



Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften

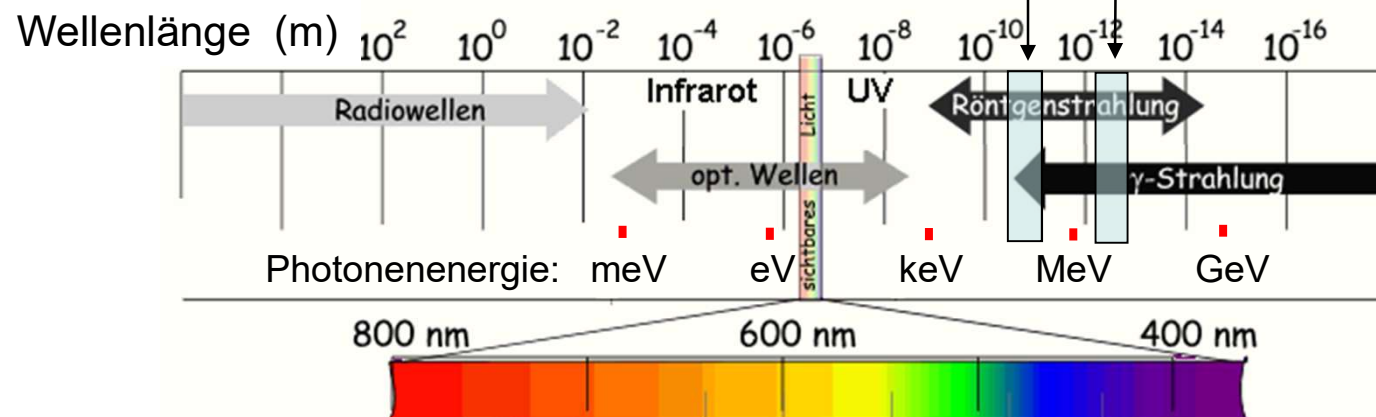
Physikalische Grundlagen

der Röntgendiagnostik

Röntgentomographie (CT)

Charakterisierung der Röntgenstrahlung

- elektromagnetische Strahlung
- Photonenergie:
 - Diagnostik: 30-200 keV
 - Therapie: 5-20 MeV
- Wellenlänge:
 - ~ einige 10 pm (Diagn.)
 - ~ 100 fm (Ther.)



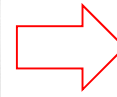
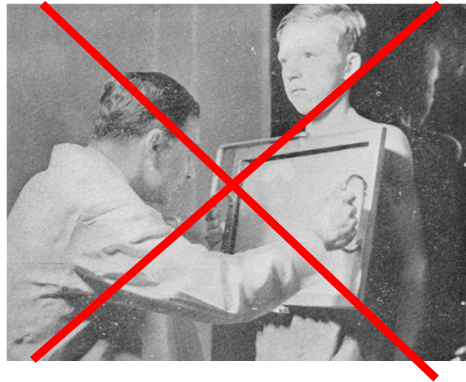
- Wirkungen:

- Ionisation
- Lumineszenz (Fluoroskopie, Bildverstärker)
- chemische (z.B. Photographie)
- biologische (Strahlenschädigung)

- Entstehung: in der Elektronenhülle

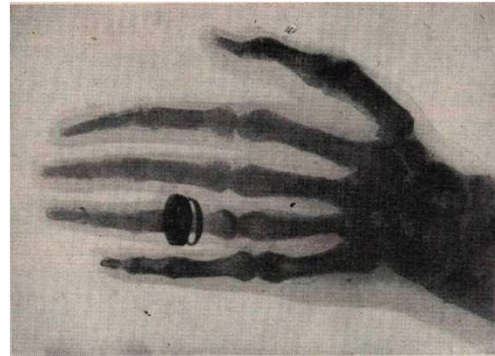
- Typen

- Bremsstrahlung
- charakteristische Strahlung



Historie

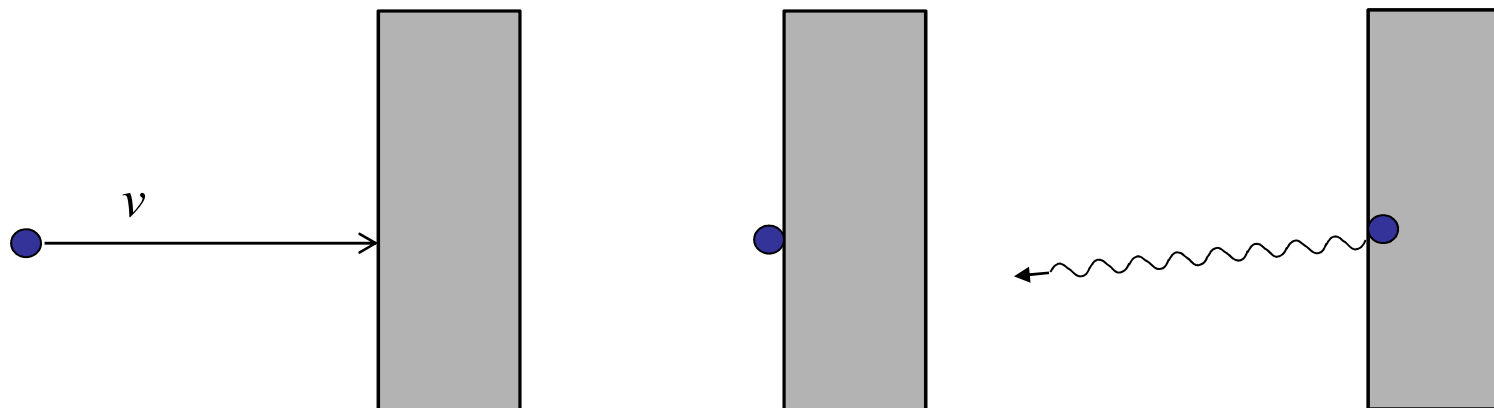
- 1895 Wilhelm Conrad Röntgen
X-Strahlung (X-ray)
 - 1896 erste
medizinische
Anwendung
 - 1901 Nobel Preis
(erster Nobel Preis in Physik)
- ... heute:
3D Röntgen-CT



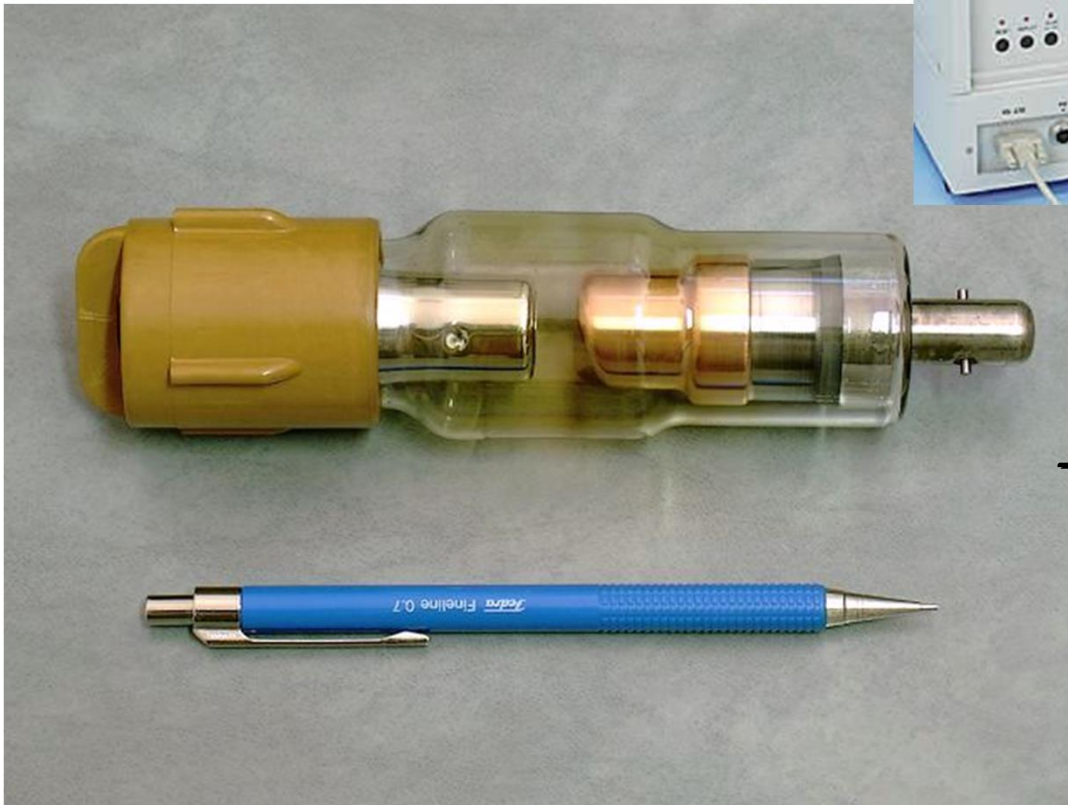
Entstehung der Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung Entsteht wenn
hochenergetische (beschleunigte)
geladene Teilchen ihre Energie abgeben.

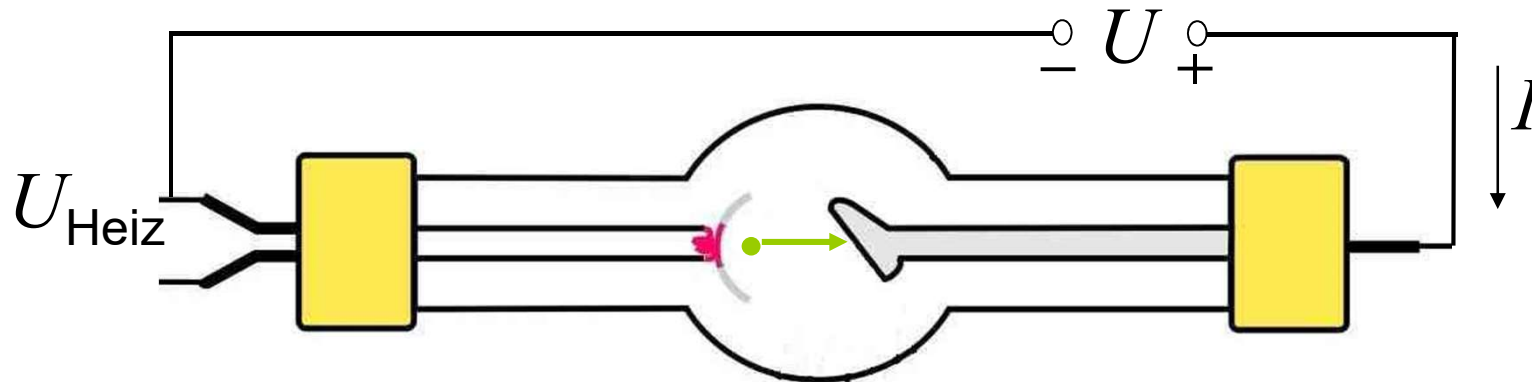
Elektronen E_{kin}



Die Röntgenröhre



Die Röntgenröhre (2)



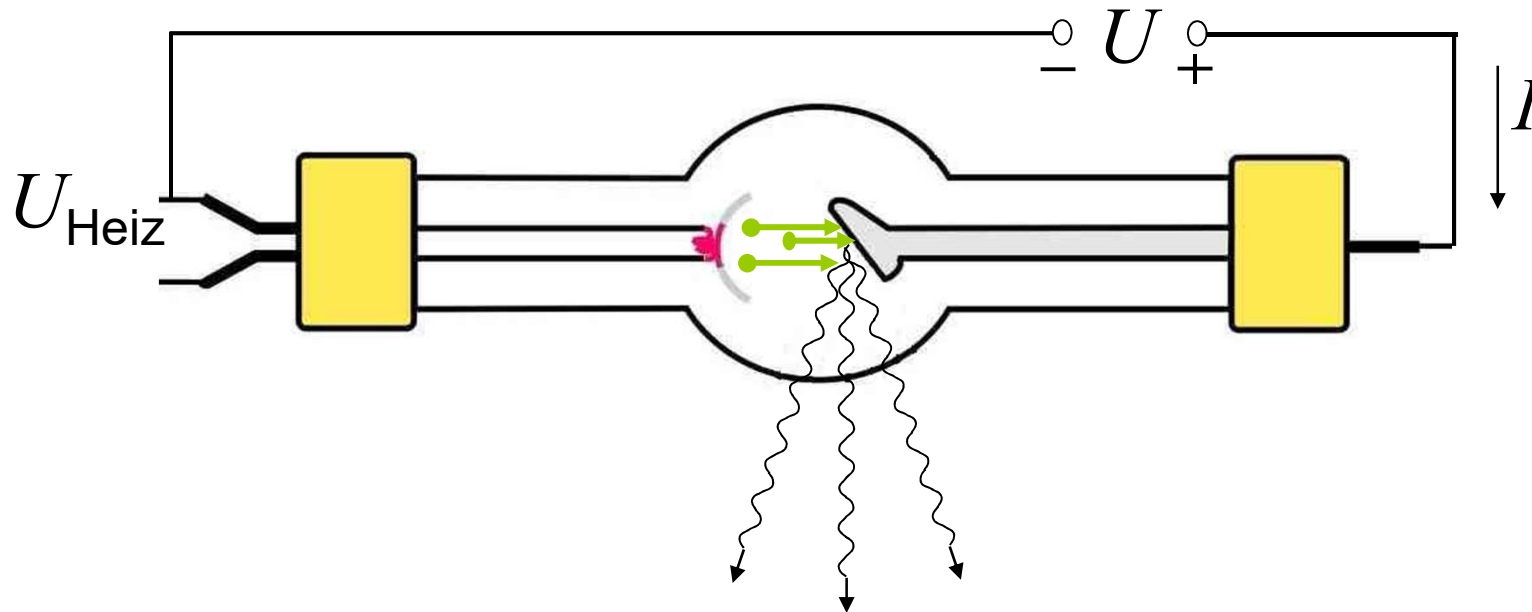
Anodenspannung(U) (typisch 30-200 kV):
beschleunigt die Elektronen

$$U \cdot e = E_{\text{kin}}$$

Elementarladung
 $e = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ C}$

kinetische Energie
des beschleunigten Elektrons

Die Röntgenröhre (3)

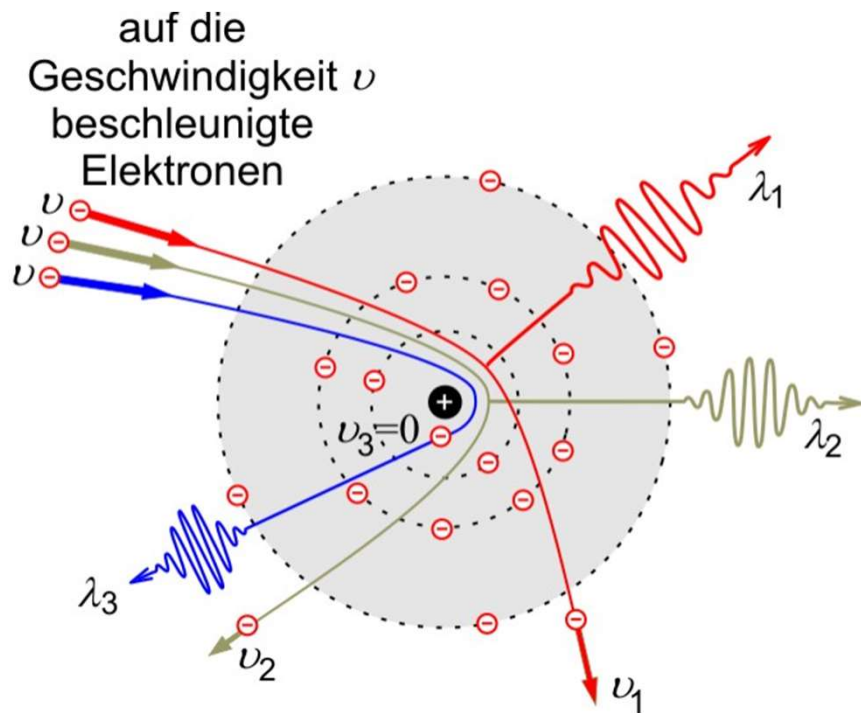


Röntgenstrahlung entsteht wenn die beschleunigten Elektronen auf die Anode prallen.

1. Abbremsung (Bremsstrahlung)
2. Elektronenausstoß+Elektronenübergang (Charakteristische Str.)

Bremsstrahlung

Kinetische Energie \Rightarrow Photonenenergie (Rtg)
 \Rightarrow Thermische Energie



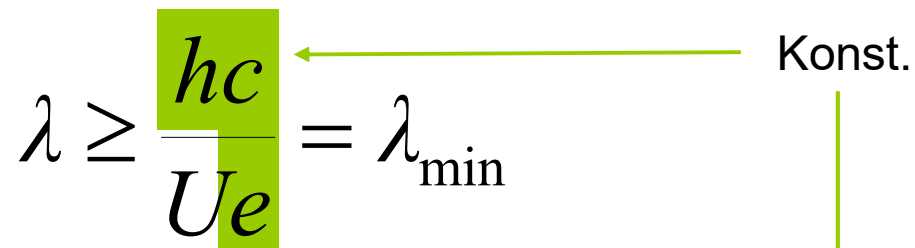
$$E_{\text{kin}} \geq h f$$

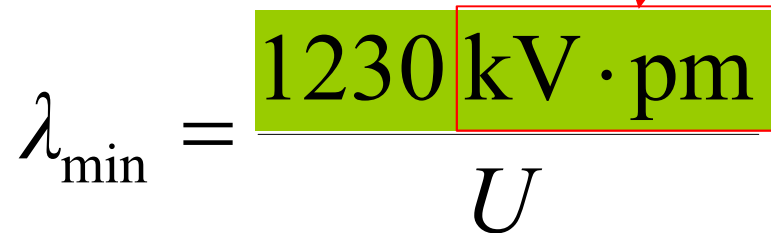
$$U_e = E_{\text{kin}} \geq h f = h \frac{c}{\lambda}$$

$$U_e \geq h \frac{c}{\lambda}$$

$$\lambda \geq \frac{hc}{U_e} = \lambda_{\text{min}}$$

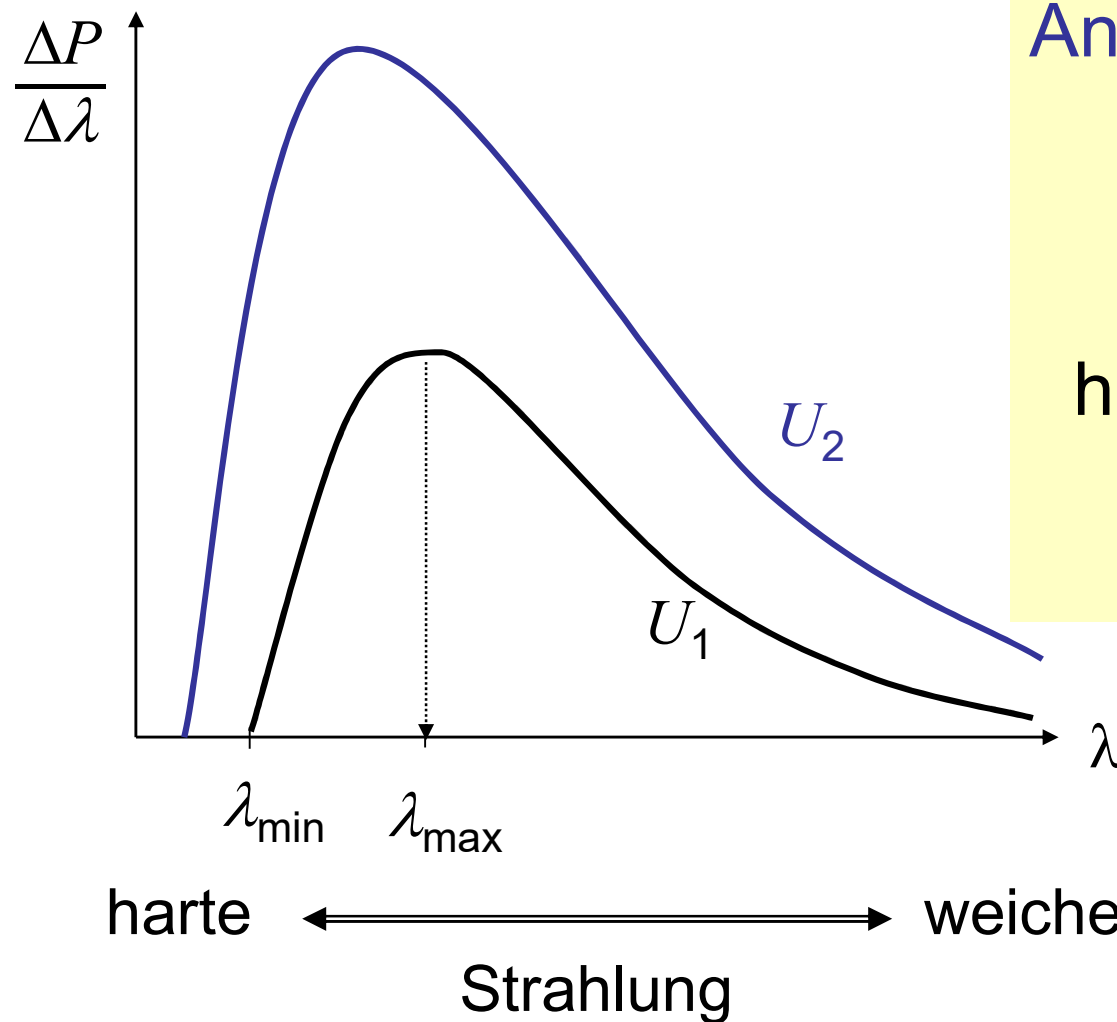
Grenzwellenlänge, Duane-Hunt Gesetz

$$\lambda \geq \frac{hc}{U_e} = \lambda_{\min}$$


$$\lambda_{\min} = \frac{1230 \text{ kV} \cdot \text{pm}}{U}$$


nicht SI
aber praktische
Einheit

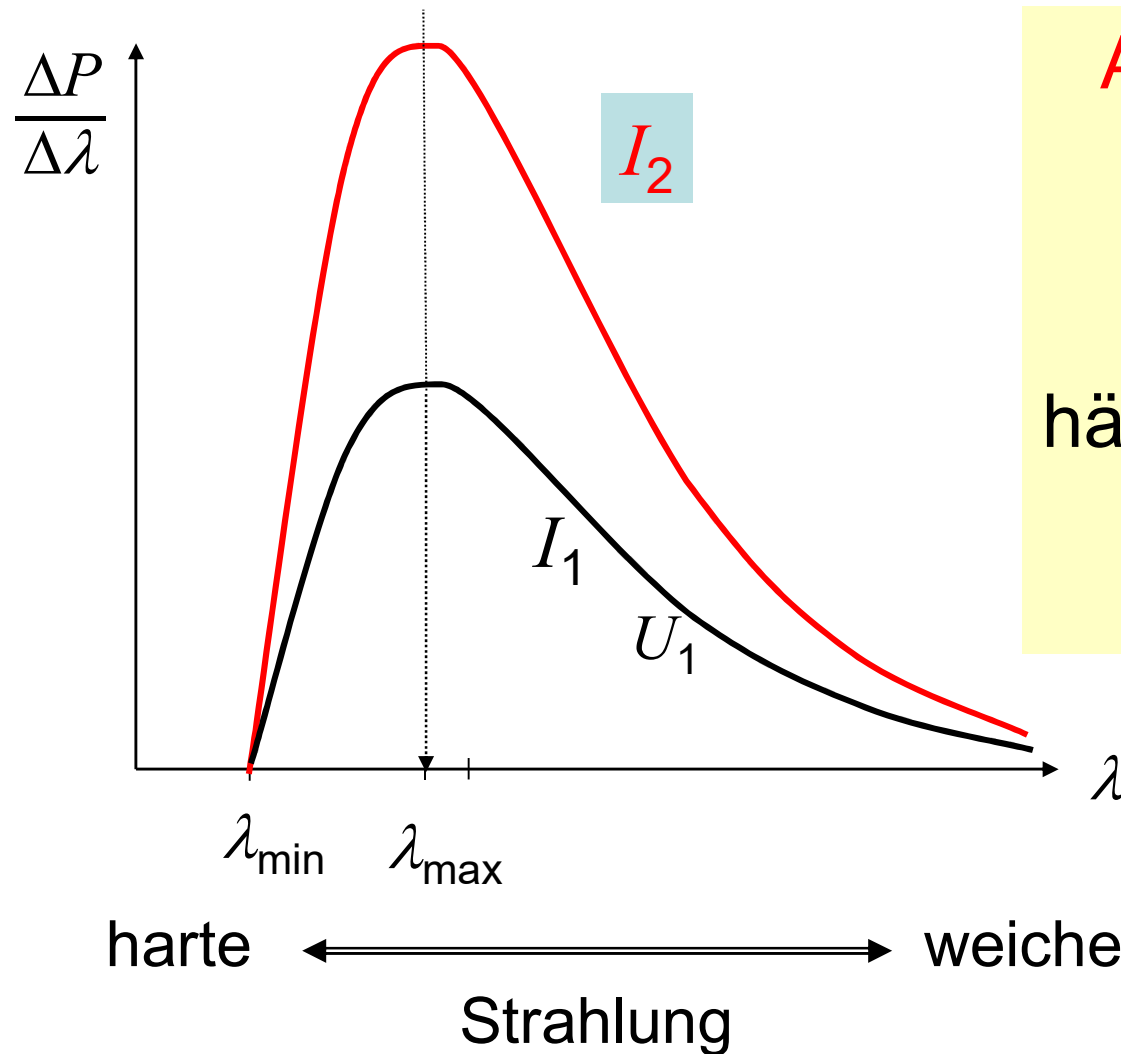
Emissionsspektrum der Bremsstrahlung



Anodenspannung \uparrow
 $\lambda_{\min} \downarrow$
 $\lambda_{\max} \downarrow$
 $E_{\text{photon}} \uparrow$
härtere Strahlung
 $N_{\text{photon}} \uparrow$
Leistung $\uparrow\uparrow$

$$P \sim U^2$$

Emissionsspektrum der Bremsstrahlung



Anodenstrom \uparrow

λ_{\min} -

λ_{\max} -

E_{photon} -

härte d. Strahlung -

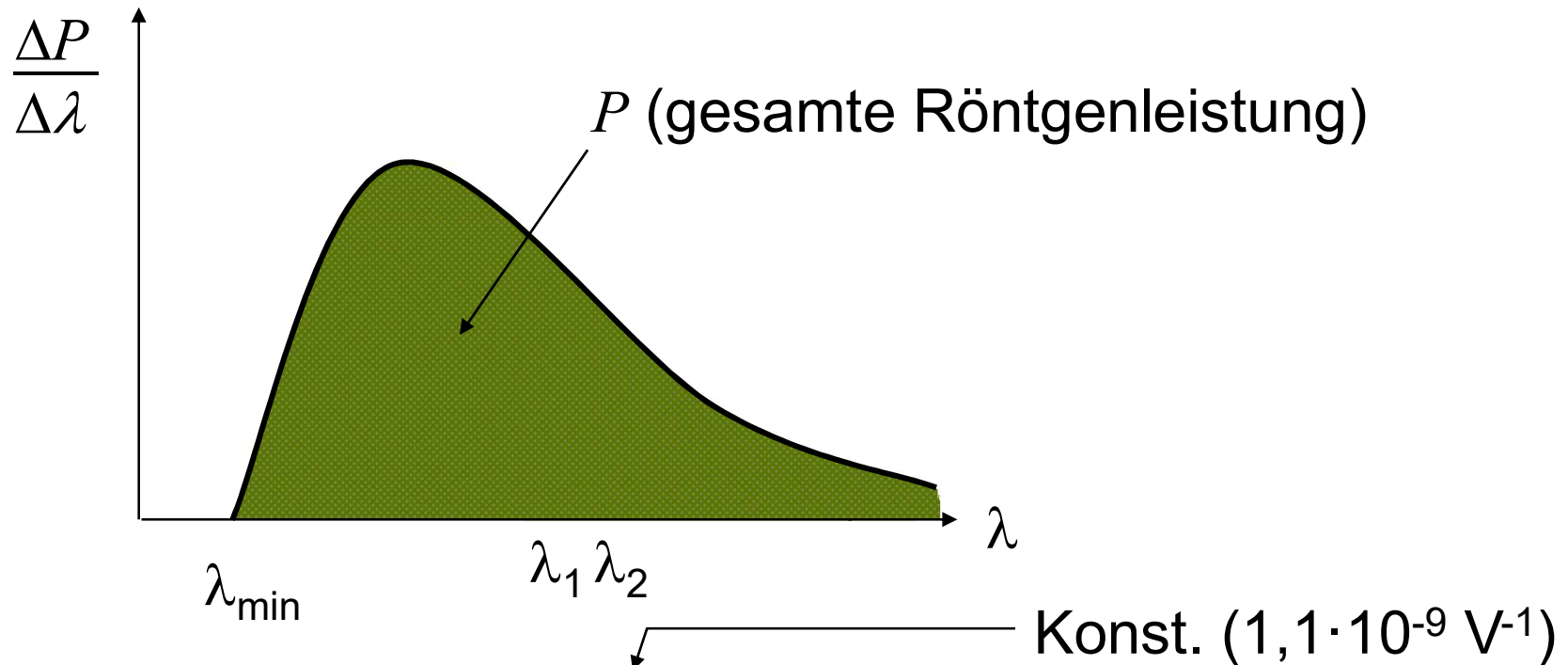
N_{photon} \uparrow

Leistung \uparrow

$$P \sim I$$

~~Ohm~~

Leistung der Röntgenstrahlung

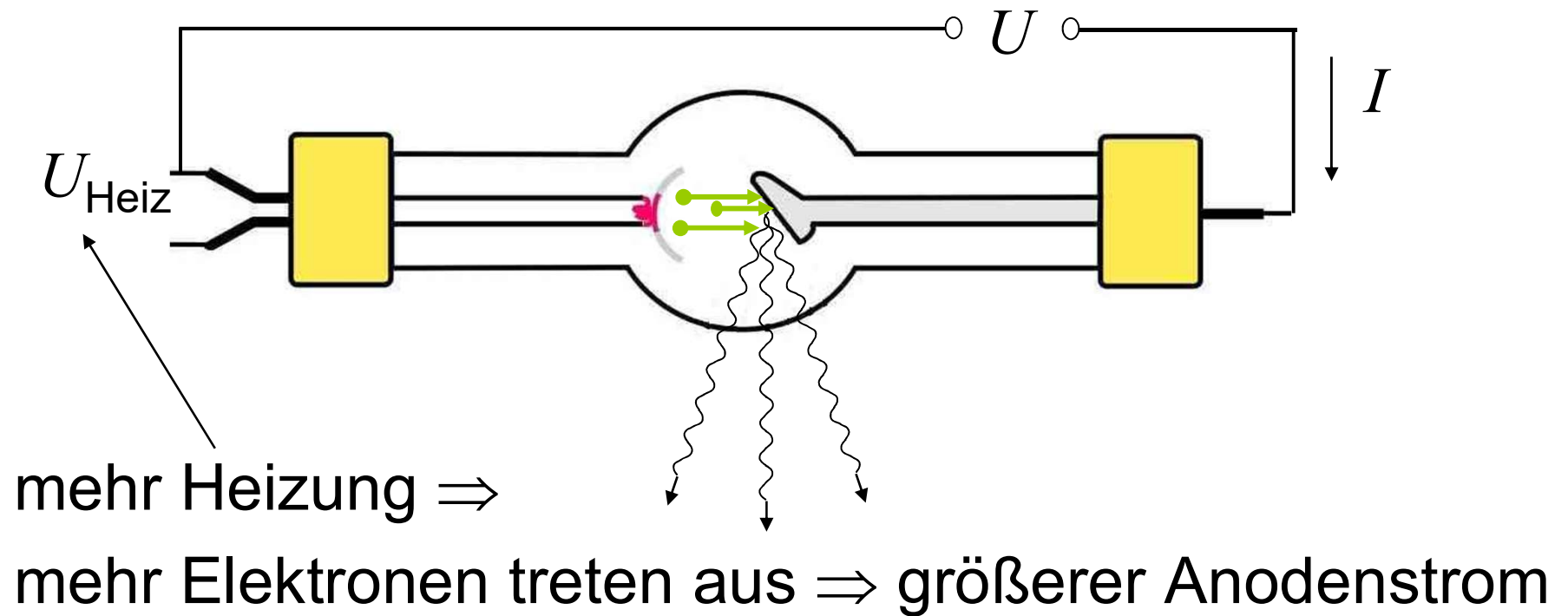


$$P = c_{\text{Rtg}} \cdot U^2 \cdot I \cdot Z$$

Konst. ($1,1 \cdot 10^{-9} \text{ V}^{-1}$)

Anodenspannung Anodenstromstärke Ordnungszahl
des Anodenmaterials

Regulierung der Anodenstromstärke



Wirkungsgrad der Röntgenröhre

$$\text{Wirkungsgrad} = \frac{\text{nützliche Leistung}}{\text{investierte Leistung}}$$

$$\eta = \frac{c_{Rtg} U^2 I Z}{UI} = c_{Rtg} UZ$$

$1,1 \cdot 10^{-9} \text{V}^{-1}$

Anodenmaterial mit hoher Ordnungszahl !

Praktisch: Wolfram ($Z=74$)

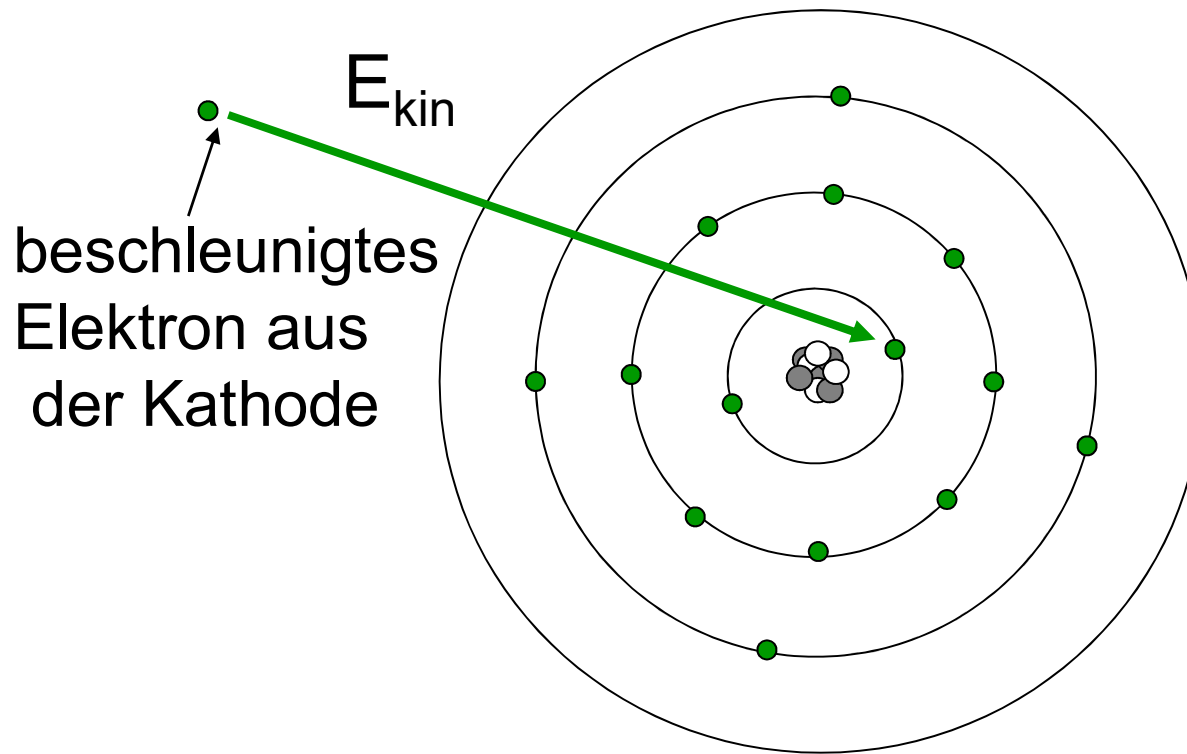
typischer η : 1% **99% Wärme!**

$Z_{\text{blei}}=82$!

$T_{\text{Schm,W}} \approx 3400^\circ\text{C}$ $T_{\text{Schm,Pb}} \approx 330^\circ\text{C}$

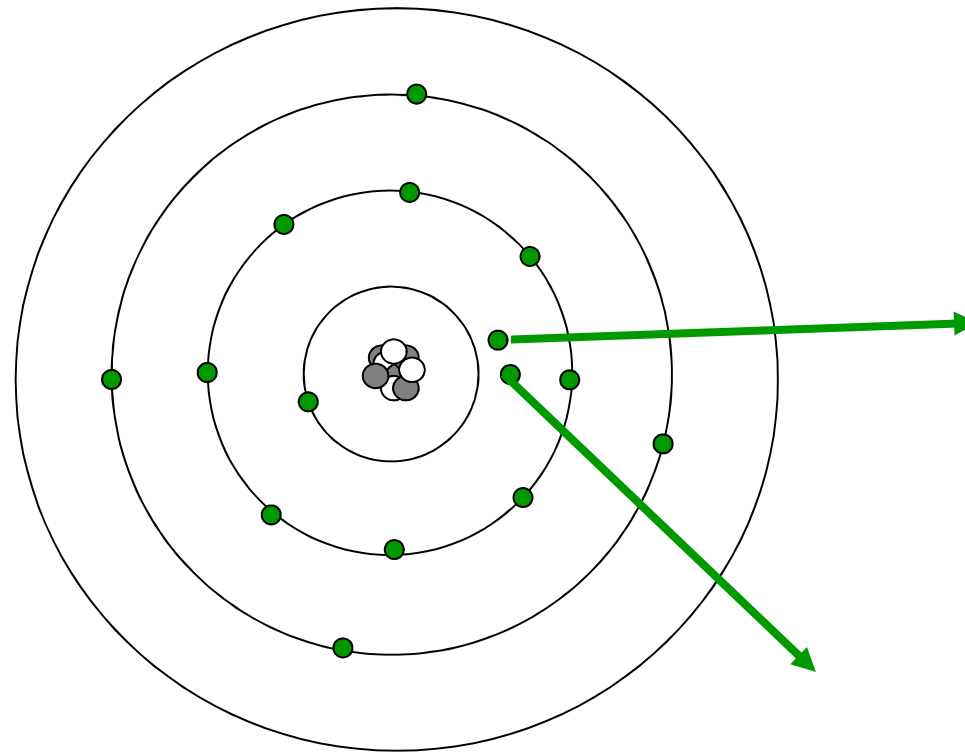
Auch Kühlung der Anode ist notwendig!

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



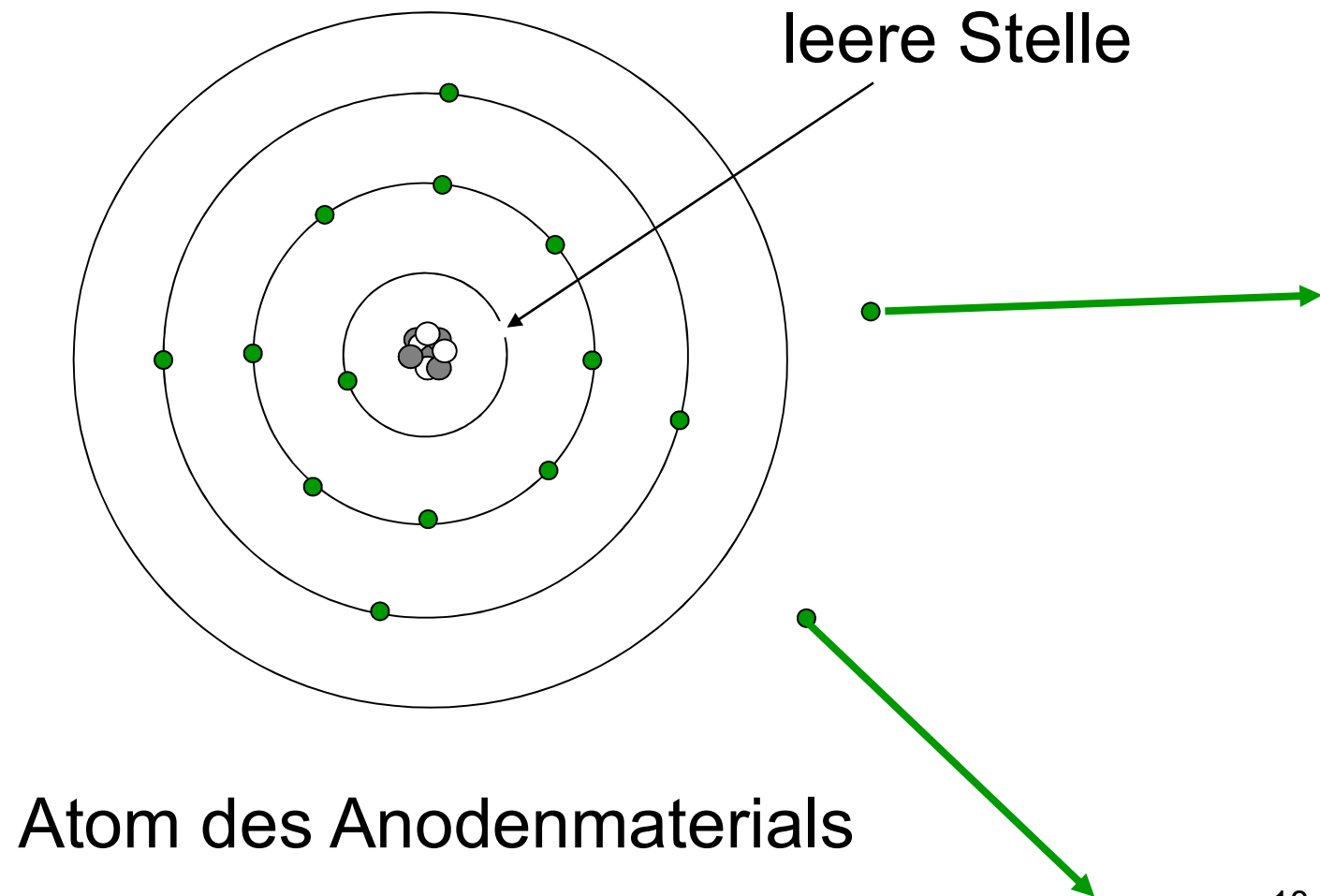
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung

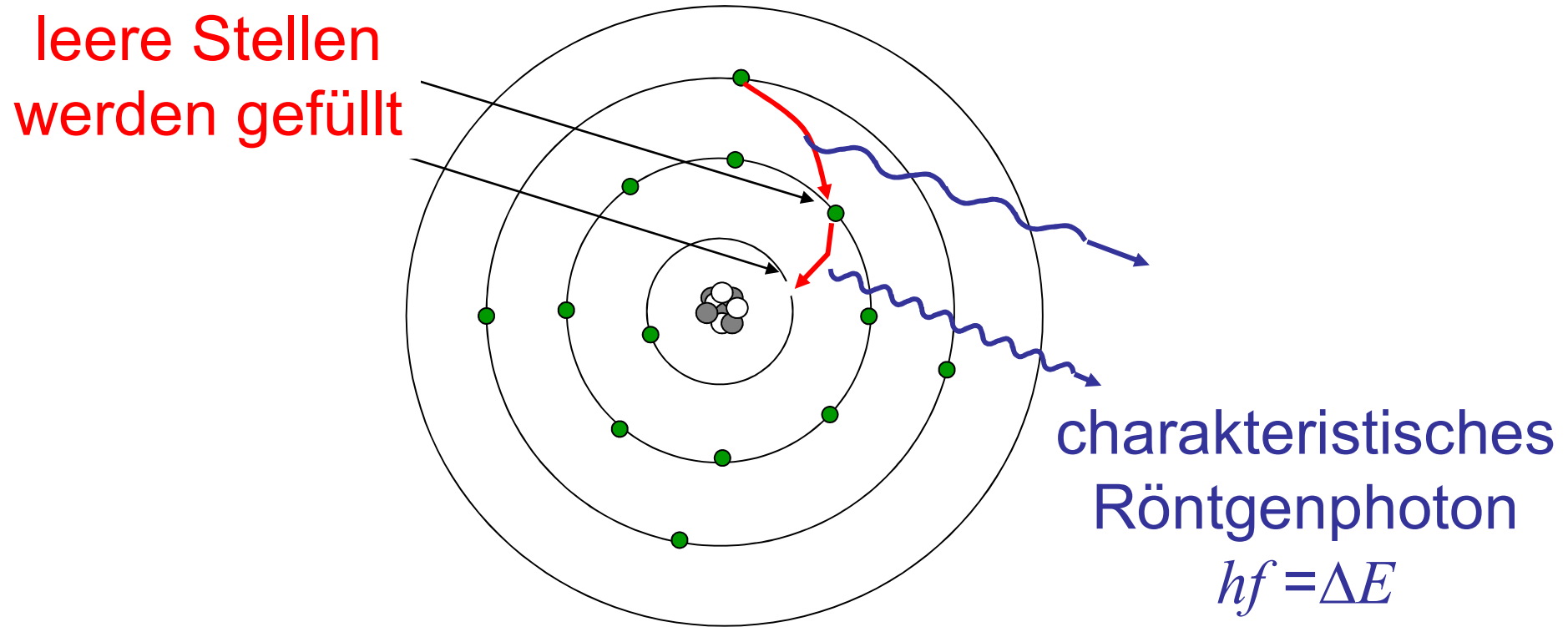


Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung

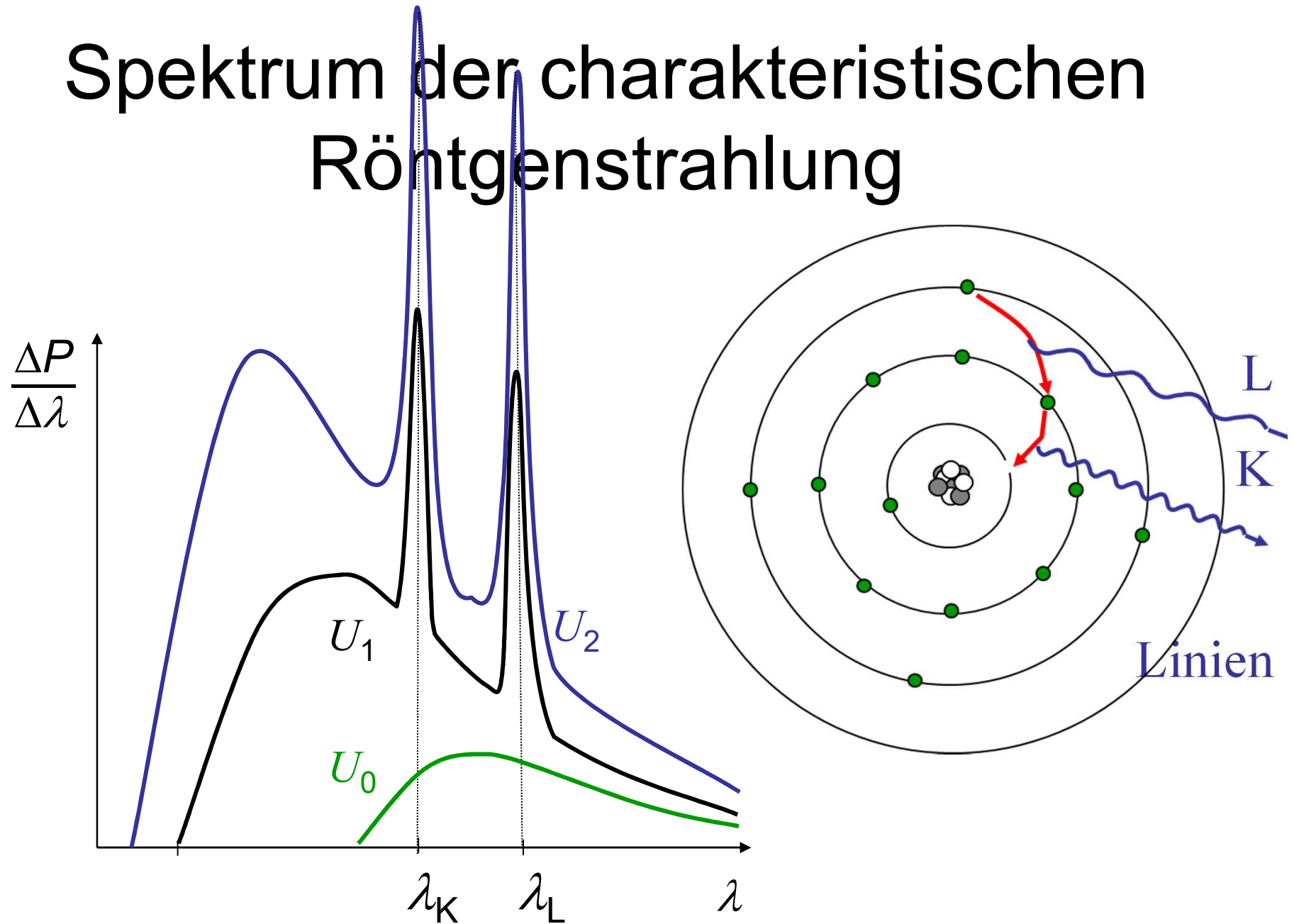


Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



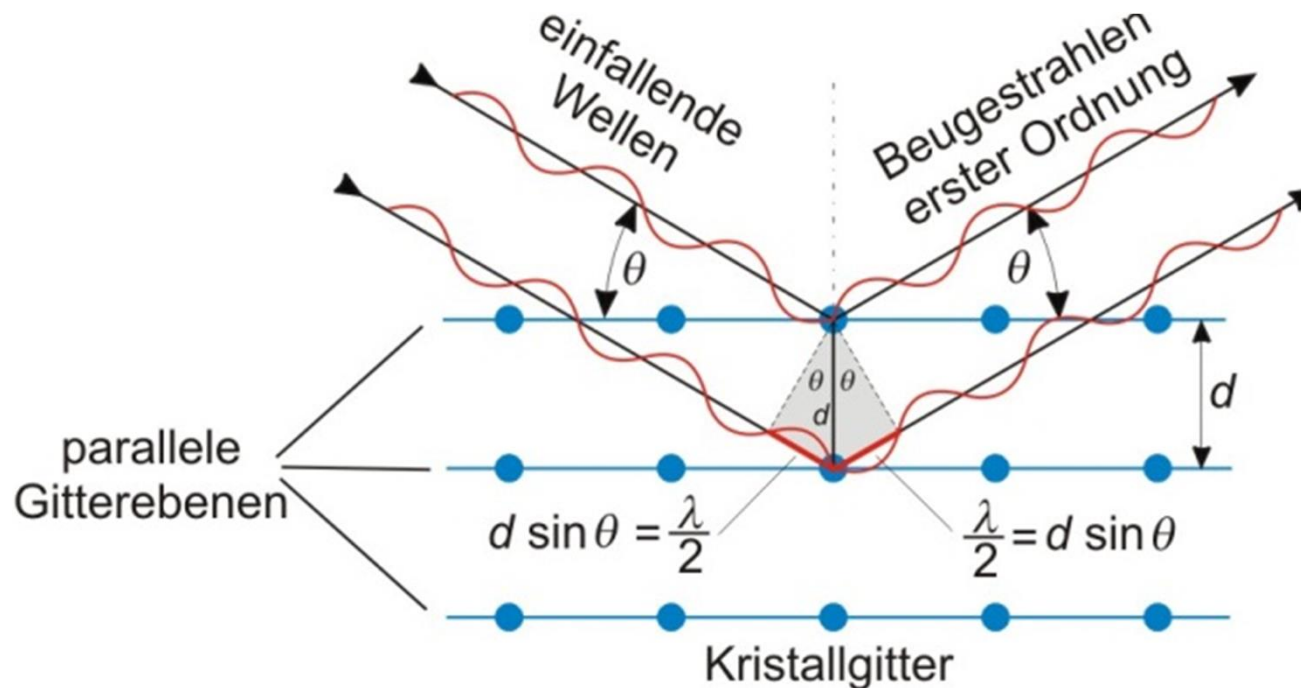
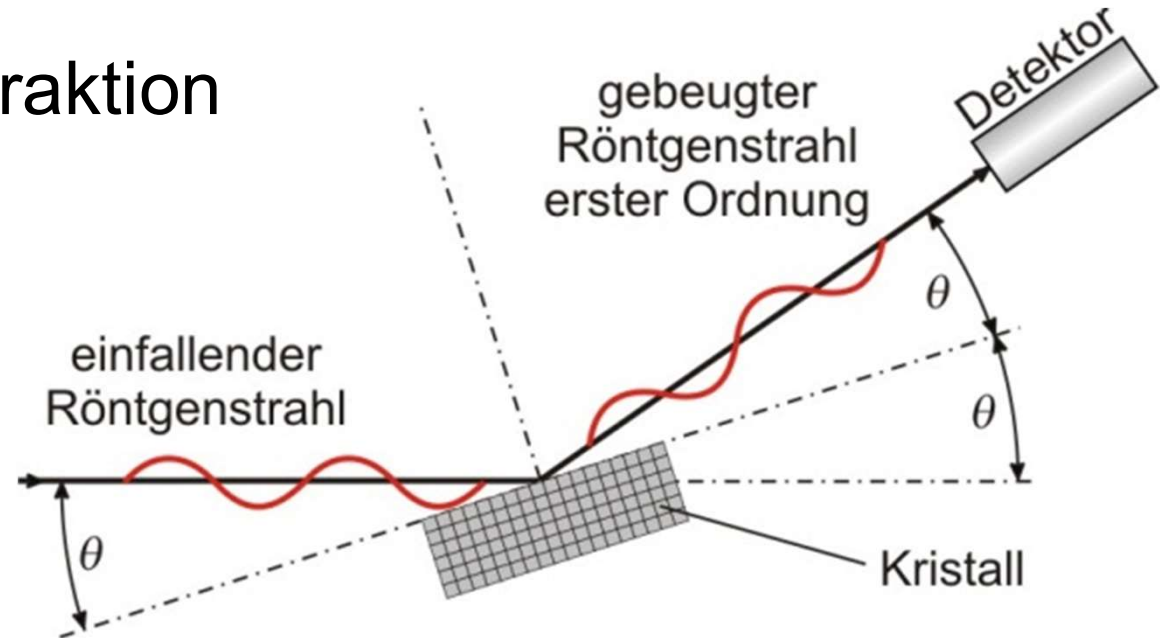
Atom des Anodenmaterials

Spektrum der charakteristischen Röntgenstrahlung



Umweg: Röntgendiffraktion

$$\lambda \approx 0,01-0,1 \text{ nm}$$



Bragg-Gleichung:

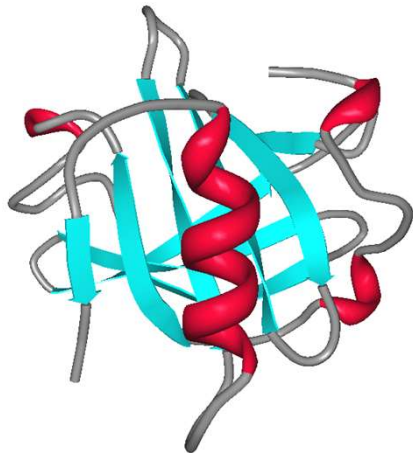
$$2d \sin \theta = n \cdot \lambda$$

Anwendung der charakteristischen Röntgenstrahlung

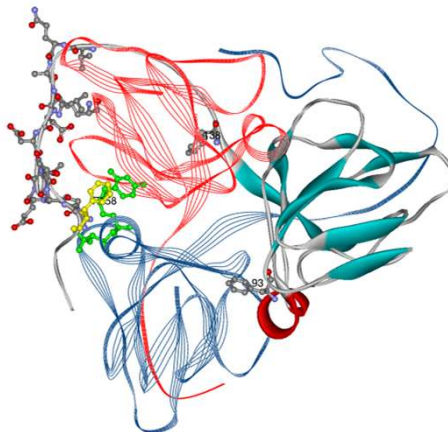
fast monochromatische Röntgenstrahlung

-Diagnostik (zB.: Mammographie)

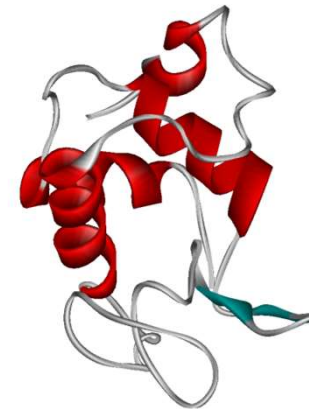
-Strukturanalyse der Materie (Röntgenbeugung)



1B8E



2HQU

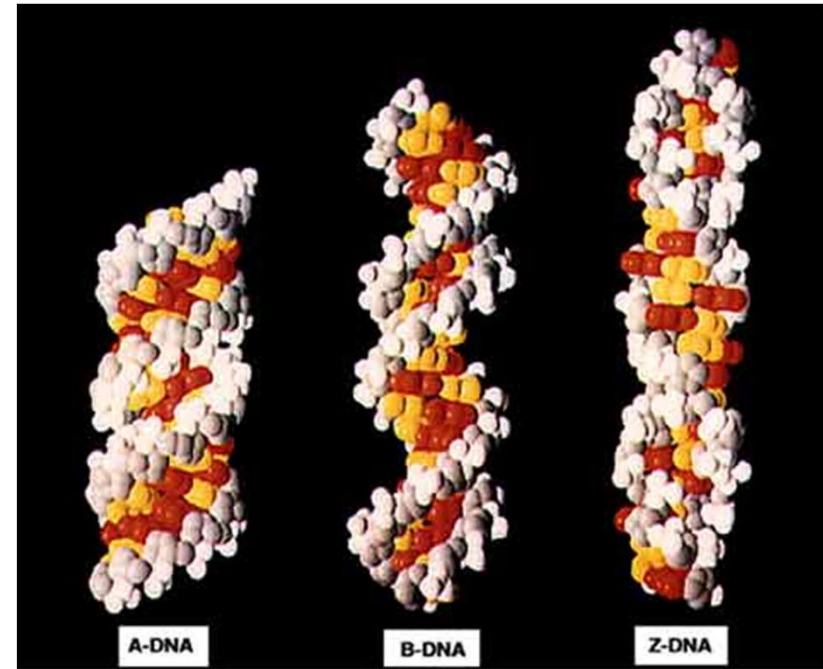


3LZT

Beispiele:

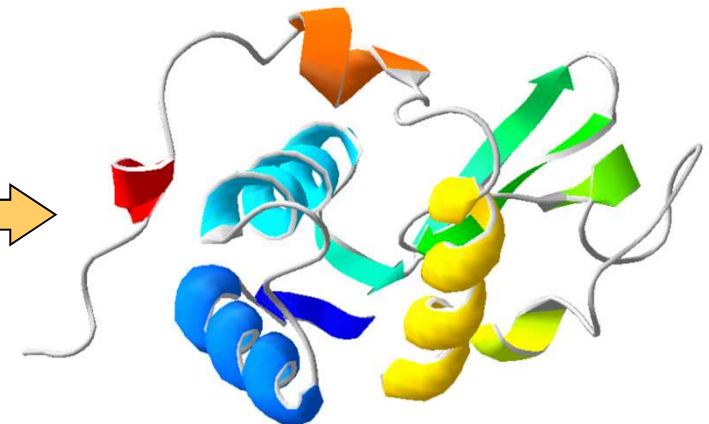
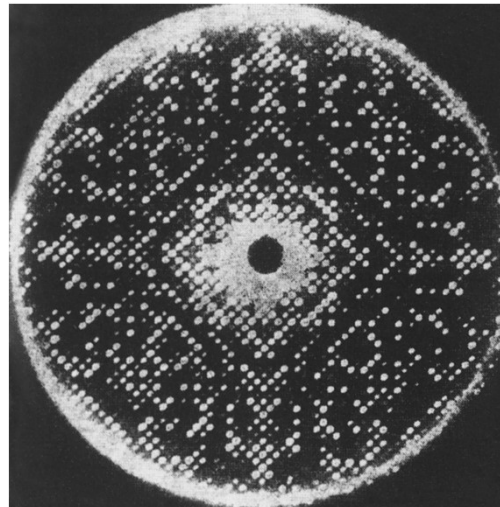
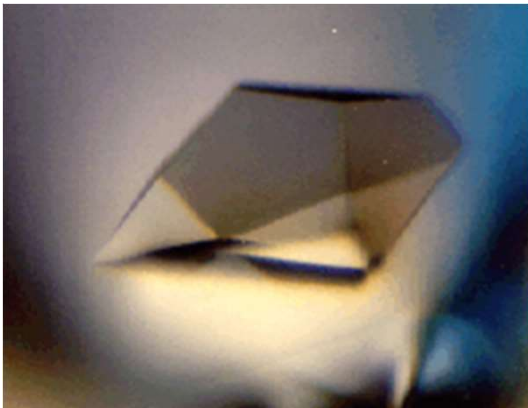


DNA



Lysozyme

Protein-Kristall



PDB Database: Dreidimensionale Makromolekülstrukturen meistens mit Hilfe der Röntgendiffraktion bestimmt

https://www.rcsb.org/search

RCSB PDB Deposit Search Visualize Analyze Download Learn About Documentation Careers COVID-19 MyPDB Contact us

RCSB PDB PROTEIN DATA BANK

215,684 Structures from the PDB

1,068,577 Computed Structure Models (CSM)

3D Structures ? Enter search term(s), Entry ID(s), or sequence Include CSM ?

Advanced Search | Browse Annotations Help

PDB-101 wwPDB EMDatabank NAKB wwPDB Foundation PDB-Dev

Search Query History Browse Annotations MyPDB

Use the **Advanced Search Query Builder** tool to create composite boolean queries. See the [Help](#) page for more detailed information.

Advanced Search Query Builder ? Help

Full Text ?

Structure Attributes ? Help

-- Type to filter and/or select an attribute --

Add Attribute Add Subquery Remove Subquery

Add Subquery

Chemical Attributes ?

Sequence Similarity ?

Sequence Motif ?


Structure Similarity ?

Structure Motif ?

Chemical Similarity ?

Return Structures ? grouped by No Grouping ?

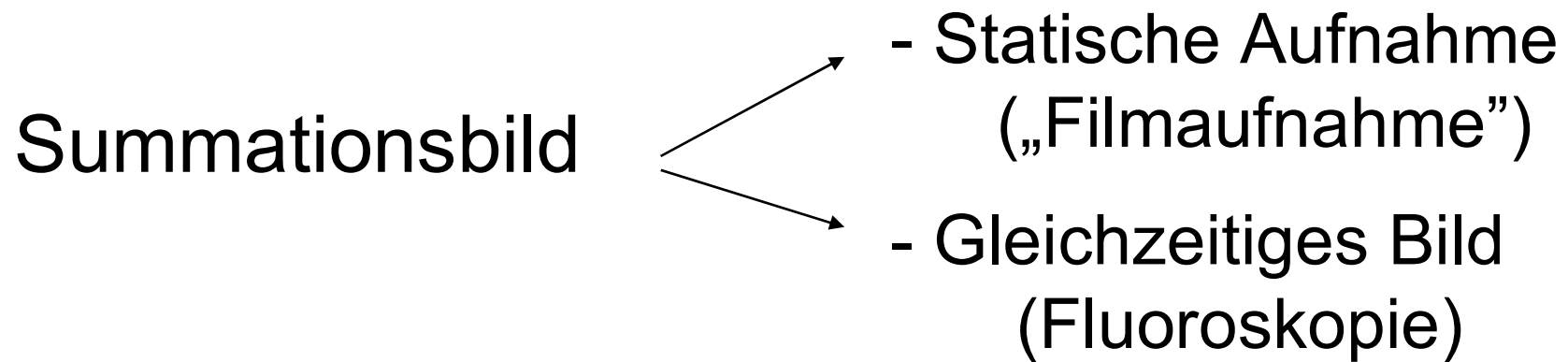
Include Computed Structure Models (CSM) ? Count Clear Search

A photograph of a medical X-ray room. In the center, a large, white C-arm machine is positioned over a patient table. The table is covered with a blue cloth. The room has white tiled walls and a sink in the background. The text is overlaid on the image.

Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften
Physikalische Grundlagen
der Röntgendiagnostik
Röntgentomographie (CT)

Röntgendiagnostische Verfahren

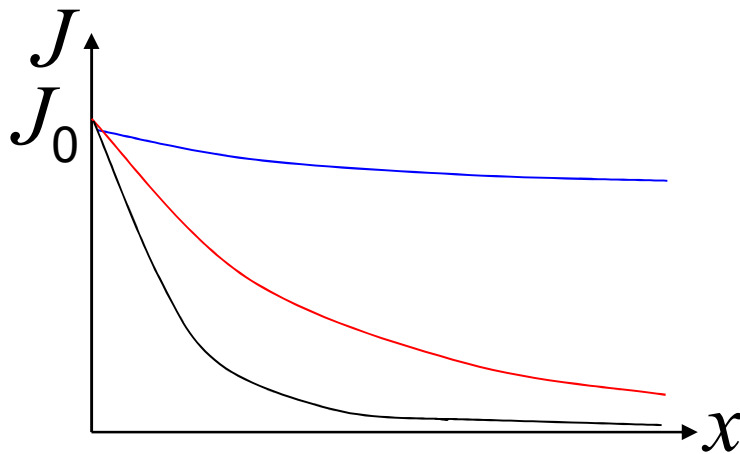


Tomographisches Bild CT

Spezialitäten: Anwendung von Kontrastmitteln,
Digitalisierung, Substraktion

Grundprinzip der Röntgenbildentstehung

Grundprinzip der Röntgenbildentstehung: Unterschiedliche Strahlungsabsorption der verschiedenen Gewebe.



Luft

Weichteilgewebe

Knochen

Schwächung der Röntgenstrahlung

Grund der Röntgendiagnostik

Ähnlich zur Schwächung
der γ -Strahlung

Schwächungsgesetz:

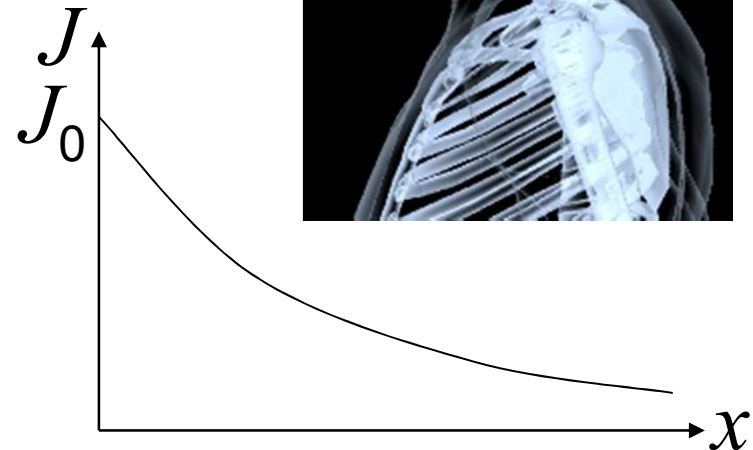
$$J = J_0 \cdot e^{-\mu x}$$

$$\mu(\text{Stoff}, \varrho, \lambda) = \mu_m(\text{Stoff}, \lambda) \cdot \varrho$$

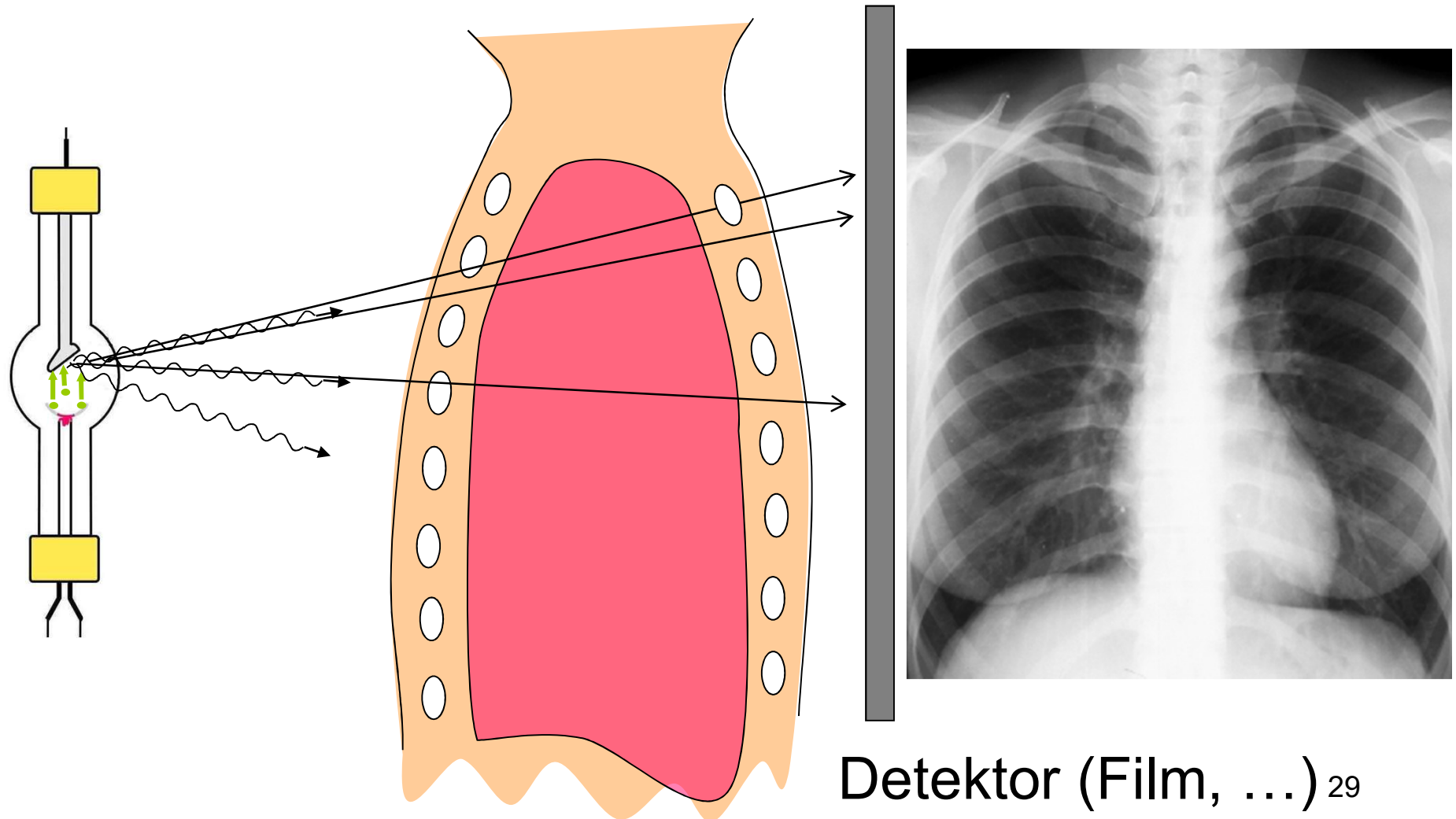
Z

λ oder E_{photon}

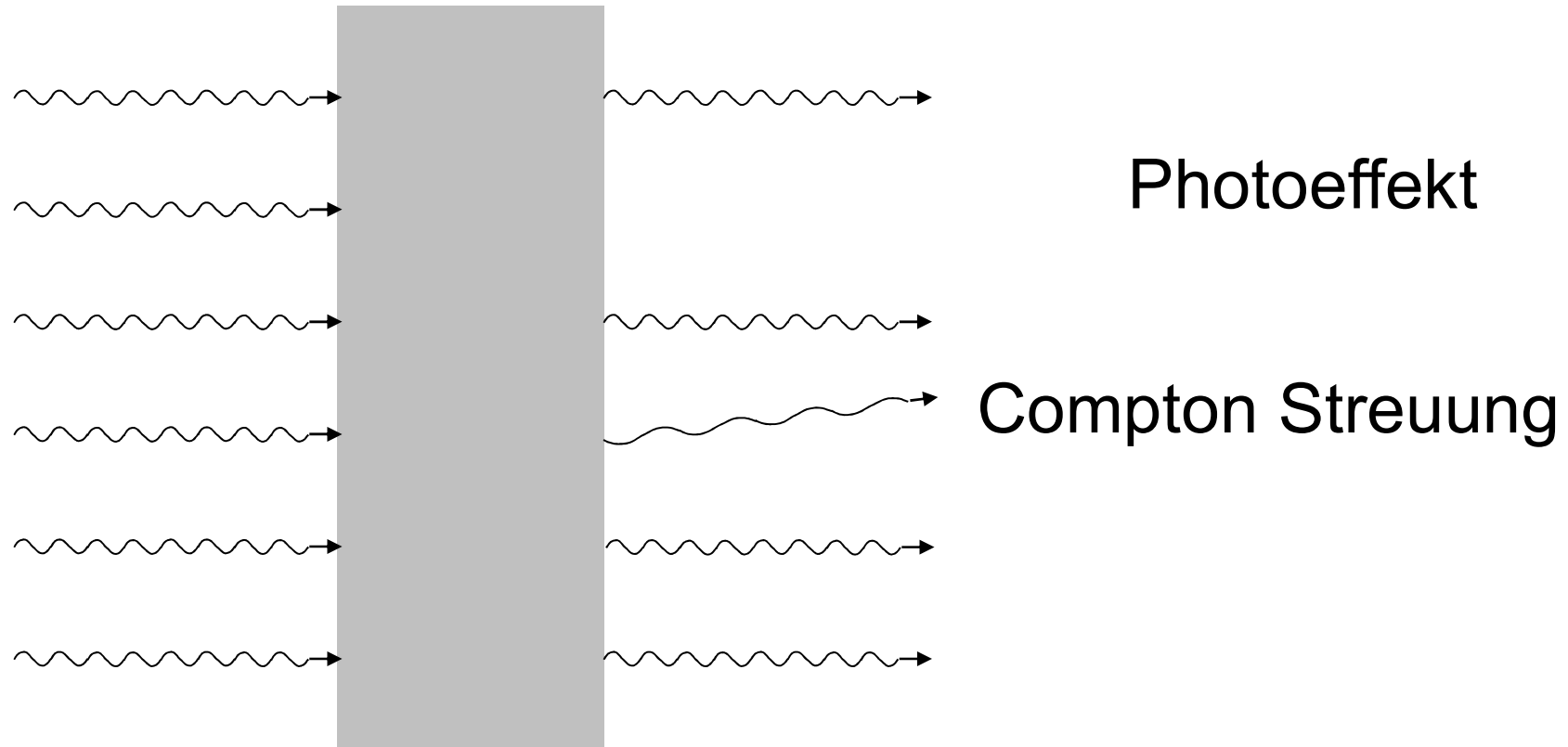
Massen-
schwächungs-
koeffizient



Grundprinzip der Summationsaufnahmen



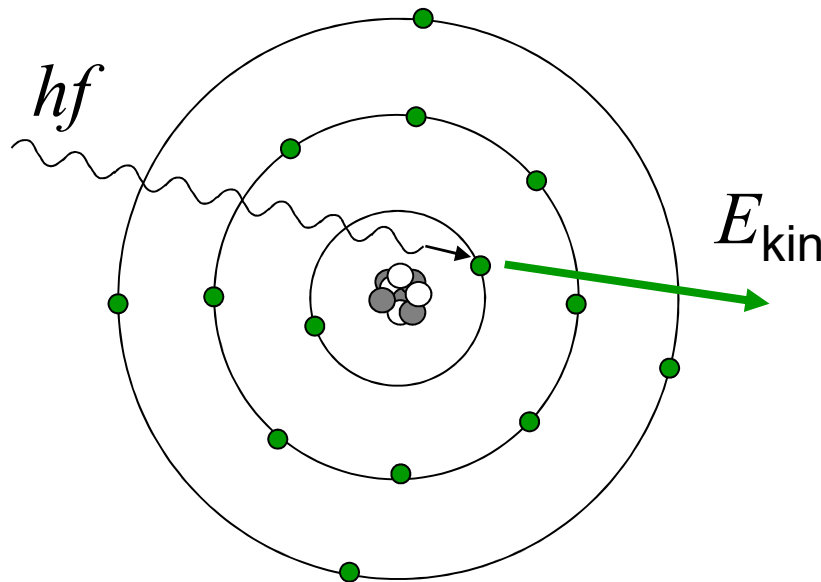
Teilprozesse der Schwächung der Röntgenstrahlung



$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m (+ \kappa_m)$$

unterschiedliche Stoff(Z)-
und λ (oder E_{ph}) Abhängigkeit

Photoeffekt



$$\tau_m = \text{const} \frac{Z^3}{E_{\text{Photon}}^3}$$

$$\tau_m = \text{const} \cdot \lambda^3 \cdot Z^3$$

starke Z Abhängigkeit!
diagn. Bedeutung!

Beispiel:

10% Z Unterschied

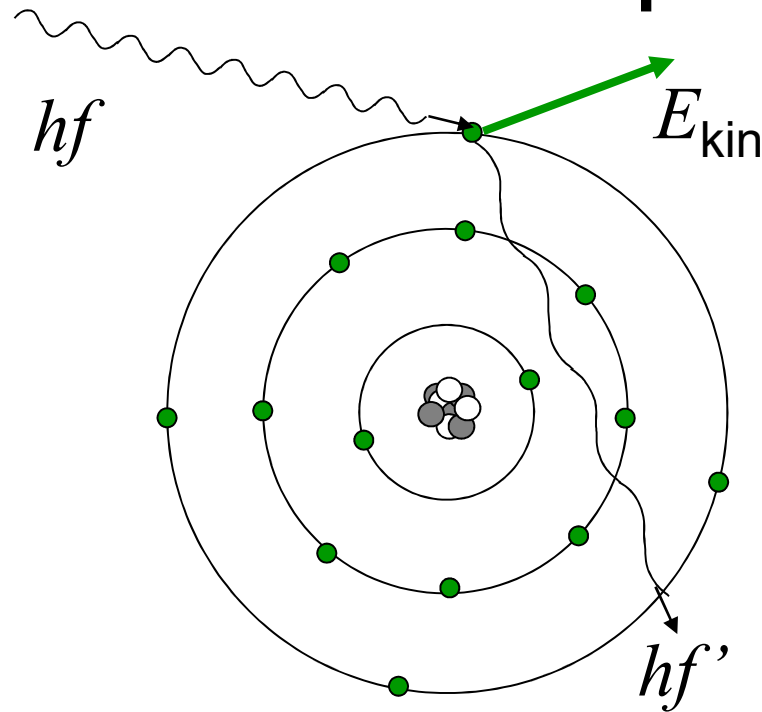
110%=1,1

$1,1^3=1,331$

33% τ_m Unterschied!

bei weicher Strahlung

Compton Streuung



$$\sigma_m = \text{const} \cdot Z / A$$

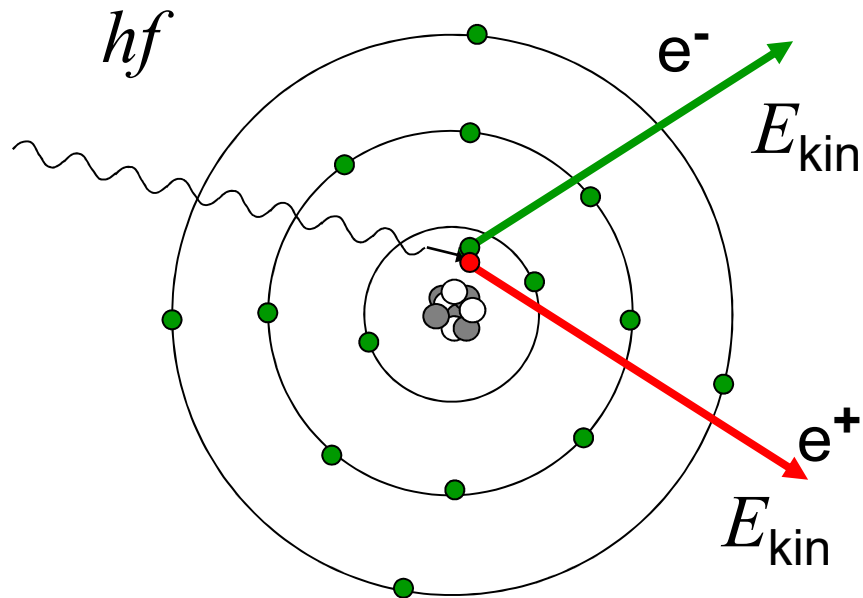
praktisch unabhängig von Z !

zB:

	C	P	Ca	Pb
Z	6	15	20	
A	12	≈ 31	40	
Z/A	0,5	0,48	0,5	

Schwache Wellenlängenabhängigkeit: $\sigma_m \sim \sqrt{\lambda}$

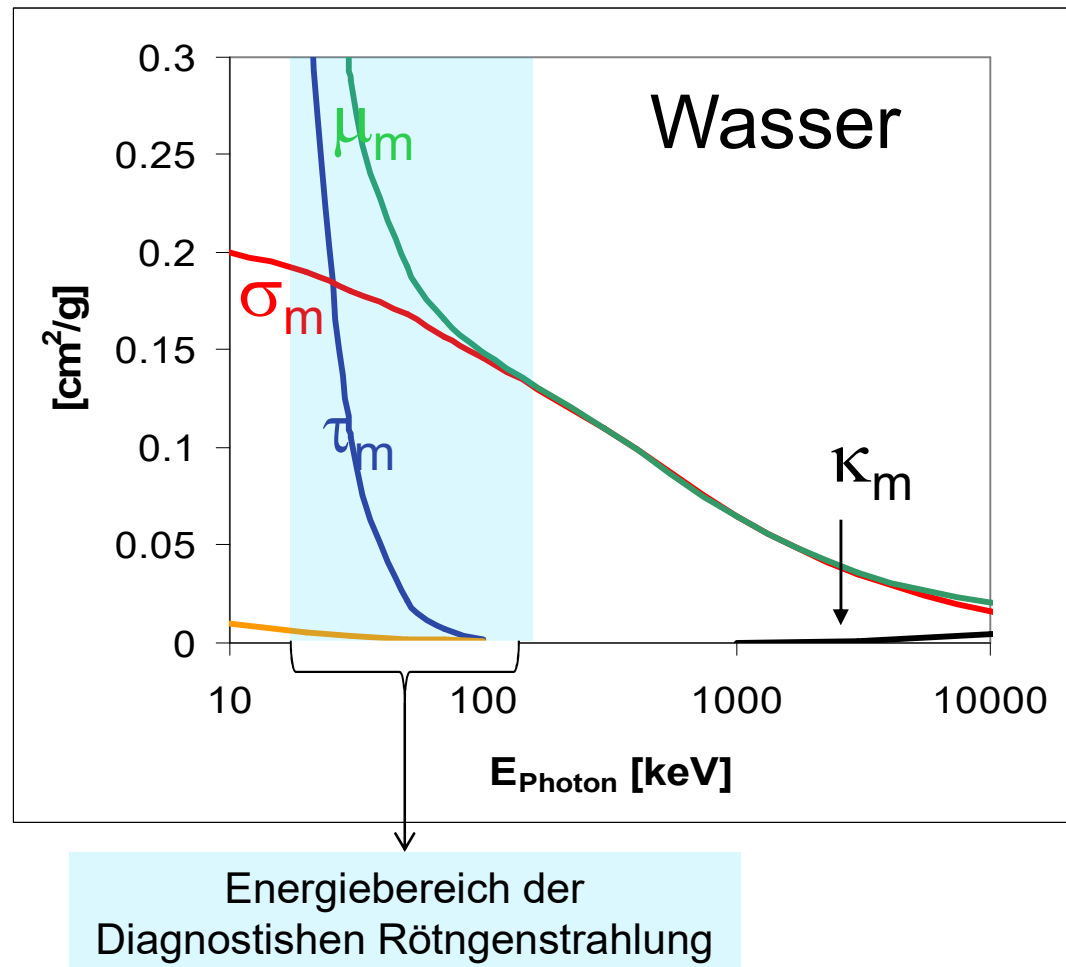
Paarbildung



$$hf \geq 2 m_e c^2 \approx 1\text{MeV}$$

nur bei therap. Rtg.
und γ -Strahlung

Photonenenergieabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten

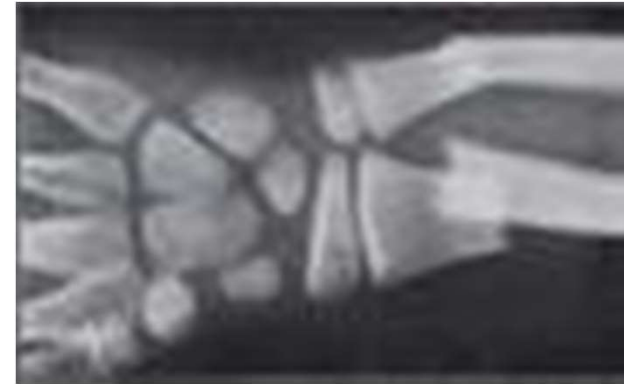
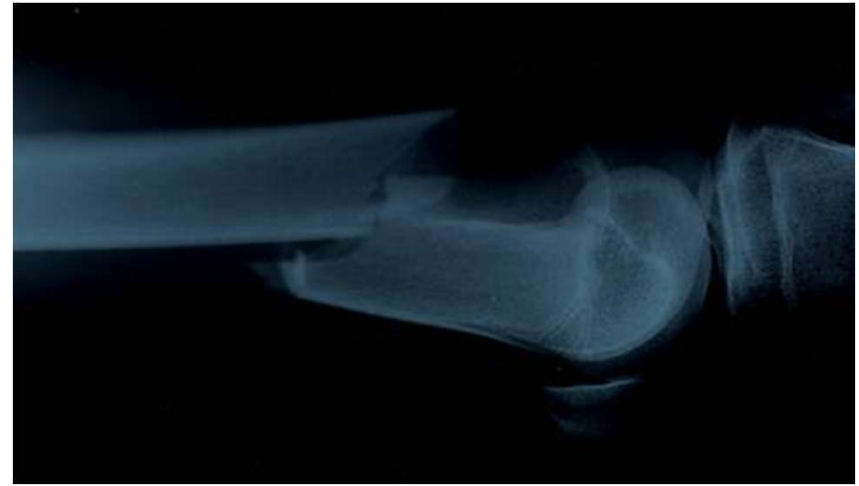


Warum die unterschiedliche gewebe unterschiedlich absorbieren?

Effektive Ordnungszahl der Gewebe

Element	Z	% Masse		
		in Fett-gewebe	in weichem Gewebe	in Knochen
H	1	11,2	10,2	8,4
C	6	57,3	12,3	27,6
N	7	1,1	3,5	2,7
O	8	30,3	72,9	41
P	15		0.2	7
Ca	20		0.007	14,7

Effektive Ordnungszahl: ≈ 6 7,4 13,8 ³⁵



Kontrastmittel

Positives Kontrastmittel:

mehr Absorption

$$\mu \uparrow \quad \mu_m \uparrow \quad Z_{\text{eff}} \uparrow$$

$$\tau_m = \text{const} \cdot \lambda^3 \cdot Z^3$$

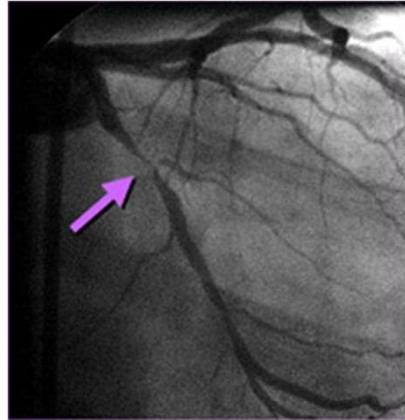
Jod (Z= 53)

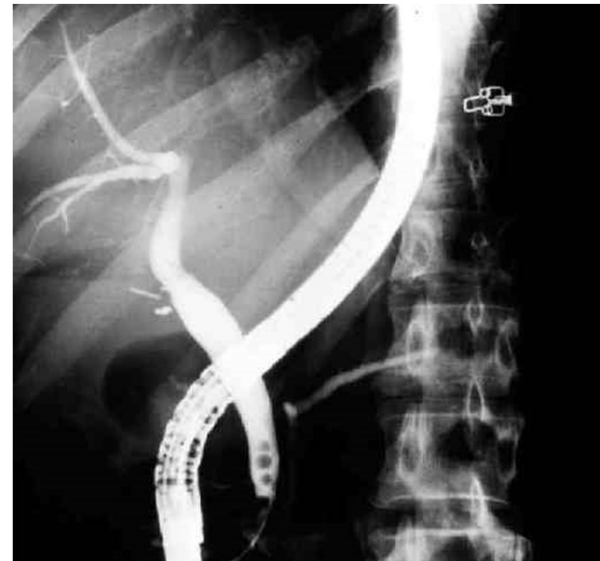
Blutgefäß
(Angiographie)

Barium (Z=56)

Magen, Darm
in Form von BaSO_4

Angiographie





Kontrastmittel

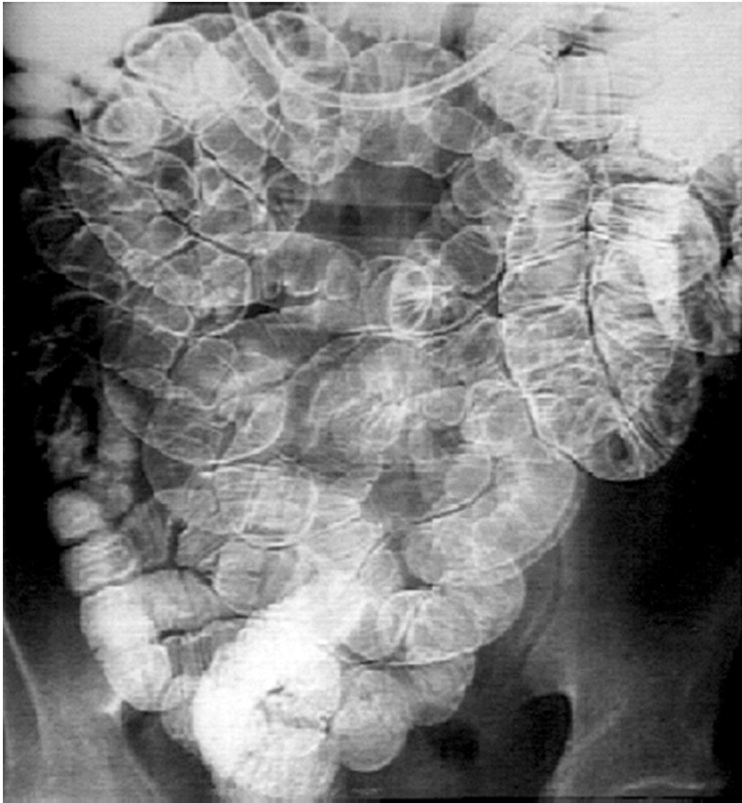
Negatives Kontrastmittel:

wenige Absorption $\mu \downarrow$ $\rho \downarrow$ $\mu_m - Z_{\text{eff}} -$
Luft, CO₂ (Gase) in Darm

Doppelkontrast: gleichzeitige Anwendung
von einem positiven und einem negativen
Kontrastmittel.

BaSO₄ + Luft in Darm.

Doppelkontrastaufnahmen



Direkte digitale Röntgentechnik





Direkte digitale Röntgentechnik

- Vorteile
 - digitale (Nach)verarbeitung
 - kontrast
 - grauwertspreizung (Fenster)
 - Filter: Rauschunterdrückung
 - Bildspeicherung,
(PACS picture archiving and communication systems)
 - elektronische Weitergebung der Bilder (Internet)
(Patient in VS, Arzt in India!)

A photograph of a CT scanner in a clinical setting. The scanner is a large, white, cylindrical machine with a patient bed extending from it. In the background, there are light-colored cabinets and a blue wall. The text is overlaid on the image, with a vertical line separating the left and right sides.

Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften

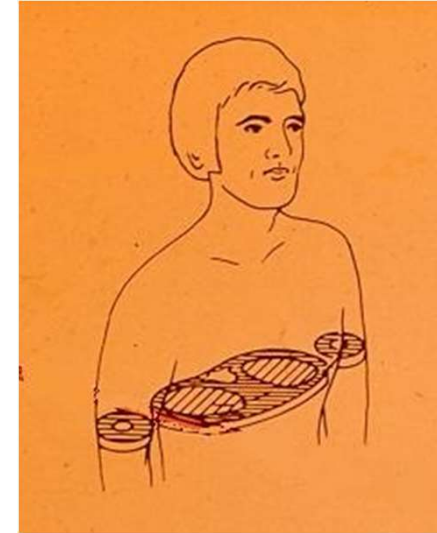
Physikalische Grundlagen
der Röntgendiagnostik

Röntgentomographie (CT)

CT

- Computed tomography
(Computer-Tomographie)
tomos=Schicht (griechisch)

Τομος



=> Tomographie =Schichtaufnahme

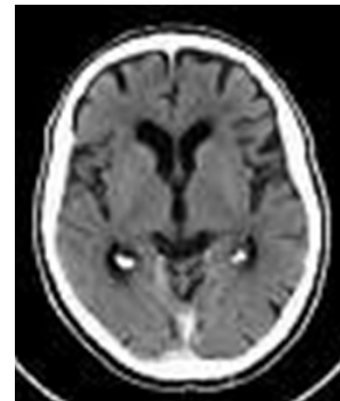
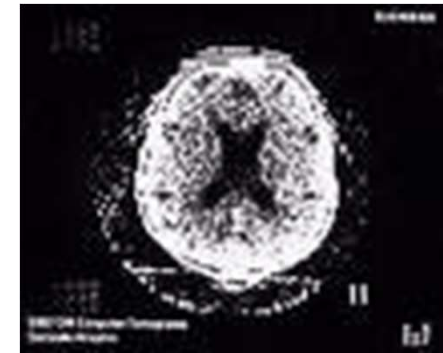
Auf der Körperachse senkrecht stehende
Schicht wird abgebildet.

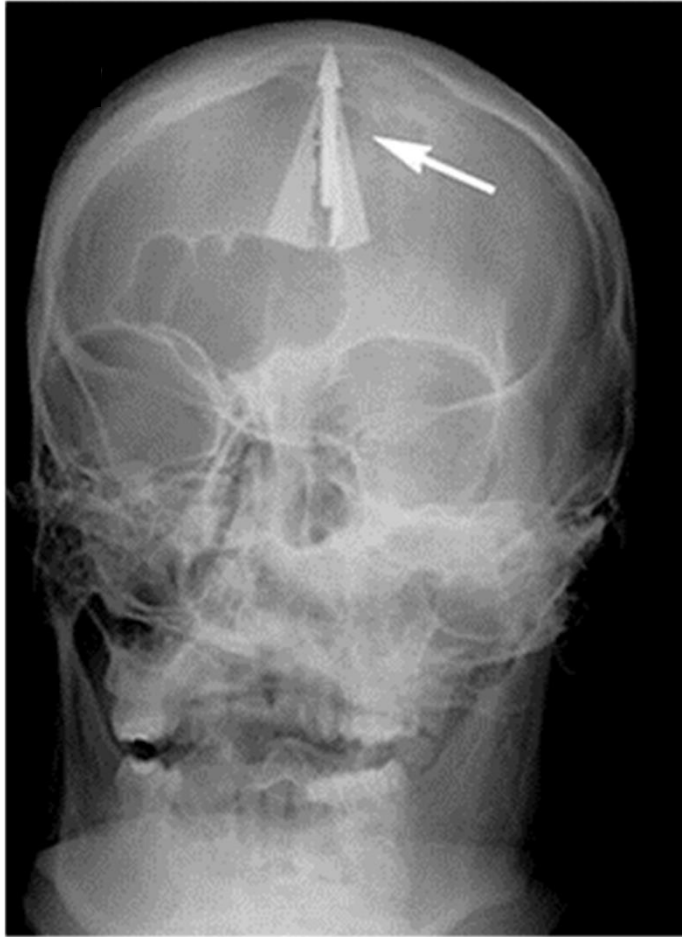
Geschichte der Tomographie

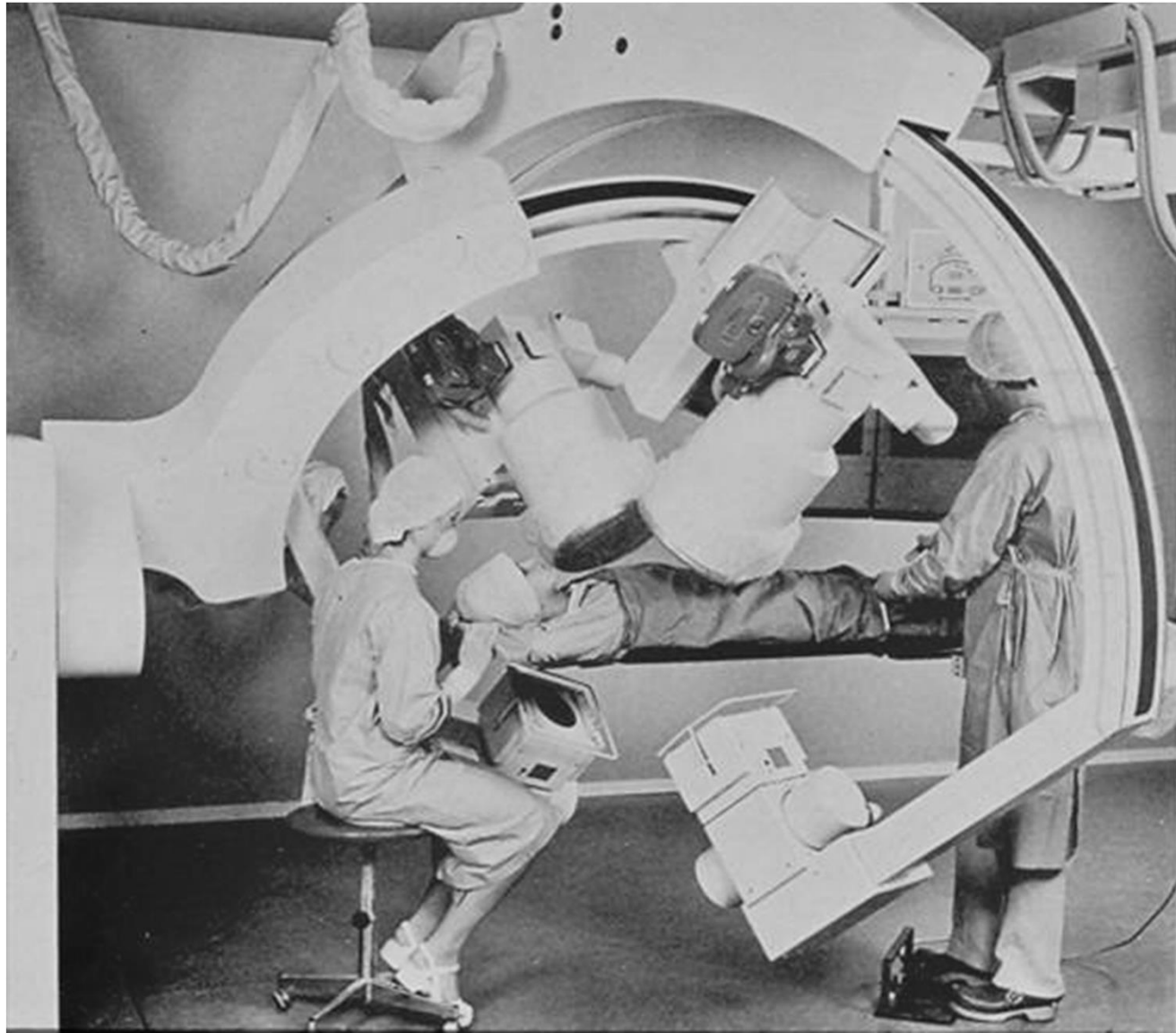
Godfrey N. Hounsfield
und Allan M. Cormack



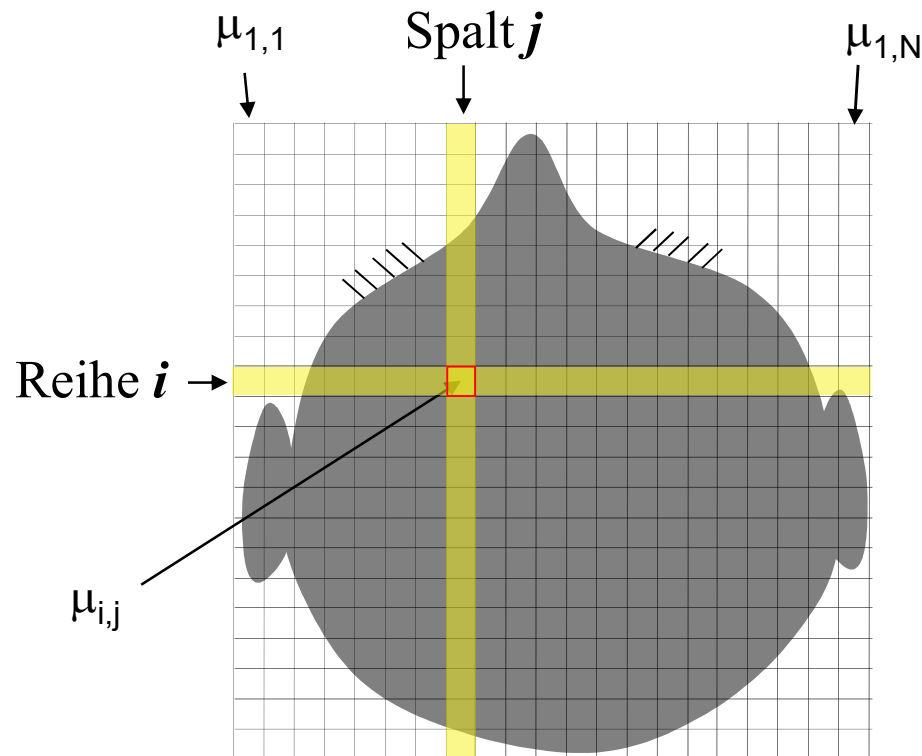
- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
 - 2006: 64 Schichten







Grundprinzip der Computertomographie



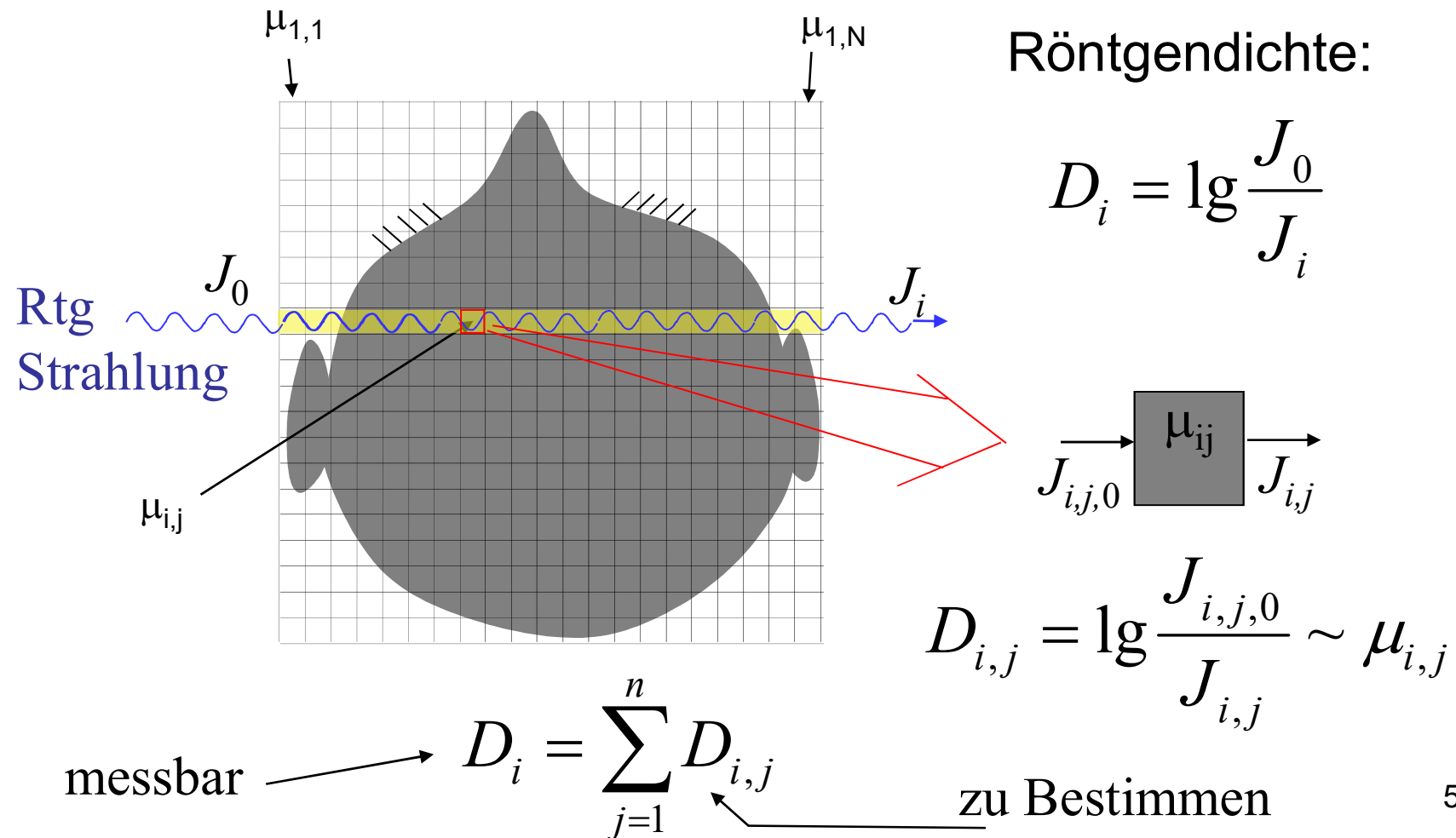
In einem Kästchen ist μ als konstant betrachtet.

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

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

$N \times N$ Tabelle (Matrix)

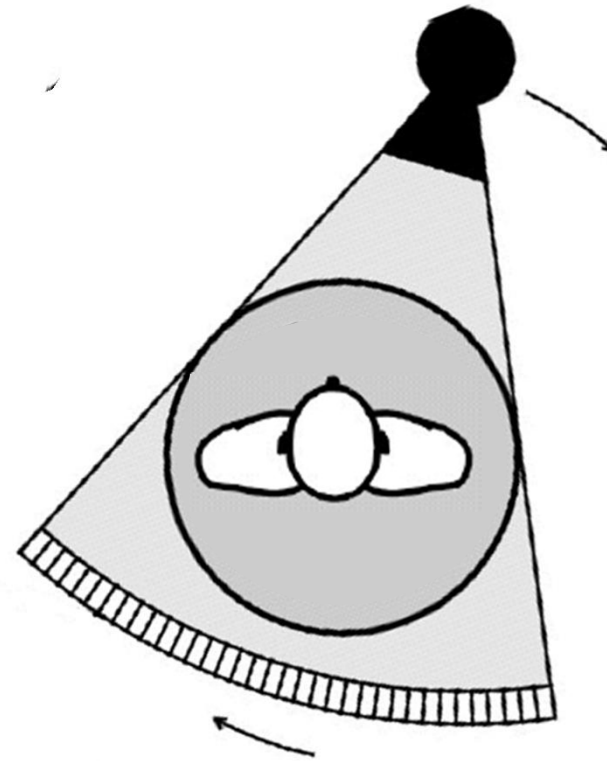
Messung und Bildrekonstruktion



Messung Aufnahme

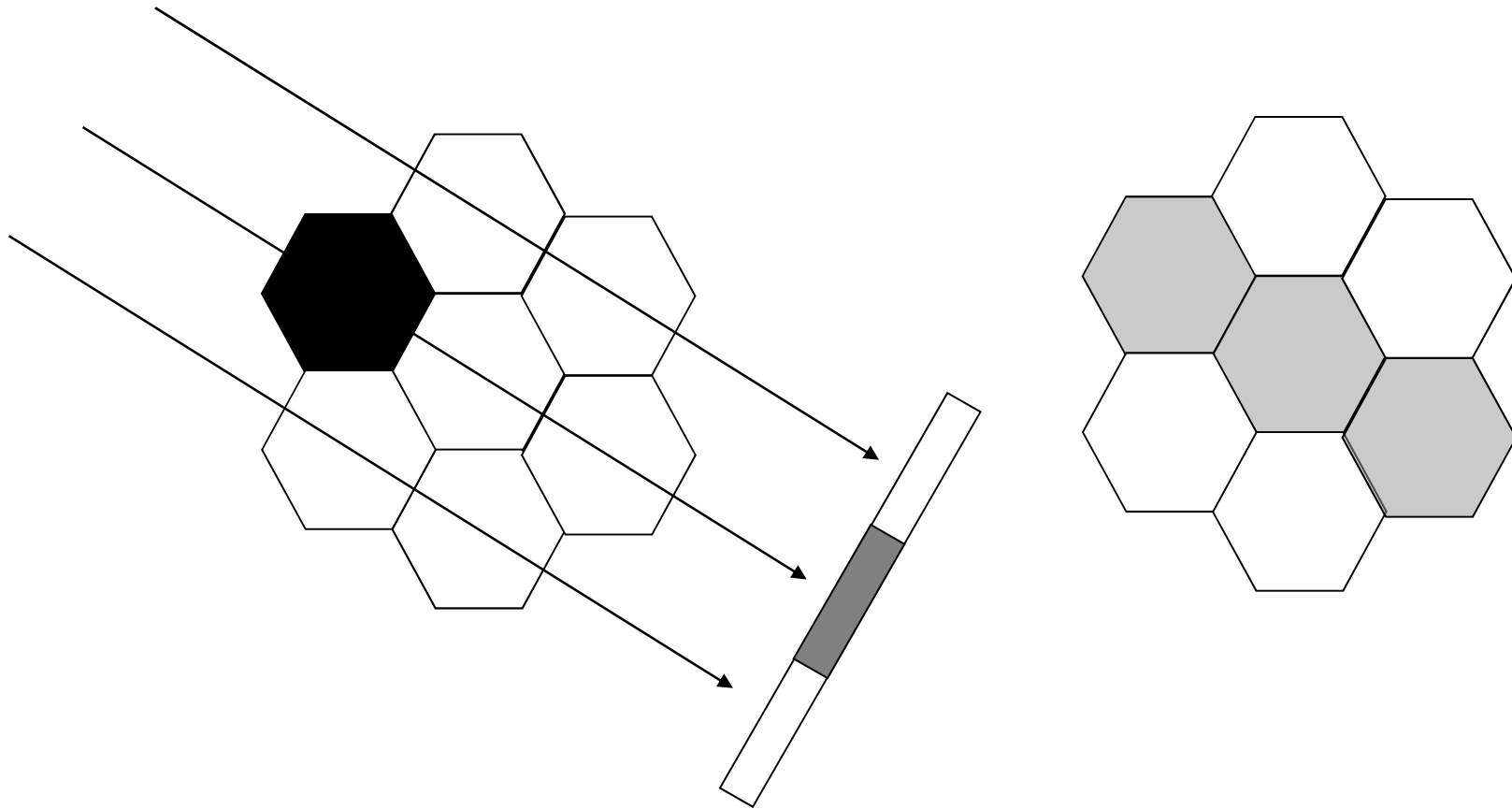
Die Röntgenröhre und
Der Detektorenbogen
kreissen den Patient um.

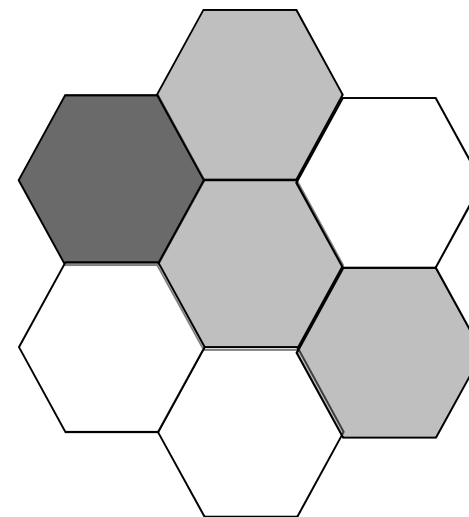
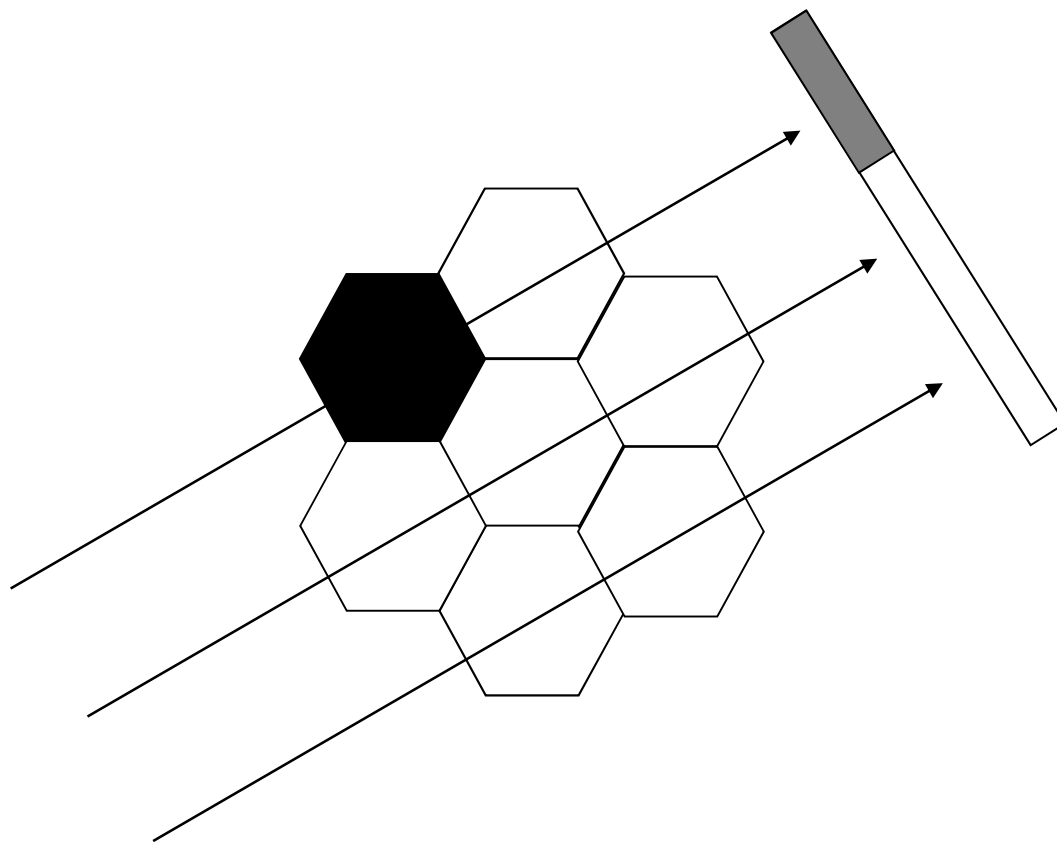
Aufnahmen aus vielen
Richtungen

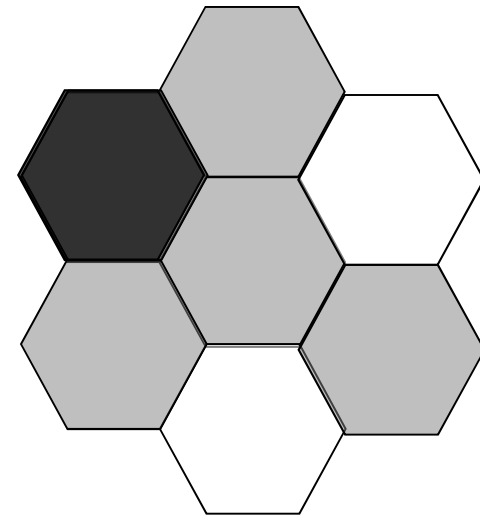
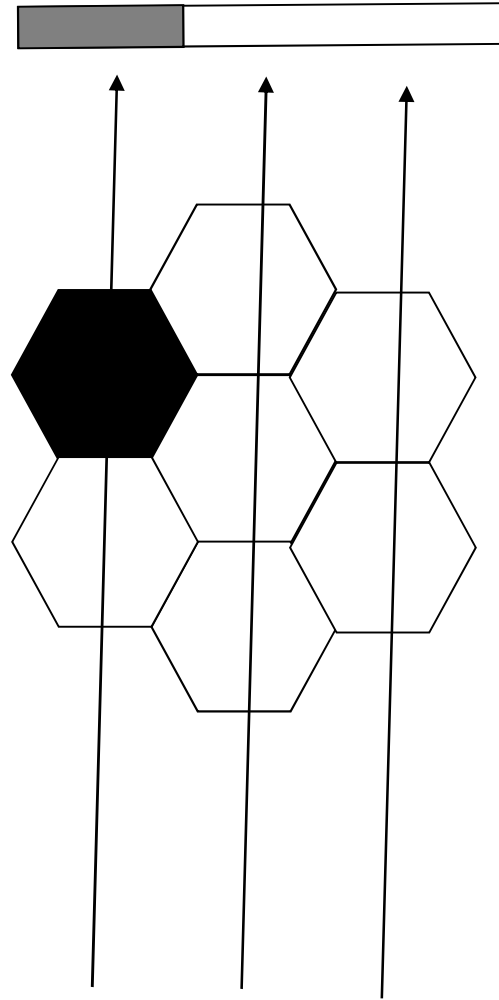


Bildrekonstruktion:
Rückprojektion

Prinzip der Rückprojektion







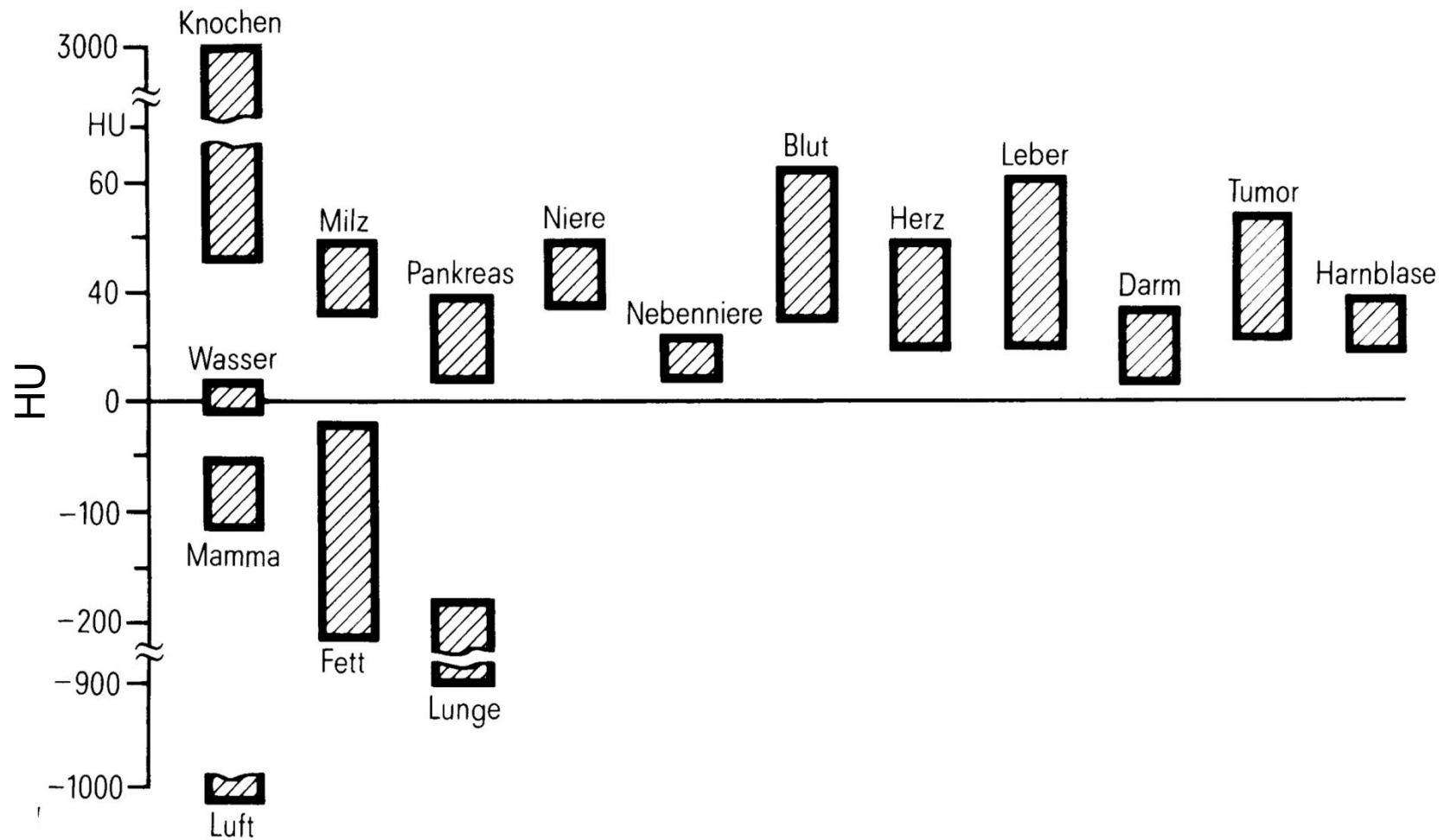
Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

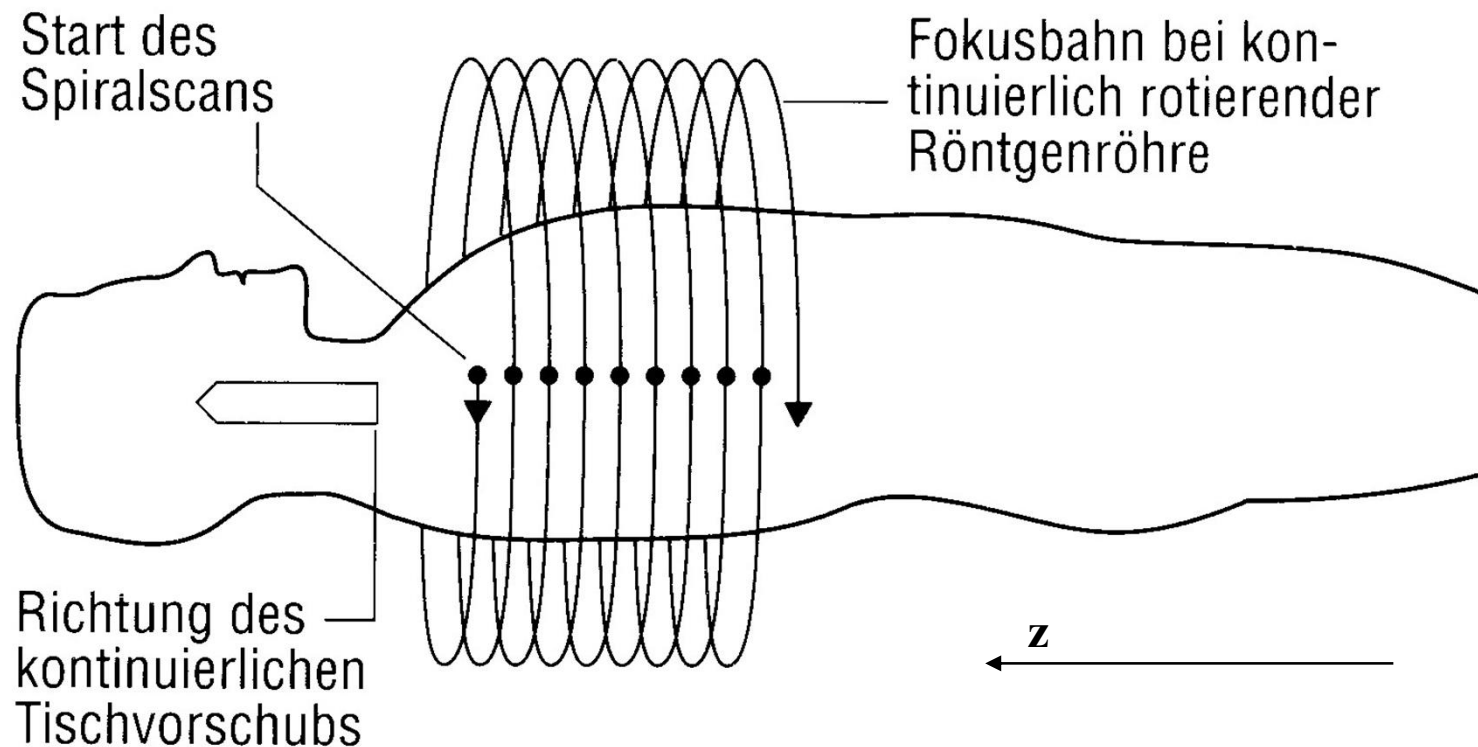
relative Skala
für μ

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

CT Werte von einigen Gewebe



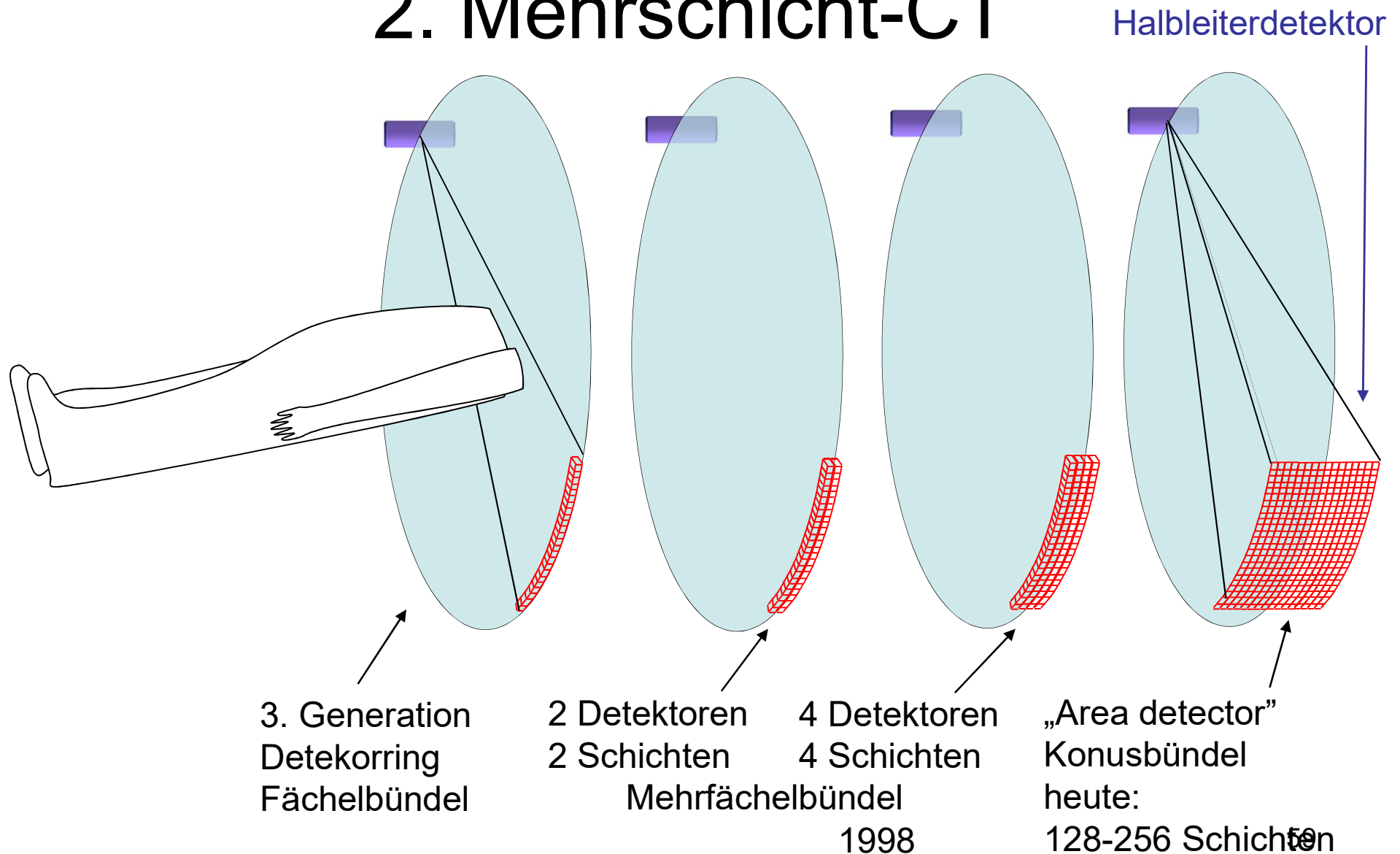
Moderne CT Verfahren: 1. Spiral CT



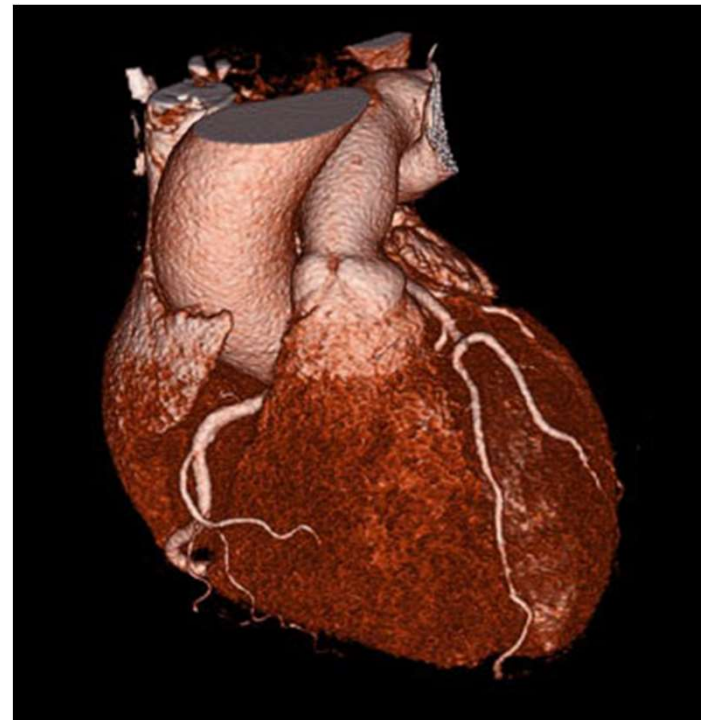
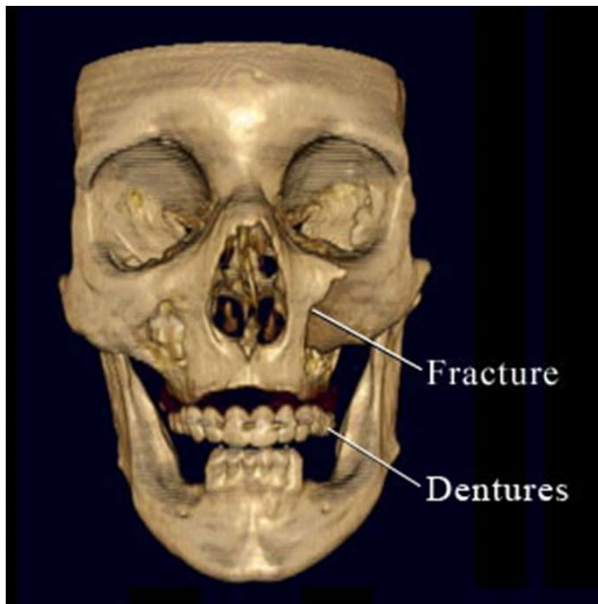
Das schichtbild kann man in einem beliebigen z Position gerechnet werden.

Moderne CT Verfahren:

2. Mehrschicht-CT



Dreidimensionale Visualisierung



Danke für Ihre Aufmerksamkeit!

