



# Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften

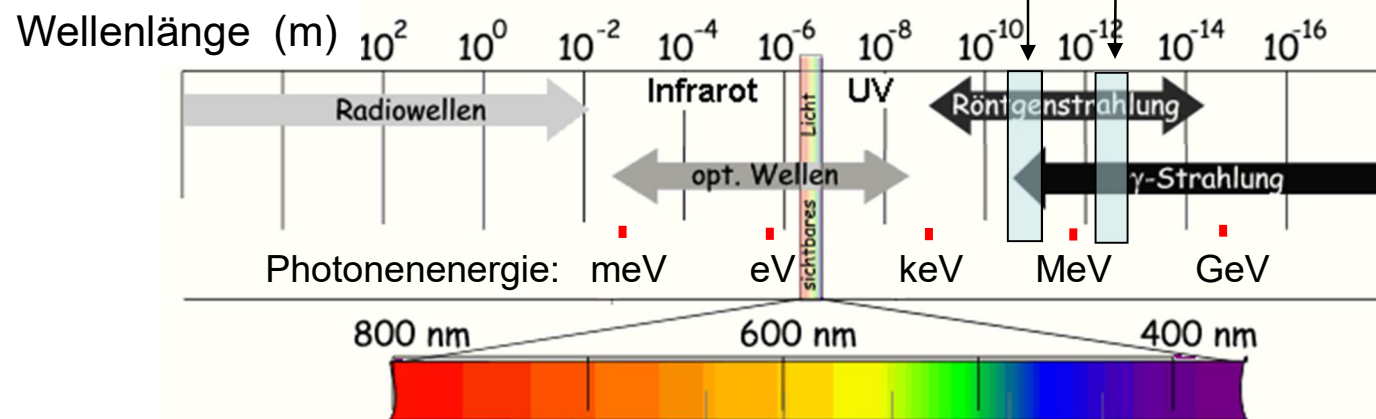
Physikalische Grundlagen

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.)



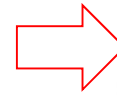
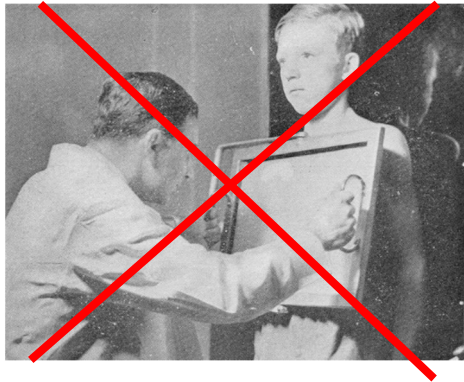
- Wirkungen:

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

- Entstehung: in der Elektronenhülle

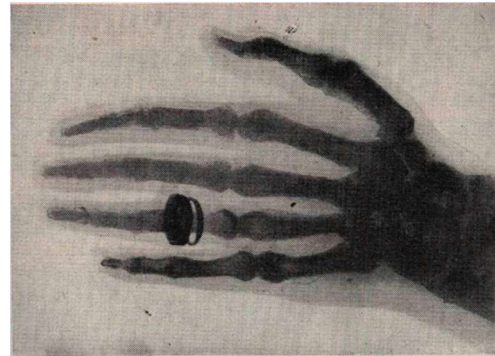
- Typen

- Bremsstrahlung
- charakteristische Strahlung



# Historie

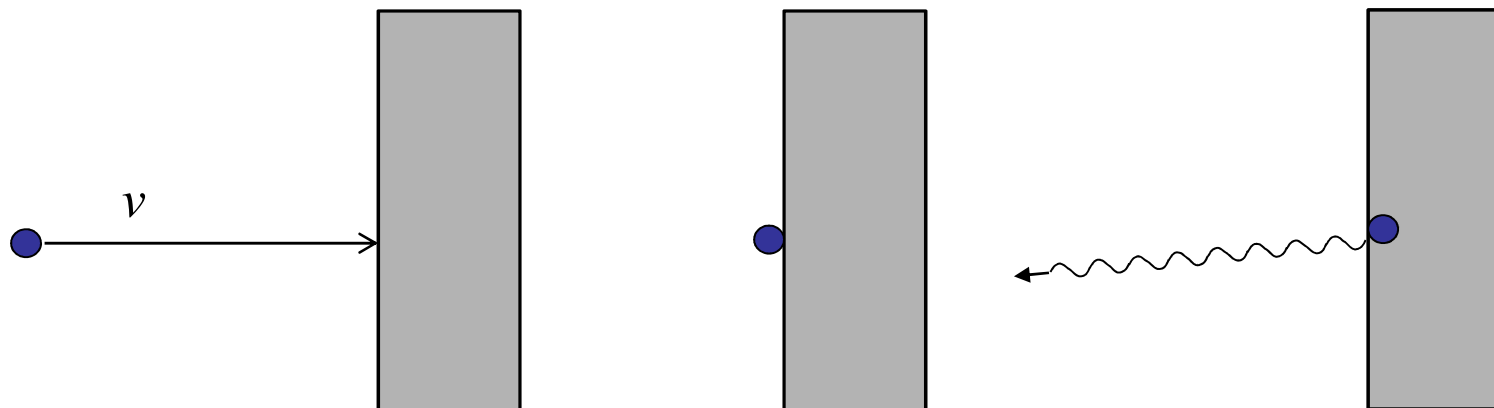
- 1895 Wilhelm Conrad Röntgen  
X-Strahlung (X-ray)
  - 1896 erste  
medizinische  
Anwendung
  - 1901 Nobel Preis  
(erster Nobel Preis in Physik)
- ... heute:  
3D Röntgen-CT



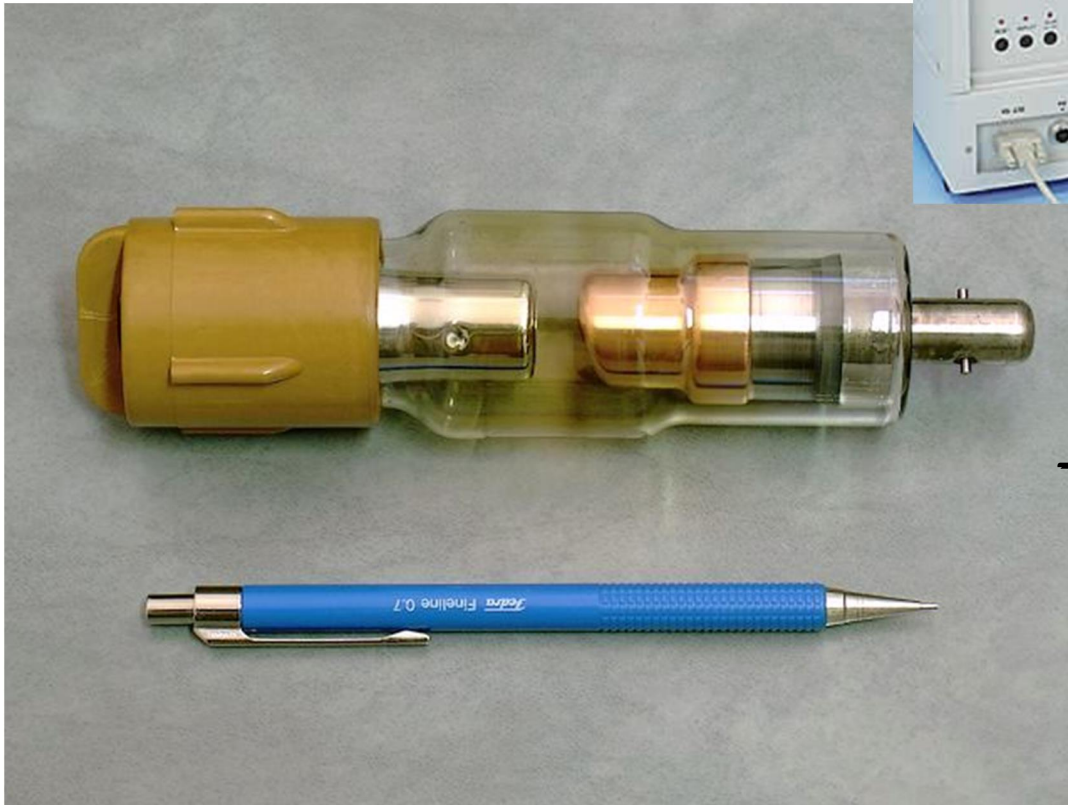
# Entstehung der Röntgenstrahlung

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

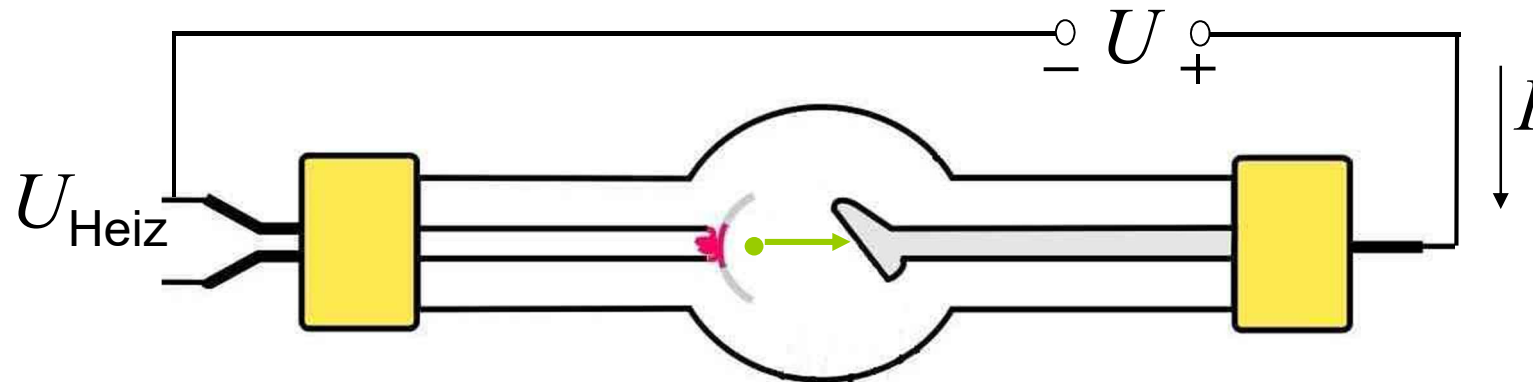
Elektronen  $E_{kin}$



# Die Röntgenröhre



# Die Röntgenröhre (2)



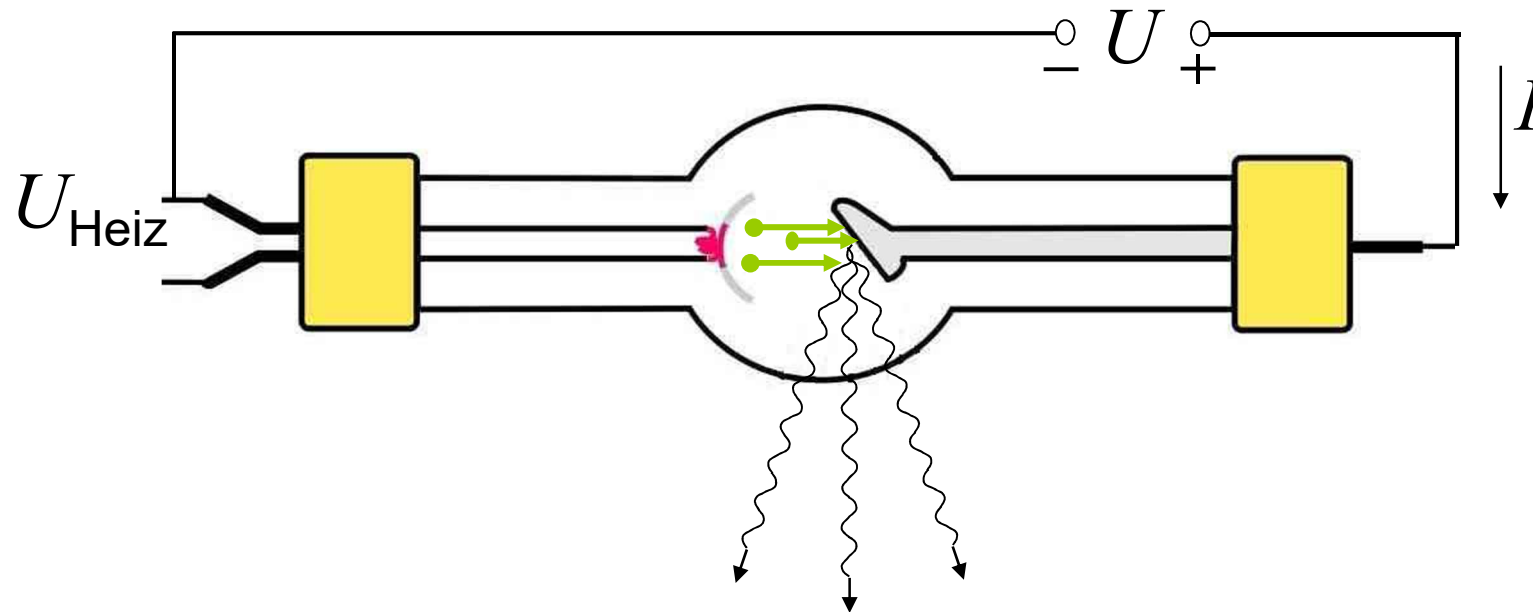
Anodenspannung( $U$ ) (typisch 30-200 kV):  
beschleunigt die Elektronen

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

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

kinetische Energie  
des beschleunigten Elektrons

# Die Röntgenröhre (3)

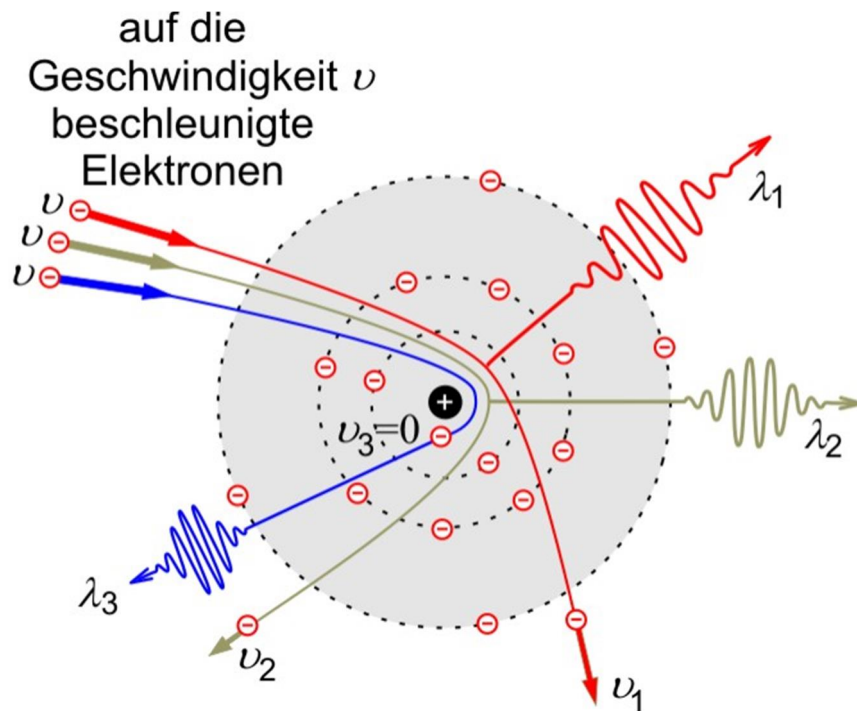


Röntgenstrahlung entsteht wenn die beschleunigten Elektronen auf die Anode prallen.

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

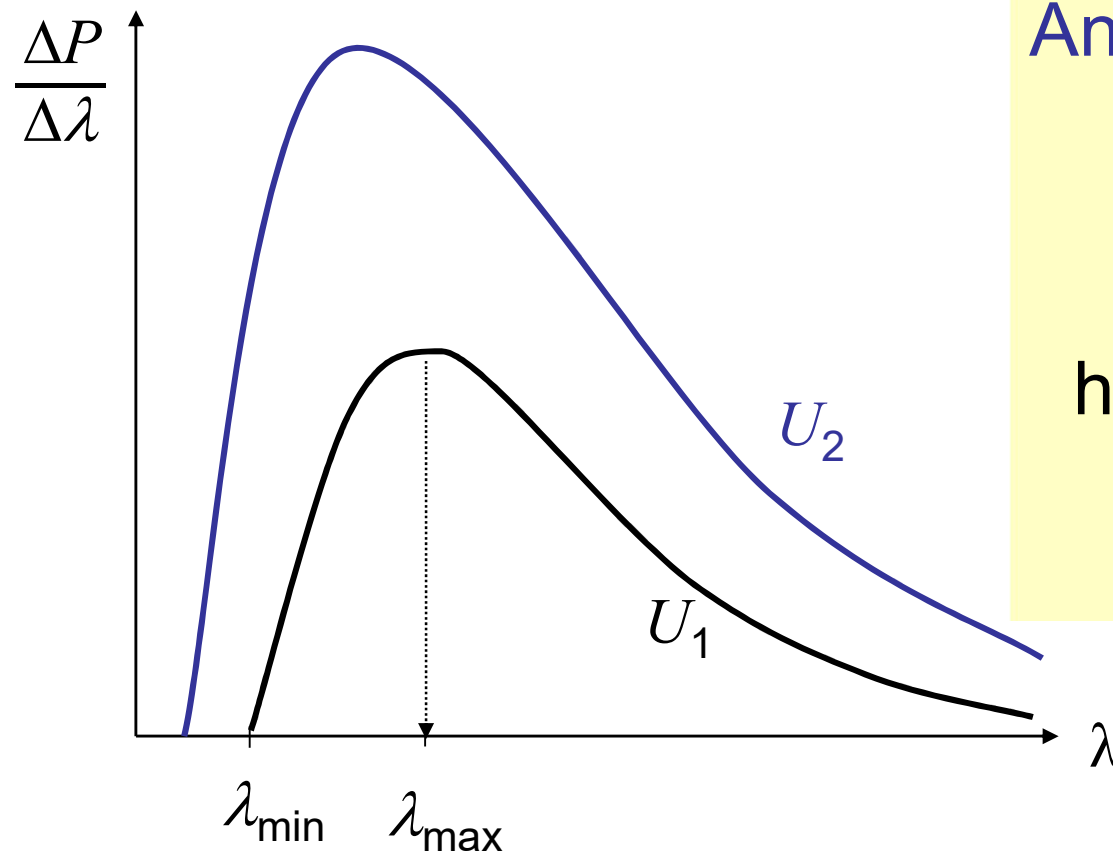
$$\lambda \geq \frac{hc}{U_e} = \lambda_{\min}$$

Konst.

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

nicht SI  
aber praktische  
Einheit

# Emissionsspektrum der Bremsstrahlung

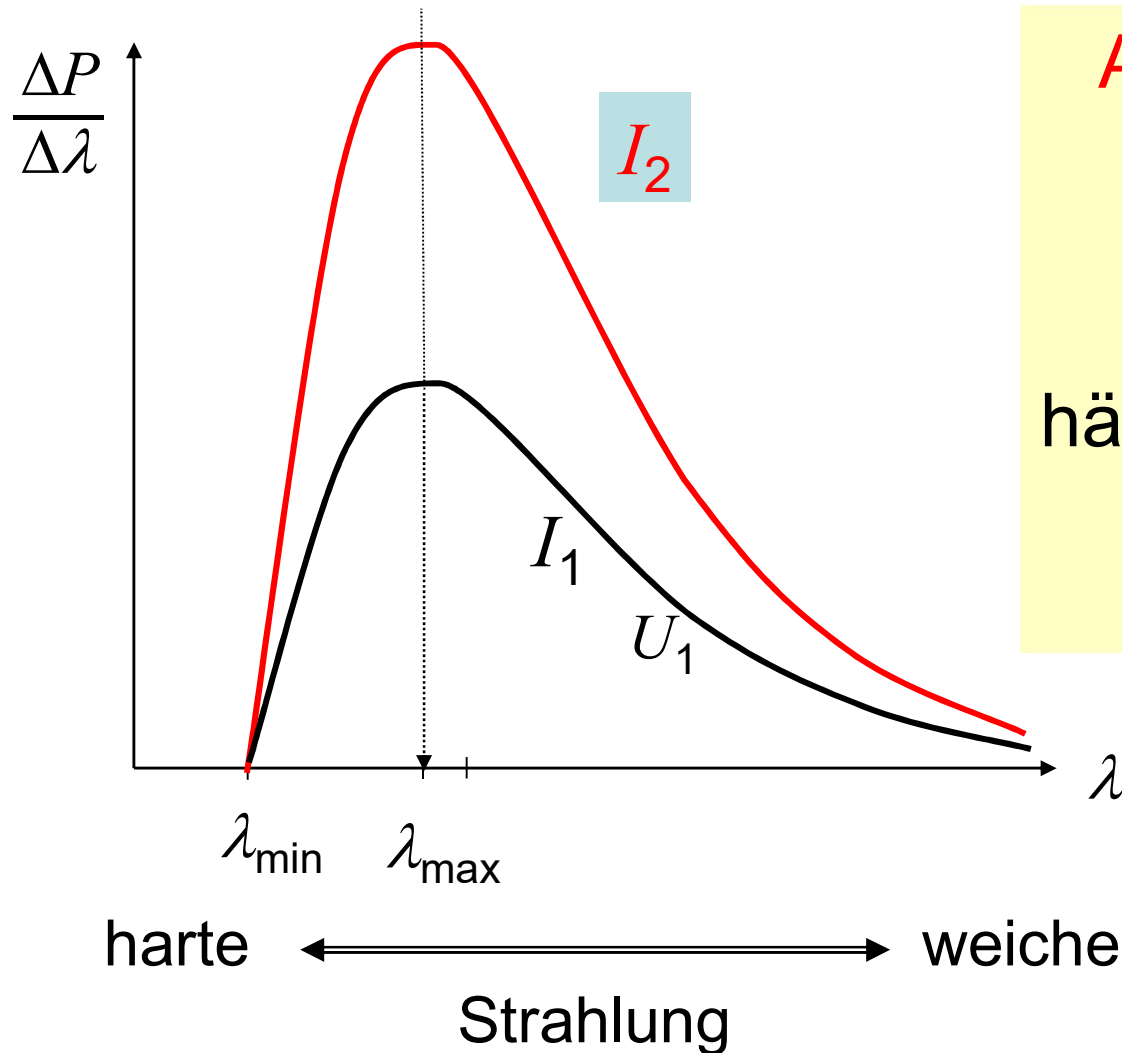


Anodenspannung  $\uparrow$   
 $\lambda_{\min} \downarrow$   
 $\lambda_{\max} \downarrow$   
 $E_{\text{photon}} \uparrow$   
härtere Strahlung  
 $N_{\text{photon}} \uparrow$   
Leistung  $\uparrow\uparrow$

$$P \sim U^2$$

harte  $\longleftrightarrow$  weiche  
Strahlung

# Emissionsspektrum der Bremsstrahlung

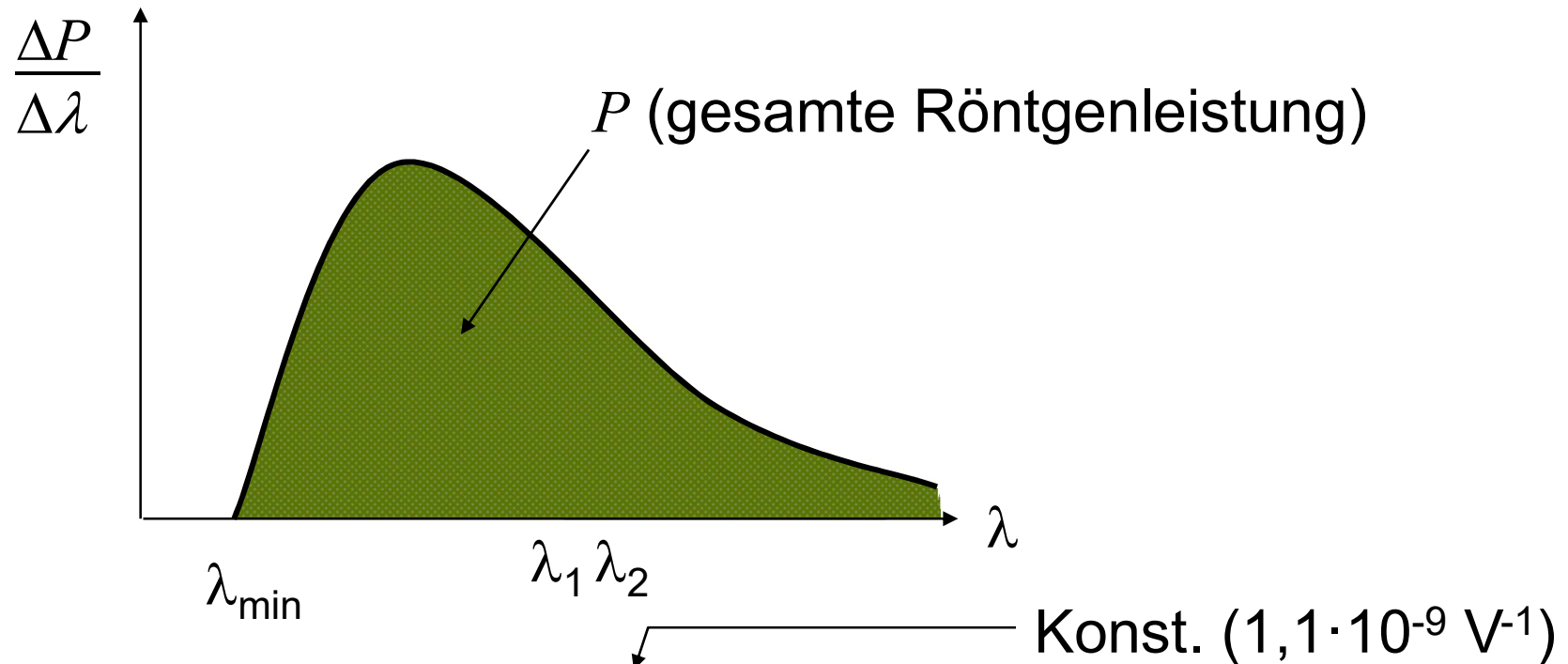


Anodenstrom  $\uparrow$   
 $\lambda_{\min}$  -  
 $\lambda_{\max}$  -  
 $E_{\text{photon}}$  -  
 härte d. Strahlung -  
 $N_{\text{photon}}$   $\uparrow$   
 Leistung  $\uparrow$

$P \sim I$

~~Ohm~~

# Leistung der Röntgenstrahlung

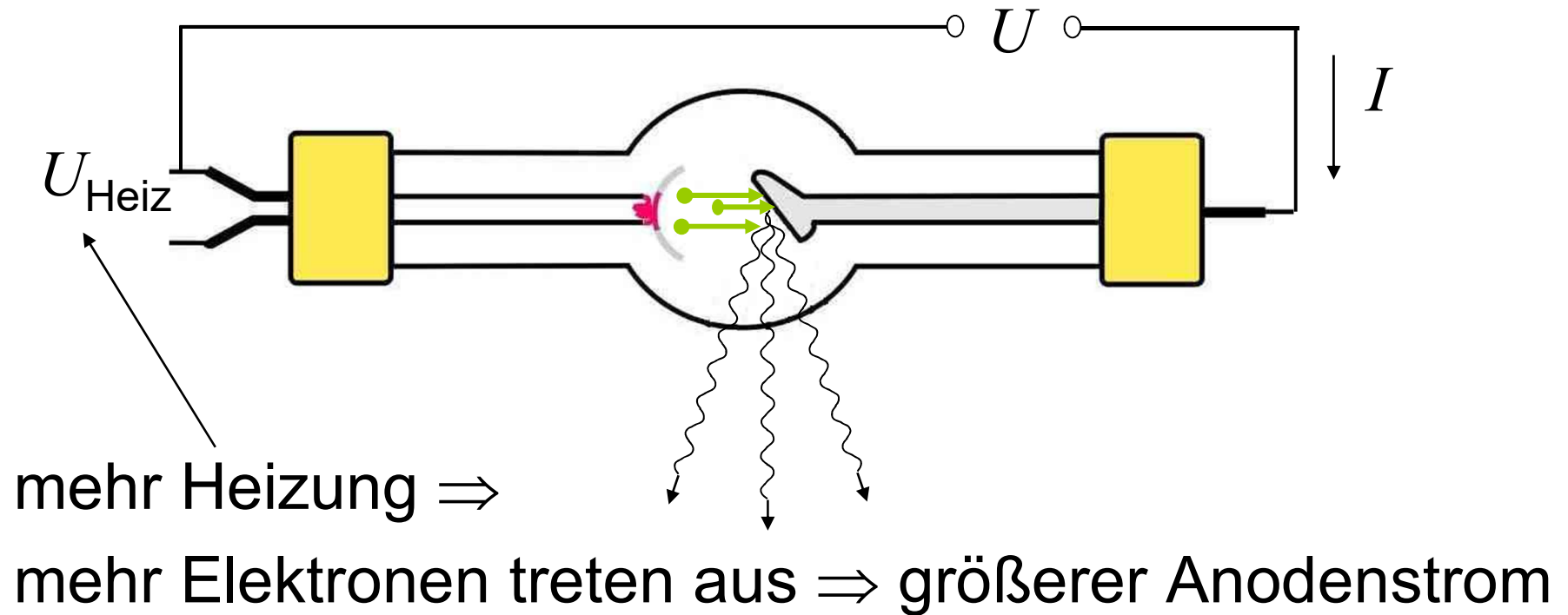


$$P = c_{\text{Rtg}} \cdot U^2 \cdot I \cdot Z$$

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 ( $Z=74$ )

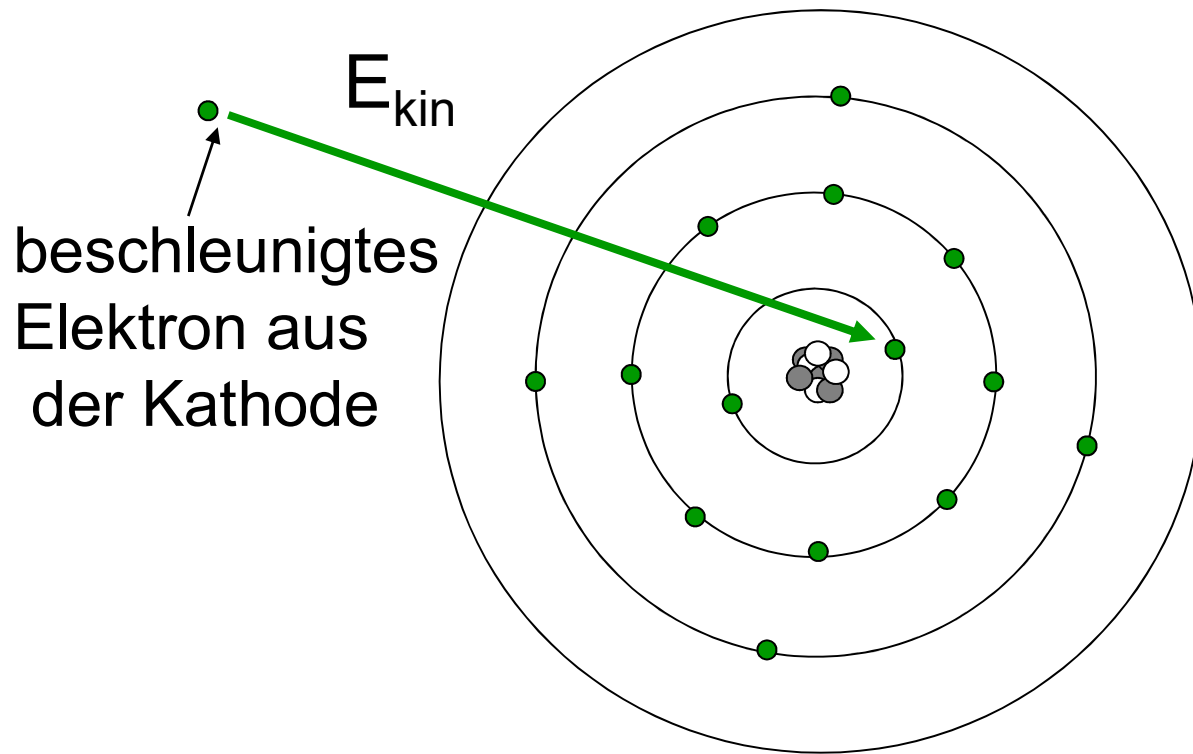
typischer  $\eta$  : 1%     **99% Wärme!**

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

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

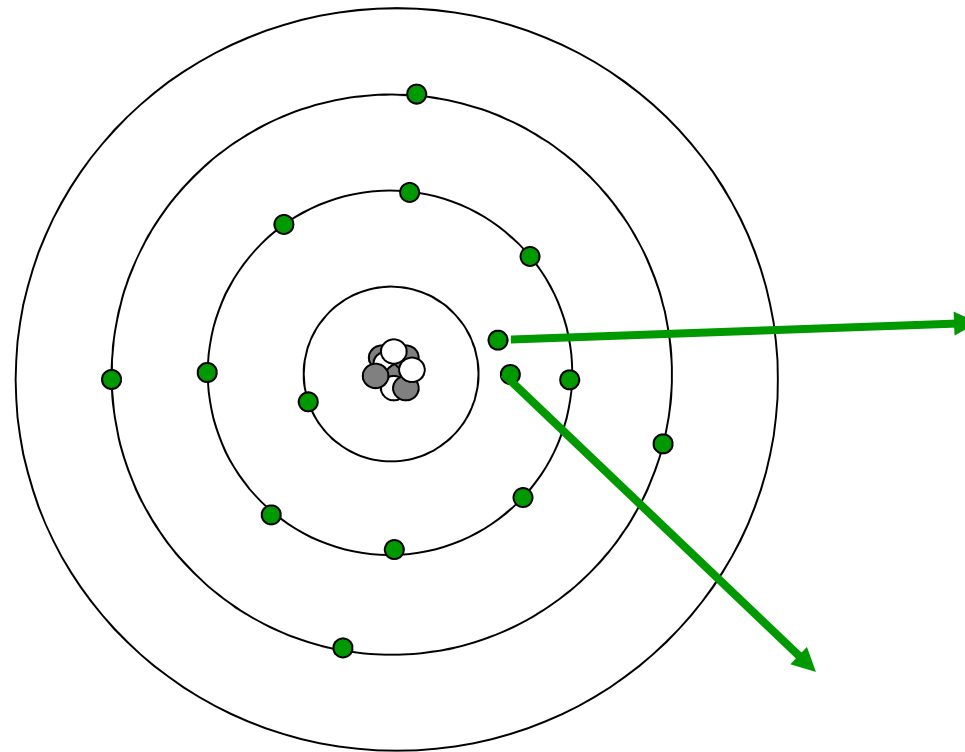
Auch Kühlung der Anode ist notwendig!

# Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



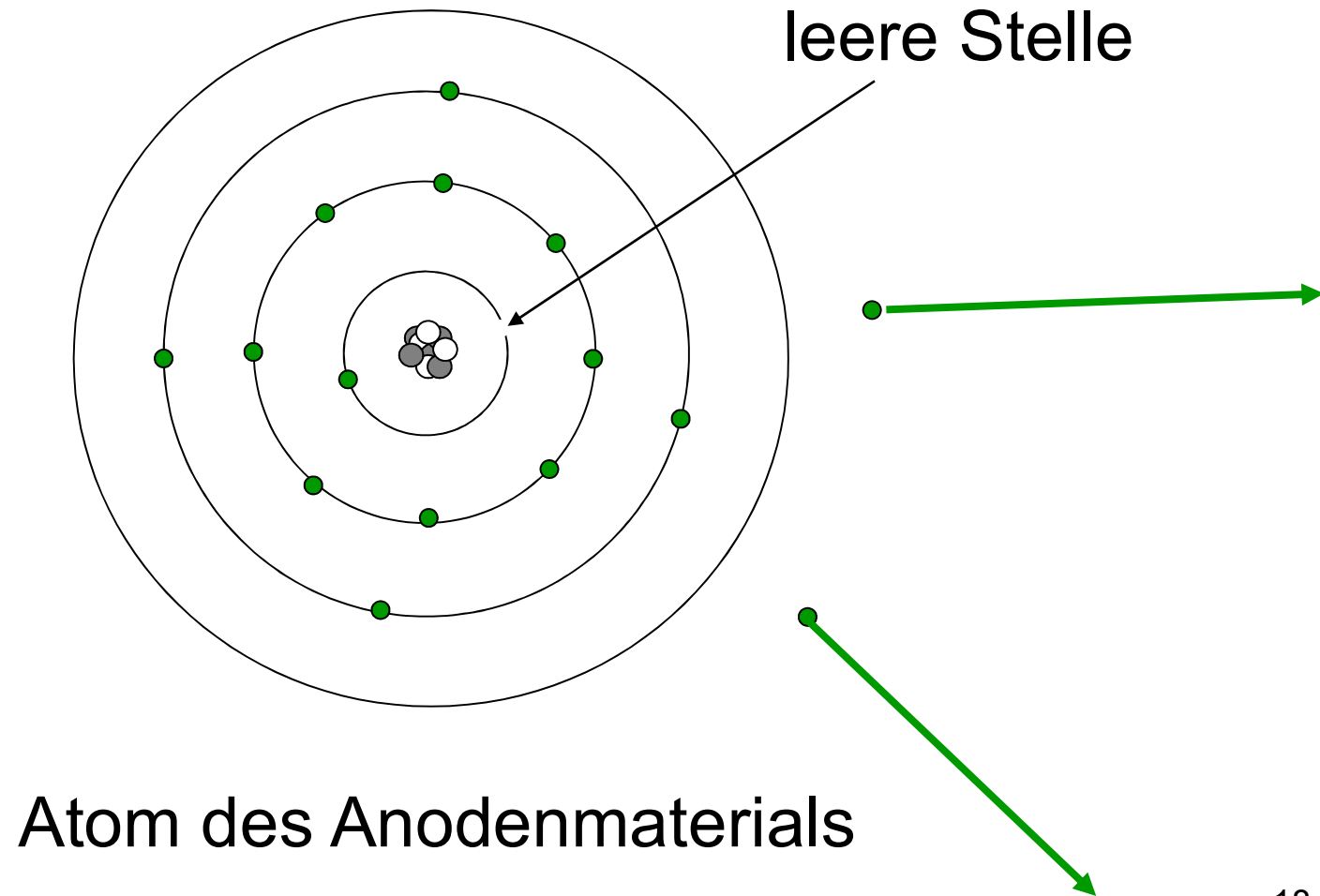
Atom des Anodenmaterials

# Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung

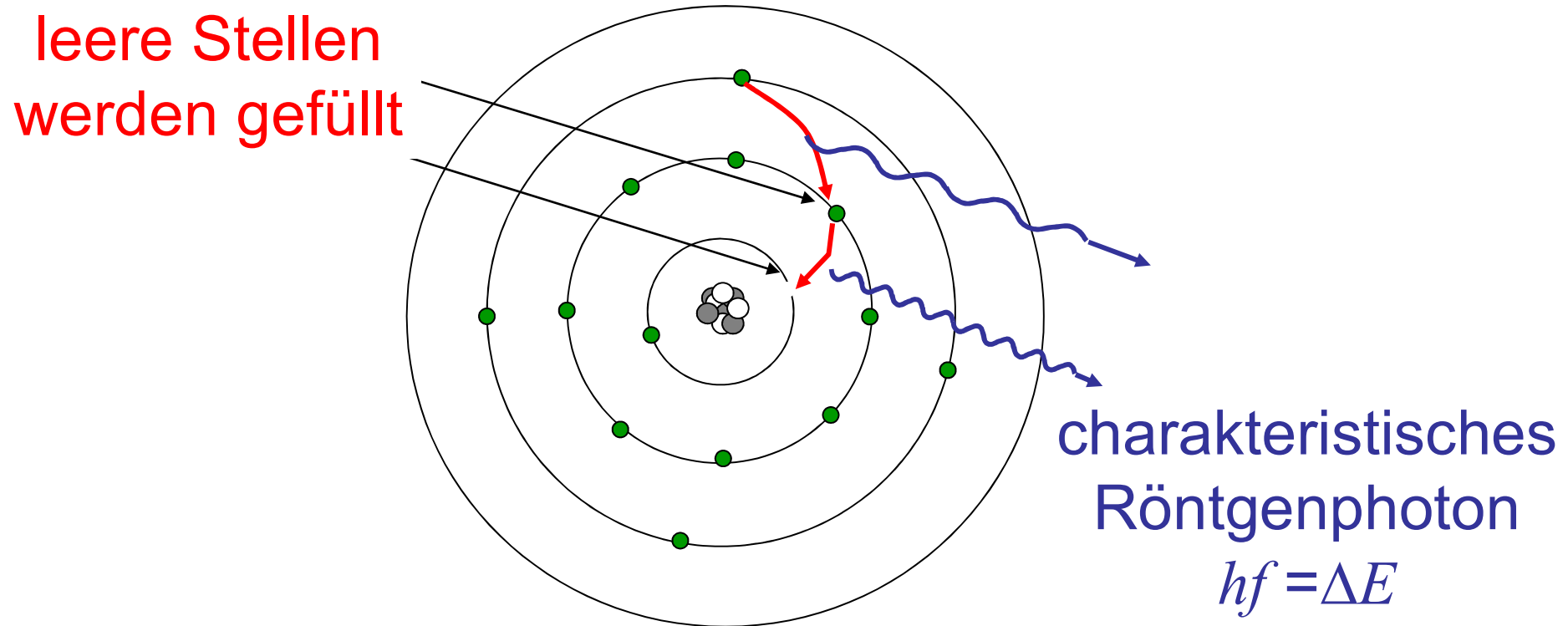


Atom des Anodenmaterials

# Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung

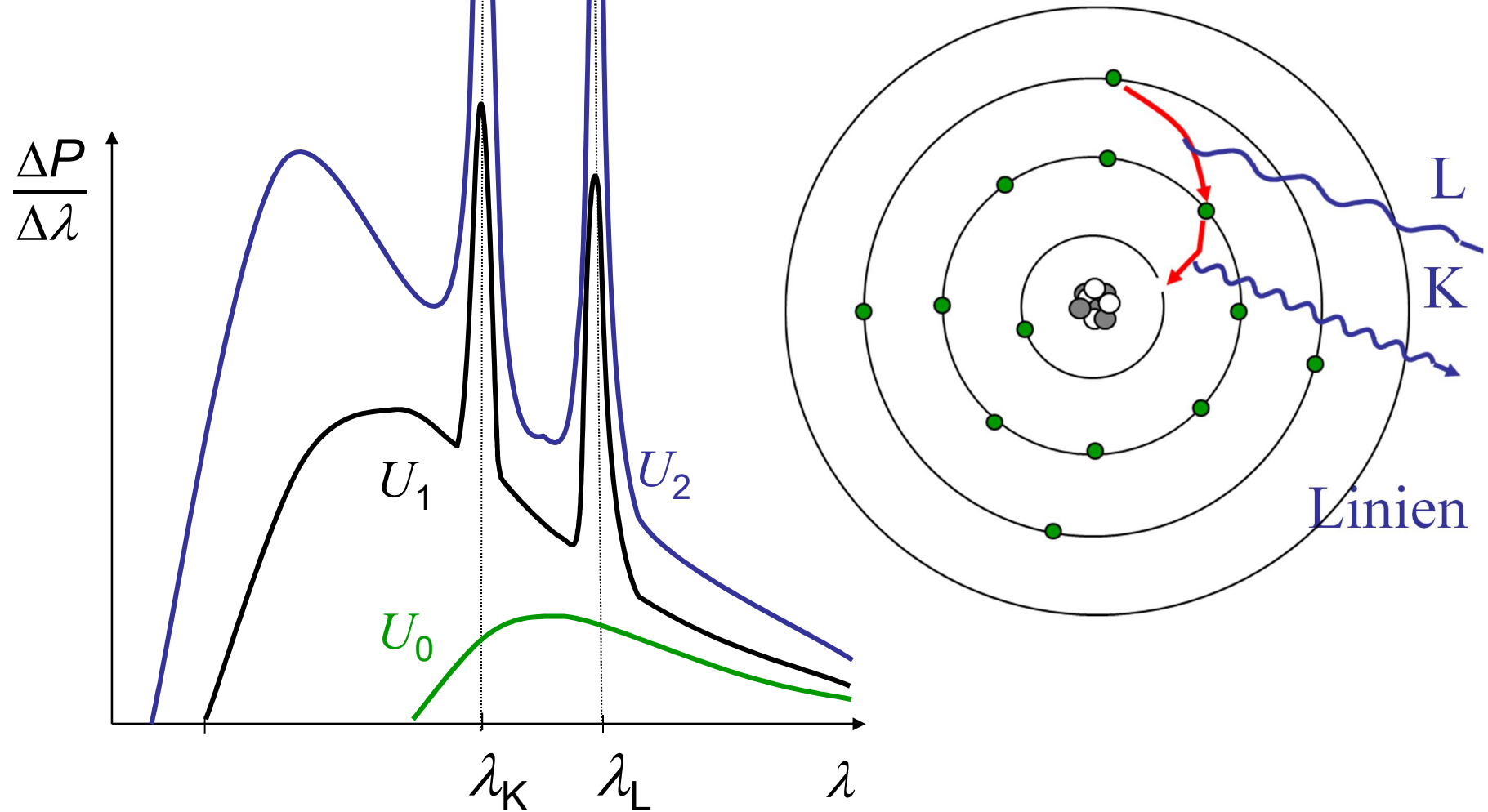


# Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



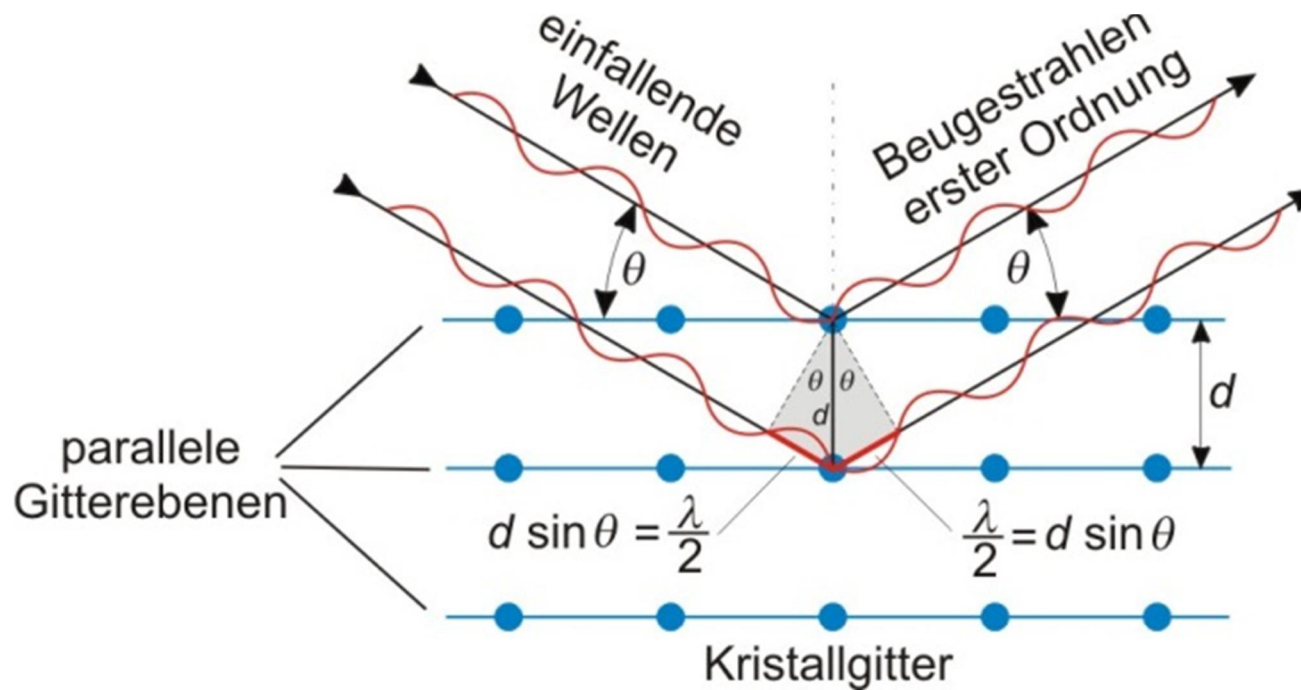
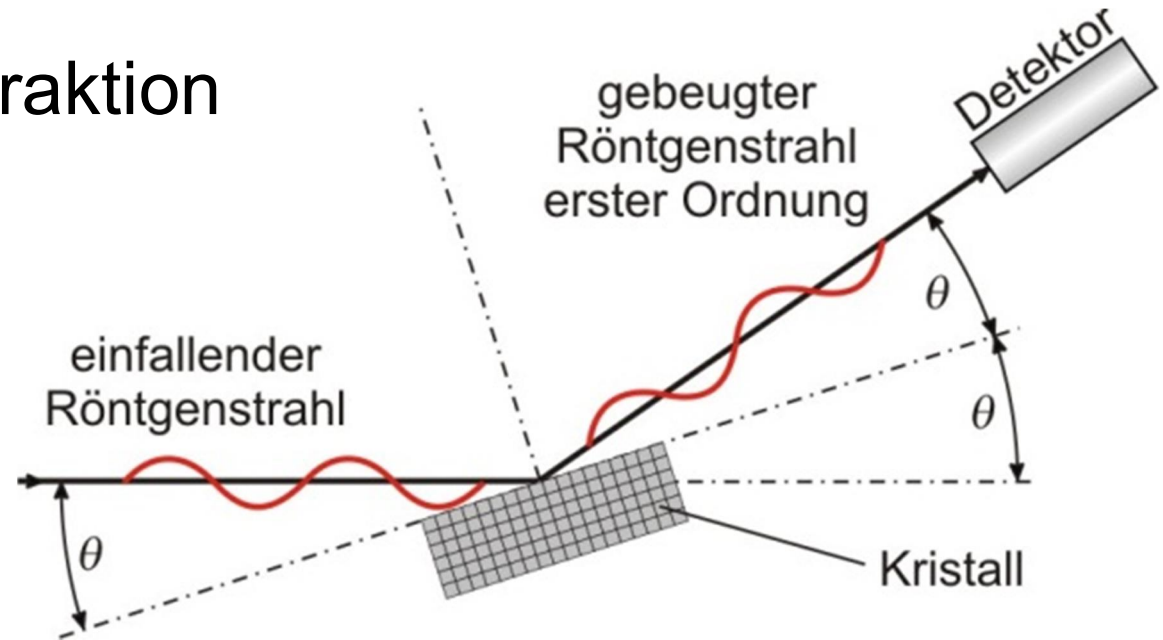
Atom des Anodenmaterials

# Spektrum der charakteristischen Röntgenstrahlung



# Umweg: Röntgendiffraktion

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



Bragg-Gleichung:

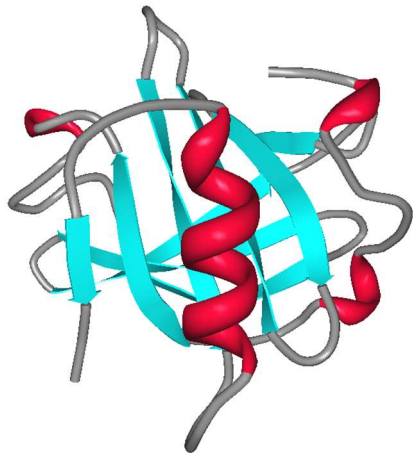
$$2d \sin \theta = n \cdot \lambda$$

# Anwendung der charakteristischen Röntgenstrahlung

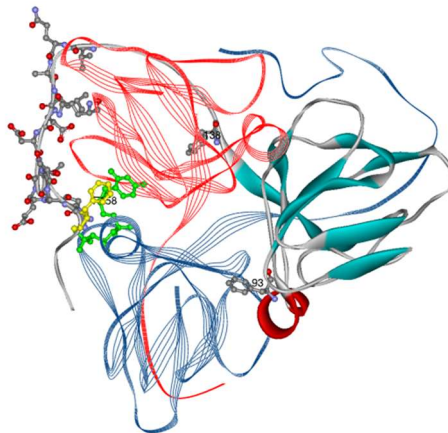
fast monochromatische Röntgenstrahlung

-Diagnostik (zB.: Mammographie)

-Strukturanalyse der Materie (Röntgenbeugung)



1B8E



2HQU

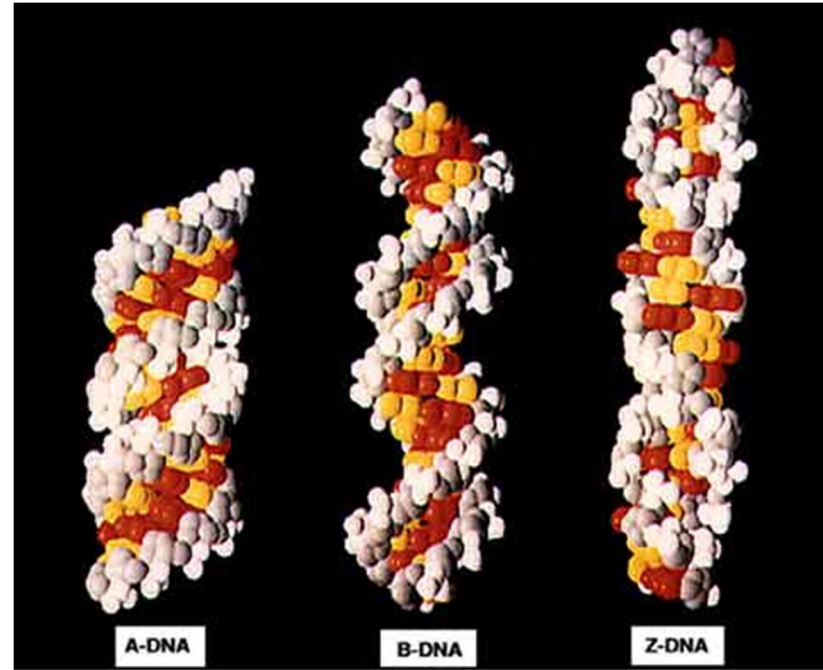


3LZT

Beispiele:

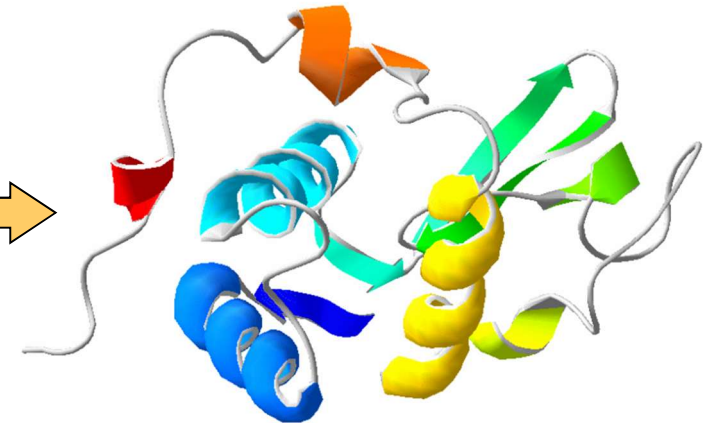
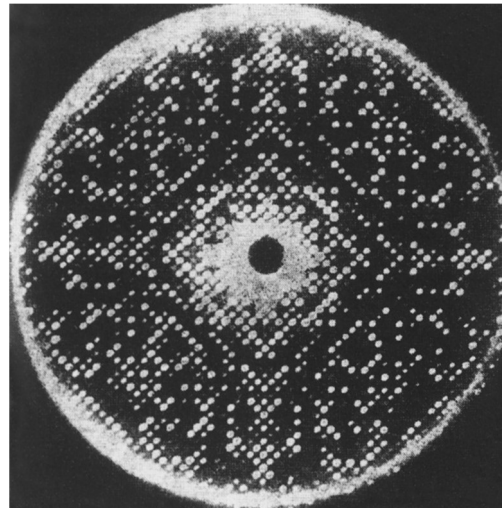
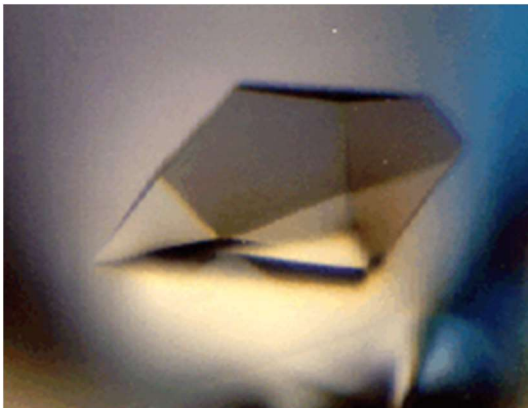


DNA



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 a search button. Below the search bar, there are statistics: "215,684 Structures from the PDB" and "1,068,577 Computed Structure Models (CSM)". The interface also features a "3D Structures" dropdown and an "Include CSM" toggle. The footer of the search area includes "Advanced Search | Browse Annotations" and a "Help" link. Below the search bar, there are tabs for "Search", "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" section is expanded, showing a "Full Text" search field and a "Structure Attributes" section. The "Structure Attributes" section includes a dropdown menu with the text "-- Type to filter and/or select an attribute --" and buttons for "Add Attribute", "Add Subquery", and "Remove Subquery". Below this, there are several other search categories: "Chemical Attributes", "Sequence Similarity", "Sequence Motif", "Structure Similarity", "Structure Motif", and "Chemical Similarity". At the bottom of the search area, there are options for "Return Structures" and "grouped by No Grouping", along with an "Include Computed Structure Models (CSM)" toggle, "Count", "Clear", and "Search" buttons.

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 [?](#)

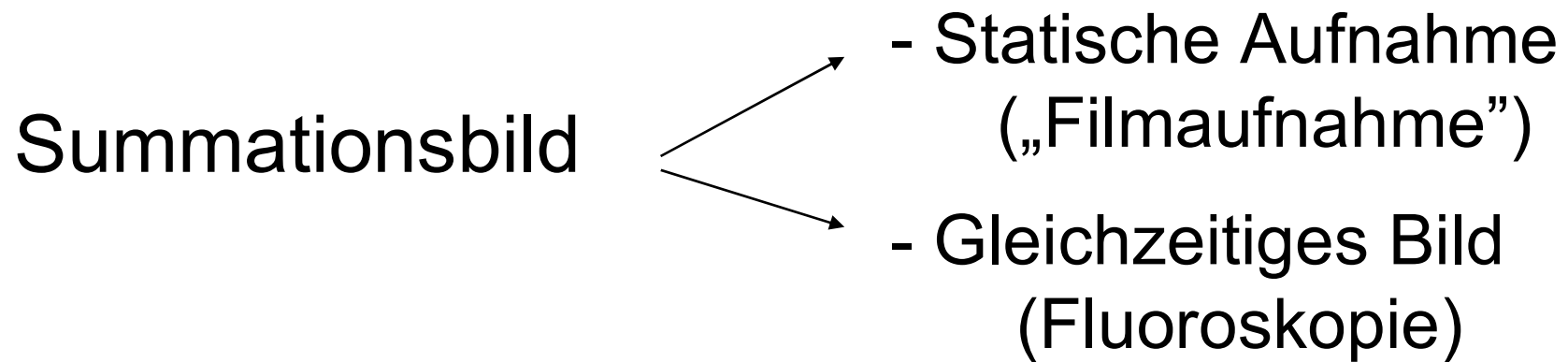
Return Structures [?](#) grouped by No Grouping [?](#) Include Computed Structure Models (CSM) [?](#)  Count Clear [Search](#)



# Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften  
Physikalische Grundlagen  
der Röntgendiagnostik  
Röntgentomographie (CT)

# Röntgendiagnostische Verfahren

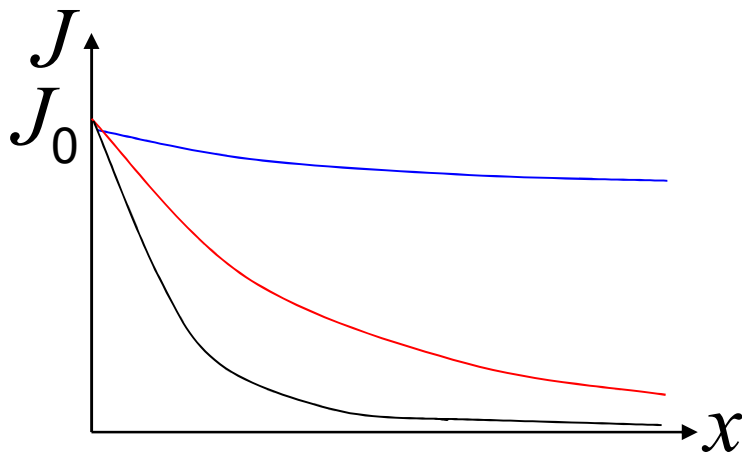


Tomographisches Bild      CT

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:

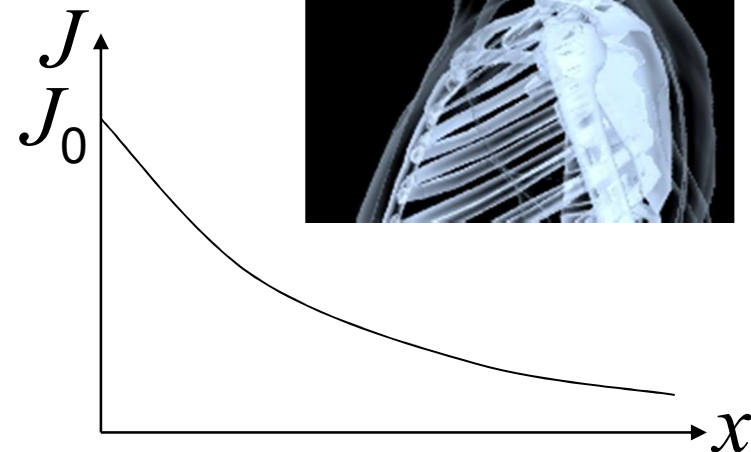
$$J = J_0 \cdot e^{-\mu x}$$

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

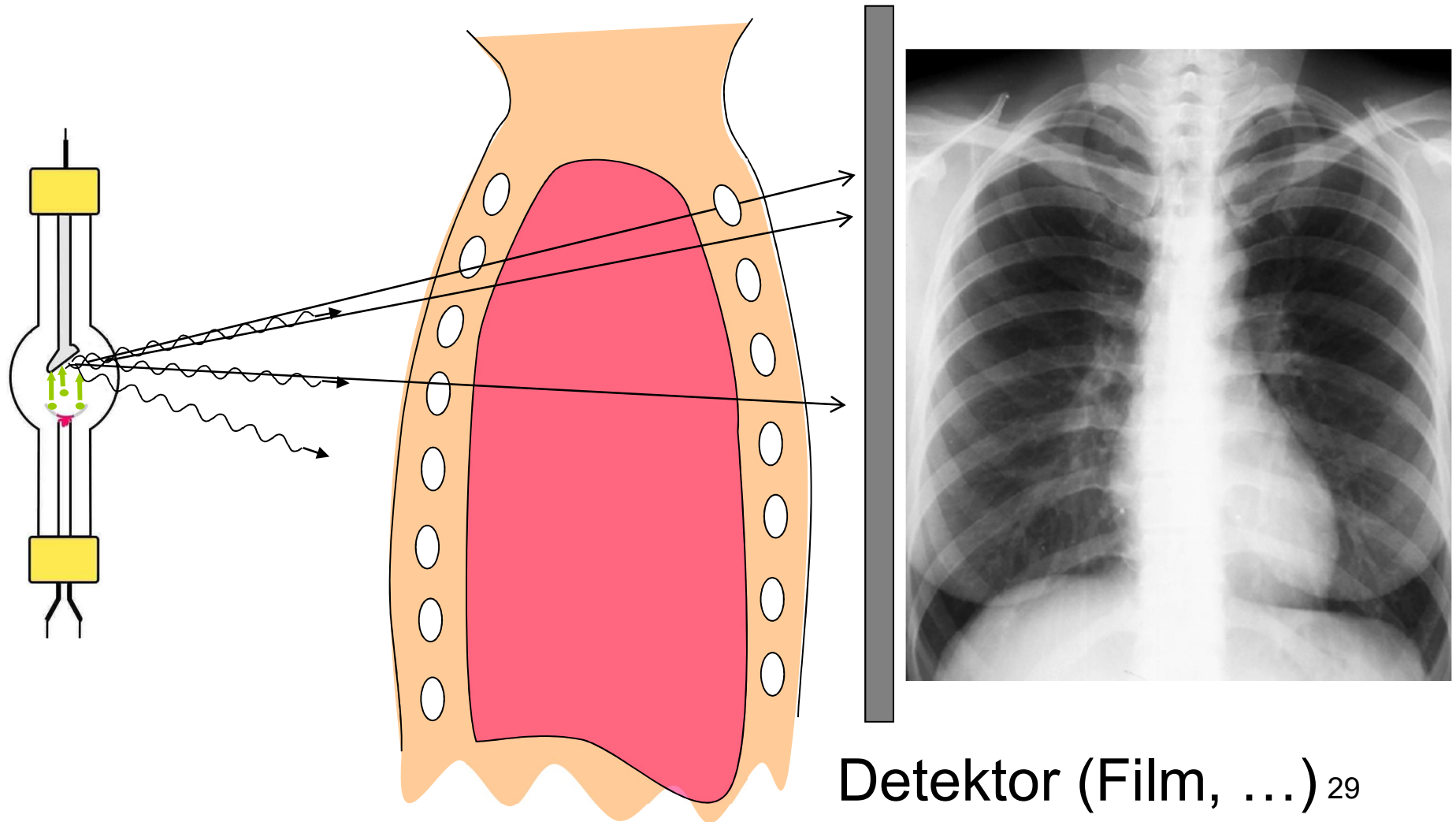
$Z$

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

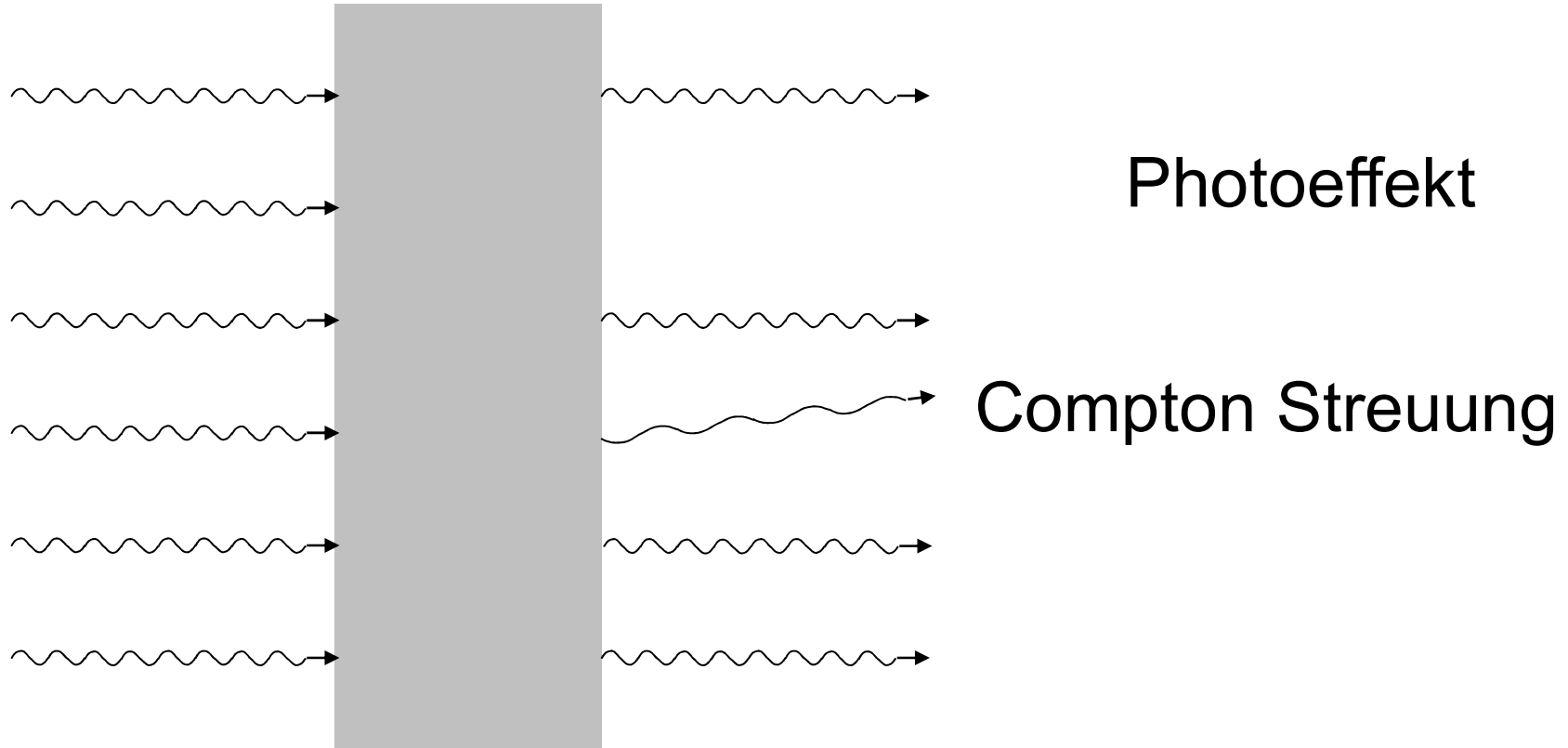
Massen-  
schwächungs-  
koeffizient



# Grundprinzip der Summationsaufnahmen



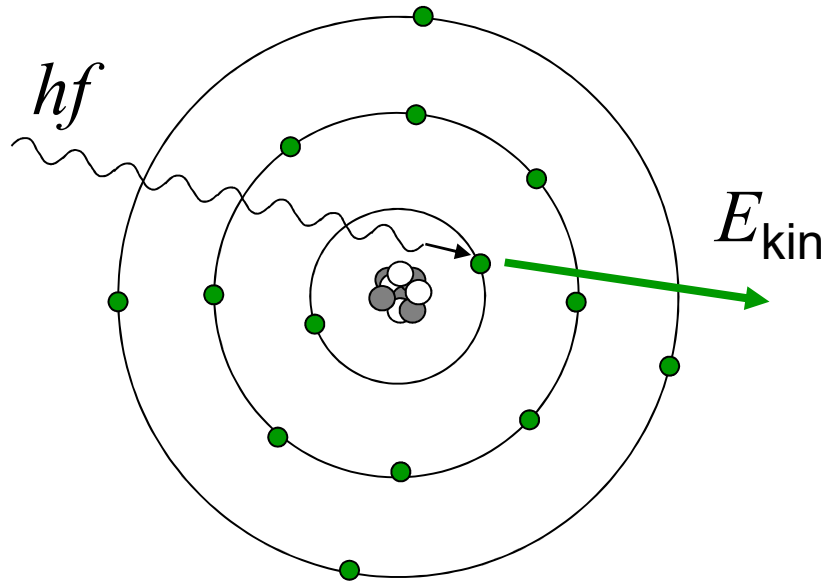
# Teilprozesse der Schwächung der Röntgenstrahlung



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

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

# Photoeffekt



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

$$\tau_m = const \cdot \lambda^3 \cdot Z^3$$

starke  $Z$  Abhängigkeit!  
diagn. Bedeutung!

Beispiel:

**10%  $Z$  Unterschied**

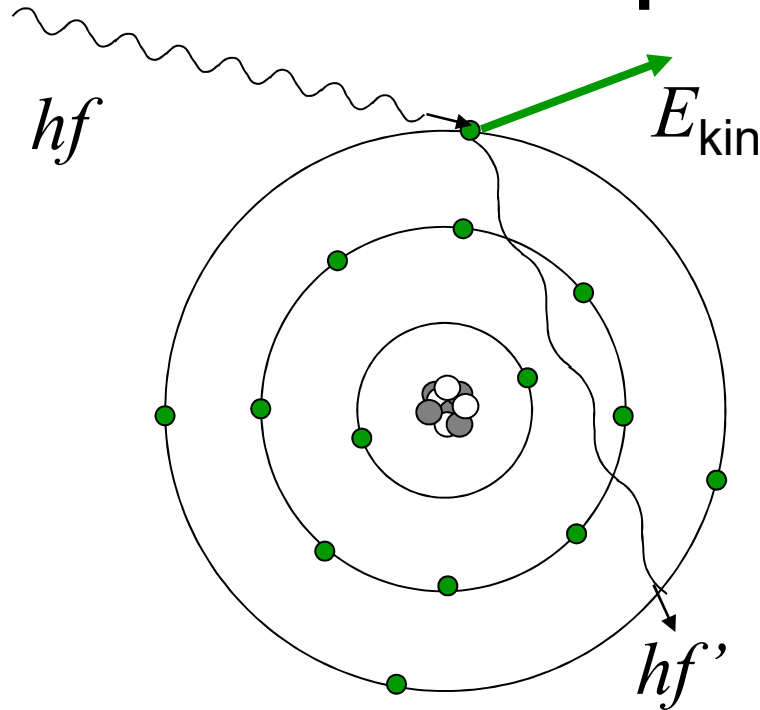
$110\% = 1,1$

$1,1^3 = 1,331$

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

bei weicher Strahlung

# Compton Streuung



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

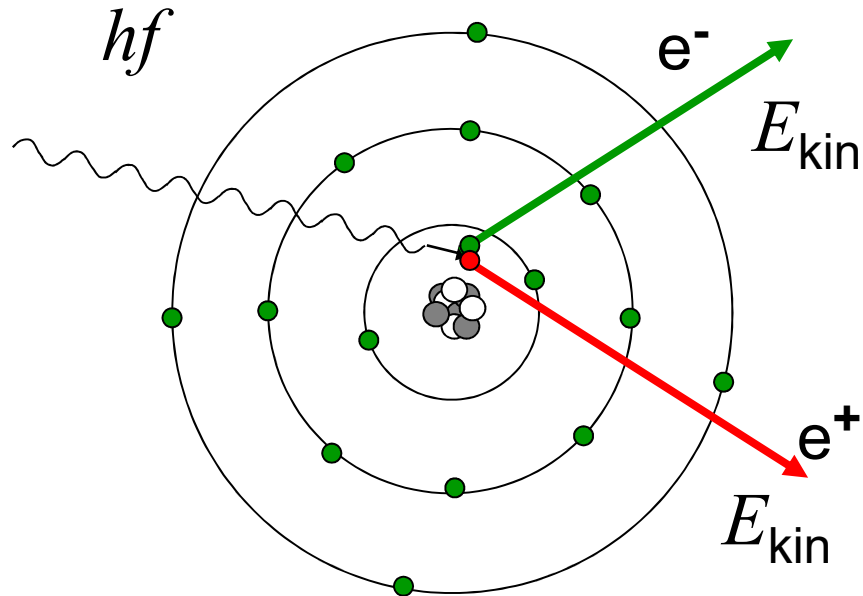
praktisch unabhängig von  $Z$  !

zB:

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

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

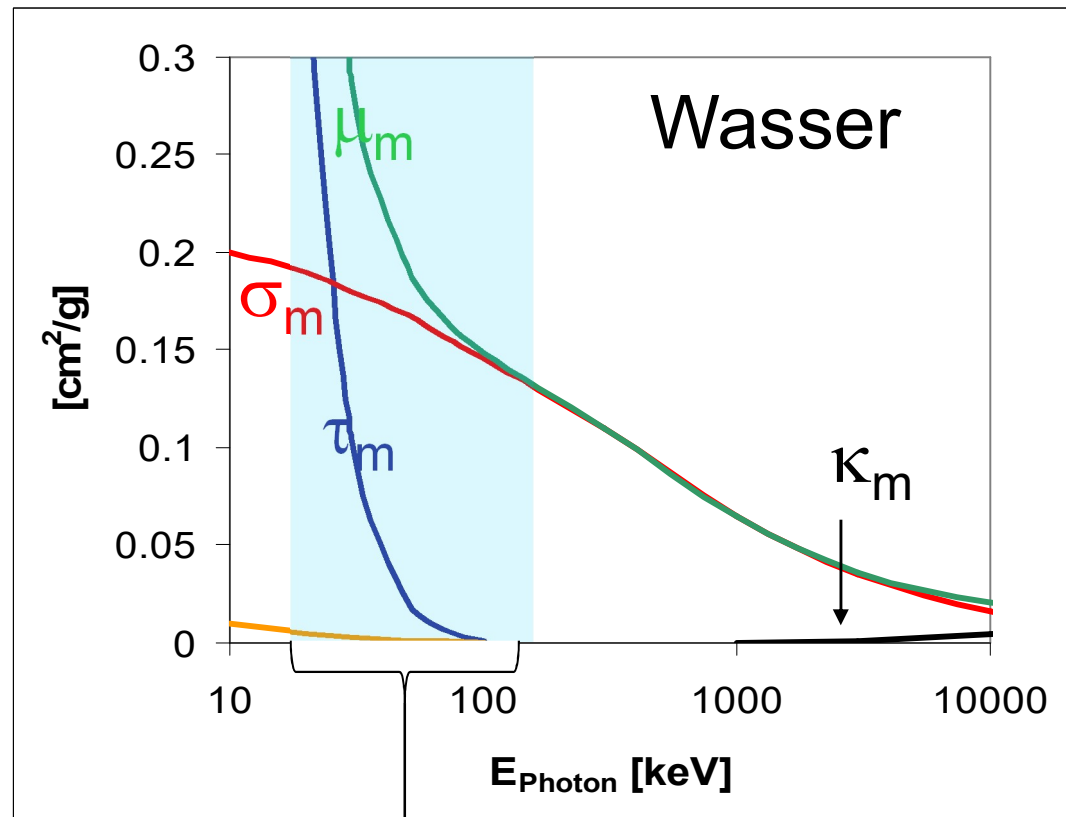
# Paarbildung



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

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

# Photonenenergieabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten



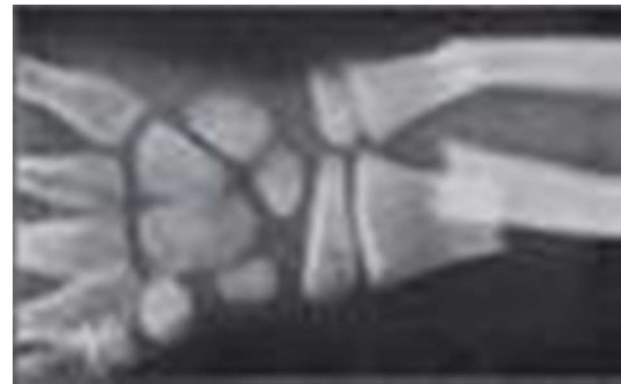
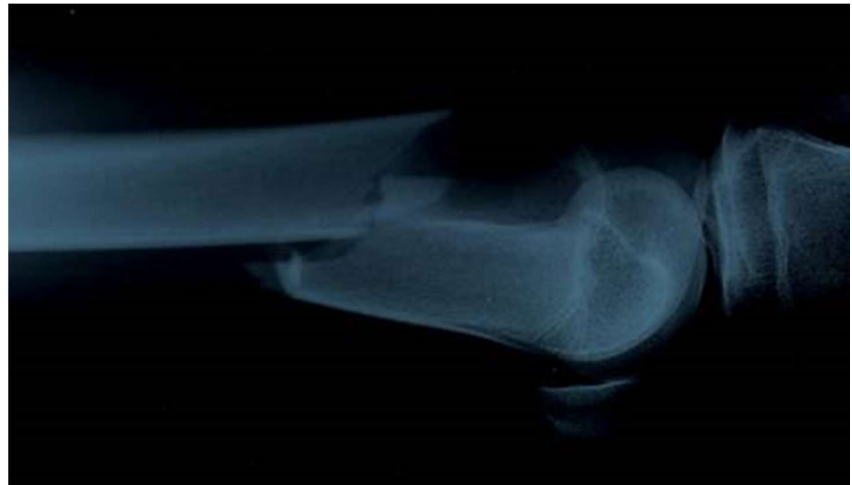
Energiebereich der Diagnostischen Röntgenstrahlung

# 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

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

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

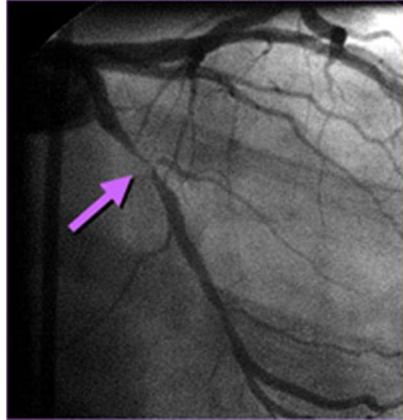
Jod (Z= 53)

Blutgefäß  
(Angiographie)

Barium (Z=56)

Magen, Darm  
in Form von  $\text{BaSO}_4$

# Angiographie





# Kontrastmittel

Negatives Kontrastmittel:

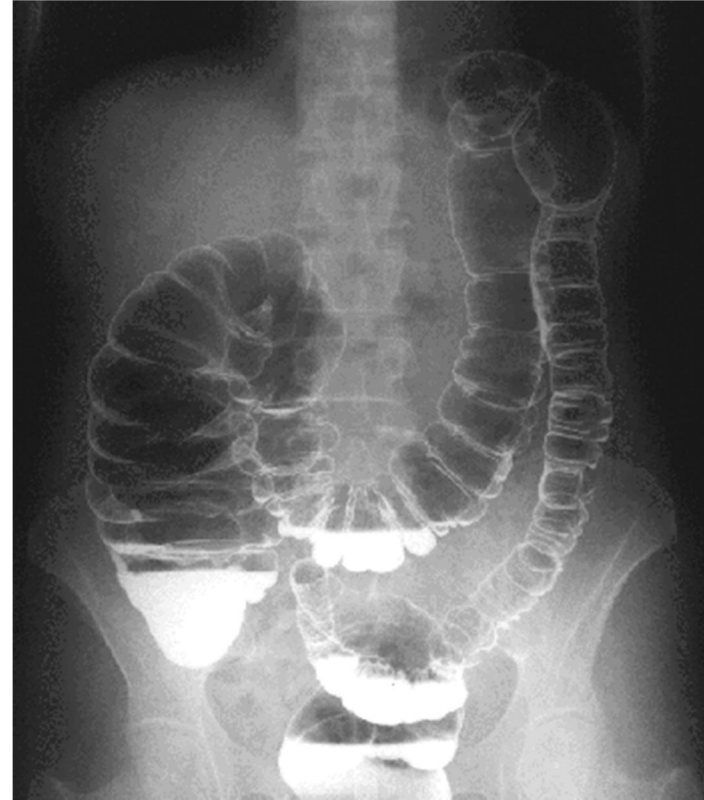
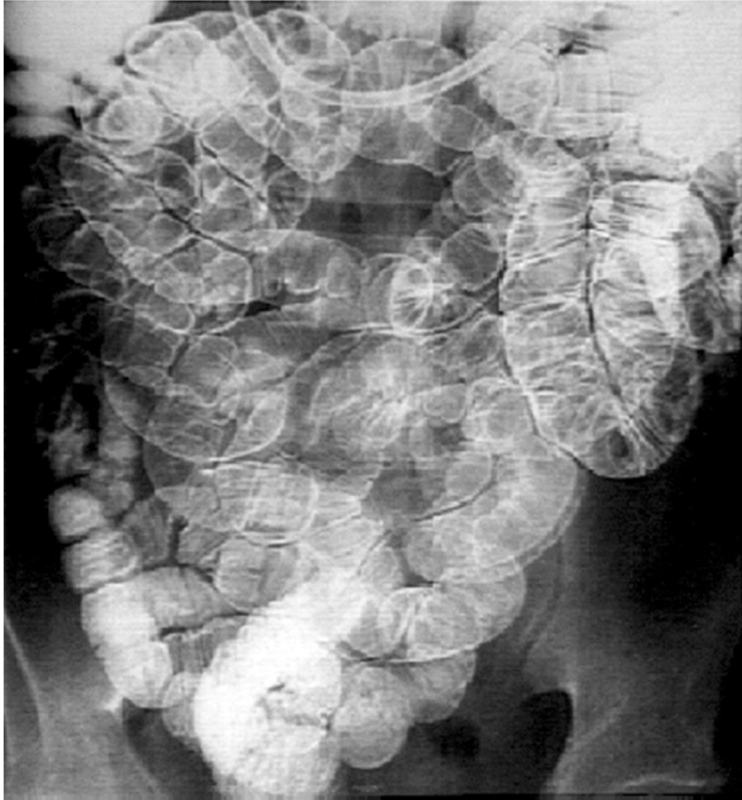
wenige Absorption  $\mu \downarrow$   $\rho \downarrow$   $\mu_m - Z_{\text{eff}} -$

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
    - grauwertspitzung (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)

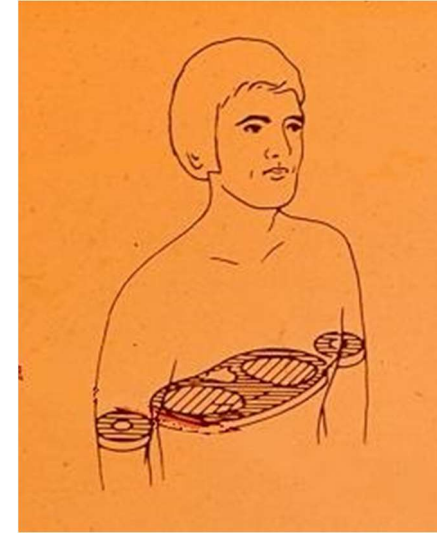
# CT

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

Τομος

=> Tomographie =Schichtaufnahme

Auf der Körperachse senkrecht stehende  
Schicht wird abgebildet.

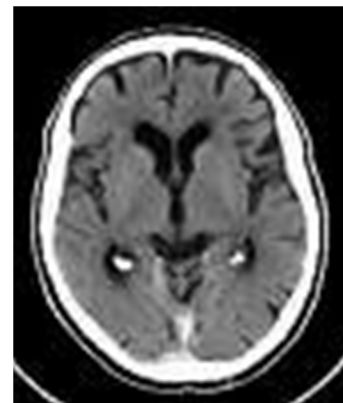
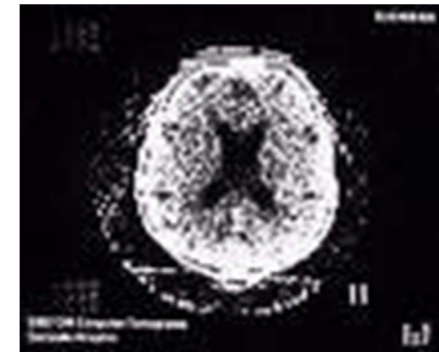


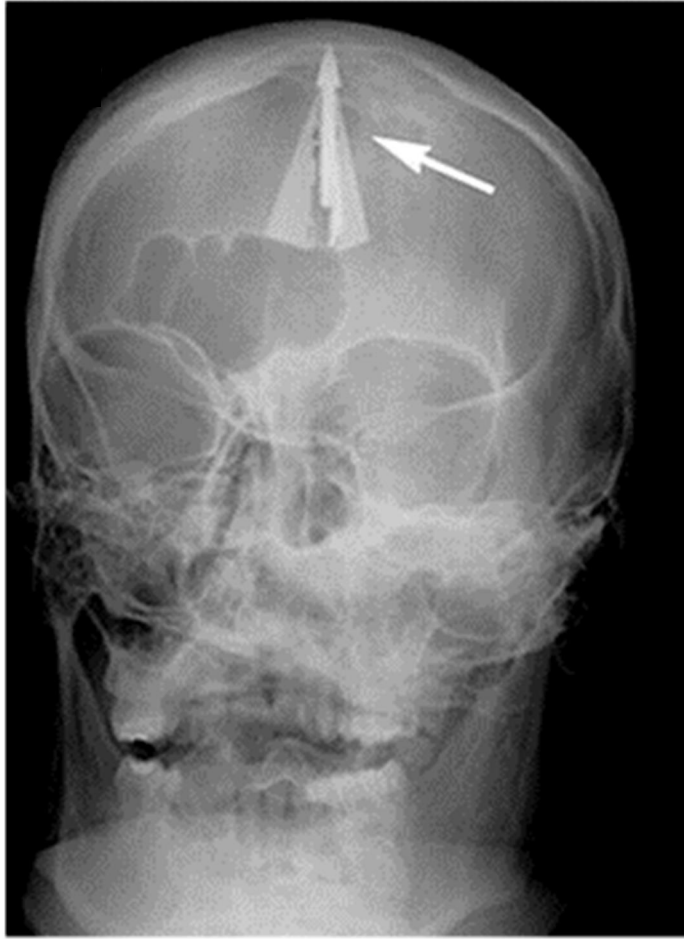
# Geschichte der Tomographie

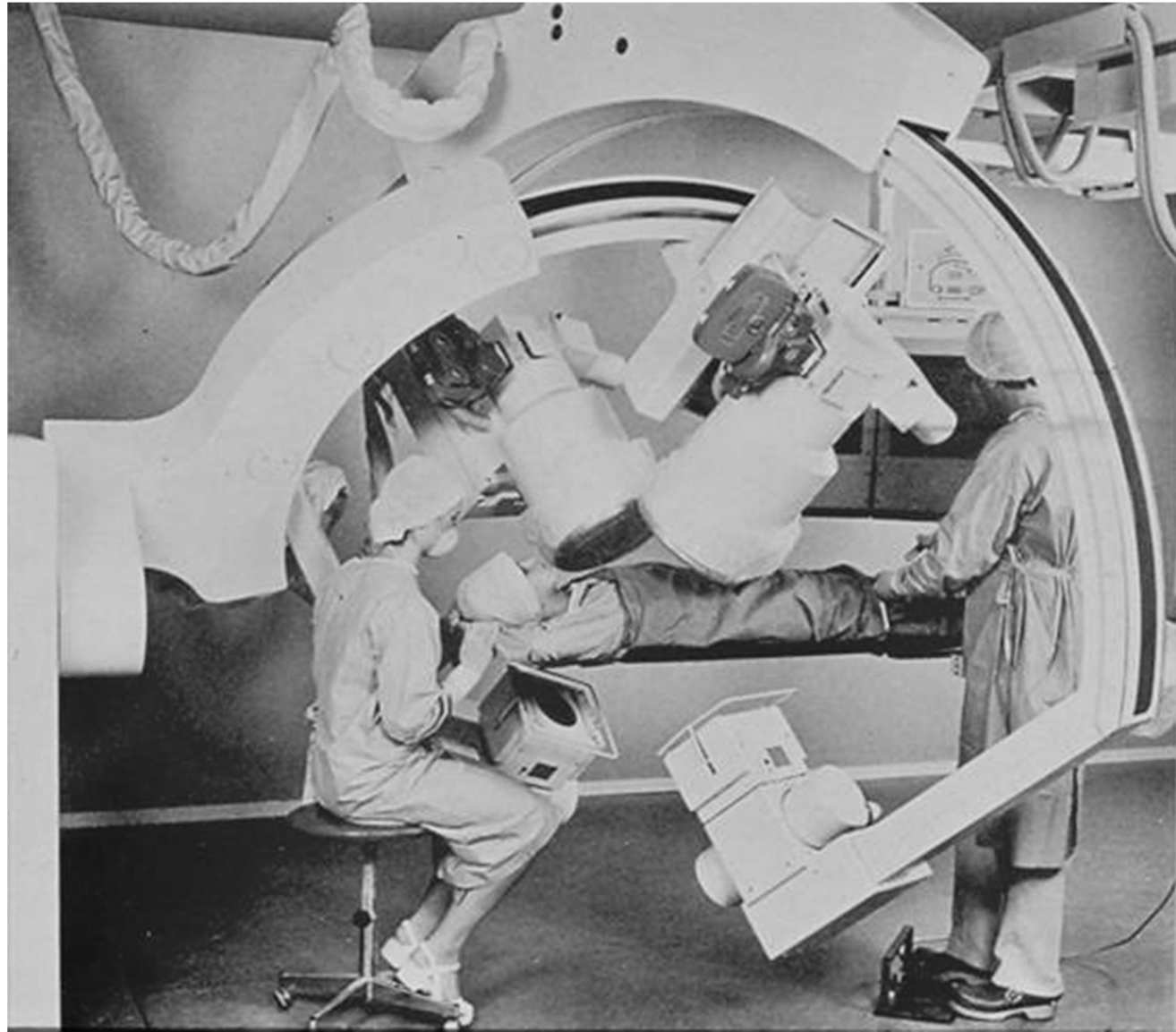
Godfrey N. Hounsfield  
und Allan M. Cormack



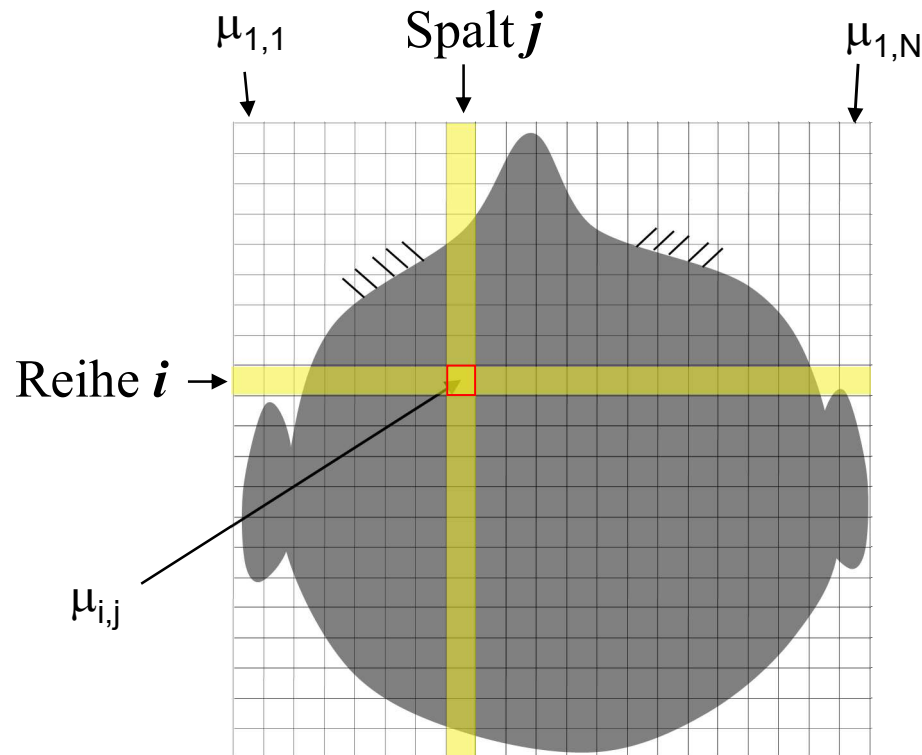
- 1972 Prototyp
- 1974 erste klinische Anwendung
- 1976 ganzkörper-CT
- 1979 Nobel Preis
- 1990 spiral CT
- 1992- multislice
  - 2006: 64 Schichten







# Grundprinzip der Computertomographie



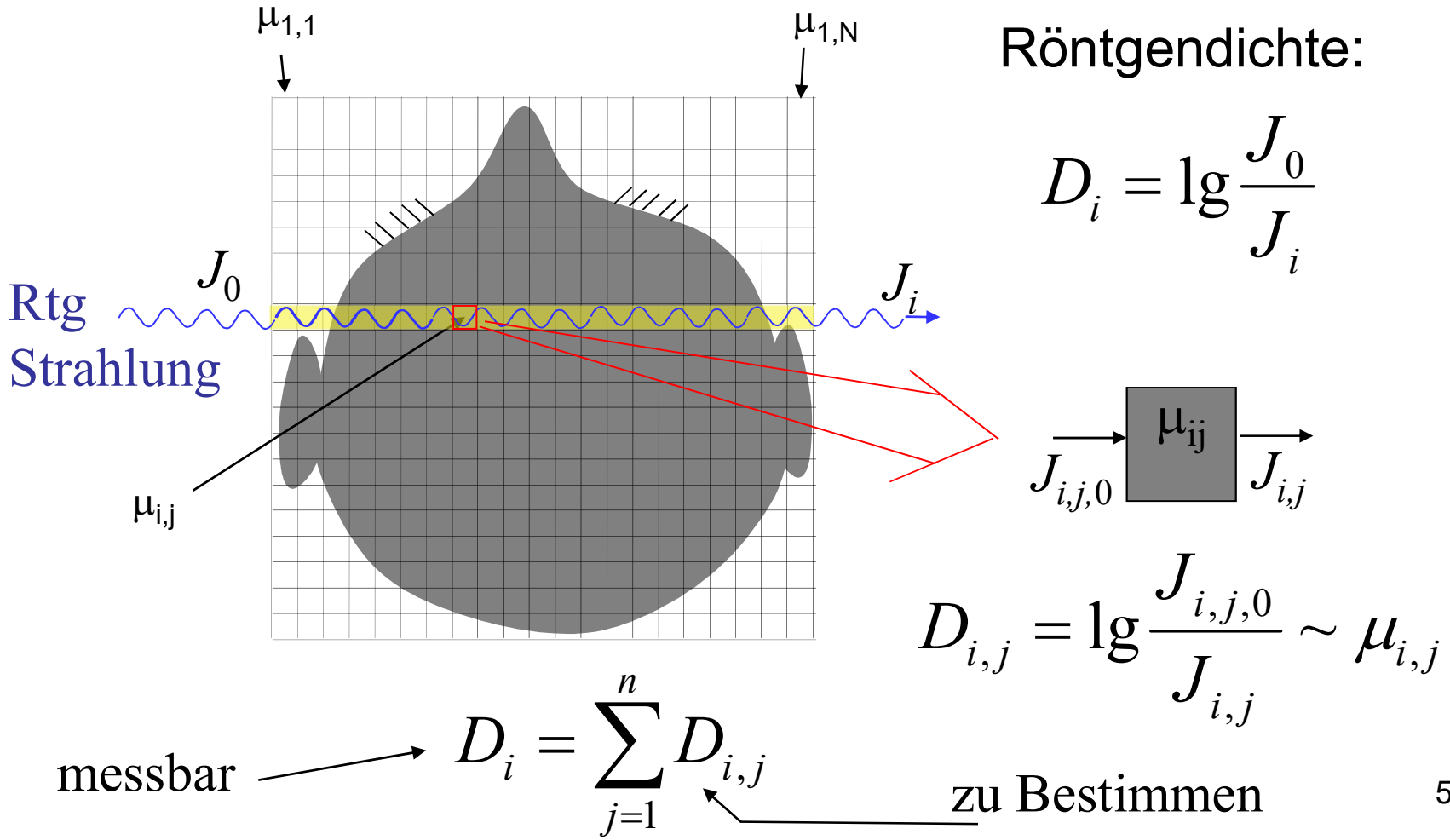
In einem Kästchen ist  $\mu$  als konstant betrachtet.

=> 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)

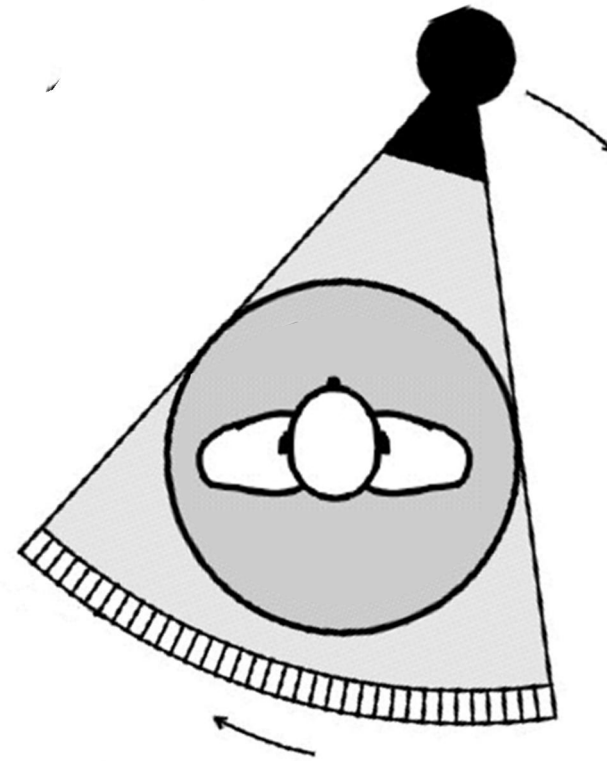
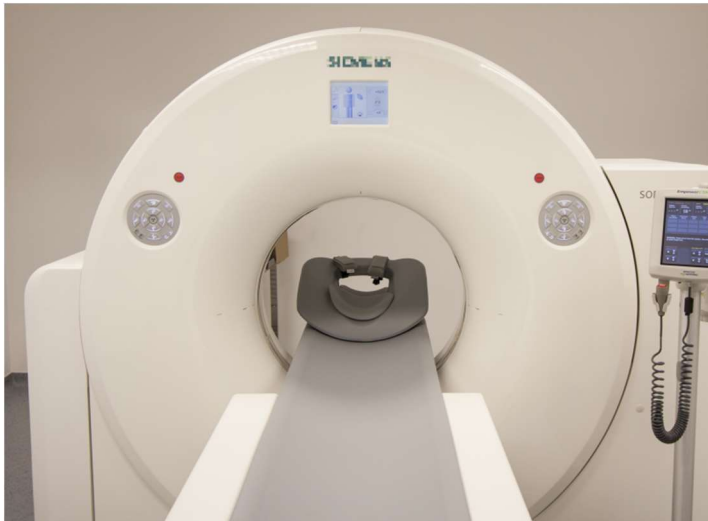
# Messung und Bildrekonstruktion



# Messung Aufnahme

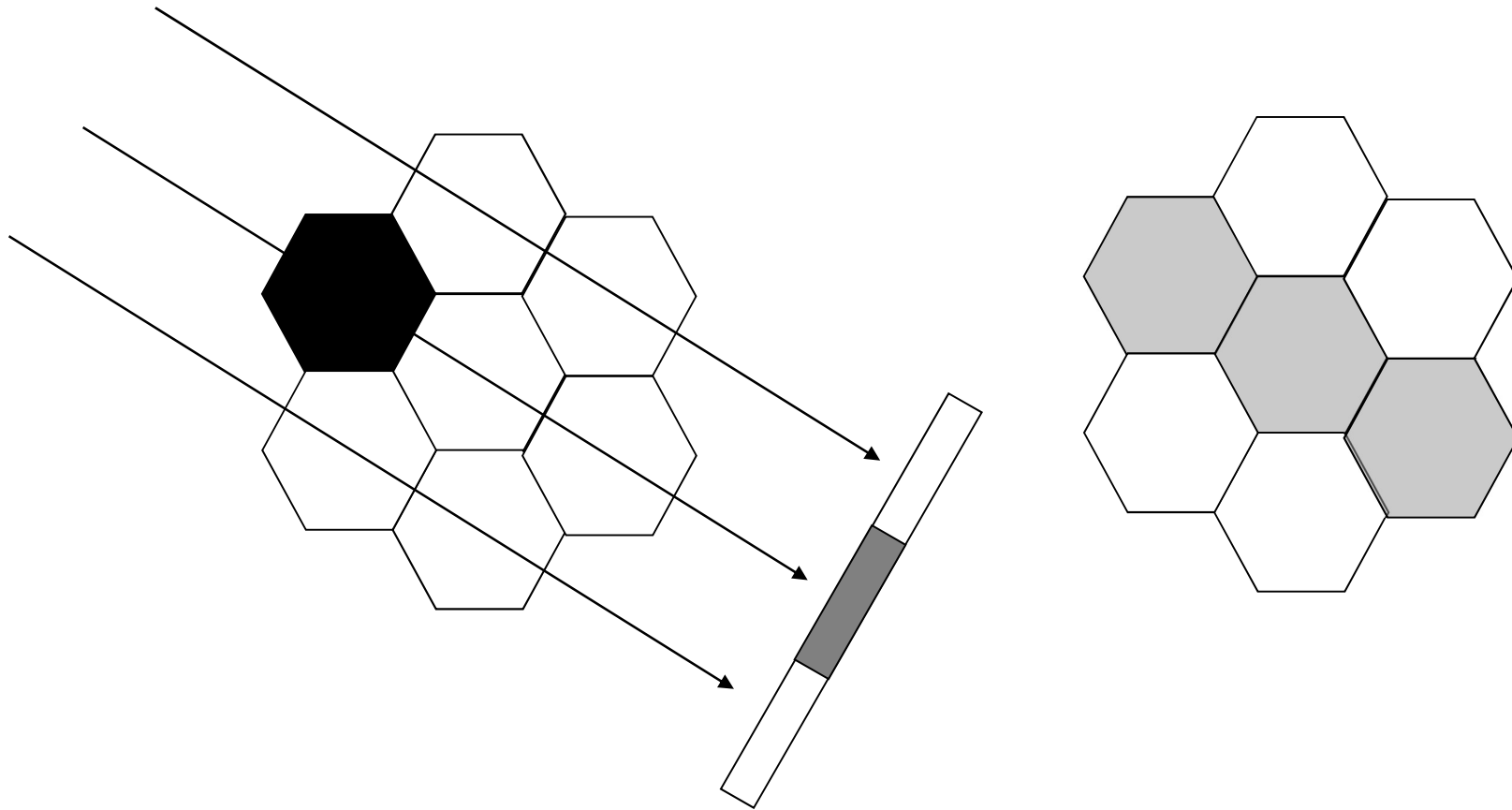
Die Röntgenröhre und  
Der Detektorenbogen  
kreissen den Patient um.

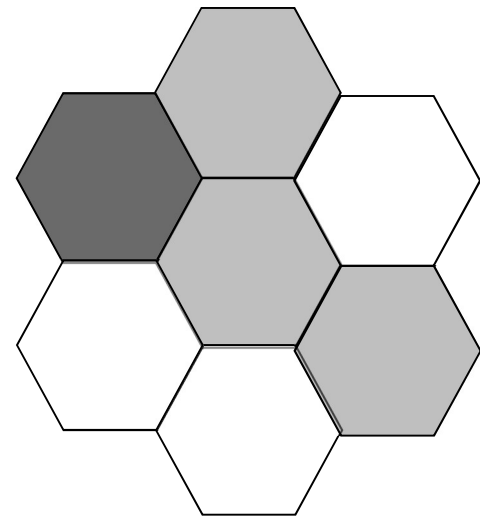
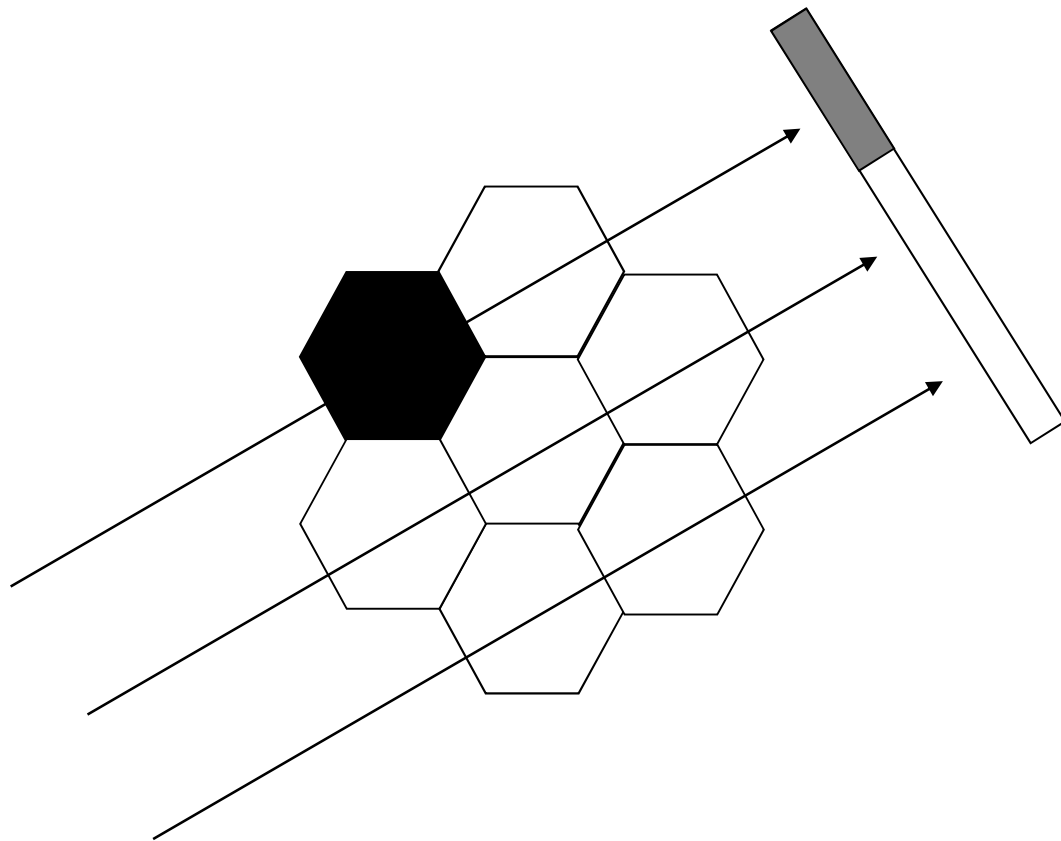
Aufnahmen aus vielen  
Richtungen

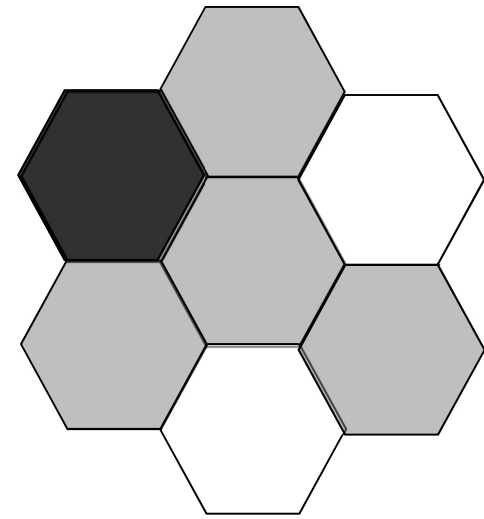
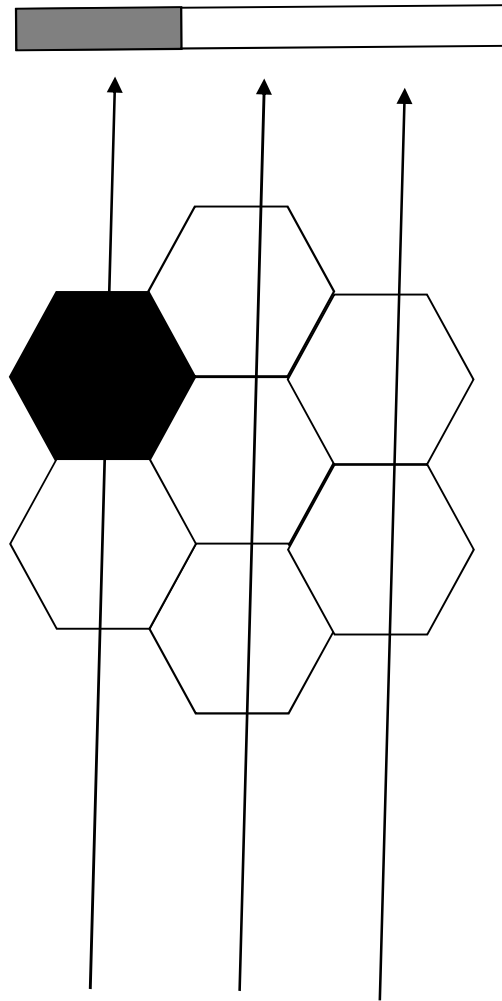


Bildrekonstruktion:  
Rückprojektion

# Prinzip der Rückprojektion







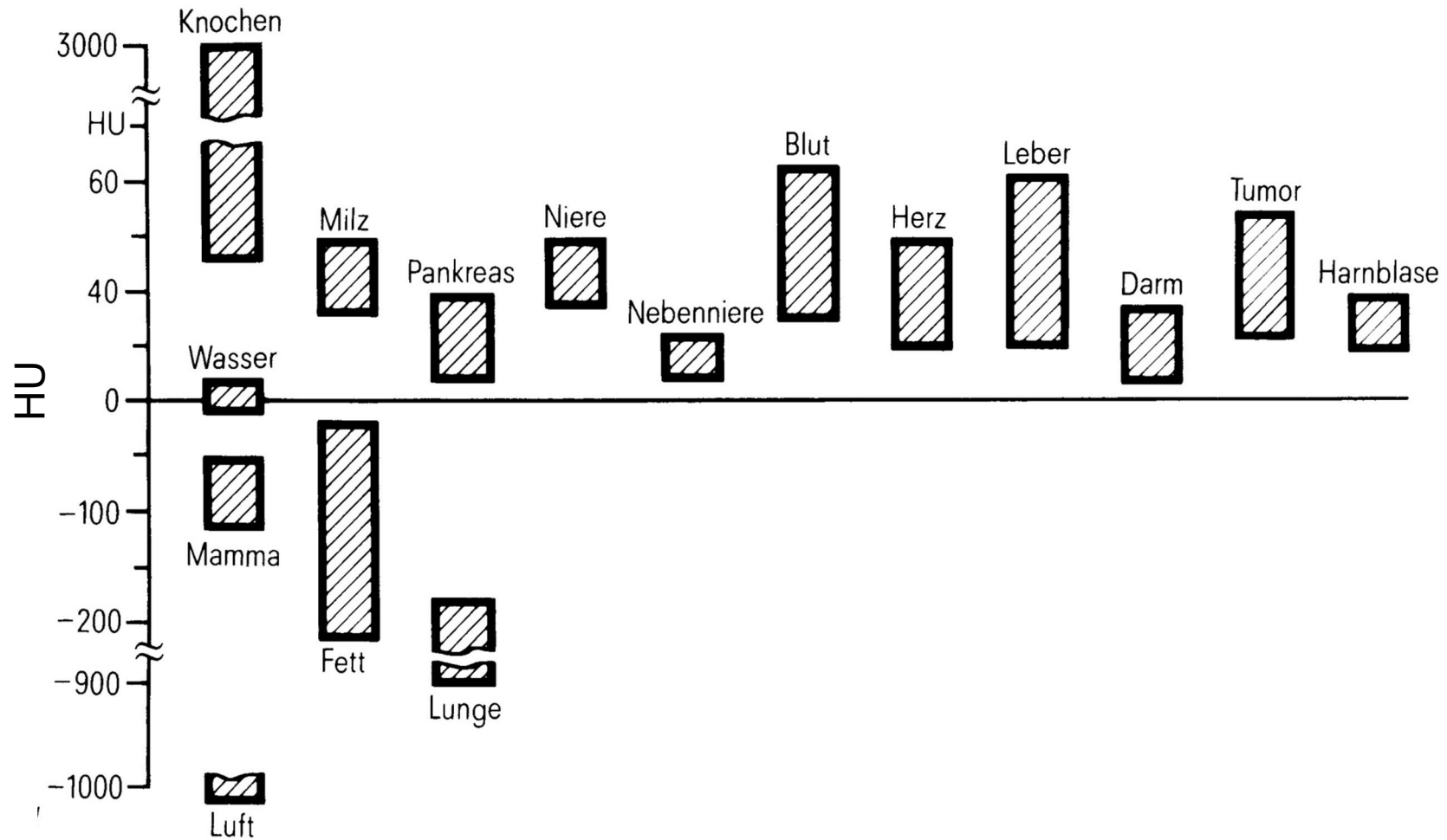
# Darstellung mit Grautöne: Hounsfield Skala (CT Wert)

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

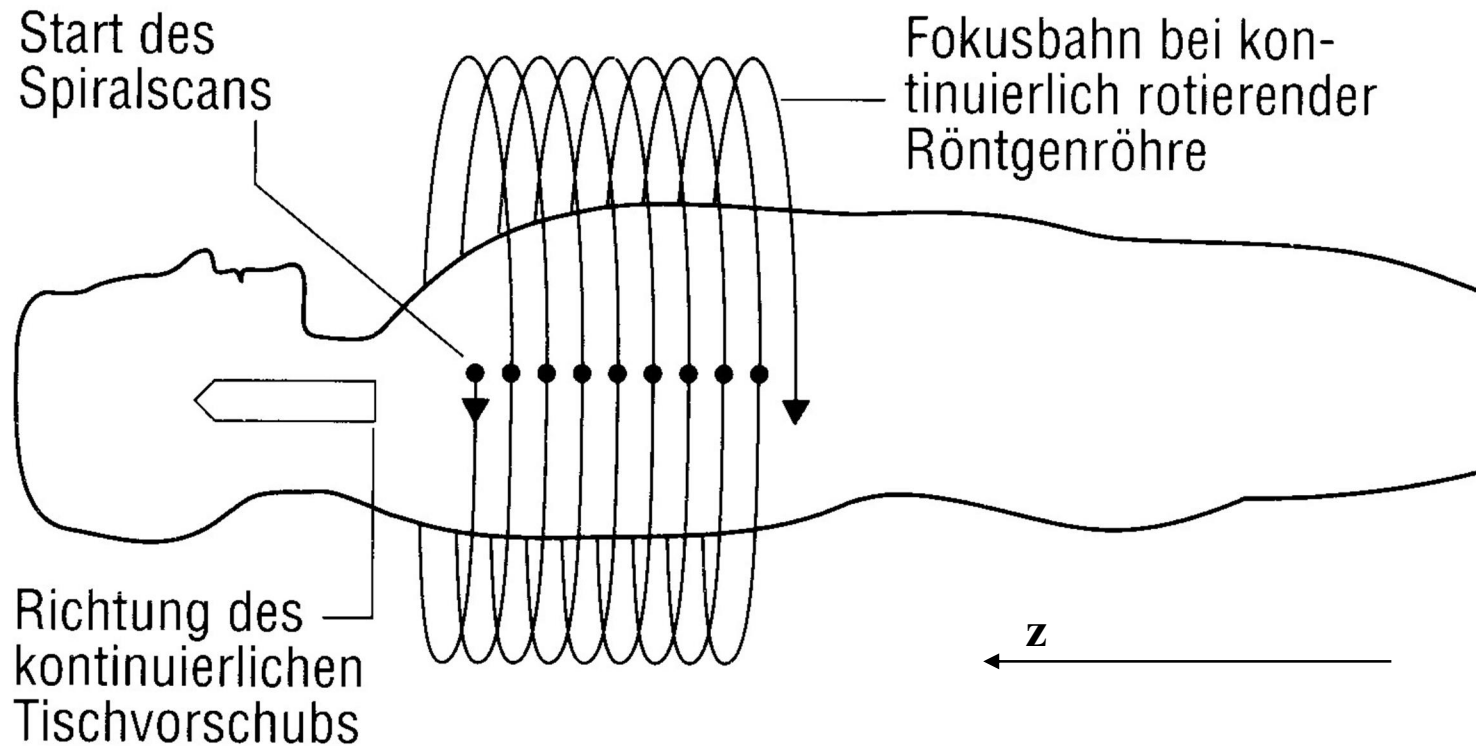
relative Skala  
für  $\mu$

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

# CT Werte von einigen Gewebe



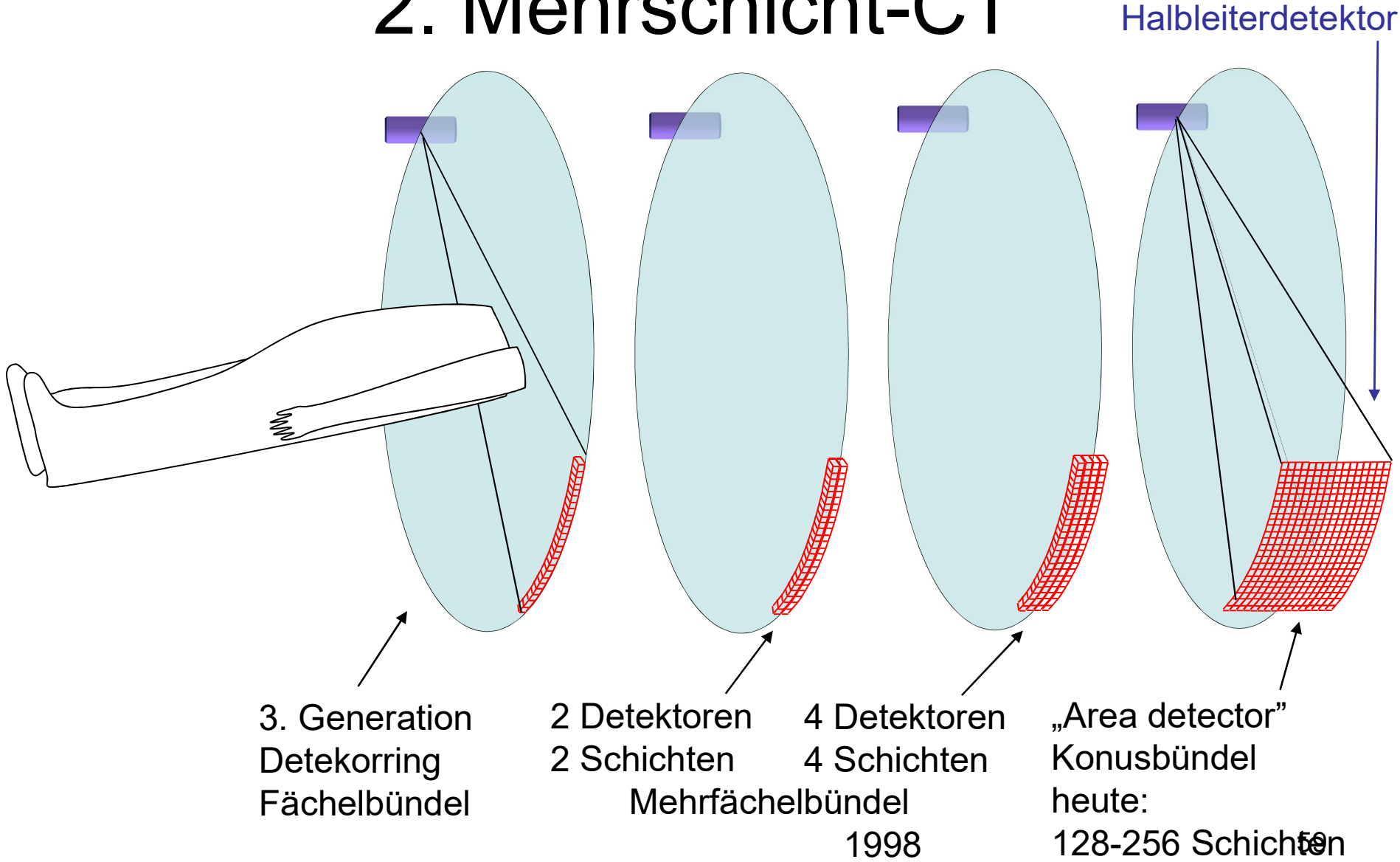
# Moderne CT Verfahren: 1. Spiral CT



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

# Moderne CT Verfahren:

## 2. Mehrschicht-CT



# Dreidimensionale Visualisierung

