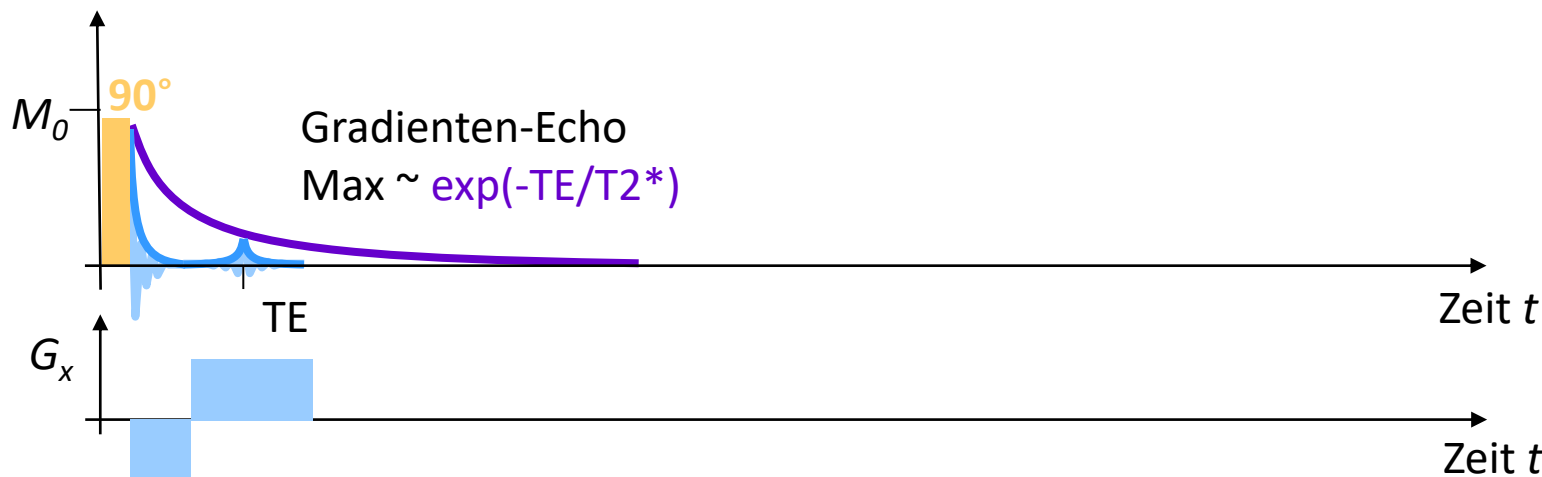
# Beispiele: T1/T2-Wichtung

- In T1-gewichteten Bildern erscheint langes T1 dunkel
- In T2-gewichteten Bildern erscheint langes T2 hell

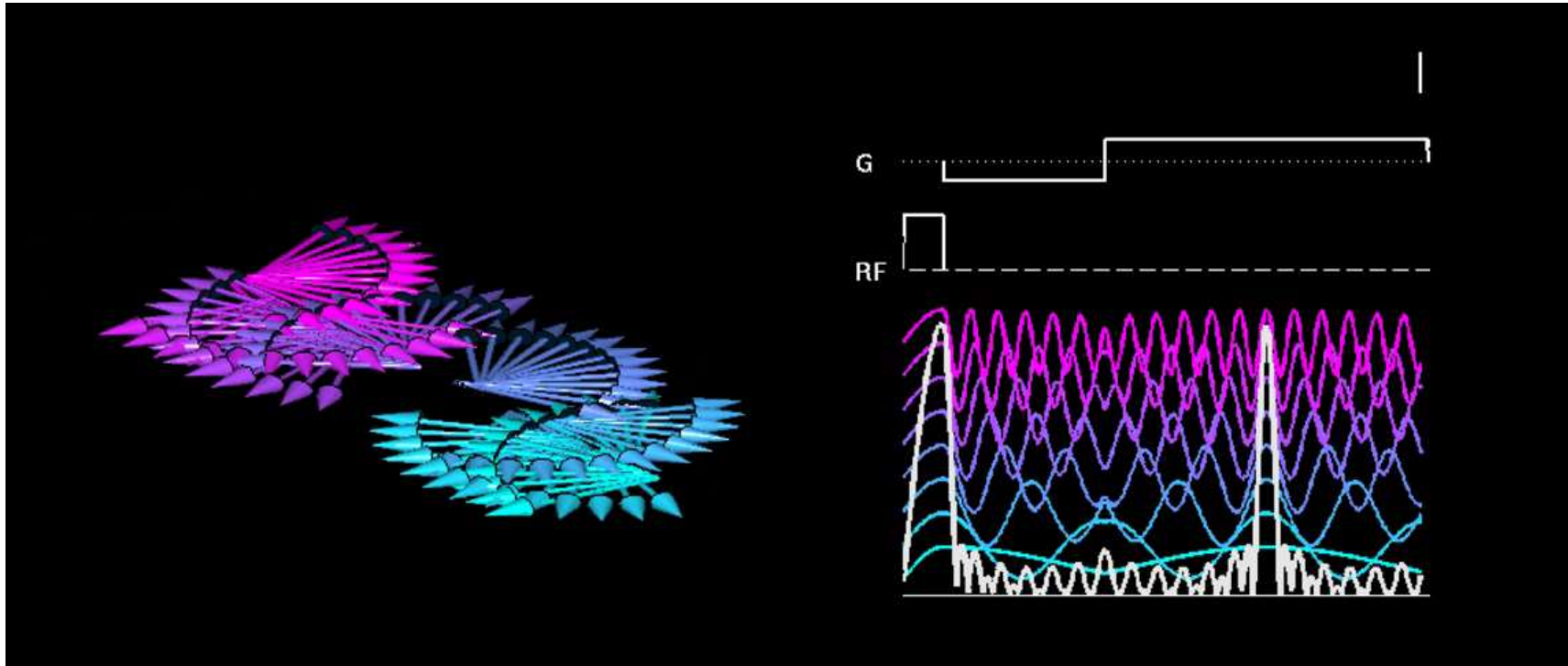


# Gradienten-Echos

- MR-Scanner messen idR nicht das MR-Signal direkt nach der Anregung („Free induction decay“), sondern ein **Echo**
  - Ermöglicht verschiedene Kontraste und vermeidet Störungen
  - Ermöglicht Bildgebung (sehen wir gleich)
- Beispiel **Gradienten-Echo**: Durch Feldgradienten können wir die Kerne gezielt dephasieren und anschließend wieder rephasieren



# Illustration: Gradienten-Echo



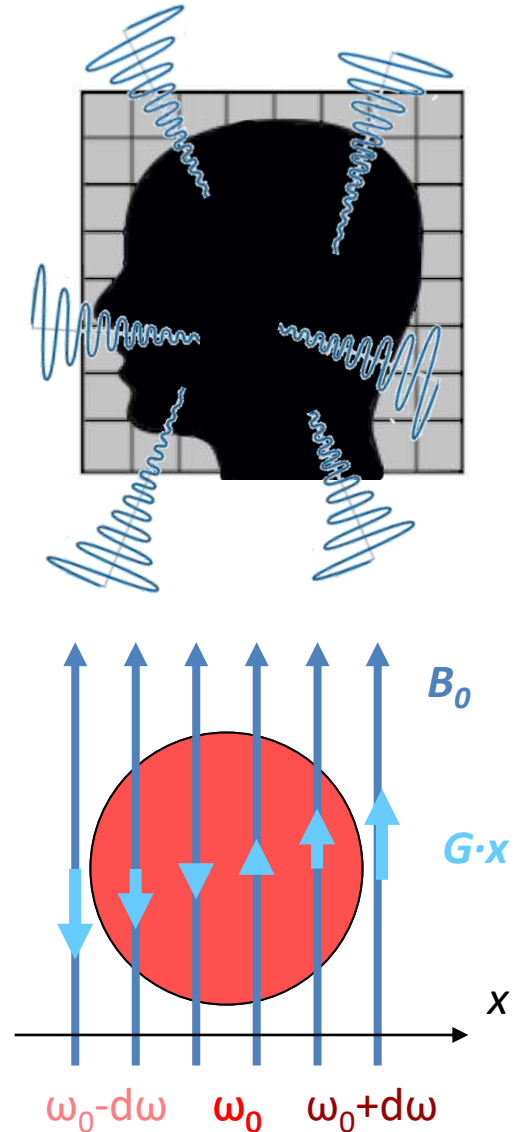


# Grundidee der MR-Tomographie

- Bisher tragen alle Wasserstoff-Kerne im Volumen auf dieselbe Weise zum Signal bei
- Zur Bildgebung (Tomographie) müssen wir das Signal in Anteile zerlegen, die von unterschiedlichen Positionen im Raum stammen
- Dazu nutzen wir verschiedene Varianten desselben Grundprinzips:

**Wir variieren die Larmor-Frequenz mittels Feldgradienten!**

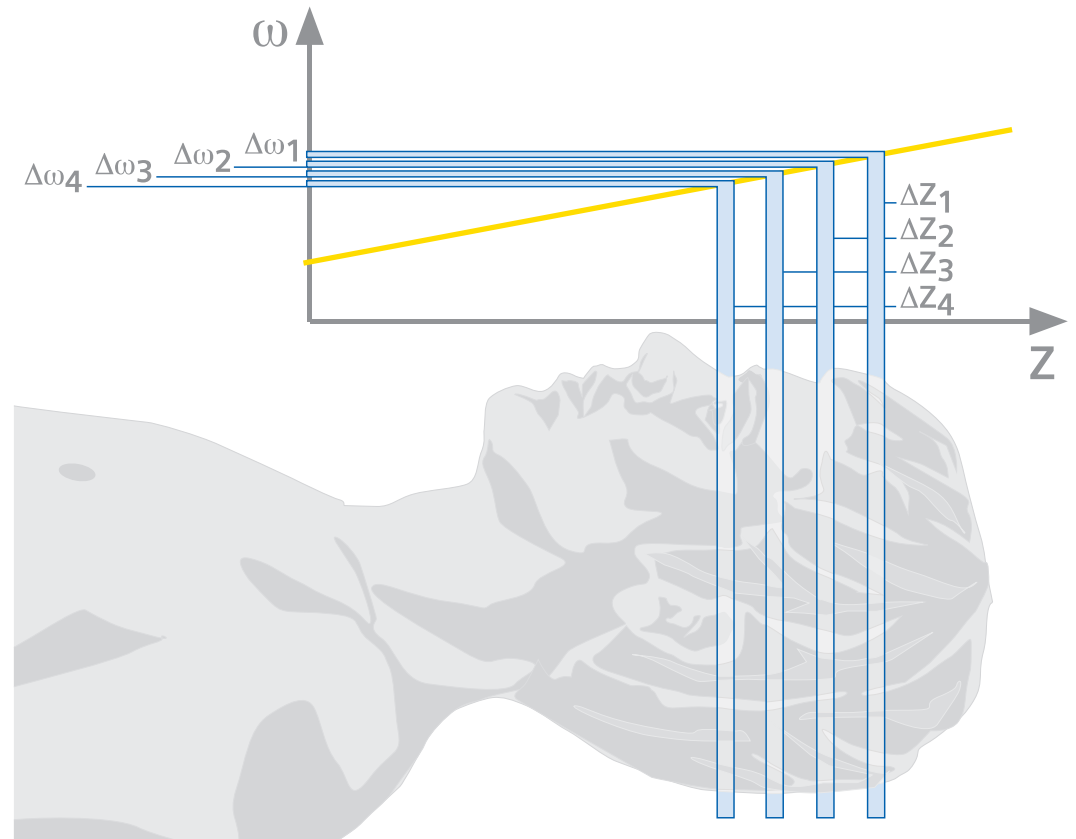
- *Erinnerung:* Feldgradienten ändern die Stärke des Magnetfelds. Diese bestimmt die Larmor-Frequenz.





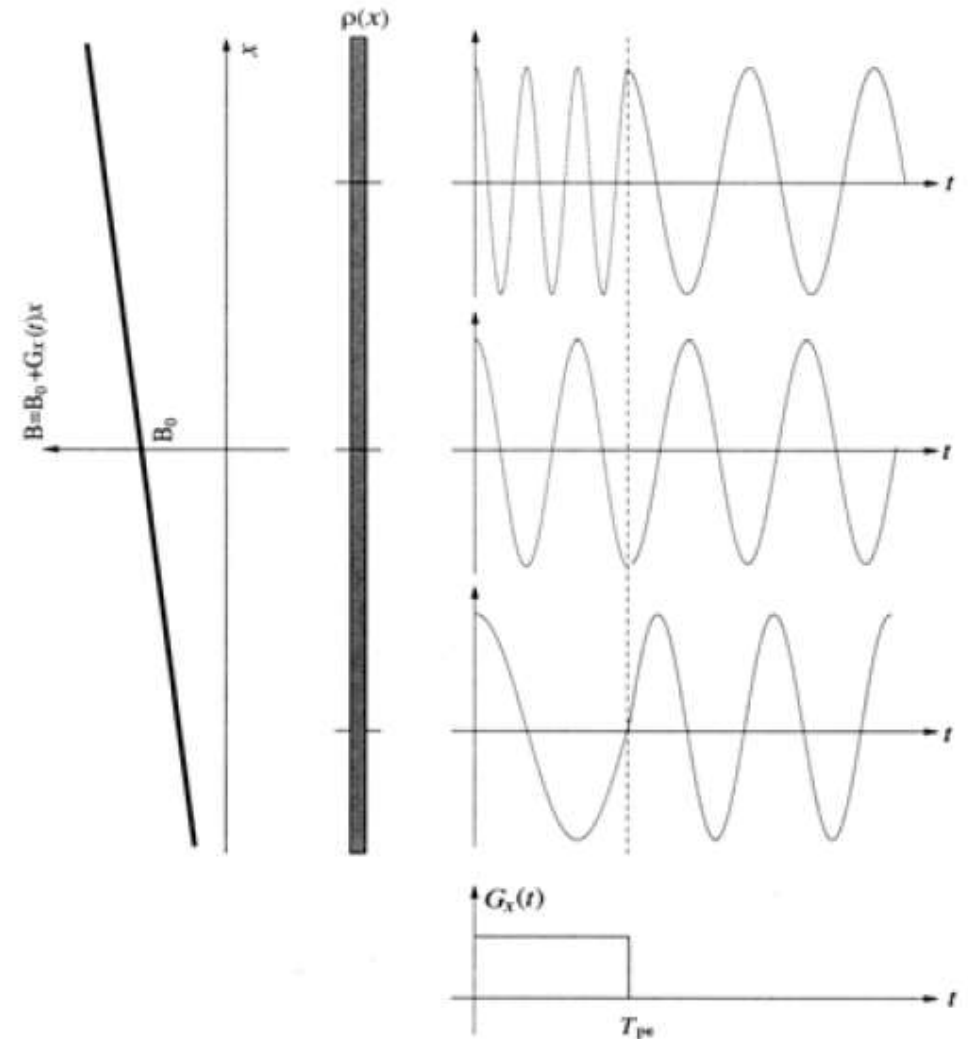
# 1. Selektive Anregung

- Die **selektive Anregung** erzeugt nur in einer einzelnen Schicht eine messbare Quermagnetisierung
  - Moduliert *während der Anregung* die Resonanzfrequenz durch einen Feldgradienten
  - HF-Pulse begrenzter Bandbreite regen daher nur Schichten begrenzter Dicke an



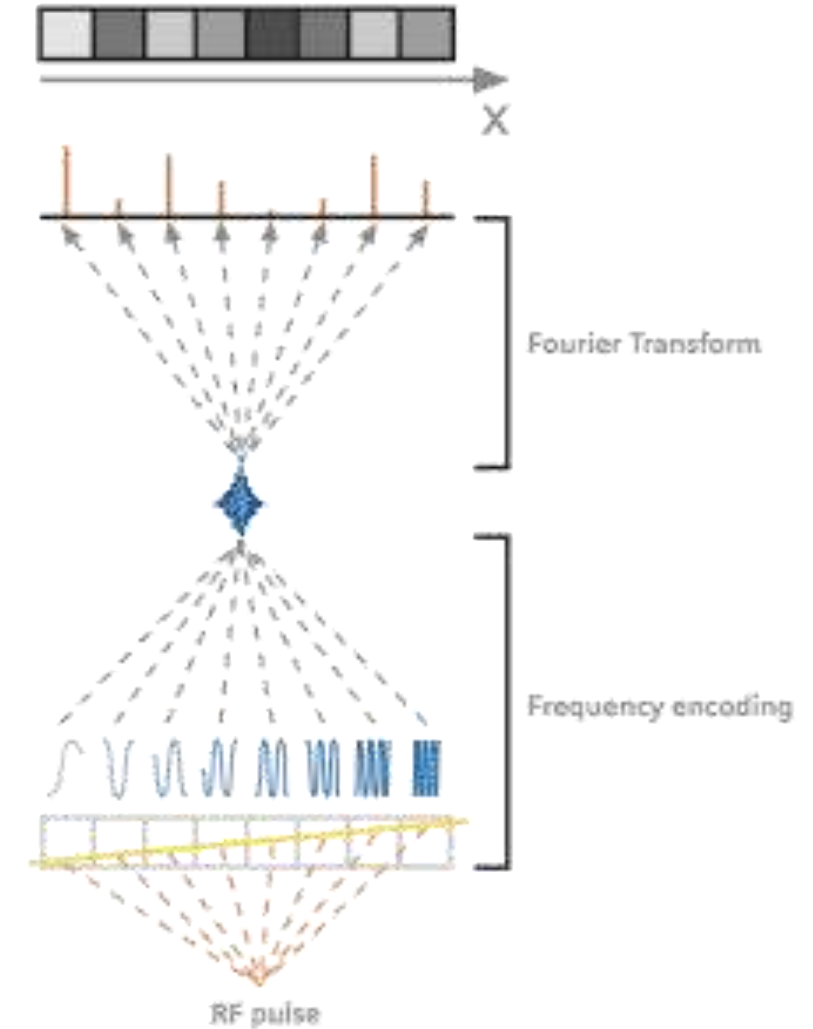
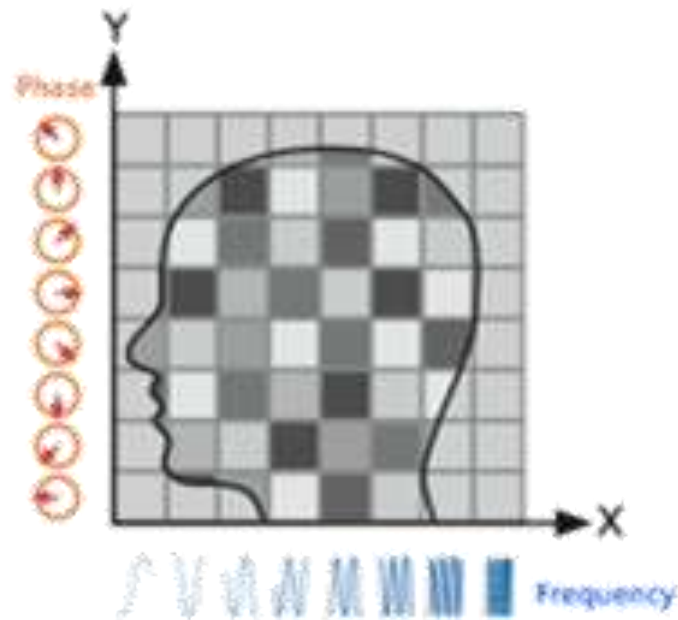
## 2. Phasenkodierung

- **Phasenkodierung** moduliert durch Feldgradienten die Larmorfrequenz *zwischen Anregung und Auslesen*
  - Signale von verschiedenen Positionen entlang der *Phasenkodierrichtung* unterscheiden sich durch ihre Phase
  - Wiederholte Messung mit verschiedenen starken Phasenkodiergradienten ermöglicht die Rekonstruktion der Signalanteile von verschiedenen Positionen

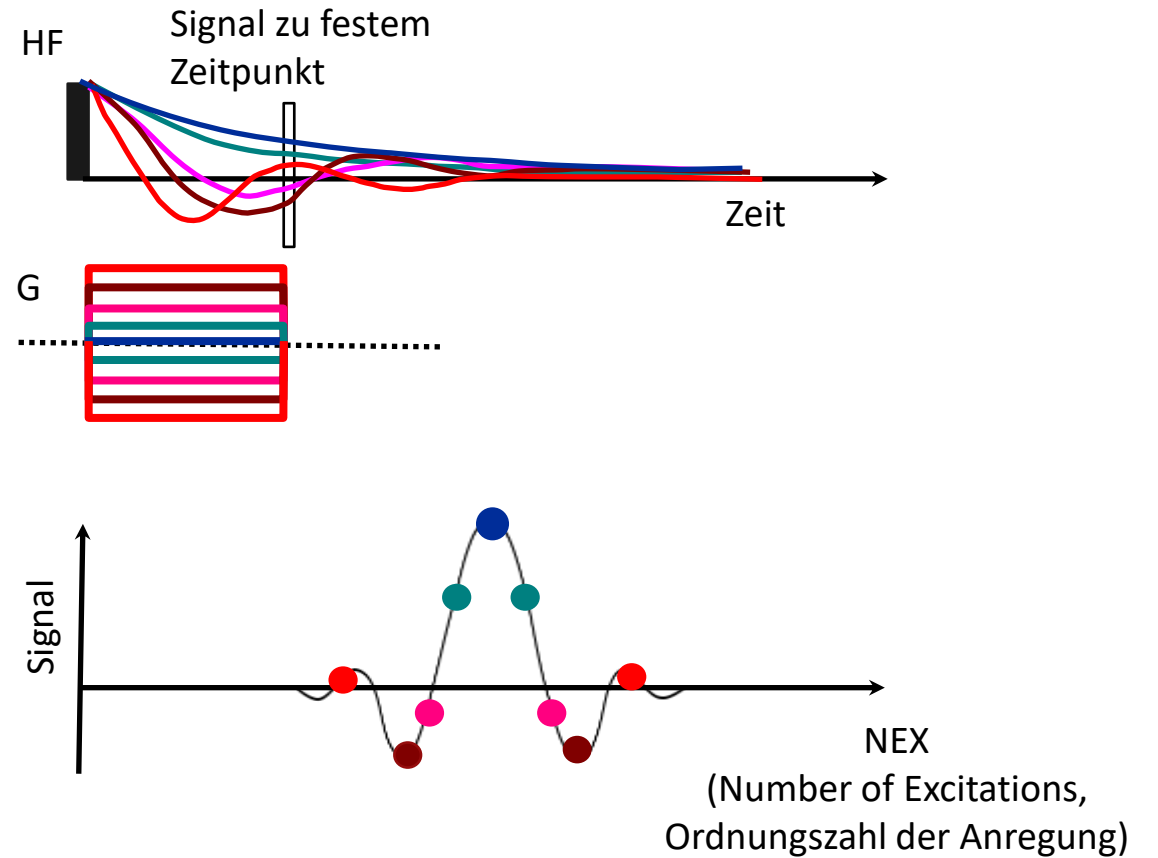
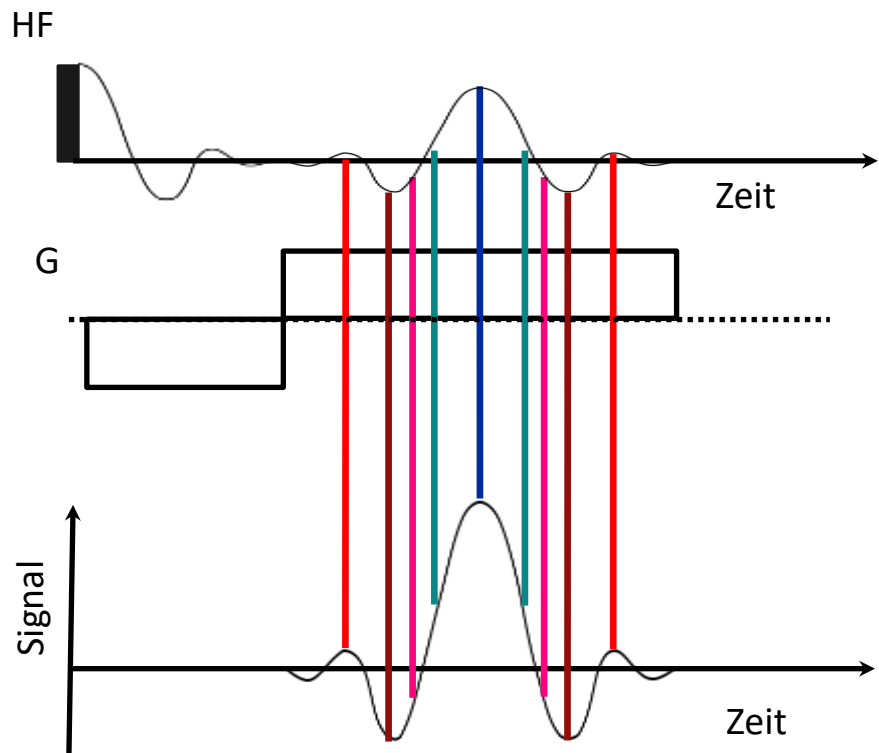


### 3. Frequenzkodierung

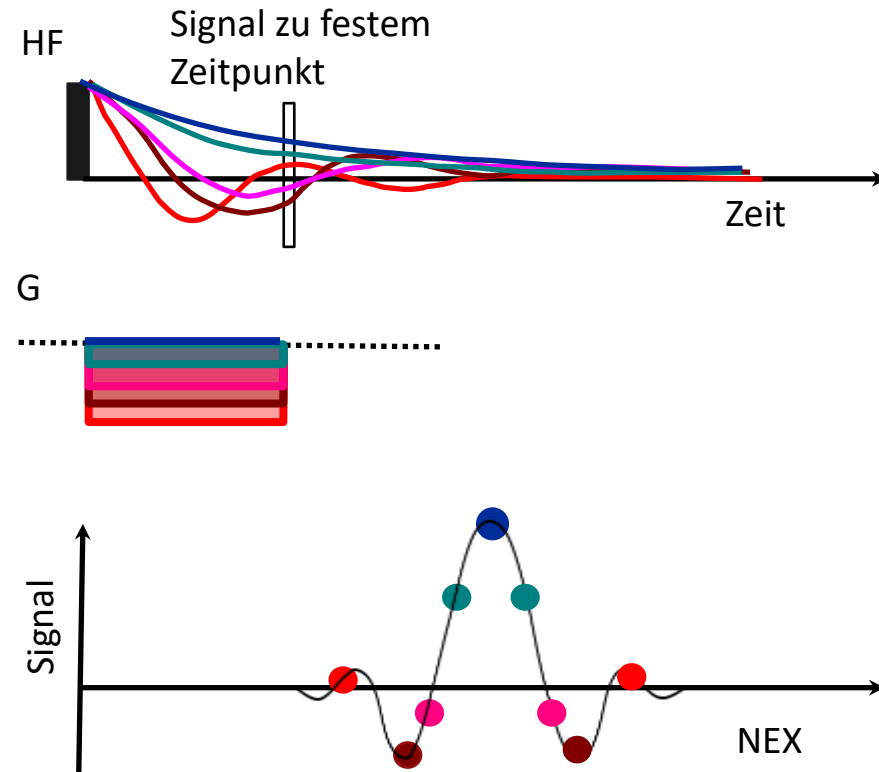
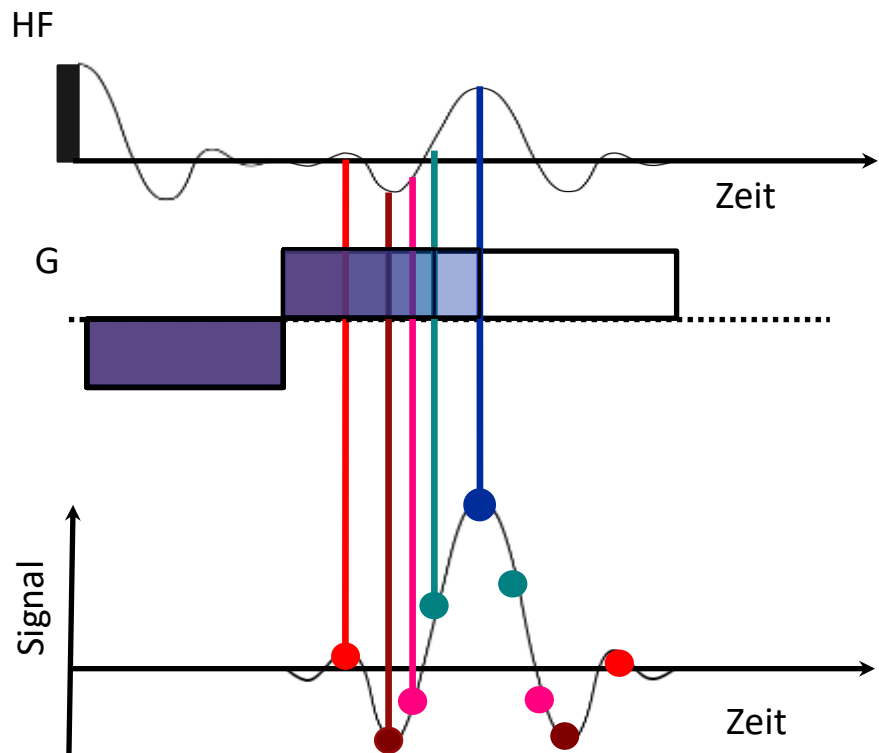
- **Frequenzkodierung** moduliert *während des Auslesens* die Larmorfrequenz durch einen Feldgradienten
  - Fourier-Transformation trennt das Gesamtsignal in Beiträge entlang der *Frequenzkodierrichtung* auf



# Illustration: Frequenz- vs. Phasenkodierung



# Illustration: Frequenz- vs. Phasenkodierung



# Signalgleichung mit Selektiver Anregung

- Die Signalgleichung nach einem 90°-Puls lautet:

$$s(t) = \iiint_{xyz} M_0(x, y, z) \exp\left(\cancel{-\frac{t}{T_2^*}}\right) \exp(-i\omega_0 t) dx dy dz$$

Vernachlässigt!

↑

Gleichgewichtsmagnetisierung  
~ Protonendichte

↑

Transversale  
Relaxation

↑

Präzession des  
magnetischen Moments

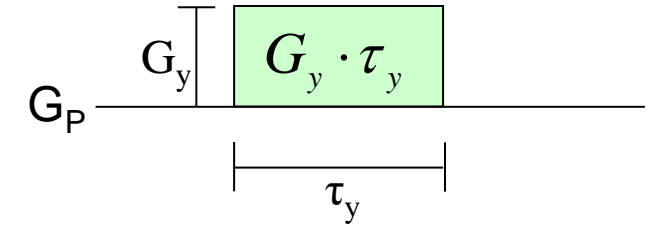
- 2D-Integral nach selektiver Anregung:

$$s(t) = \iint_{xy} m(x, y) \exp(-i\omega_0 t) dx dy$$

$$\text{mit } m(x, y) = \int_{z_0 - \frac{\Delta z}{2}}^{z_0 + \frac{\Delta z}{2}} M_0(x, y, z) dz$$

# Signalgleichung: Phasenkodierung

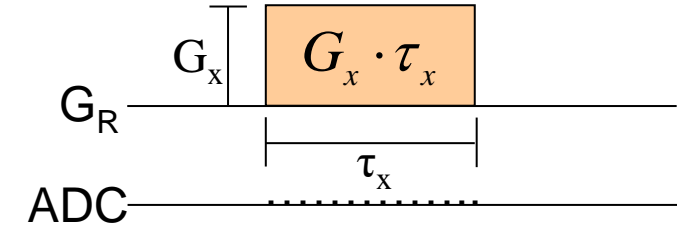
Ein linearer Feldgradient in y-Richtung zwischen Anregung und Auslesen ändert die Signalgleichung wie folgt:



$$s(G_y, \tau_y, t) = \iint_{xy} m(x, y) \exp(-i\omega_0 t) \exp(-i\gamma G_y \tau_y y) dx dy$$

# Signalgleichung: Frequenzkodierung

Ein linearer Feldgradient in x-Richtung während des Auslesens ändert die Signalgleichung wie folgt:



$$s(G_x, G_y, \tau_x, \tau_y, t) =$$

$$\iint_{xy} m(x, y) \exp(-i\omega_0 t) \exp(-i\gamma G_x \tau_x x) \exp(-i\gamma G_y \tau_y y) dx dy$$



# Signalgleichung: Demodulation

$$\iint_{xy} m(x, y) \exp(-i\omega_0 t) \exp(-i\gamma G_x \tau_x x) \exp(-i\gamma G_y \tau_y y) dx dy$$

||

Demodulation (mit Frequenz  $\omega_0$ )

(Wechsel in rotierendes Referenzsystem)



$$\iint_{xy} m(x, y) \cancel{\exp(-i\omega_0 t)} \exp(-i\gamma G_x \tau_x x) \exp(-i\gamma G_y \tau_y y) dx dy$$

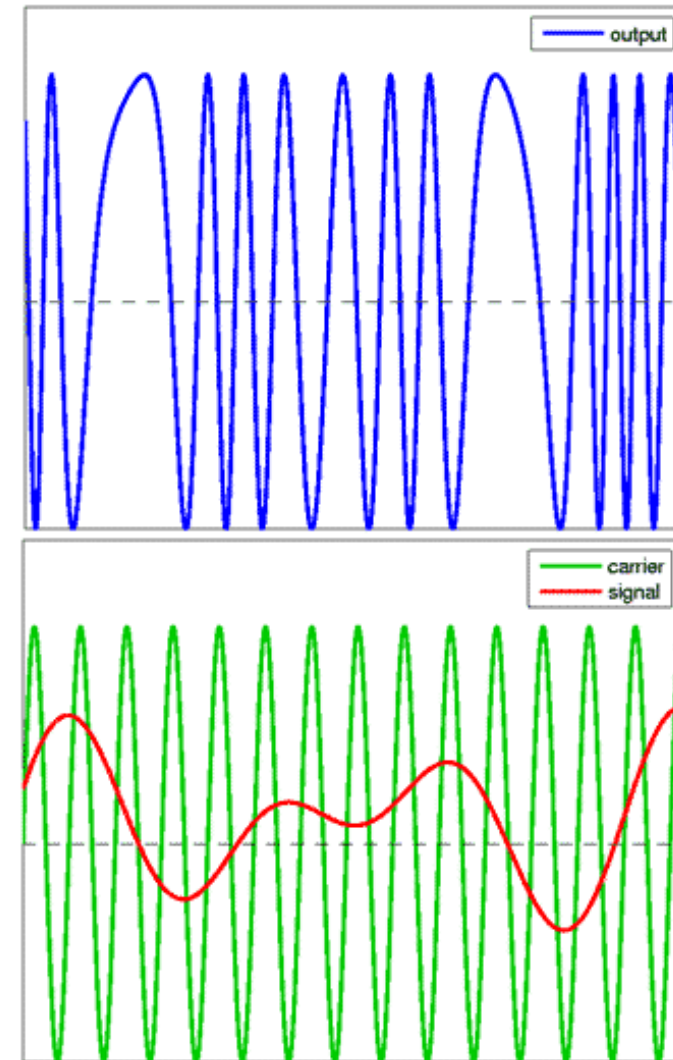


Figure from: [http://en.wikipedia.org/wiki/Phase\\_modulation](http://en.wikipedia.org/wiki/Phase_modulation)

# Signalgleichung: k-Raum-Formalismus

Das demodulierte Signal einer selektiv angeregten Schicht, die vor und während des Auslesens linearen Feldgradienten in  $y$ - und  $x$ -Richtung ausgesetzt war lautet demnach:

$$s(G_x, G_y, \tau_x, \tau_y) = \iint_{xy} m(x, y) \exp(-i\gamma G_x \tau_x x) \exp(-i\gamma G_y \tau_y y) dx dy$$

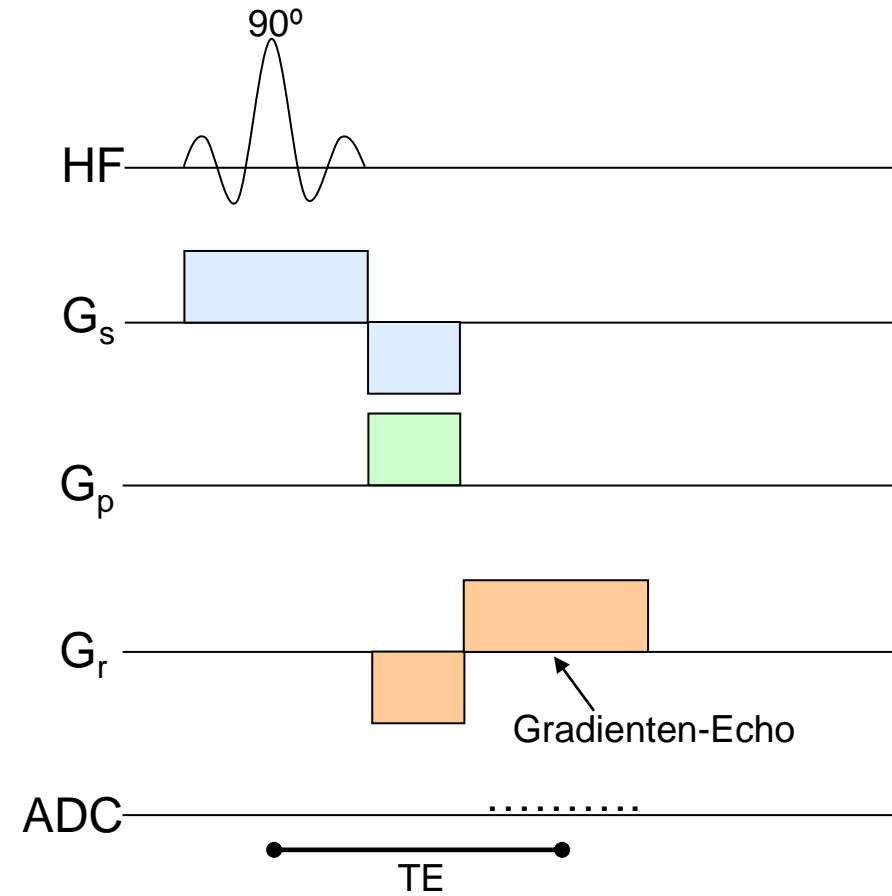
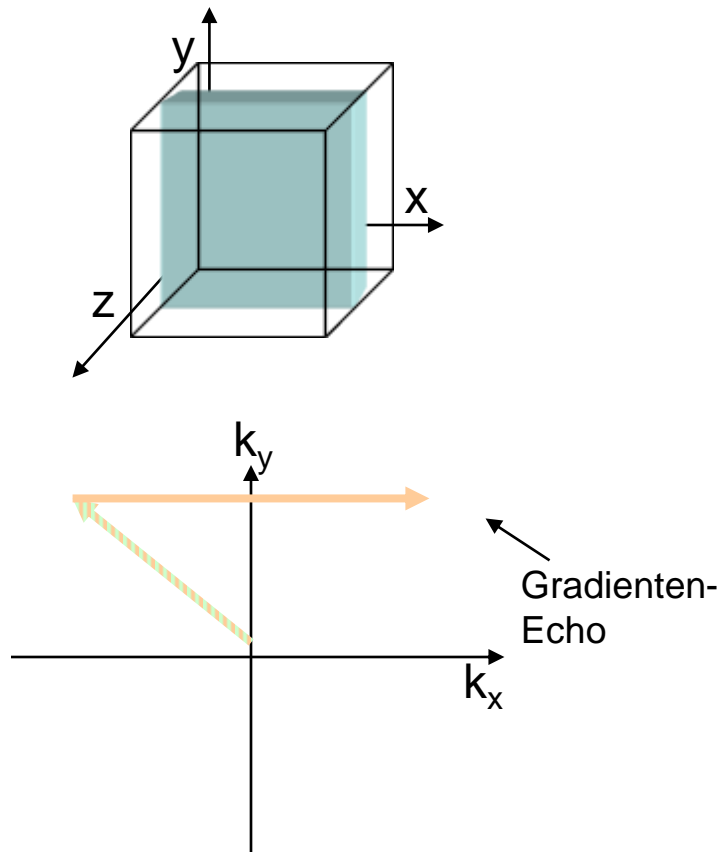
Das Signal ist die Fourier-Transformation der Magnetisierung!

Definition:  $k_x(G_x, \tau_x) = \frac{\gamma}{2\pi} G_x \tau_x, \quad k_y(G_y, \tau_y) = \frac{\gamma}{2\pi} G_y \tau_y$



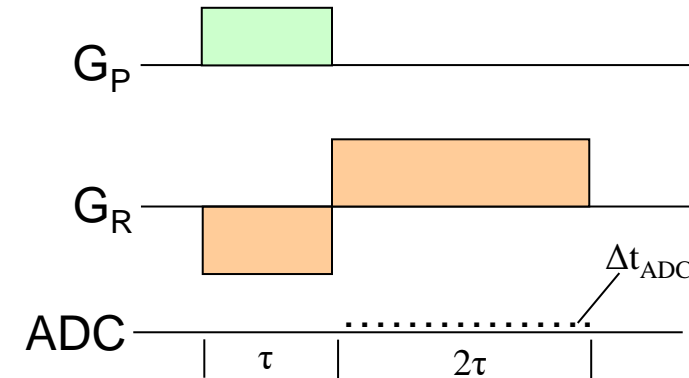
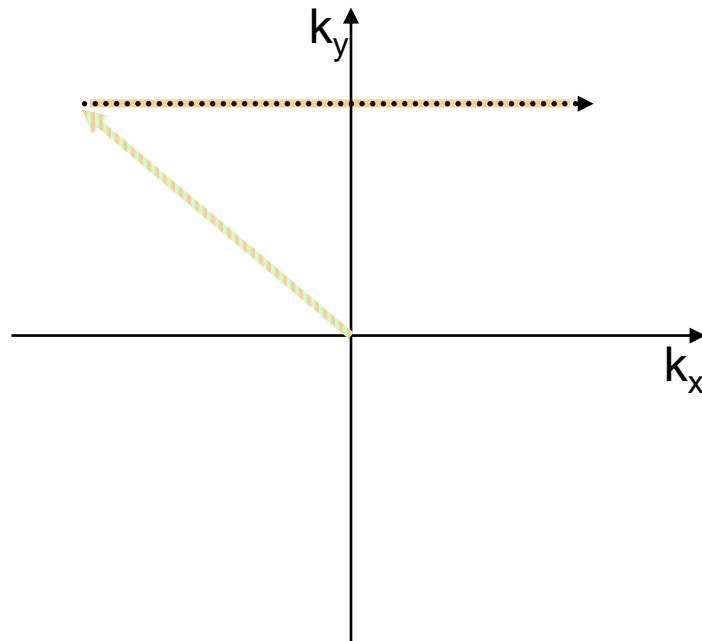
$$s(k_x, k_y) = \iint_{xy} m(x, y) \exp(-i2\pi k_x x) \exp(-i2\pi k_y y) dx dy$$

# MRT mit Gradienten-Echo



# Abtastung des $k$ -Raums

Durch die Kombination von Phasen- und Frequenzkodierung zeichnen wir **eine Zeile** im  $k$ -Raum auf:

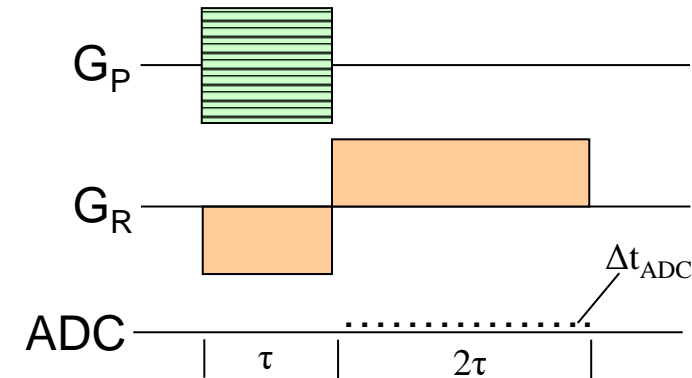
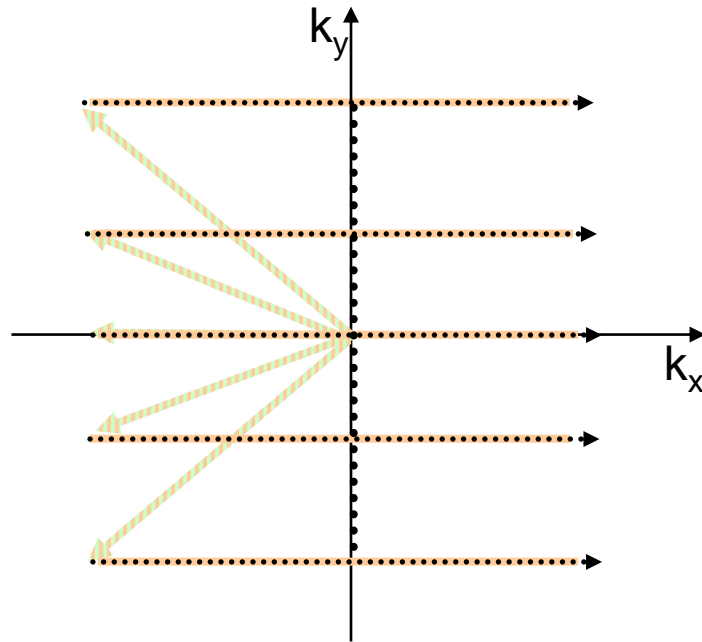


$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} (-G_x \tau + G_x \{0, \Delta t_{ADC}, 2\Delta t_{ADC}, \dots, 2\tau\})$$

$$k_y = \frac{\gamma}{2\pi} G_y \tau = \text{const.}$$

# Abtastung des $k$ -Raums

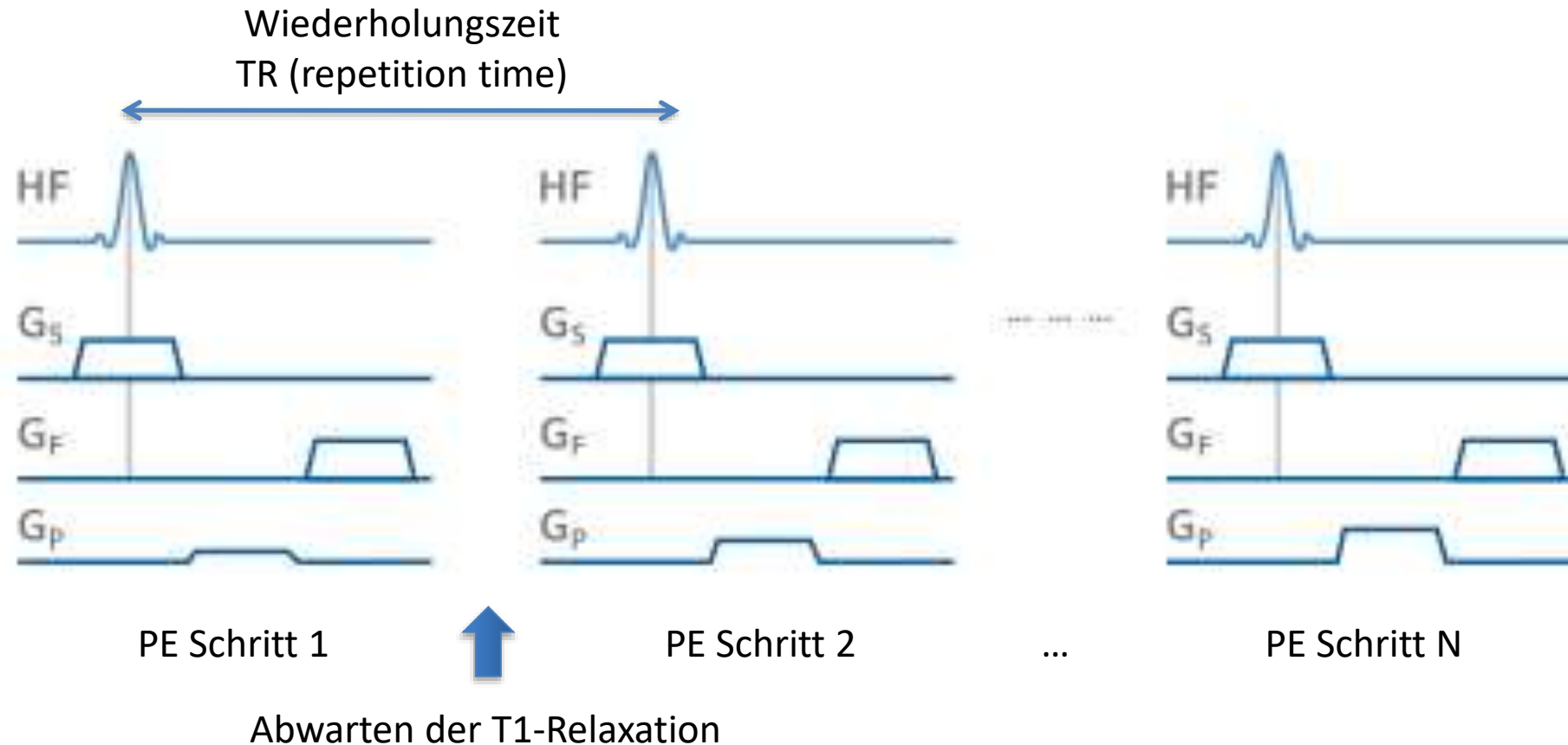
Um den **kompletten zweidimensionalen**  $k$ -Raum abzutasten wird die Sequenz mit anderer Stärke des  $y$ -Gradienten wiederholt



$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} (-G_x \tau + G_x \{0, \Delta t_{ADC}, 2\Delta t_{ADC}, \dots, 2\tau\})$$

$$k_y = \frac{\gamma}{2\pi} \{G_{y,\max}, \dots, G_{y,\min}\} \tau$$

# Gesamtablauf: Phasen- und Frequenzkodierung

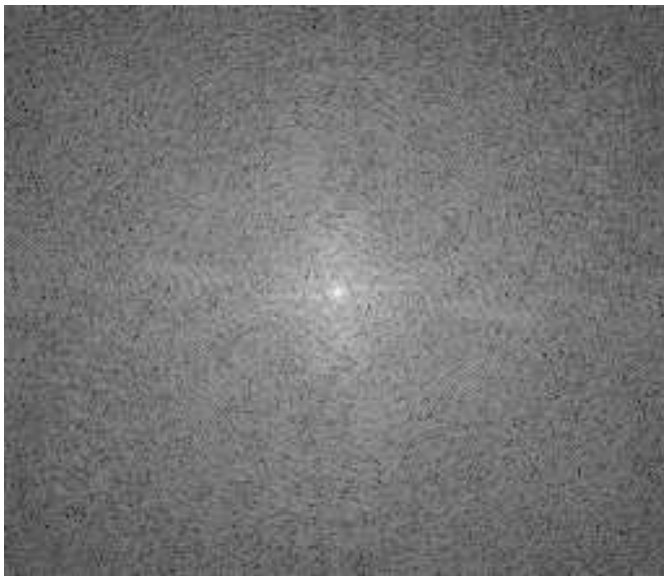


**Die Gesamtzeit einer MRT-Aufnahme ergibt sich als Produkt der Wiederholungszeit TR und der Zahl der Phasenkodierschritte.**

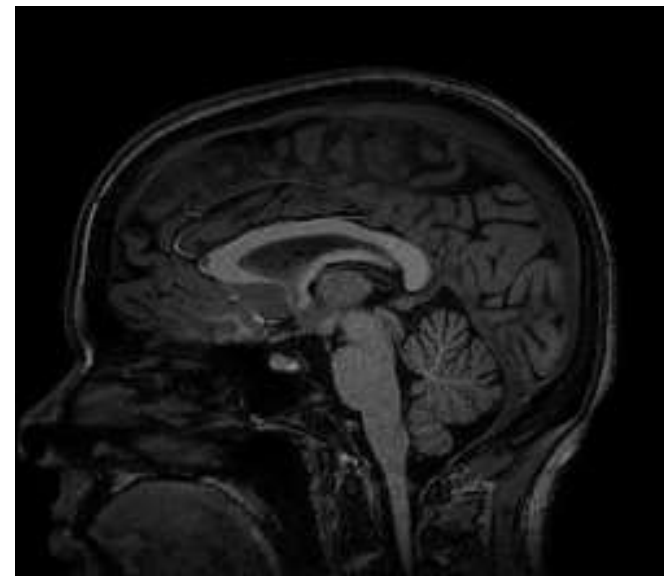
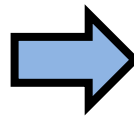
# MRT: Bildrekonstruktion

Sobald der  $k$ -Raum vollständig gefüllt ist, kann man das Bild durch eine **inverse 2D Fourier-Transformation** rekonstruieren

- Theoretisch sollte es reichen, die Hälfte des  $k$ -Raums abzutasten
- Vollständige Abtastung verringert Einfluss von Rauschen und Artefakten
- Absolutbetrag der Rekonstruktion ergibt ein reellwertiges Bild



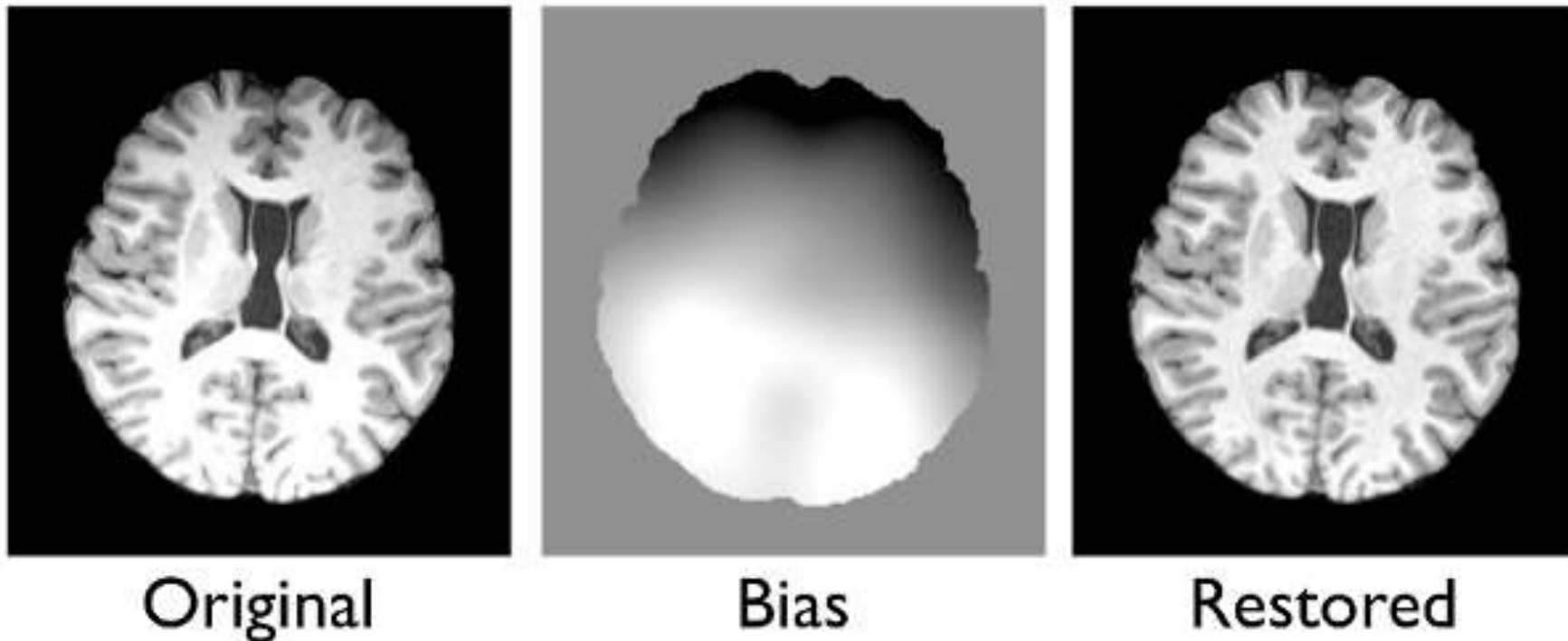
$k$ -Raum



Bildraum

# MRT-Artefakte: Inhomogenitäten

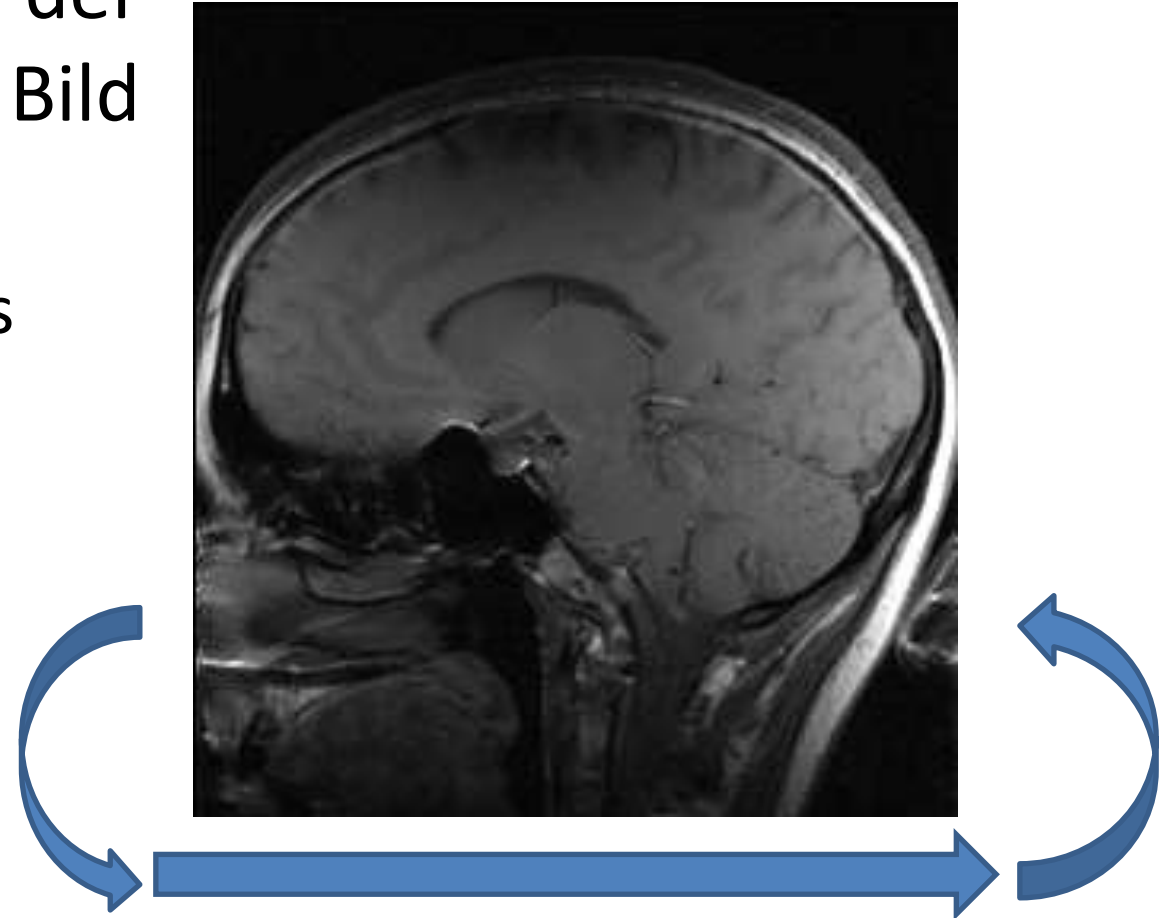
- Das Magnetfeld in MR-Scannern ist nicht perfekt **homogen**, der HF-Puls nicht überall genau gleich stark
  - Einflüsse der Umgebung und des Probanden selbst
  - Anregungswinkel  $\alpha$  ist nicht überall gleich
  - Führt zu ungleichmäßiger „Ausleuchtung“ des Bildes





# Einfaltungsartefakte

- Körperteile/Objekte im Scanner, aber außerhalb des Untersuchungsfeldes werden auf der gegenüberliegenden Seite in das Bild **„eingefaltet“**
  - In Phasenkodierrichtung besonders schwierig zu unterdrücken



# Zusammenfassung: Magnetresonanztomographie

- MRT eignet sich besonders für **Weichgewebe** und **Organe**
- Ein **MRT-Scan** besteht aus folgenden Schritten:
  1. **Polarisierung** von Wasserstoff-Kernen durch starkes Magnetfeld
  2. **Selektive Anregung** der Kerne durch einen resonanten HF-Puls
  3. **Phasen- und Frequenzkodierung** der Position in 2D-Schicht
  4. **Aufzeichnung des Echos** und Eintrag in den  $k$ -Raum
    - Vollständiges Füllen des  $k$ -Raums durch Wiederholung der Schritte 2-4
  5. **Rekonstruktion** durch inverse Fourier-Transformation
- **Bildkontrast** ergibt sich durch verschiedene Protonendichten sowie **Relaxationszeiten**
  - Longitudinal:  $T_1$ , Transversal:  $T_2$  bzw.  $T_2^*$

## **3.5 Ultraschall**

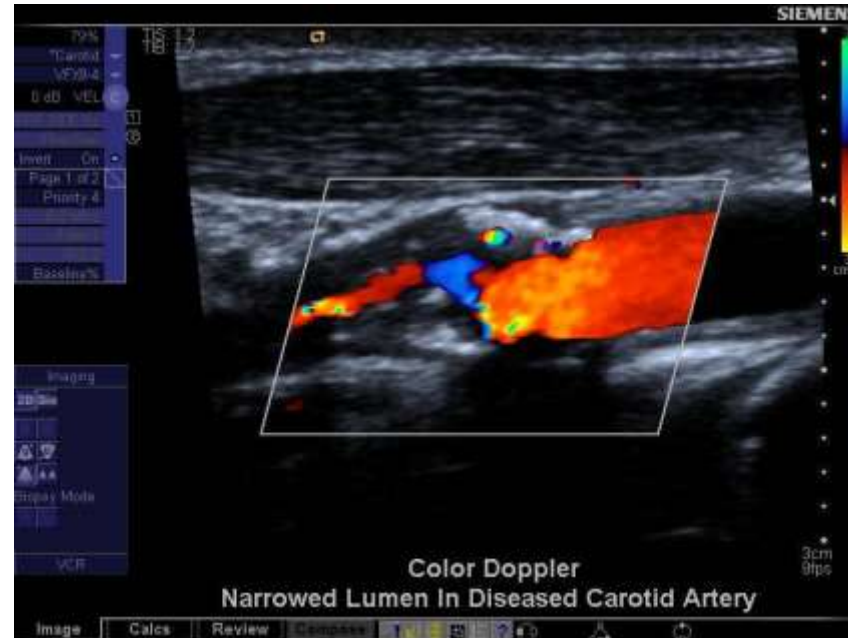
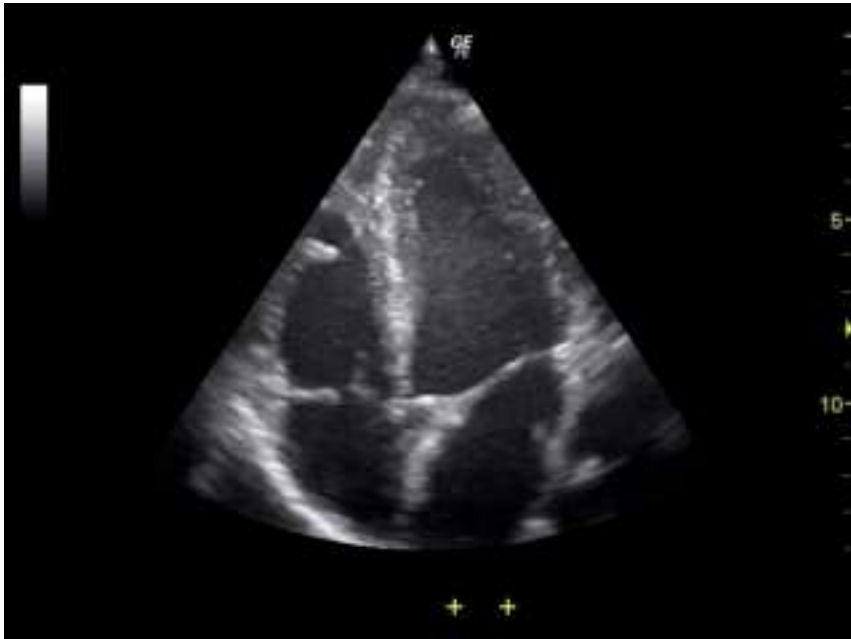
# Vorteile von Ultraschall

- Bildgebung mit **Ultraschall** (Sonographie) ist mobil, preiswert und sicher
- *Grundprinzip:* Ein **Ultraschall-Wandler** strahlt Schallwellen oberhalb des hörbaren Bereichs (1-40 MHz) in den Körper und erzeugt aus den zurückgeworfenen Echos ein Bild
  - Der Doppler-Effekt ermöglicht bei Bedarf die Darstellung von Blutfluss
- *Hinweis:* Aus Zeitgründen behandeln wir dieses Thema knapp.



# Anwendungen von Ultraschall

Zum Einsatz kommt Ultraschall u.a. zur Untersuchung des Herzens, Verdauungstrakts, von Blutgefäßen/Blutfluss und von ungeborenen Kindern



# Schallimpedanz

- Die **Schallimpedanz**  $Z = \rho \cdot c$  beschreibt den Widerstand, den ein Material der Schallausbreitung entgegensetzt
  - Produkt der Dichte  $\rho$  und Schallgeschwindigkeit  $c$

| Material | $c$ [m/s] | $\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ] | $Z$ [g cm <sup>-2</sup> s <sup>-1</sup> ] |
|----------|-----------|-----------------------------|---|
| Luft     | 331       | 0,0013                      | 43  |
| Fett     | 1470      | 0,97                        | $1,42 \cdot 10^5$                         |
| Wasser   | 1492      | 0,9982                      | $1,48 \cdot 10^5$                         |
| Hirn     | 1530      | 1,02                        | $1,56 \cdot 10^5$                         |
| Muskel   | 1568      | 1,04                        | $1,63 \cdot 10^5$                         |
| Knochen  | 3600      | 1,7                         | $6,12 \cdot 10^5$                         |

# Reflexion und Transmission

- Der **Reflexionskoeffizient**  $R$  an der Grenzfläche zweier Materialien mit Impedanzen  $Z_1$  und  $Z_2$  ist (bei senkrechtem Einfall)

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}$$

- Grenzen mit sehr kleinen Impedanzunterschieden sind kaum sichtbar, sehr große Unterschiede machen alle Strukturen dahinter unsichtbar



# Eindringtiefe und Auflösung

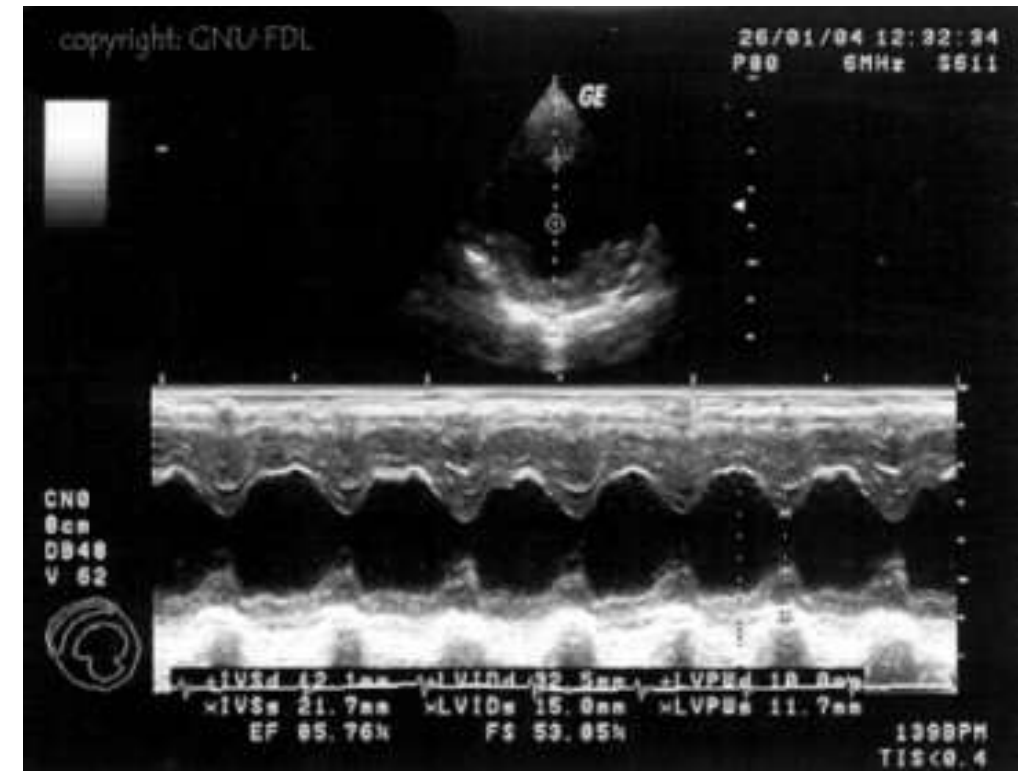
- Die **Schallintensität** nimmt auf dem Weg durch homogenes Material durch Absorption und Streuung exponentiell ab
  - Höhere Frequenzen haben einen höheren Schwächungskoeffizienten
- Höhere Frequenzen erlauben jedoch auch eine höhere **Ortsauflösung**

| Frequenz [MHz] | Eindringtiefe [cm] | Anwendungsbeispiele       | Auflösung [mm] |       |
|----------------|--------------------|---------------------------|----------------|-------|
|                |                    |                           | lateral        | axial |
| 3,5            | 15                 | Fetus, Leber, Herz, Niere | 1,7            | 0,5   |
| 7,5            | 7                  | Prostata                  | 0,8            | 0,3   |
| 10             | 5                  | Pankreas (intraoperativ)  | 0,6            | 0,2   |
| 20             | 1,2                | Auge, Haut                | 0,4            | 0,15  |



# A- und M-Mode

- Im **A-Mode** (Amplitude) werden die Echozeiten eines einzelnen Ultraschall-Strahls in Tiefe umgerechnet und die Intensitäten der Echos dargestellt
  - Zeitabhängige Verstärkung (*engl.* Time Gain Compensation) kompensiert die Abschwächung durch Absorption und Streuung
- Im **M-Mode** (Motion) wird eine A-Mode über die Zeit hinweg als Bild dargestellt



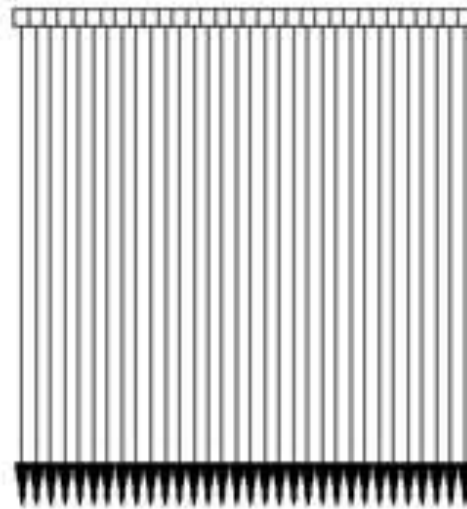
Hundeherz in B-Mode (oben) /  
M-Mode (unten)

# B-Mode

- Der **B-Mode** (Brightness) stellt die Echos eines zweidimensionalen Strahlenfächers als Bild dar
  - Verschiedene Sondentypen, je nach Anwendung
  - Schwenken des 2D-Fächers ermöglicht auch 3D-Bilder



Sektorscanner



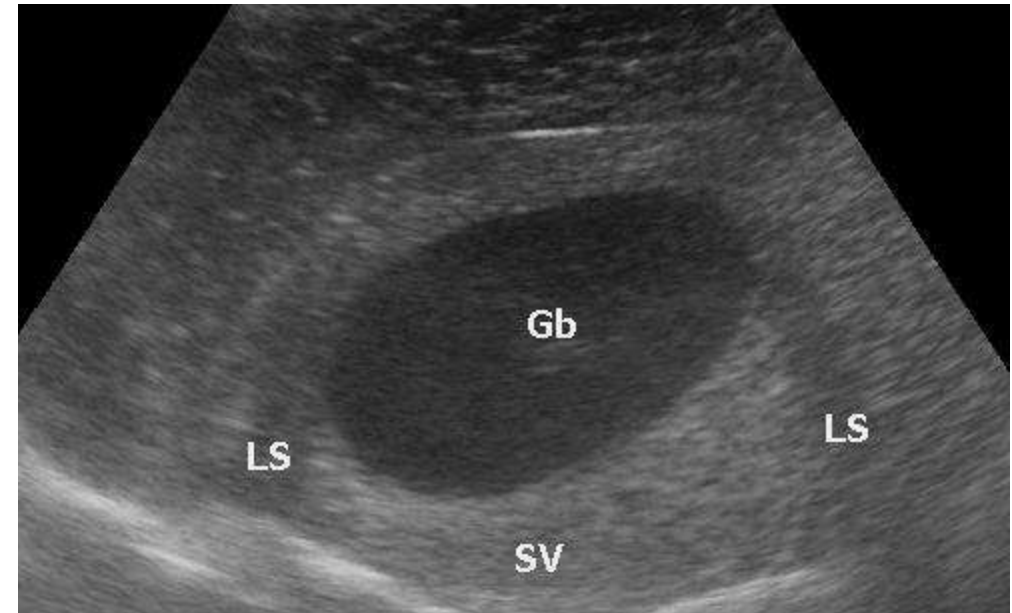
Linearscanner



Konvexscanner

# Bildstörungen im Ultraschall

- Interpretation von Ultraschall erfordert viel Erfahrung
  - Darstellung der Anatomie hängt von Positionierung des Ultraschallkopfs ab
  - Interferenzen der Schallwellen führen zu Bildrauschen (Speckle)
  - Starke Reflexionen erzeugen „Schatten“
  - Mehrfachreflexionen führen zu „Trugbildern“
  - Strukturen hinter schwach dämpfendem Material werden übermäßig hell
  - Unterschiede zwischen angenommener und tatsächlicher (materialabhängiger) Schallgeschwindigkeit verzerren das Bild



LS = Laterale Schatten, SV = Schallverstärkung

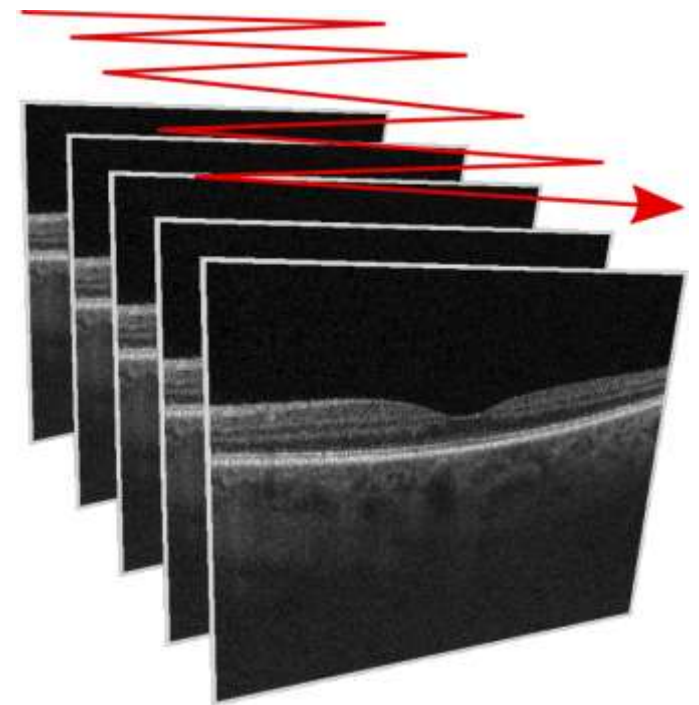
# Zusammenfassung: Sonographie

- Sonographie macht Unterschiede **akustischer Impedanz** an den Grenzflächen verschiedener Gewebe / Materialien sichtbar
- **Schallfrequenz** (im MHz-Bereich) ist anwendungsabhängig
  - Höhere Frequenzen haben bessere Auflösung, geringere Eindringtiefe
- Ultraschall ist bei korrektem Einsatz **unbedenklich**
  - Sicherheitsaspekte: Wärmeentwicklung und Kavitation
- Ultraschall ist relativ **einfach, mobil** und **breit verfügbar**, die Bilder haben jedoch zahlreiche **Störungen** und sind daher schwer zu interpretieren

## **3.6 Optische Kohärenztomographie**

# Grundprinzip der OCT

- Die **Optische Kohärenztomographie** (*engl.* Optical Coherence Tomography, OCT) bestimmt durch Interferenz kohärenten Lichts den Abstand, aus dem Licht reflektiert wird
  - Grundidee ähnlich wie im Ultraschall, Laser-Licht im Infrarotbereich statt Schallwellen
  - Erreicht Eindringtiefe von wenigen mm, Auflösung im  $\mu\text{m}$ -Bereich
  - Aus Zeitgründen verzichten wir auf weitere Details
- **Anwendungsbereiche:**
  - Untersuchungen der Netzhaut
  - Diagnostik der Haut
  - Intravaskuläre Bildgebung



# Anwendungsbeispiel: OCT

- Unsere Gruppe beschäftigt sich aktuell u.a. mit der Quantifizierung krankhafter Veränderungen im Kontext der **altersbedingten Makuladegeneration (AMD)**, z.B. Drusen

Normale Sicht



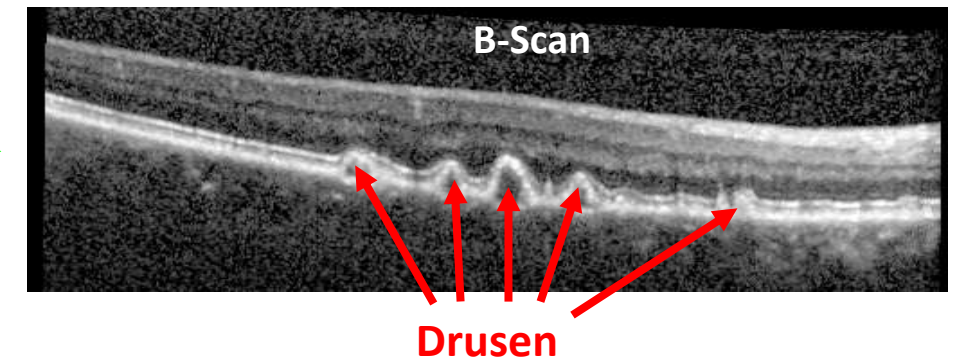
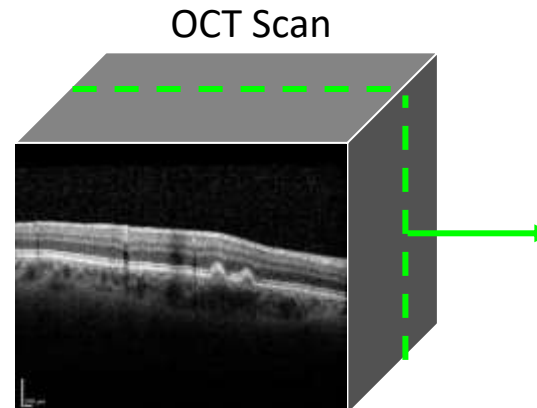
Sicht mit AMD



*Bildquelle:* National Eye Institute,  
National Institutes of Health



*Bildquelle:* Heidelberg Engineering



## Zum Nach- und Weiterlesen

- Olaf Dössel: Bildgebende Verfahren in der Medizin. Springer, 2016
- Andreas Maier et al. (Eds.): Medical Imaging Systems. Springer LNCS 11111, 2018 (*Open Access Book*)
- B. Preim, C. Botha: *Visual Computing for Medicine: Theory, Algorithms, and Applications*, Morgan Kaufmann, 2014  
– **E-book available within UBonn network!**
- M. A. Flower (Ed): *Webb's Physics of Medical Imaging*, 2nd edition, CRC Press 2012
- *Magnets, Spins and Resonances*, Siemens Healthcare (available online)