



# Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften

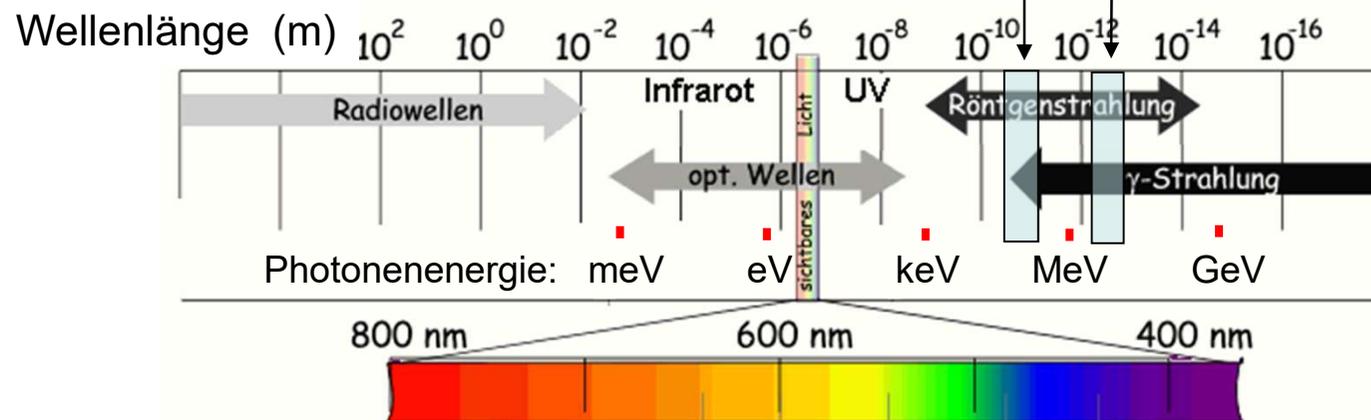
Physikalische Grundlagen

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.)



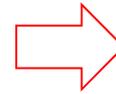
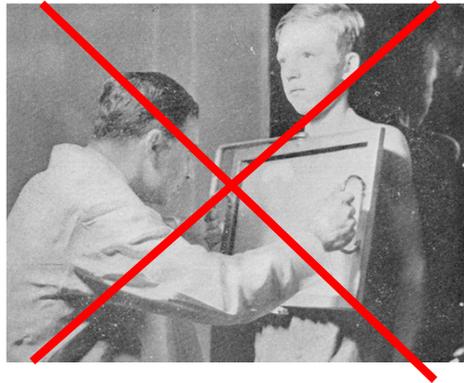
- Wirkungen:

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

- Entstehung: in der Elektronenhülle

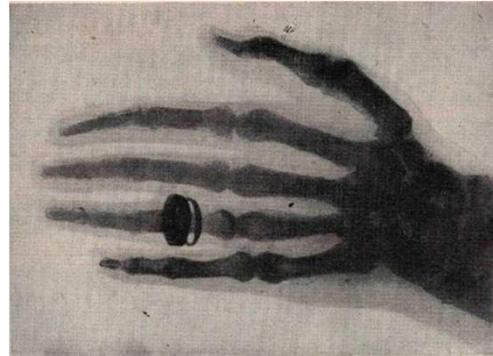
- Typen

- Bremsstrahlung
- charakteristische Strahlung



# Historie

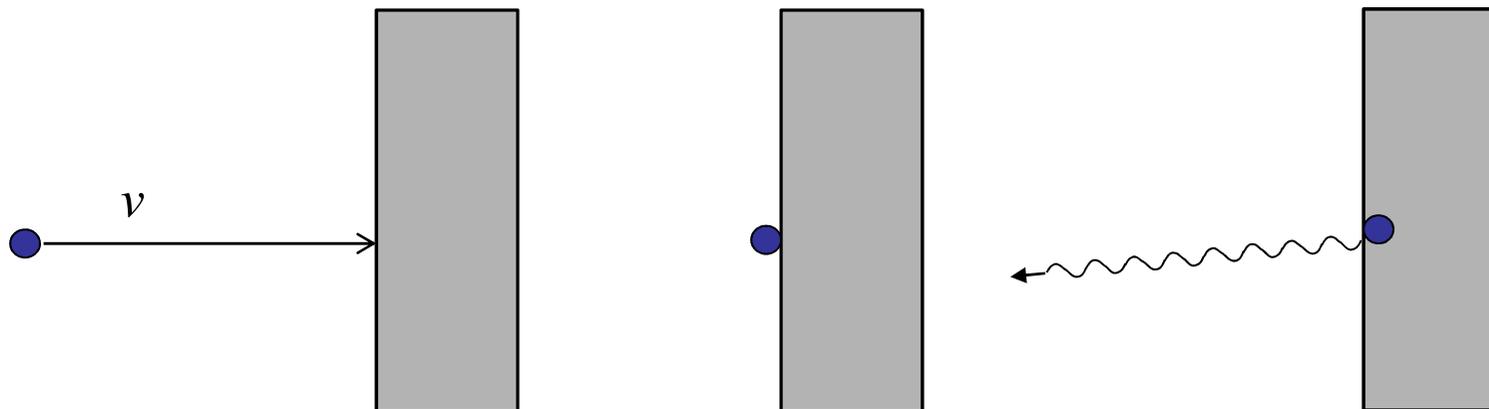
- 1895 Wilhelm Conrad Röntgen  
X-Strahlung (X-ray)
  - 1896 erste  
medizinische  
Anwendung
  - 1901 Nobel Preis  
(erster Nobel Preis in Physik)
- ... heute:  
3D Röntgen-CT



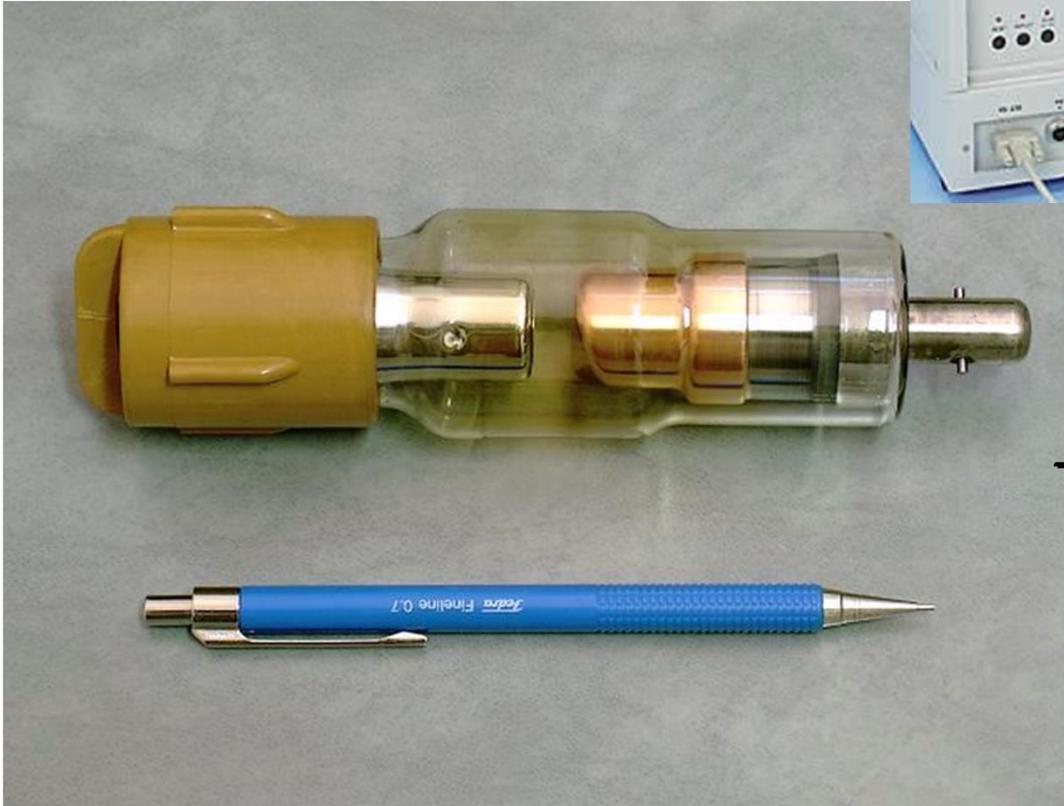
# Entstehung der Röntgenstrahlung

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

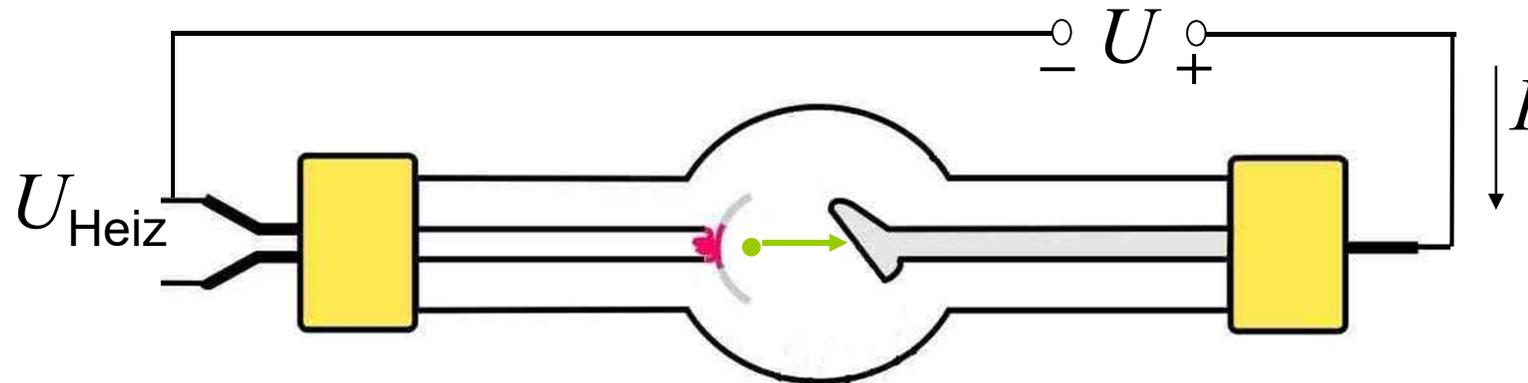
Elektronen  $E_{kin}$



# Die Röntgenröhre



# Die Röntgenröhre (2)



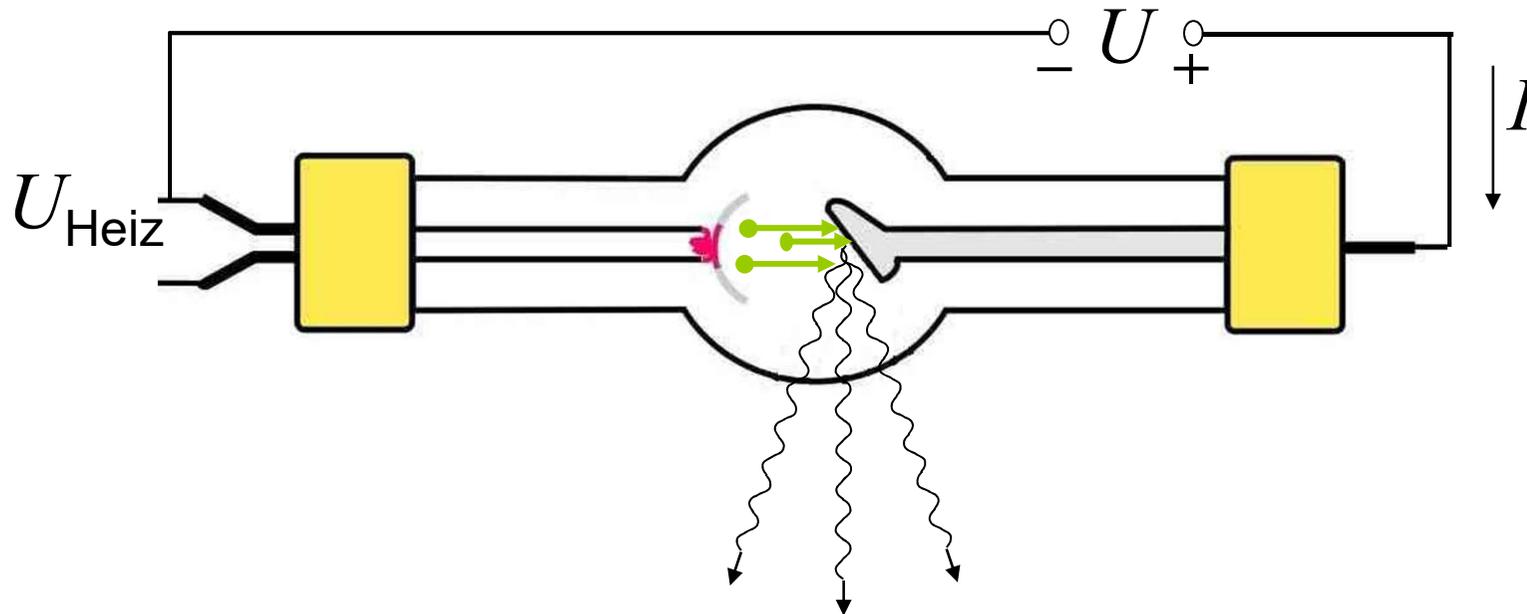
Anodenspannung( $U$ ) (typisch 30-200 kV):  
beschleunigt die Elektronen

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

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

kinetische Energie  
des beschleunigten Elektrons

# Die Röntgenröhre (3)

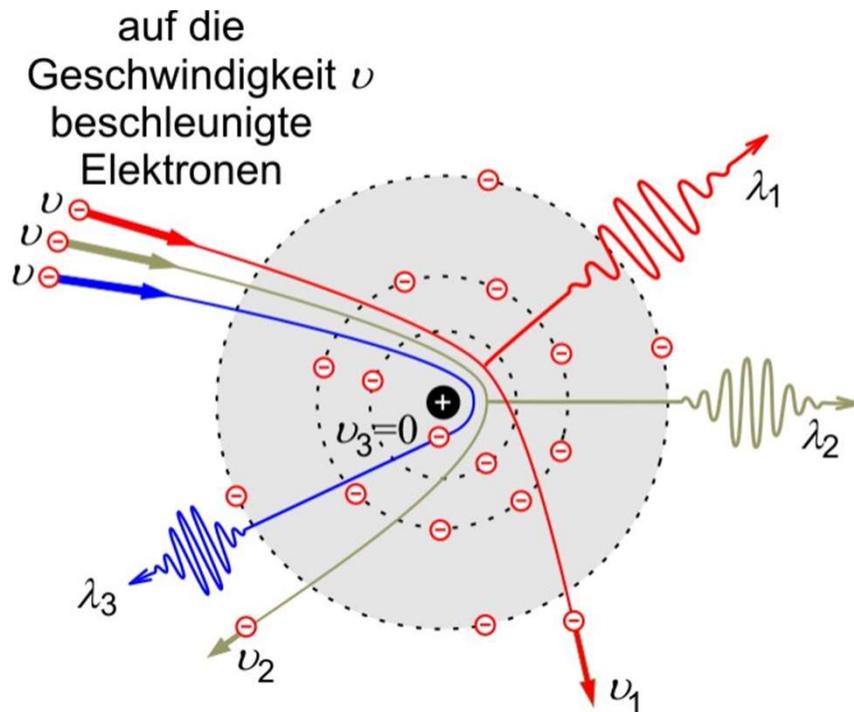


Röntgenstrahlung entsteht wenn die beschleunigten Elektronen auf die Anode prallen.

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

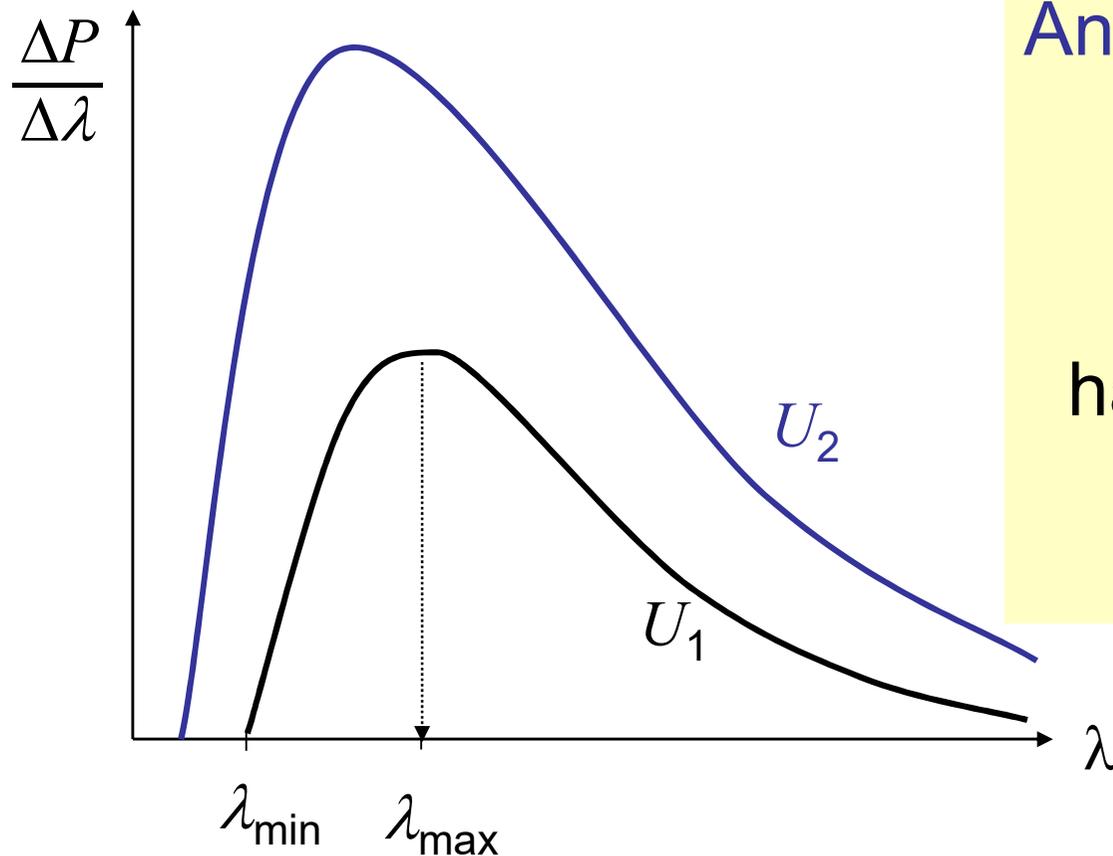
$$\lambda \geq \frac{hc}{U_e} = \lambda_{\min}$$

Konst.

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

nicht SI  
aber praktische  
Einheit

# Emissionsspektrum der Bremsstrahlung

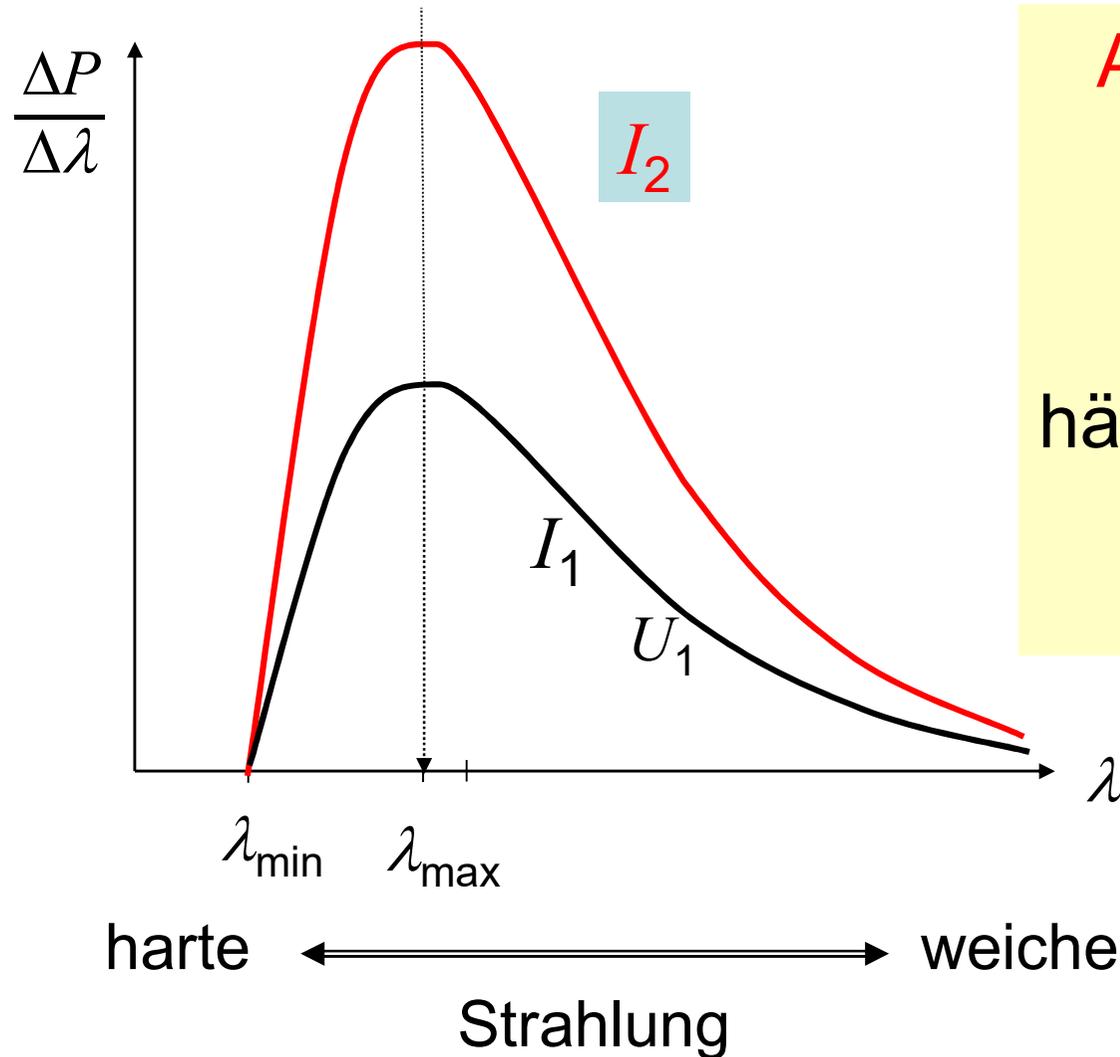


Anodenspannung  $\uparrow$   
 $\lambda_{\min} \downarrow$   
 $\lambda_{\max} \downarrow$   
 $E_{\text{photon}} \uparrow$   
härtere Strahlung  
 $N_{\text{photon}} \uparrow$   
Leistung  $\uparrow\uparrow$

$$P \sim U^2$$

harte  $\longleftrightarrow$  weiche  
Strahlung

# Emissionsspektrum der Bremsstrahlung

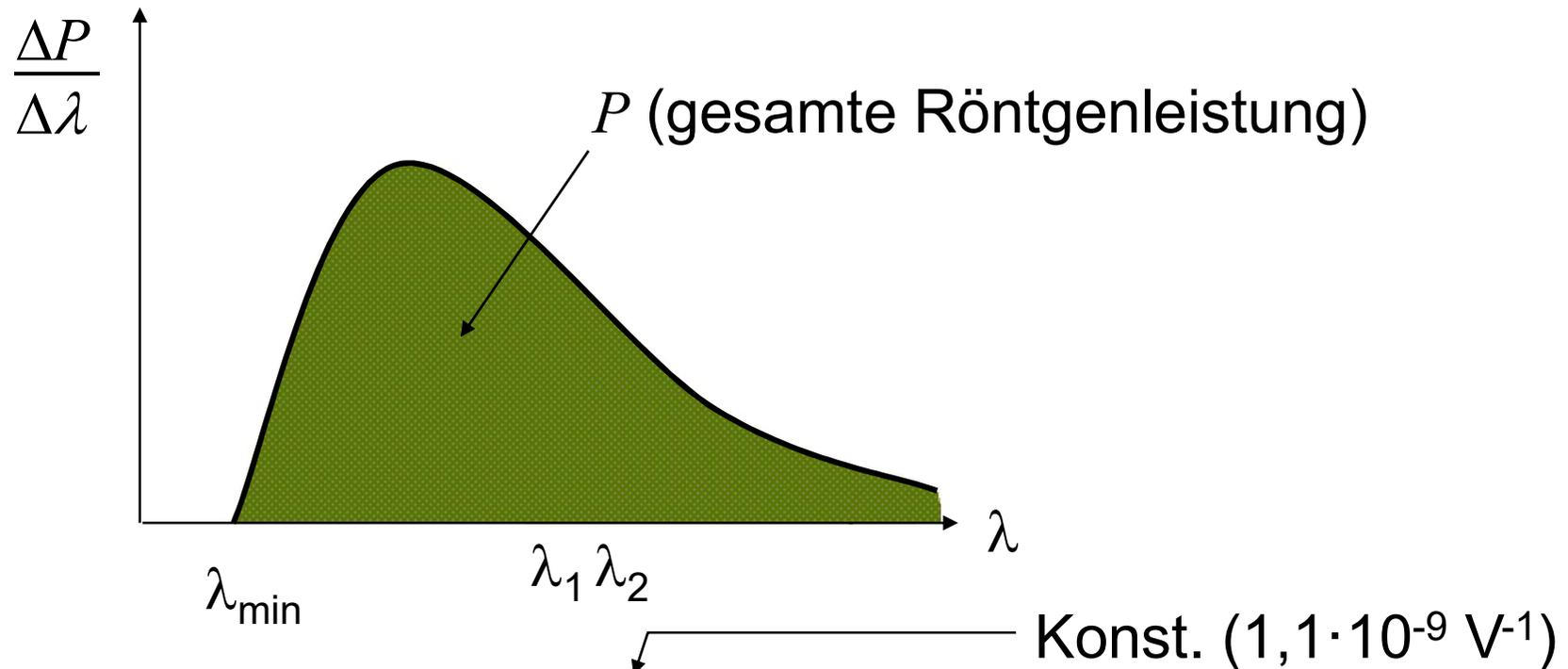


Anodenstrom  $\uparrow$   
 $\lambda_{\min}$  -  
 $\lambda_{\max}$  -  
 $E_{\text{photon}}$  -  
 härte d. Strahlung -  
 $N_{\text{photon}}$   $\uparrow$   
 Leistung  $\uparrow$

$P \sim I$

~~Ohm~~

# Leistung der Röntgenstrahlung

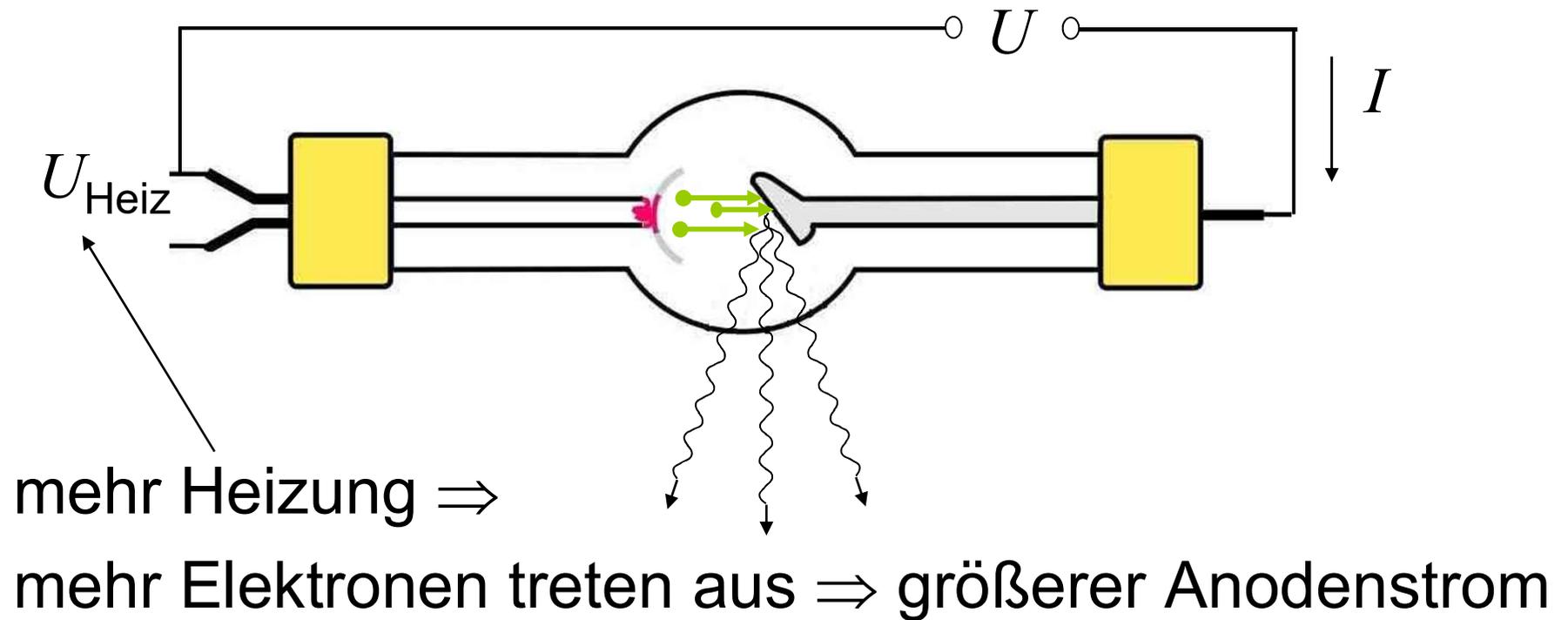


$$P = c_{\text{Rtg}} \cdot U^2 \cdot I \cdot Z$$

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

Anodenspannung    Anodenstromstärke    Ordnungszahl  
des Anodenmaterials

# Regulierung der Anodenstromstärke



# Wirkungsgrad der Röntgenröhre

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

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

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

Anodenmaterial mit hoher Ordnungszahl !

Praktisch: Wolfram ( $Z=74$ )

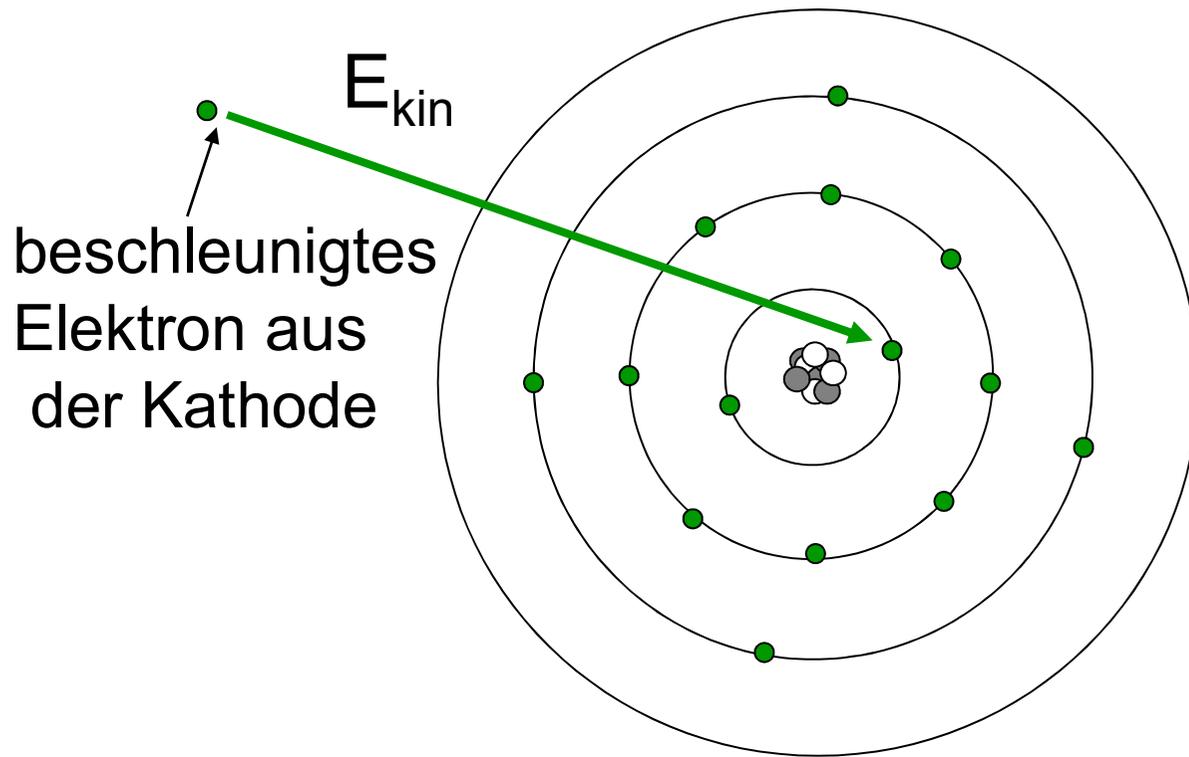
typischer  $\eta$  : 1%    **99% Wärme!**

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

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

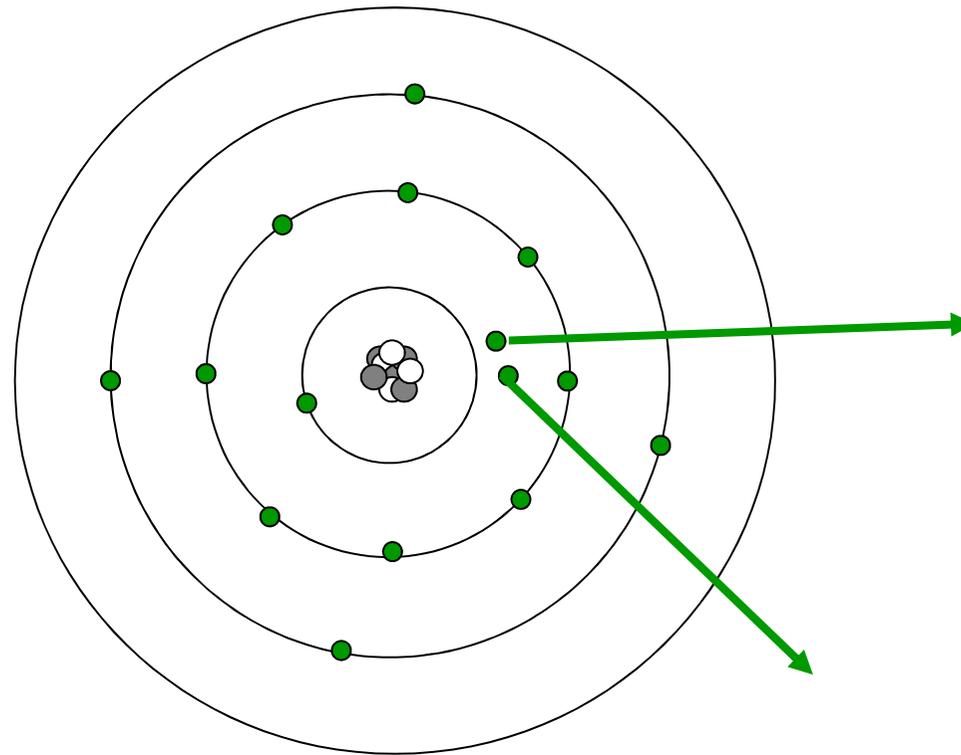
Auch Kühlung der Anode ist notwendig!

# Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



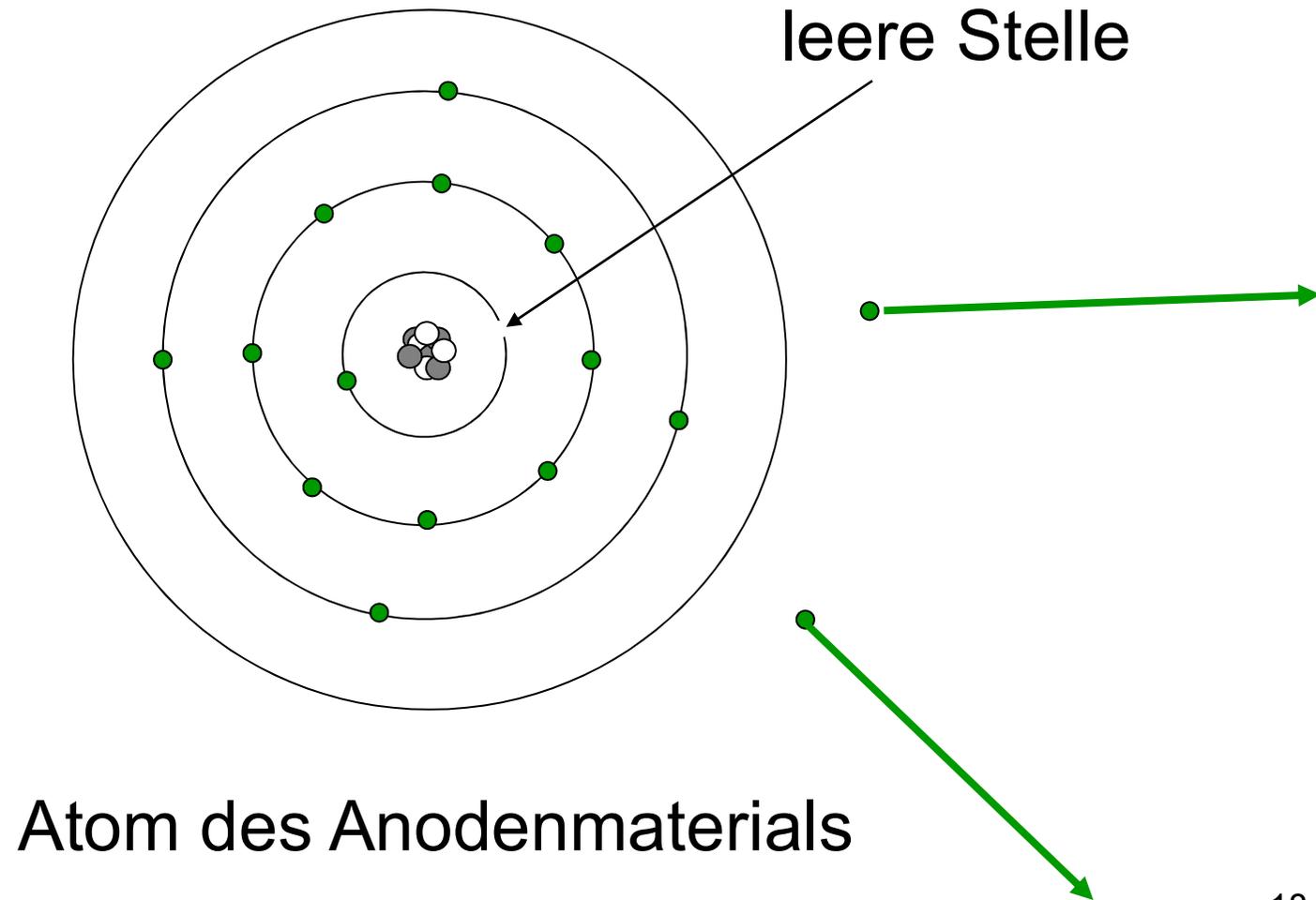
Atom des Anodenmaterials

# Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung

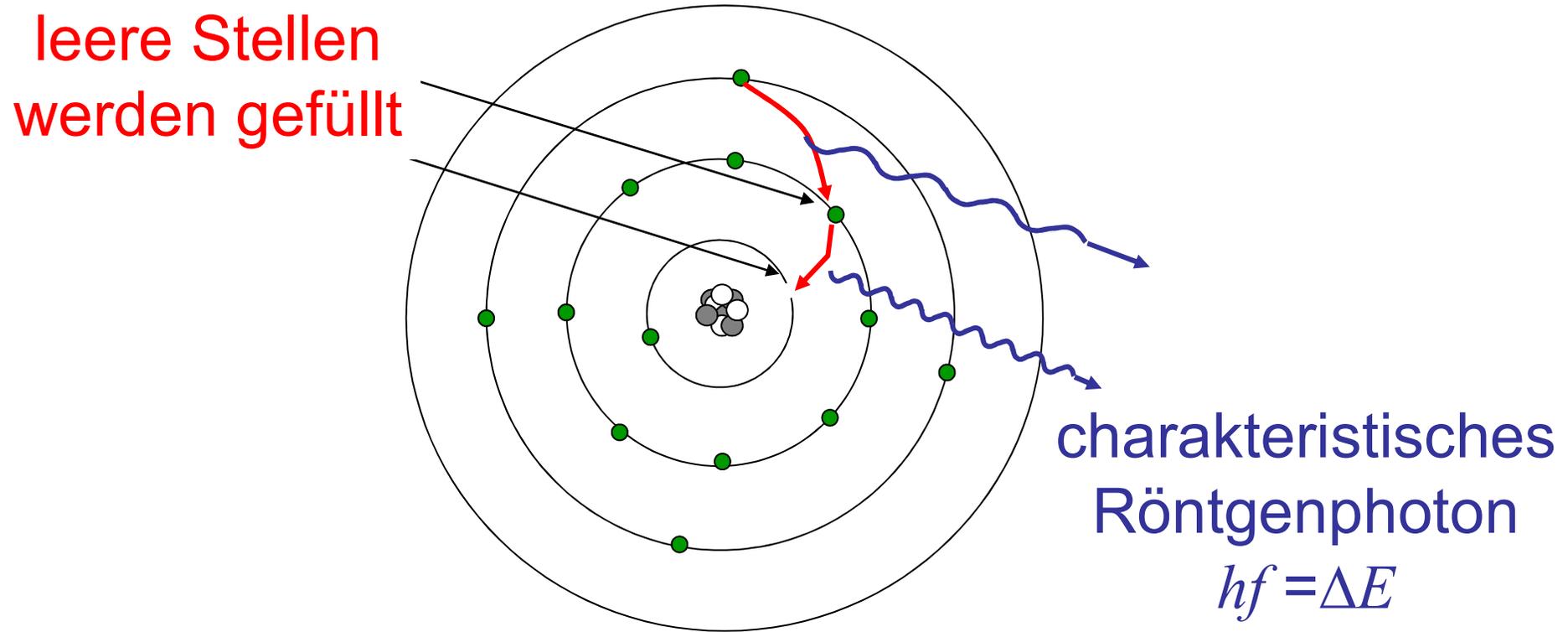


Atom des Anodenmaterials

# Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung

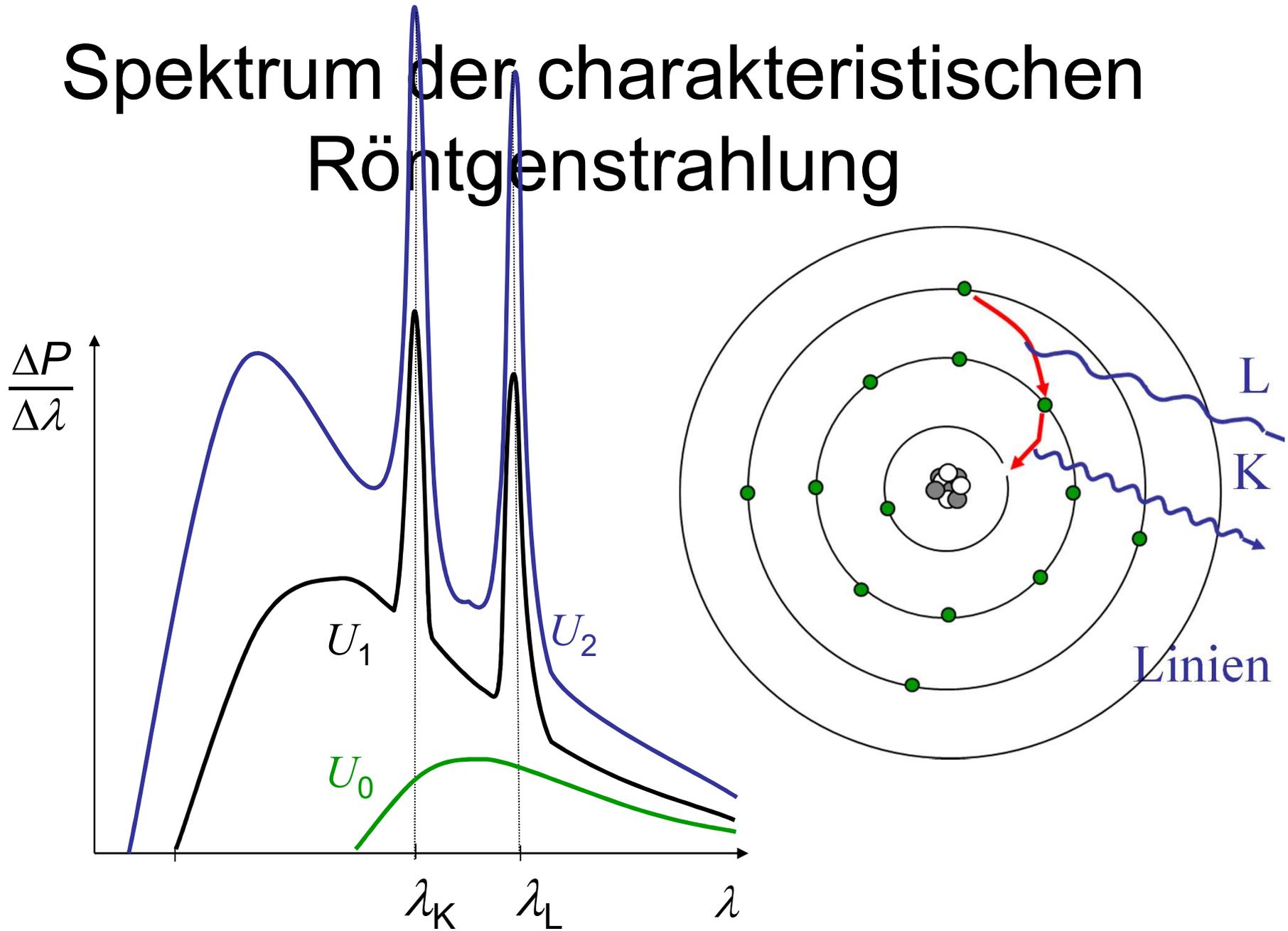


# Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



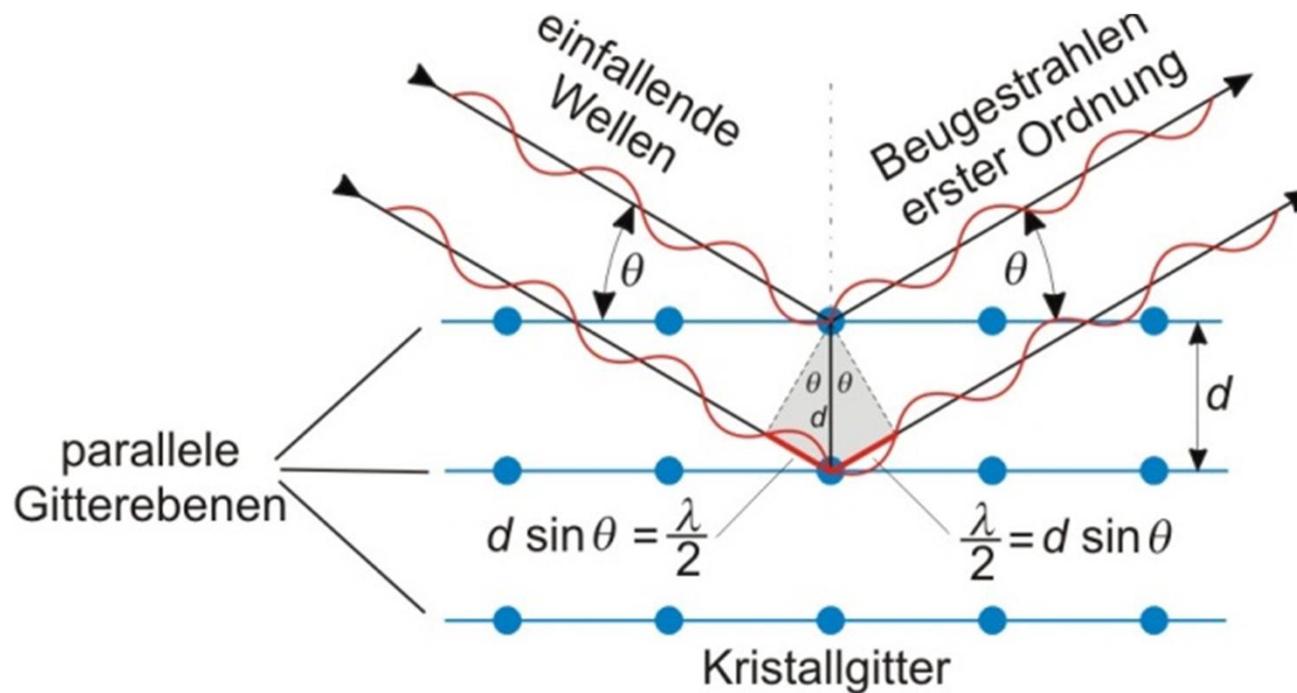
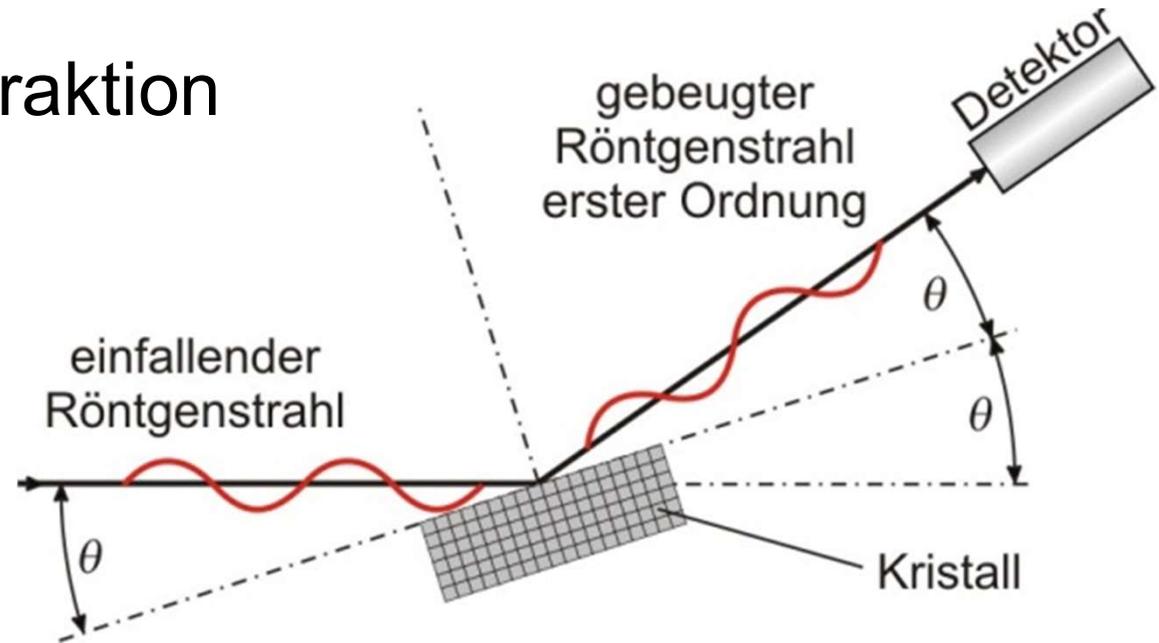
Atom des Anodenmaterials

# Spektrum der charakteristischen Röntgenstrahlung



# Umweg: Röntgendiffraktion

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



Bragg-Gleichung:

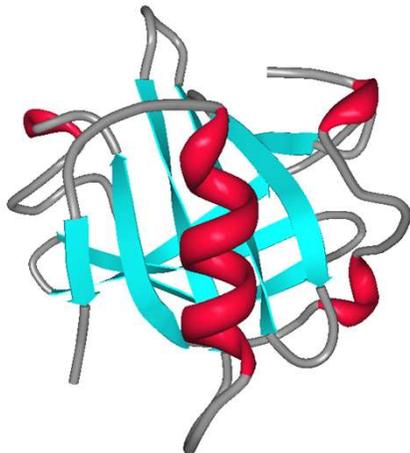
$$2d \sin \theta = n \cdot \lambda$$

# Anwendung der charakteristischen Röntgenstrahlung

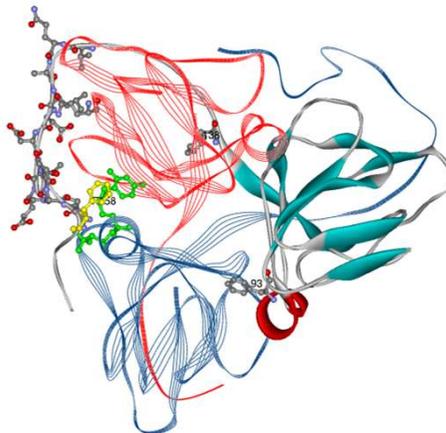
fast monochromatische Röntgenstrahlung

-Diagnostik (zB.: Mammographie)

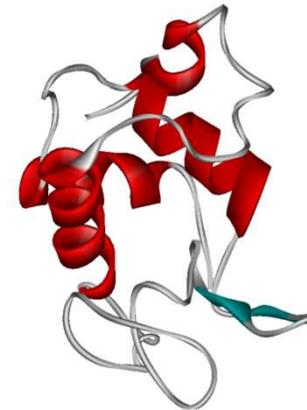
-Strukturanalyse der Materie (Röntgenbeugung)



1B8E



2HQU

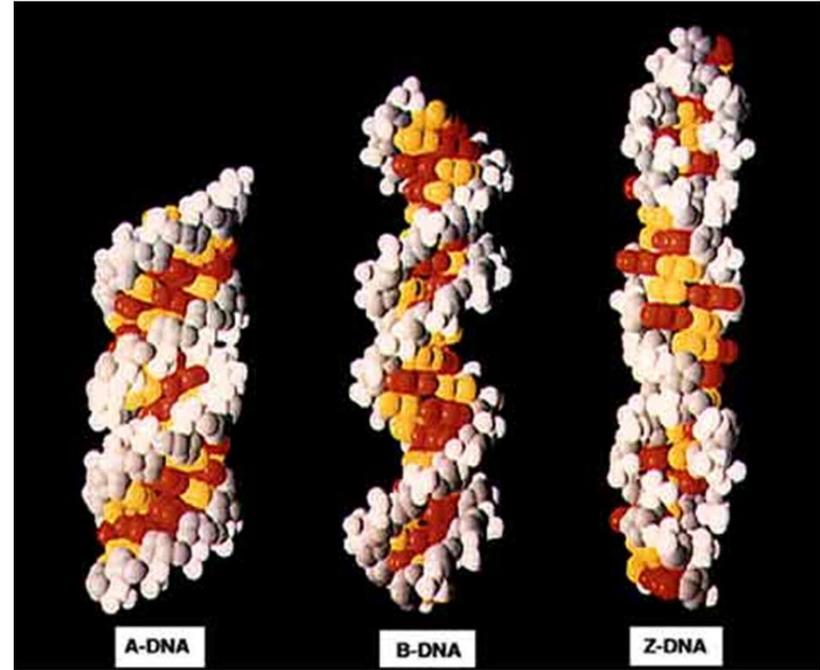


3LZT

Beispiele:

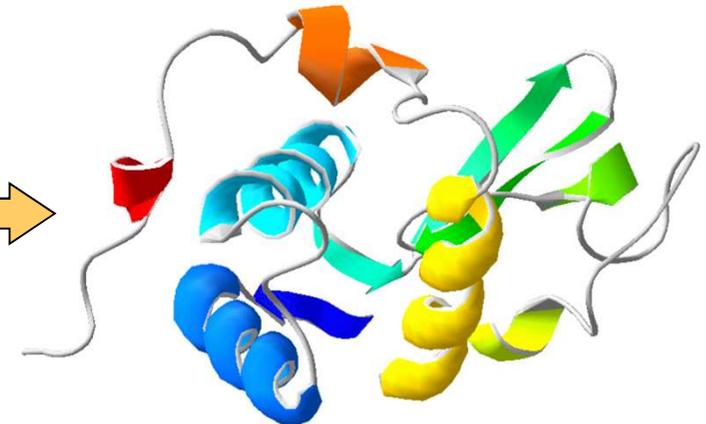
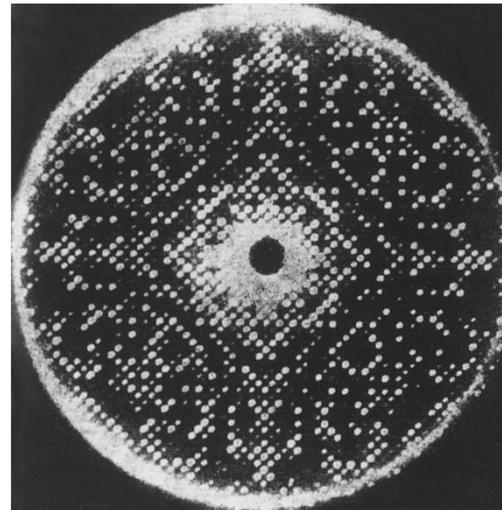
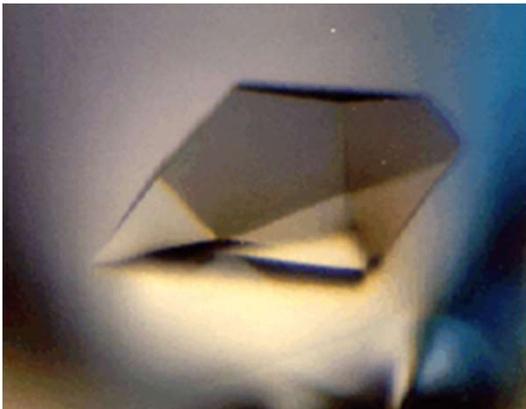


DNA



Lysozyme

Protein-Kristall



# PDB Database: Dreidimensionale Makromolekülstrukturen meistens mit Hilfe der Röntgendiffraktion bestimmt

The screenshot displays the RCSB PDB website search interface. At the top, the URL is <https://www.rcsb.org/search>. The navigation menu includes links for Deposit, Search, Visualize, Analyze, Download, Learn, About, Documentation, Careers, and COVID-19. The main search bar contains the text "Enter search term(s), Entry ID(s), or sequence" and includes a "3D Structures" filter and an "Include CSM" toggle. Below the search bar, there are statistics: "215,684 Structures from the PDB" and "1,068,577 Computed Structure Models (CSM)". The footer of the search bar area includes logos for PDB-101, wwPDB, EMDataResource, NAKB, wwPDB Foundation, and PDB-Dev, along with social media icons for Facebook, Twitter, YouTube, and LinkedIn.

The main content area features a "Search" tab and links for "Query History", "Browse Annotations", and "MyPDB". A message states: "Use the **Advanced Search Query Builder** tool to create composite boolean queries. See the [Help](#) page for more detailed information."

The **Advanced Search Query Builder** tool is expanded, showing a "Full Text" search field and a "Structure Attributes" section. The "Structure Attributes" section includes a dropdown menu with the placeholder "-- Type to filter and/or select an attribute --", "Add Attribute", "Add Subquery", and "Remove Subquery" buttons. Below this, there are several other attribute categories: "Chemical Attributes", "Sequence Similarity", "Sequence Motif", "Structure Similarity", "Structure Motif", and "Chemical Similarity".

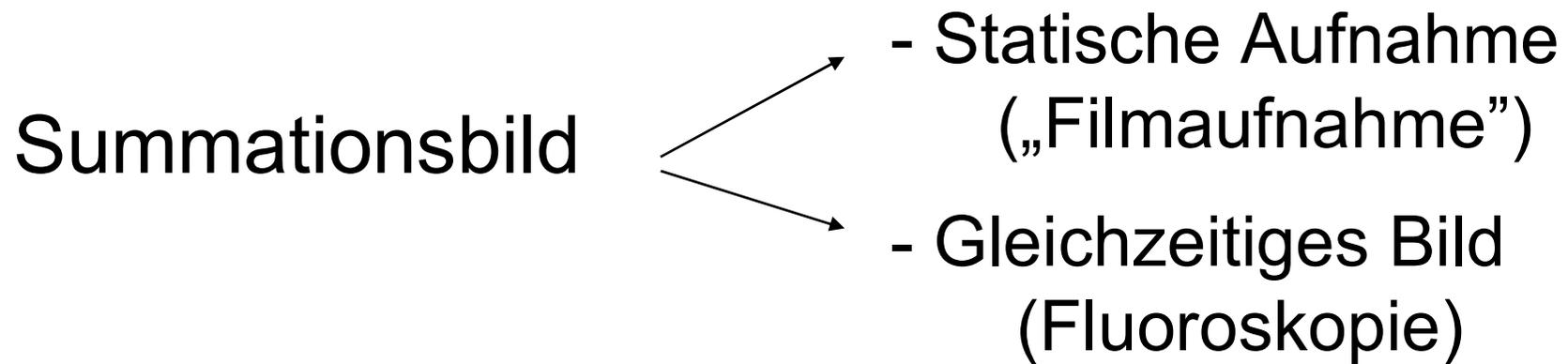
At the bottom of the tool, there is a "Return" dropdown set to "Structures", a "grouped by" dropdown set to "No Grouping", an "Include Computed Structure Models (CSM)" toggle, and buttons for "Count", "Clear", and "Search".

A photograph of a medical X-ray room. In the center, a large, white C-arm machine is mounted on a stand. Below it, a patient table is covered with a blue mat. The room has white tiled walls and various medical equipment, including a sink and a counter in the background. The text is overlaid on the left side of the image.

# Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften  
Physikalische Grundlagen  
der Röntgendiagnostik  
Röntgentomographie (CT)

# Röntgendiagnostische Verfahren

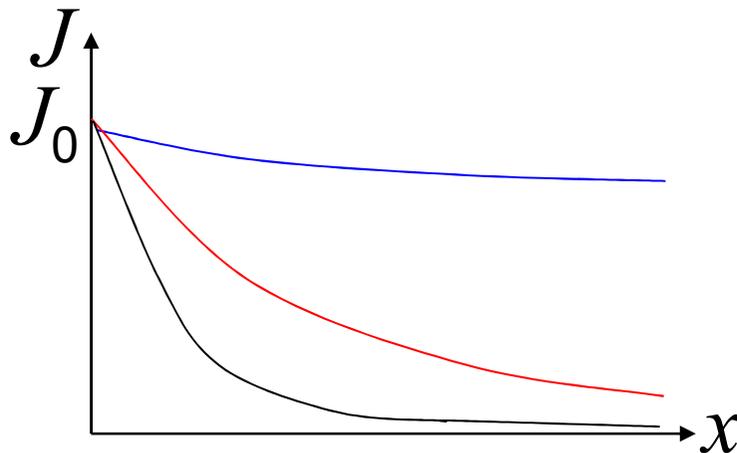


Tomographisches Bild      CT

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  $\gamma$ -Strahlung



### Schwächungsgesetz:

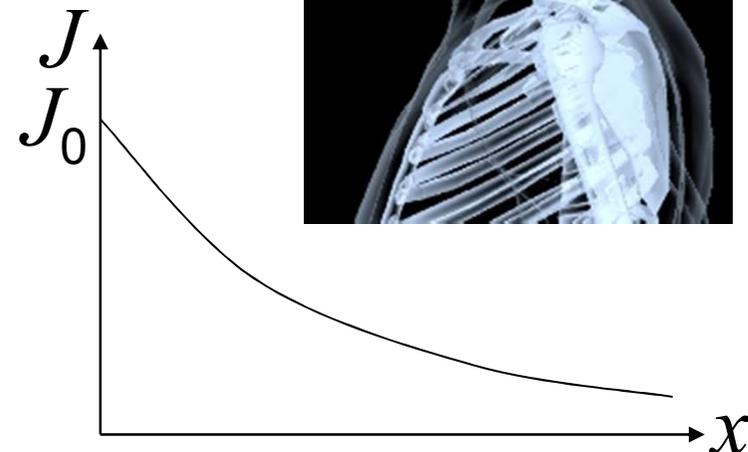
$$J = J_0 \cdot e^{-\mu x}$$

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

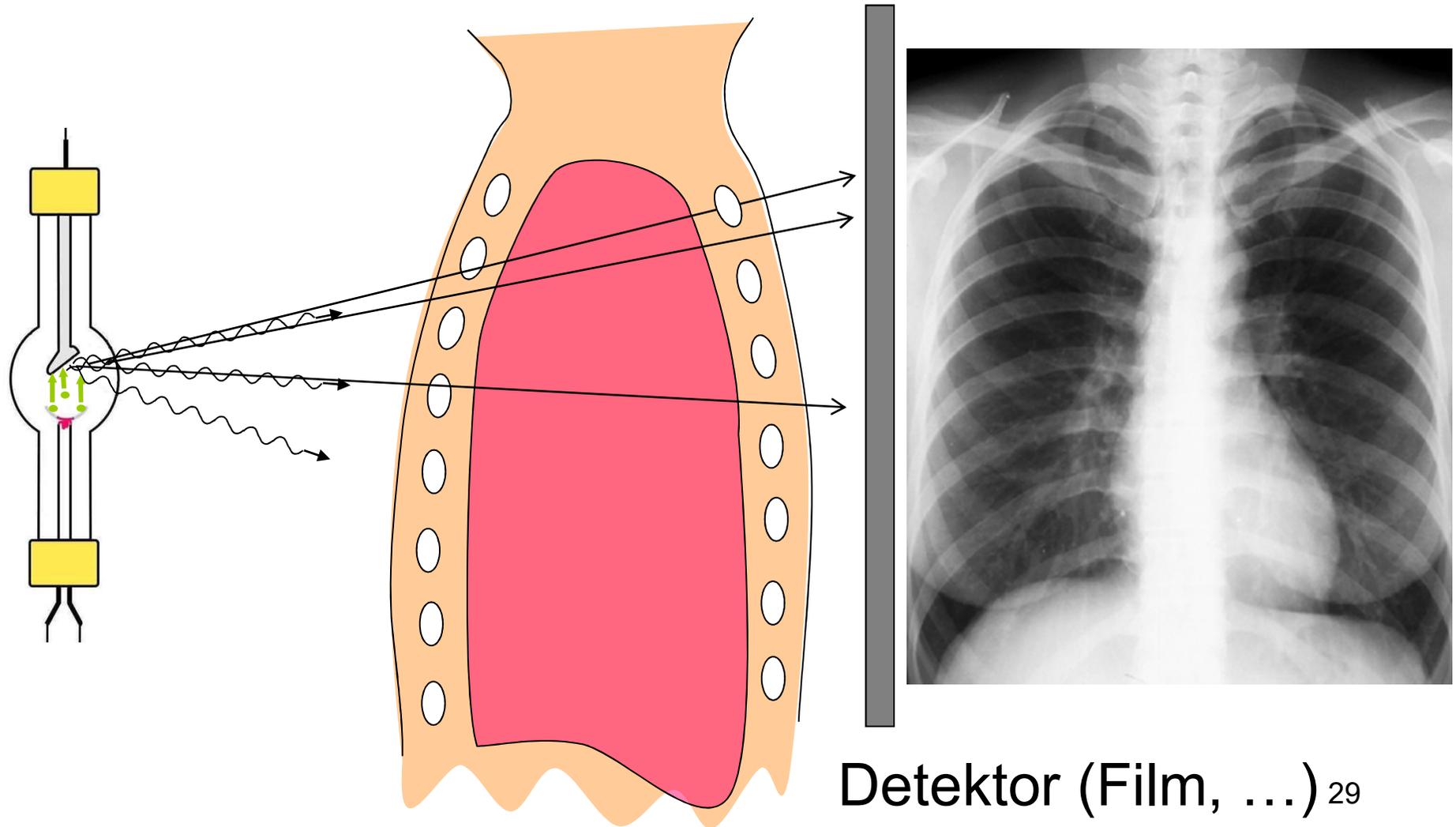
$Z$

$\lambda$  oder  $E_{\text{photon}}$

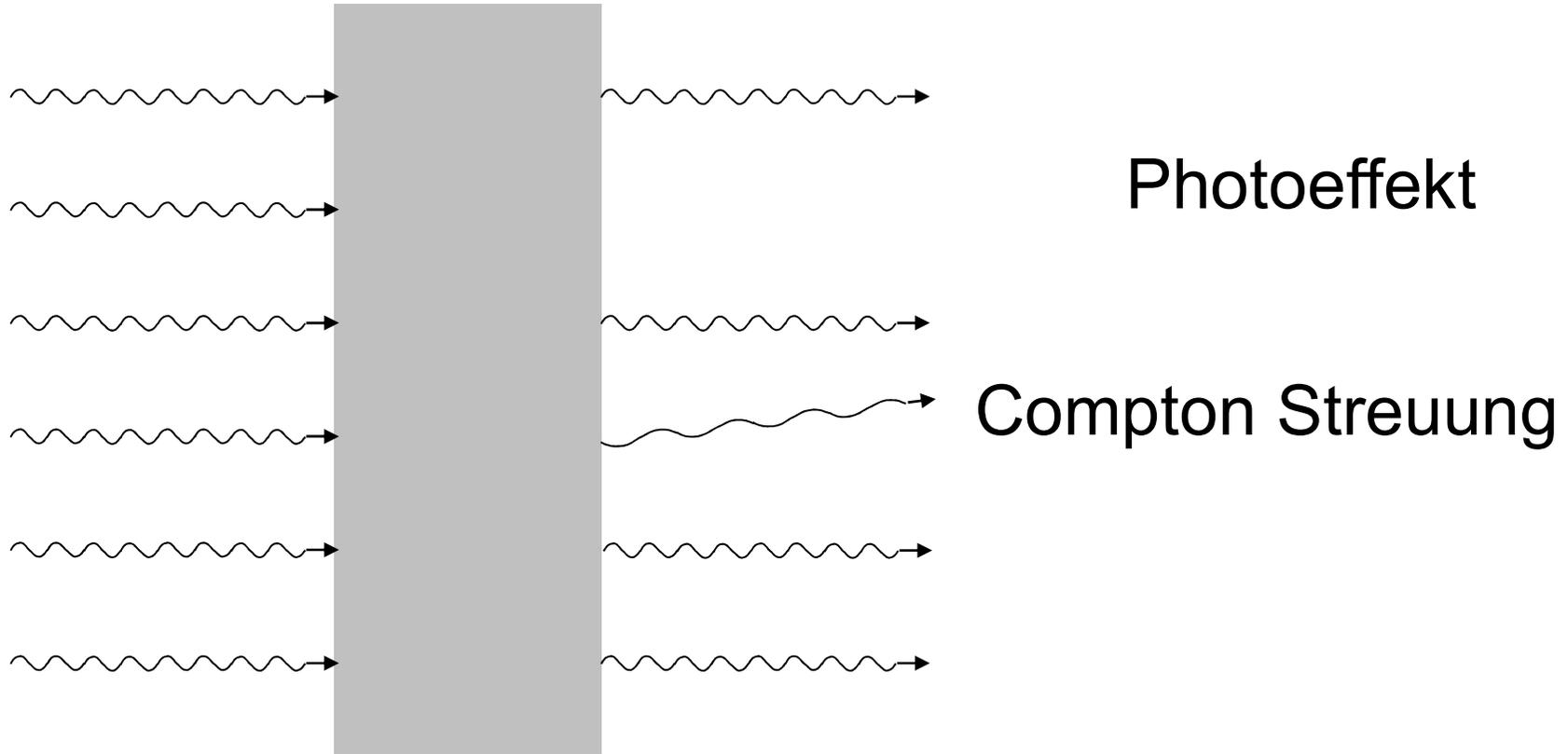
Massen-  
schwächungs-  
koeffizient



# Grundprinzip der Summationsaufnahmen



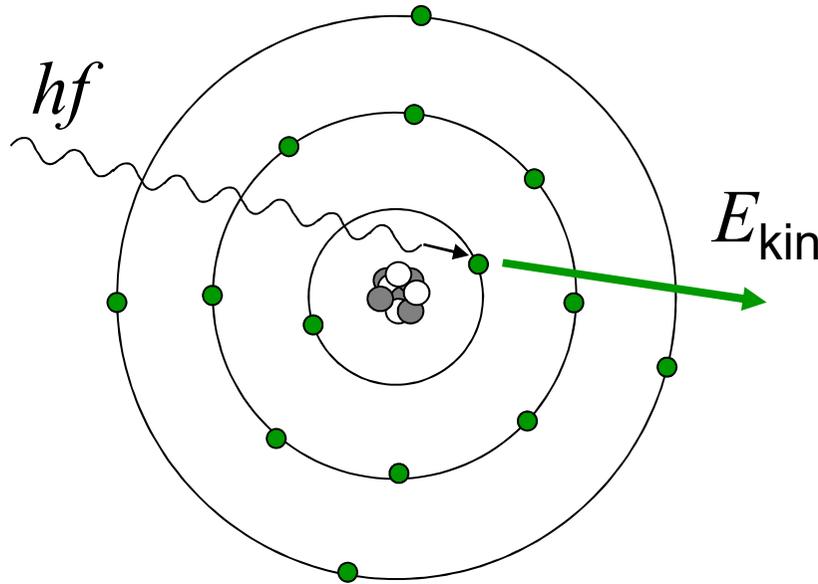
# Teilprozesse der Schwächung der Röntgenstrahlung



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

unterschiedliche Stoff( $Z$ )-  
und  $\lambda$  (oder  $E_{ph}$ ) Abhängigkeit

# Photoeffekt



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

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

starke  $Z$  Abhängigkeit!  
diagn. Bedeutung!

Beispiel:

**10%  $Z$  Unterschied**

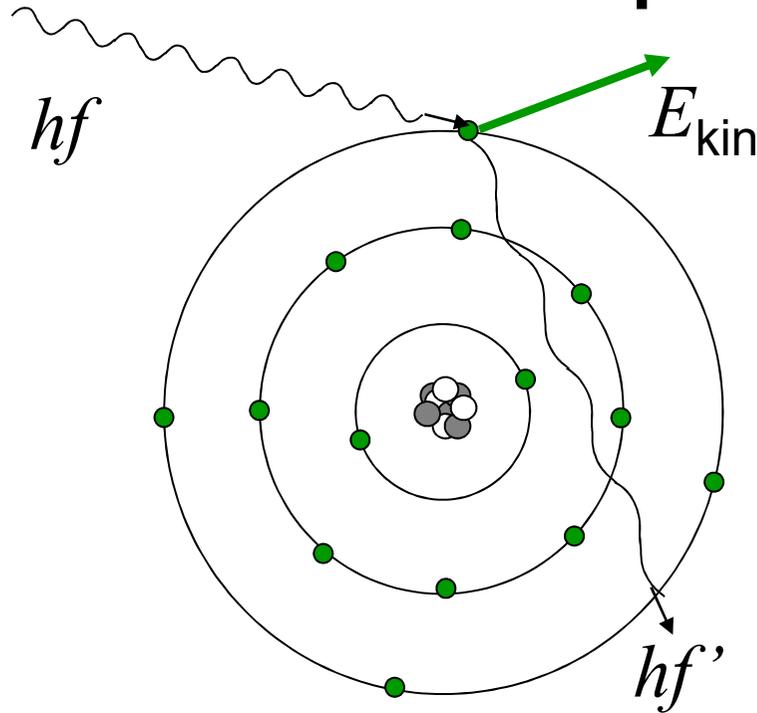
$110\% = 1,1$

$1,1^3 = 1,331$

**33%  $\tau_m$  Unterschied!**

bei weicher Strahlung

# Compton Streuung



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

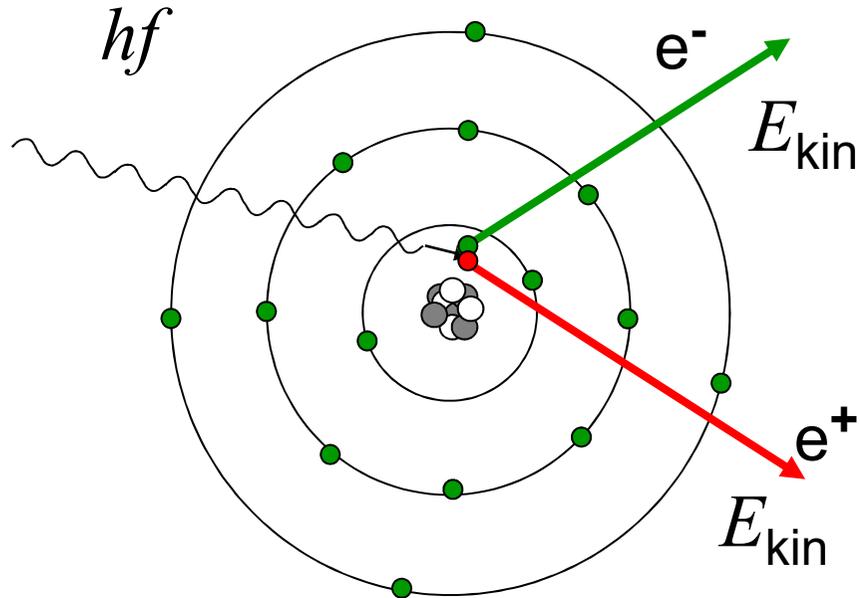
praktisch unabhängig von  $Z$  !

zB:

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

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

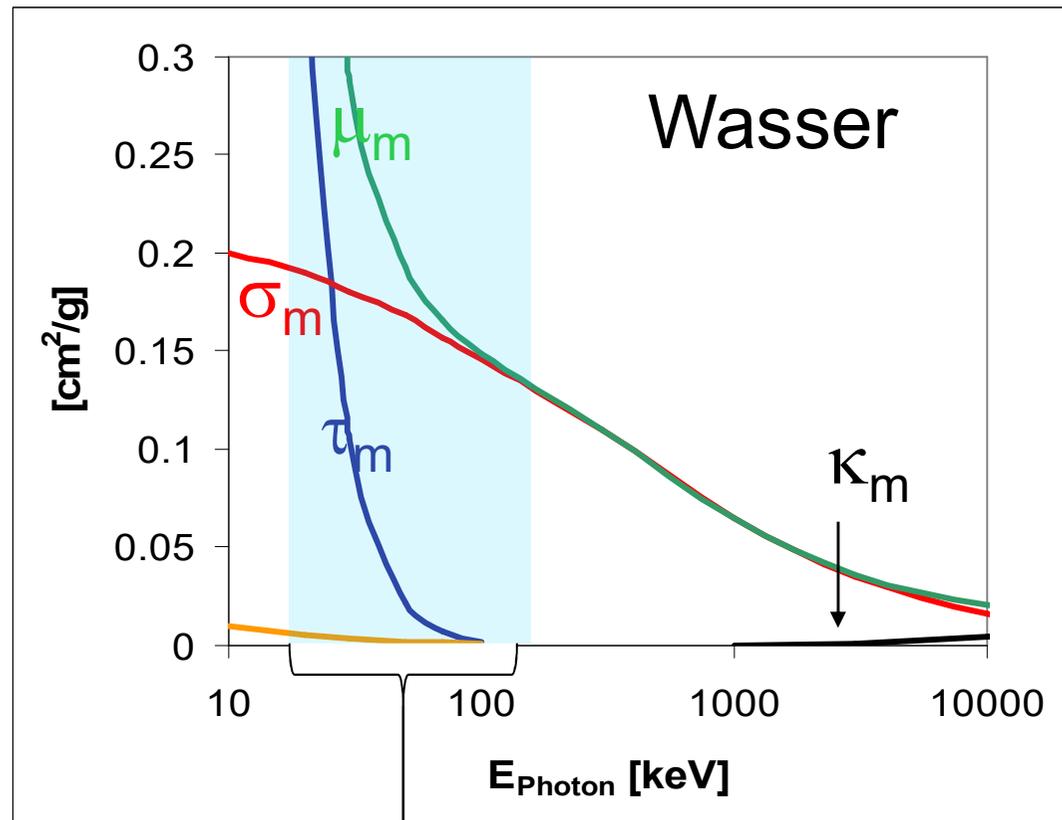
# Paarbildung



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

nur bei therap. Rtg.  
und  $\gamma$ -Strahlung

# Photonenenergieabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten



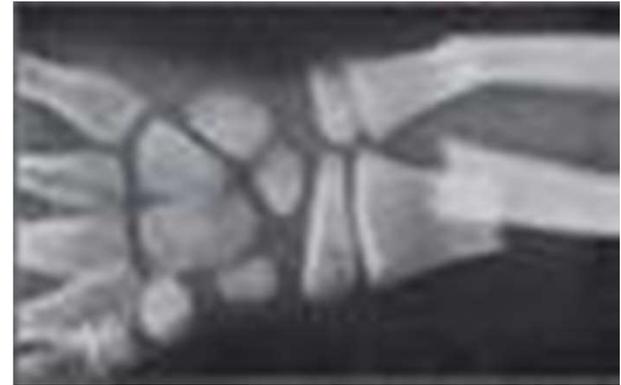
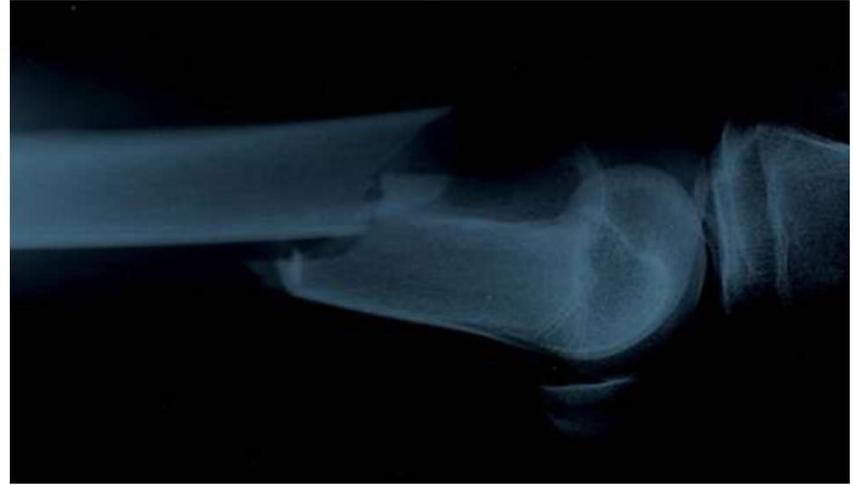
Energiebereich der Diagnostischen Röntgenstrahlung

# 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
<b>Ca</b>	<b>20</b>		0.007	<b>14,7</b>

Effektive Ordnungszahl:  $\approx 6$       7,4      13,8 <sup>35</sup>



# 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  $\text{BaSO}_4$

# Angiographie





# Kontrastmittel

Negatives Kontrastmittel:

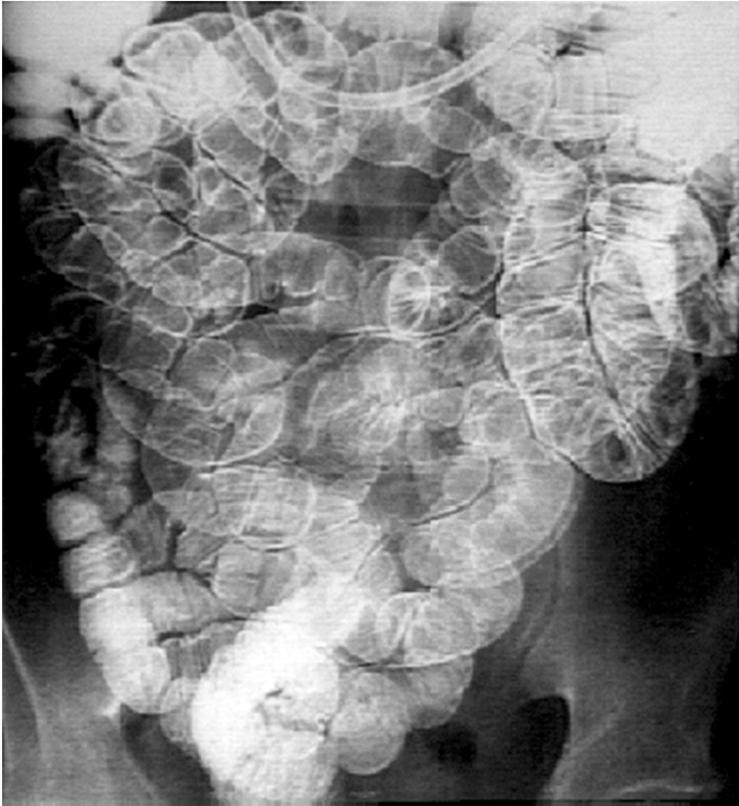
wenige Absorption  $\mu \downarrow$   $\rho \downarrow$   $\mu_m - Z_{\text{eff}} -$

Luft, CO<sub>2</sub> (Gase) in Darm

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

BaSO<sub>4</sub> + Luft in Darm.

# Doppelkontrastaufnahmen



# Direkte digitale Röntgentechnik



Digitaler Detektor  
"Flat Panel" Detektor



# 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!)



# Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften

Physikalische Grundlagen

der Röntgendiagnostik

Röntgentomographie (CT)

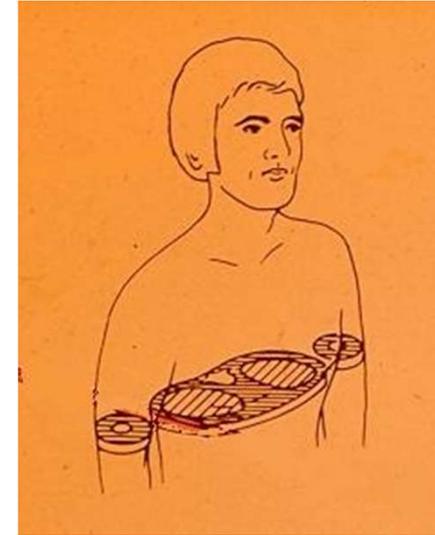
# CT

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

Τομος

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende  
Schicht wird abgebildet.

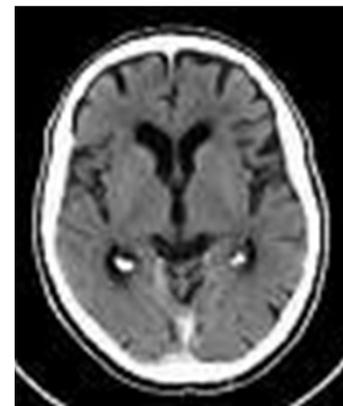
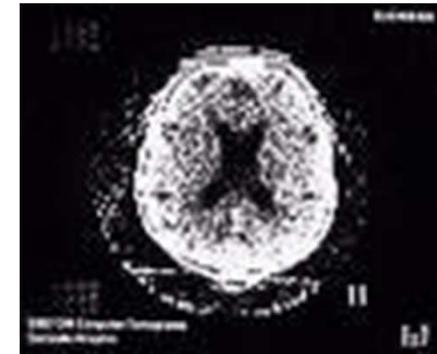


# Geschichte der Tomographie

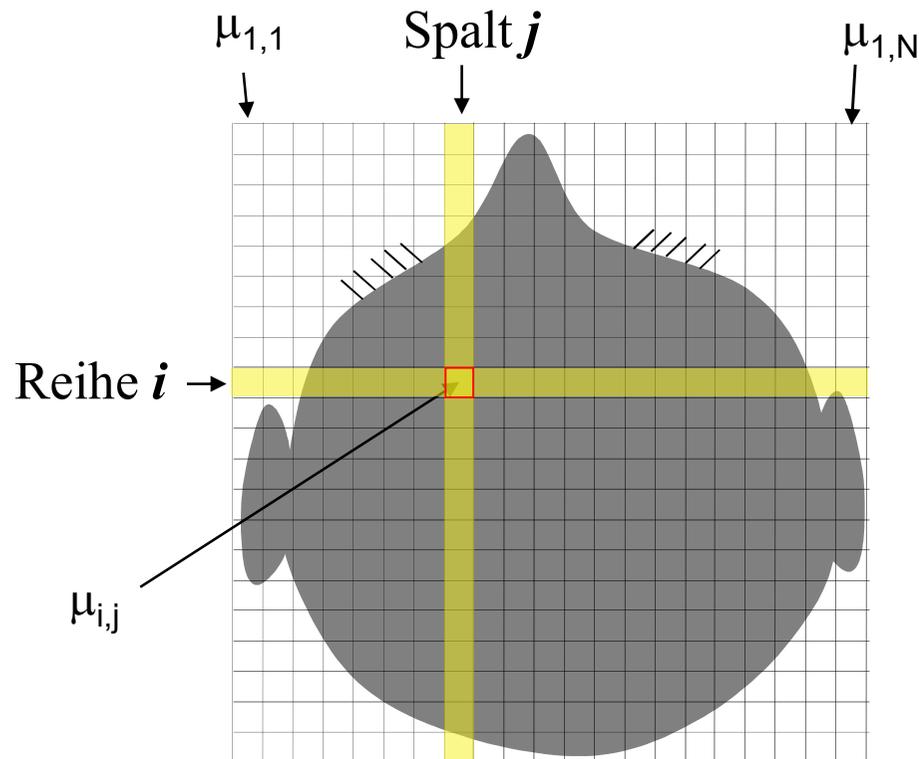
Godfrey N. Hounsfield  
und Allan M. Cormack



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



# Grundprinzip der Computertomographie



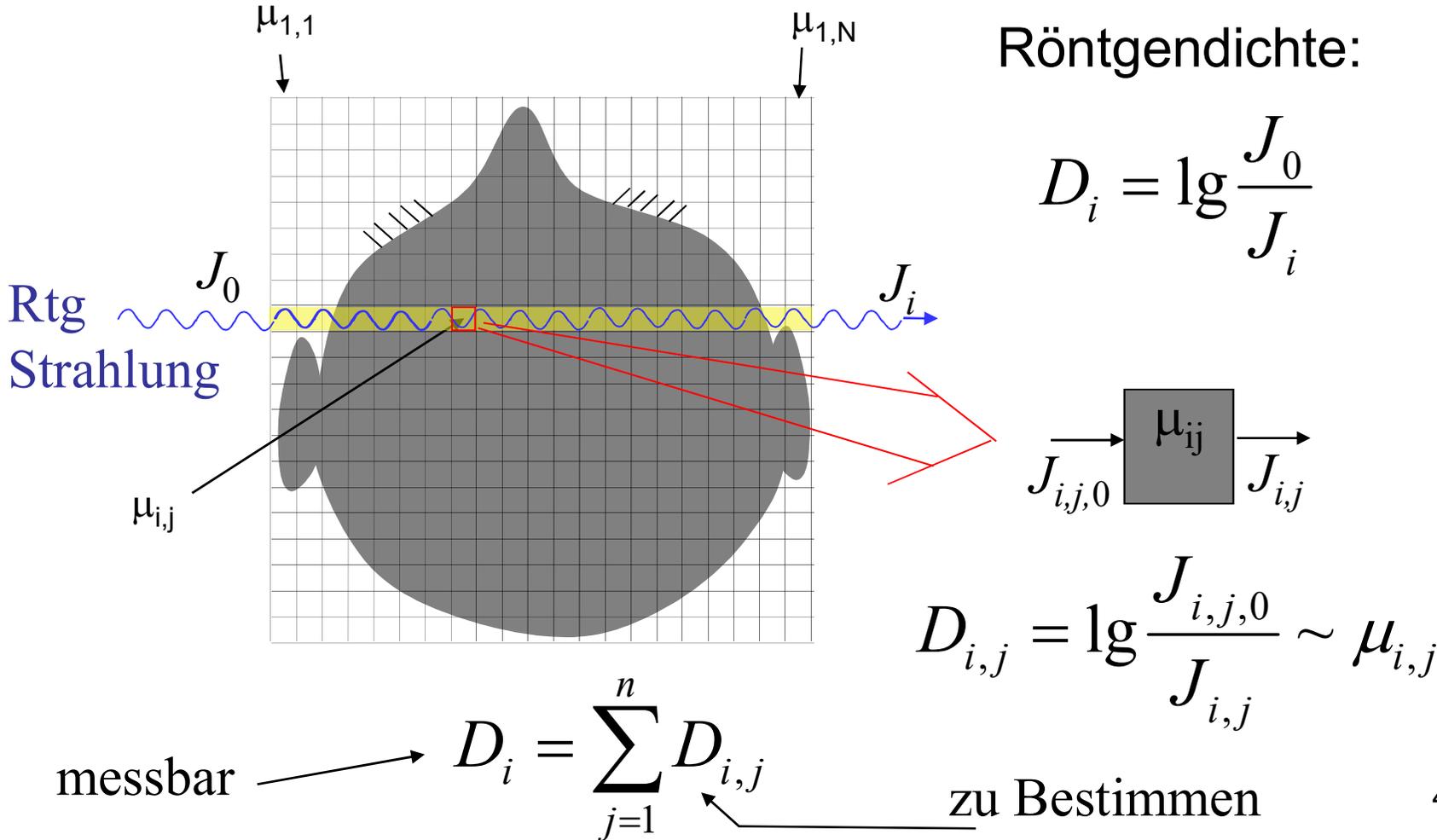
In einem Kästchen ist  $\mu$  als konstant betrachtet.

=> 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)

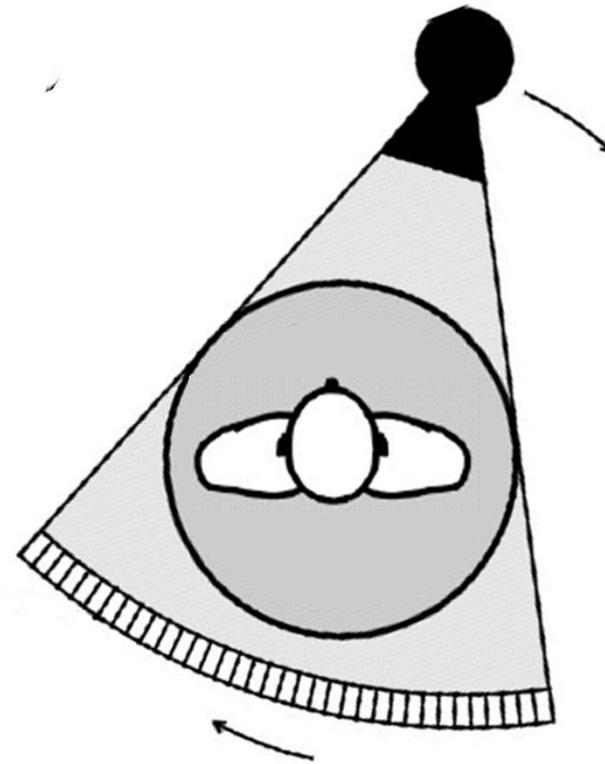
# Messung und Bildrekonstruktion



# Messung Aufnahme

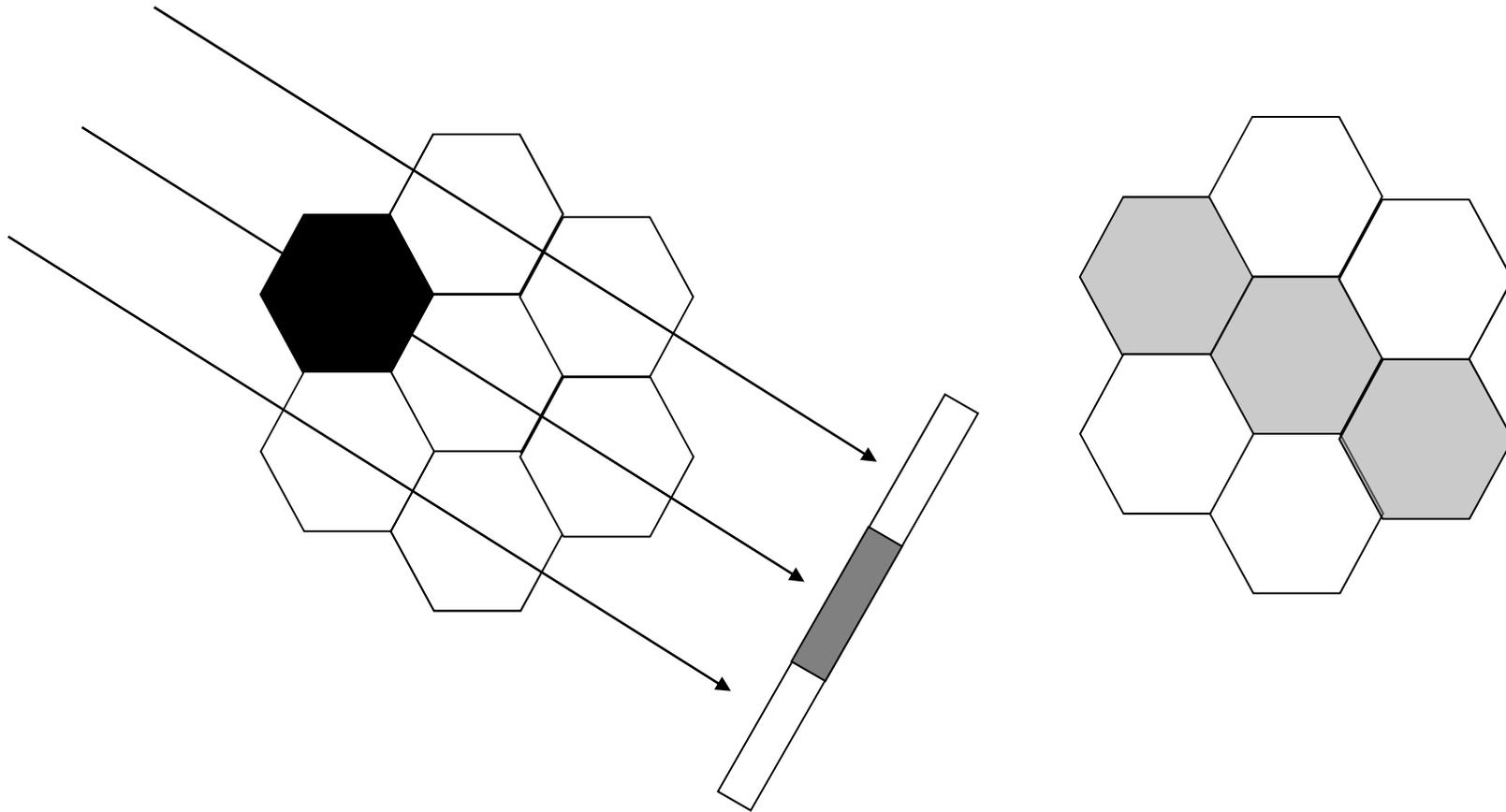
Die Röntgenröhre und  
Der Detektorenbogen  
kreissen den Patient um.

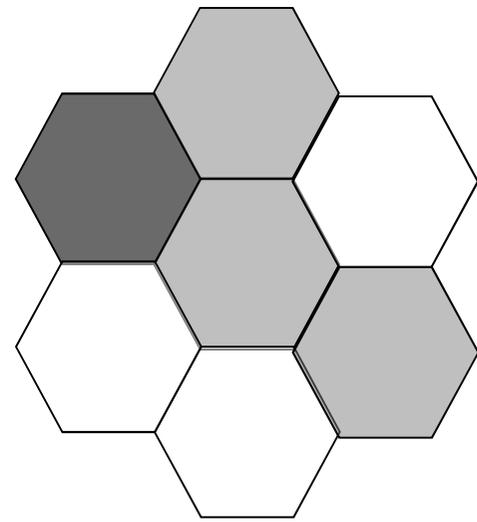
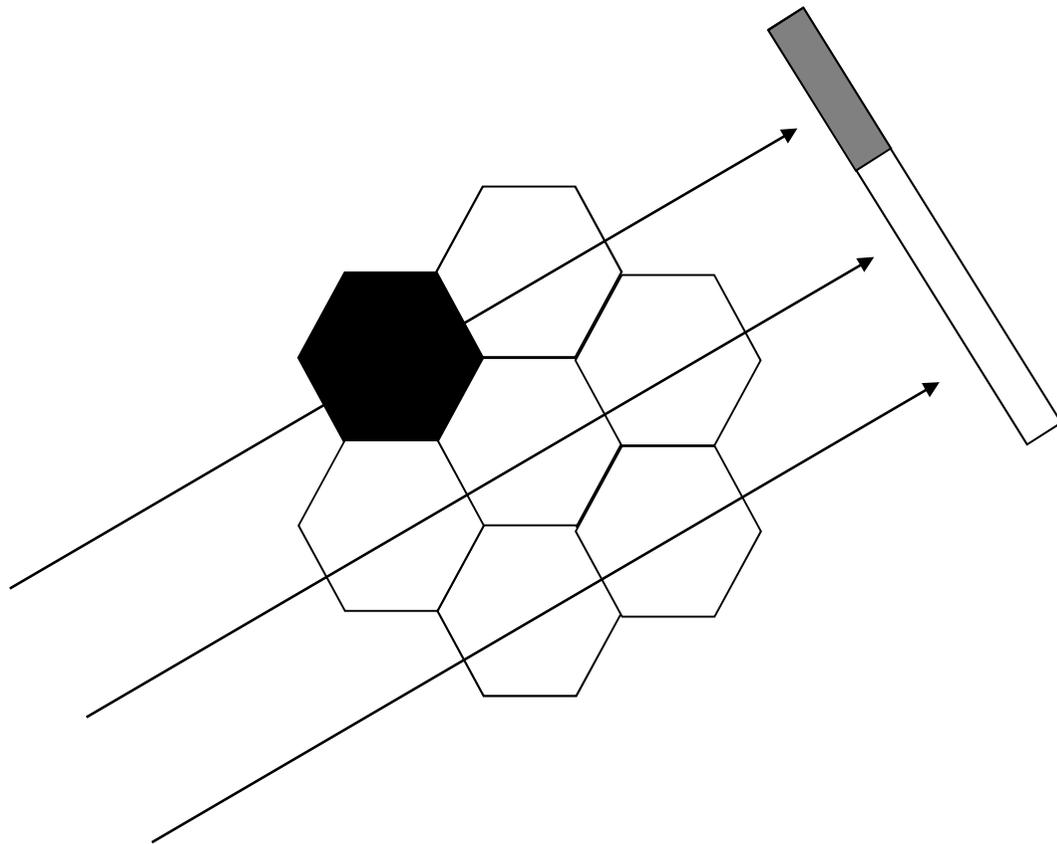
Aufnahmen aus vielen  
Richtungen

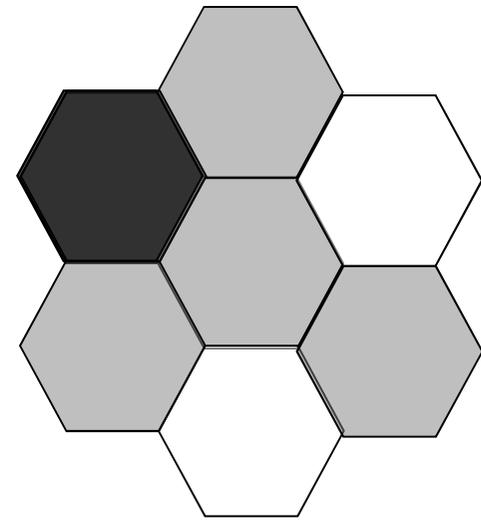
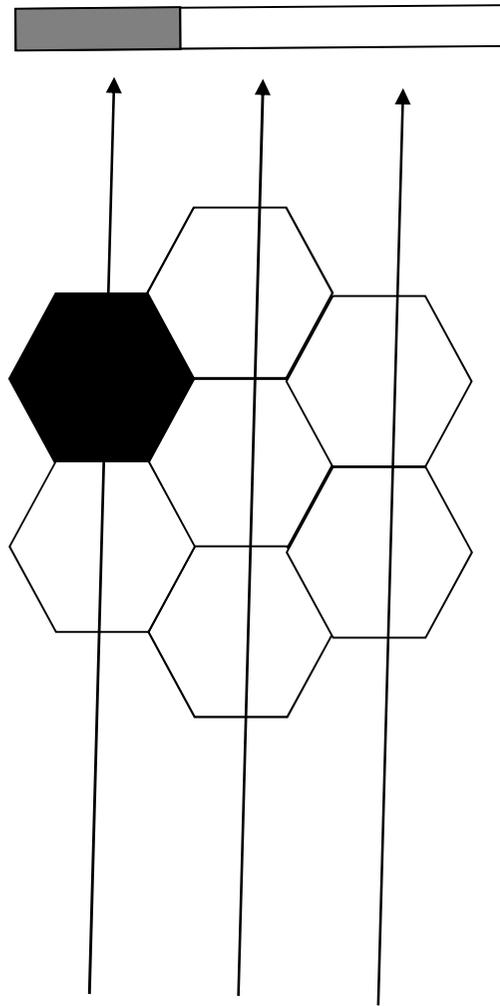


Bildrekonstruktion:  
Rückprojektion

# Prinzip der Rückprojektion







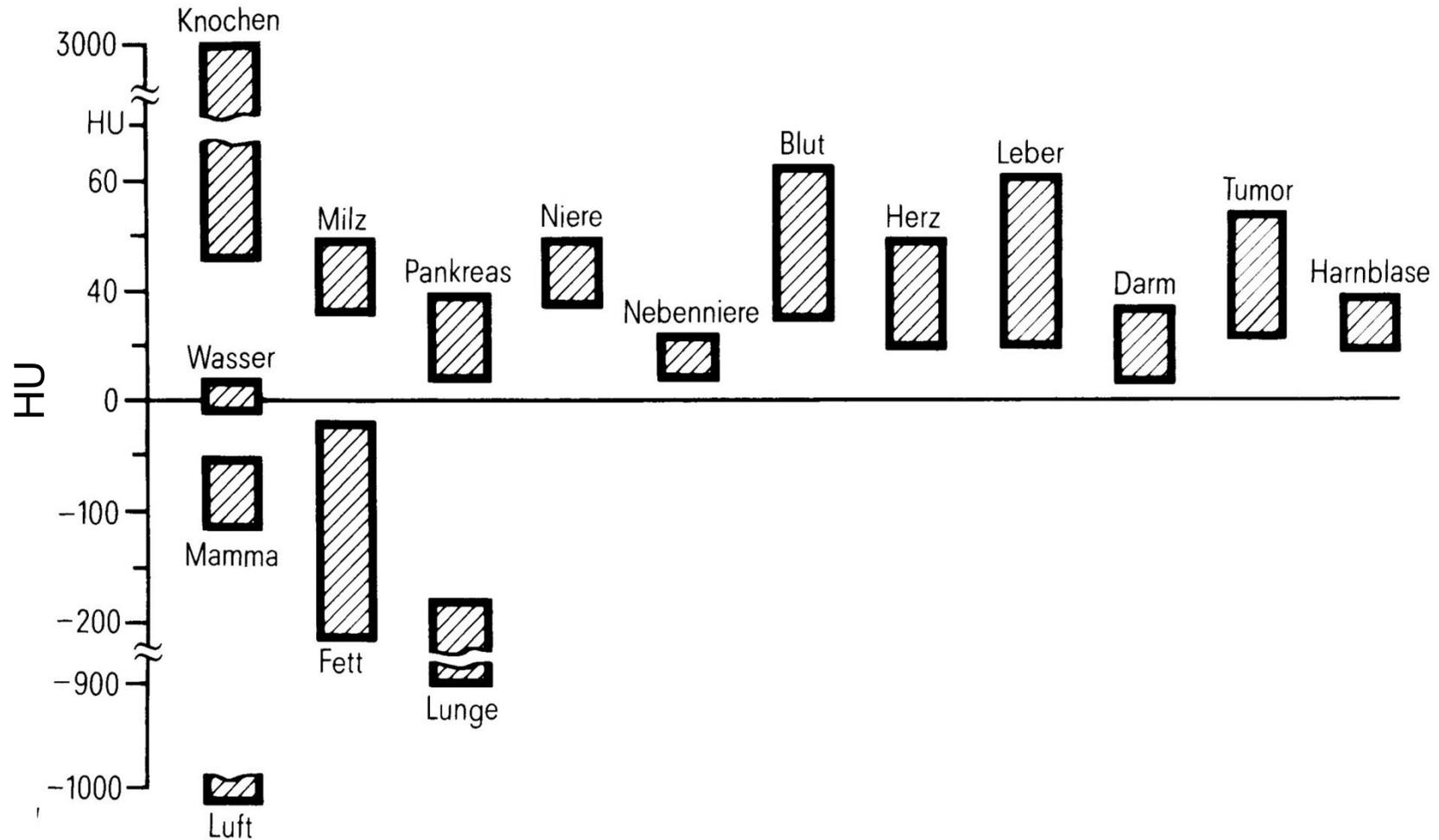
# Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

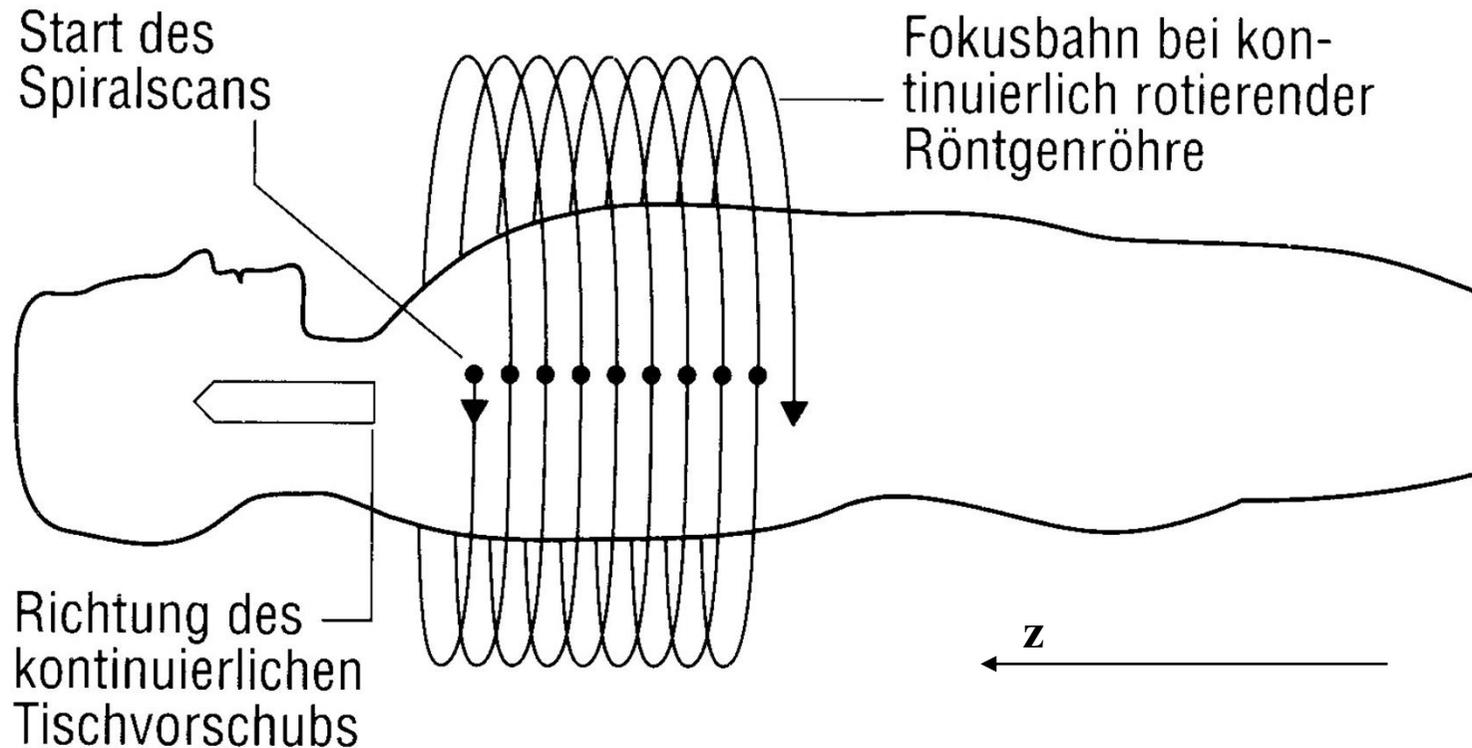
relative Skala  
für  $\mu$

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

# CT Werte von einigen Gewebe



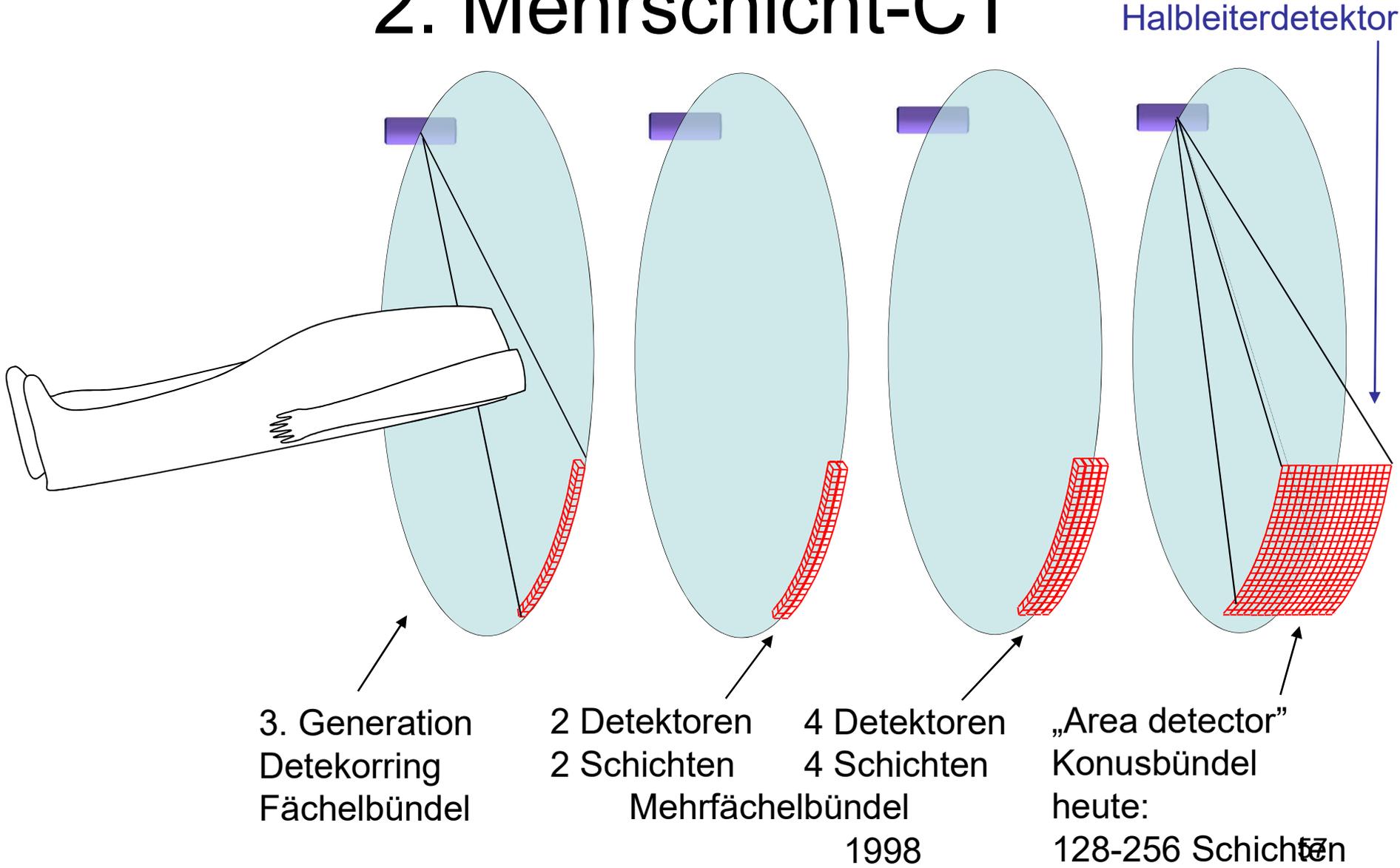
# Moderne CT Verfahren: 1. Spiral CT



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

# Moderne CT Verfahren:

## 2. Mehrschicht-CT



# Dreidimensionale Visualisierung

