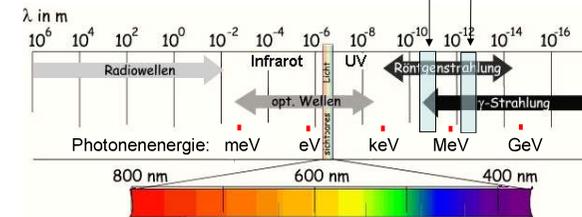




Charakterisierung der Röntgenstrahlung

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



- 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 (erste Nobel Preis in Physik)
- ... heute: 3D Röntgen-CT



Entstehung der Röntgenstrahlung

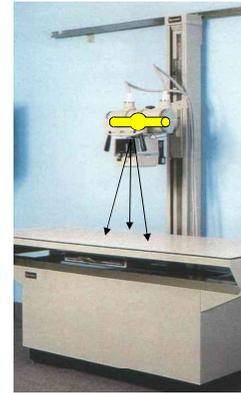
Röntgenstrahlung Entsteht wenn
hochenergetische (beschleunigte)
geladene Teilchen ihre Energie abgeben.

Elektronen E_{kin}

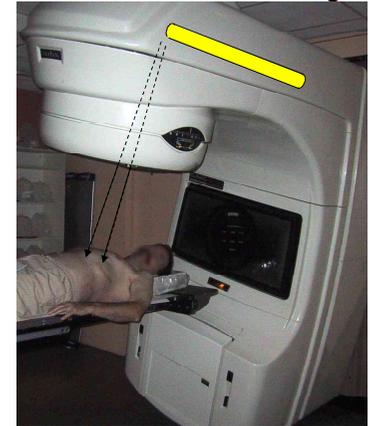
Röntgenröhre (Diagnostik)
Teilchenbeschleuniger (Therapie)

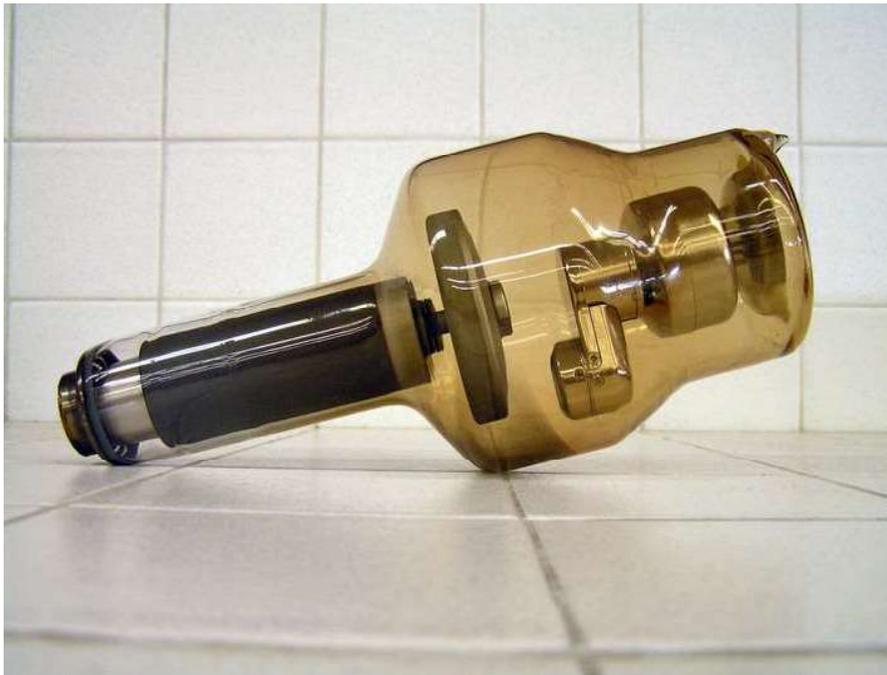
Geräte zur Erzeugung der Röntgenstrahlung

Röntgenröhre

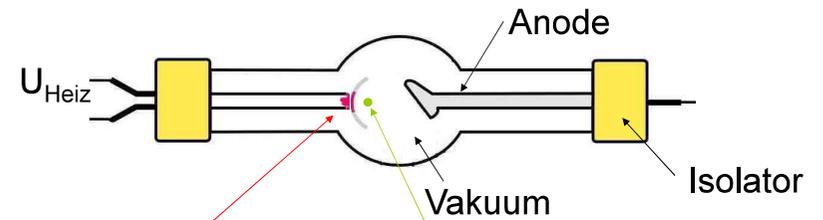


Teilchenbeschleuniger





Die Röntgenröhre (1)

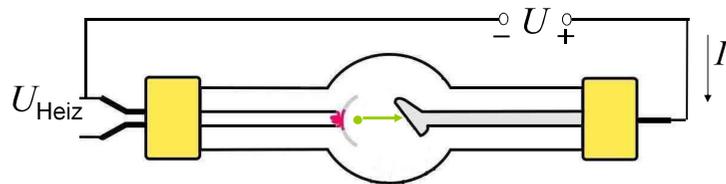


Heizkathode: Heizung (T Erhöhung) \Rightarrow Erhöhte thermische Energie \Rightarrow Elektronen treten aus der Kathode aus.

(Glühelektrischer Effekt)



Die Röntgenröhre (2)



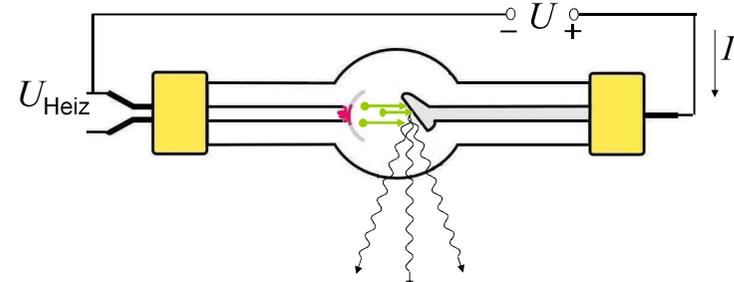
Anodenspannung (U) (typisch 30-200 kV): beschleunigt die Elektronen

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

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

kinetische Energie
des beschleunigten Elektrons

Die Röntgenröhre (3)

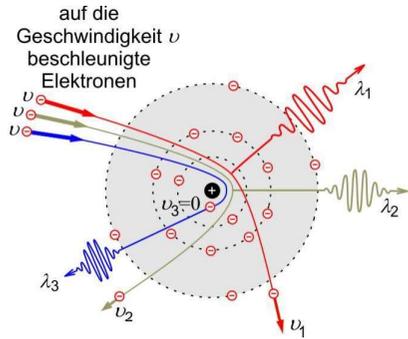


Röntgenstrahlung entsteht wenn die beschleunigten Elektronen auf die Anode prallen.

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

Bremsstrahlung

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



$$E_{\text{kin}} \geq hf$$

$$Ue = E_{\text{kin}} \geq hf = h \frac{c}{\lambda}$$

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

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

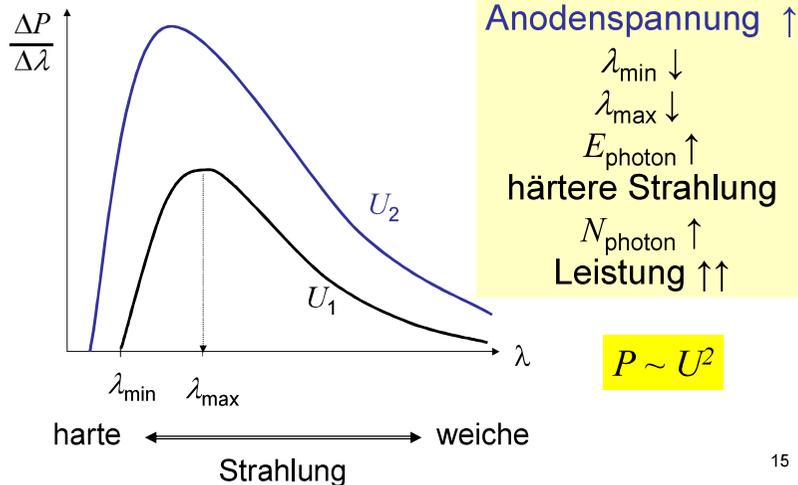
Grenzwellenlänge, Duane-Hunt Gesetz

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

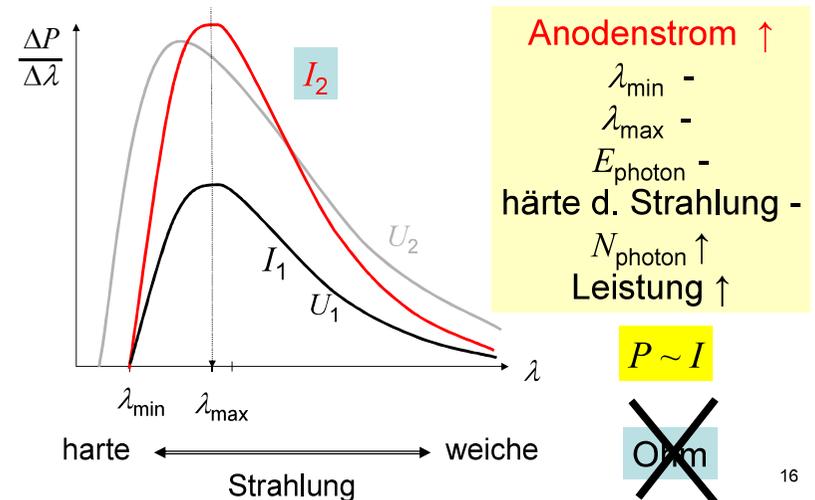
$$\lambda_{\text{min}} = \frac{1230 \text{ kV} \cdot \text{pm}}{U}$$

nicht SI
aber praktische
Einheit

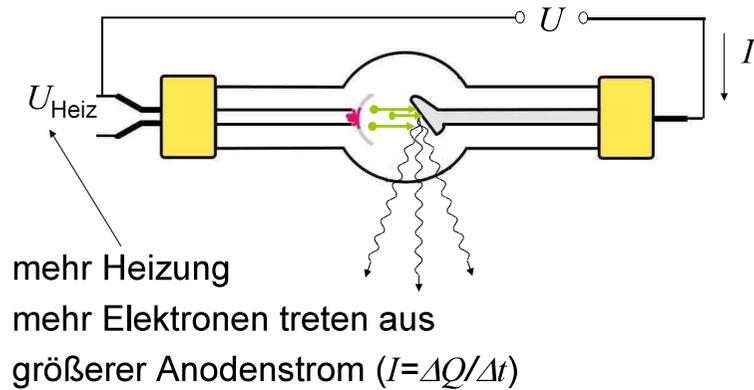
Emissionsspektrum der Bremsstrahlung



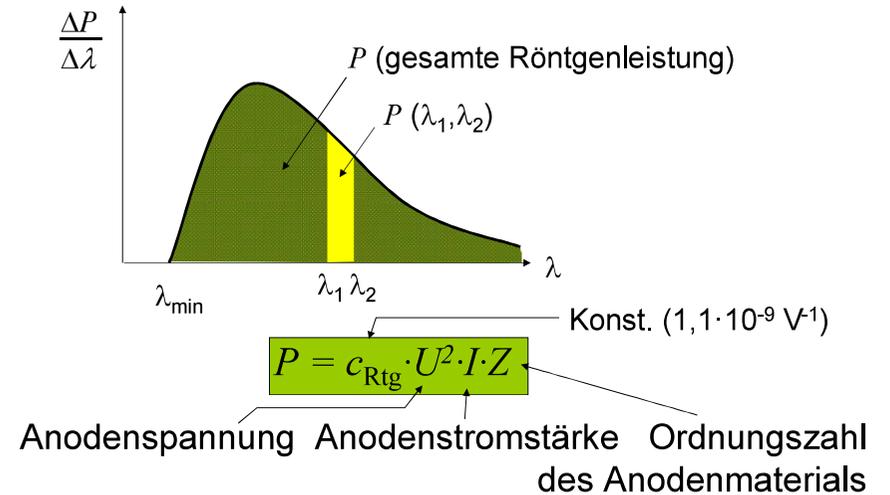
Emissionsspektrum der Bremsstrahlung



Regulierung der Anodenstromstärke



Leistung der Röntgenstrahlung



Wirkungsgrad der Röntgenröhre

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

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

Anodenmaterial mit hoher Ordnungszahl !

Praktisch: Wolfram ($Z=74$)

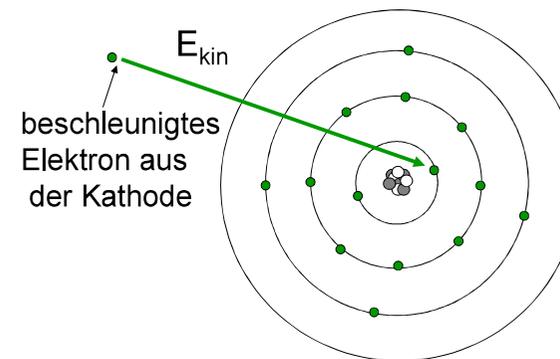
typisches η : 1% **99% Wärme!**



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

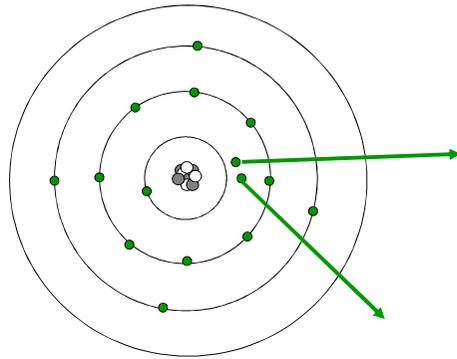
Aber: $T_{\text{Schm,W}} \approx 3400^\circ\text{C}$ $T_{\text{Schm,Pb}} \approx 330^\circ\text{C}$

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



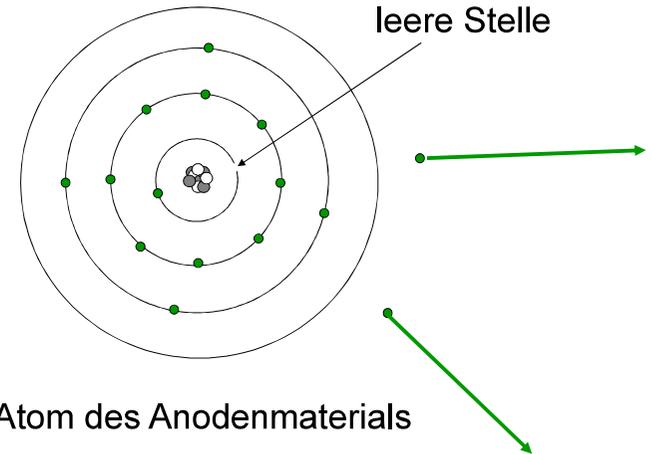
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



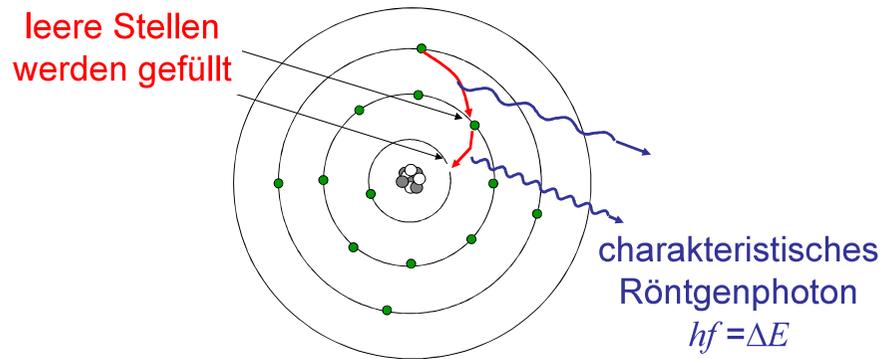
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



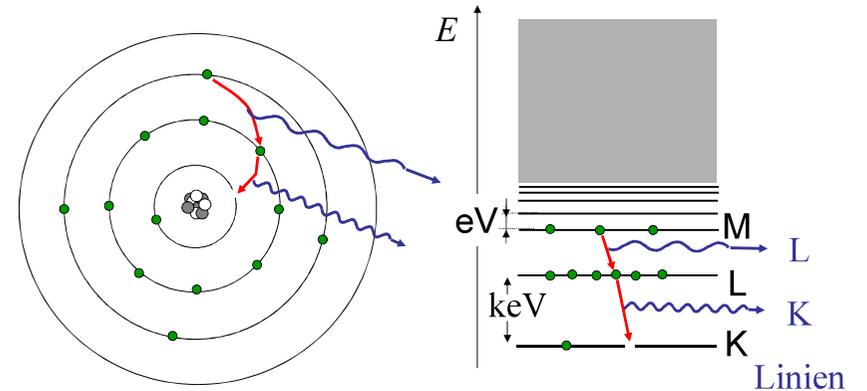
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



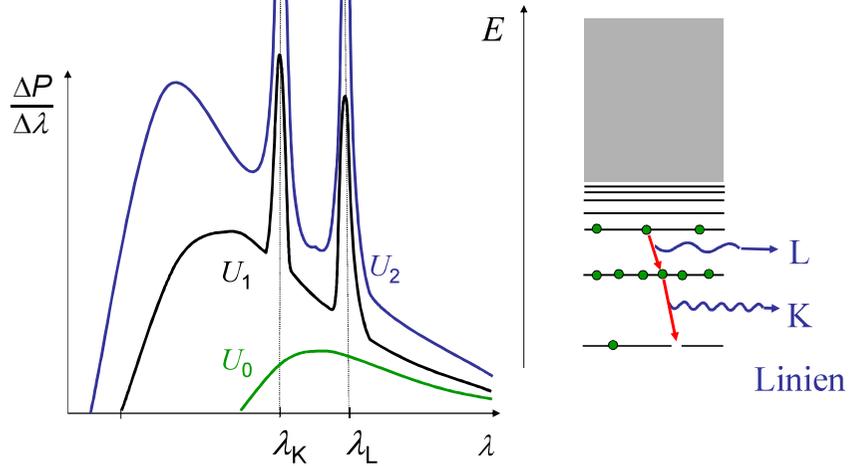
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



Atom des Anodenmaterials

Spektrum der charakteristischen Röntgenstrahlung

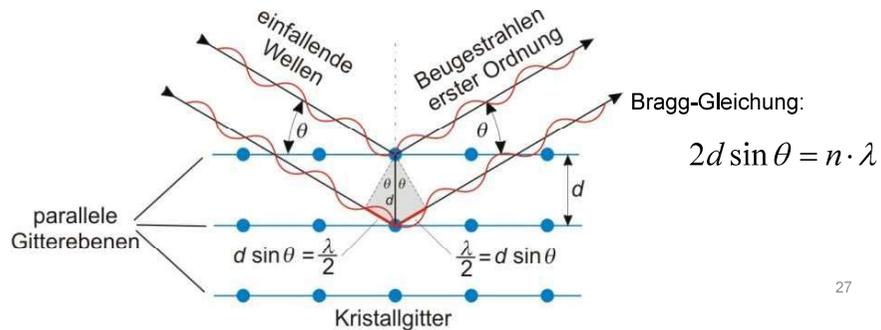
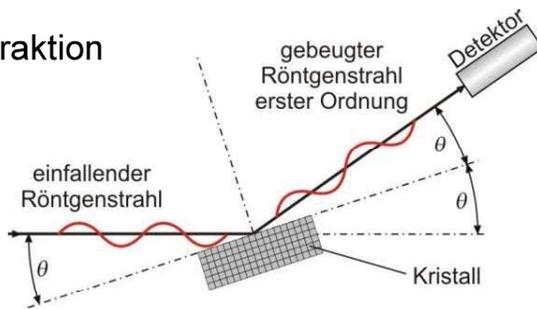


Anwendung der charakteristischen Röntgenstrahlung

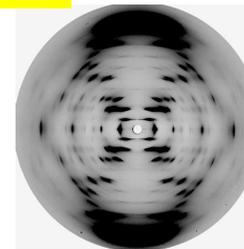
- fast monochromatische Röntgenstrahlung
- Diagnostik (zB.: Mammographie)
- Strukturanalyse der Materie (Röntgenbeugung)

Umweg: Röntgendiffraktion

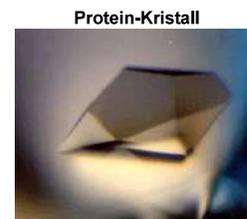
$\lambda \approx 0,01-0,1 \text{ nm}$



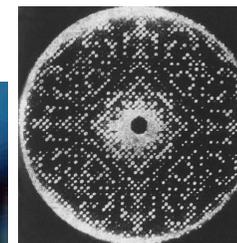
Beispiele:



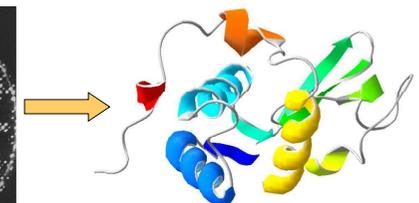
DNA



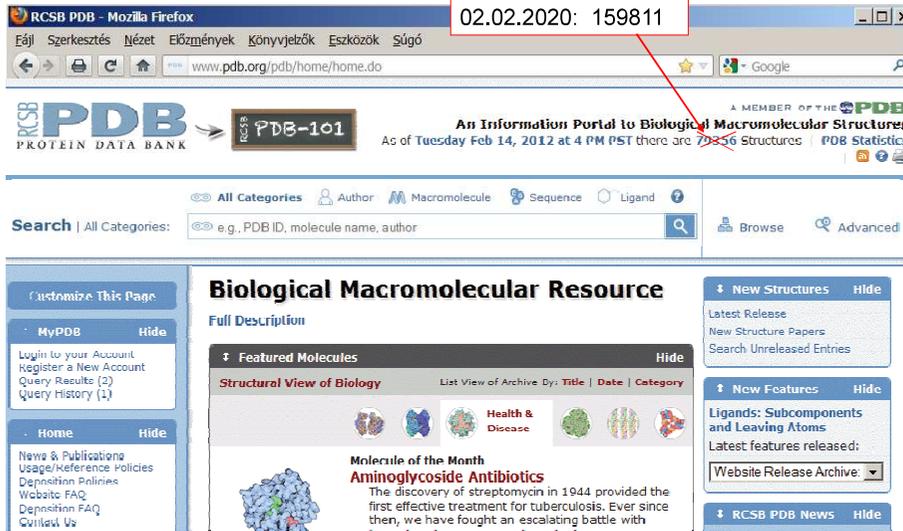
Protein-Kristall



Lysozyme



PDB Database: 3D Makromolekülstrukturen meistens mit Hilfe der Rtgdiffraktion bestimmt



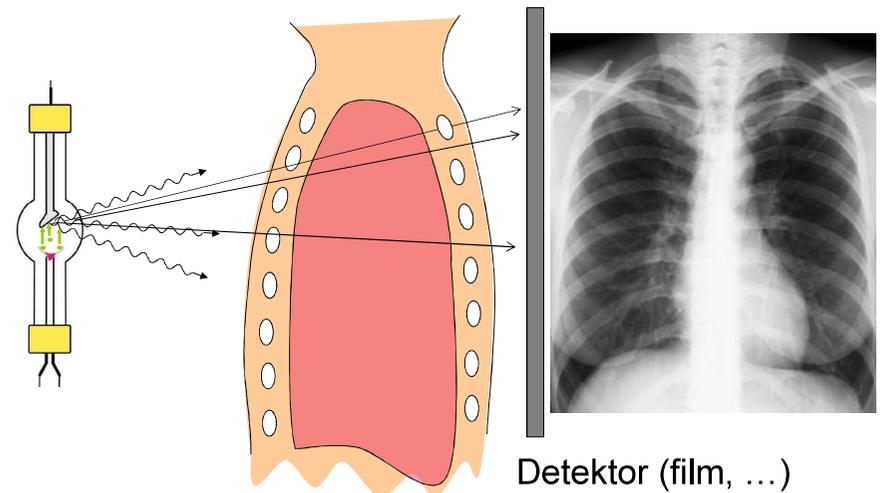
Röntgendiagnostische Verfahren

Summationsbild
 - Statische Aufnahme (Filmaufnahme)
 - Gleichzeitiges Bild (Fluoroskopie)

Tomographisches Bild CT

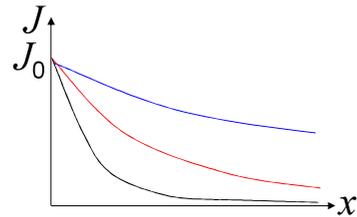
Spezialitäten: Anwendung von Kontrastmitteln, Digitalisierung, Substraktion

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



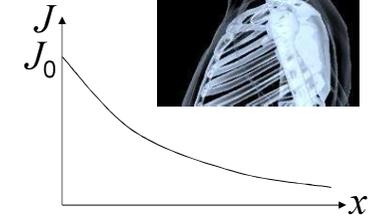
Schwächungsgesetz:

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

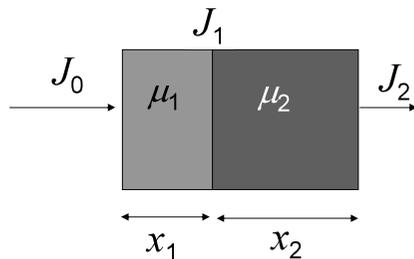
$$\mu(\text{Stoff}, \rho, \lambda) = \mu_m(\text{Stoff}, \lambda) \cdot \rho$$

Z

Massenschwächungskoeffizient



Absorption von inhomogenen Körpern

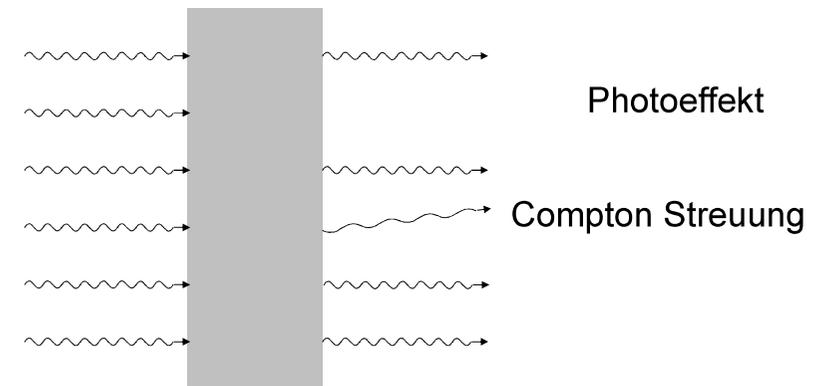


μx Werte sind addiert (summiert)
Summationsbild

$$J_1 = J_0 e^{-\mu_1 x_1}$$

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

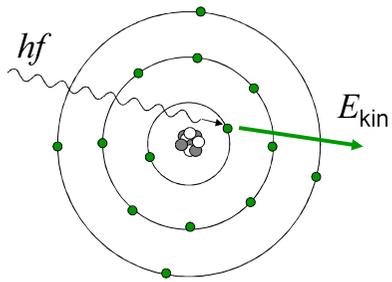
Teilprozesse der Schwächung der Röntgenstrahlung



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

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

Photoeffekt



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

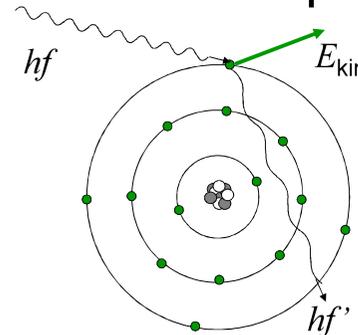
starke Z Abhängigkeit!
diag. Bedeutung!

Beispiel:
10% Z Erhöhung
110%=1,1
1,1³=1,331
33% τ_m Erhöhung!

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

bei weicher Strahlung

Compton Streuung



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

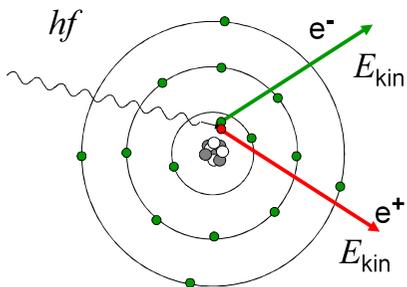
praktisch unabhängig von Z !

zB:

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

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

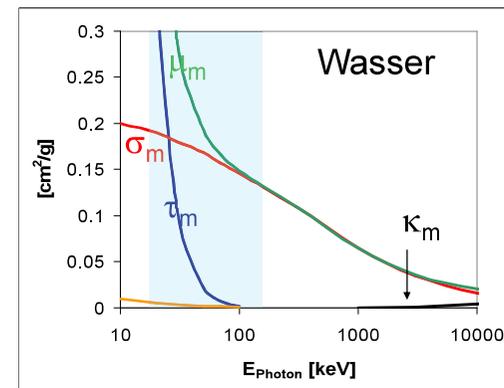
Paarbildung



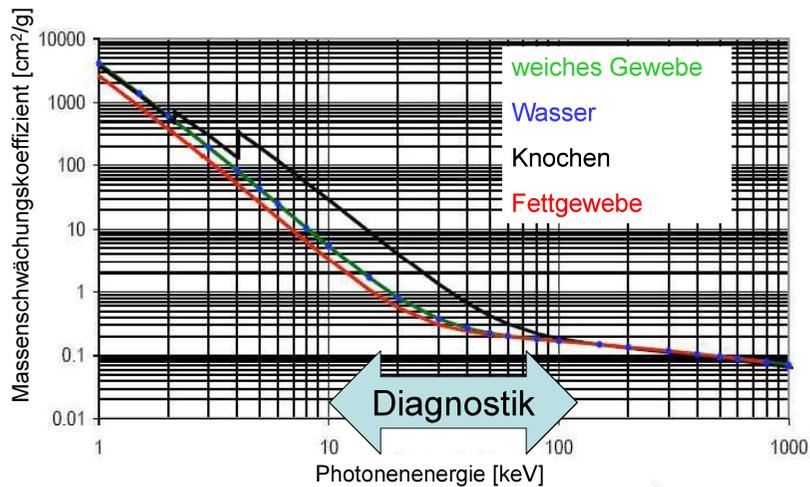
$$hf \geq 2 m_e c^2 \approx 1\text{MeV}$$

nur bei therap. Rtg.
und γ -Strahlung

Photonenenergieabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten



Photonenenergieabhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten



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 ($\sim Z^3$)

Effektive Ordnungszahl

Bei Verbindungen oder Mischungen:

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

Z_i Ordnungszahl von i -ten Atomtyp

w_i Elektronenzahlverhältnis

zB: Wasser H₂O 10 Elektronen: 2 von H, 8 von O

$Z_H=1, Z_O=8, w_H=0,2 w_O=0,8$

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

Warum die unterschiedliche gewebe unterschiedlich absorbieren?

Effektive Ordnungszahl der Gewebe

Element	Z	% Masse		
		in Fettgewebe	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:

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

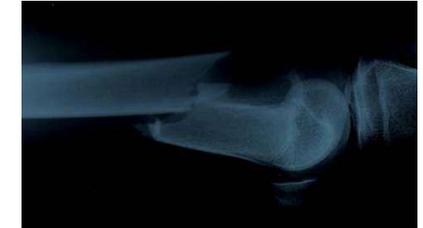
Schwächung durch Compton Streuung:

$$\frac{\sigma_{m,weichesGewebe}}{\sigma_{m,Knochen}} = 1 \quad \sigma_m \text{ ist } Z \text{ unabhängig!}$$

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m \quad \mu = \mu_m \rho \quad \rho_{wG} = 1,05 \quad \rho_{Knochen} = 1,7 \dots 1,8$$

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

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



Kontrastmittel

Positives Kontrastmittel:

mehr Absorption

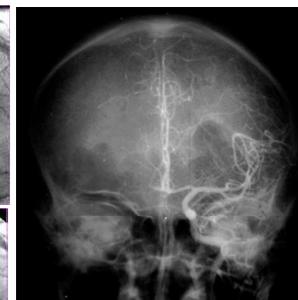
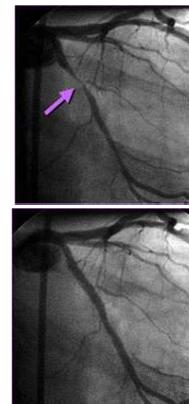
$$\mu \uparrow \quad \mu_m \uparrow \quad Z_{eff} \uparrow$$

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

Jod (Z= 53) Blutgefäß
(Angiographie)

Barium (Z=56) Magen, Darm
in Form von BaSO₄

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

