

# **6) Röntgendiagnostik**

---

**6.1 Bildgebende Methoden**

**6.2 Grundlagen der Röntgendiagnostik**

**6.3 Röntgenquellen**

**6.4 Wechselwirkung mit dem Objekt**

**6.5 Bilderzeugung**

**6.6 Abbildungsqualität**

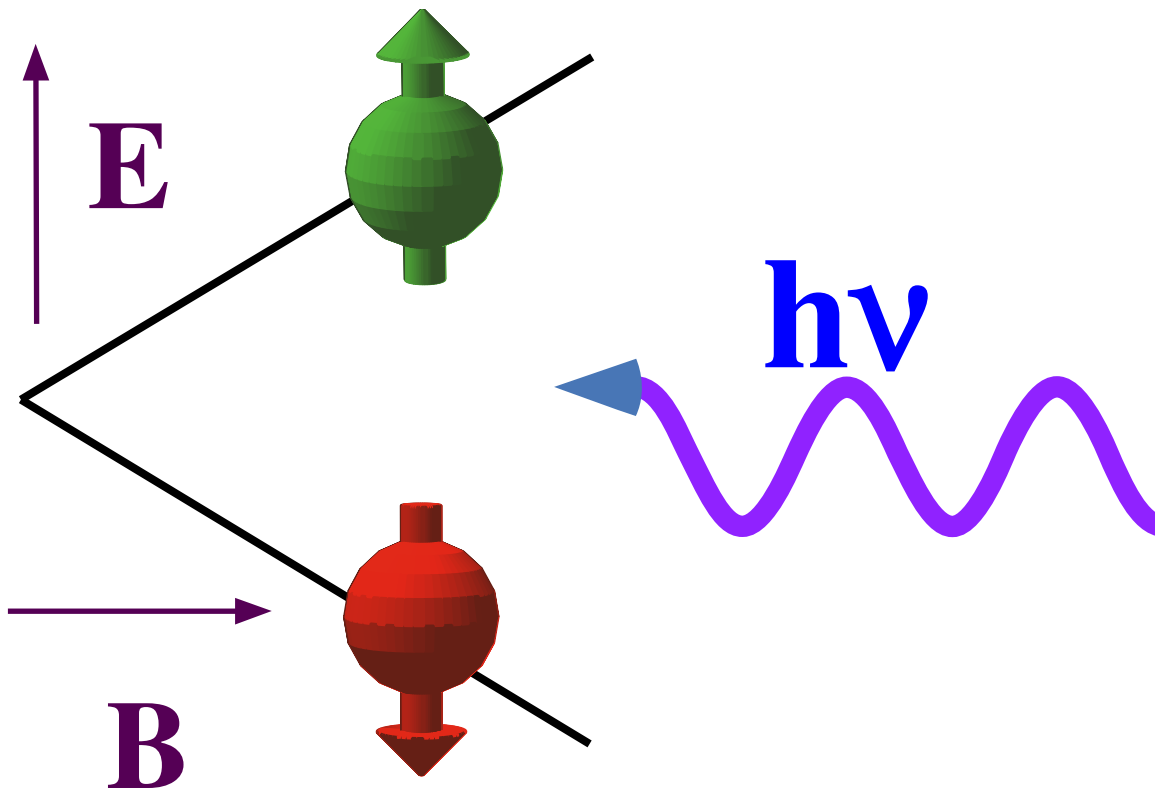
**6.7 Computer Tomography**

**6.8 Techniken der CT Scanner**

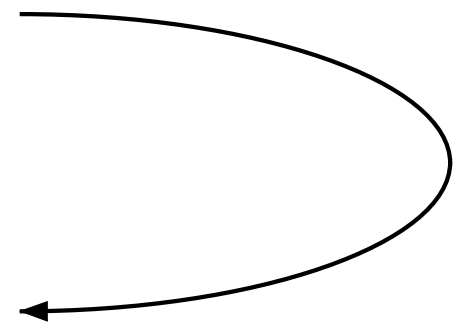
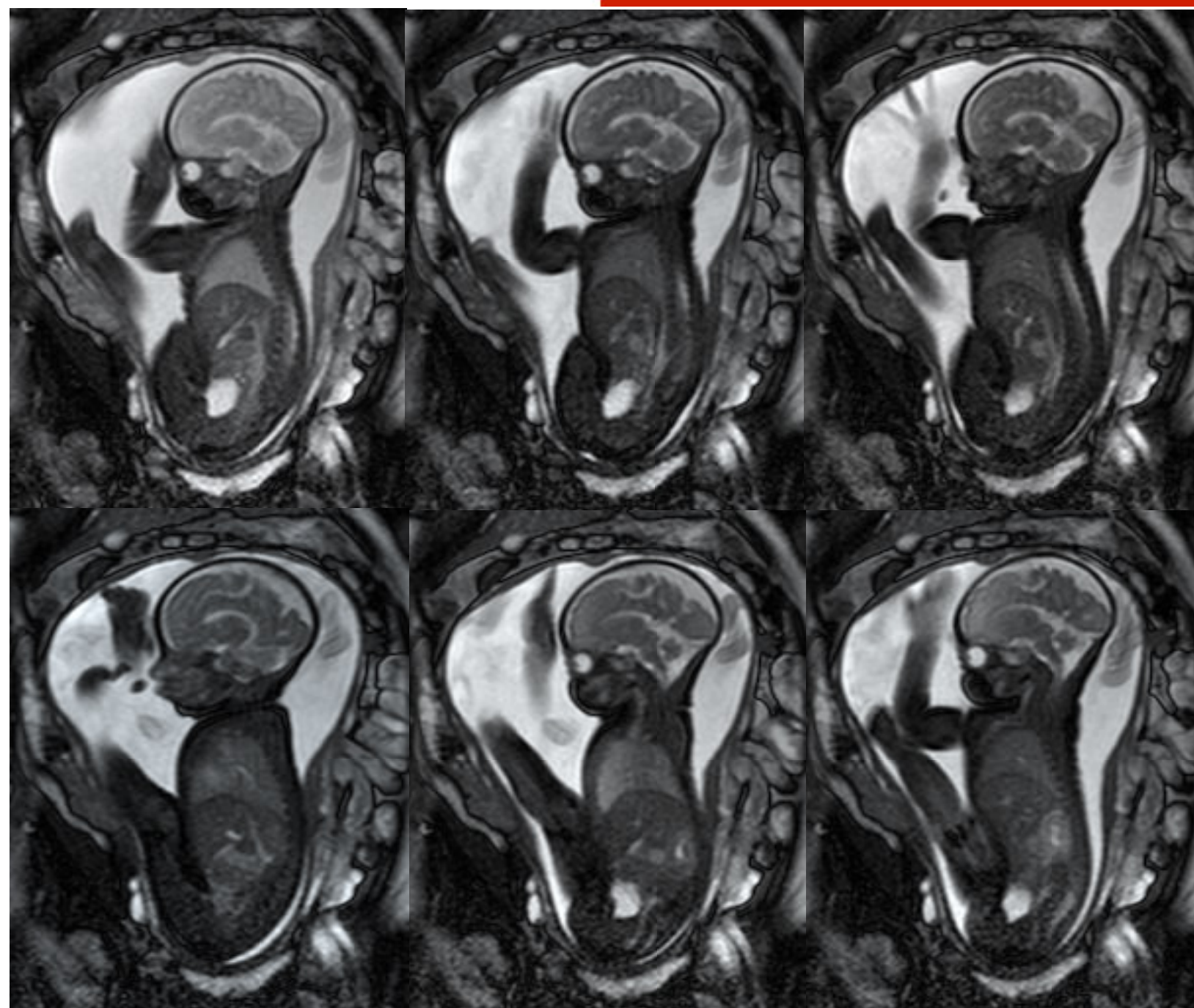
# Bildgebende Methoden

## Kernspintomographie - MRI (Magnetic Resonance Imaging)

- Statisches Magnetfeld
- Anregung der Kernspins mit Radiowellen
- Detektion der Magnetisierung
- Ortskodierung möglich => Rekonstruktion von Bildern = Spindichte



# Zeitaufgelöste MRI



# Kernspintomographie (MRI)

---

## Anwendungen:

<b>Kopf</b>	Tumor, MS, Demenz (Alzheimer), Epilepsie, ...
<b>Spinalkanal</b>	Tumor, Rückenmarkerkrankungen, Bandscheiben Vorfall, Vaskuläre Malformation, Blutung, Infarkt Spinale traumatische Folgezustände
<b>HNO</b>	Tumor im Bereich Nase, Rachen, Mund, Zunge
<b>Thoraxorgane</b>	Thoraxwand, Mittel- und Brustfell (Tumor)
<b>Augenheilkunde</b>	Tumor, Erkrankungen der Augenhöhle
<b>Herz-Kreislauf-System</b>	Vena cava superior/inferior (Thrombose, Verschluss)
<b>Bewegungsapparat</b>	Nekrosen, Meniskus-, Kreuzbandschaden, Knorpel
<b>Gastroenterologie</b>	Leber, Gallenblase, Pankreas (Tumor)
<b>Urologie</b>	Prostata (Tumor)
<b>Gynäkologie</b>	Uterus Neoplasien (“Neubildung von Gewebe”)



# Projektionsröntgen

**Beschuß mit Röntgenstrahlen**  
**Messung Linienintegral über**  
**Röntgenschwächungskoeffizienten**



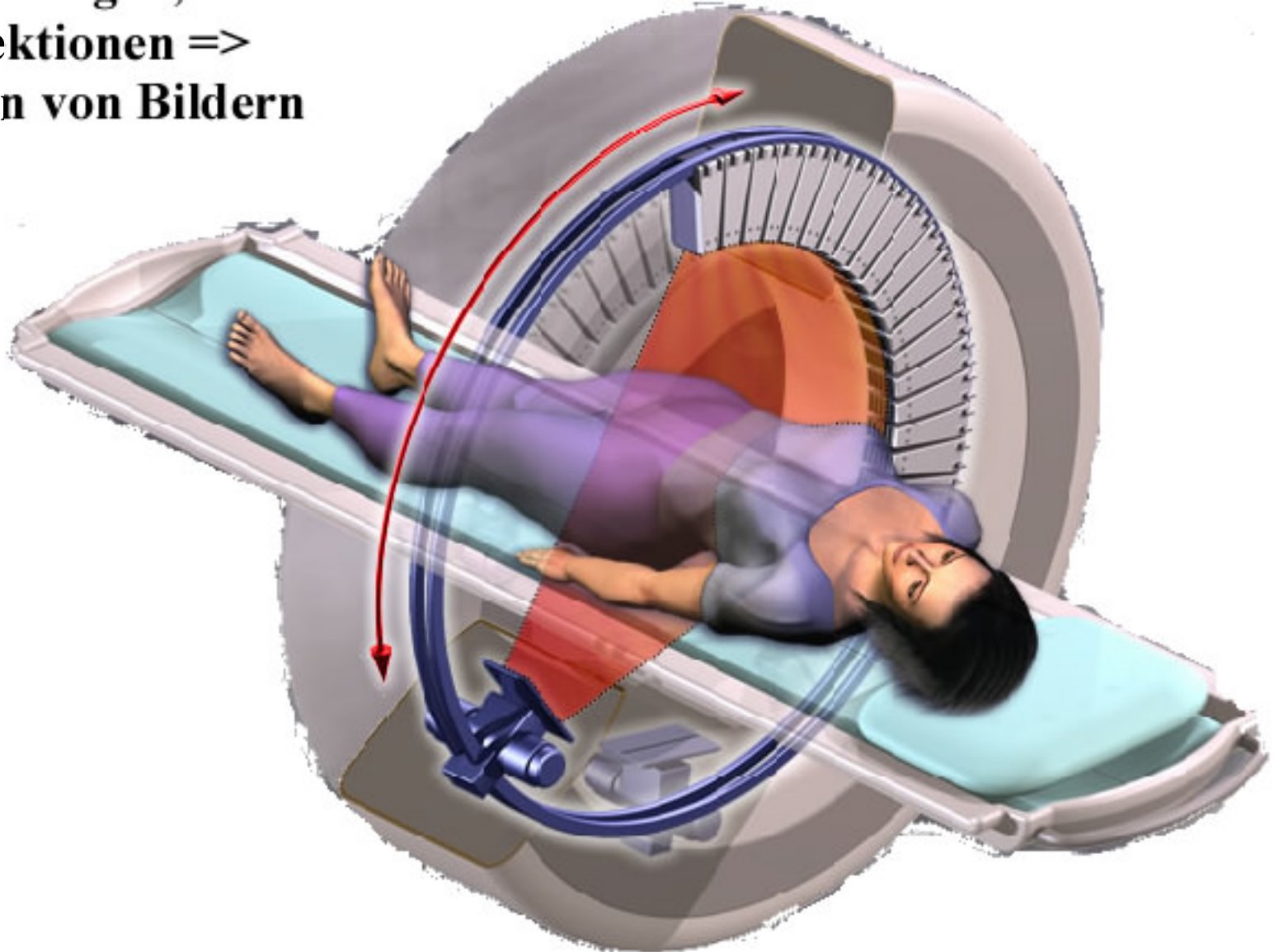
# Computer Tomographie

**CT (auch TCT: Transmissions-CT)**

**-> Projektionsröntgen, aber:**

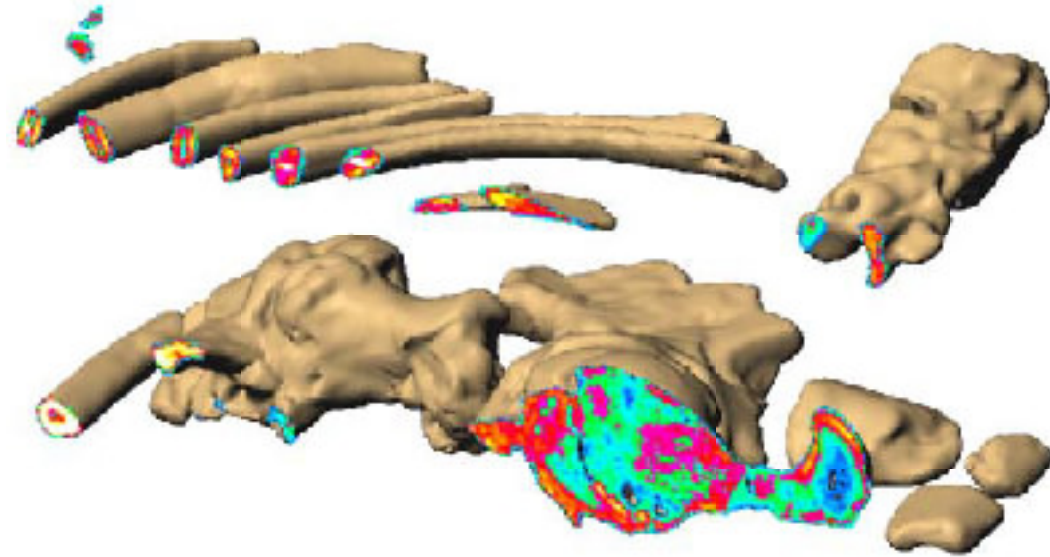
**Mehrere Projektionen =>**

**Rekonstruktion von Bildern**

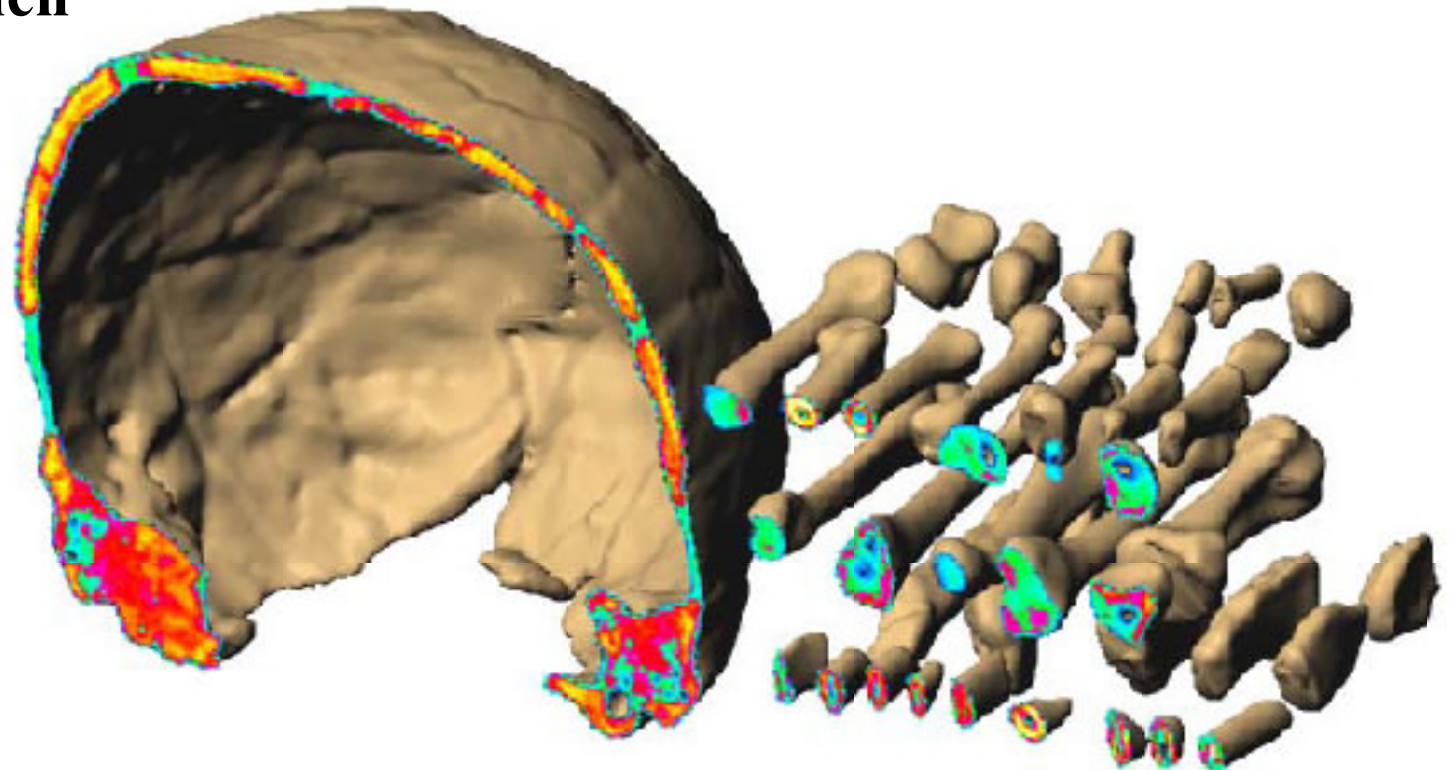


# Computer Tomographie

CT (auch TCT: Transmissions-CT)  
-> Projektionsröntgen, aber:  
Mehrere Projektionen =>  
Rekonstruktion von Bildern



Neandertaler-Knochen





# CT Anwendungen

---

<b>Trauma</b>	Unfalldiagnostik im gesamten Körper
<b>Kopf-Hals</b>	Blutung, Infarkt, Hirnhauterkrankung, Prellungen, Akute Bewusstseinsstörung
<b>Spinalkanal</b>	Spinale Trauma
<b>HNO</b>	Skelett (Gesicht/Kopf), Rachen/Kehlkopf (Tumor)
<b>Augenheilkunde</b>	Fremdkörper, Tränen-Nasen-Gang
<b>Thoraxorgane</b>	Thoraxwand (Tumor), Brustfell (Tumor, Entzündung), Lunge (Verletzungen, Tumor, Verkalkung, ...)
<b>Herz-Kreislauf-System</b>	Aorta (Dissektion, Aneurysma)
<b>Bewegungsapparat</b>	Knochenbiopsie (CT-geführt), Hüftgelenk
<b>Gastroenterologie</b>	Pankreas, Verdauungstrakt (Tumor, Entzündung)



# Nukleardiagnostik

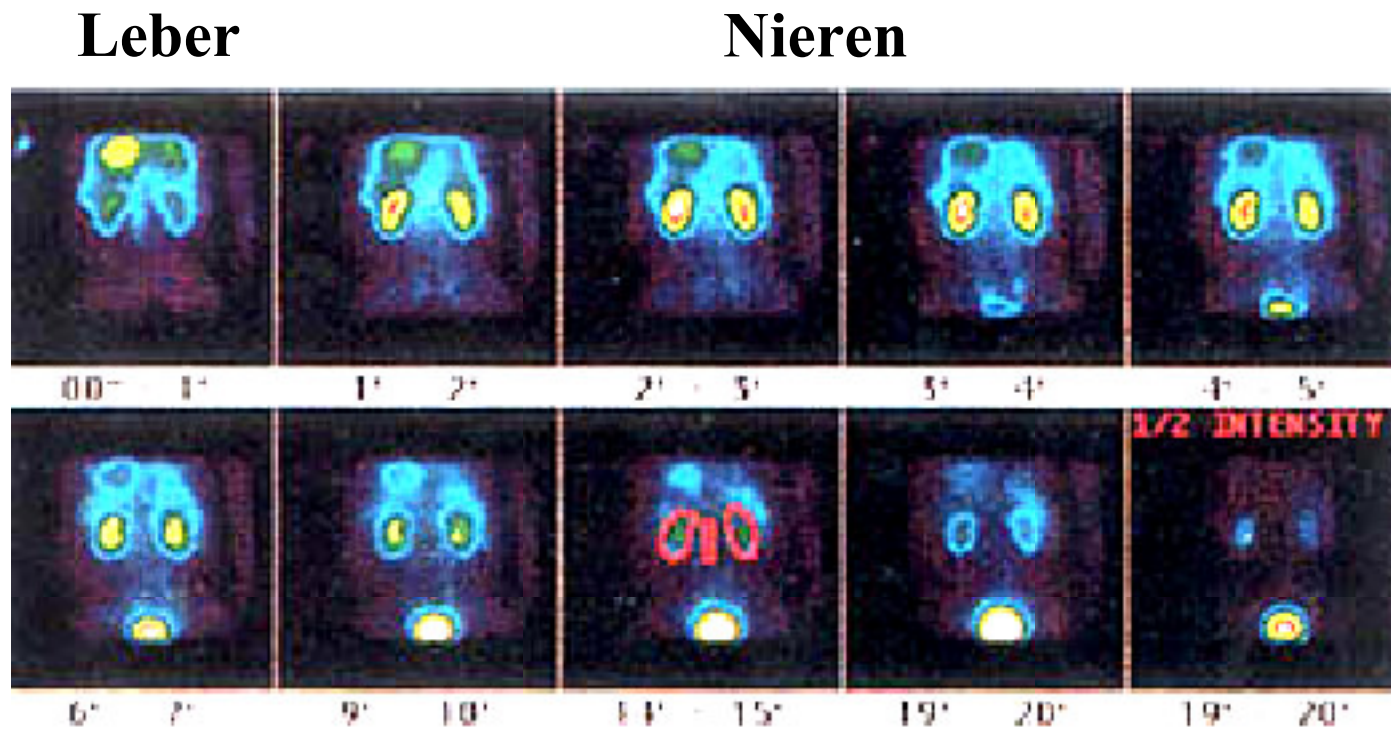
**Bildgebende Verfahren in der Nukleardiagnostik**

**Einbringung eines radioaktiven Isotopes**

**Wie verteilt sich die Aktivität im Körper?**

**Planare Szintigraphie**

**Aktivitätsaufnahme mit Gamma-Kamera**



**Ausscheidung über Blase**

# Planare Szintigraphie

---

## Anwendungen:

<b>Organ</b>	<b>Diagnostische Fragestellung</b>	<b>Präparat</b>
Herz	Septum-Defekte, Schlagvolumen	$^{201}\text{Tl}$ -Chlorid, $^{99\text{Tc}}$ -Phosphat
Schilddrüse	Tumor, Überfunktion	$^{131}\text{I}$ , $^{123}\text{I}$ , $^{99\text{Tc}}$ -Pertechnetat
Lunge	Belüftung	$^{133}\text{Xe}$ , $^{99\text{Tc}}$ -Makroalbumin
Niere	Durchblutung, Sekretion, Exkretion	$^{99\text{Tc}}$ -Chelate
Knochen	Tumor	$^{99\text{Tc}}$ -Phosphate

# Emissionstomographie

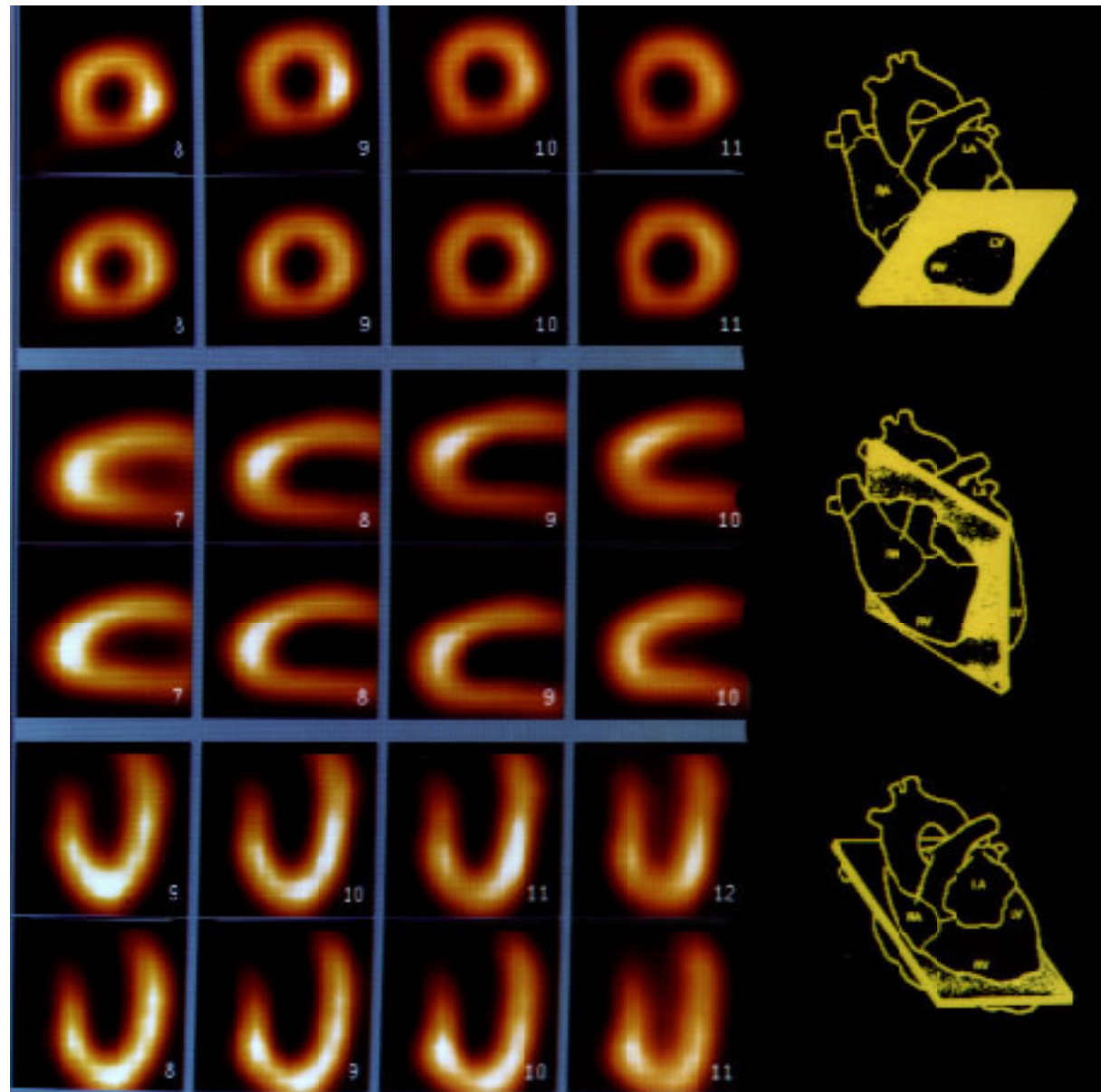
## SPECT - Single Photon Emission Computer Tomography

**Messung Linienintegral über  
Aktivitätsdichte mit  
Gamma-Kamera**

**Aufnahme verschiedener  
Projektionen  
(wie bei CT; gleiche  
Rekonstruktionsverf.)**

**Anwendungen  
siehe Planare Szintigraphie**

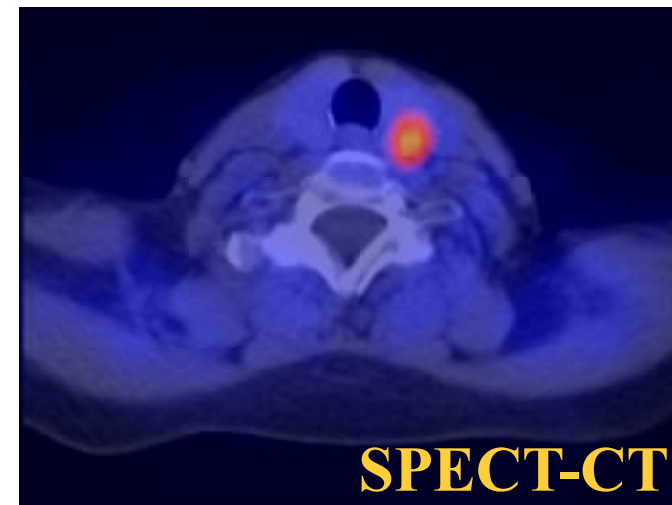
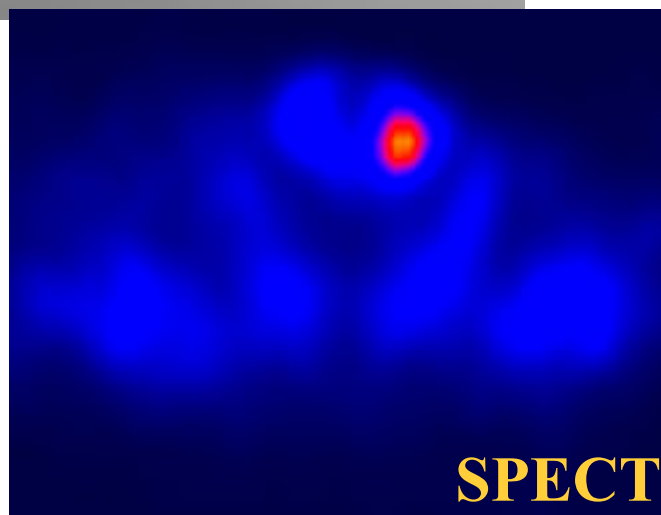
**Zusätzlich:  
Vitalitätsdiagnostik  
des Herzmuskels**



# SPECT + CT = ...

Das europaweit erste SPECT/Spiral-CT zur exakteren Diagnose von Krebs- und Herzerkrankungen wurde 2005 am Universitätsklinikum Erlangen in Betrieb genommen.

## Schilddrüsentumor

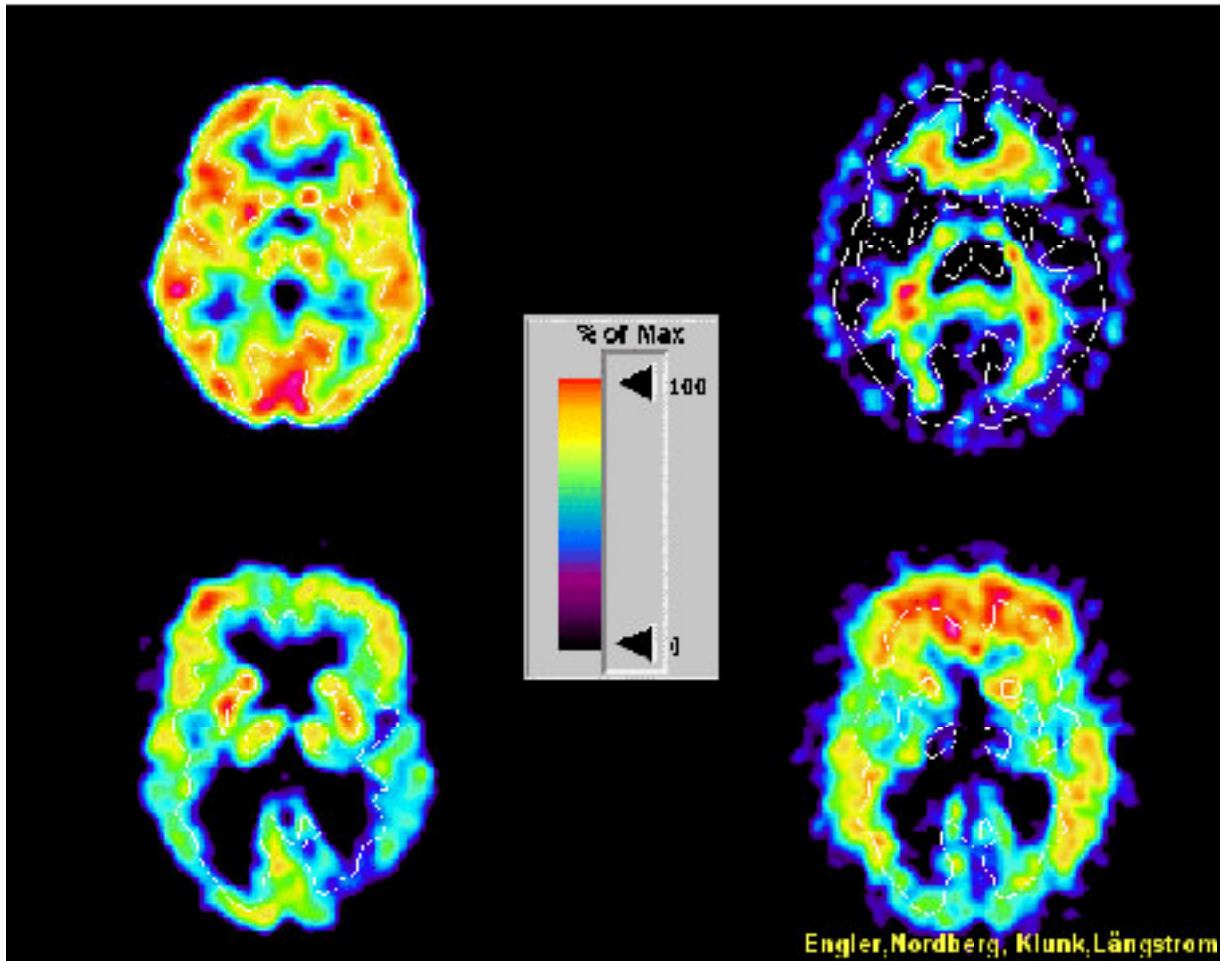




# Emissionstomographie

## PET - Positronen Emissions Tomographie

Molekülverfolgung mit Positronenmarker  
Koinzidenz-Detektion (Gamma-Detektor)



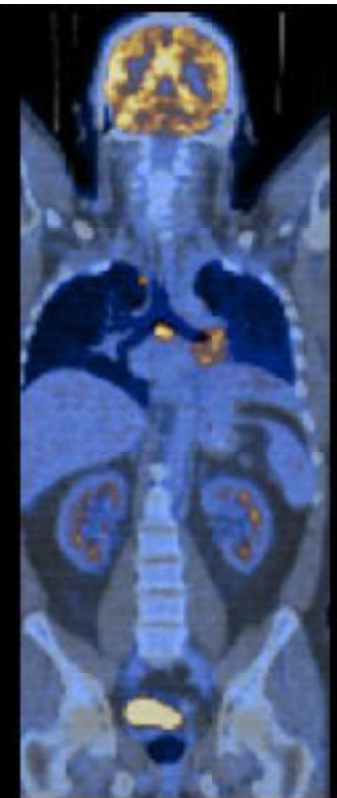
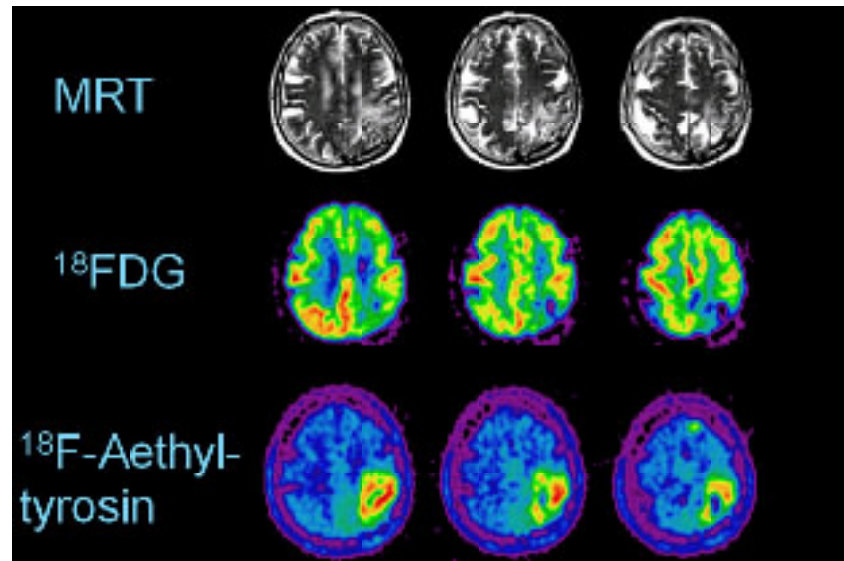
**Gesunder Mensch**

**Alzheimer Patient**

**Fluorodeoxyglucose  
misst metabolische Aktivität**

**Pittsburgh Compound-B (PIB)  
bildet Plaques ab**

# PET + {MRI , CT} = ...



# Emissionstomographie

## Onkologie

Tumorlokalisierung, -wachstumsraten, Metastasierung, Therapie-Verlaufskontrolle.

## Neurologie

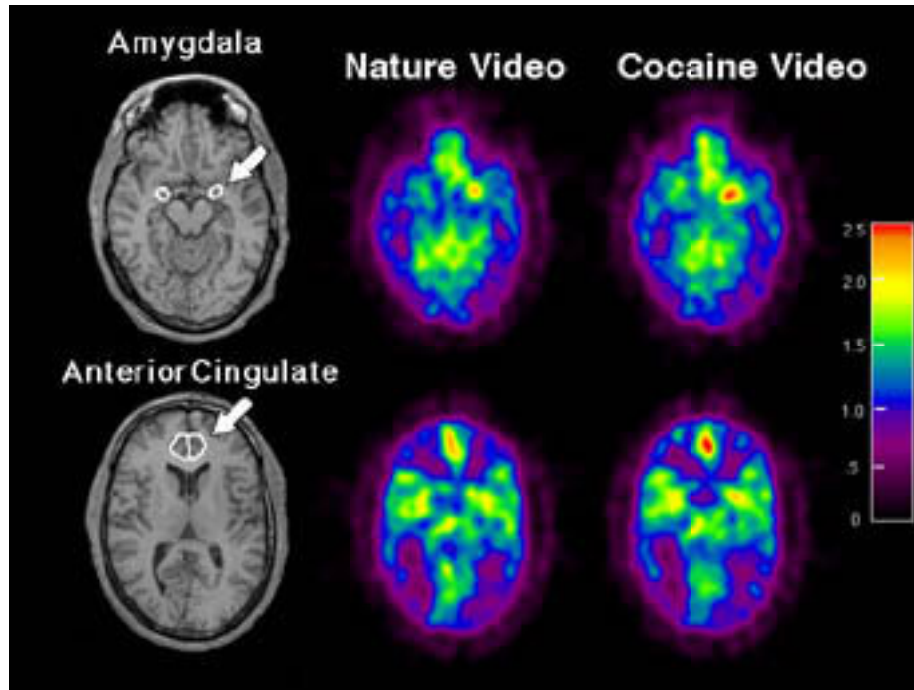
Epilepsiediagnostik, Alzheimerdiagnostik, Schlaganfall / Ischämie, funktionelle Bildgebung.

## Kardiologie

Durchblutung und Stoffwechsel im Myokard, Ischämie, Infarktdiagnostik.

## Pharmaforschung

Aufklärung der Wirkungsweisen von Medikamenten, Entwicklung neuer Medikamente.



**“Cocaine craving does not merely act on the brain’s reward circuits, but also takes over these sites and in essence rewrites normal emotionally driven preferences.”**

# Ultraschall

## Ultraschalldiagnostik (Sonographie)

## Reflexion, Streuung, Absorption von Ultraschall in Gewebe





# Anwendung Ultraschall

---

**Schwangerschaft**

Entwicklungsstand des Fötus, Mehrlings-Schwangerschaft, Mißbildungen des Fötus

**Gynäkologie**

Uterus, Ovarien

**Gastrointestinaltrakt**

Leber, Niere, Milz, Bauchspeicheldrüse, Blase, Prostata

**Herz**

Herzklappen, angeborene Mißbildungen, linkes Ventrikel (Wanddicke, -bewegung)

**Blutgefäße**

Stenosen, Aneurysmen

**Intraoperative US-Diagnostik**

# Weitere Verfahren

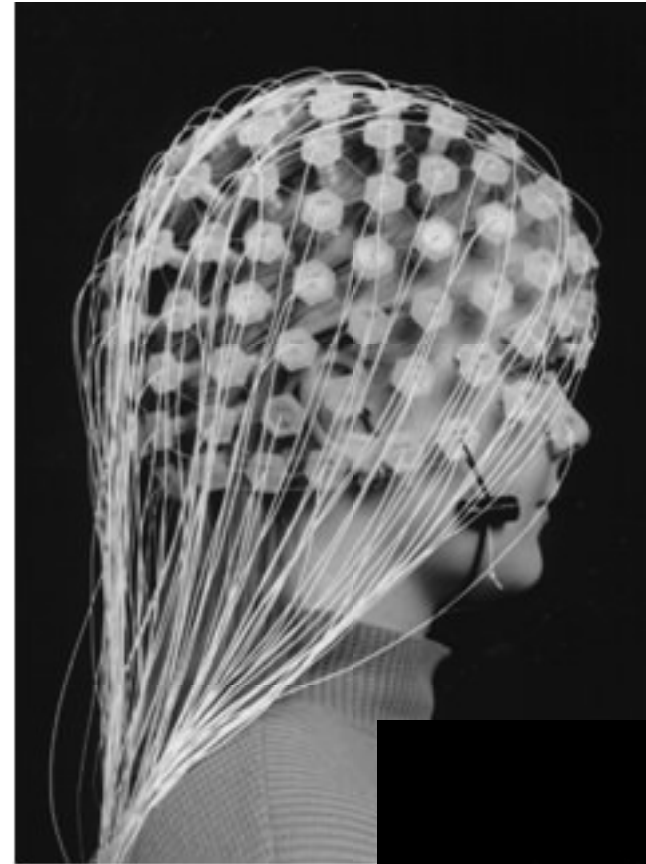
Thermographie

Impedanz-Tomographie

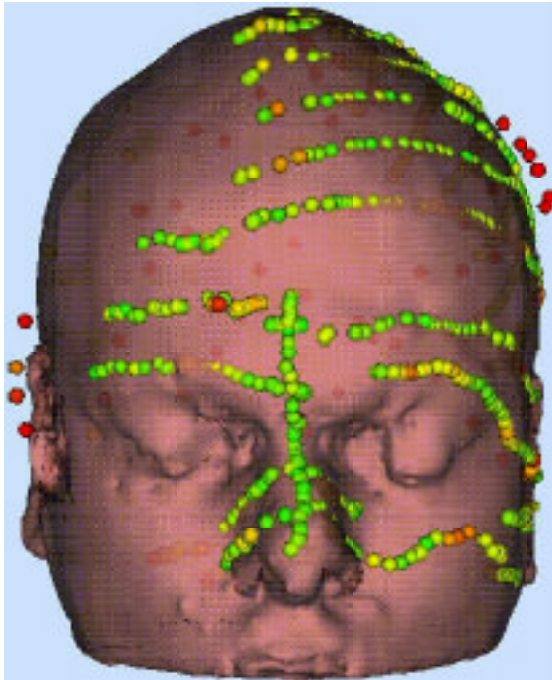
Optische Tomographie

Endoskopie

Abbildung bioelektrischer Quellen



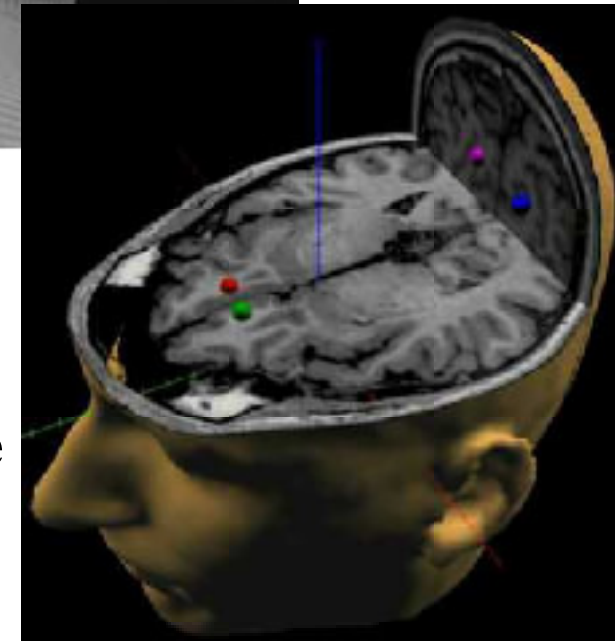
Event  
Related  
Potentials



“Inverses  
Problem”



source  
dipole  
model



# Entwicklung

---

**1895**      **Entdeckung der Röntgenstrahlen  
durch Wilhelm Röntgen**

**Folgejahre: Praktische Anwendung  
in der Medizin**

**1917**      **Einführung Hochvakuumröntgenröhre  
mit thermischer Kathode (W.D.Coolidge)**

**um 1925**      **Hochspannungserzeugung in Röntgengeneratoren durch  
Wechselstromtrafos und Gleichrichterröhren**

**um 1950**      **Einführung elektronenoptischer Röntgenbildverstärker in  
Kombination mit Fernsehsystem**



# Entwicklung

---

- 1973**      **Computer Tomographie (Hounsfield)**
- um 1980**    **Einführung digitaler Techniken, digitale Subtraktions-Angiographie (Mistretta) und digitale Lumineszenzradiographie (Fuji)**
- um 2000**    **Einführung digitaler Festkörper-Flächendetektoren für Röntgenaufnahmen und Röntgendurchleuchtung**



# Röntgeneinrichtung

---

## **Röntgenerators**

**(Erzeugung, Regelung Hochspannung 30-150kV, bis zu 1,5A Röhrenstrom)**

## **+Röntgenstrahler**

**(Erzeugung, Filterung und Ausblendung der Röntgenstrahlung)**

## **+Röntgenanwendungsgerät**

**(Lagerung Patient, Einstellung Röntgenstrahlung und -bildwandler)**

## **+Röntgenbildwandler**

**(Wandlung in sichtbares Bild: Film-Folien-System [Röntgenfilm], Verstärkerfolien, Speicherfolien, Selenfilm CCD-Kamera)**

# Bilderzeugung

---



**Projektionsradiographie: Bild = Messdaten**

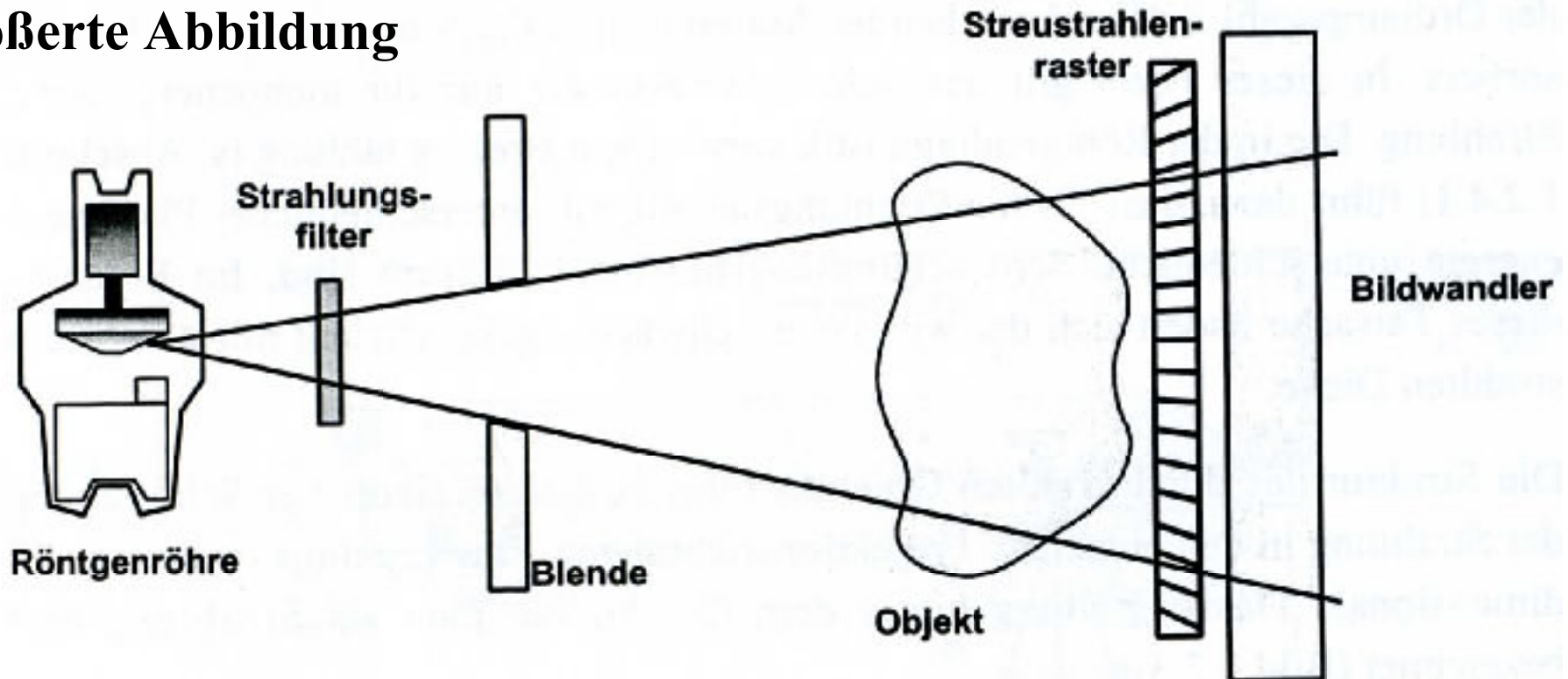
**Rekonstruktive Bilderzeugungssysteme = (T)CT: Bildinfo verschlüsselt in Messdaten**

# Projektionsradiographie

Röntgenbilderzeugungssystem = alle Komponenten, die an der Erzeugung des sichtbaren Bildes beteiligt sind

Zentralprojektion,

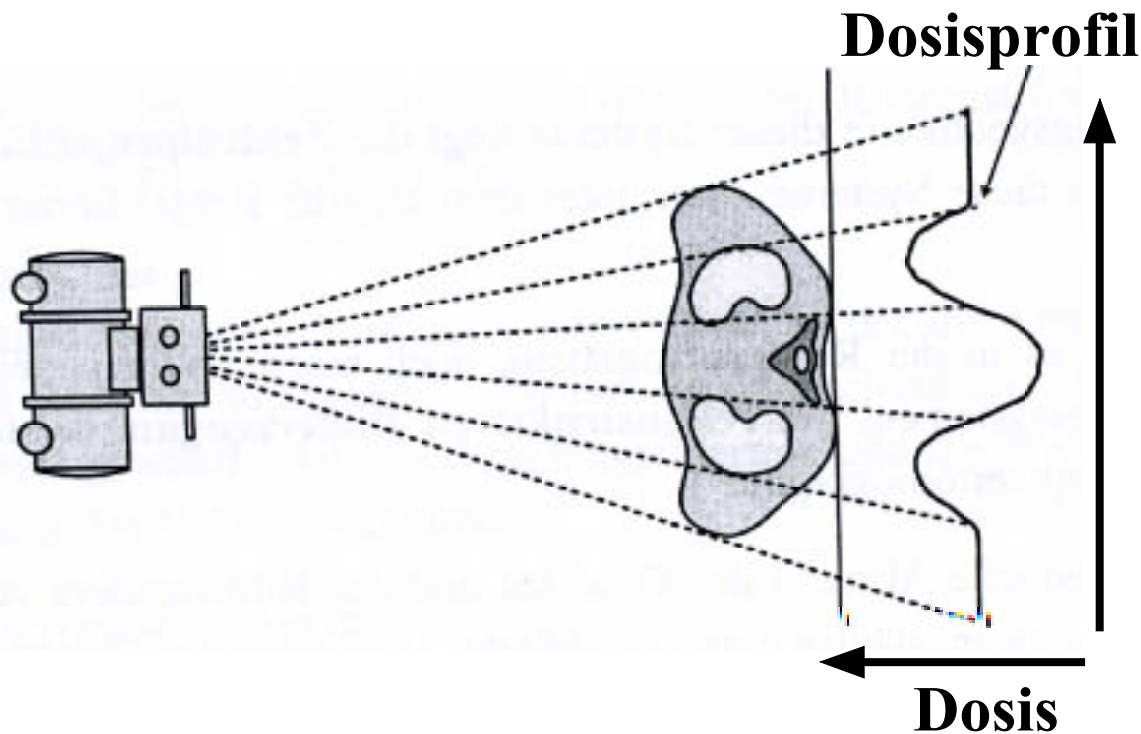
vergrößerte Abbildung



# Schwächungsgesetz

Abbildung beruht auf Schwächungsgesetz:

$$D = D_0 e^{-\mu d}$$



$D_0$ : Einfallsdosis

$D$ : Austrittsdosis

$\mu$ : Linearer Schwächungskoeffizient

$d$ : Absorberdicke

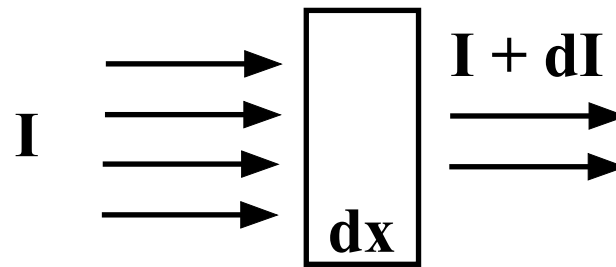
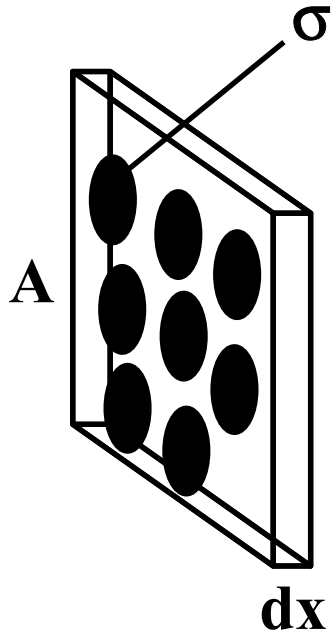
**Dosis:** von ionisierender Strahlung pro Masseneinheit deponierte Energie [Gy := J / kg]

Strahlungsbild = 2dim. Dosisverteilung



# Schwächungsgesetz

---

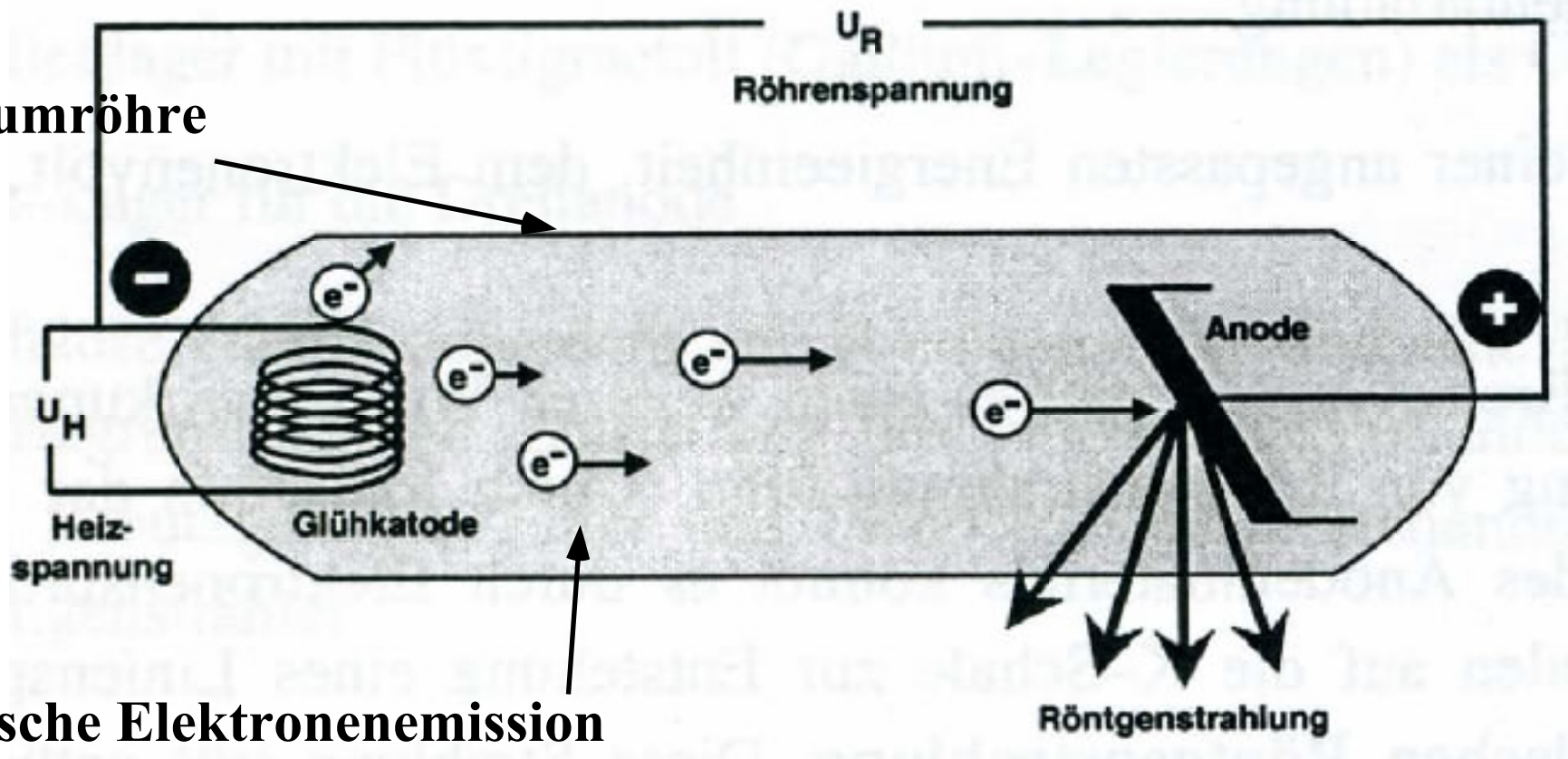


# Röntgenröhre

Röhrenspannung  $U_R$  : 10..150 kV

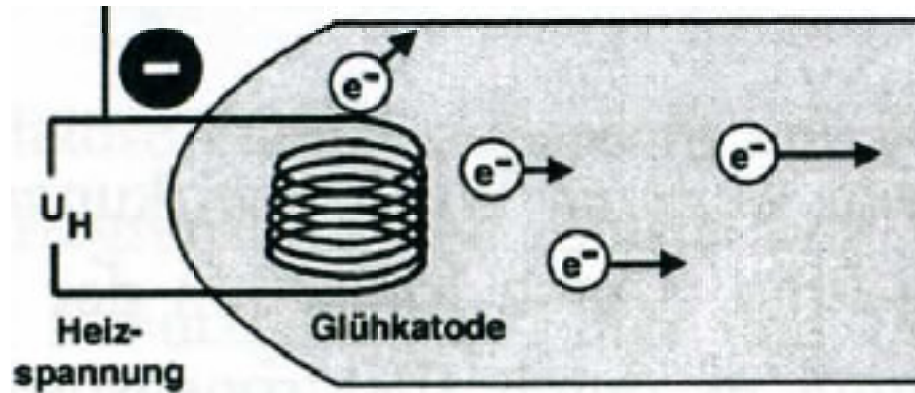
Röhrenstrom 1..2000 mA

Hochvakuumröhre



Thermische Elektronenemission

Bremsstrahlung +  
charakteristische Strahlung



## Thermische Elektronenemission

Stromdichte  $j_e$  beschrieben durch Richardson-Formel:

$$j_e = A_0 T^2 e^{-W/kT}$$

**$A_0$** : Materialkonstante (Wolfram:  $60 \text{ A cm}^{-2} \text{ K}^{-2}$ )

**T**: Temperatur

**W**: Austrittsarbeit (Wolfram:  $4,5 \text{ eV}$ )

# Strahlungsleistung

Strahlungsleistung einer Röntgenröhre:

$$J_{ges} \sim Z I_A U_A^2$$

Wirkungsgrad für Umwandlung Elektronenenergie -> Strahlungsenergie:

$$\eta = 10^{-9} [V^{-1}] \cdot Z \cdot U$$

**Z: Ordnungszahl Anodenmaterial**  
**U: Röhrenspannung**

Bsp.: 100kV, Wolfram Z=74  $\eta < 1\%$  > 99% Wärme

Kriterien Anodenmaterial:

- Hohe Ordnungszahl
- Hohe Schmelztemperatur
- Hohe Wärmeleitfähigkeit

Kriterien Kathodenmaterial:

- Kleine Austrittsarbeit
- Hohe Schmelztemperatur
- Hohe Wärmeleitfähigkeit

Wolfram!

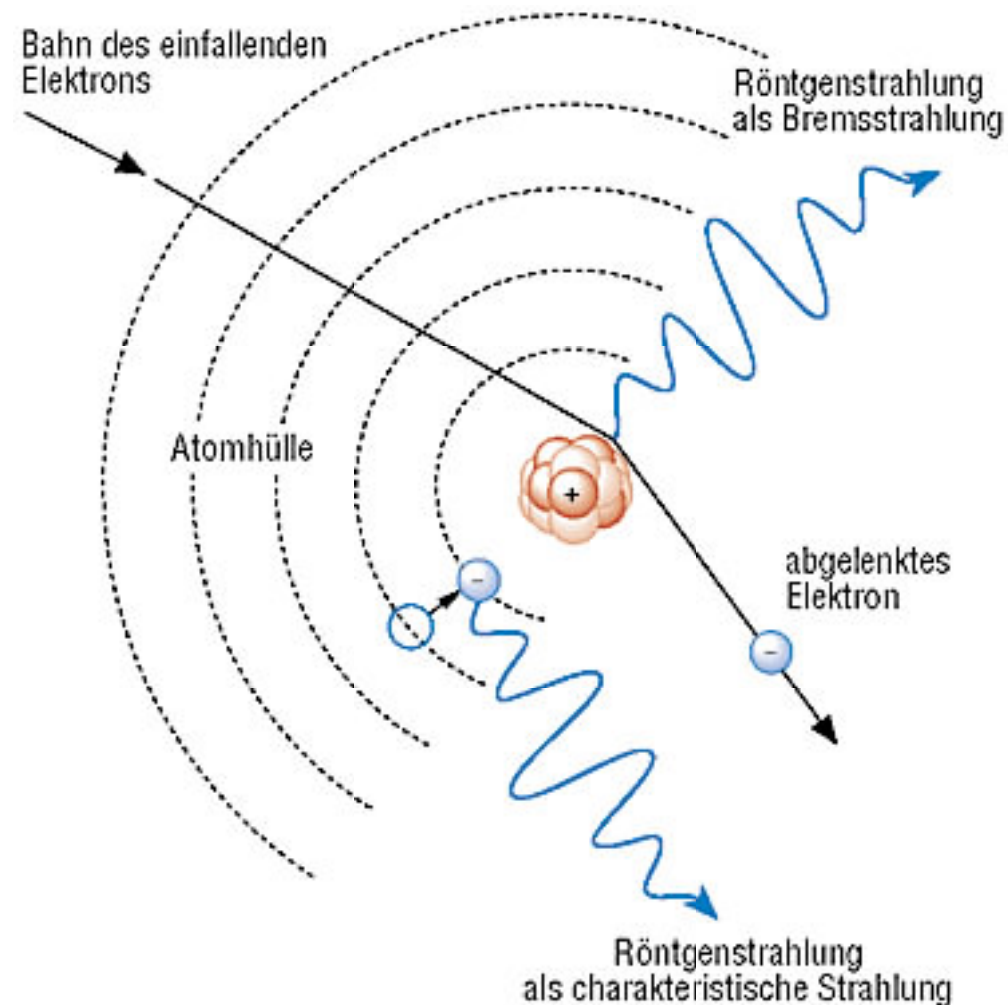


# Röntgenstrahlung

In Röntgenröhre beschleunigte Elektronen treffen auf Anode

=>

- a) Überwiegender Teil der  $e^-$  überträgt Energie durch WW mit Hüllen- $e^-$  auf Gitter des Anodenmaterials => Wärme
- b) Geringer Teil der  $e^-$  wird im Feld der Atomkerne des Anodenmaterials abgebremst => Bremsstrahlung
- c) Ionisation aus innerer Schale => charakteristische Strahlung





# Bremsstrahlung

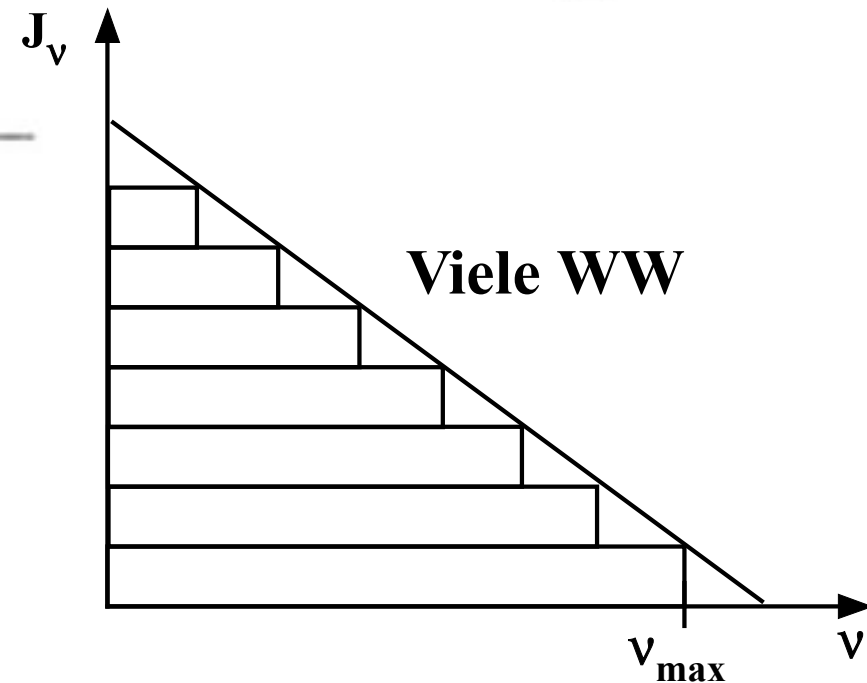
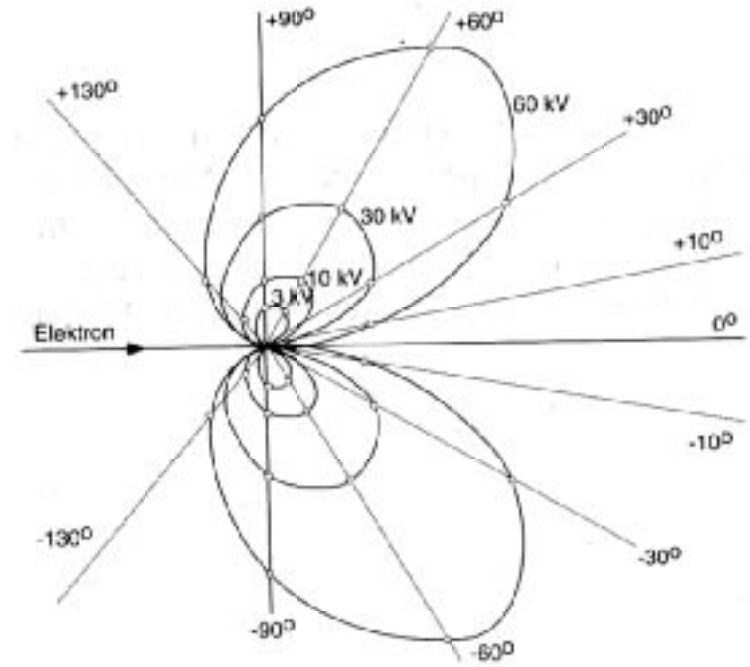
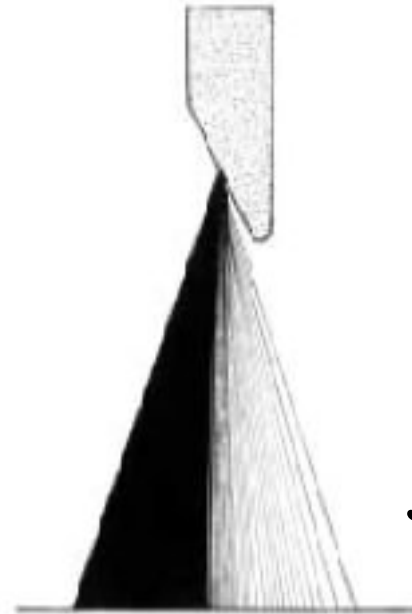
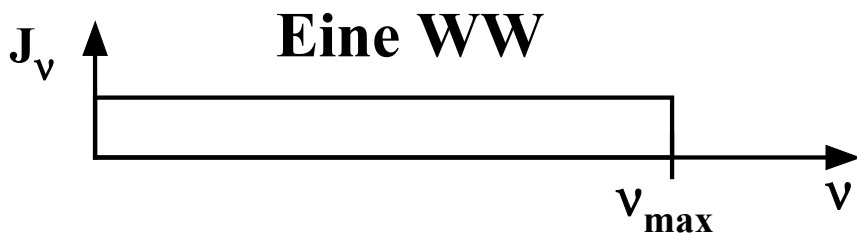
**Größtmögliche Frequenz:**

$$\nu_{max} = \frac{e U_A}{h}$$

**Ein einzelner WW-Prozess:**  
=> "Strahlungskeulen"

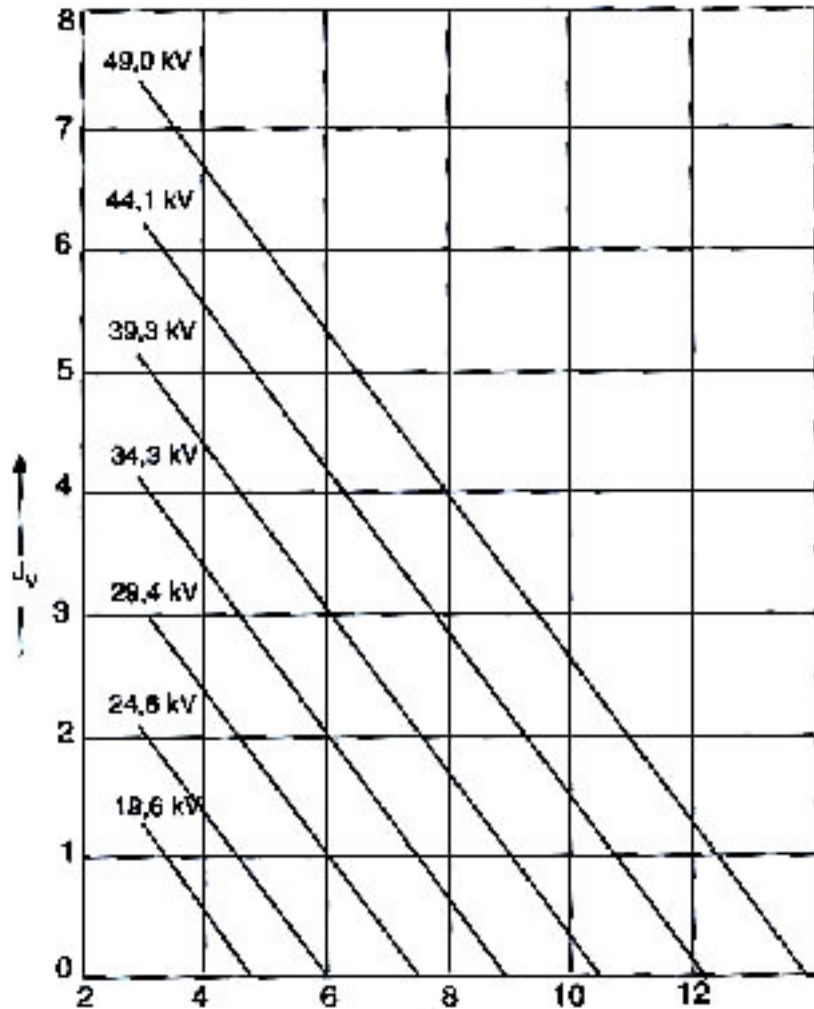
**Viele Abbremsprozesse:**  
=> Winkelverteilung der Röntgenstrahlung ist weitgehend isotrop

**Spektrum der Bremsstrahlung**



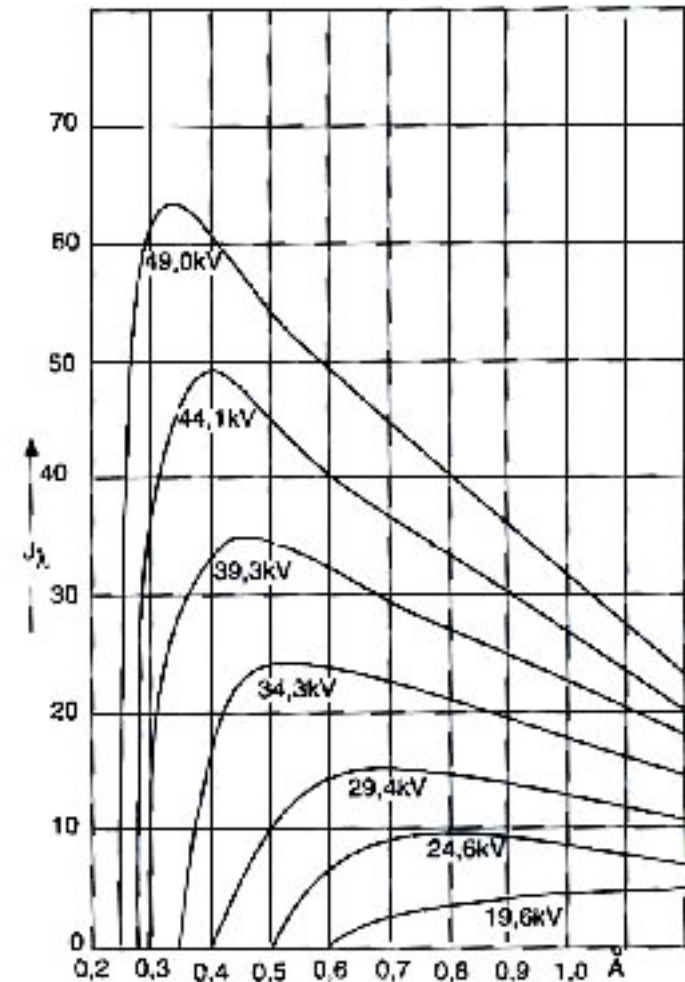
# Spektrale Int.verteilung

## Spektrale Intensitätsverteilung der Bremsstrahlung:



Frequenz  $\nu / 10^{18}$  Hz

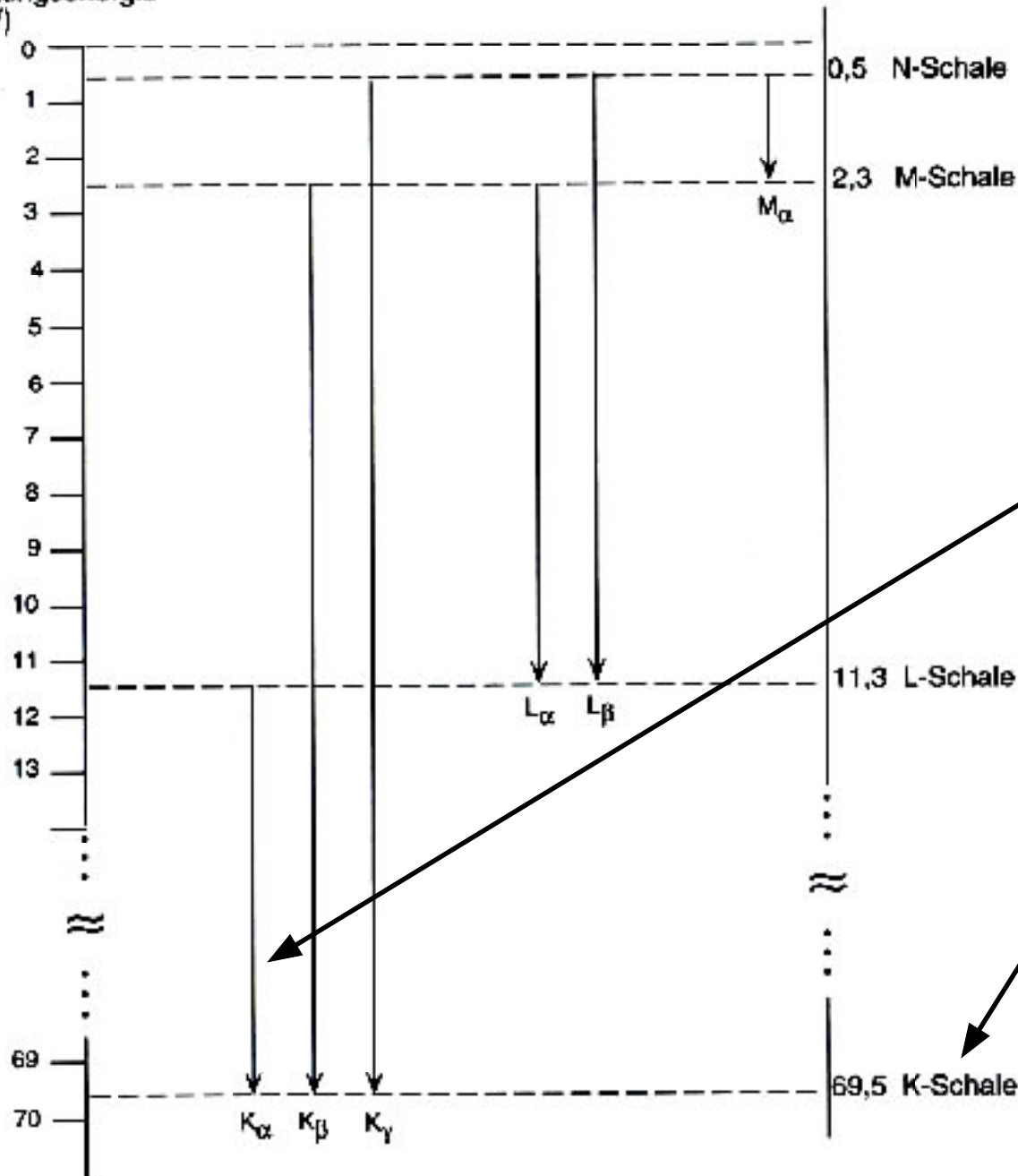
$$d\nu = -\frac{c}{\lambda^2} d\lambda$$



Wellenlänge /  $\text{\AA}$

# Charakteristische Strahlung

Bindungsenergie  
(keV)



Bsp.: Wolfram

$K_{\alpha}$ -Strahlung  $\approx 58$  keV

Mindestenergie

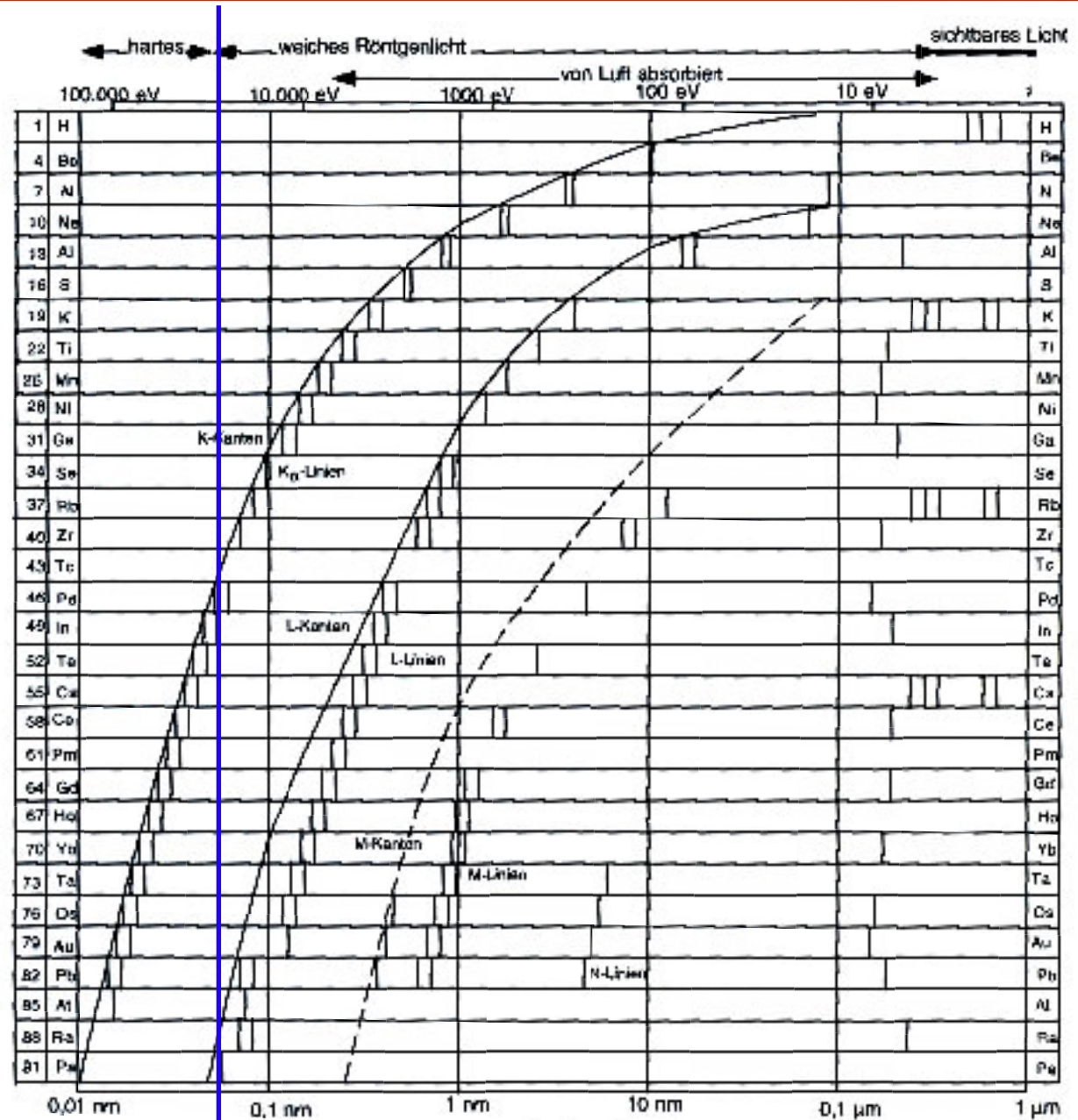
$E \approx 70$  keV

# Übersicht K-, L-, M-Linien

Mosleysches Gesetz:

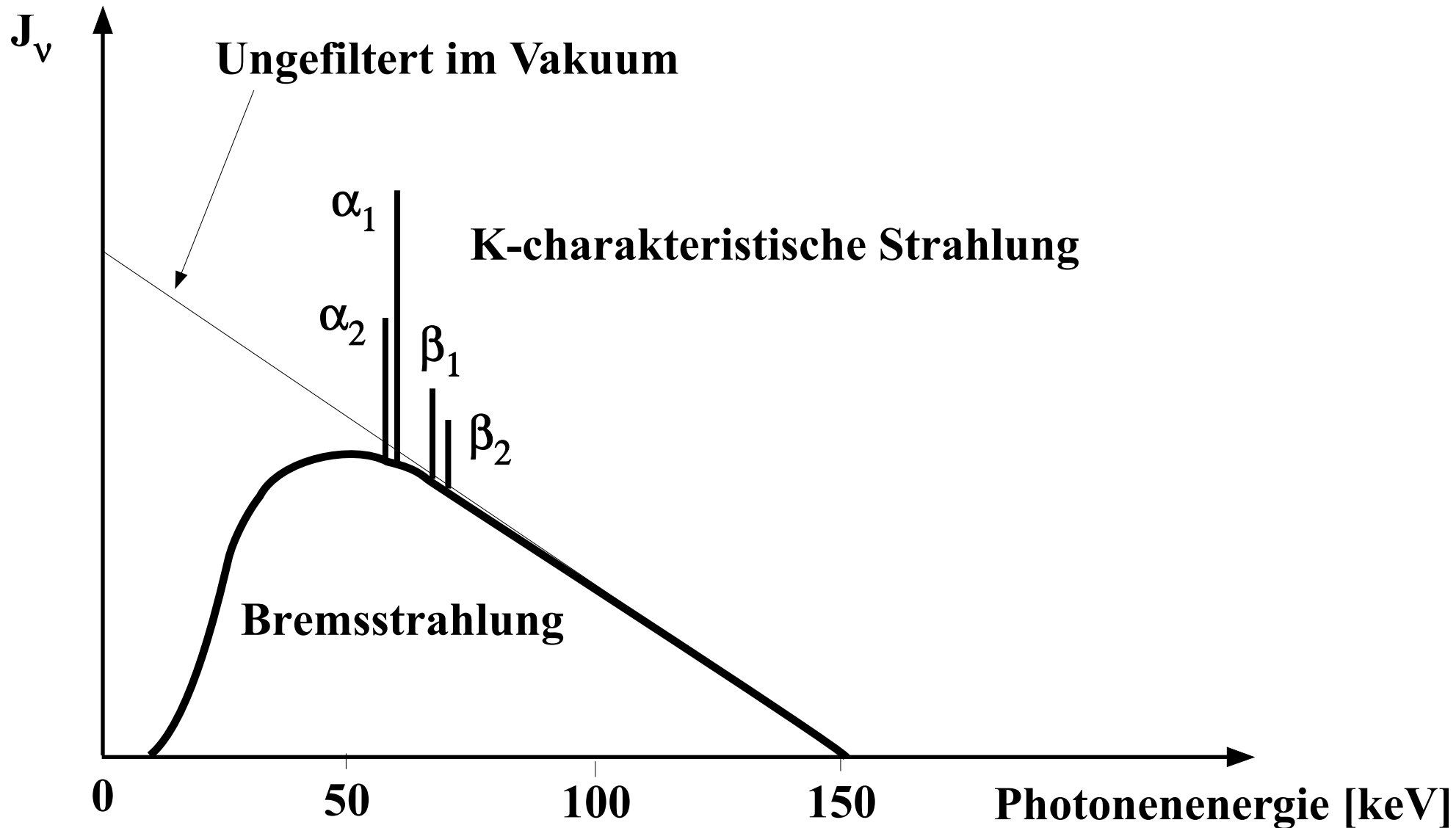
$$\nu_{K_\alpha} = \frac{3R_\infty}{4} \cdot (Z - 1)^2$$

Ordnungszahl Z



Wellenlänge  $\lambda$

# Spektrum Röntgenröhre





# Massenschwächungskoeffizienten

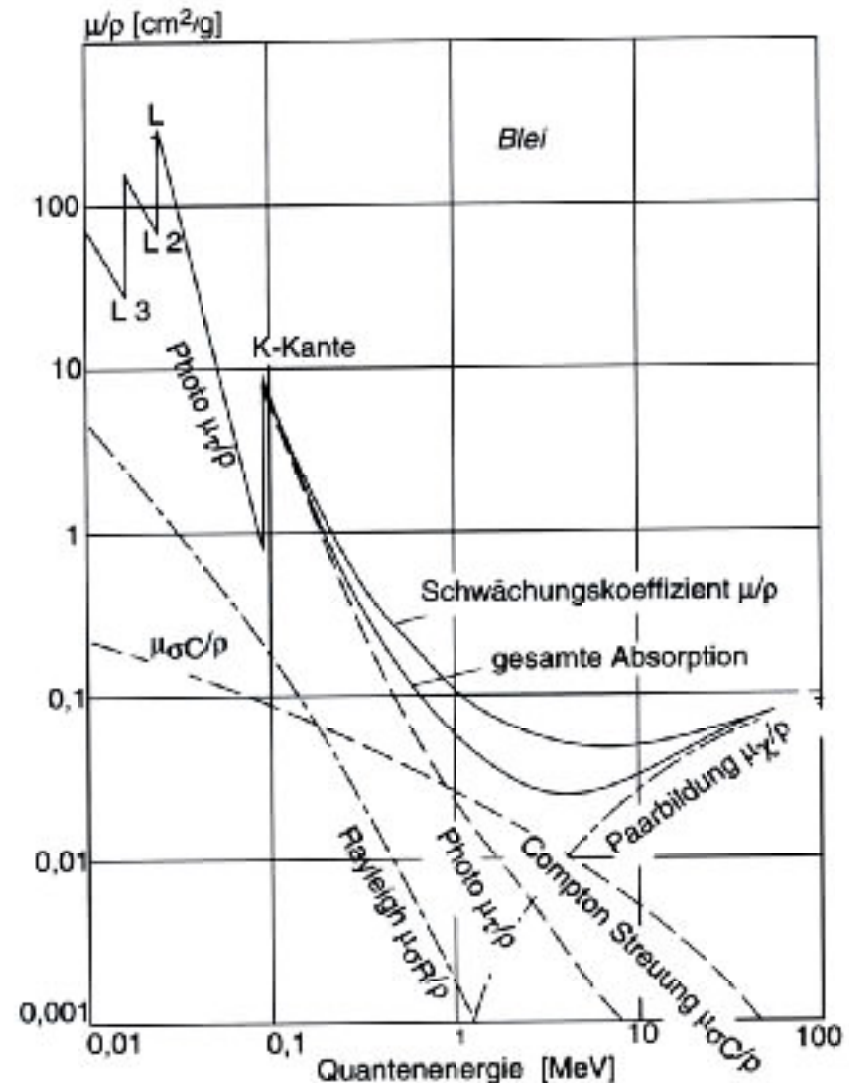
Schwächungskoeffizient Röntgenstrahlen weitgehend  $\sim$  Dichte Material

$\Rightarrow$  Def. Massenschwächungskoeffizient  $\mu/\rho$

Blei / Wasser (0,01..100 MeV):

Diagnostischer Energiebereich  
 $\approx 0,1$  MeV

Blei: Photoabsorption überwiegt  
(insb. nach K-Kante)



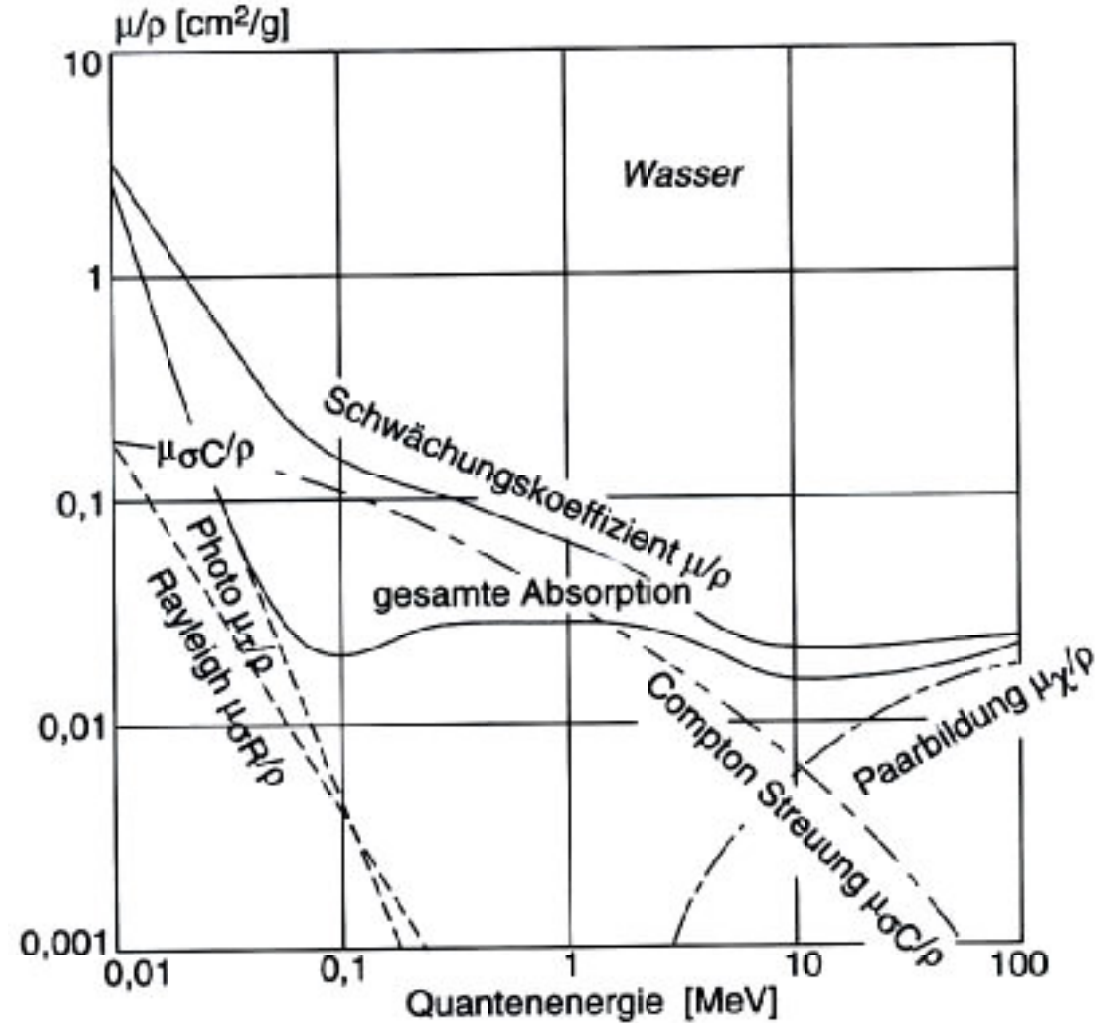
# Absorption in Wasser

Wasser:

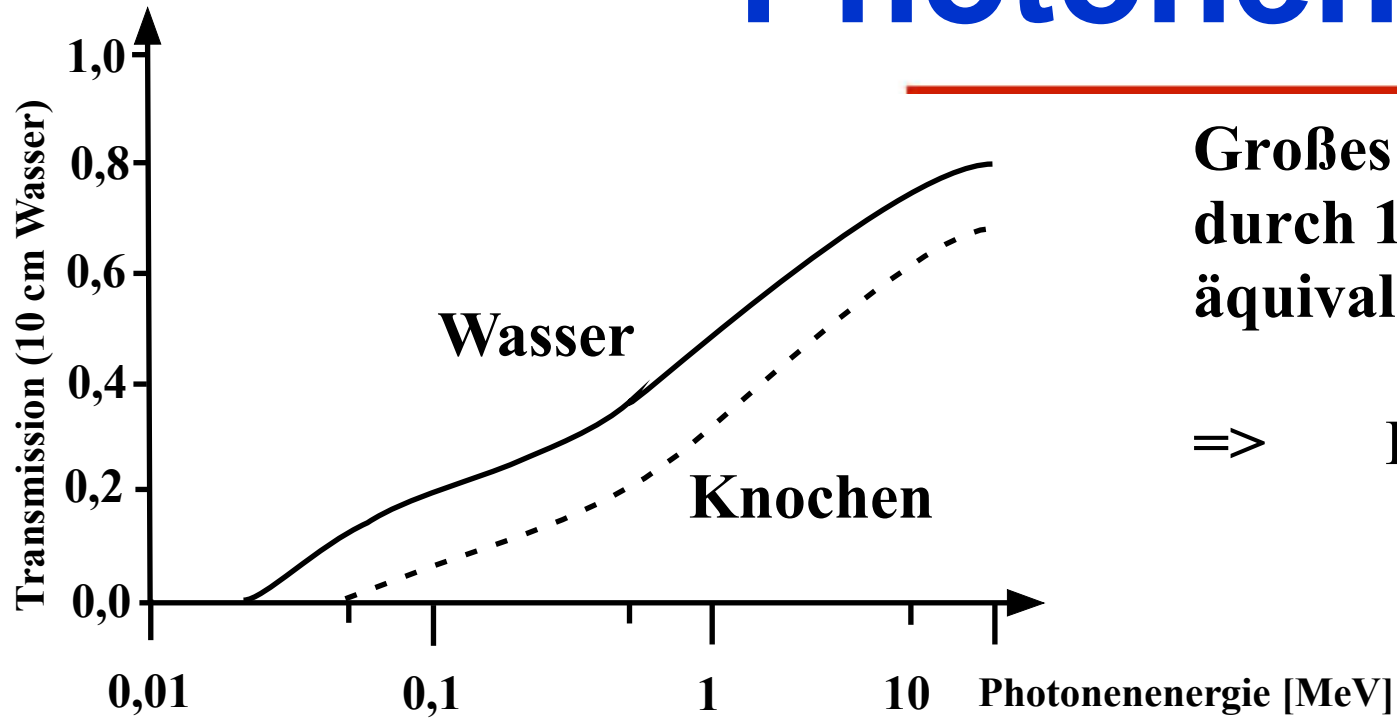
Compton-Streuung  
überwiegt

=> Streustrahlung!

Wasser ~ weiches  
Körpergewebe

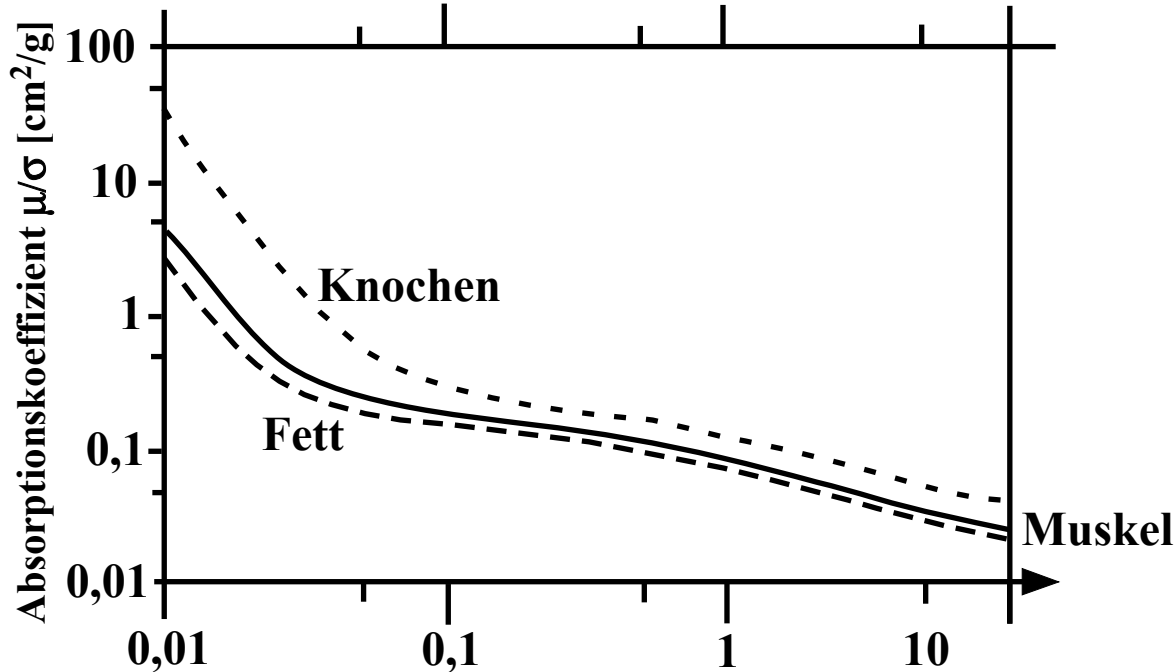


# Photonenergien



**Großes Signal (Transmission durch 10cm Wasserschicht / äquivalente Knochenschicht)**

**=> E > 25 keV**



**Bester Kontrast bei kleinen Energien**

# Röntgenröhren

---

**Klassische Röntgenröhre:**



**Drehanoden-Röntgenröhre:**



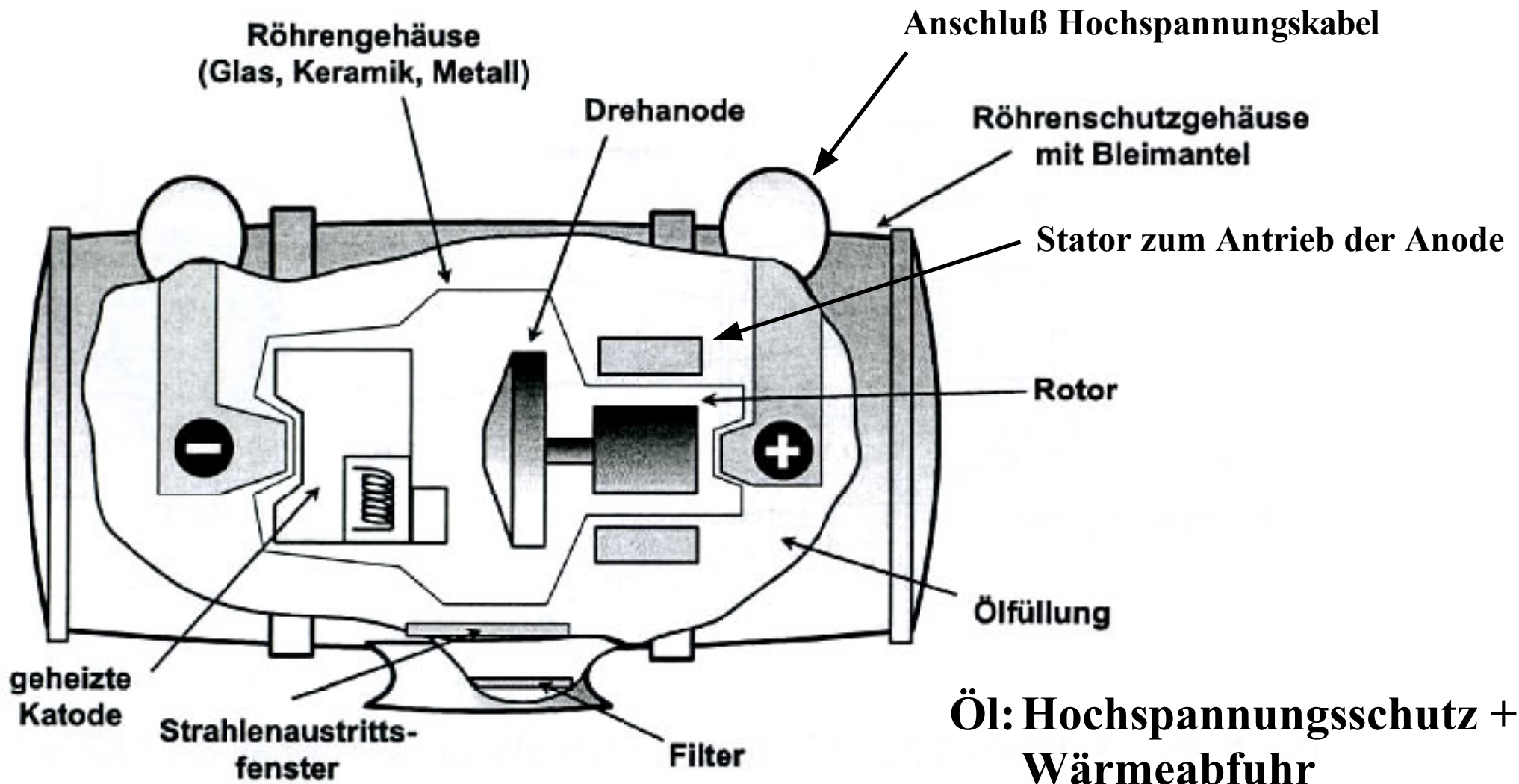
**Röntgenstrahler-  
Einheit (Siemens)**

**Nennspg.: 150 kV  
Leistung: 30/50 kW  
Anoden-Neigungsw.: 16°**



# Drehanode

**Drehanode:** damit sich Wärme auf einen ganzen Ring verteilt ohne Fokus-Vergrößerung  
Typische Drehzahl 3000/min



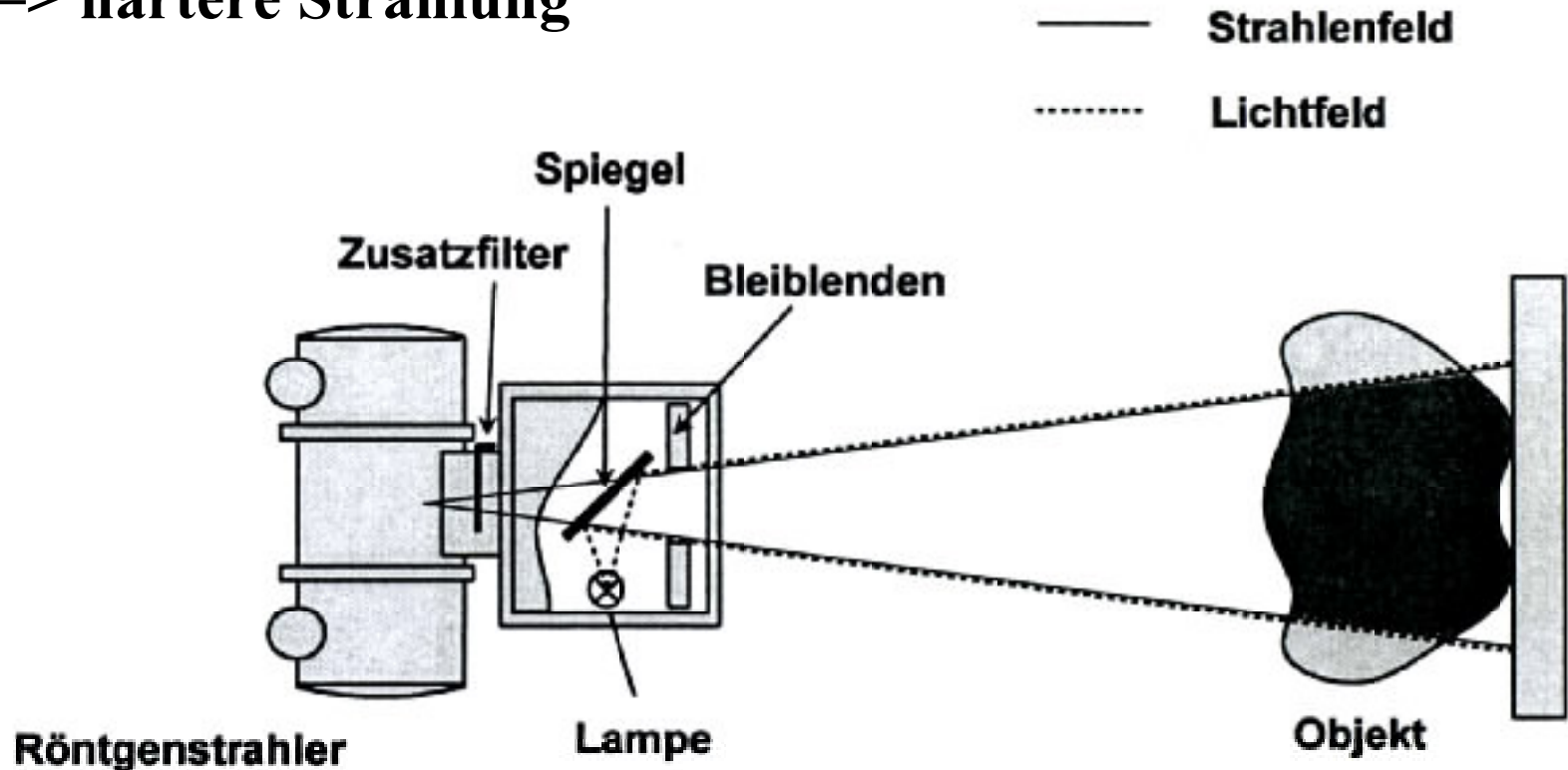


# Strahlanpassung

**Filter:** schwächt niederenergetische Anteile des Bremsspektrums

=> verschiebt Maximum und mittlere Energie zu höheren Werten

=> härtere Strahlung



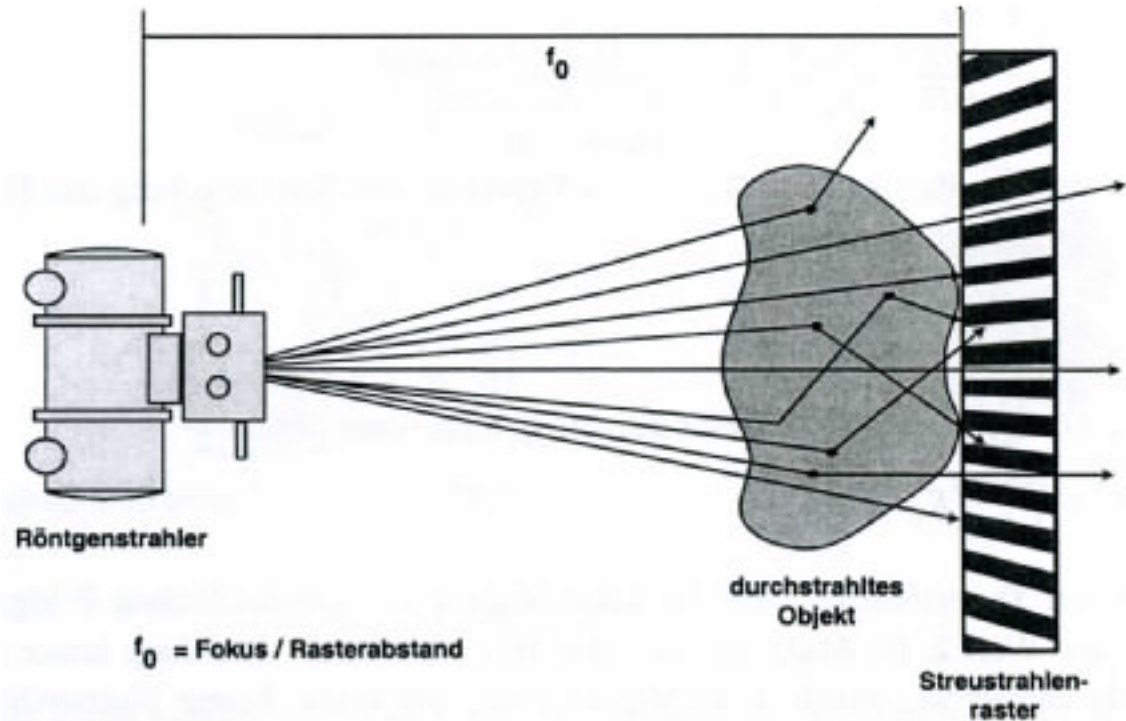
**Blende:** Begrenzung des Nutzstrahlbündels mit Lichtvisiertiefenblende => Strahlenfeldgröße und -lage

# Streustrahlung

**WW der Röntgenstrahlung mit Objekt  $\Rightarrow$  diffuse Streustrahlung**  
(Haupts. Comptoneffekt bei Röntgendiagnostik-Energien)

**Lösung:**

- a) **Verhinderung der Entstehung:**  
Tiefenblende, Doppelblende
- b) **Verringerung der Auswirkung**  
im Objekt entstehender Streustrahlung:  
Streustrahlenraster



# Kontrast

**Charakterisierung der Qualität des Strahlungsbildes über Kontrast  $K$ :**

$$K := \frac{D_1 - D_2}{D_1 + D_2} \quad \mathbf{D_{1,2}: \text{Benachbarte Dosiswerte in Dosisprofil}}$$

**Gesamtstrahlungskontrast  $K_G$  für Gesamtstrahlung ( $D_N + D_S$ )**

$$K_G = \frac{1}{1 + \alpha} K_N$$

**$K_N$ : Kontrast ohne Streustrahlung (nur durch Schwächungsunterschiede)**

**$D_S$ : Streustrahldosis,  $D_N$ : Nutzstrahldosis**

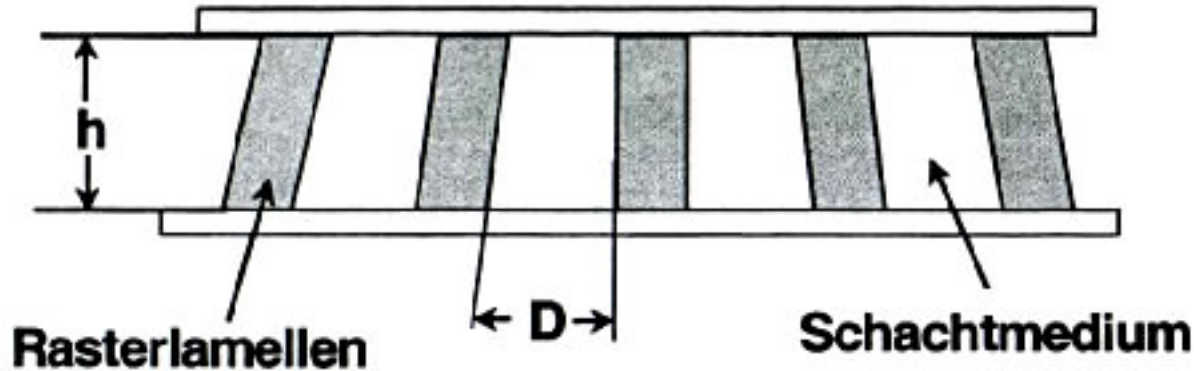
$$\alpha := 2D_S / (D_{1,N} + D_{2,N})$$

**Thorax  $\alpha \approx 2$ , Abdomen  $\alpha \approx 7$ ;**

**Strahlung hinter Objekt enthält wesentlich mehr Streustrahlung als bildwirksame Nutzstrahlung**

# Streustrahlungunterdrückung

Bilderzeugung und Bildbewertung in der Strahlenphysik  
D. Gosch, S. Lieberenz, J. Petzold, B. Sattler, A. Seese



$L = \text{Anzahl Lamellen / cm}$

$\text{Schachtverhältnis } (r) = h / D$

$h = \text{Lamellenhöhe}$

$D = \text{Lamellenabstand}$

**Nutzstrahlungstransparenz  $T_N$**

**Streustrahlungstransparenz  $T_S$**

$T_i := (\text{Int. mit Raster})_i / (\text{Int. ohne Raster})_i$

**Wichtigste phys. Kenngröße  
eines Rasters:**

**Selektivität  $S := T_N / T_S$**

**=> Gesamtstrahlungscontrast:** 
$$K_G = \frac{1}{1 + \frac{\alpha}{S}} K_N$$

**$S = 5 \dots 15$ ; abh. von Strahlungsenergie**

# Röntgenfilm

**Trägerfolie mit Emulsionsschichten (vorne und hinten)**

**Emulsionsschicht enthält Silberbromid-Kristalle**

- **Röntgenquant  $\Rightarrow$  Oxidation von Bromionen  $\text{Br}^- + h\nu \rightarrow \text{Br} + e^-$**
- **Einfang freier Elektronen an “Keimen”**
- **Benachbarte  $\text{Ag}^+$  angezogen und reduziert  $\Rightarrow$  Ag-Keime  $\text{Ag}^+ + e^- \rightarrow \text{Ag}$**
- **Entwickeln: Millionen weitere  $\text{Ag}^+$ -Ionen reduziert  $\Rightarrow$  Ag-Körner**
- **Fixieren: Löst überschüssiges AgBr aus Emulsionsschicht heraus**

**Vorteil: sehr gute Ortsauflösung (AgBr: 0,025mm)**

**Nachteil: hohe Strahlendosis benötigt ( $\approx 1\%$  Rö-Quanten werden absorbiert.)  
 $\Rightarrow$  Verstärkerfolien**

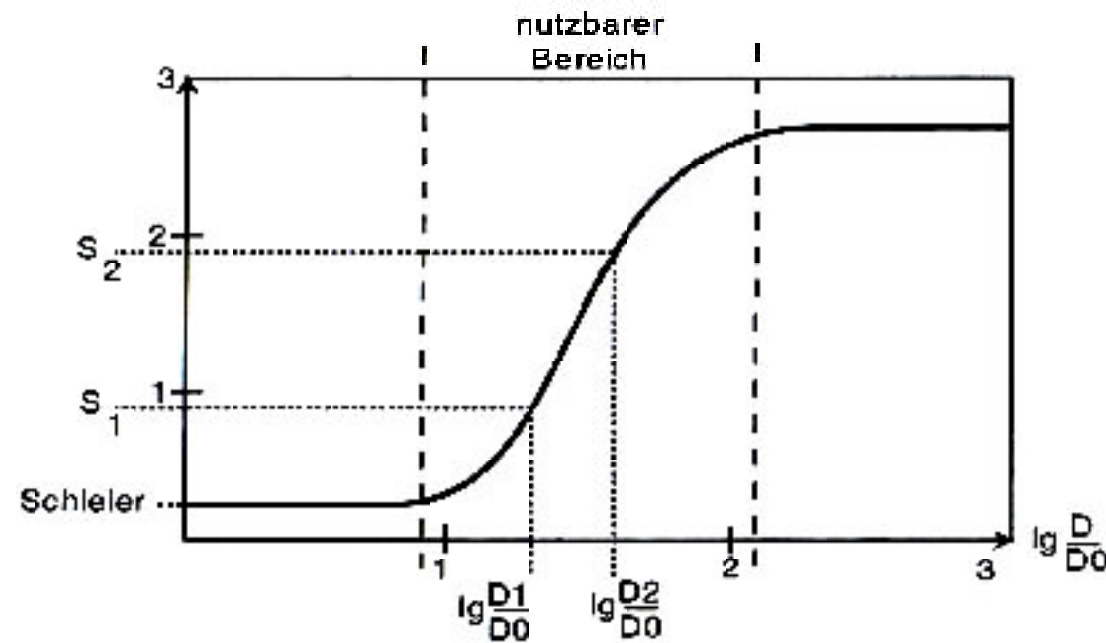
**Rö-Filme ohne Verstärkerfolien werden nur noch im Zahnröntgen eingesetzt.**



## Kennlinie (Film-) Folien-System:

**Schwärzung**  $S = -\log_{10} T$  ( Helligk.-Empfindung Auge  $\sim \log(I)$  )

**T:** Transparenz, relative Durchlässigkeit des geschwärzten Films für Licht.



**Schleier:**  
Filmschwärzung  
ohne Belichtung

**Nutzbarer Bereich: Negatives Bild;**

**Wie werden kleine Dosisuntersch.  
in sichtbaren Kontrast umgesetzt?**

**Gradation = Mittlerer Anstieg der  
Schwärzungskurve:**

$$G := \frac{S_2 - S_1}{\log_{10}(D_2/D_1)}$$

**G = 2.4 .. 2.6 bei Röntgenfilmen**

**großes  $\mu \Rightarrow$  kleine Schwärzung**

# Film-Folien System

## Kassette

**Verstärkerfolie mit Leuchtstoffschicht**

**Emulsion**

**Trägermaterial**



**Leuchtstoffschicht:  
(Lumineszenz)**

**Röntgenquant => viele freie Elektronen**

**Freie Elektronen relaxieren zurück in Kristall**

**Rückkehr in Grundzustand => Lichtaussendung**

Verstärkungsfolien	Röntgenstrahlabsorption in einer -100 µm-Folie bei:			Wirkungsgrad der Lichtemission
	40 keV	60 keV	80 keV	
	%	%	%	
CaWO <sub>4</sub>	33	13	27	4
LaOBr: Tb	73	33	17	13
Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S: Tb	37	51	28	19

# Film-Folien System



**Kassette**

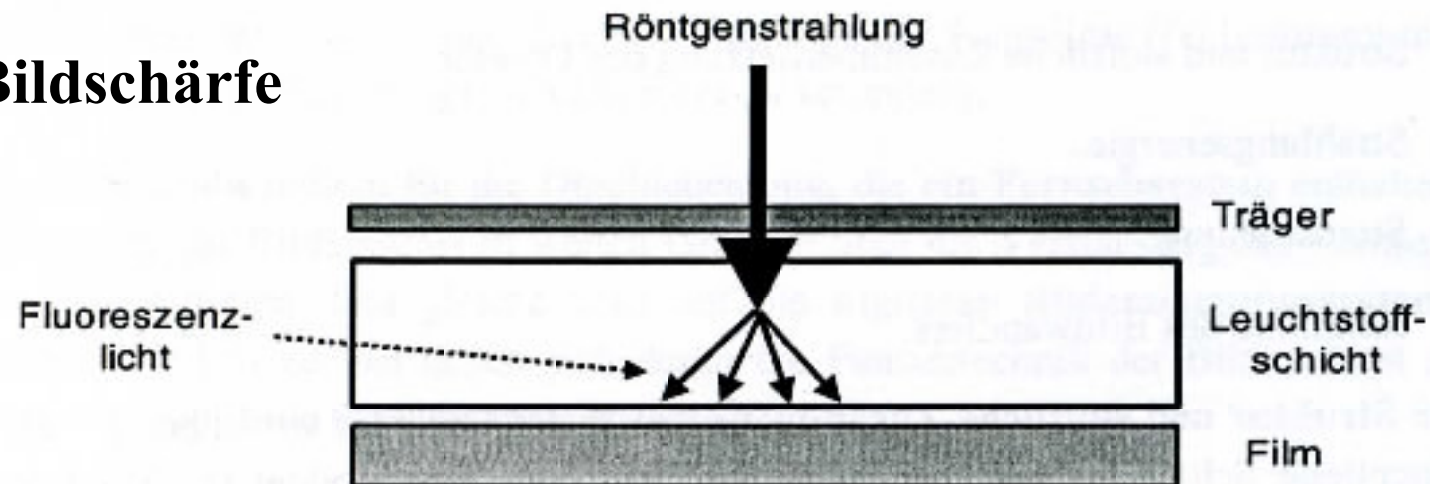
**Verstärkerfolie mit Leuchtstoffschicht**

**Emulsion**

**Trägermaterial**

**Vorteile:** Größerer Rö-Schwächungskoeff. (Elemente mit hohen  $Z$ ,  $\rho$ )  
Keine Entwicklung & Fixierung => Dickere Schicht möglich  
1Rö-Quant => Tausende sichtbare Photonen  
Dosisverstärkung 10..20

**Nachteil:** Schlechtere Bildschärfe



# Speicherfolien

Ähnliche Funktionsweise wie bei Verstärkerfolien;  
Übergang von Leuchtzentrum in Grundzustand *optisch verboten*  
=> Leuchtzentren bleiben angeregt

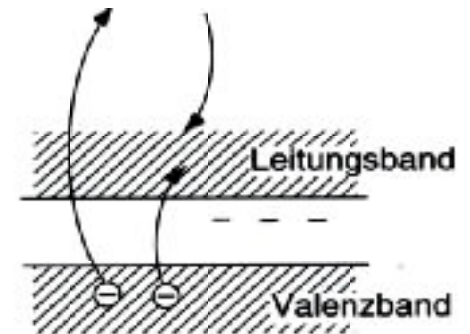
Laserscanner tastet das gespeicherte Bild mit  
kleinem Fokus ab

=> Zurückfallen in Grundzustand  
=> Licht mit Photomultiplier registriert  
=> Zeilenweise Digitalisierung des Bildes

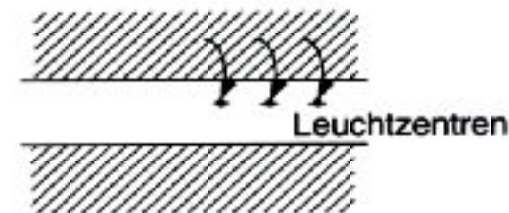
Nach Auslesen muss die Verstärkerfolie  
gelöscht werden -> Wiederverwendung

Vorteile: **Digitales Bild**  
**Großer Dynamikbereich der Speicherfolien**  
=> **selten Fehlbelichtungen**

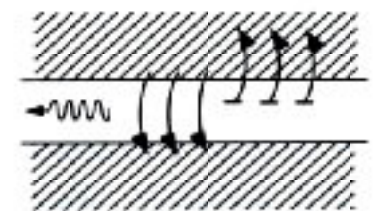
1) Belichten



2) Speichern



3) Abfragen



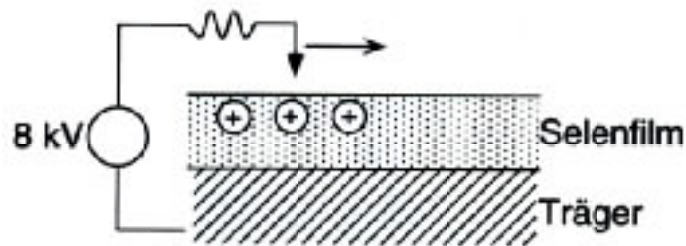
4) Löschen und Regenerieren des Leuchtstoffs.

# Selen-Filme

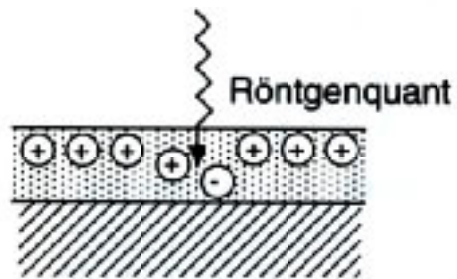
## Selen-Filme statt Röntgenfilme

Verfahren weitgehend identisch mit Fotokopier-Technik

1) Aufladen

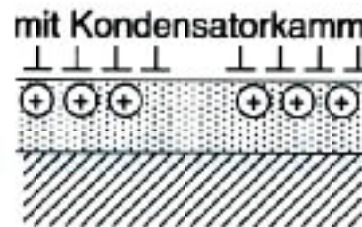
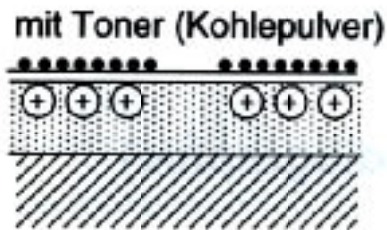


2) Belichten

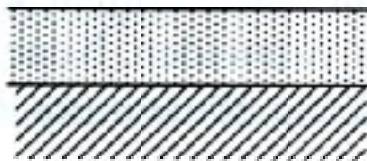


**Neu: Abfragen mit Kondensatorkamm**

3) Auslesen



4) Löschen



**Vorteile: Großer Dynamikbereich**



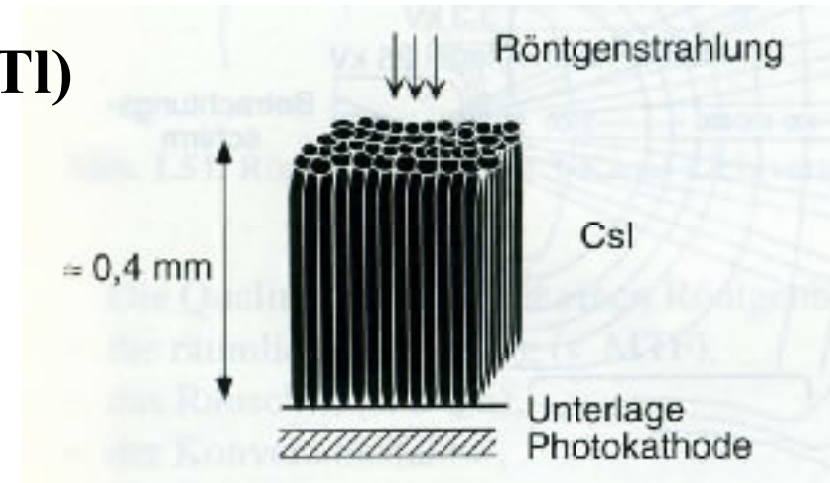
# Festkörperdetektoren

1) Röntgenstrahlung  $\xrightarrow{\text{Szintillator}}$  sichtbares Licht

**Szintillatormaterial (Bsp.):**

**Thallium-dotiertes Cäsiumjodid (CsJ: Tl)**

- Hohe Umwandlungseffektivität
- Relativ dick
- trotzdem gute Ortsauflösung durch nadelförmige Kristalle



**Photodioden aus amorphem Selen mit Dünnfilm-Diode oder Transistor**

2) Röntgenstrahlen: Lokale Ladungsreduktion einer aufgeladenen Selenschicht  
Speicherung der positiven Ladungen auf Kondensator

Zyklisches Auslesen durch Dünnfilmtransistoren

=> Elektrische Signale ~ Dosis

Fehlendes Streulicht (vgl. mit 1) => besseres Auflösungsvermögen

3) Umwandlung in Szintillatorschicht

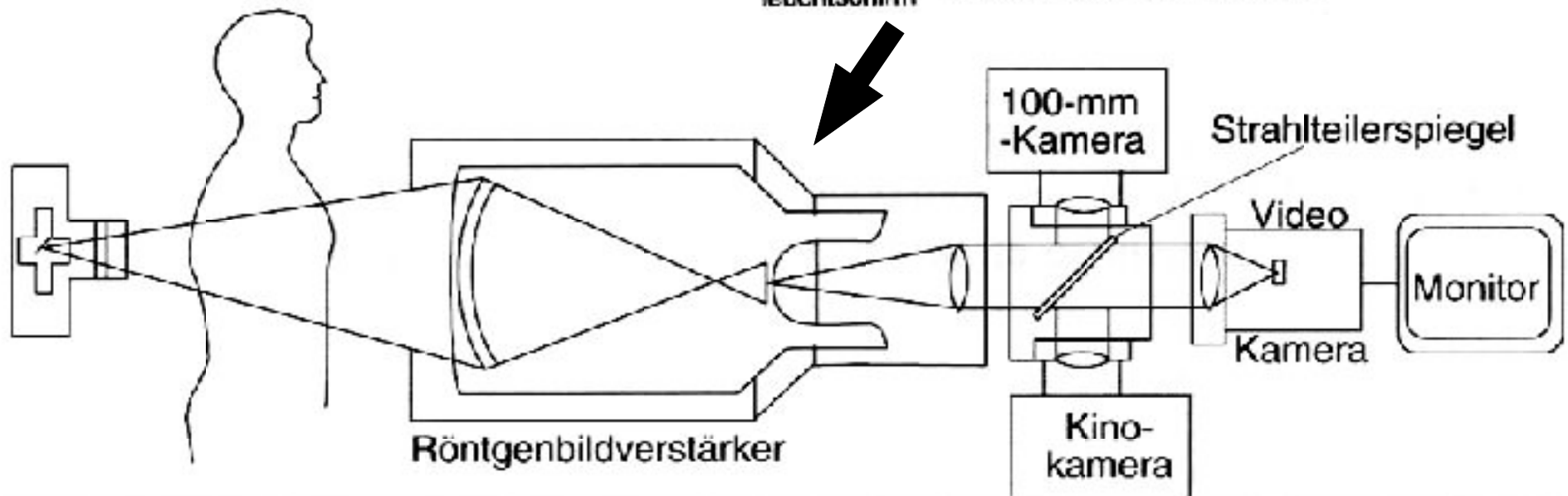
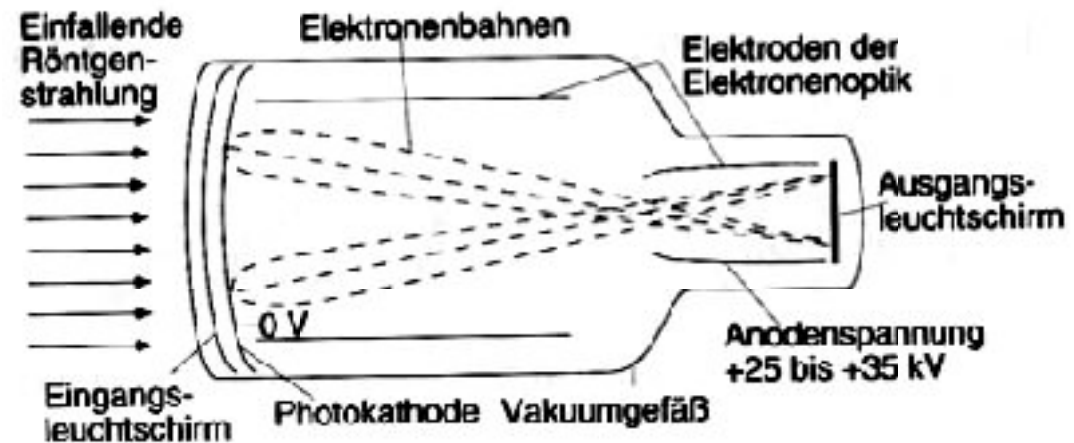
CCD-Chips (CCD: charge coupled devices)

=> Elektrisches Signal

# Röntgenbildverstärker

**Klassische Durchleuchtung mit kontinuierlicher Beobachtung**

- früher stand Arzt vor einem Fluoreszenzschirm  
=> extrem große Strahlenbelastung für Arzt & Patient
- heute: Röntgenbildverstärker



# Abbildungsgüte

---

**Bildgüte wird letztlich gemessen an der Qualität der diagnostischen Aussage**

- Beeinflusst von:**
- **Eigenschaften des Bilderzeugungssystems**
  - **Eigenschaften des abzubildenden Objekts**
  - **Bedingungen bei der Bildbetrachtung**
  - **Leistungen des Auswerters (!)**

**Physikalische Beschreibung der Abbildungsgüte durch**

- **Bildschärfe**
- **Kontrast**
- **Rauschen**
- **Artefakte**

**Objektive Beschreibung durch Modulationsübertragungsfunktion (MÜF), Übertragungskennlinie und Wienerspektrum.**

**Einfluss auf diagnostische Aussagen schwer abzuschätzen  
=> Auswerteeexperimente (ROC-Kurven)**

# Bildschärfe

---

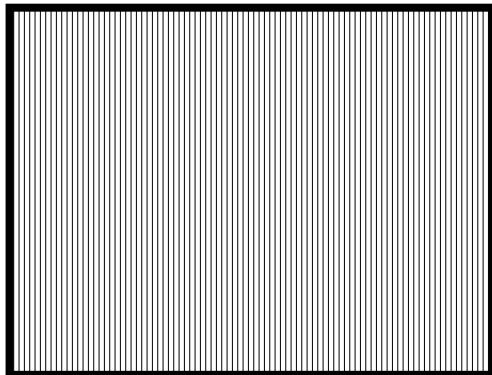
**Bildschärfe ist verbunden mit Wiedergabe von Konturen**

**Scharfe Kante => Unschärfebereich statt Sprung im Schwärzungsverlauf**

**Messung:**

**Rasterabbildung => visuelles Auflösungsvermögen = #Linienpaare pro mm**

**Original**

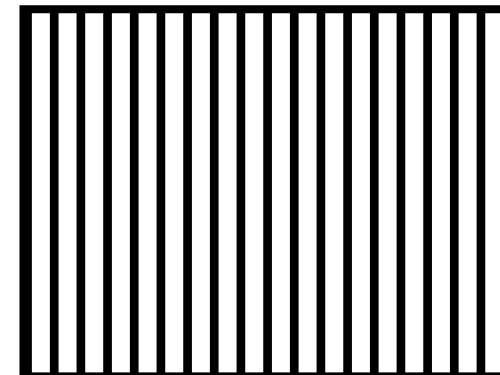
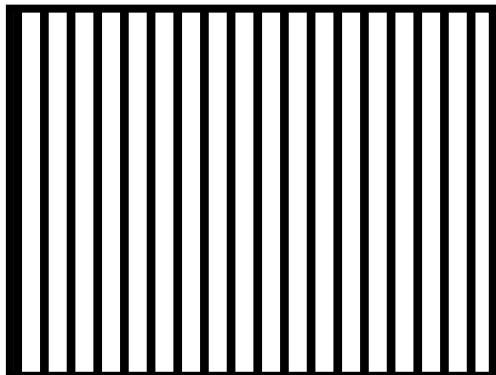


**Kleine  
Wellenlänge**

**Bild**



**Große  
Wellenlänge**



# Modulationsübertr.funktion

## Lineares Übertragungssystem (1dim):

**Ideales Bild (Original):** Grauwert  $g(x) = \langle g \rangle + A_0 \sin(2\pi x u)$

**Bild:**  $b(x') = \langle g \rangle + A_0 \sin(2\pi x' u) \cdot \eta(u)$

$0 \leq \eta(u) \leq 1$  **Modulationsübertragungsfunktion (MÜF, MTF)**  
**Kontrast ist durch MÜF schlechter geworden!**

$u := 1 / \lambda$  **“Räumliche Frequenz”** [lp/mm]; lp=Linienpaar  
**Räumliche Auflösung!**

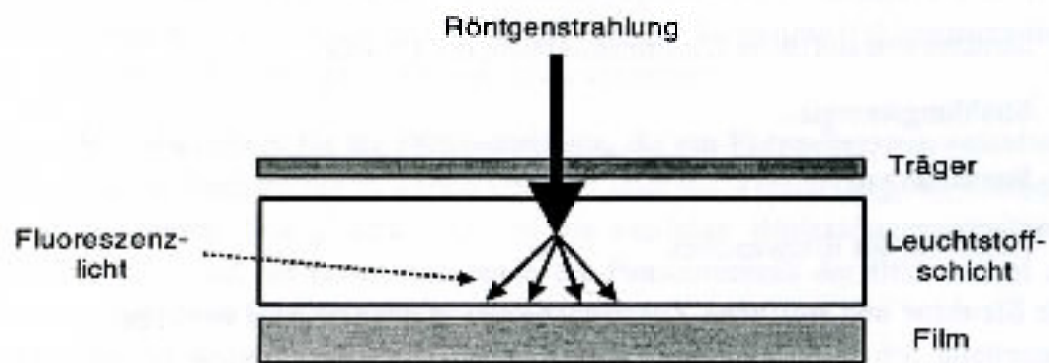
**MÜF(Gesamtsystem) = Produkt MÜF(Einzelkomponenten)**

**Formaler:**  $h(x,y)$  **“Impulsantwort” (point spread function)**  
 $H(u,v) = FT\{h(x,y)\}$  **“komplexe Übertragungsfkt.”**

**Def.:**  $MTF(u,v) := |H(u,v)|$  mit  $|H(0,0)| = 1$

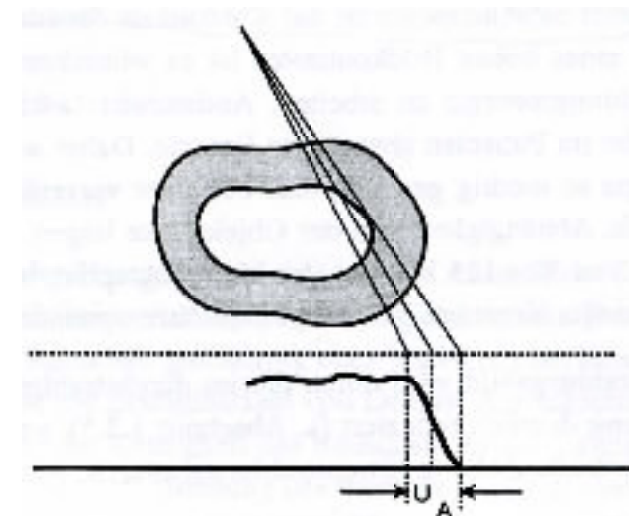


- Ursachen:** - **Geometrische Unschärfe durch endliche Größe des Röntgenfokus**
- **Bildwandlerunschärfe durch Lichtstreuungseffekte**



- **Bewegungsunschärfe**
- **Objekt-(Absorptions-)unschärfe**

**Strahlungsschwächung ändert sich nicht sprunghaft wegen Form der Objektstrukturen**



# Computer Tomographie

---

## **Computer Tomographie (CT)**

**ist ein rekonstruktives Bilderzeugungssystem; die Bildinformation ist in den Meßdaten verschlüsselt.**

**Zusätzlich zur reinen bildlichen Darstellung möglich: Quantitative CT**

- Knochendichtebestimmung**
- Bestimmung von Lungendichte und -struktur**
- Gewebeperfusion**

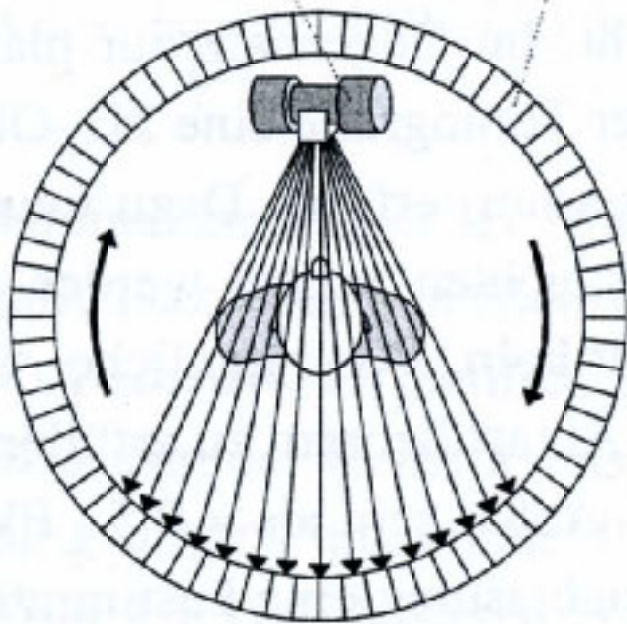
**Grundlegende Idee: Abtasten des Objektes aus unterschiedlichen Projektionswinkeln; anschließende...**

**... Rekonstruktion: Iterative Rekonstruktion  
(nur in den Anfängen der CT; Anwendung heutzutage bei Nukleardiagnostik [SPECT, PET] )**

**Radon-Transformation! (basierend auf Integraltrafo)**

# TCT & ECT

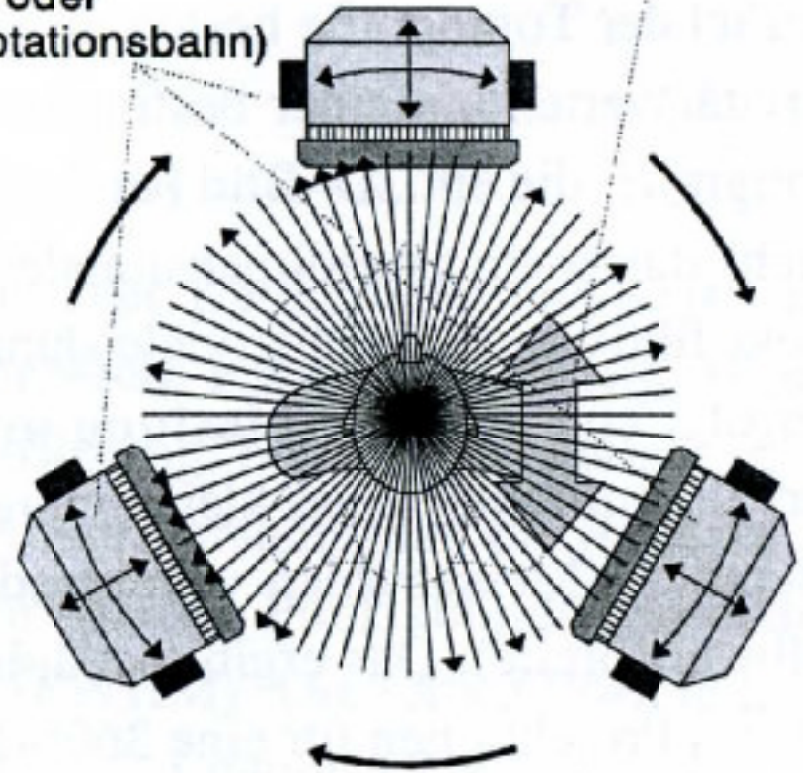
rotierende Röntgenröhre Detektorring



**Transmissionstomografie**

Gamma-Detektorkopf (kreisförmige oder elliptische Rotationsbahn)

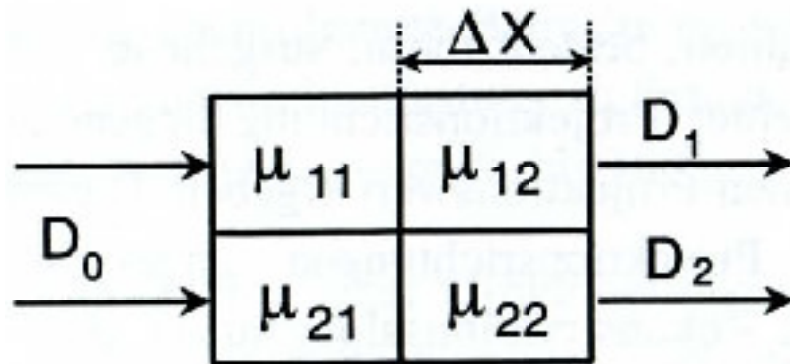
Patiententischbewegung (geräteabhängig)



**Emissionstomografie**

# Iterative Rekonstruktion

Einfaches Objektmodell:



$$\begin{aligned} D_1 &= D_0 e^{-\mu_{11}\Delta X} e^{-\mu_{12}\Delta X} \\ &= D_0 e^{-(\mu_{11} + \mu_{12})\Delta X} \end{aligned}$$

Schwächung der Röntgenstrahlung nach Schwächegesetz

$D_{i>0}$  gemessen,  $D_0$  und  $\Delta x$  bekannt

$$\frac{1}{\Delta x} \cdot \ln(D_0/D_1) = \mu_{11} + \mu_{12}$$

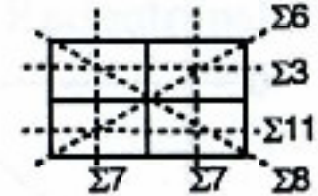
# Iterative Rekonstruktion

**Gemessen:**  
**Projektion der zweidim.**  
**Verteilung der linearen**  
**Schwächungskoeff.  $m$**

reale Ausgangssituation, die ermittelt werden soll

2	1
5	6

gemessene Projektionswerte



Berücksichtigung der waagrechten Summen

$0+1,5$	$0+1,5$	$\rightarrow 3 - 0 = 3$
$0+5,5$	$0+5,5$	$\rightarrow 11 - 0 = 11$

Berücksichtigung der senkrechten Summen

$1,5+0$	$1,5+0$	
$5,5+0$	$5,5+0$	

$7 - 7 = 0$     $7 - 7 = 0$

Berücksichtigung der diagonalen Summen

$1,5+0,5$	$1,5-0,5$	$6 - 7 = -1$
$5,5-0,5$	$5,5+0,5$	$8 - 7 = 1$

2	1
6	6

**Durchführung:**    **Ausgehend von beliebiger**  
**(Iterativ!)**        **Anfangsverteilung die Pixel**  
**in einer Projektionsrichtung so**  
**korrigieren, daß Meßwerte**  
**herauskommen.**



# Radontransformation

**J. Radon** “Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integrale längs gewisser Mannigfaltigkeiten”.

Verh. Sächs. Akad. Leipzig 69, 262 (1917).

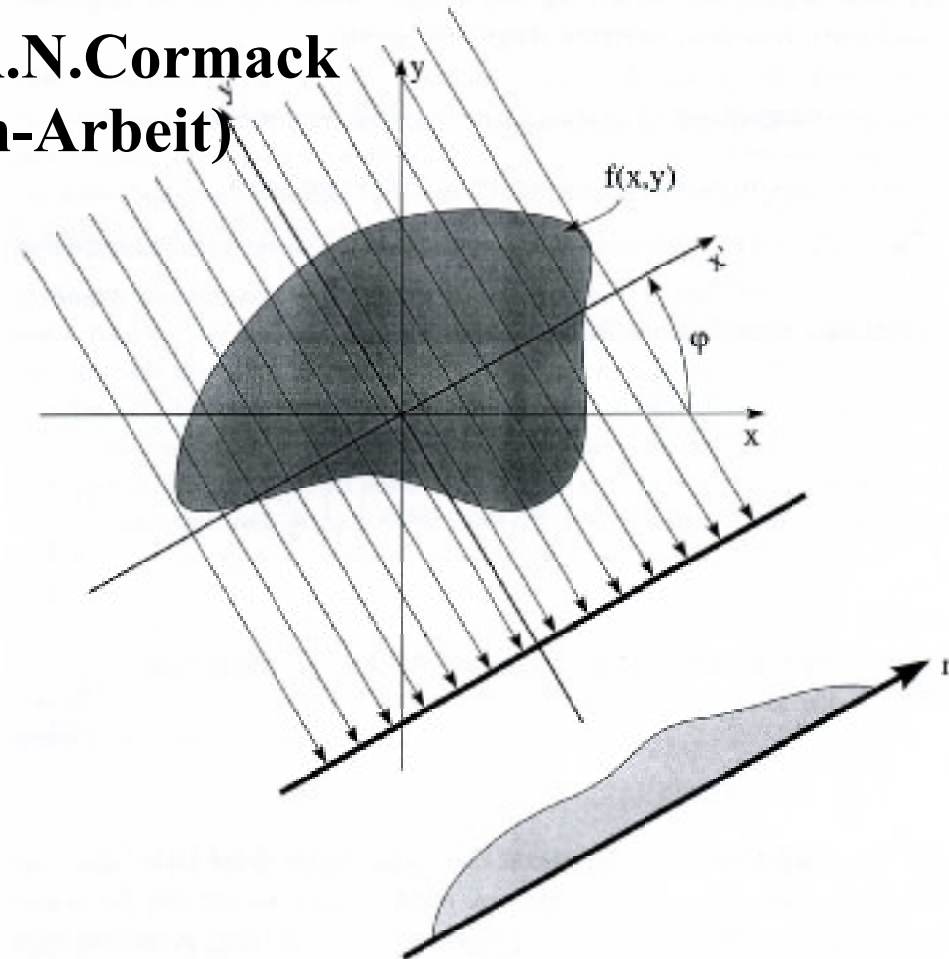
**1970** Anwendung (G.N.Hounsfield)

**1979** Nobelpreis G.N.Hounsfield und A.N.Cormack

**(1986** Englische Übersetzung der Radon-Arbeit)

**Idee:** Beliebige integrierbare Funktion  $g(x,y)$  durch alle geraden Linienintegrale über das Definitionsgebiet von  $g$  beschreiben

**Man benötigt nicht alle Linienintegrale wegen redundanter Information.**

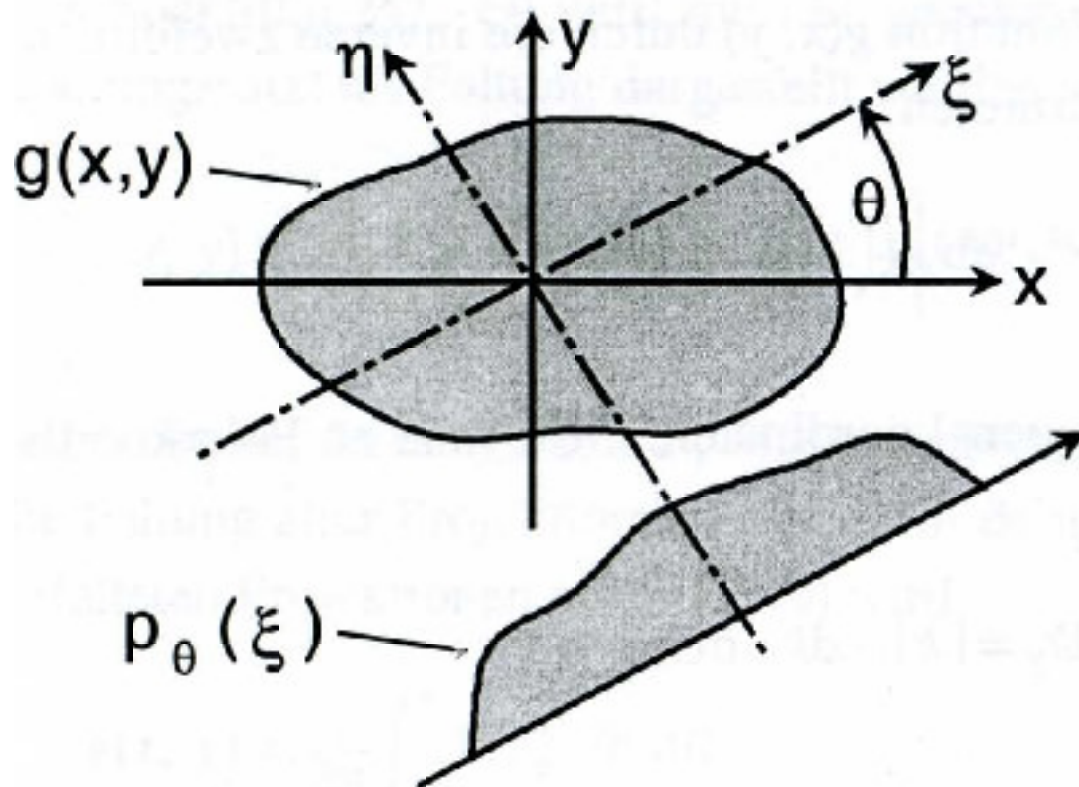


# Radontransformation

Projektion:

$$p_{\Theta}(\xi) := \int_{-\infty}^{\infty} d\eta g(x, y)$$

Gesamtheit aller Projektionen = Radontransformierte



Bilderzeugung und Bildbewertung in der Strahlenphysik  
D. Gosch, S. Lieberenz, J. Petzold, B. Sattler, A. Seese

$$x = \xi \cos \theta - \eta \sin \theta$$

$$y = \xi \sin \theta + \eta \cos \theta$$

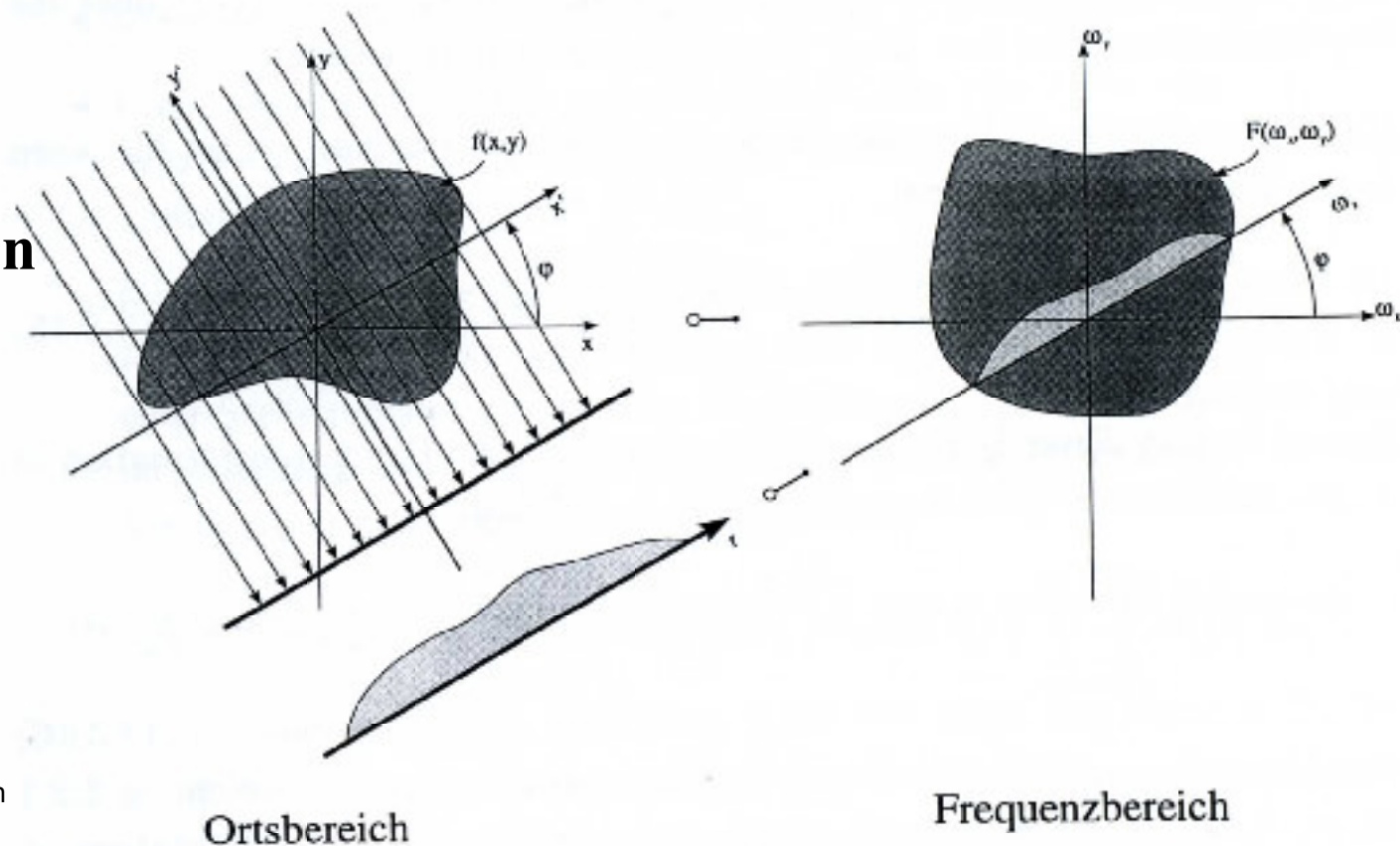
# Zentralschnitt-Theorem

Die bei einem Schnitt durch die 2-dim. Fourier-Transformierte  $G(k_x, k_y)$  von  $g(x, y)$  unter dem Winkel  $\Theta$  sich ergebende Funktion  $G_\Theta(k)$  ist gleich der 1-dim. FT der Projektion  $p_\Theta(x)$ :

$$P_\Theta(k) = G_\Theta(k)$$

Durch 1-dim. FT aller Projektionen läßt sich die 2-dim. FT  $G(k, \Theta)$  von  $g(x, y)$  zusammensetzen.

Aus  $G(k, \Theta)$  bekommt man  $g(x, y)$  durch die inverse 2-dim. FT.



# Gefilterte Rückprojektion

**Radontrafo, Zentralschnitt-Theorem =>**

**Das Spektrum  $P(k, Q)$  wird mit der Filterfunktion  $|k|$  gefiltert:**

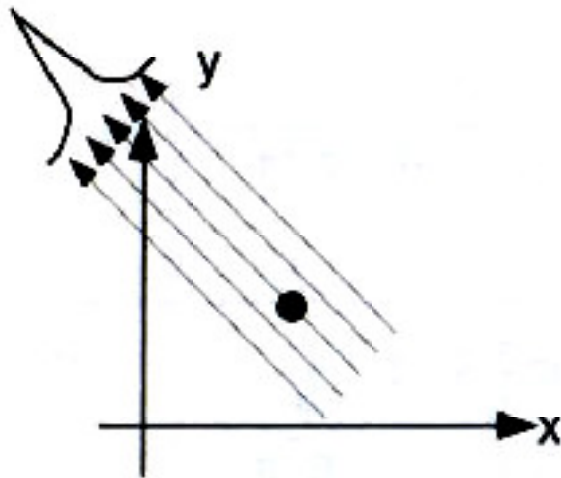
$$\begin{aligned} g(x, y) &= \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi d\Theta \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} dk P(k, \Theta) |k| e^{i2\pi k\xi} \right\} \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi d\Theta \left\{ p(\xi, \Theta) * F^{-1} \{|k|\} \right\} \end{aligned}$$

**Faltungskern  $F^{-1}\{|k|\}$  ist unabhängig vom Projektionswinkel  
(Faltung aller Projektionen mit gleichem Kern!)**

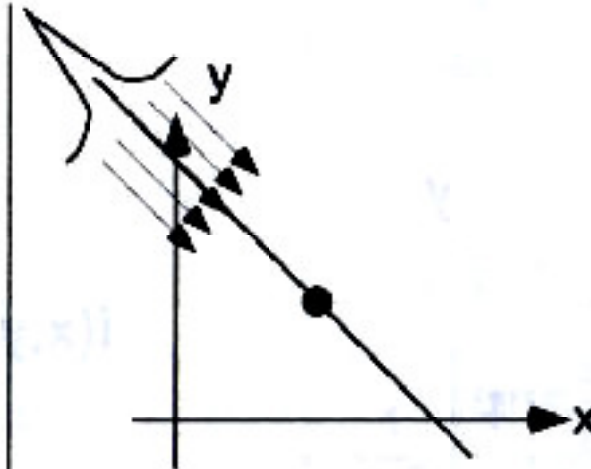
**Gefilterte Rückprojektion:**

**In der Praxis werden andere,  
modifizierte Filterfunktionen verwendet!**

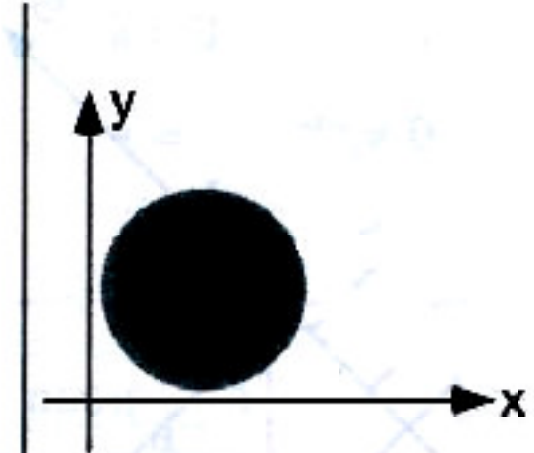
# Gefilterte Rückprojektion



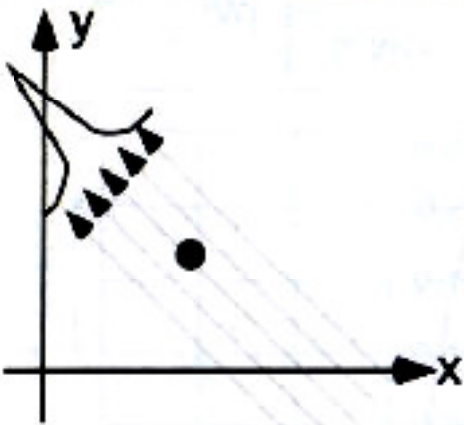
Messung



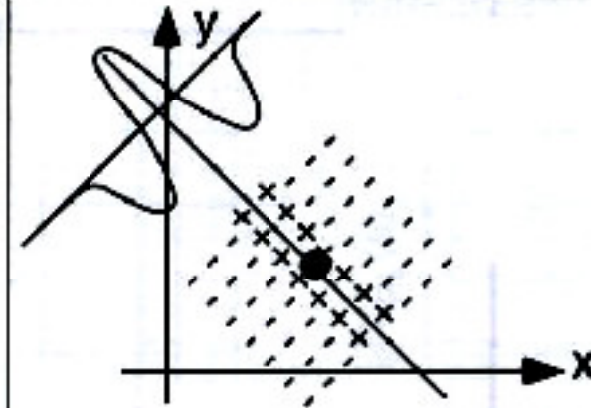
ungefilterte Rückprojektion  
einer Messung



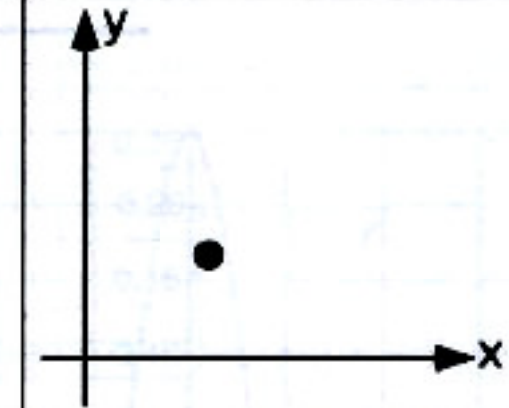
ungefilterte Rückprojektion  
aller Messungen



Messung



gefilterte Rückprojektion  
einer Messung



gefilterte Rückprojektion  
aller Messungen

# Hounsfield-Einheit

Aufnahme von “Schattenbildern”

Transmittierte Röntgenintensität

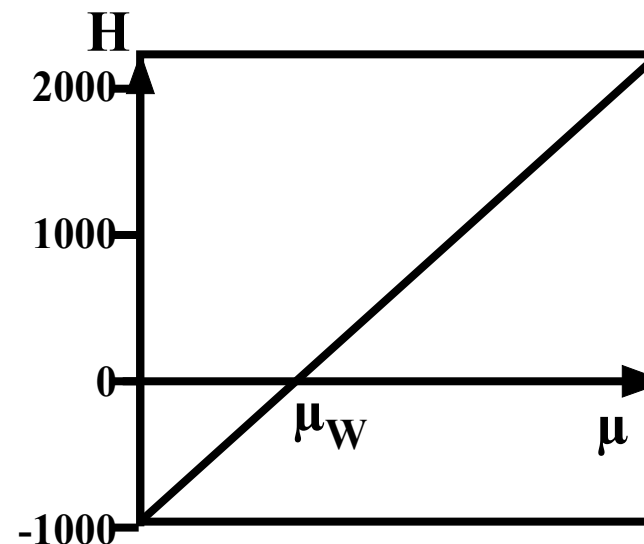
$$I = I_0 \exp \left\{ - \int dl \mu(l) \right\}$$

Rekonstruktion von “Schichtbildern”, die die Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten in der Objektschicht darstellen.

Für praktische Darstellung:

Hounsfield-Einheiten H, [HU]  
(relative Schwächungswerte)  
statt Schwächungskoeffizienten

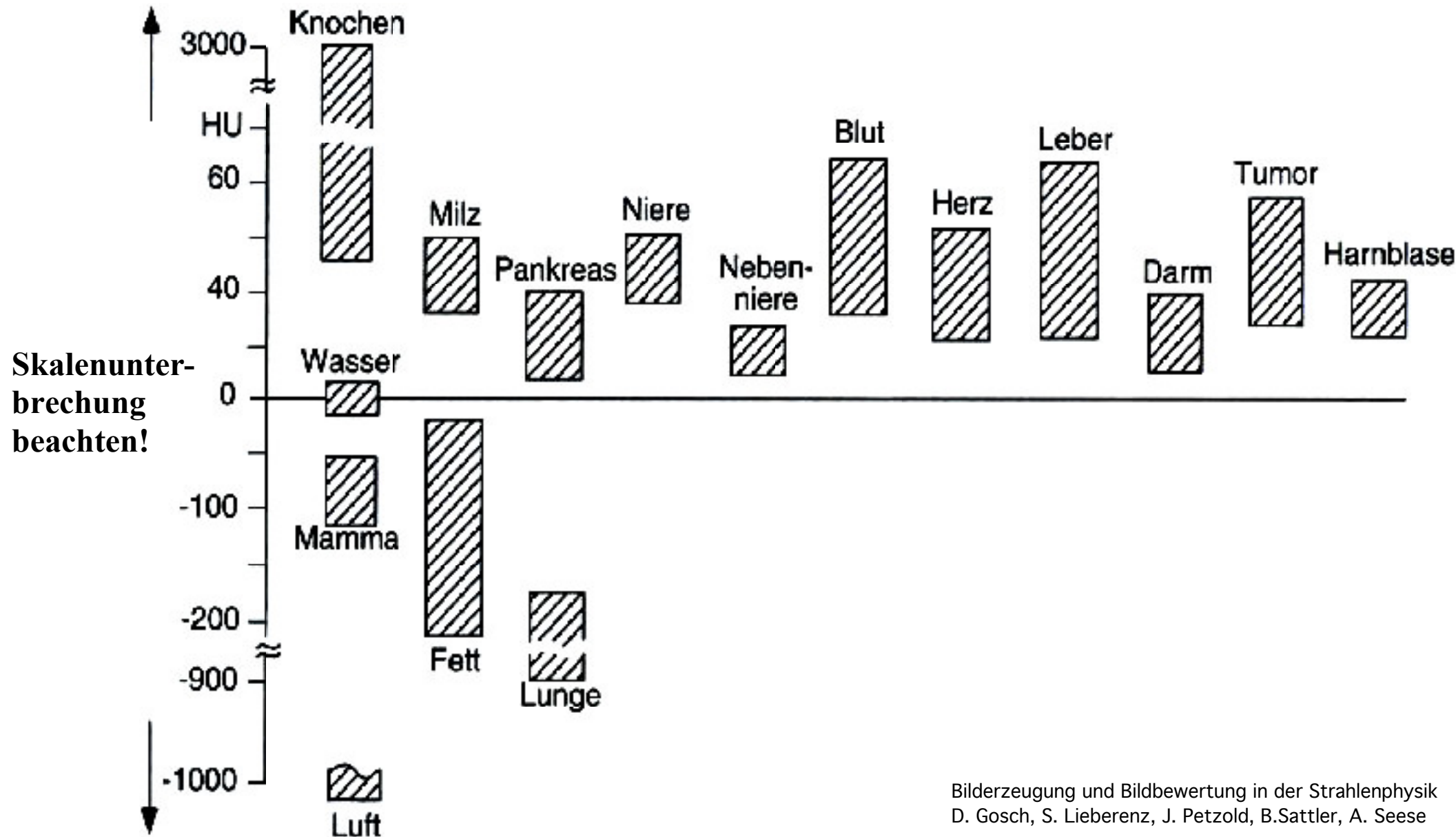
$$H := 1000 * (\mu - \mu_{\text{Wasser}}) / \mu_{\text{Wasser}}$$





# Vergleich Gewebetypen

## Röntgenschwächungskoeffizienten von Körpergewebe in [HU]



# CT Scanner

## CT-Scanner, 1.Generation:

**1970: Erste CT-Aufnahmen (G.N.Hounsfield)**

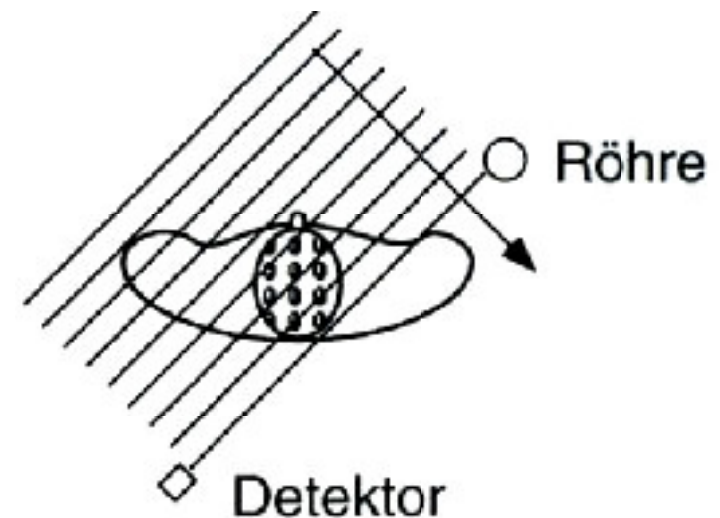
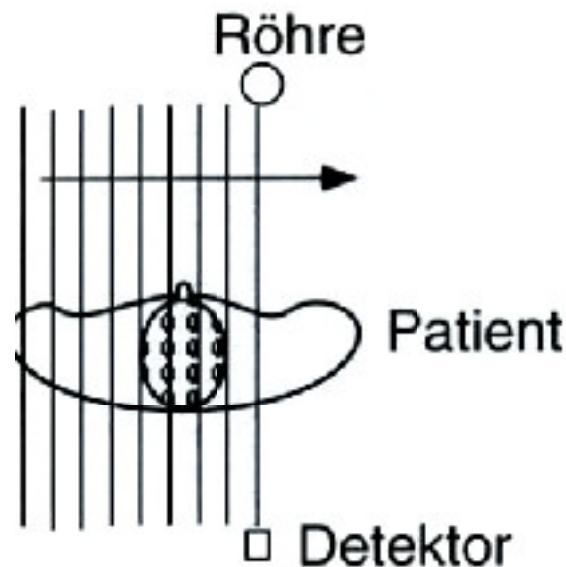
**Strahlenquelle: Americium  $^{241}_{95}\text{Am}$**

**Aufnahmedauer: 9 Tage (!!!)**

**Rekonstruktion (iterativ, Rechenzentrum EMI): 2,5 Stunden**



*Godfrey N. Hounsfield*

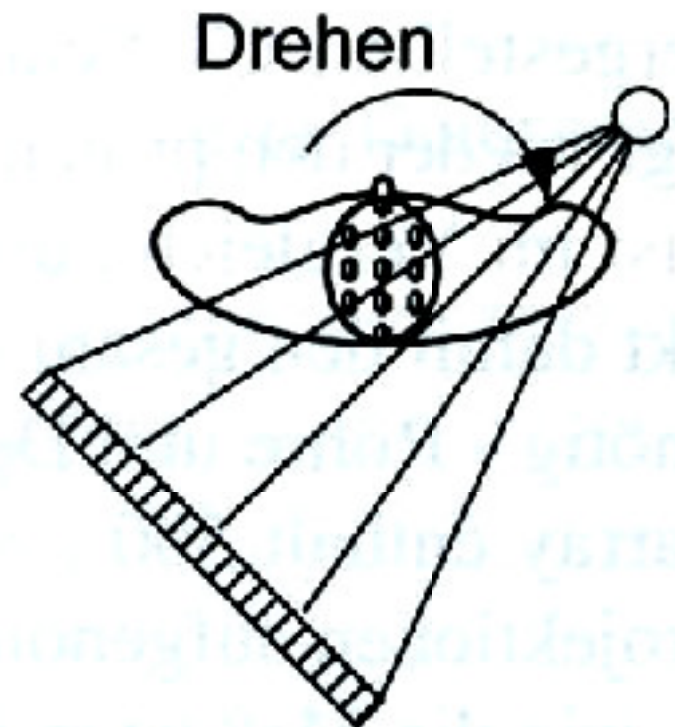
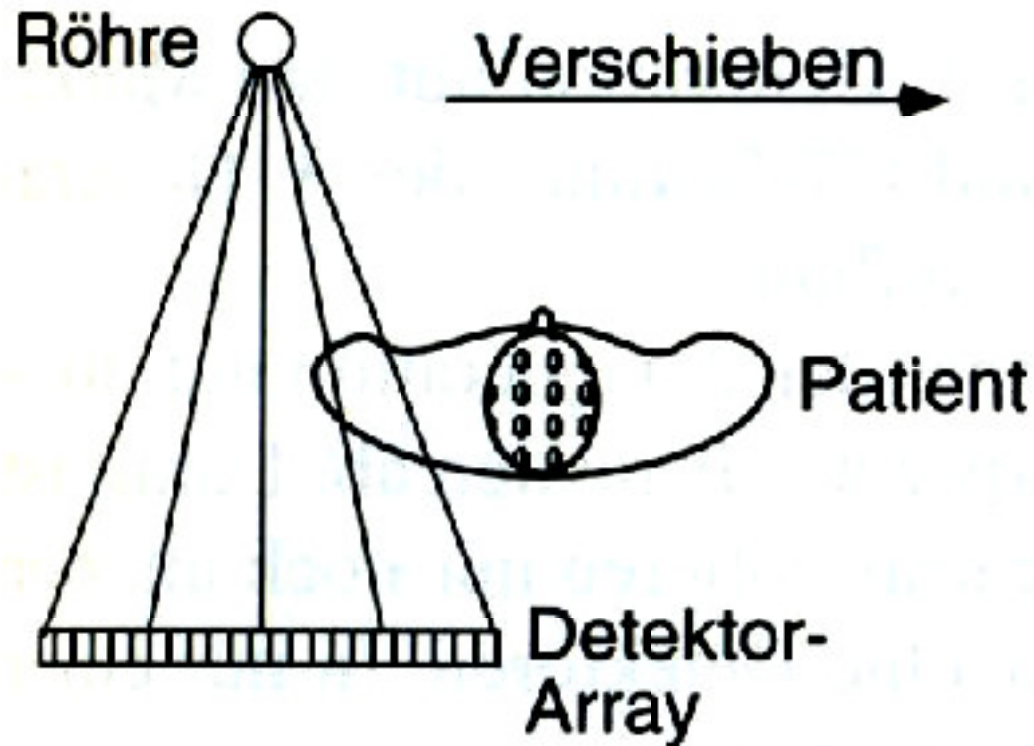


# CT Scanner 2. Generation

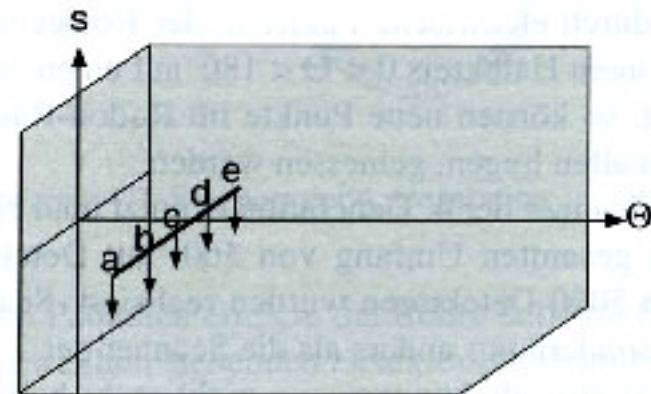
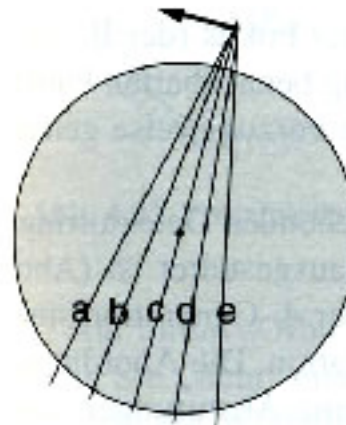
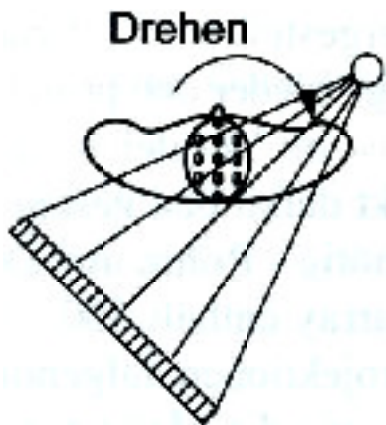
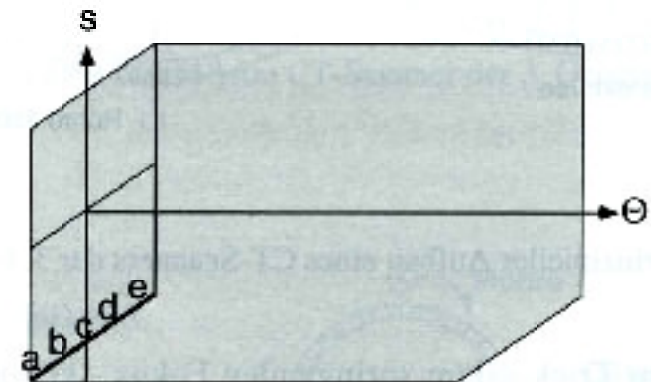
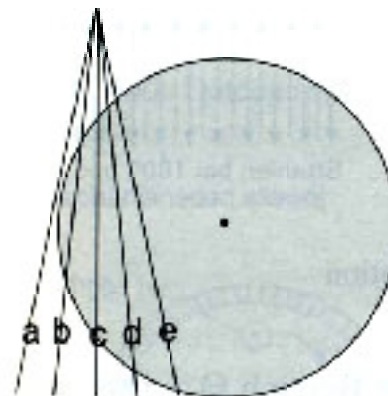
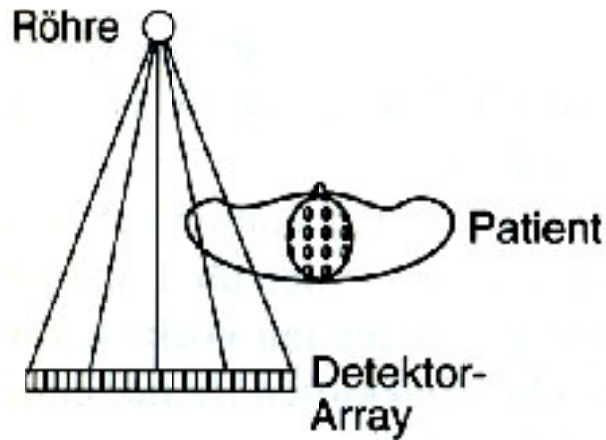
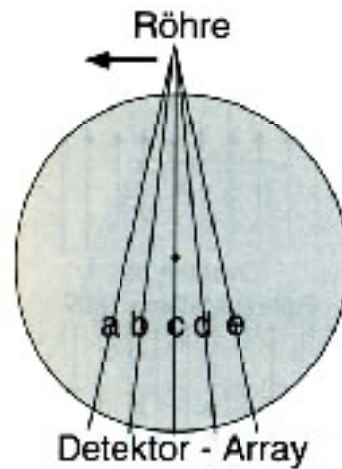
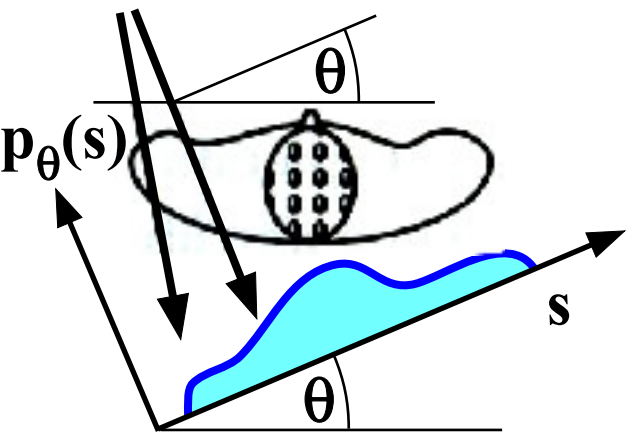
**Detektor-Array**  $\Rightarrow$   $\sim 30$  Messpunkte gleichzeitig

**Öffnungswinkel**  $\sim 10^\circ$

**Aufnahmezeit:** 20 s



# Datenaufnahme im Radon-Raum





# CT-Scanner 3. Generation

Viele der noch heute hergestellten Geräte sind CT-Scanner der 3. Generation

Öffnungswinkel 40..60°

=> Abdeckung des ganzen Patienten

=> Keine Translation mehr nötig

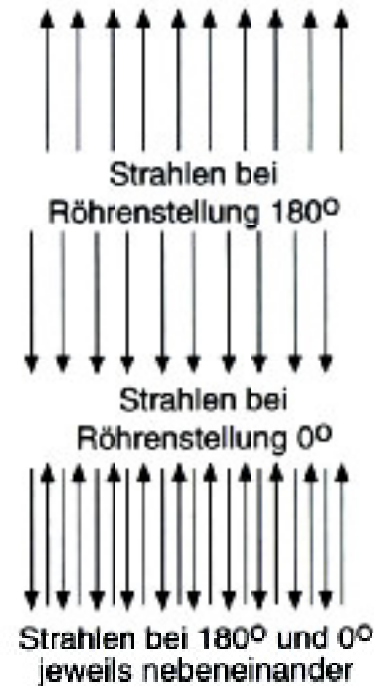
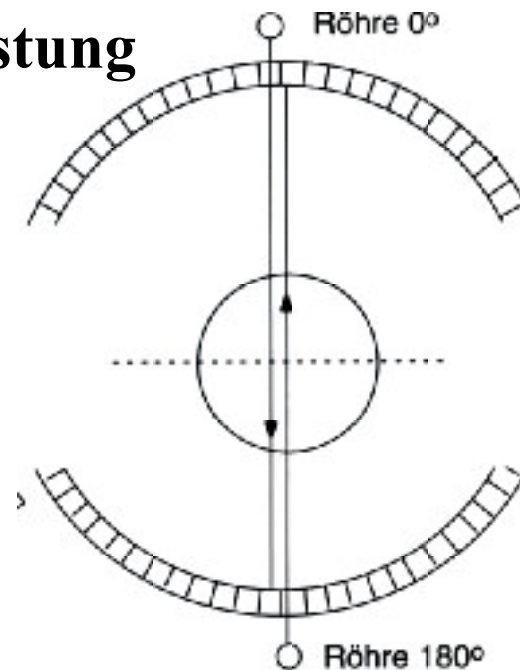
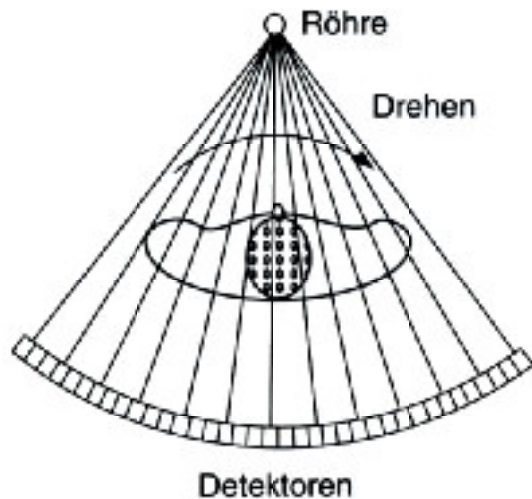
Röhre & Detektor rotieren um Patienten

500..800 Detektoren pro Array

1000 Projektionen pro Sekunde!

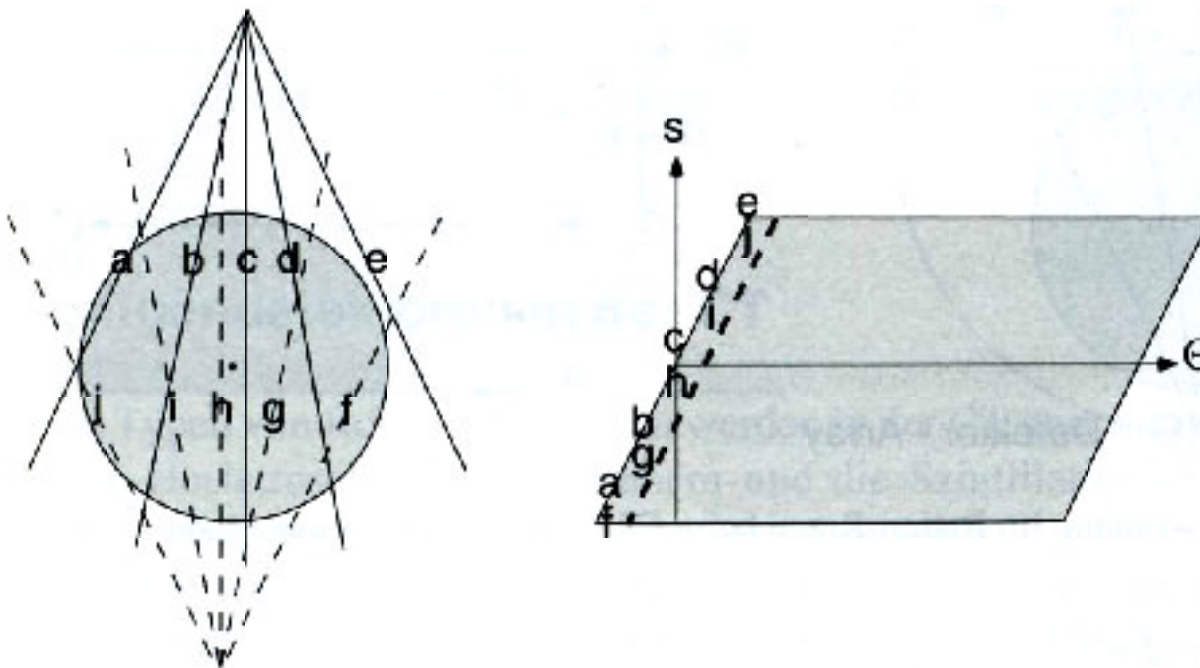
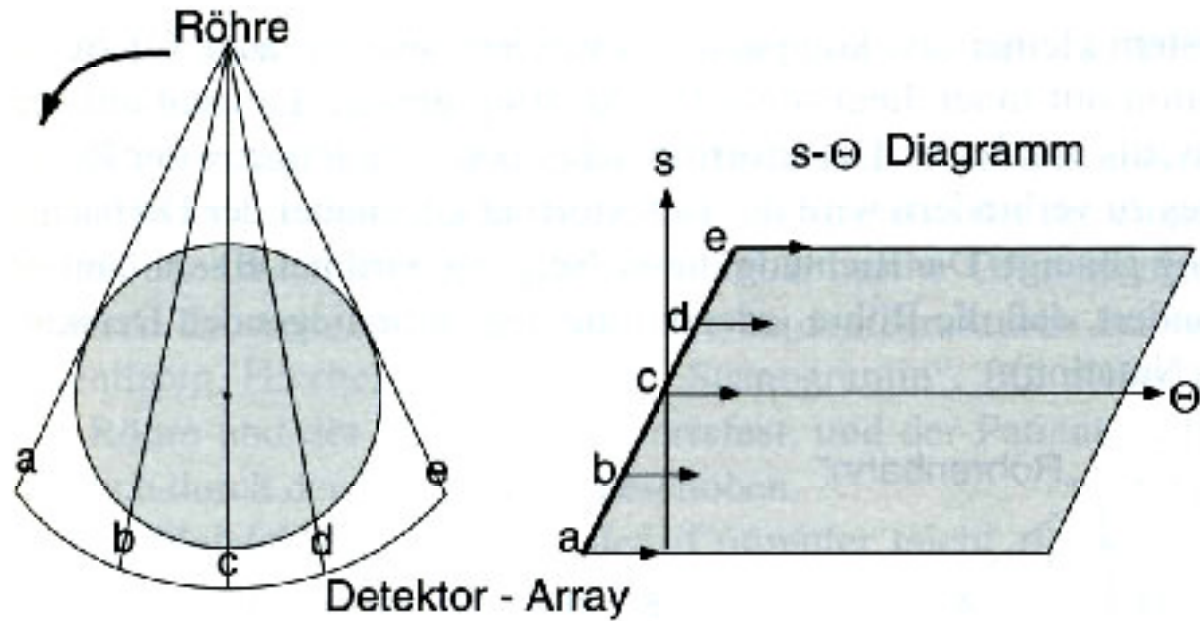
Trick: Springender Fokus

=> feinere Abtastung





# Datenaufnahme im Radon-Raum

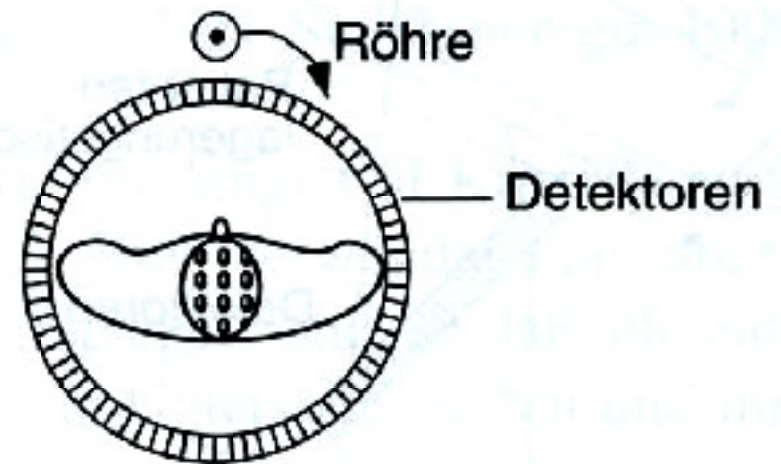
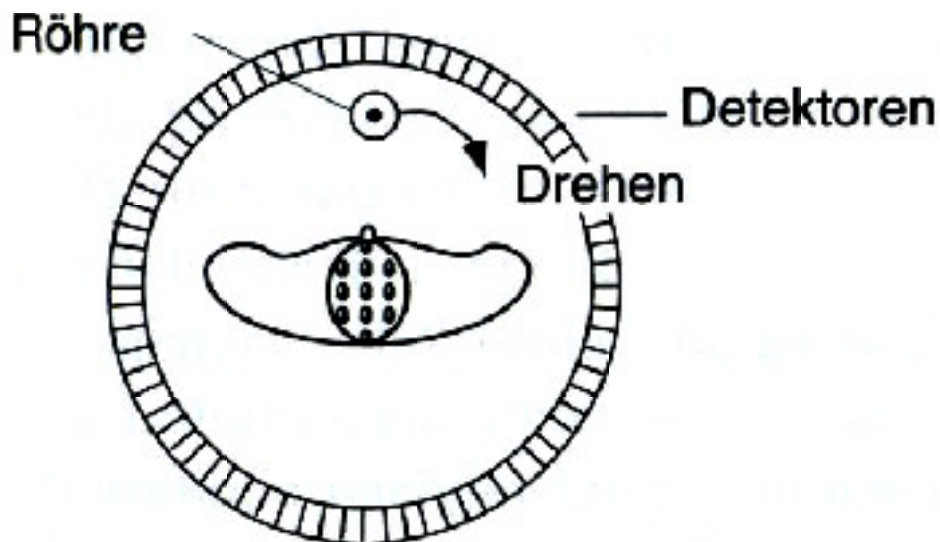


# CT Scanner 4. Generation

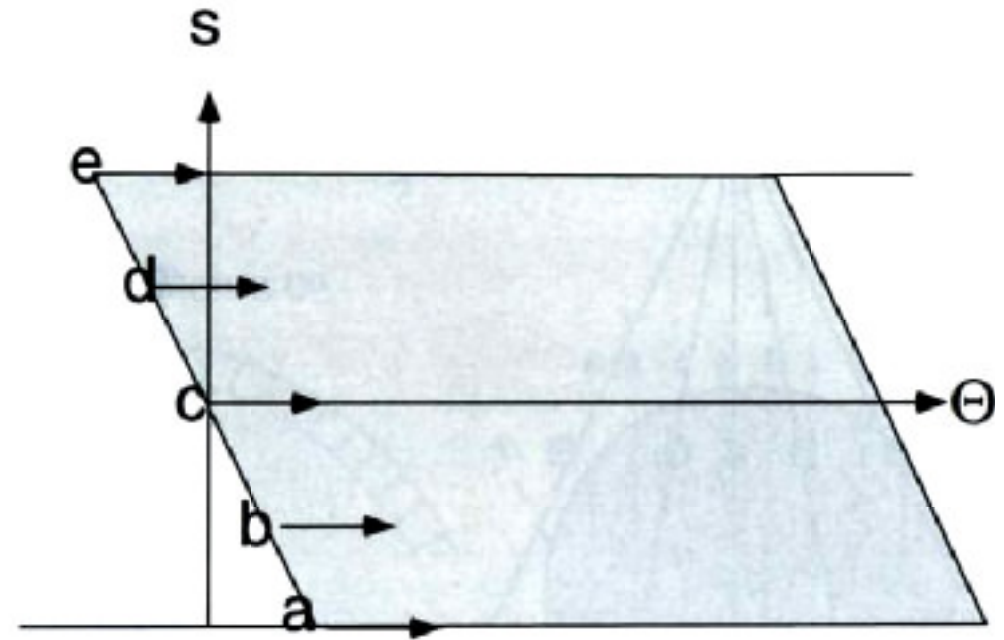
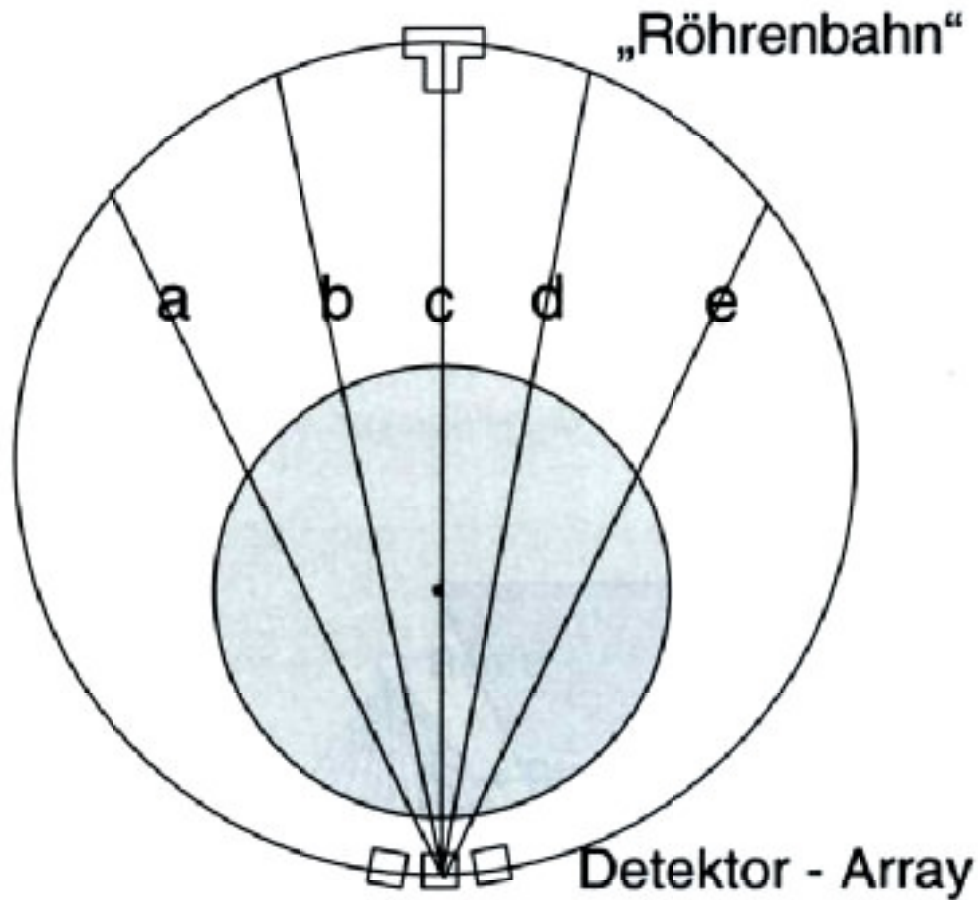
**Stehender Detektorring (5000 Detektoren auf 360°)**

**1000 Projektionen / Sekunde**

**Nicht besser als 3.Generation, sondern anders**



# Datenaufnahme im Radon-Raum



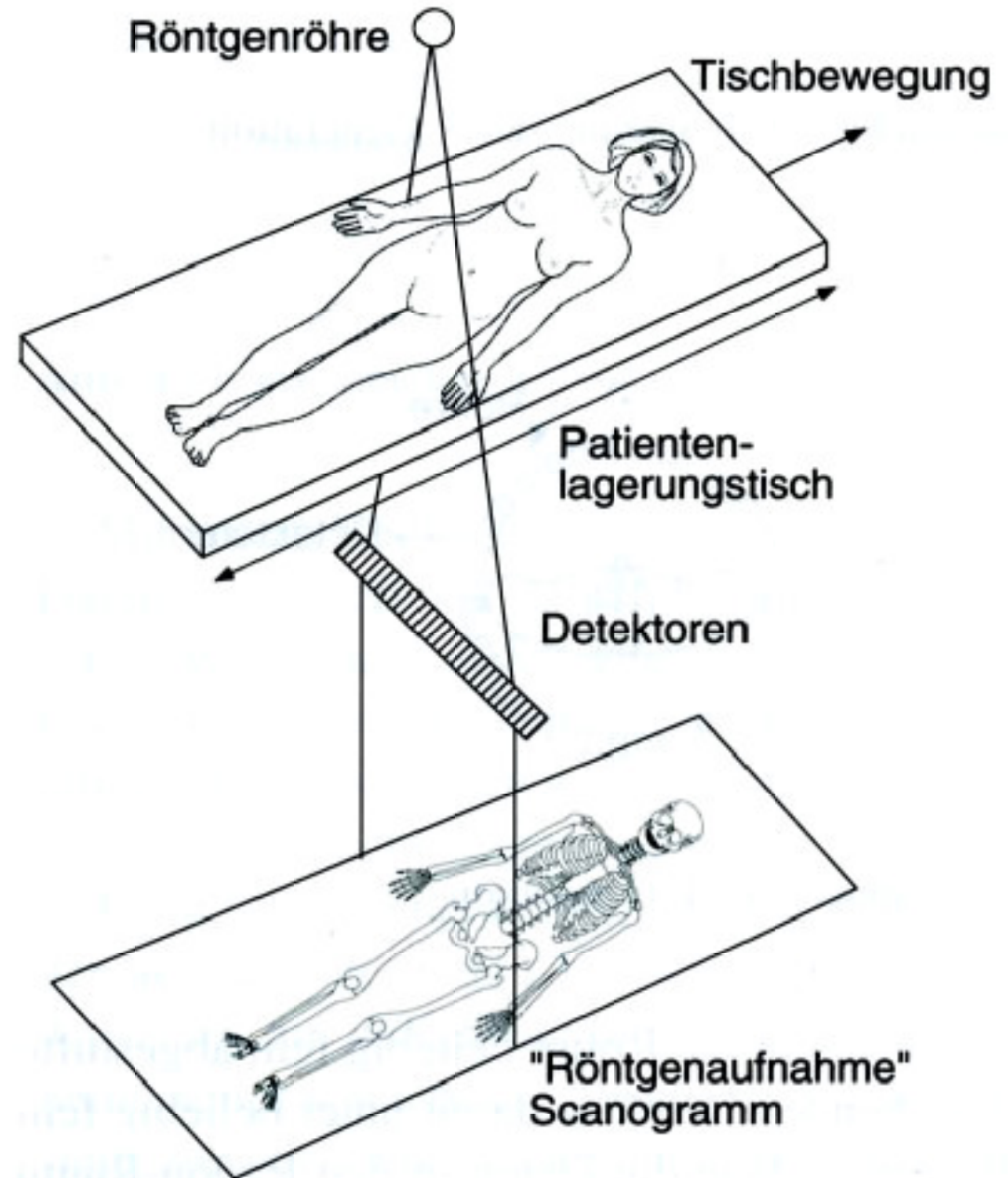
# Scanogramm

Eingestellter Schnittbereich:

a) Lichtvisiertiefenblende

b) "Scanogramm"

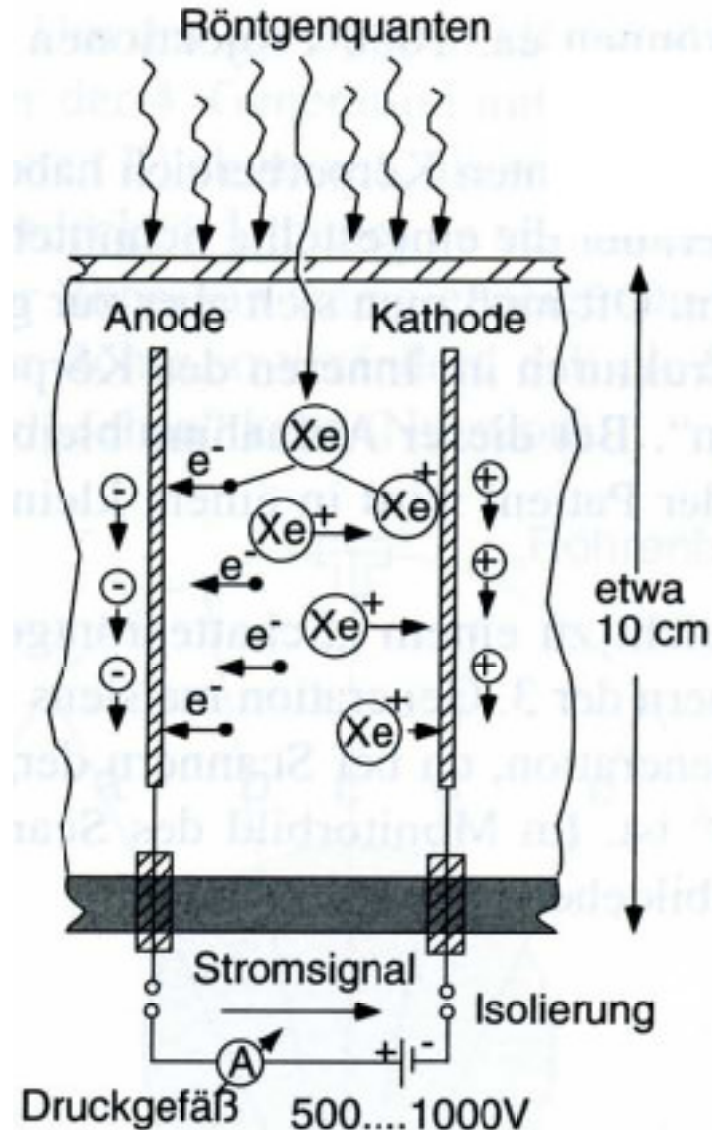
=> genauere  
Einstellung



# Röntgendetektoren für CT

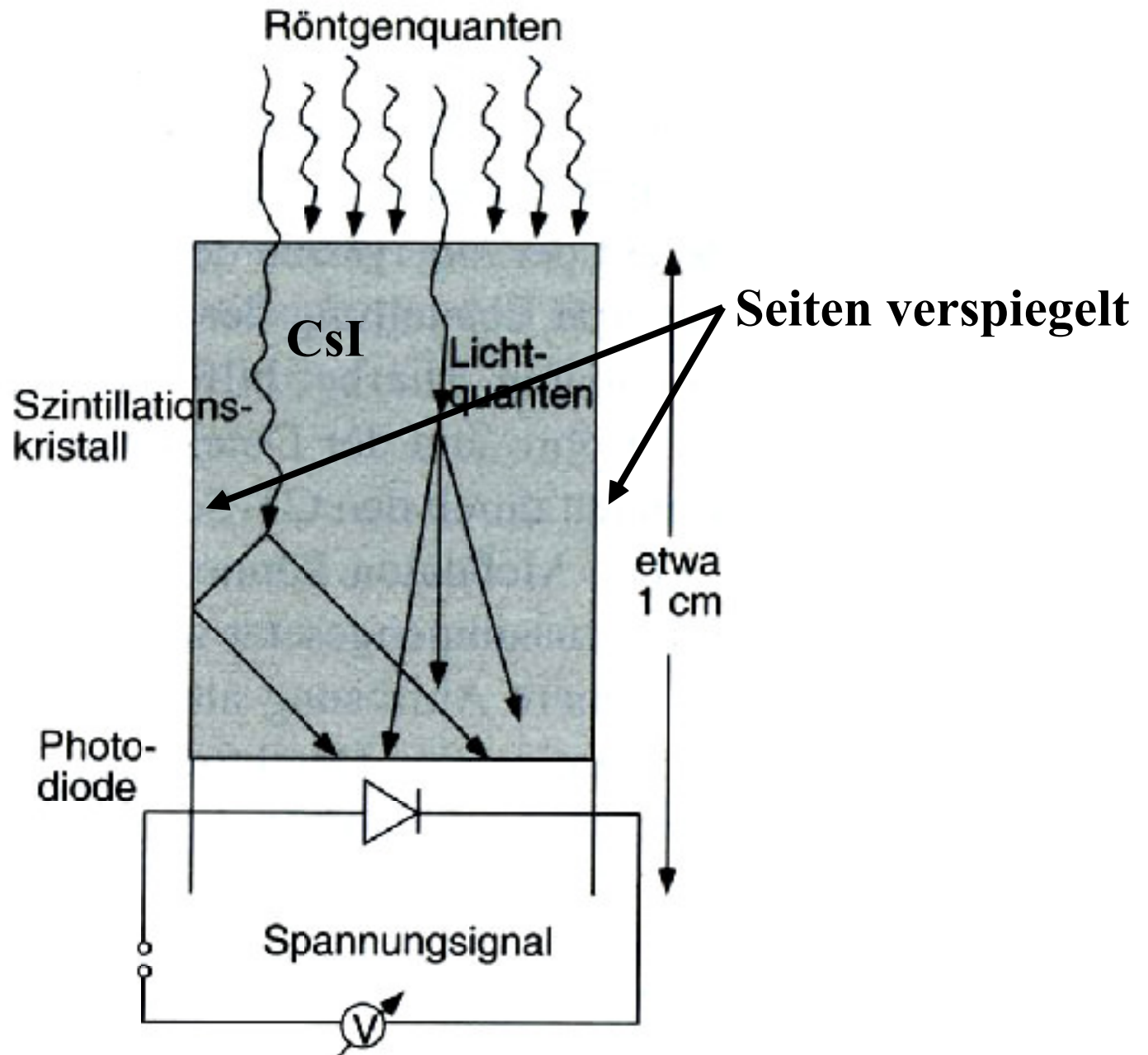
- Überwiegend 2 Typen:
- Xenon-Hochdruckionisationskammer
  - Szintillationskristalle mit Photodiode

**Xe-Gas bei 20 bar =>  
Detective Quantum Efficiency  
DQE bis 60%  
Ionisationskammer 10 cm lang**



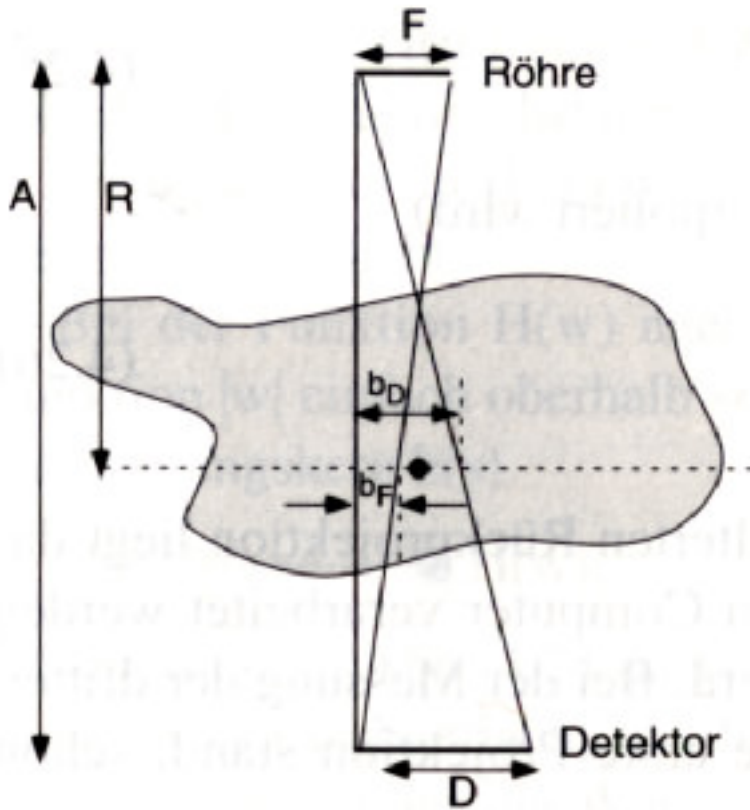


# Szintillationsdetektor





# Auflösung



**A = Abstand Quelle - Detektor**

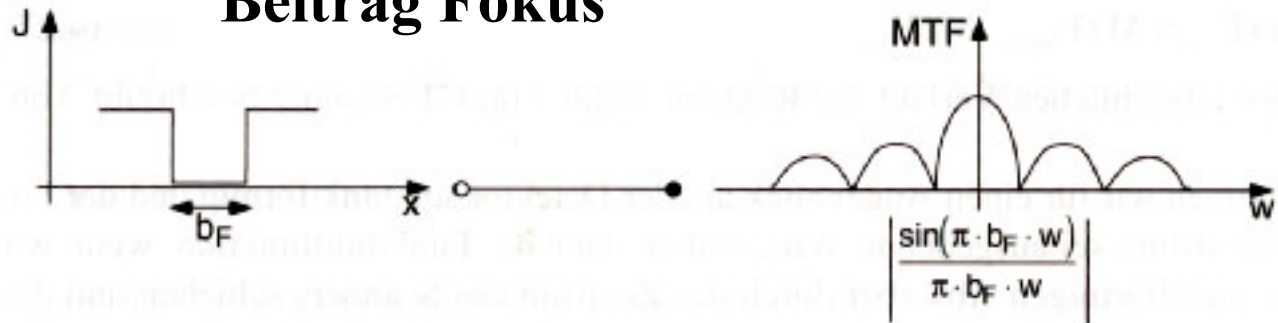
**R = Abstand Quelle - Rotationsachse**

**F = Fokusgröße in der Röhre**

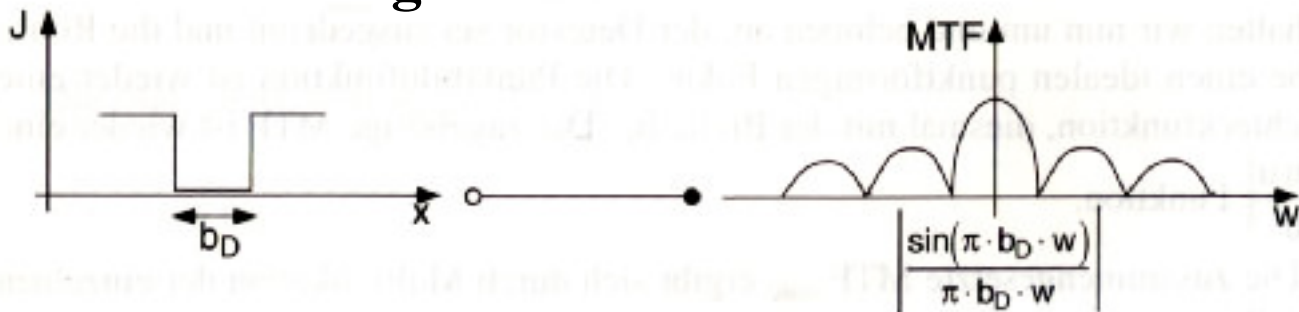
**$b_F$  = effektive Fokusgröße im Zentrum**

**$b_D$  = effektive Detektorgröße im Zentrum**

## Beitrag Fokus



## Beitrag Detektor

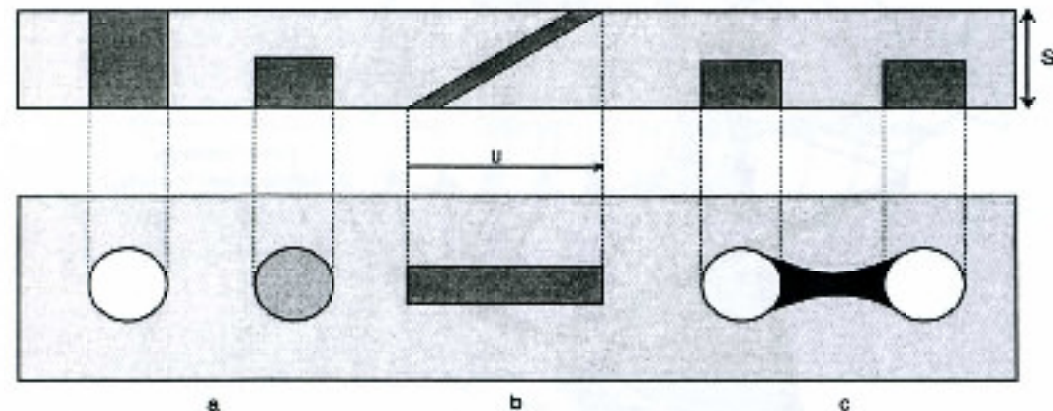


## Auflösungsfunktion und Modulationstransferfunktion

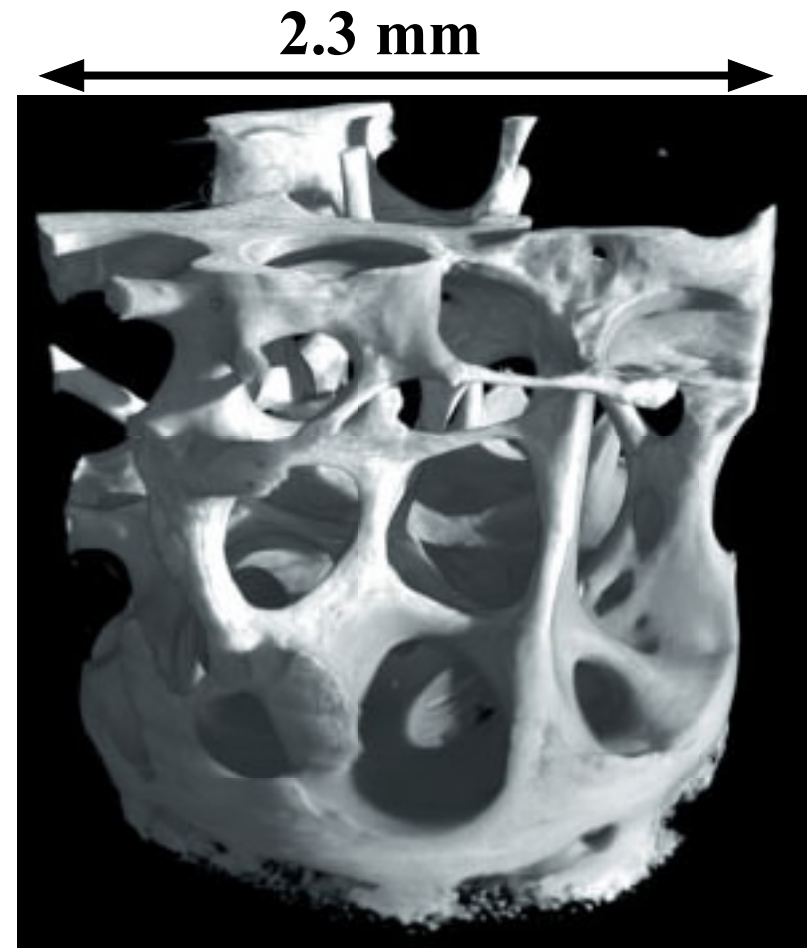
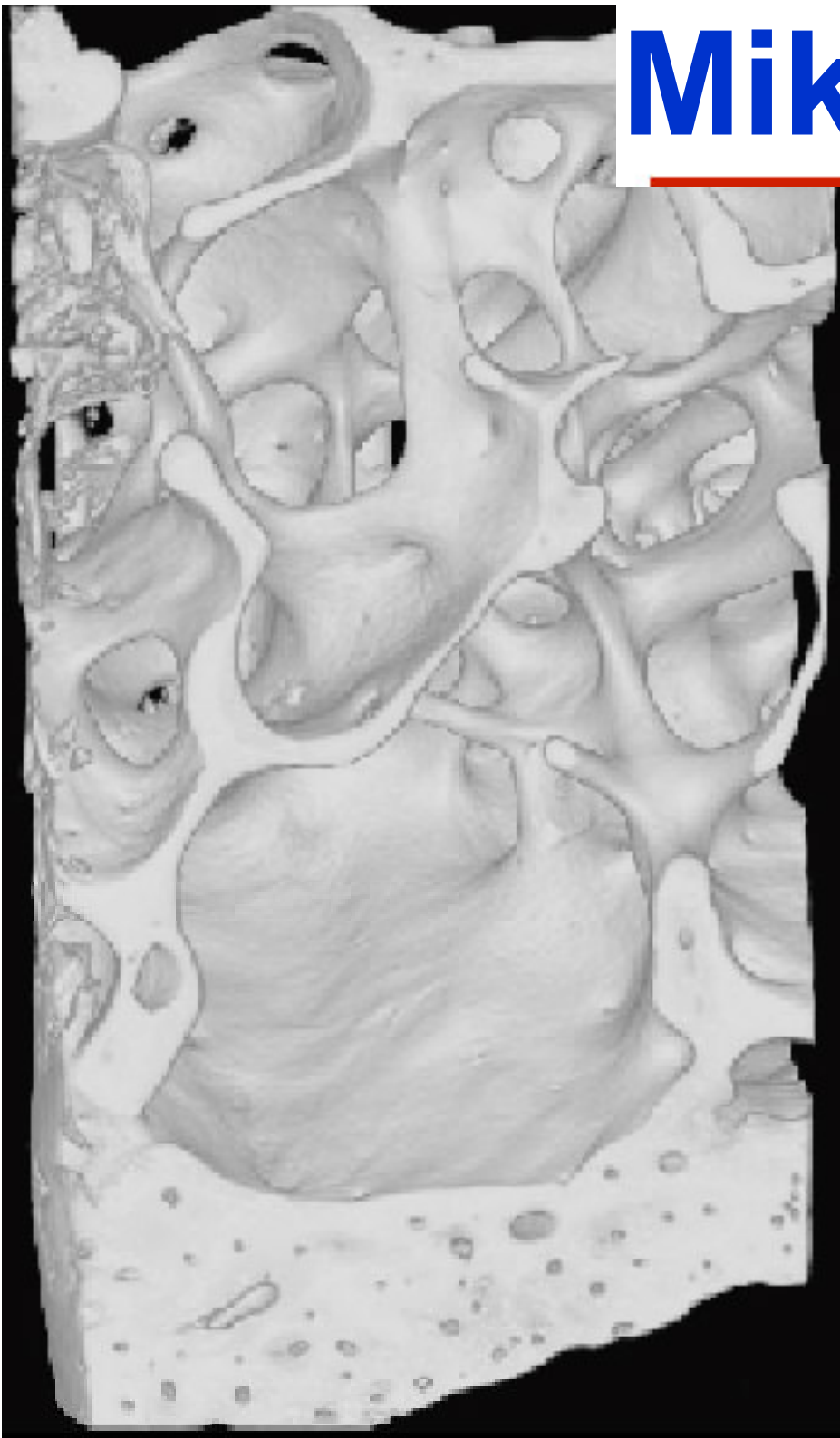
# Artefakte

**Verletzung der Bedingungen für Bildrekonstruktion => Artefakte**

- **Bewegungsartefakte (Streifenartefakte)**
- **Aufhärtungsartefakte (Hounsfieldbalken)**  
Wegen spektralen Verteilung der Bremsstrahlung wird die Strahlung mit zunehmender Länge des Absorptionsweges aufgehärtet;  
Volumenelemente gleichen Materials haben geringeren Schwächungskoeffizienten in größerer Objektiefe
- **Metallartefakte (Streifenartefakte)**  
Durch Totalabsorption der Strahlung => inkonsistente Meßwerte
- **Partialvolumenartefakte**  
Durch nicht homogene Voxel  
=> a) **Nichtlineare Mittelung über Schichtdicke**  
b) **Dünne Objekte schräg durch Schicht werden verfälscht**
- **Kopplungsartefakte**



# Mikrotomographie

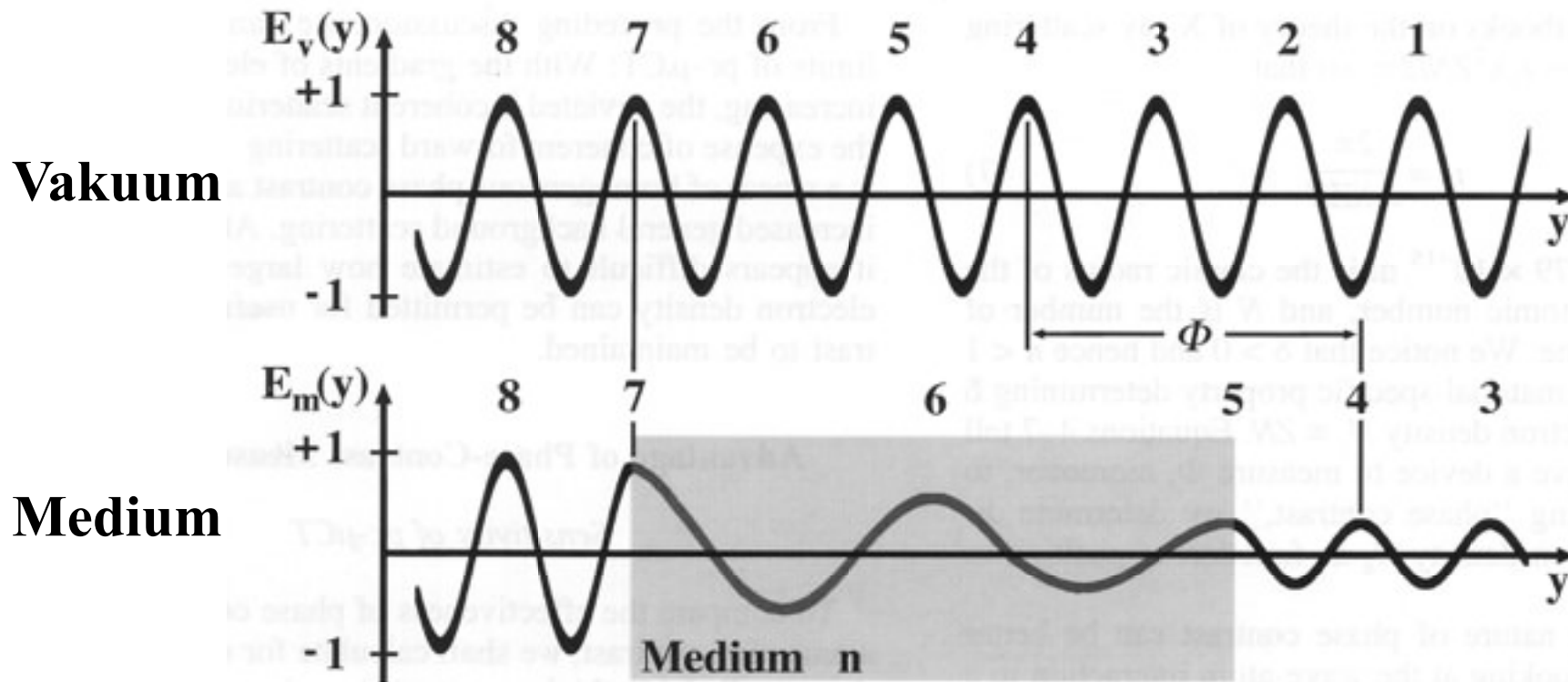


**Osteoporose Patienten**

**Knochen; Voxelgröße = 10  $\mu\text{m}$**

# Phasenkontrast $\mu$ -CT

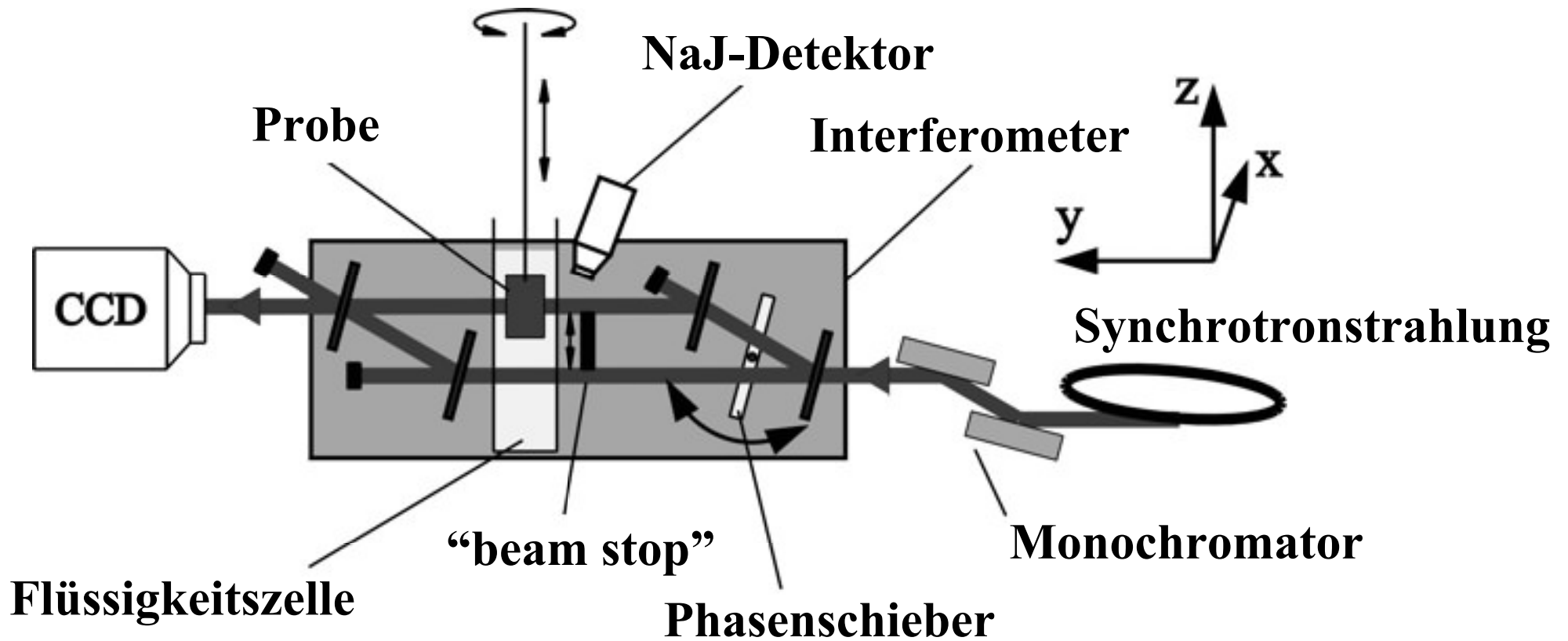
Phasenänderung von Röntgenstrahlen in einem Medium (Brechungsindex  $n$ ) verglichen mit der Ausbreitung im Vakuum und Dämpfung:



In der Realität  $10^6$  mal kleinerer Effekt.

# Röntgen-Interferometer

Detektion durch Röntgen-Interferometer:



( $\rho_{\text{Medium}} \approx \rho_{\text{Probe}}$ )  
=> Probengeometrie hat keinen  
Einfluss auf Interferenzmuster)

Ohne Referenzstrahl:  
“Attenuation Phase Contrast Image”

# Vergleich A $\mu$ CT und P $\mu$ CT

**A $\mu$ CT:** Projektionen sind normierte Intensitätsprofile

$$I_n(x, z) := \frac{I(x, z)}{I_0(x, z)} = e^{-\mu(x, z)}$$

mit 
$$\mu(x, z) = \int dy \tau(x, y, z)$$

$\tau(x, y, z)$ : Abschwächungskoeffizient (Probenstruktur!)

**P $\mu$ CT:** Phasenverschiebungsprofile  $\phi(x, z)$  werden aufgenommen

$$\varphi(x, z) = 2\pi \int dy n(x, y, z)$$

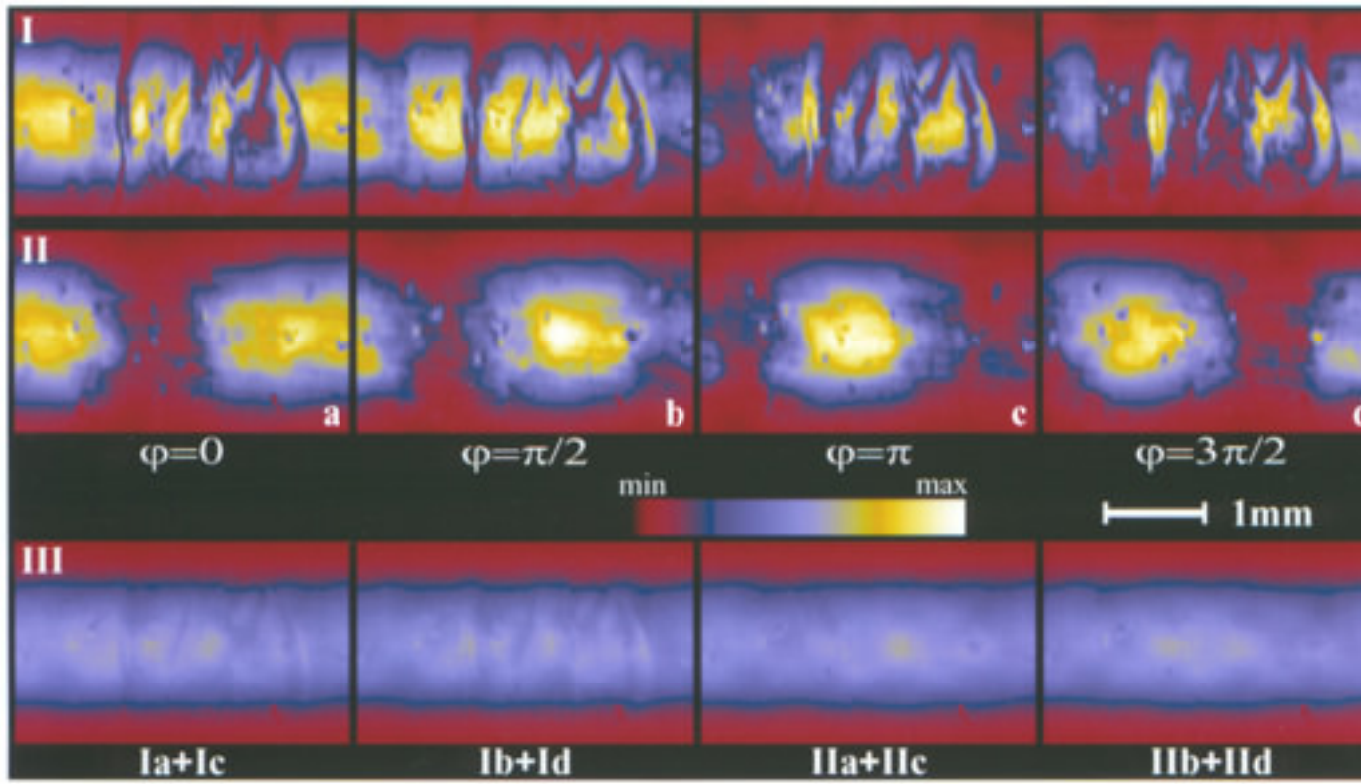
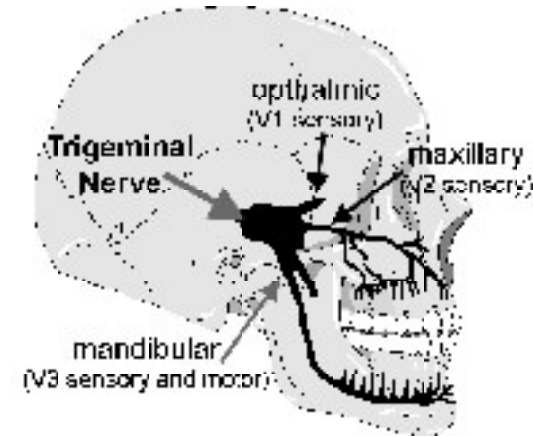
$n(x, y, z)$ : Brechungsindex (Probenstruktur!)

$\phi(x, z)$  gewonnen aus Interferenzmuster (spez. Alg.)



# Interferenzmuster

Gemessene Interferenzmuster:  
(12 keV; *trigeminal Nerv einer Ratte in Paraffin*)



$V(x,z)$  mit Probe

$W(x,z)$  ohne Probe

Phasenverschiebung

$\Sigma$  Projektionen mit  
Phasenversch.

Konsistenzcheck der Phasenmessung:  
Homogenität der Profile  
(Verbleibende Modulation durch Abschwächung)

# Kontrastvergleich

## Kontrastvergleich A $\mu$ CT und P $\mu$ CT

**Abschwächungskoeffizient:**

$$\tau(x,y,z) \sim Z (Z/E)^{2,5...3,5} \rho(x,y,z)$$

**Phasenverschiebung pro durchlaufene Strecke:**

$$\phi(x,y,z) \sim (Z/E) N(x,y,z)$$

**Z: Ordnungszahl**

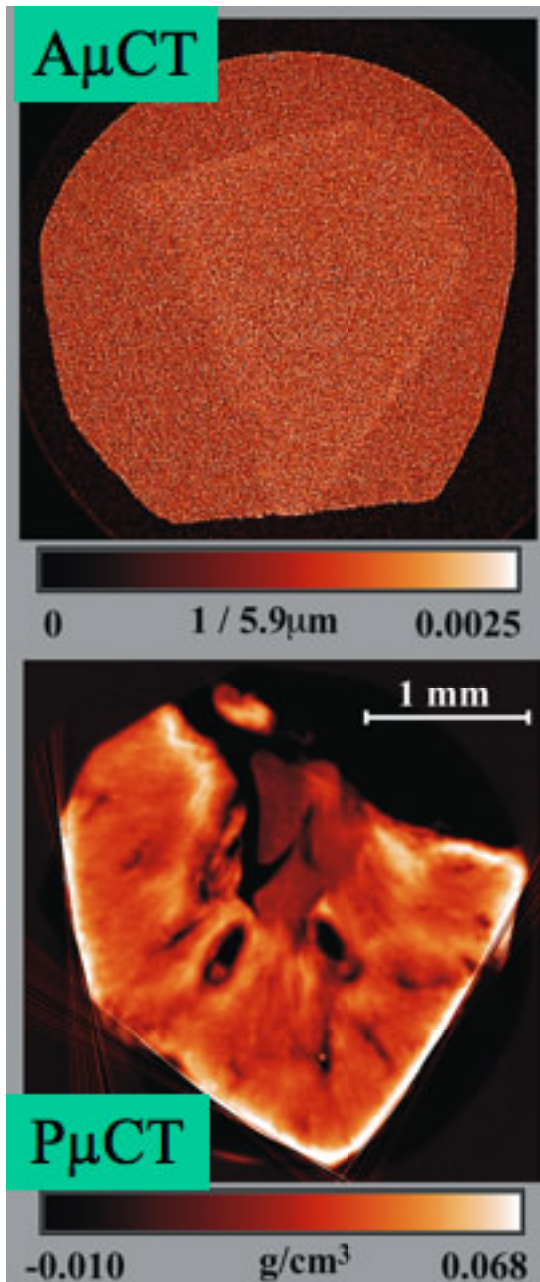
**E: Photonenenergie**

**$\rho$ : Massendichte**

**N: Teilchendichte (Atome)**

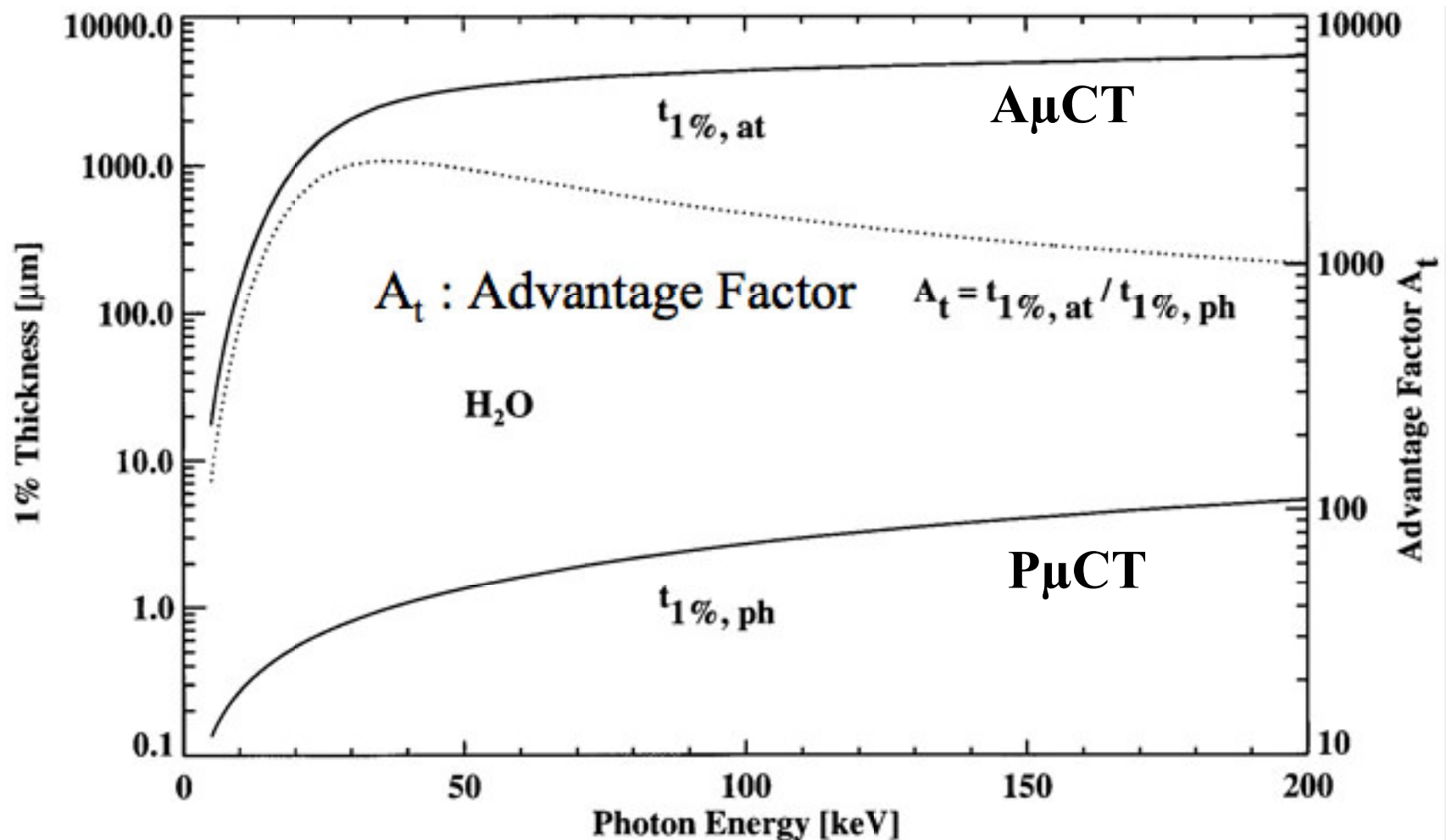
**Quantitative Strukturmessungen P $\mu$ CT:**

- Elektronendichte
- Massendichte

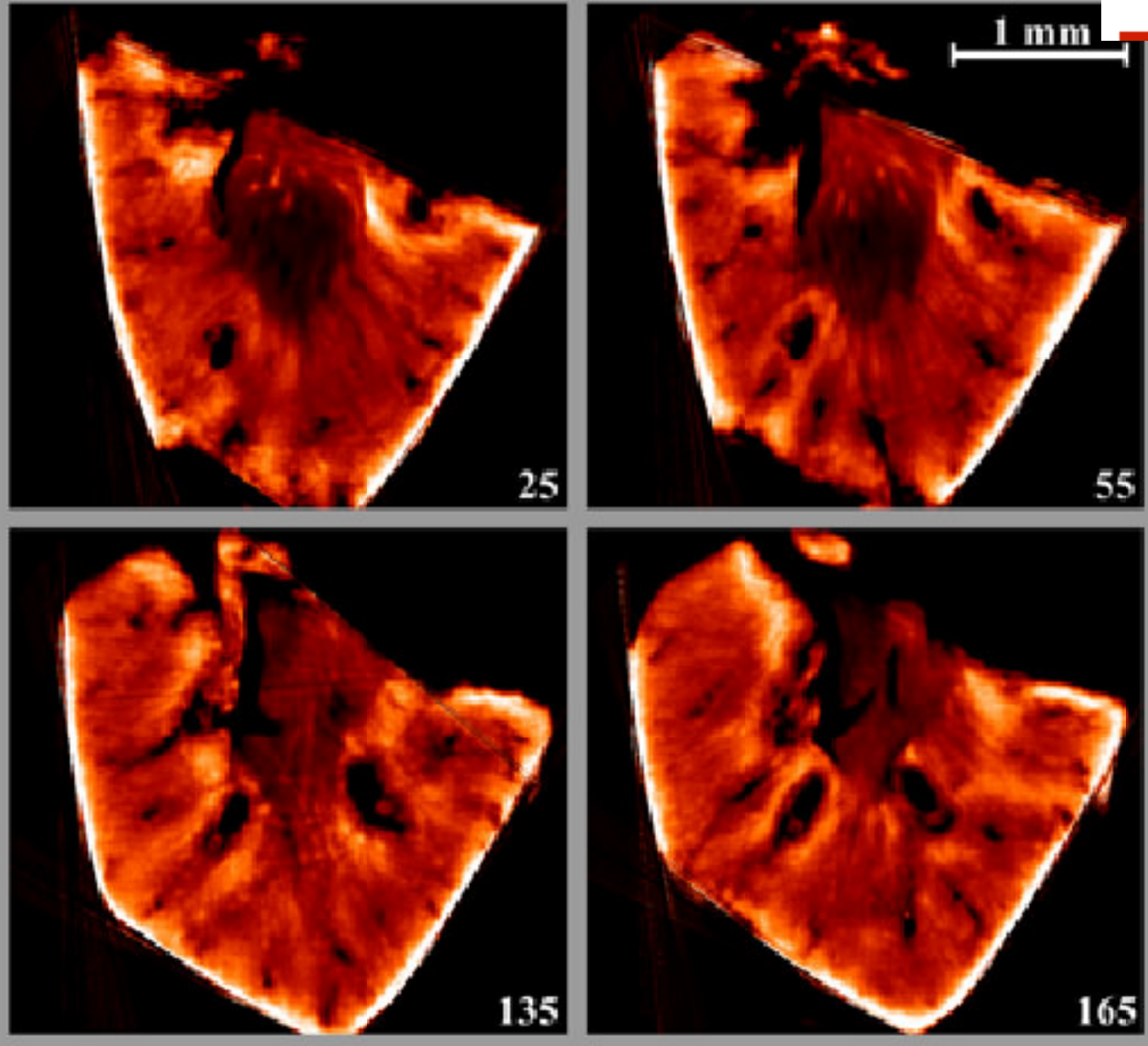


# 1%-Schichtdicke

$t_{1\%}$  := Probendicke, die das maximale Signal um 1% abschwächt



# Sensitivität



4 Schnitte durch eine Niere einer Maus

Hohe Sensitivität der Dichteänderungen

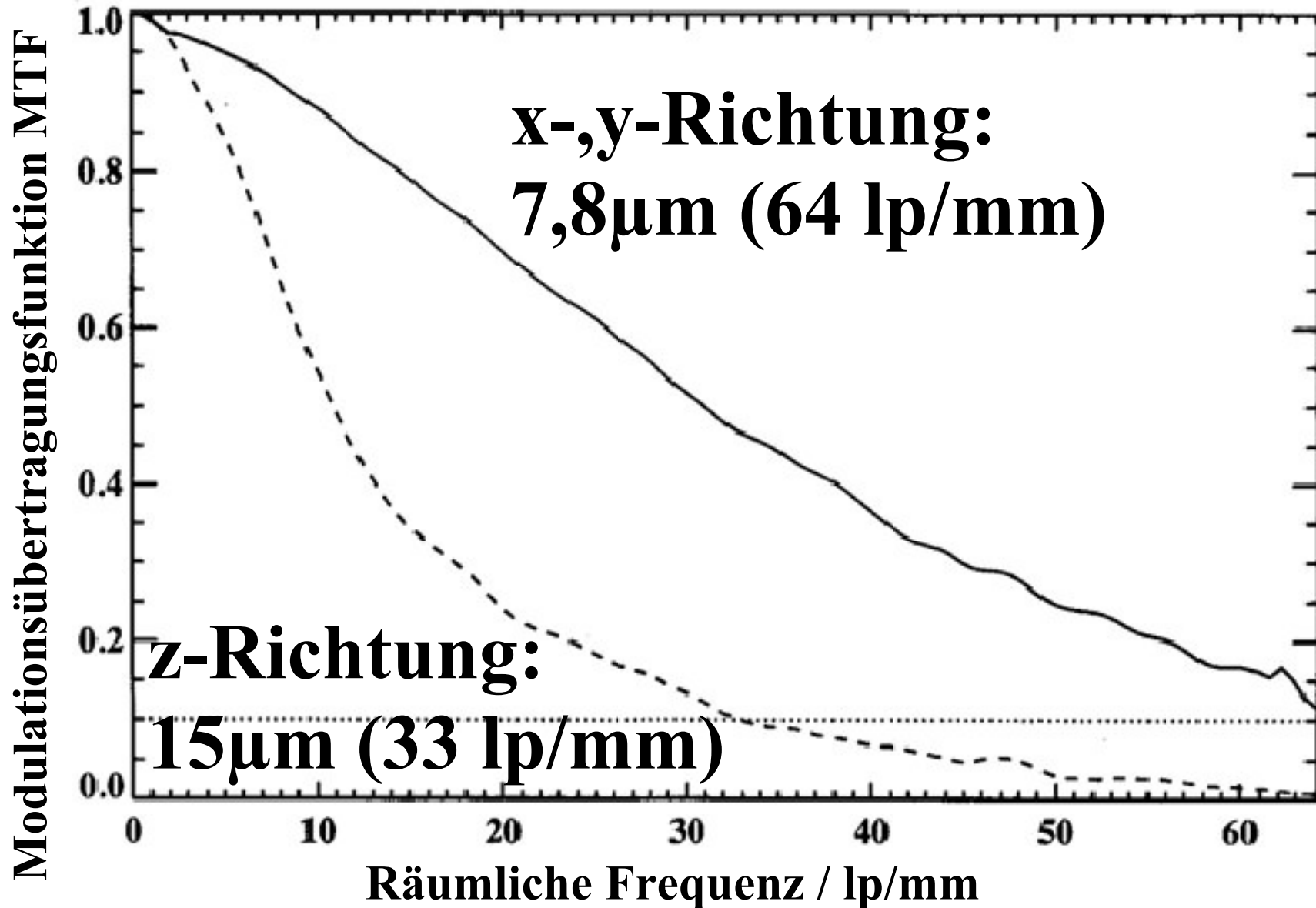
$$\Delta\rho / \rho \approx 10^{-3}$$

$\Delta\rho = 0.000$    $0.060 \text{ g/cm}^3$

Dichteänderung relativ zur Zellflüssigkeit (Zuckerlösung)



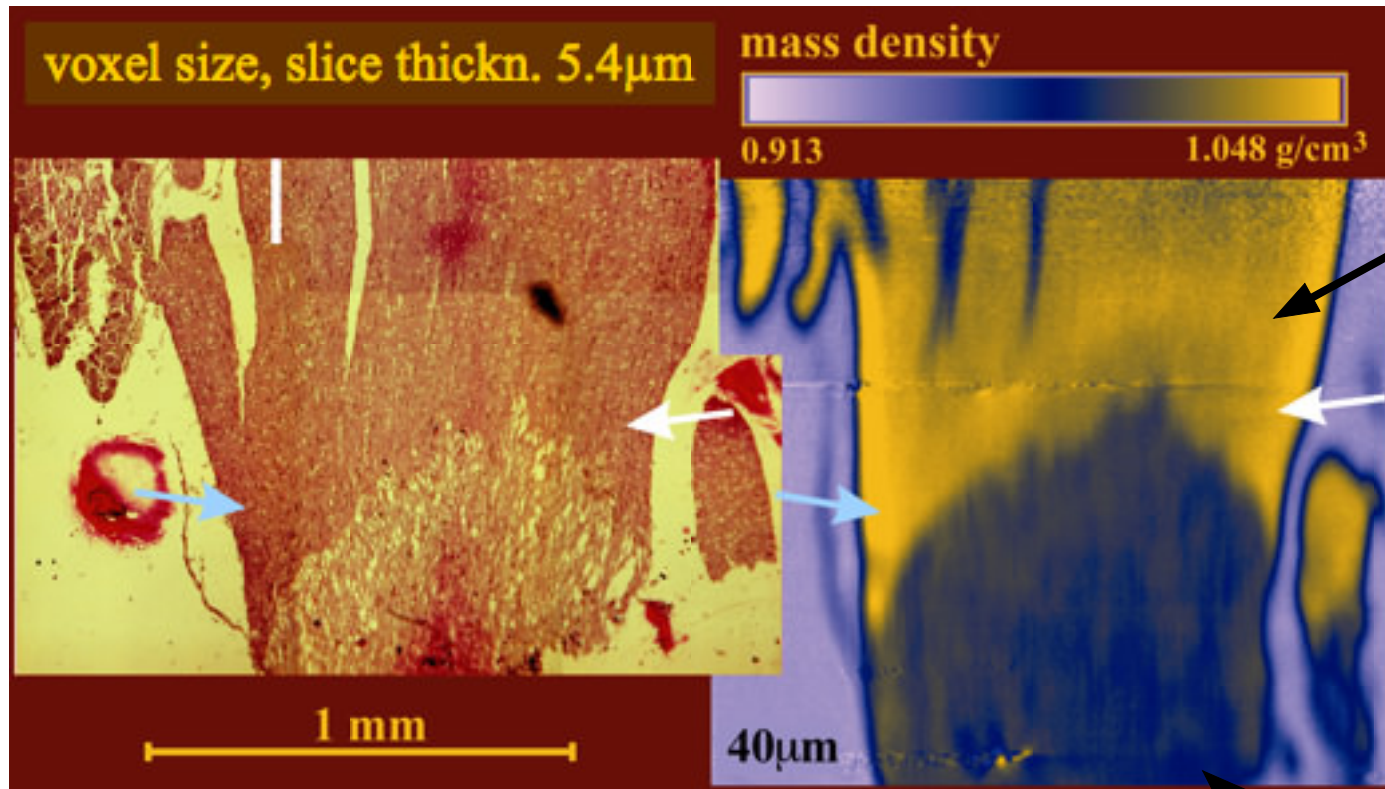
# Räumliche Auflösung



# Vergleich mit histol. Schnitt

Histologischer Schnitt

Tomogramm (12keV)



Gelb: Nervengewebe

Blau: Gehirn