

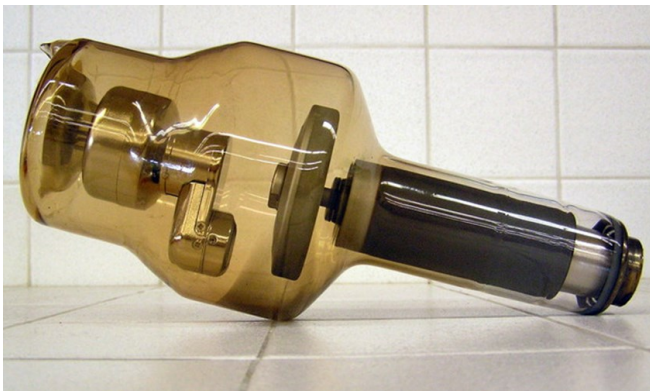
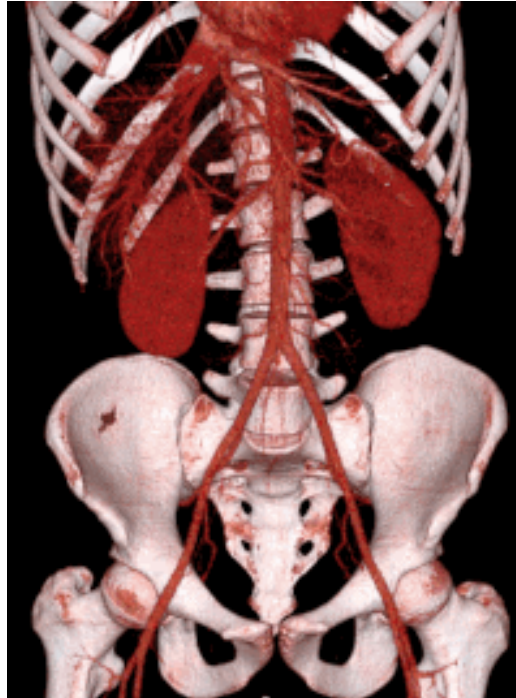
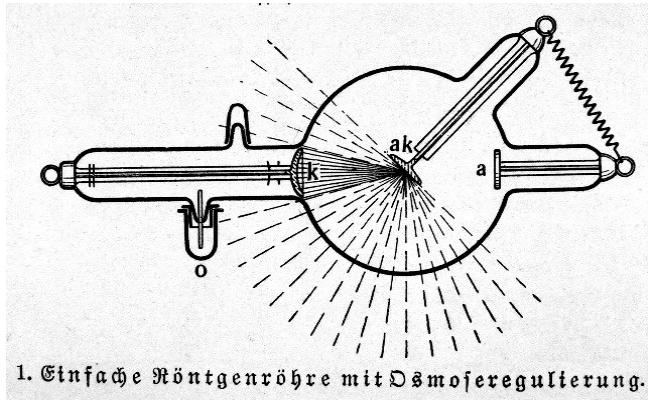
1895



Röntgenstrahlung

Erzeugung und Eigenschaften

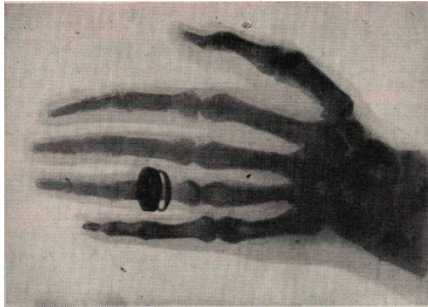
Physikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik



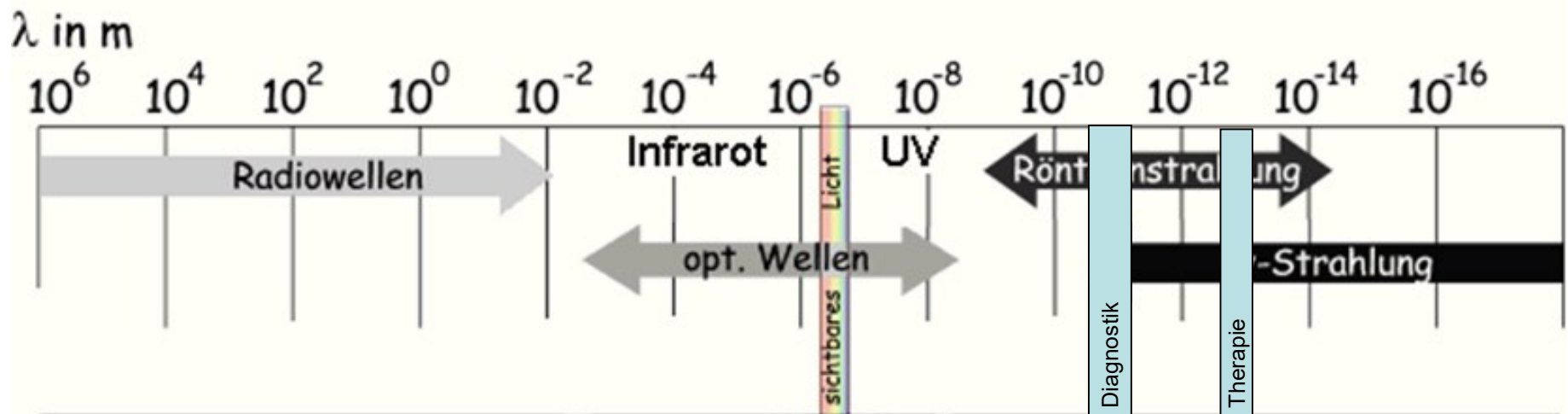
G. Schay

Historie (vor 127 Jahren in 8 November)

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



	Diagnostik	Therapie
Photonenenergie	30-200 keV	5-20 MeV
Wellenlänge	~ einige 10 pm	~100 fm



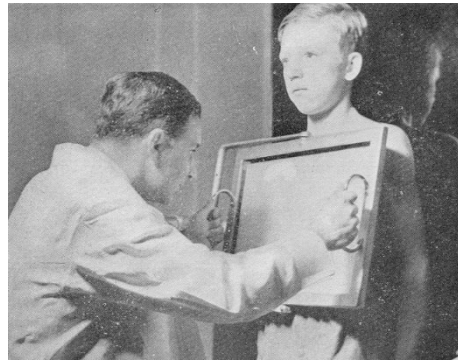
- **Wirkungen:**

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

- **Entstehung:** in der Elektronenhülle

- **Typen**

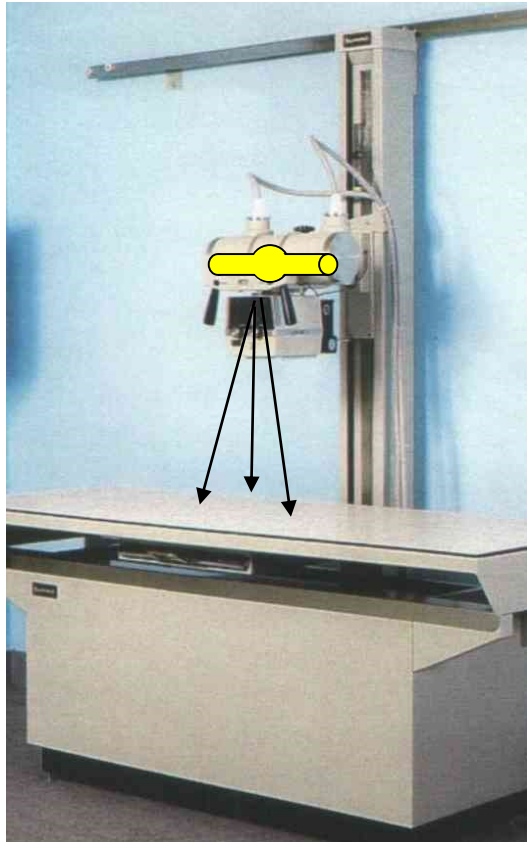
- Bremsstrahlung
- charakteristische Strahlung



Entstehung der Röntgenstrahlung

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

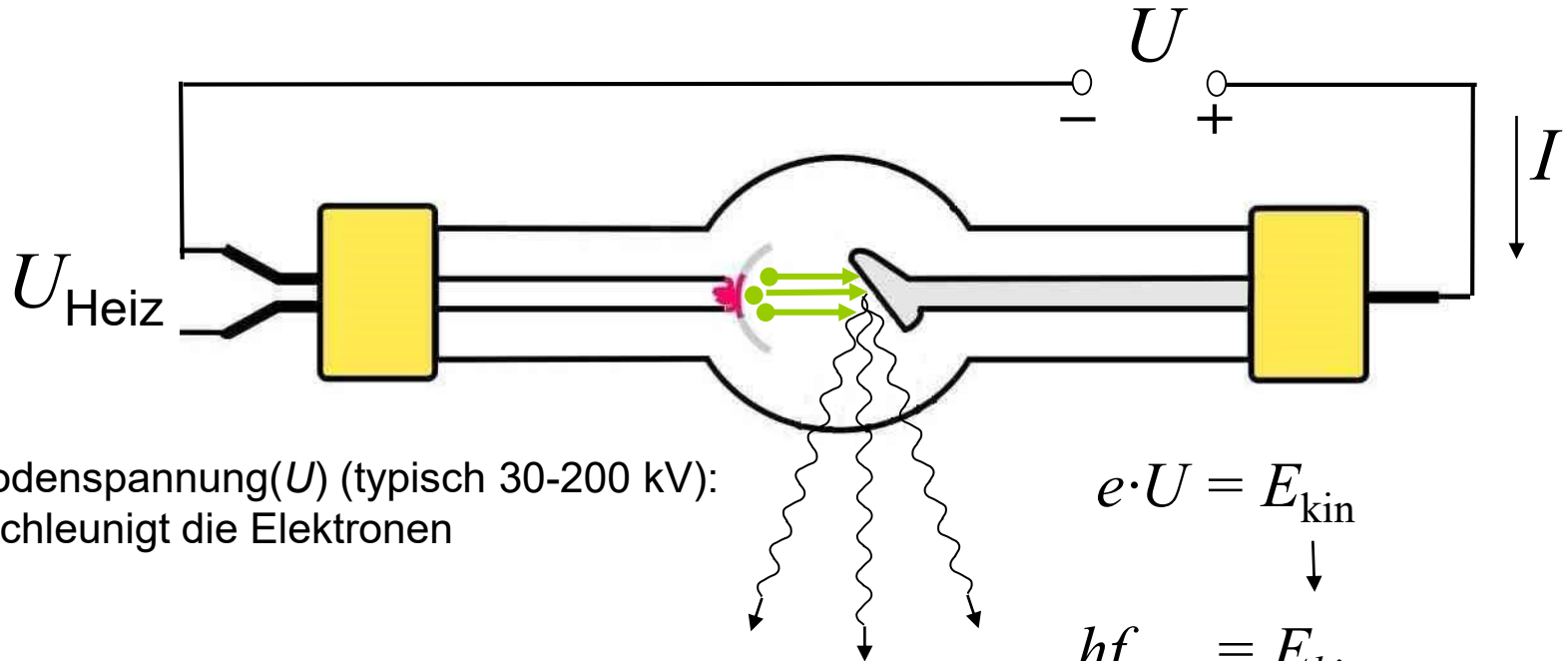
Röntgenröhre (Diagnostik)



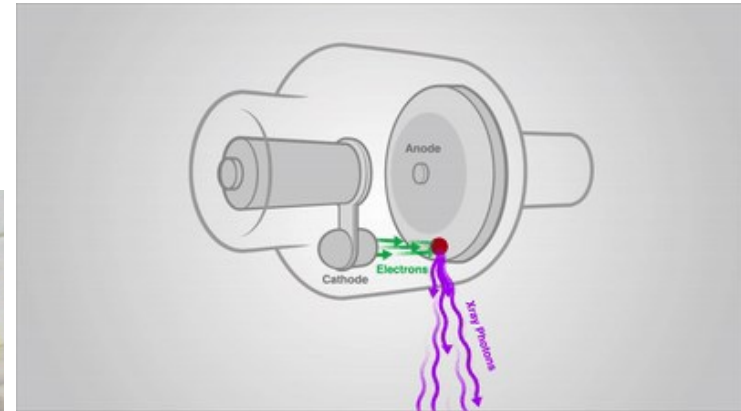
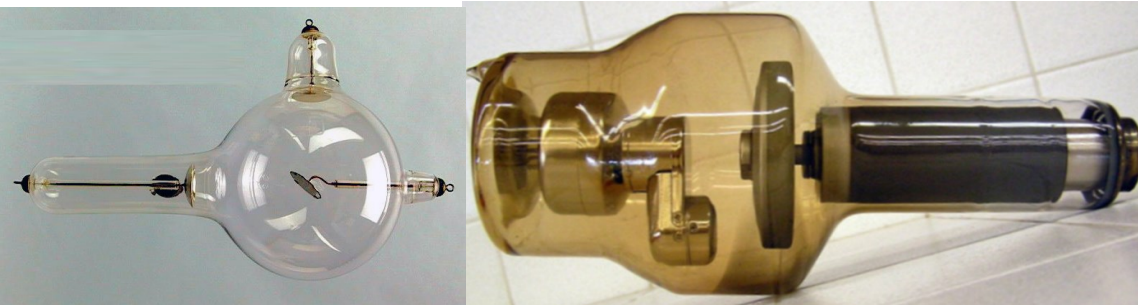
Teilchenbeschleuniger (Therapie)

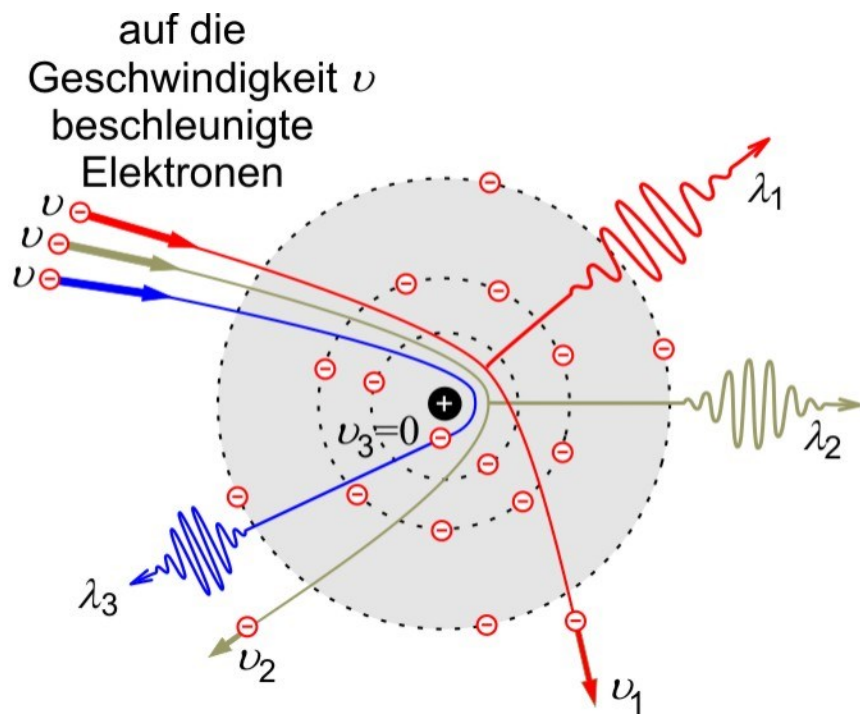


Die Röntgenröhre: hohe Beschleunigungsspannung



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





Bremsstrahlung

Kinetische Energie

⇒ Photonenenergie (Rtg)

⇒ thermische Energie

$$eU = E_{\text{kin}} = Q + hf = Q + h \frac{c}{\lambda} = hf_{\text{max}} = h \frac{c}{\lambda_{\text{min}}}$$

Grenzwellenlänge, Duane-Hunt Gesetz

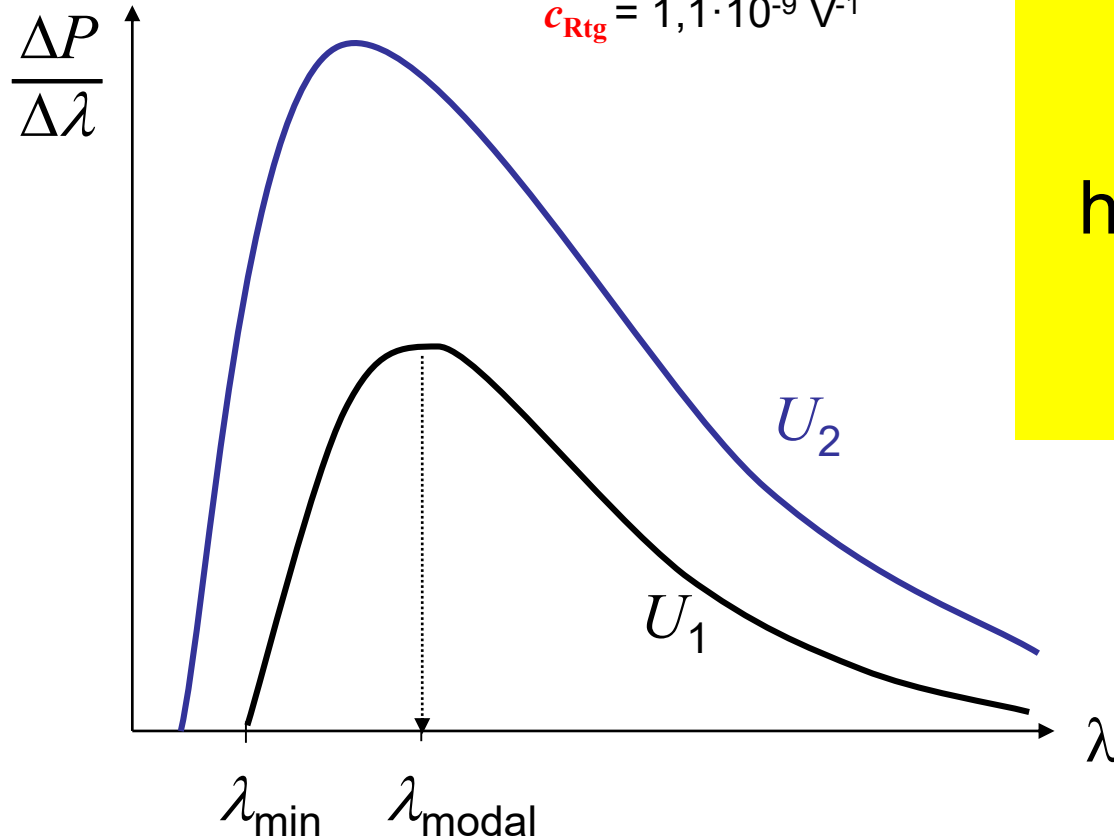
$$\lambda_{\text{min}} = \frac{hc}{eU} \quad \lambda_{\text{min}} = \frac{1230 \text{ kV} \cdot \text{pm}}{U}$$

Emissionsspektrum der Bremsstrahlung

$$P \sim U^2$$

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

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



harte ← → weiche
Strahlung

Anodenspannung ↑

$\lambda_{\text{min}} \downarrow$

$\lambda_{\text{modal}} \downarrow$

$E_{\text{photon}} \uparrow$

härtere Strahlung

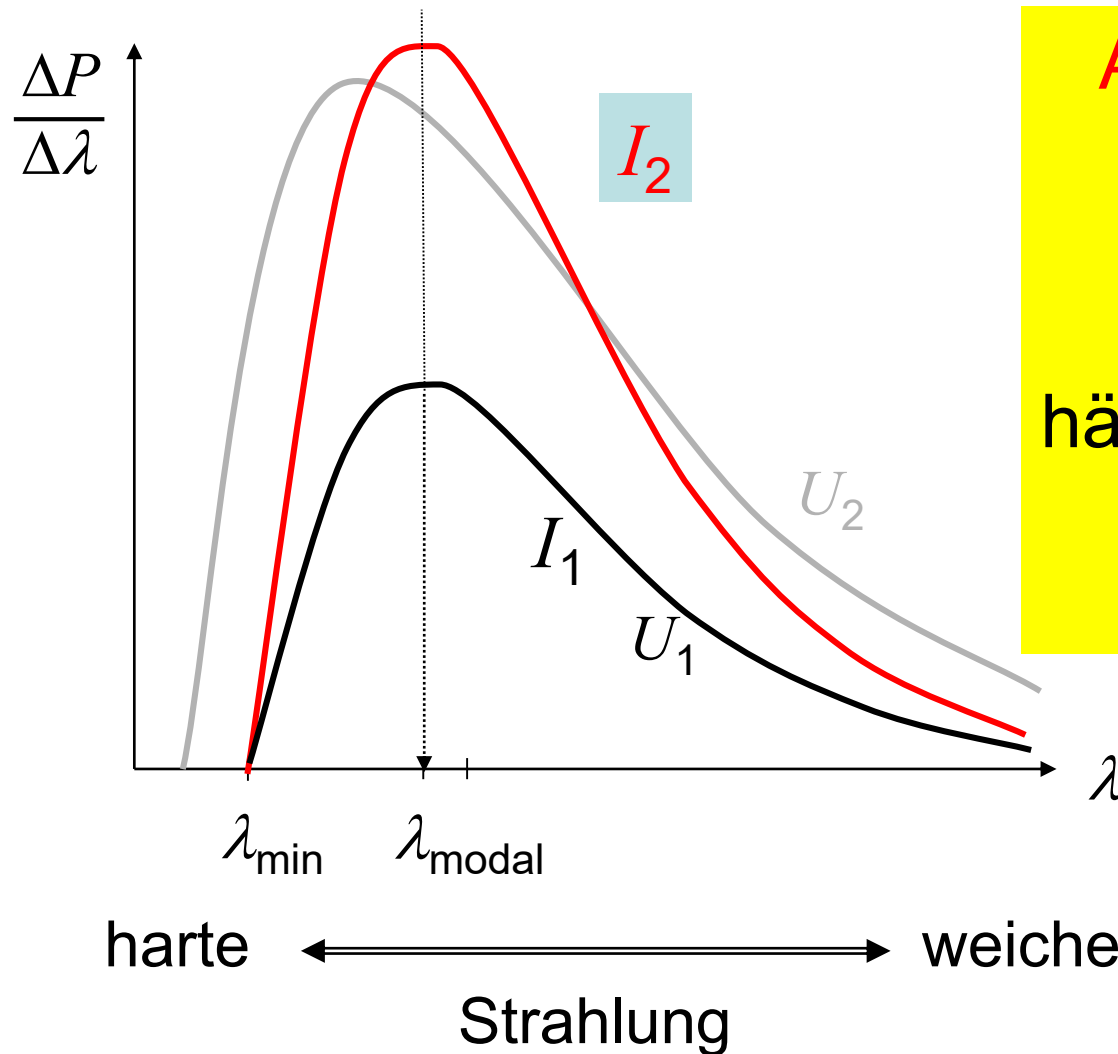
$N_{\text{photon}} \uparrow$

Leistung ↑↑

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

typischer η : 1% **99% Wärme!**

Emissionsspektrum der Bremsstrahlung



Anodenstrom \uparrow

λ_{\min} -

λ_{modal} -

E_{photon} -

härte d. Strahlung -

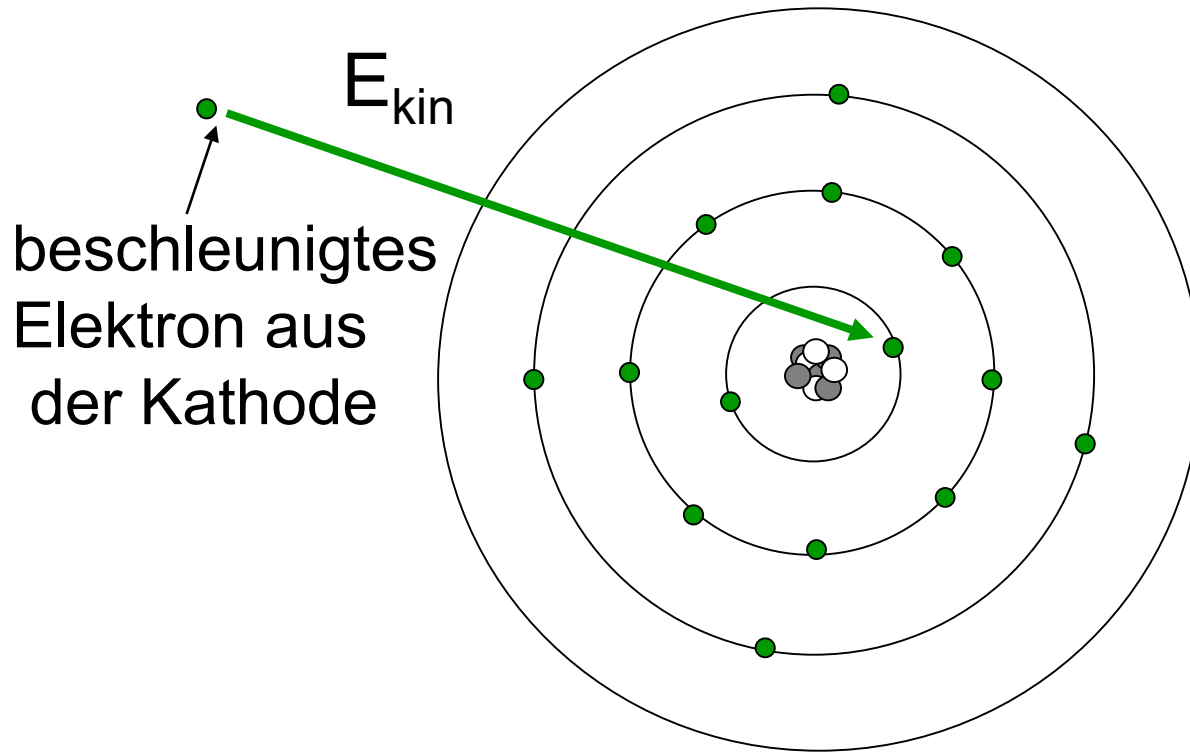
N_{photon} \uparrow

Leistung \uparrow

$$P \sim I$$

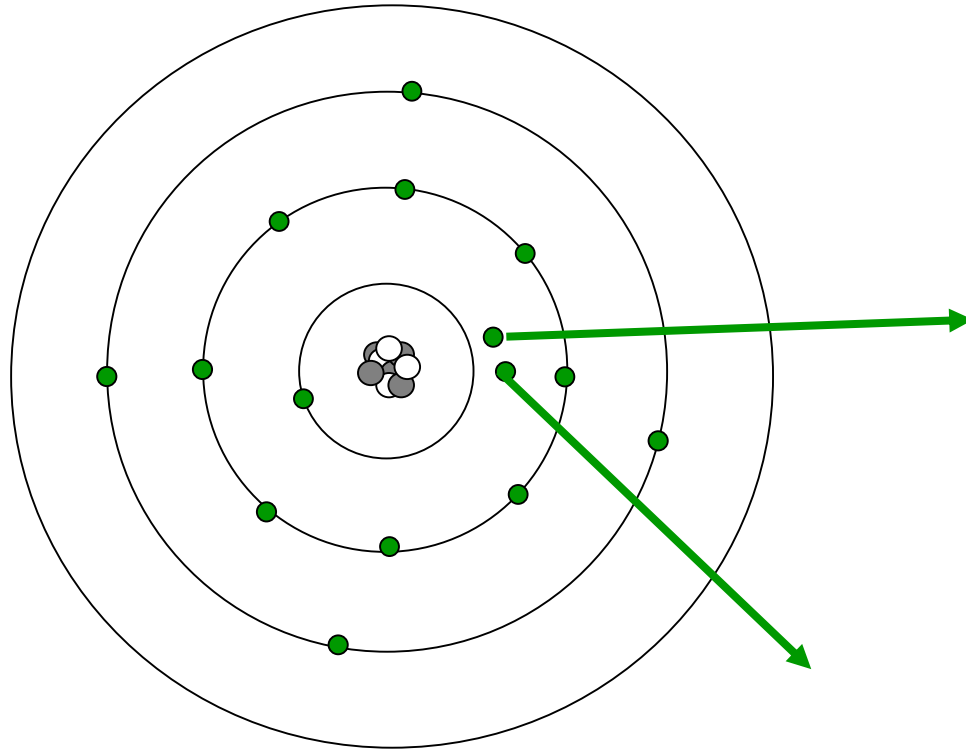
$$I_{\text{Anode}} = \frac{\Delta Q}{\Delta t} = \frac{\Delta n \cdot e}{\Delta t}$$

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



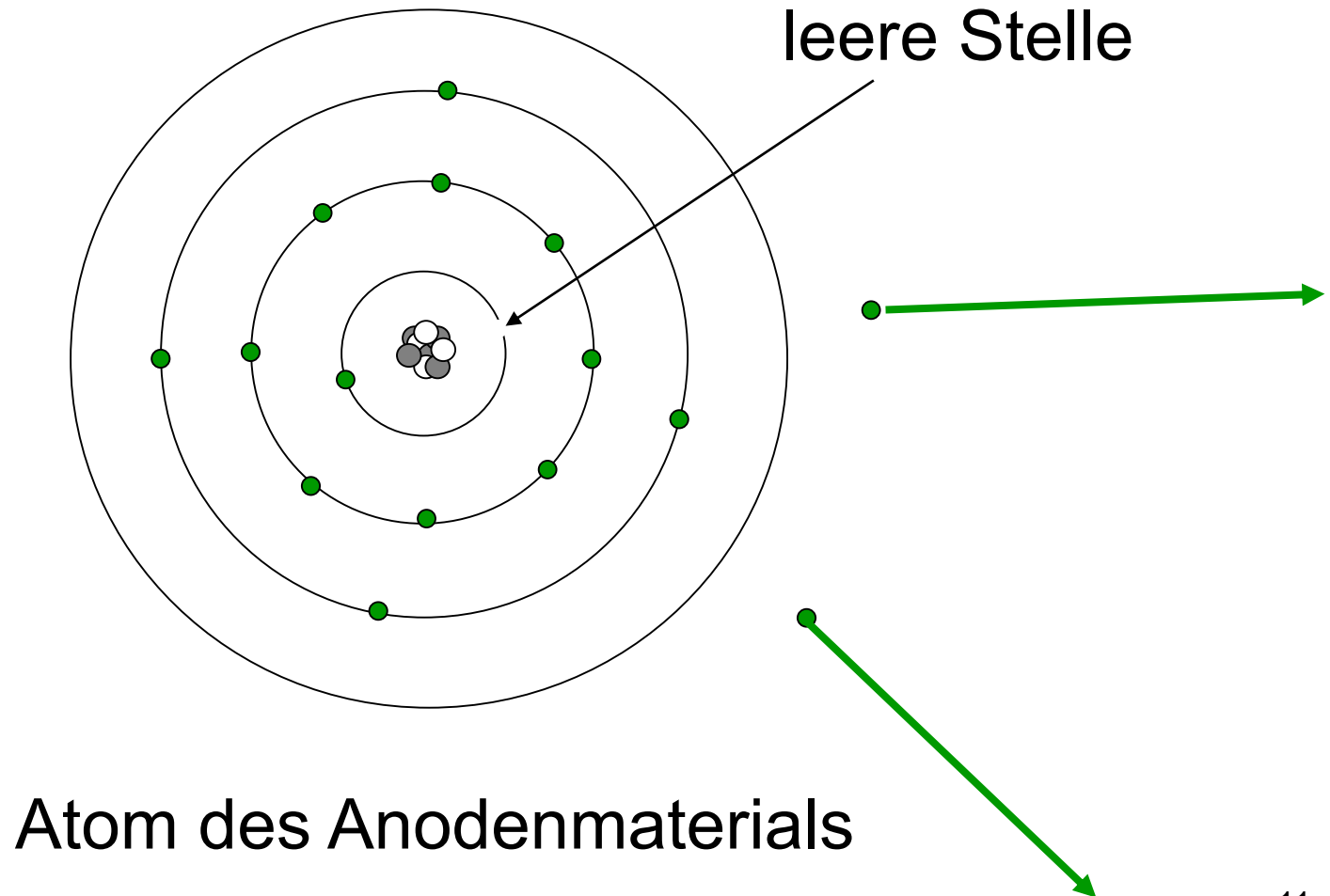
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung

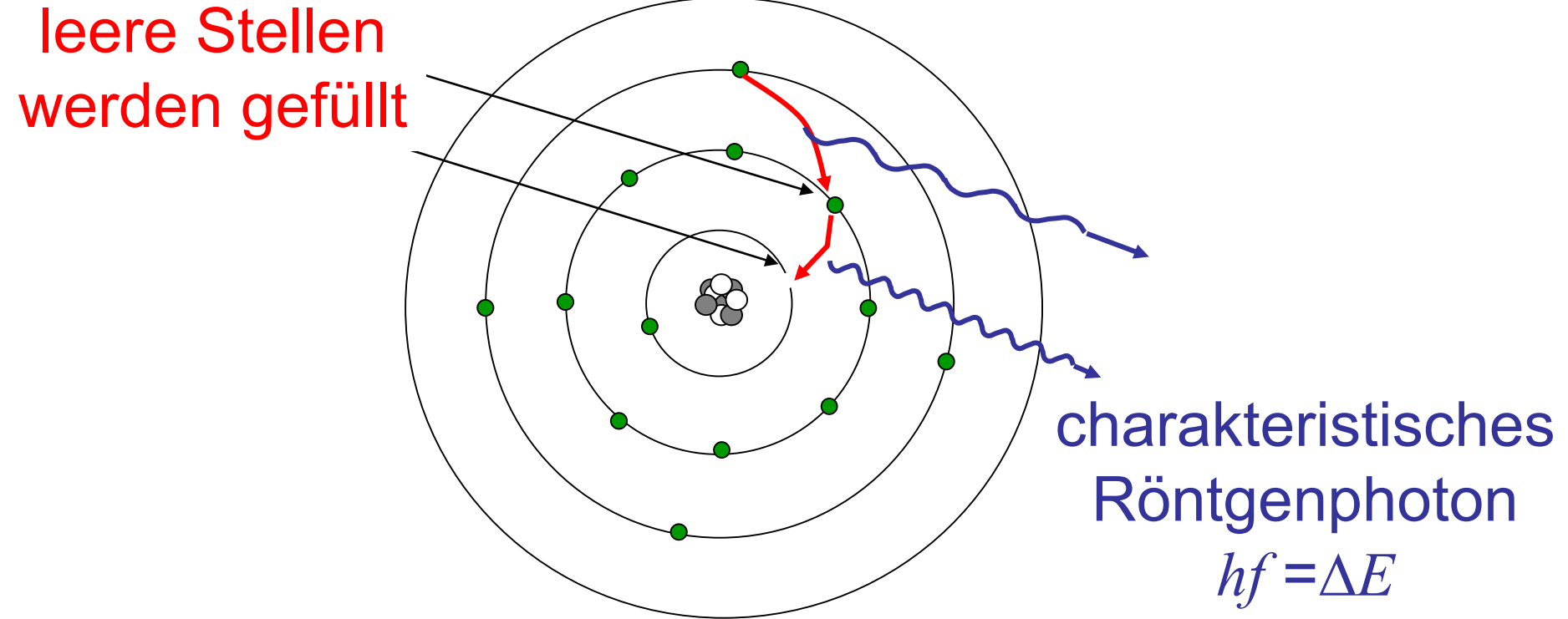


Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung

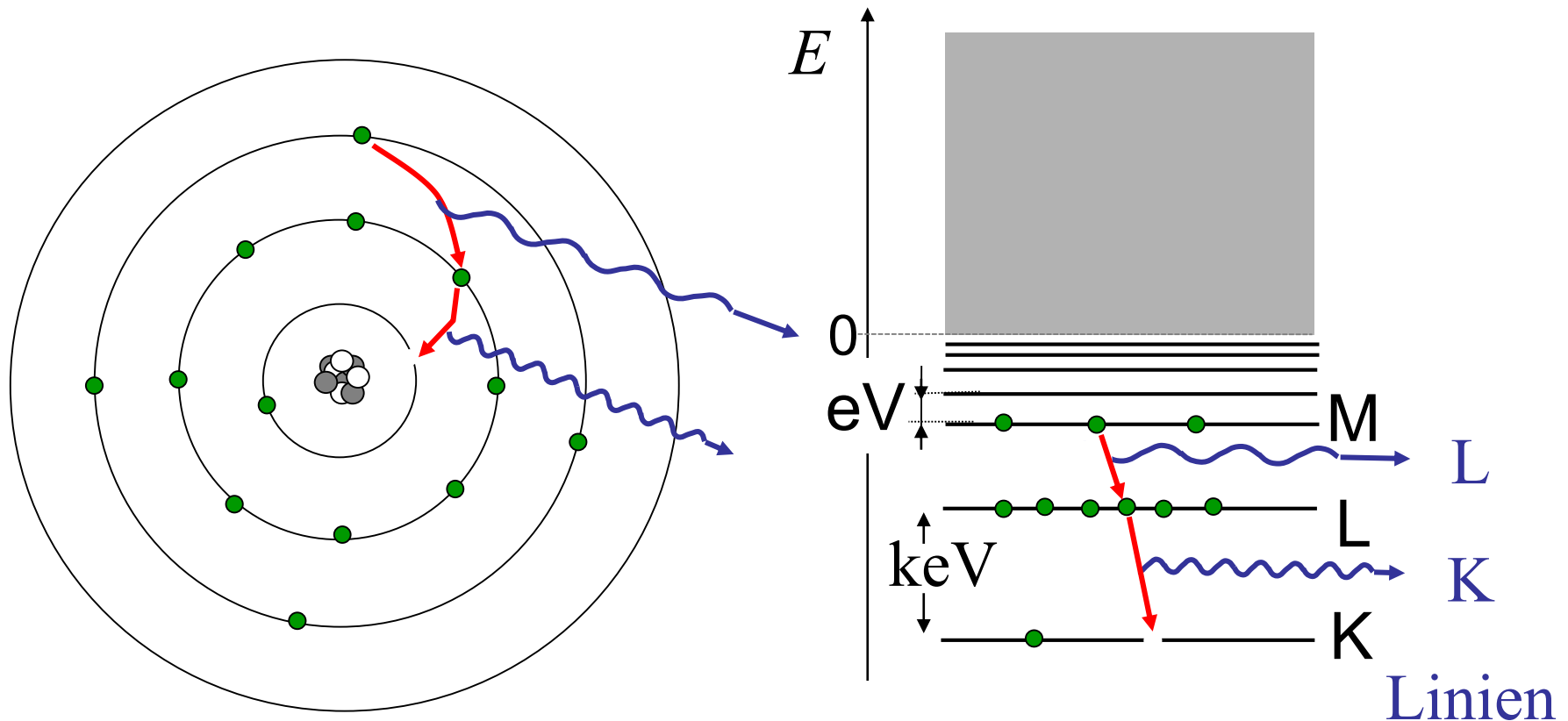


Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



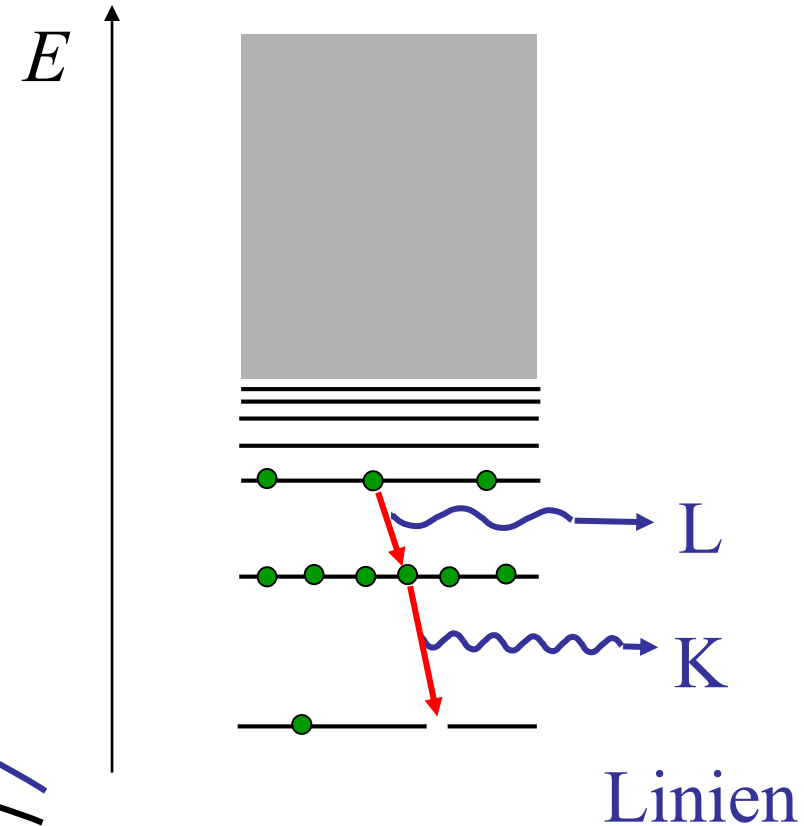
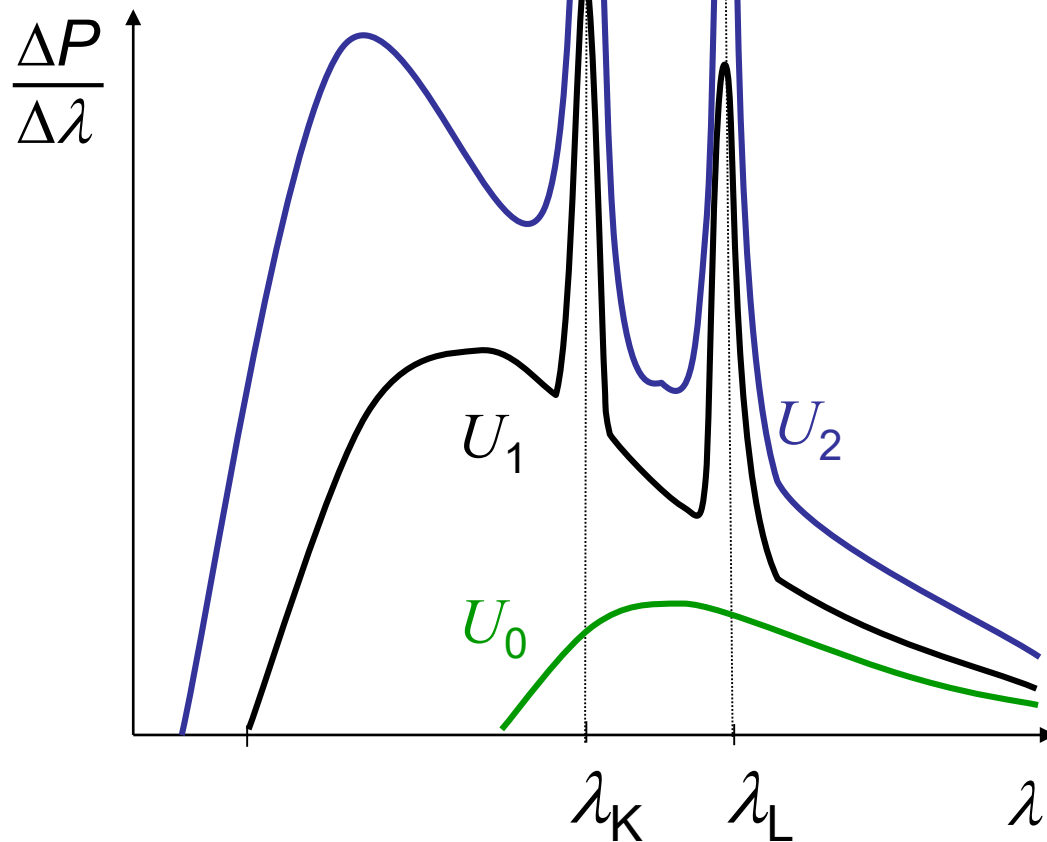
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



Atom des Anodenmaterials

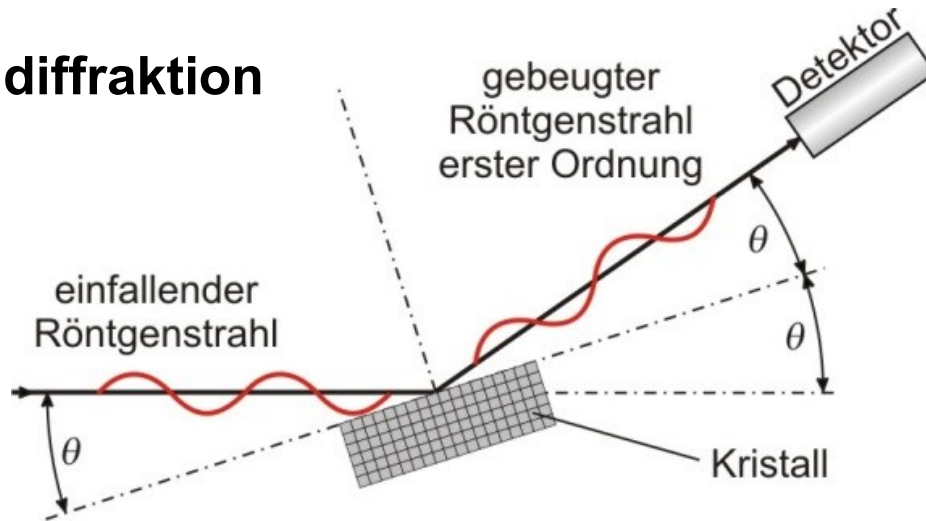
Spektrum der charakteristischen Röntgenstrahlung



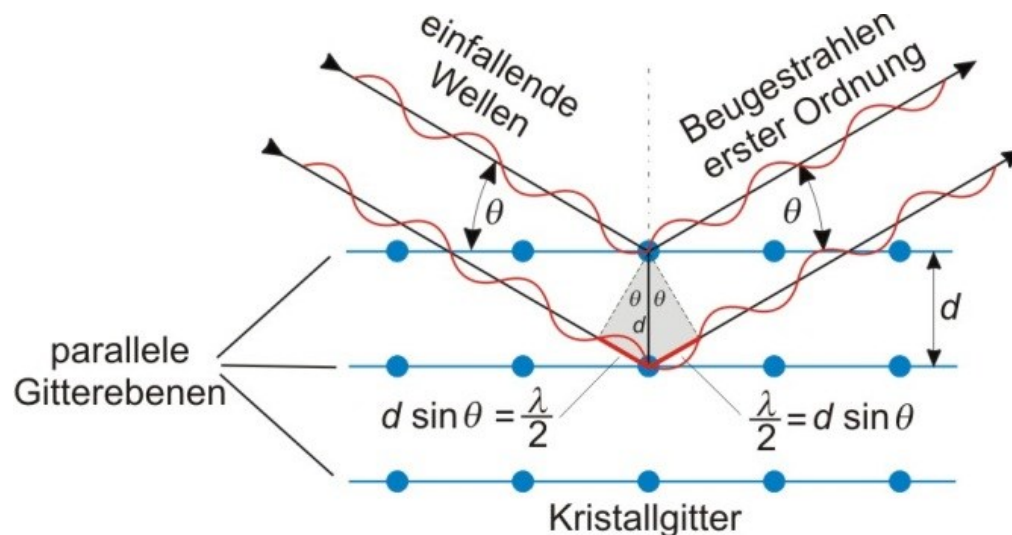
Anwendung der charakteristischen Röntgenstrahlung

- fast monochromatische Röntgenstrahlung
- Diagnostik (zB.: Mammographie)
- Strukturanalyse der Materie (Röntgenbeugung)

Umweg: Röntgendiffraktion



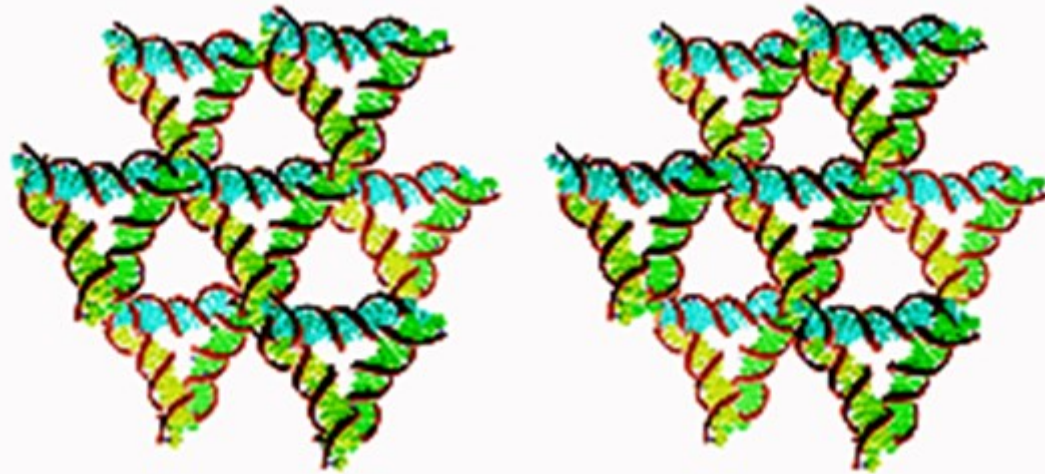
$$\lambda \approx 10\text{-}100 \text{ pm}$$



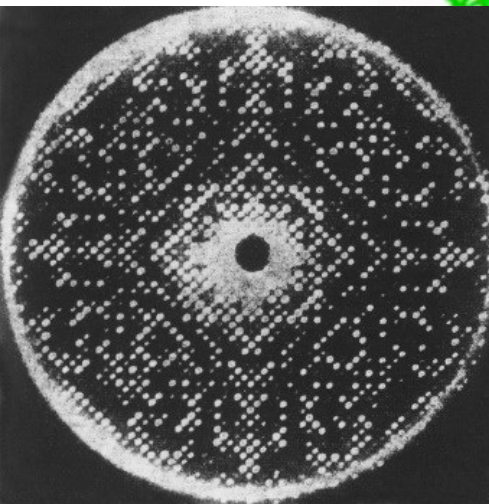
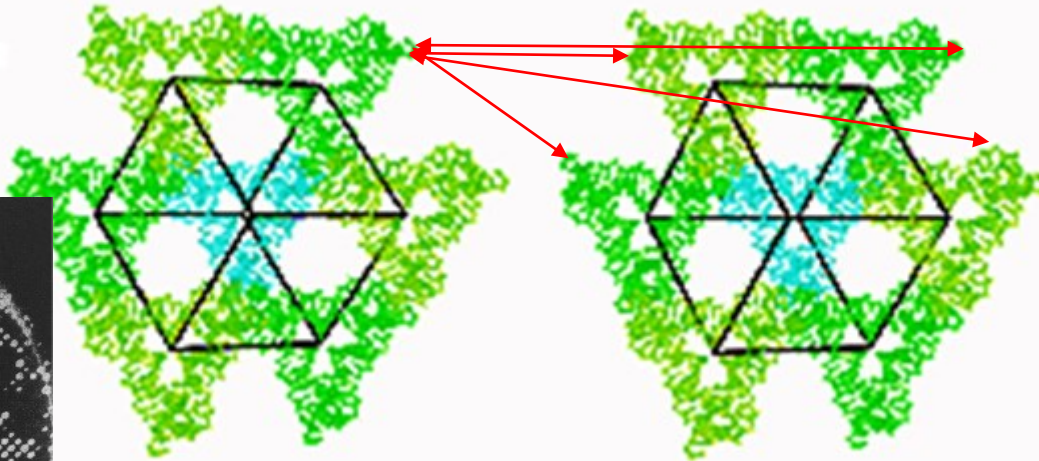
Bragg-Gleichung:

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

Molekulkristalle

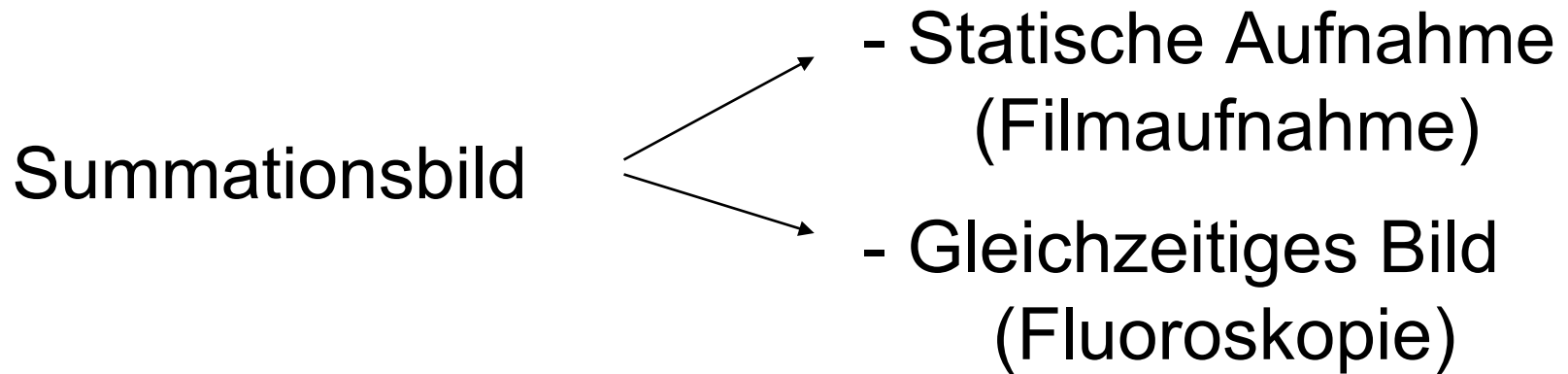


mehrere
Gitterkonstanten



kompliziertes Beugungsbild
modellierung ist „rückwärtz“

Röntgendiagnostische Verfahren

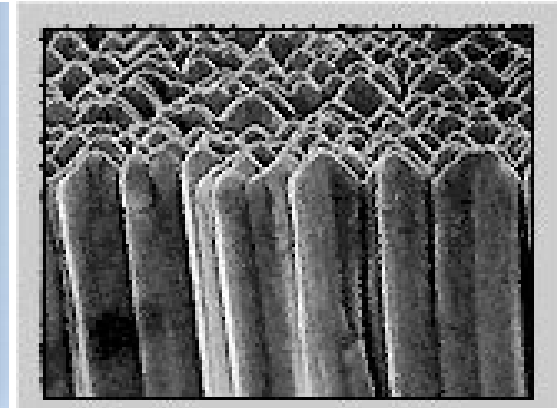


Tomographisches Bild CT

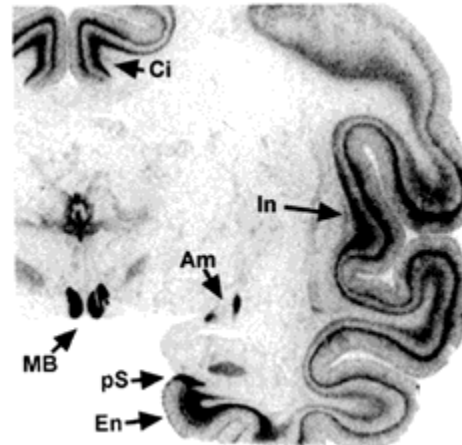
Spezialitäten: Anwendung von Kontrastmitteln,
Digitalisierung, Substraktion

Detektierung der Röntgen- (und γ -) Strahlung

Szintillation

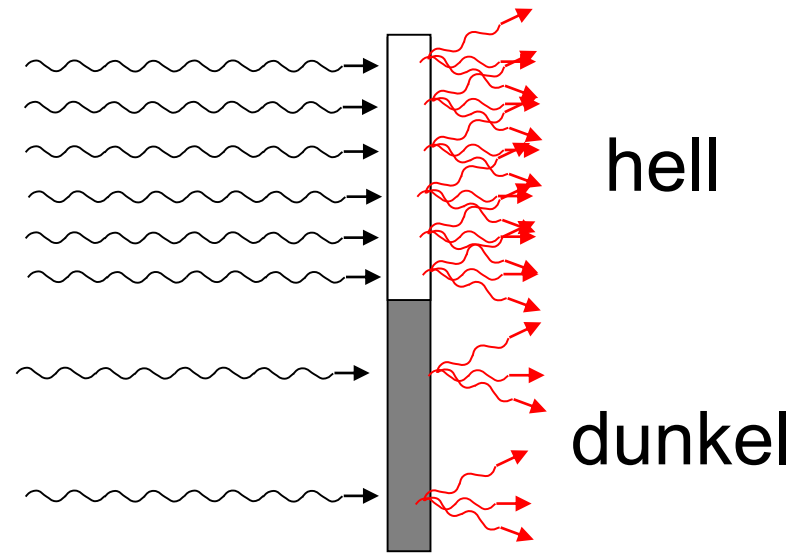
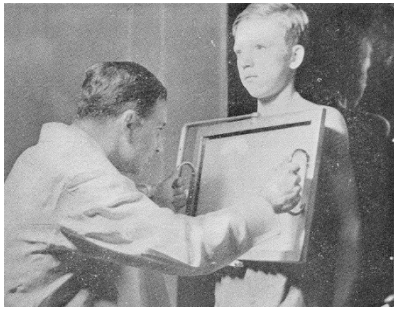


Photographie



Szintillation

Szintillationsschirm (Fluoroskopie)



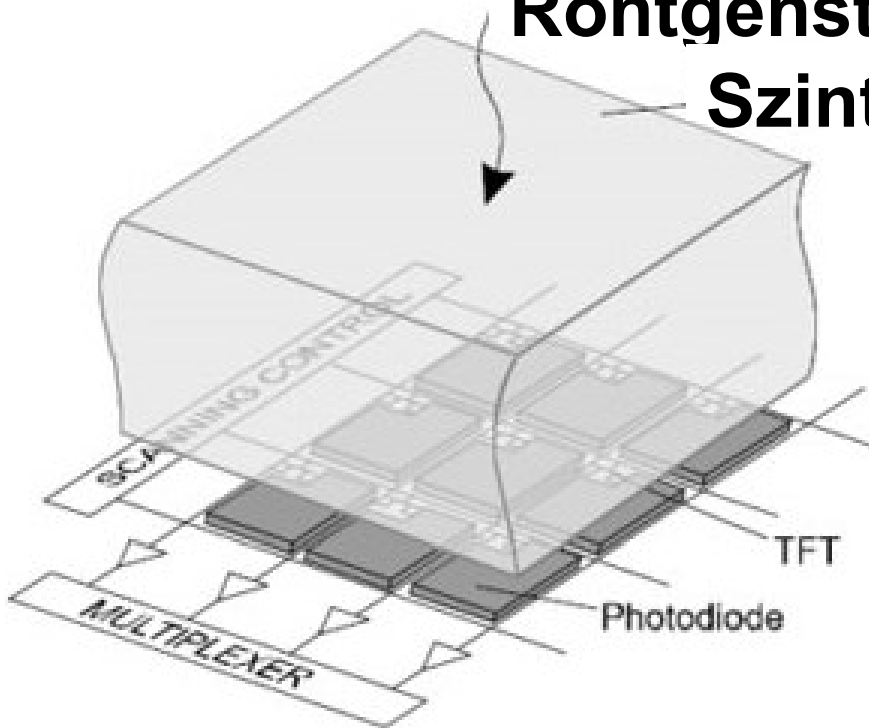
Fluoroskopie: Heute nur mit Bildverstärker!

Szintillation

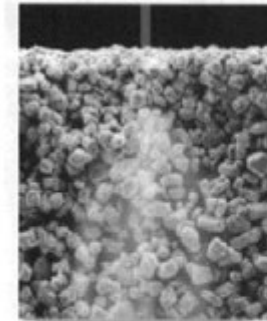
„Flat panel“ Röntgendetektor
zur digitalen Röntgentechnik



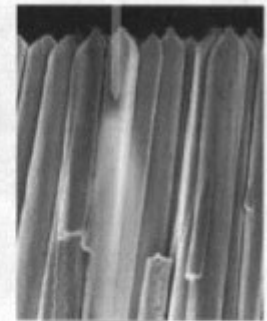
Röntgenstrahlung
Szintillator



Phosphor

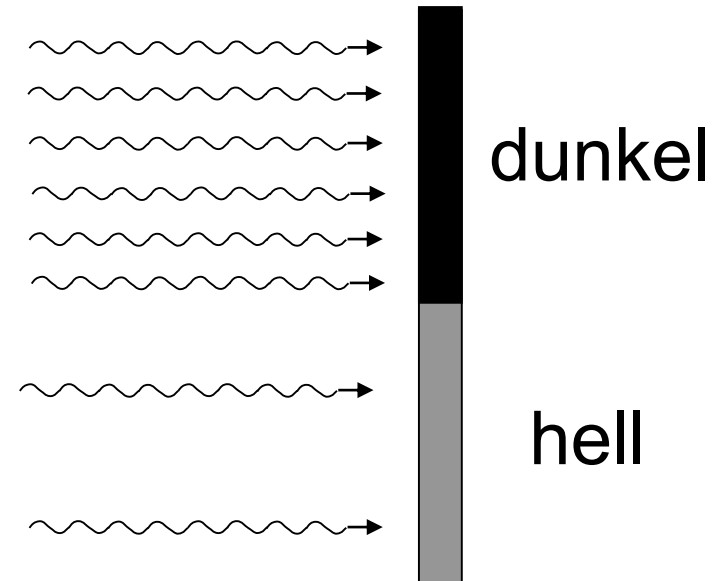
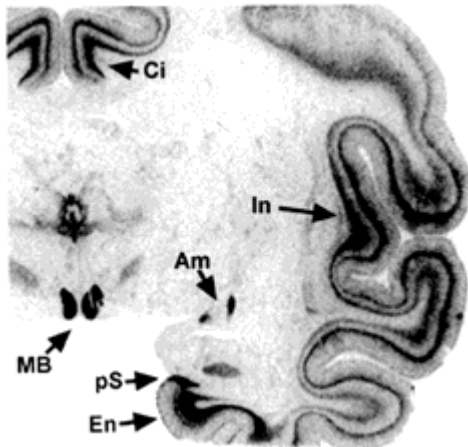
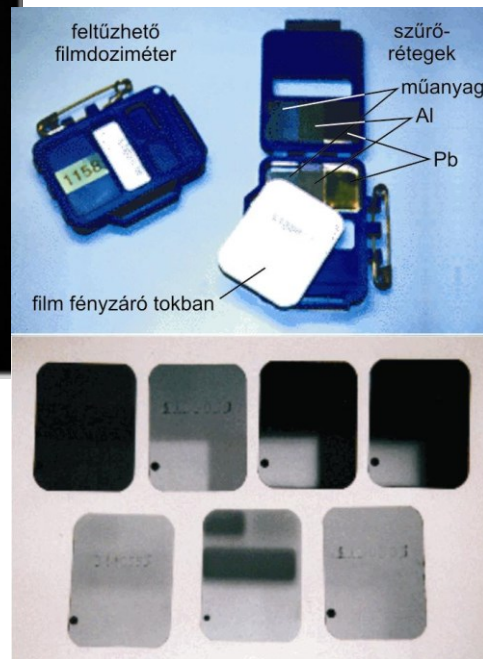


Cesium Iodide



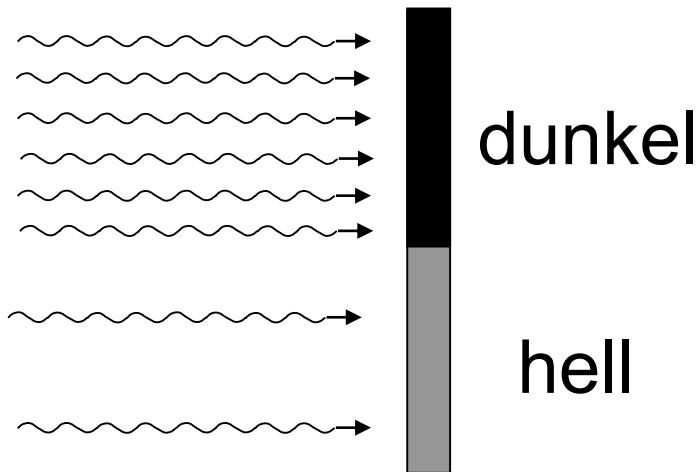
Photographie

Photochemischer Effect der Röntgenstrahlung: Schwärzung des Röntgenfilmes.

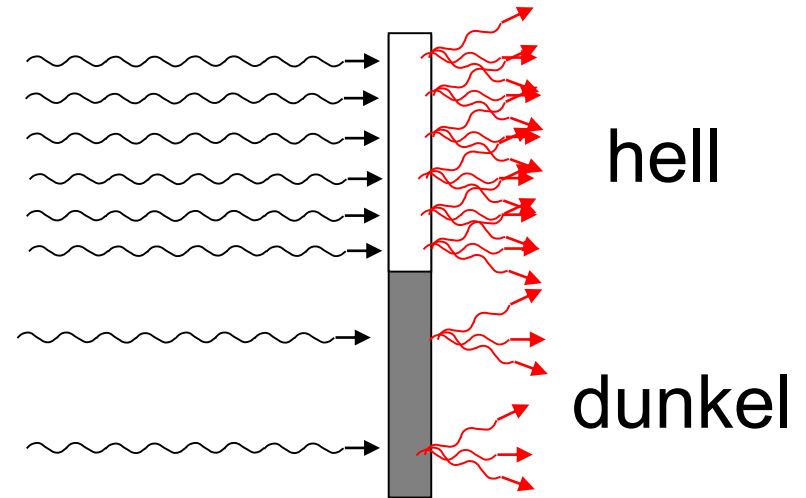


Vergleich des photographischen und fluoroskopischen Bildes

Photographisch

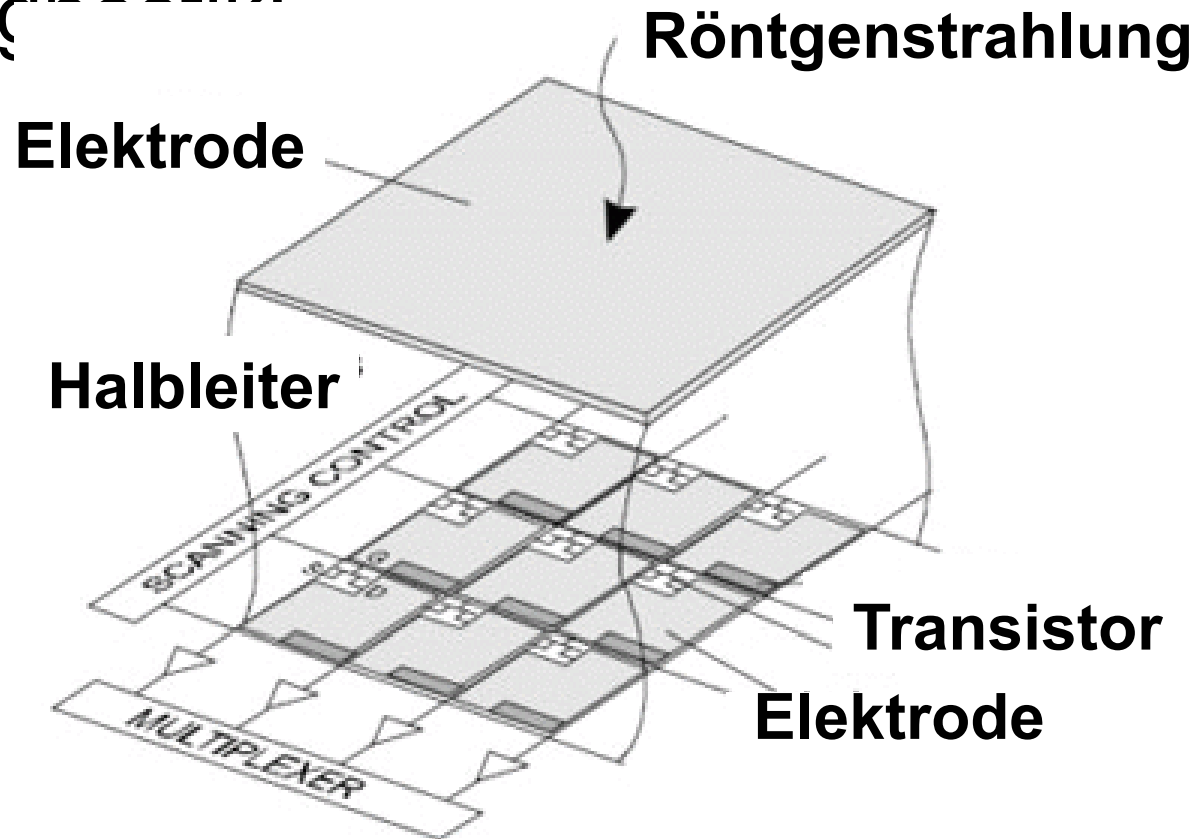


Szintillation (Fluoroskopie)

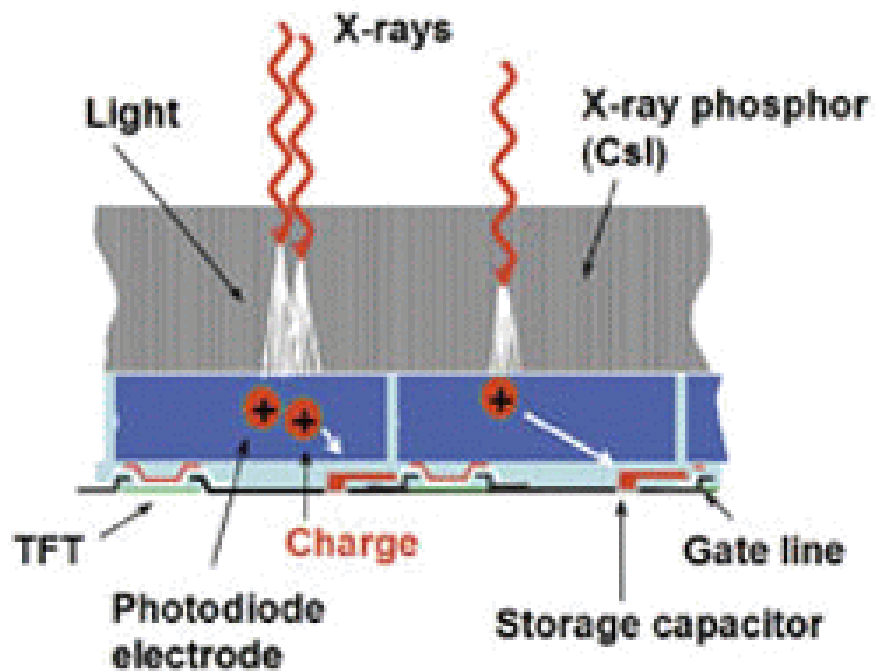


Halbleiter

Anwendung der Halbleiterdetektoren in der
Röntgendiagnostik

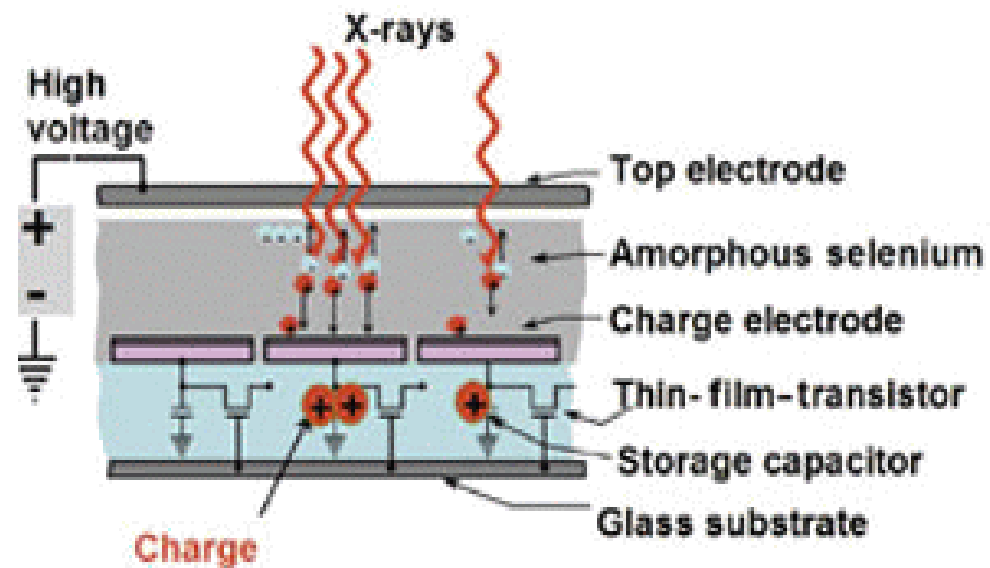


Vergleich von indirekten und direkten Halbleiterdetektoren



A. Indirect AMFPI: X-rays to light to charge

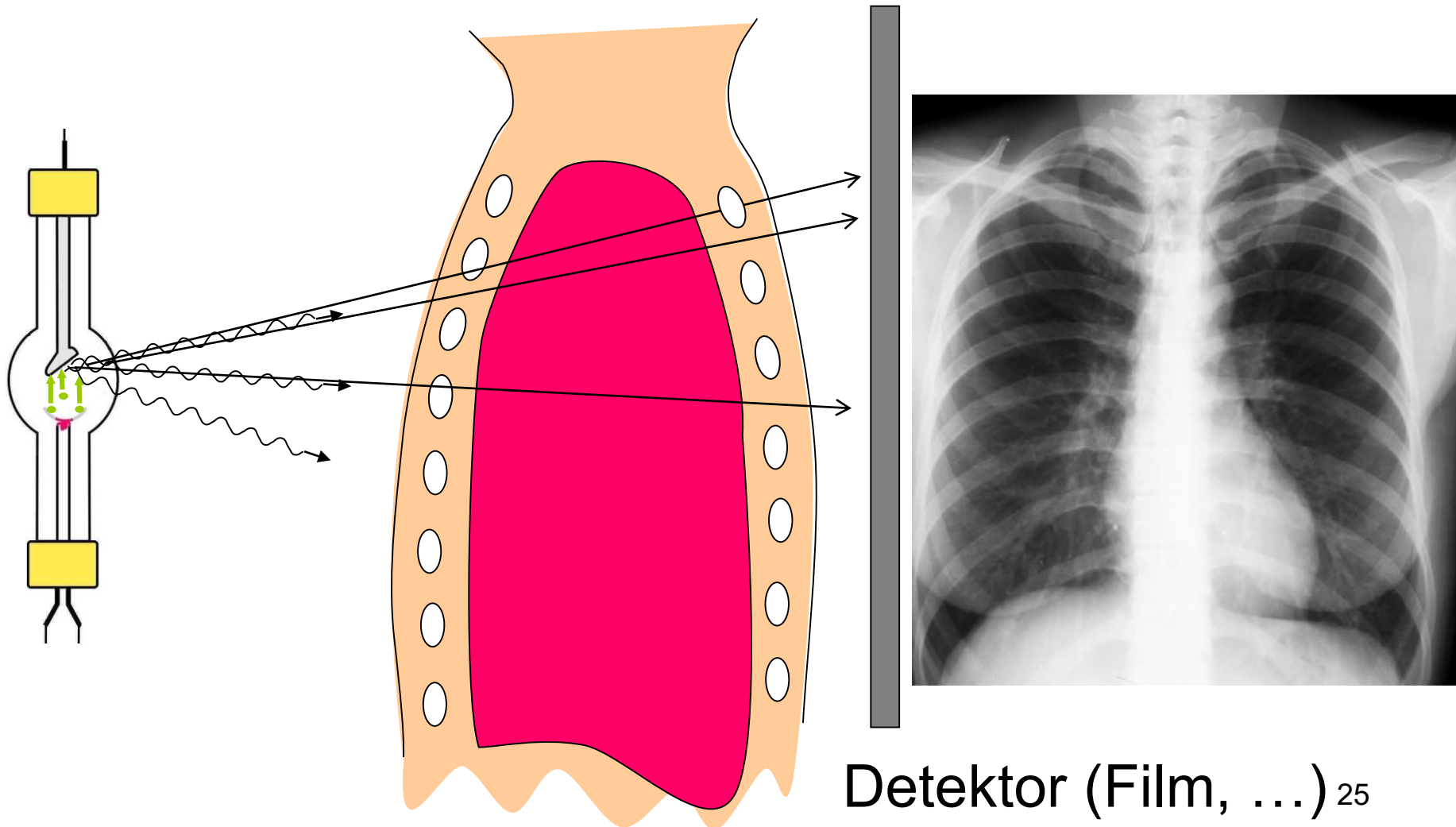
Indirekt



B. Direct AMFPI: X-rays to charge

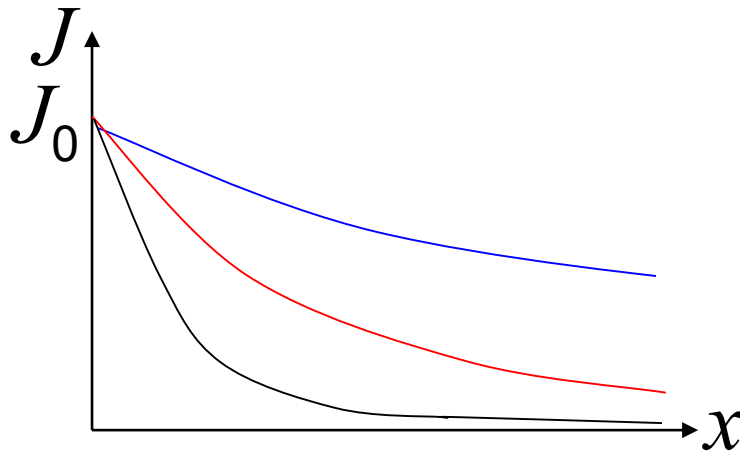
Direkt

Grundprinzip der Summationsaufnahmen



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:

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

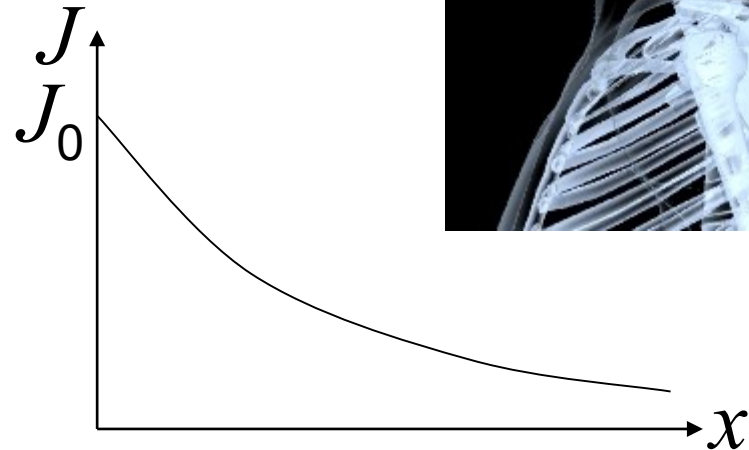
Dichte

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

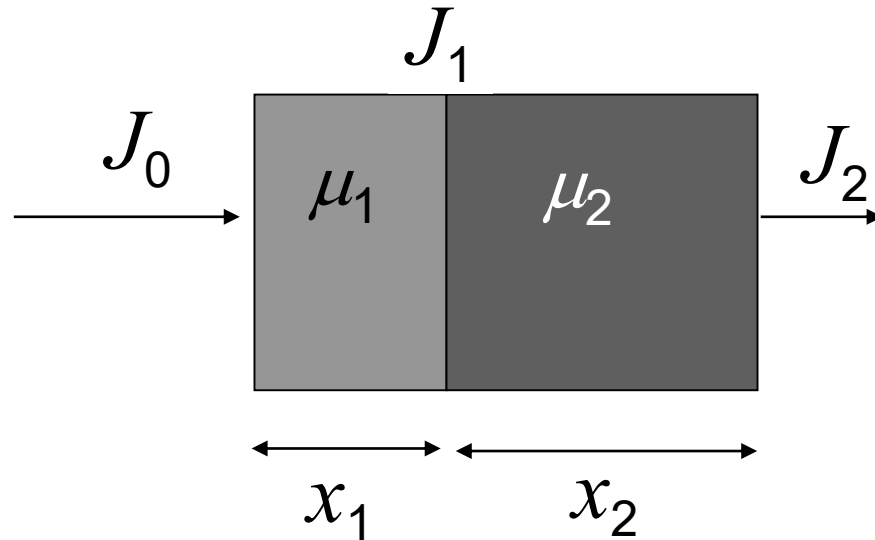
↑
Z: (effektive)
Ordnungszahl

↑
 λ oder E_{photon}

↑
Massen-
schwächungs-
koeffizient



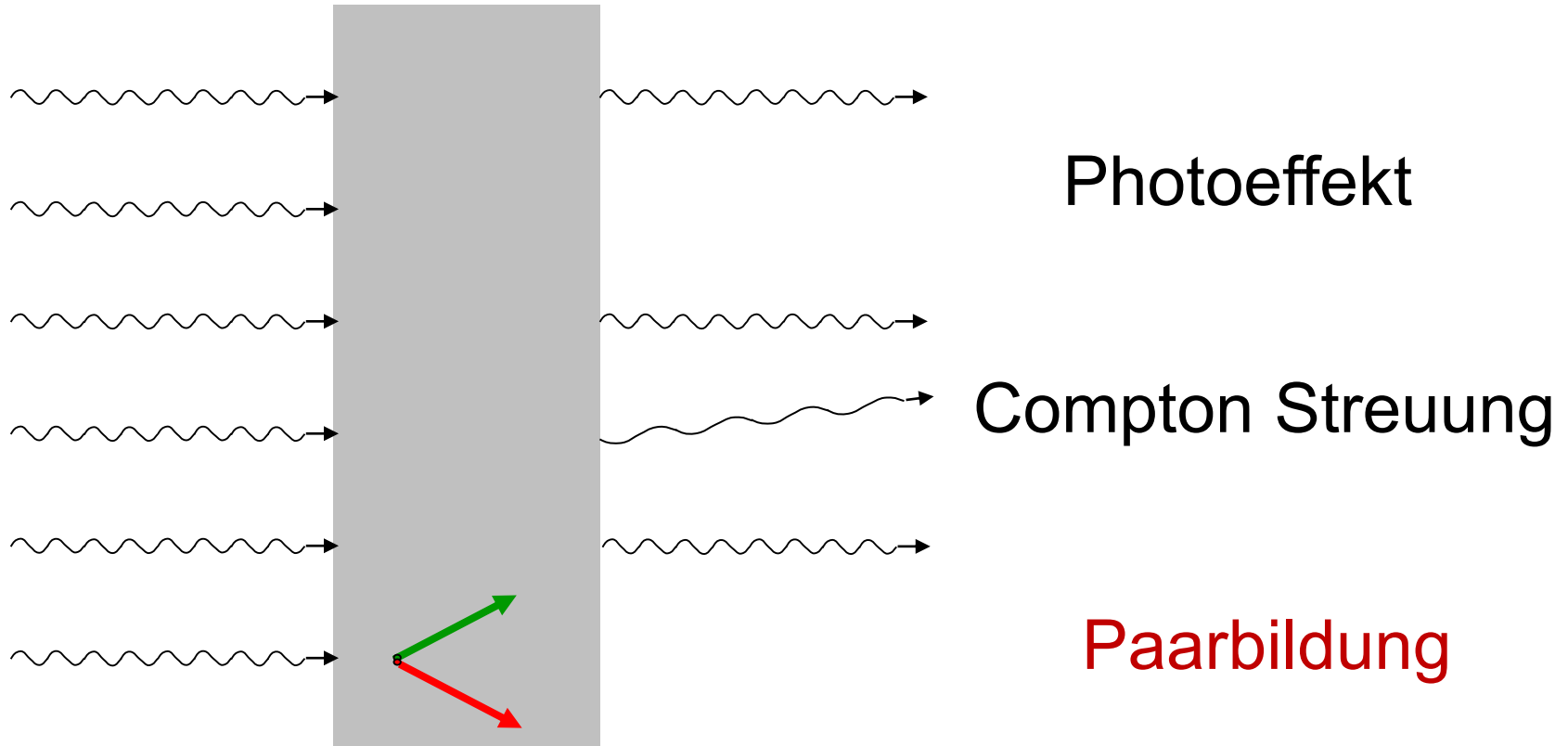
Absorption von inhomogenen Körper



$\mu \cdot x$ Werte sind
addiert
(summiert)
Summationsbild

$$J_1 = J_0 e^{-\mu_1 x_1}$$
$$J_2 = J_1 e^{-\mu_2 x_2} = J_0 e^{-\mu_1 x_1} e^{-\mu_2 x_2} = J_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2)}$$

Teilprozesse der Schwächung der Röntgenstrahlung

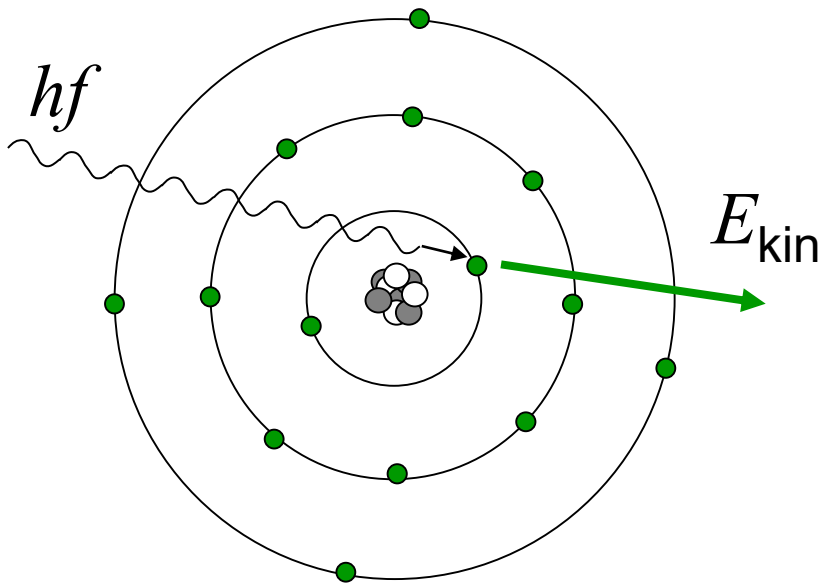


partielle Massenschwächungskoeffizienten

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

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

Photoeffekt



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

$$\tau_m \sim \lambda^3 \cdot Z^3$$

starke Z Abhängigkeit!
diagn. Bedeutung!

Beispiel:

10% Z Erhöhung

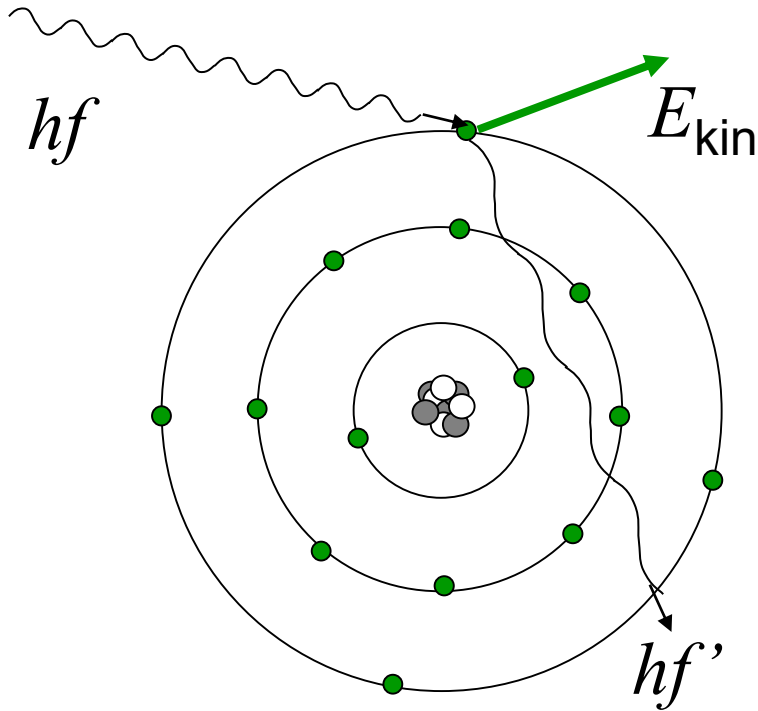
110%=1,1

$1,1^3=1,331$

33% τ_m Erhöhung!

bei weicher Strahlung

Compton Streuung



$$\sigma_m \sim Z/A$$

praktisch unabhängig von Z !

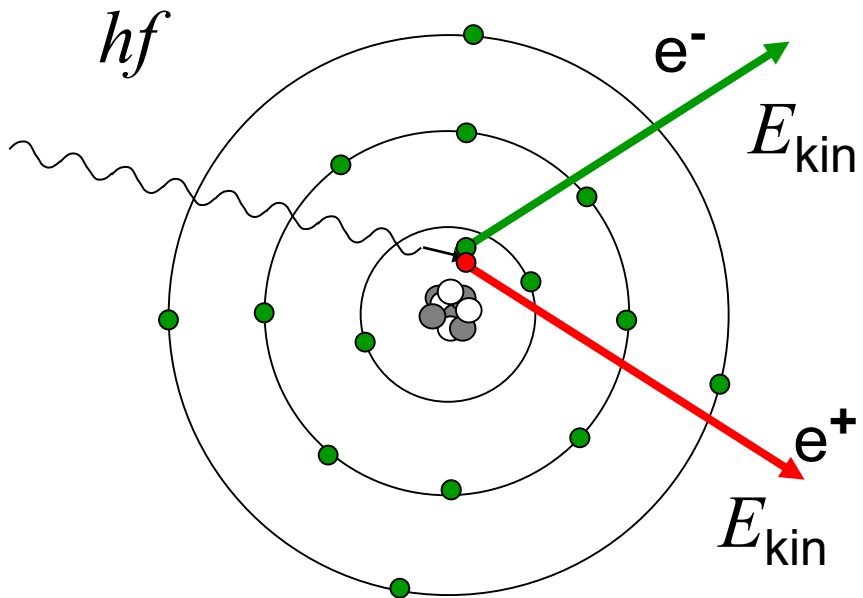
zB:

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

Schwache Wellenlängenabhängigkeit:

$$\sigma_m \sim \sqrt{\lambda}$$

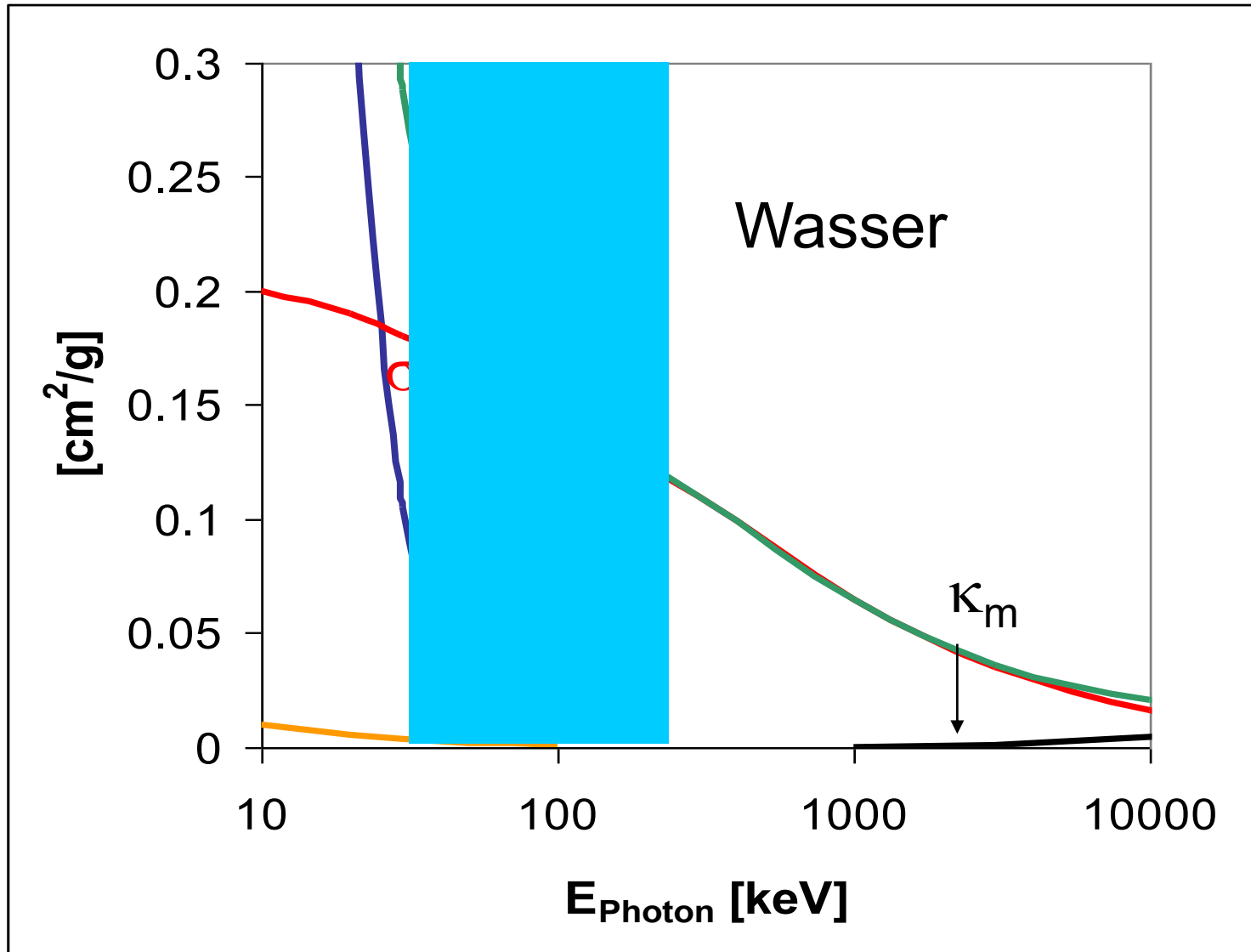
Paarbildung



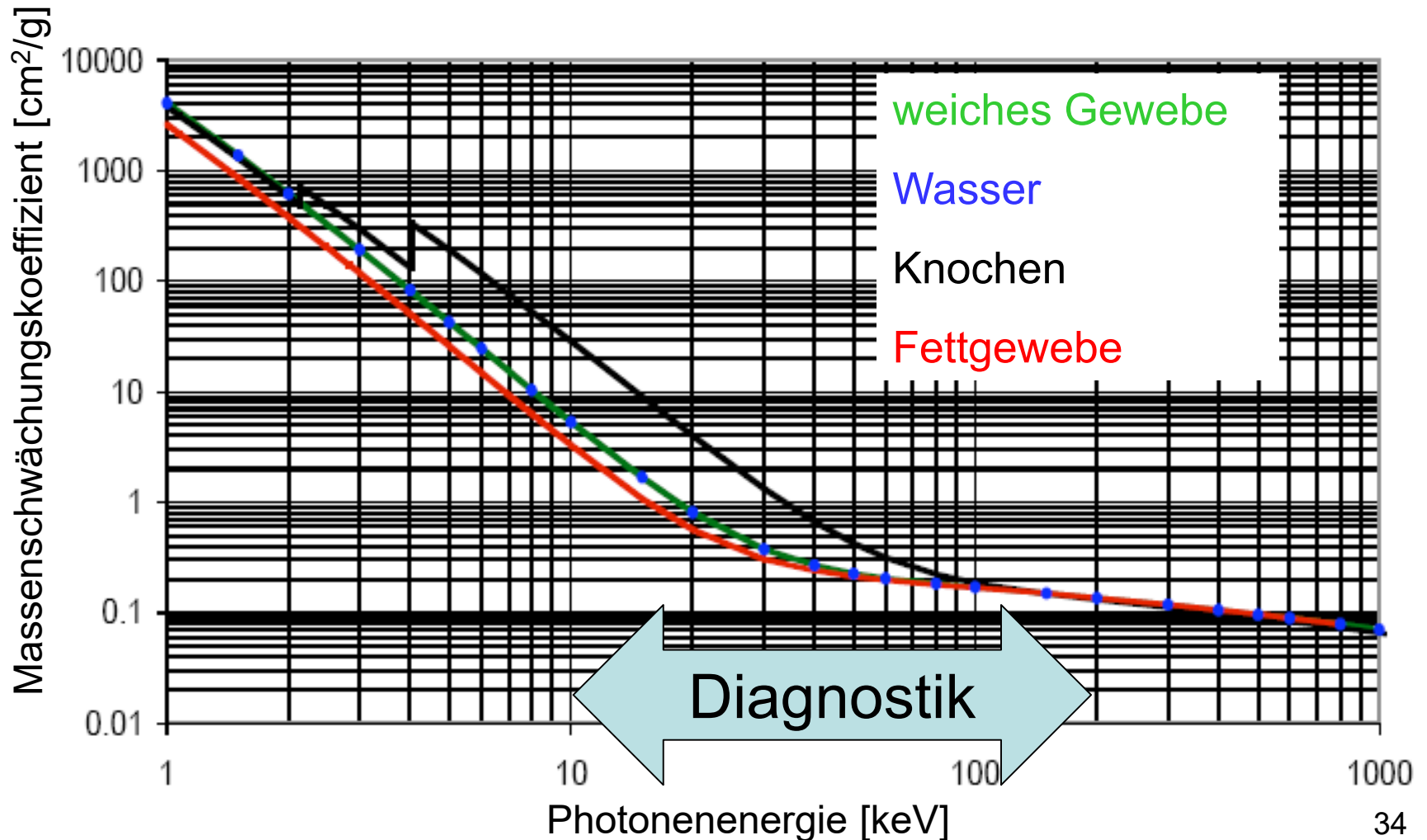
$$hf \geq 2 m_e c^2 \approx 1\text{MeV}$$

nur bei therap. Rtg.
und γ -Strahlung

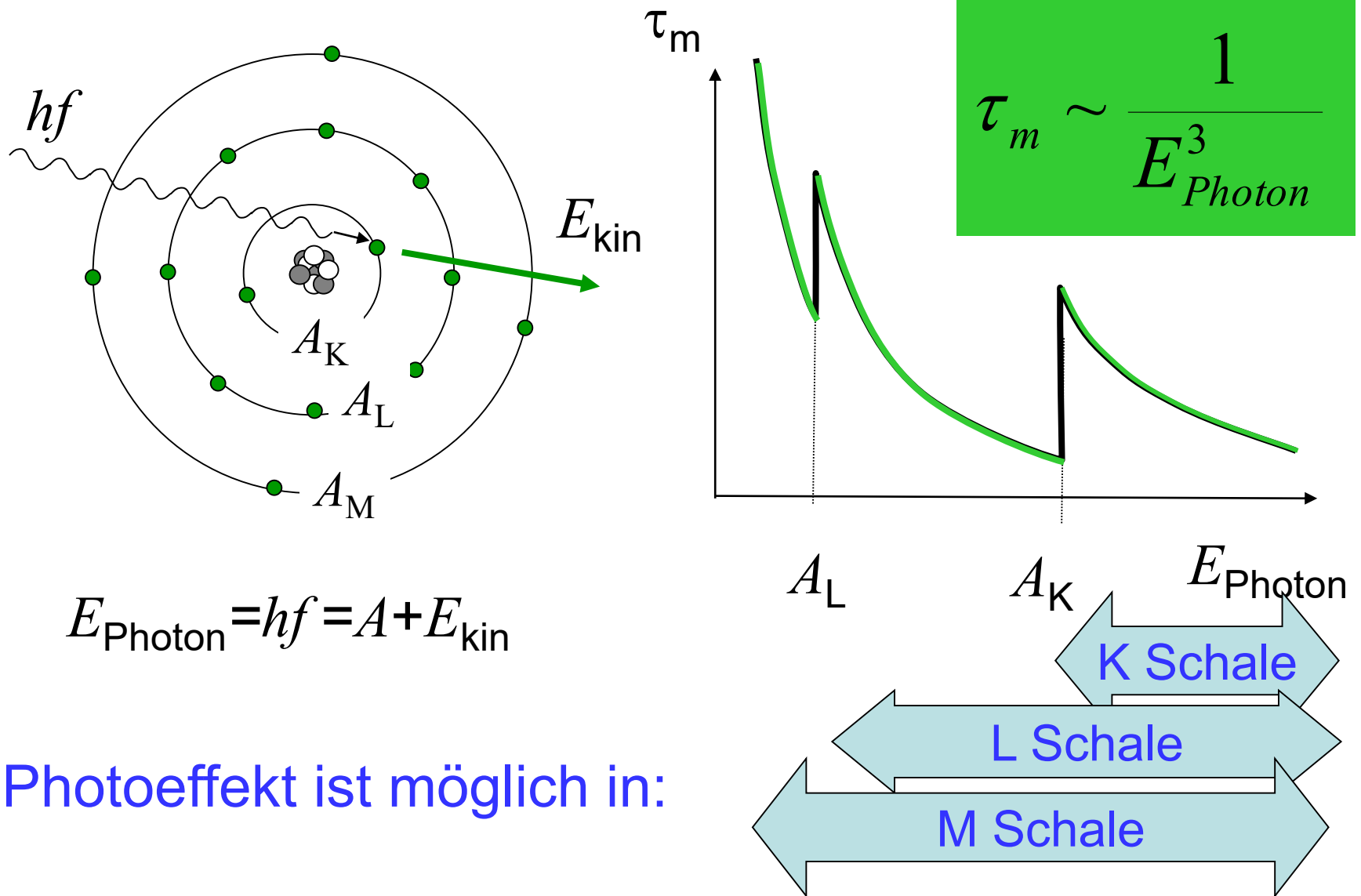
Photonenenergieabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten



Photonenenergieabhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten



Absorptionskanten



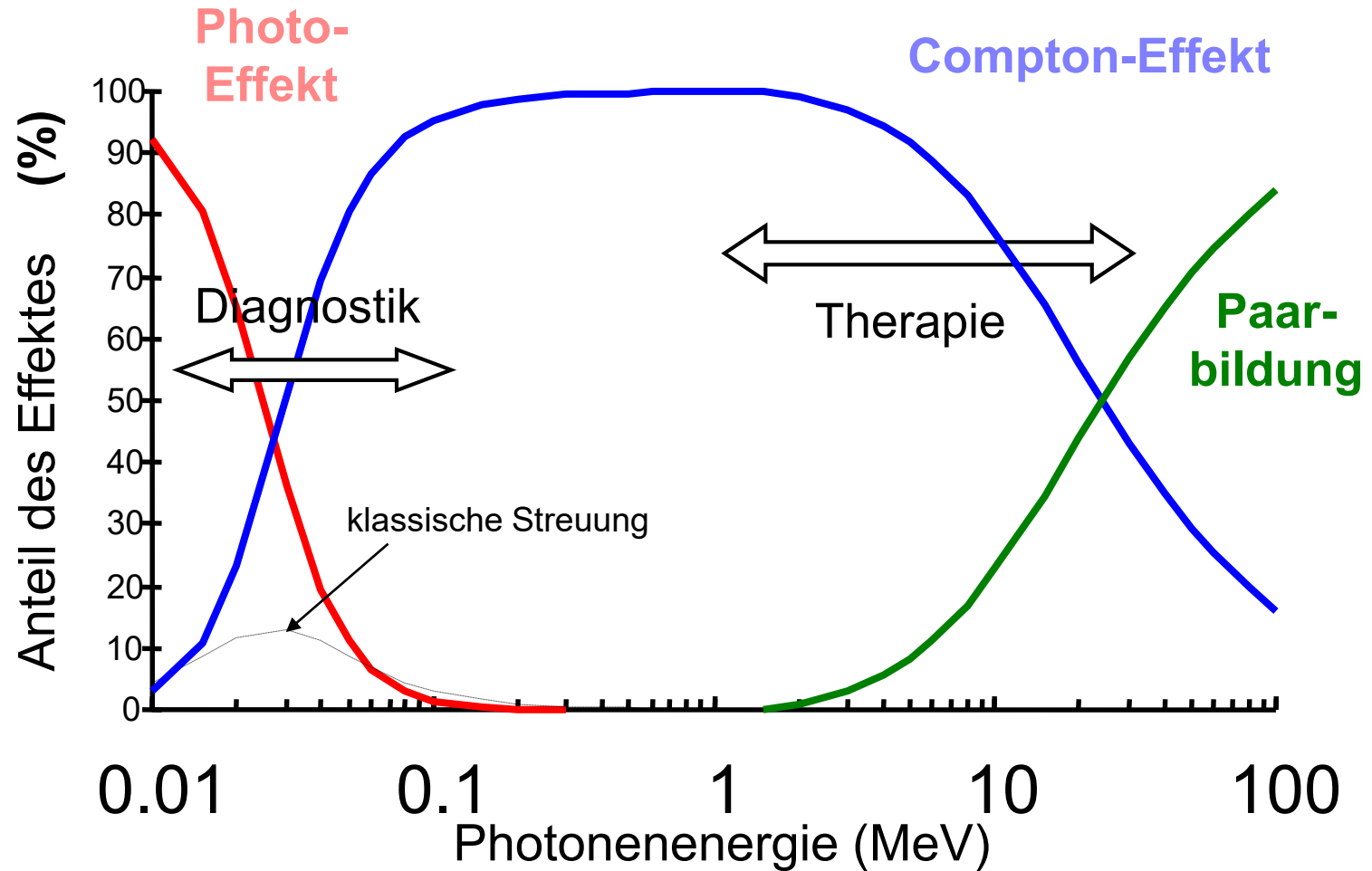
Photoeffekt ist möglich in:

Zusammenfassung der Schwächungsmechanismen

Mechanismus	Abhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten		Wichtiger Bereich im Gewebe
	von E	von Z	
Photoeffekt	$\sim 1 / E^3$	$\sim Z^3$	10 - 100 keV
Compton-Effekt	nimmt ab mit E	unabhängig $\sim Z/A$	0.1 - 5 MeV
Paarbildung	nimmt zu mit E	$\sim Z^2$	> 5 MeV

**Kontrast des Röntgenbildes:
Photoeffekt ($\sim Z^3$)**

Verteilung der Effekte der Strahlenschwächung für Wasser



Effektive Ordnungszahl

Bei Verbindungen oder Mischungen:

$$Z_{\text{eff}} = \sqrt[3]{\sum_{i=1}^n w_i Z_i^3}$$

Z_i : Ordnungszahl von i-ten Atomtyp

w_i : Elektronenzahlverhältnis

zB: Wasser H_2O 10 Elektronen: 2 von H, 8 von O

$$Z_{\text{H}}=1, Z_{\text{O}}=8, \quad w_{\text{H}}=0,2 \quad w_{\text{O}}=0,8$$

$$Z_{\text{eff}} = \sqrt[3]{0,2 \cdot 1^3 + 0,8 \cdot 8^3} = 7,4$$

Warum die unterschiedliche gewebe unterschiedlich absorbieren?

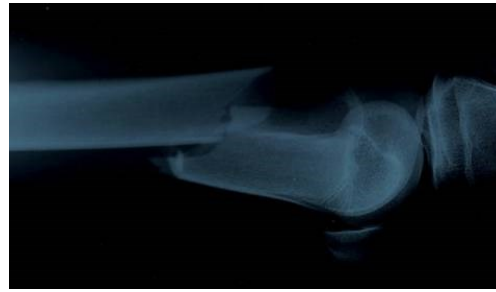
Effektive Ordnungszahl der Gewebe

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

Kontrast bei der Röntgenaufnahme

Ein Beispiel



Schwächung durch Photoeffekt:

$$\frac{\tau_{m,\text{Knochen}}}{\tau_{m,\text{weiches Gewebe}}} = \frac{Z_{\text{eff,Knochen}}^3}{Z_{\text{eff,weiches Gewebe}}^3} = \frac{13,8^3}{7,4^3} = 6,5$$

Schwächung durch Compton Streuung:

$$\frac{\sigma_{m,\text{weiches Gewebe}}}{\sigma_{m,\text{Knochen}}} = 1 \quad \sigma_m \text{ ist fast } Z\text{-unabhängig! aber}$$

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m \quad \mu = \mu_m \quad \rho$$

$$\rho_{\text{wG}} = 1,05$$

$$\rho_{\text{Knochen}} = 1,7 \dots 1,8$$

wenn $\tau_{m,\text{wG}} = \sigma_{m,\text{wG}}$

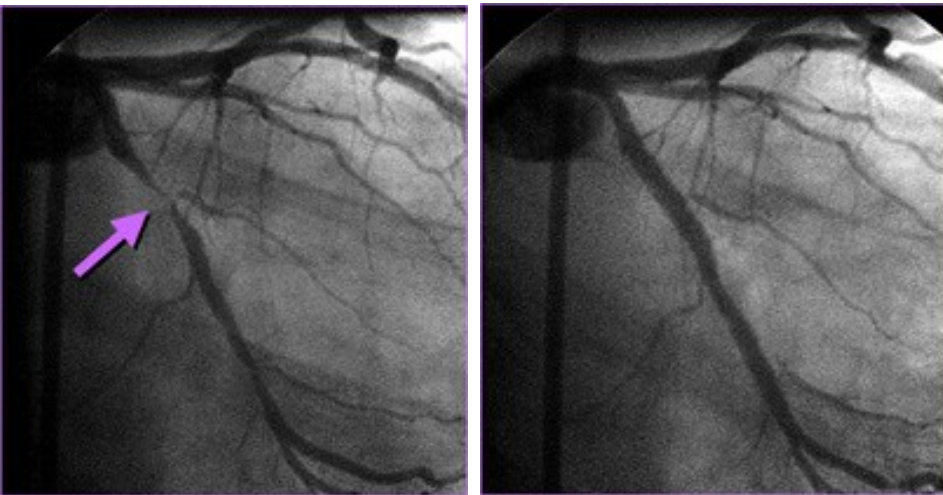
$$\frac{\mu_{\text{Knochen}}}{\mu_{\text{weiches Gewebe}}} = \frac{6,5 + 1}{1 + 1} \cdot \frac{1,75}{1,05} = 6,25$$

Positives Kontrastmittel

mehr Absorption

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

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



Jod ($Z=53$)
Blutgefäß (Angiographie)

Barium
($Z=56$)
Magen,
Darm
in Form
von
 BaSO_4



Negatives Kontrastmittel, Doppelkontrast

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

