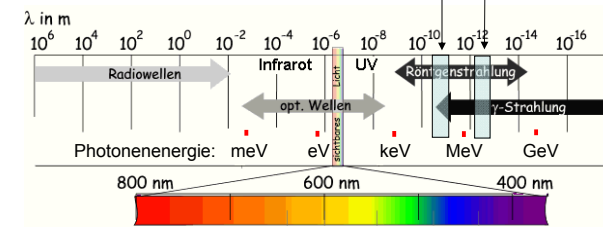




Charakterisierung der Röntgenstrahlung

- elektromagnetische Strahlung
- Photonenergie:
 - Diagnostik: 30-200 keV
 - Therapie: 5-20 MeV
- Wellenlänge: ~ pm

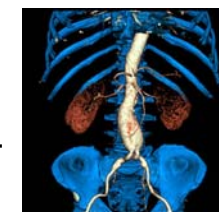


- Wirkungen:
 - Ionisation
 - Lumineszenz (Fluoroskopie, Bildverstärker)
 - chemische (z.B. Photo)
 - biologische (Strahlenschädigung)
- Entstehung: in der Elektronenhülle
- Typen
 - Bremsstrahlung
 - charakteristische Strahlung



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

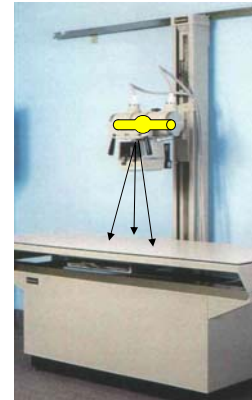
Röntgenstrahlung Entsteht wenn
hochenergetische (beschleunigte)
geladene Teilchen ihre Energie abgeben.

Elektronen E_{kin}

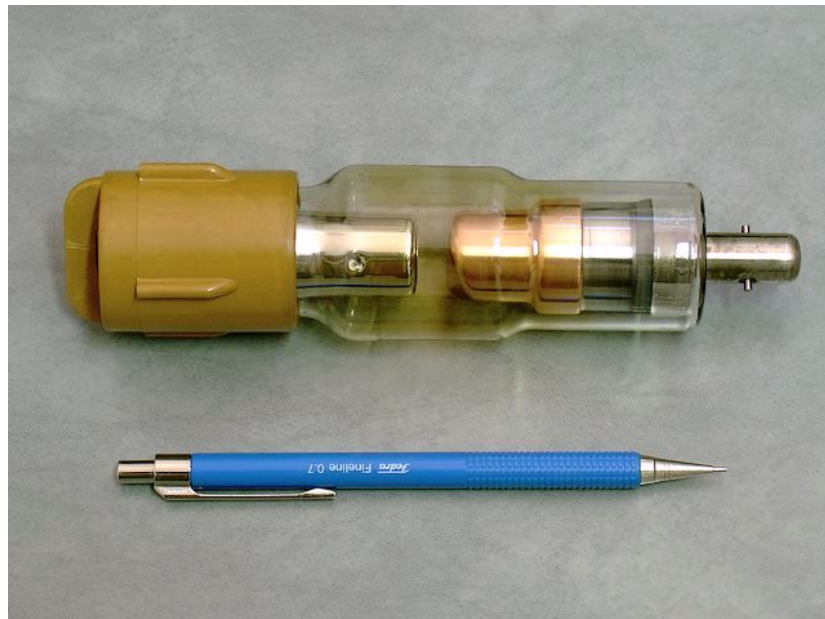
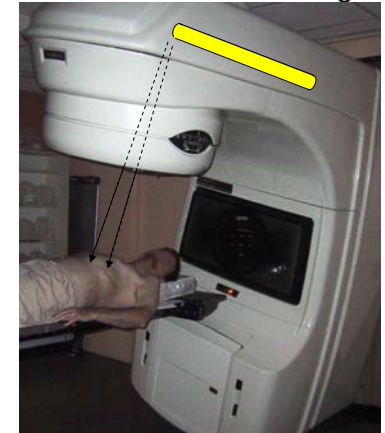
Röntgenröhre (Diagnostik)
Teilchenbeschleuniger (Therapie)

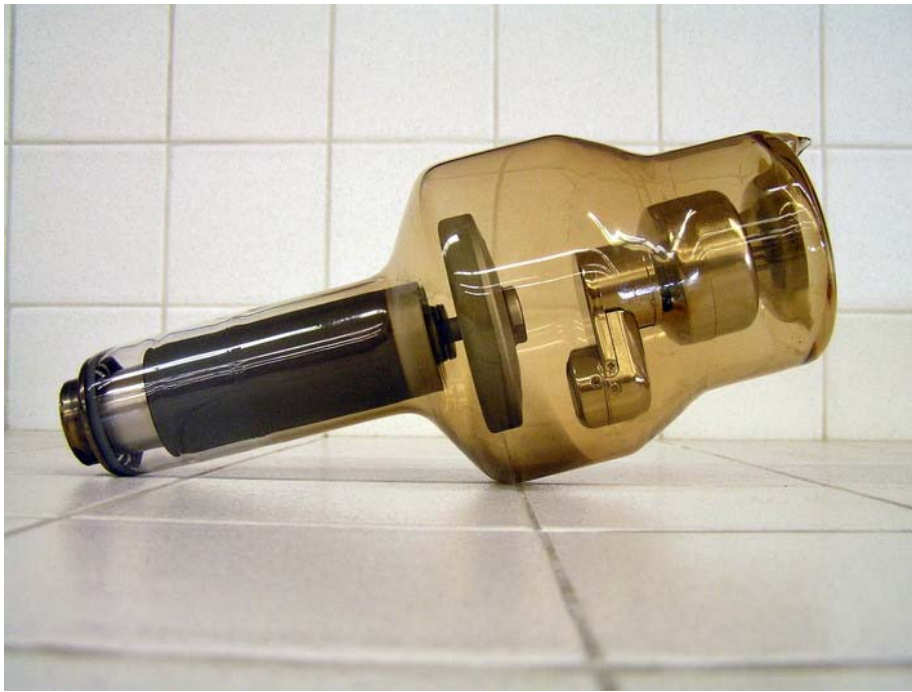
Geräte zur Erzeugung der Röntgenstrahlung

Röntgenröhre

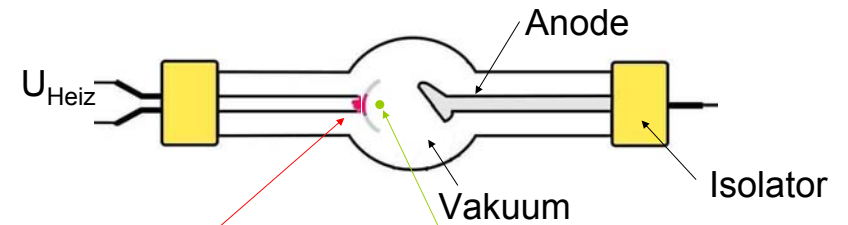


Teilchenbeschleuniger





Die Röntgenröhre (1)

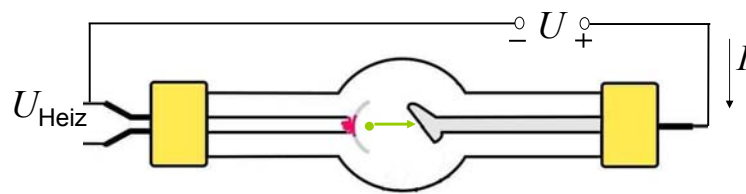


Heizkathode: Heizung (T Erhöhung) \Rightarrow Erhöhte thermische Energie \Rightarrow **Elektronen** treten aus der Kathode aus.

(Glühelektrischer Effekt)



Die Röntgenröhre (2)



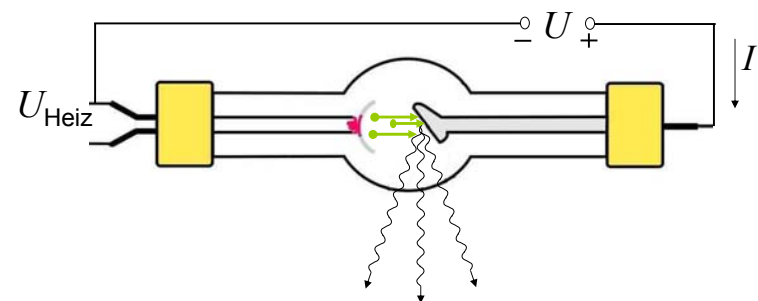
Anodenspannung(U) (typisch 30-200 kV):
beschleunigt die Elektronen

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

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

kinetische Energie
des beschleunigten Elektrons

Die Röntgenröhre (3)

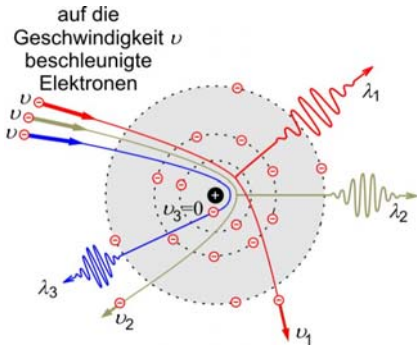


Röntgenstrahlung entsteht wenn die beschleunigten Elektronen auf die Anode prallen.

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

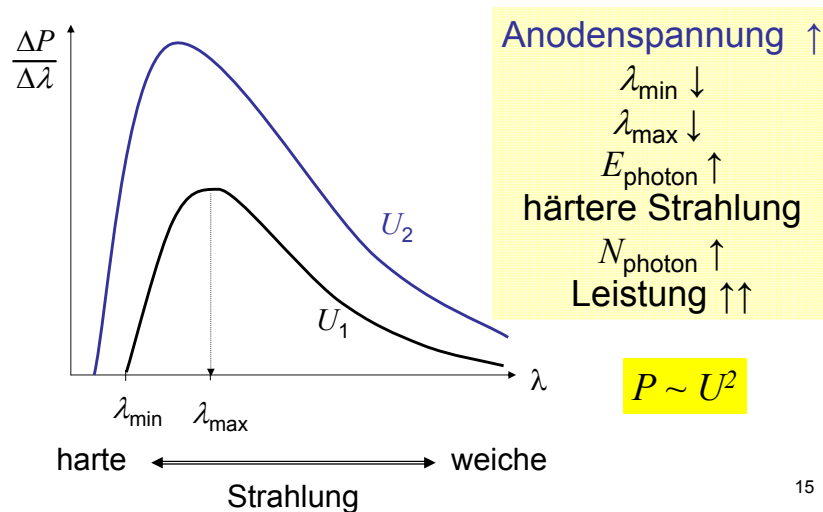
$$\lambda \geq \frac{hc}{Ue} = \lambda_{\text{min}}$$

Konst.

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

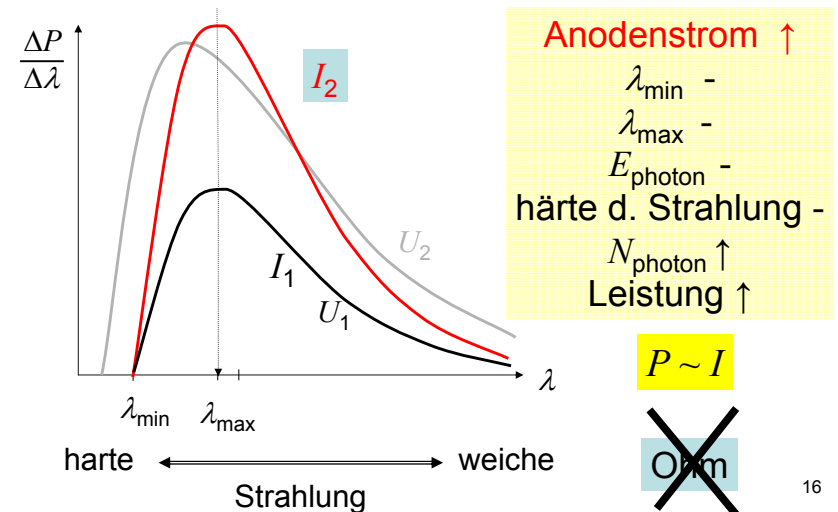
nicht SI
aber praktische
Einheit

Emissionsspektrum der Bremsstrahlung



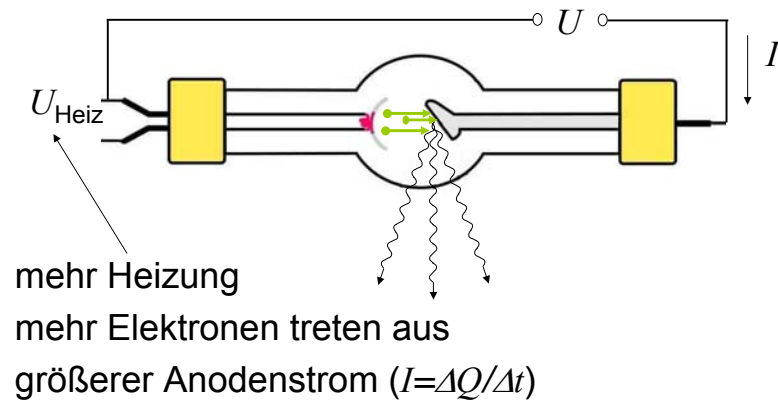
15

Emissionsspektrum der Bremsstrahlung

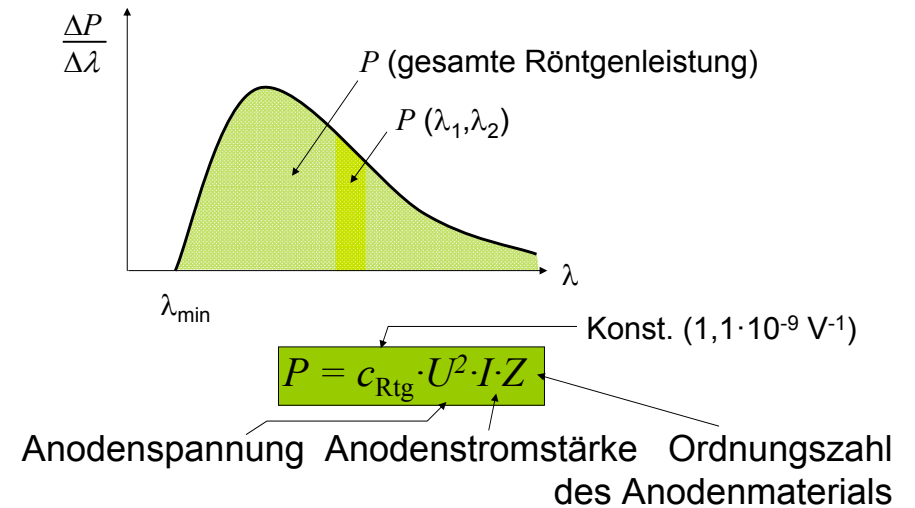


16

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 ($Z=74$)

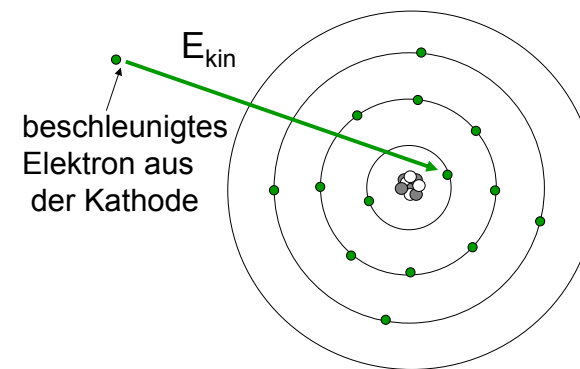
typisches η : 1% **99% Wärme!**



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

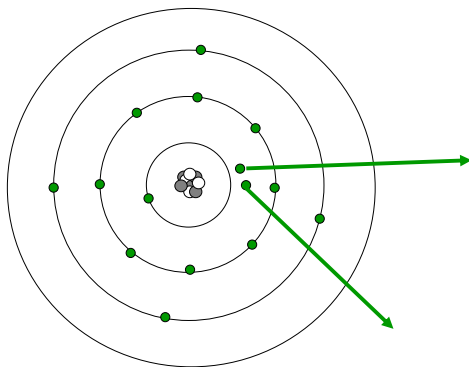
Aber: $T_{\text{Schm, W}} \approx 3400^\circ\text{C}$ $T_{\text{Schm, Pb}} \approx 330^\circ\text{C}$

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



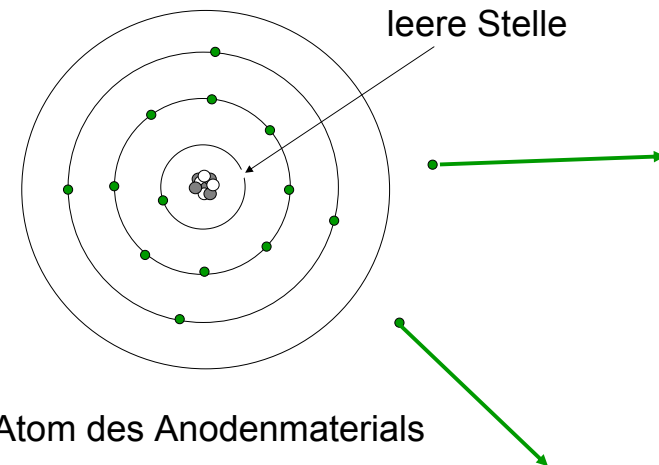
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



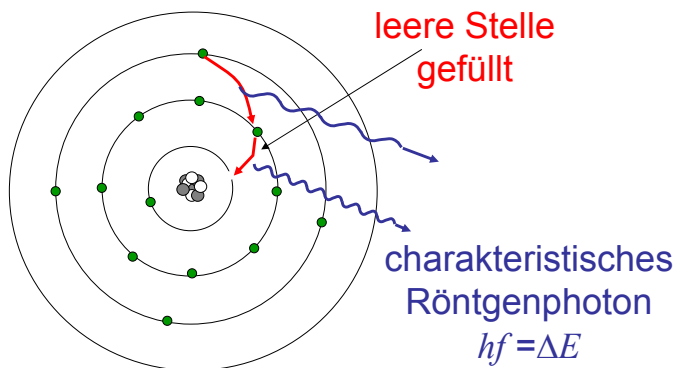
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



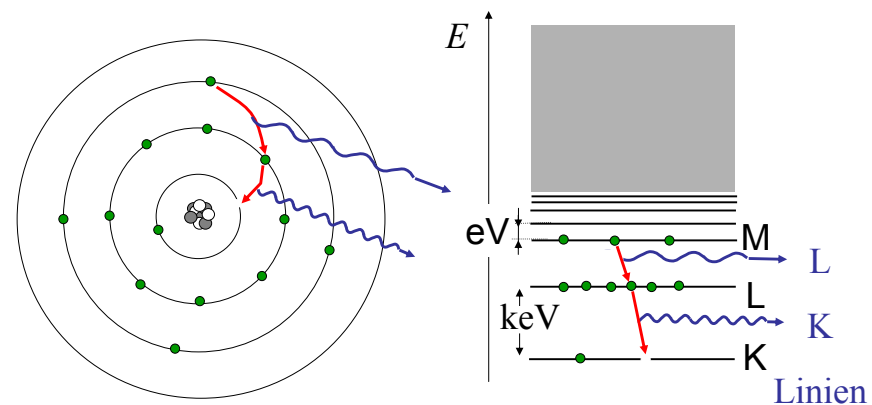
Atom des Anodenmaterials

Entstehung der charakteristischen Röntgenstrahlung



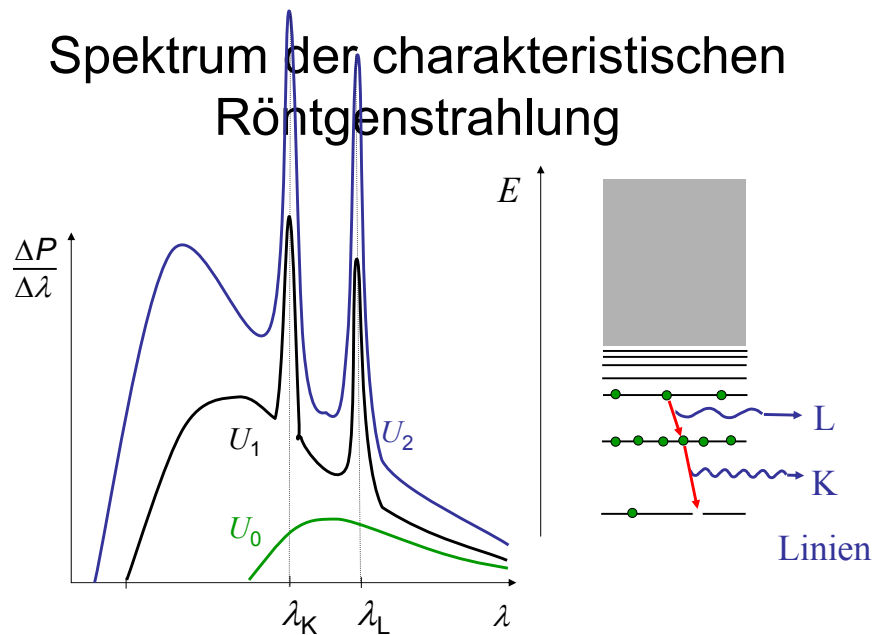
Atom des Anodenmaterials

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)



Schwächung der Röntgenstrahlung

Grund der Röntgendiagnostik
Ähnlich zur Schwächung
der γ -Strahlung

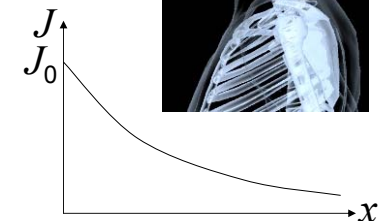
Schwächungsgesetz:

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

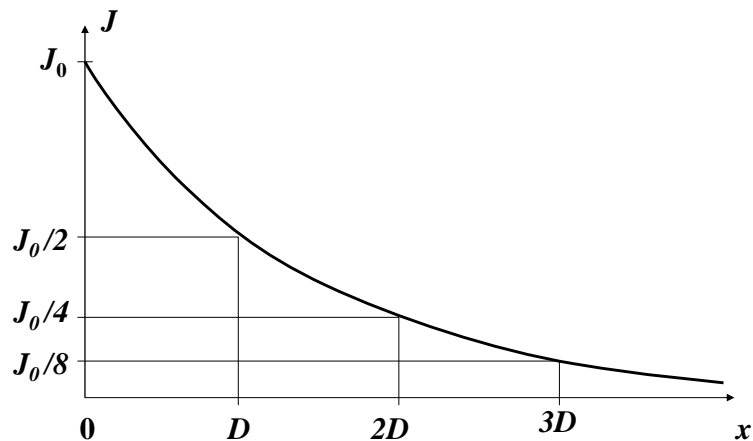
$$\mu(\text{Stoff}, \varrho, \lambda) = \mu_m(\text{Stoff}, \lambda) \cdot \varrho$$

Z

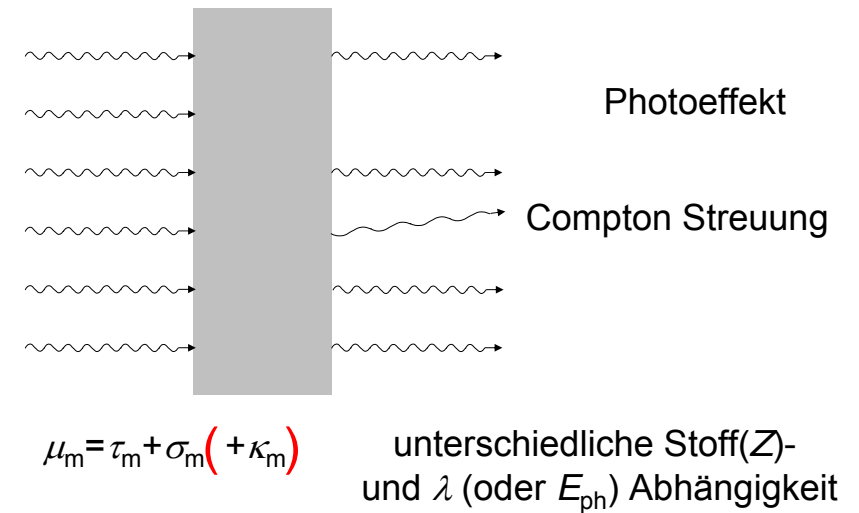
Massen-
schwächungs-
koeffizient



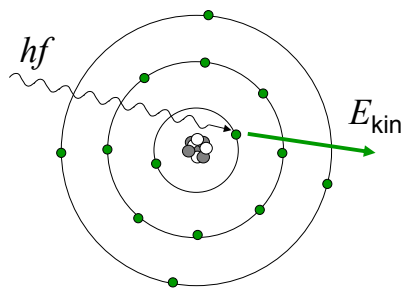
Schwächung der Röntgenstrahlung



Teilprozesse der Schwächung der Röntgenstrahlung



Photoeffekt



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

starke Z Abhängigkeit!
diagn. Bedeutung!

Beispiel:

10% Z Erhöhung

110%=1,1

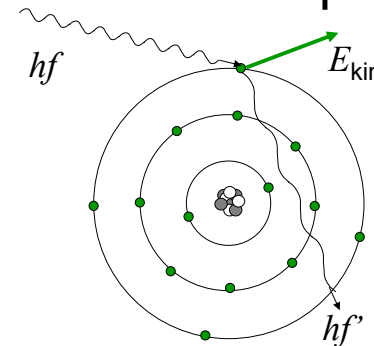
$1,1^3=1,331$

33% τ_m Erhöhung!

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

bei weicher Strahlung

Compton Streuung



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

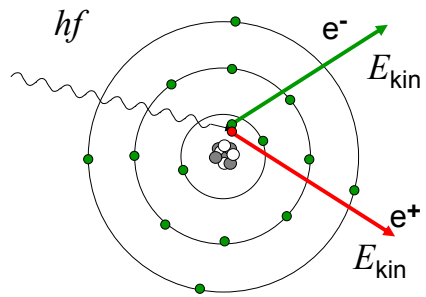
praktisch unabhängig von Z !

zB:

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

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

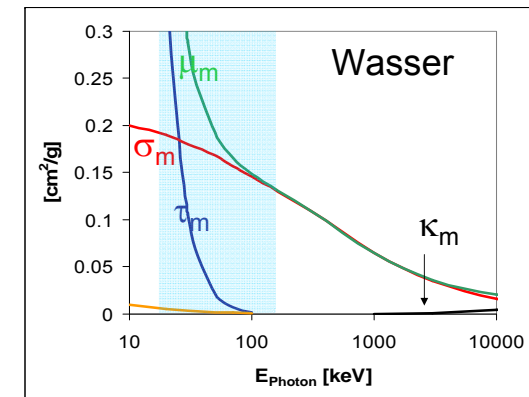
Paarbildung



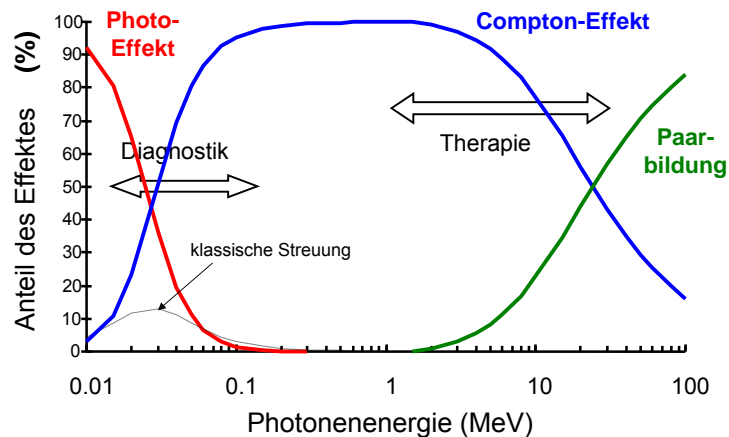
$$hf \geq 2 m_e c^2 \approx 1 \text{ MeV}$$

nur bei therap. Rtg.
und γ -Strahlung

Photonenenergieabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten

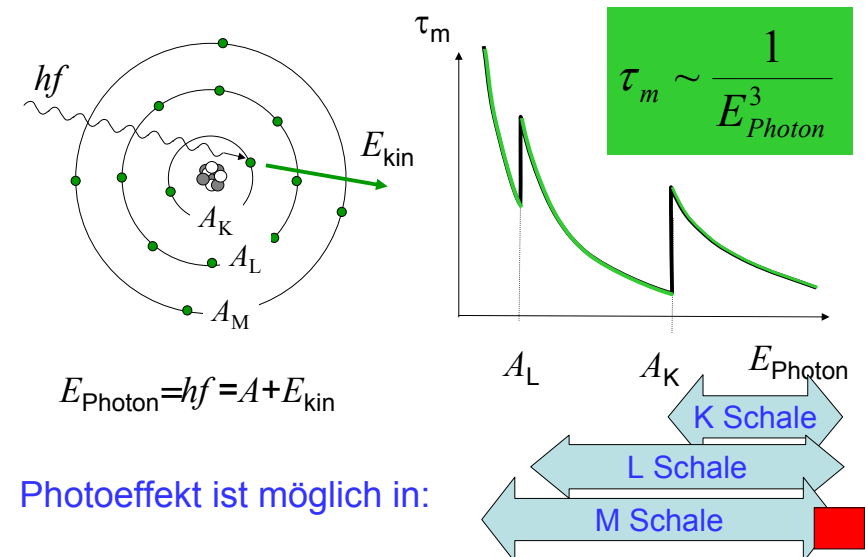


Verteilung der Effekte der Strahlenschwächung für Wasser



Johns, Cunningham: The physics of radiology, Charles C Thomas, 1983

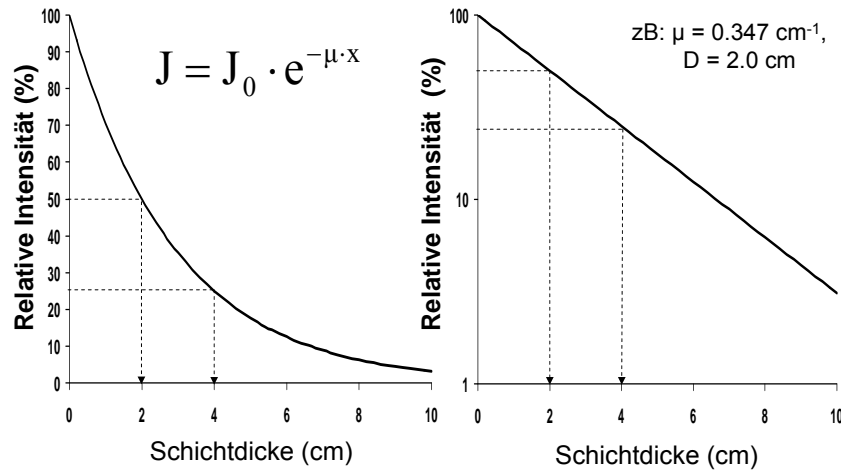
Absorptionskanten



Photoeffekt ist möglich in:



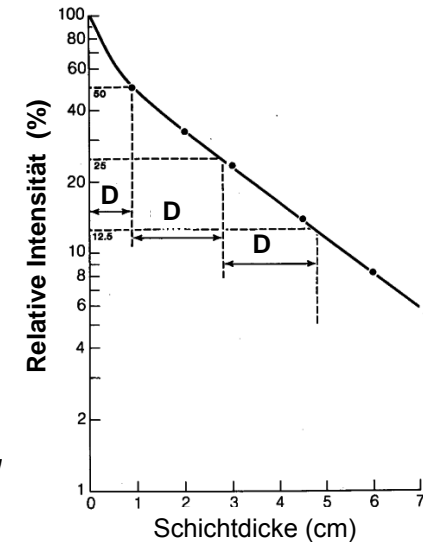
Schwächung der monoenergetischen Röntgenstrahlung



Schwächung einer reellen Röntgenstrahlung

1. $D = 0.99 \text{ mm}$
2. $D = 1.90 \text{ mm}$
3. $D = 2.00 \text{ mm}$

Die durchschnittliche Photonenenergie erhöht sich mit der Eindringtiefe: die Strahlung wird härter!



Khan: The physics of radiation therapy, Williams&Wilkins, 1994

Röntgendiagnostische Verfahren

Summationsbild

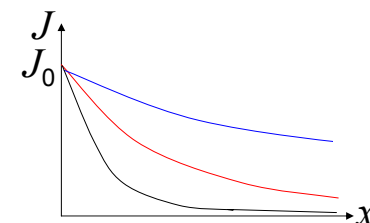
- Statische Aufnahme (Filmaufnahme)
- Gleichzeitiges Bild (Fluoroskopie)

Tomographisches Bild CT

Spezialitäten: Anwendung von Kontrastmitteln, Digitalisierung, Subtraktion

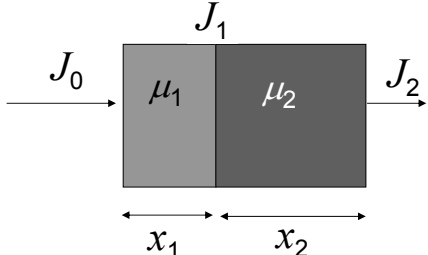
Röntgenbildentstehung

Grundprinzip der Röntgenbildentstehung: Unterschiedliche Strahlungsabsorption der verschiedenen Gewebe.



Luft
Weichteilgewebe
Knochen

Absorption von inhomogenen Körper



J_0 J_1 J_2

μ_1 μ_2

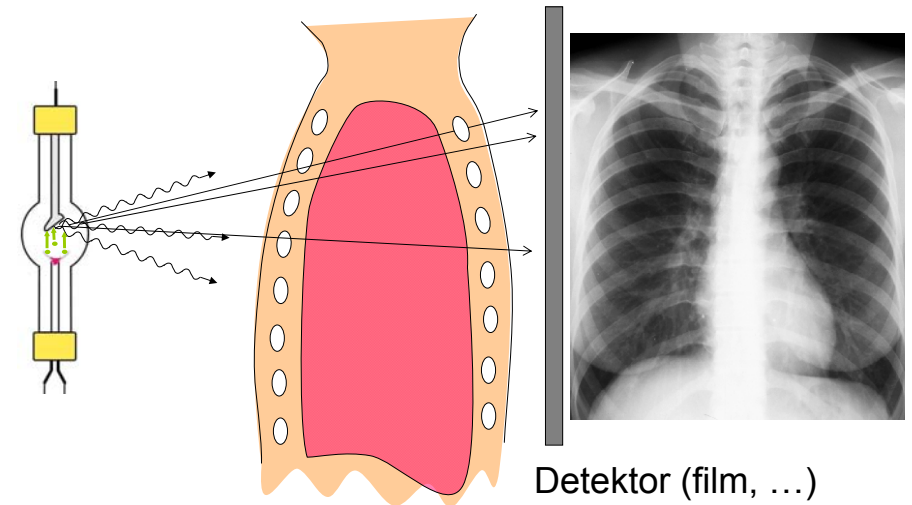
x_1 x_2

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

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

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

Grundprinzip der Summationsaufnahmen



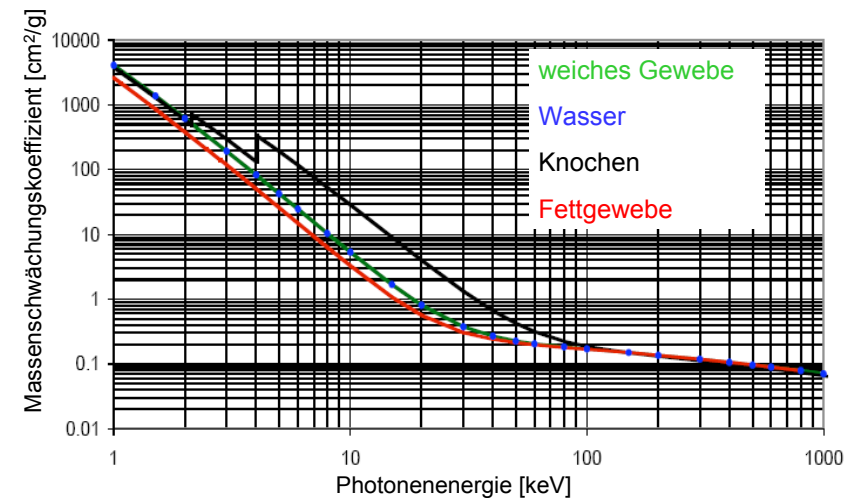
Zusammenfassung der Schwächungsmechanismen

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 ($\sim Z^3$)



Photonenenergieabhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten



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 H_2O 10 Elektronen: 2 von H, 8 von O

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

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

Effektive Ordnungszahl der Gewebe

Zusammensetzung der verschiedenen 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

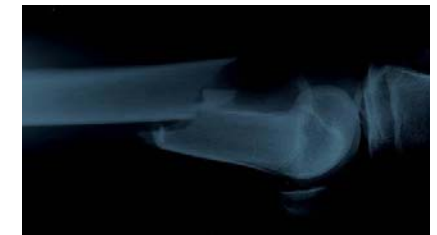
Schwächung durch Photoeffekt:

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

Schwächung durch Compton Streuung:

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

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m \quad \mu = \mu_m \rho \quad \rho_{wG} = 1.05 \quad \rho_{Knochen} = 1,7..1,8$$



Kontrastmittel

Positives Kontrastmittel:

mehr Absorption

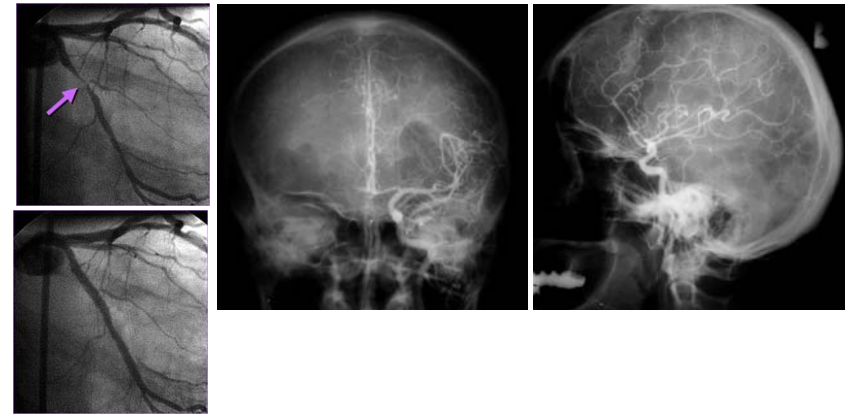
$\mu \uparrow$ $\mu_m \uparrow$ $Z_{\text{eff}} \uparrow$

Jod (Z= 53) Blutgefäß
(Angiographie)

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

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

Angiographie



Kontrastmittel

Negatives Kontrastmittel:

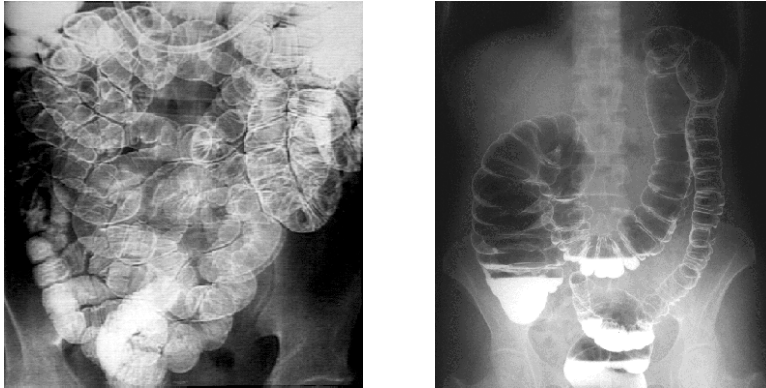
wenige Absorption $\mu \downarrow$ $\rho \downarrow$ $\mu_m - Z_{\text{eff}} -$

Luft, CO_2 (Gase) in Darm

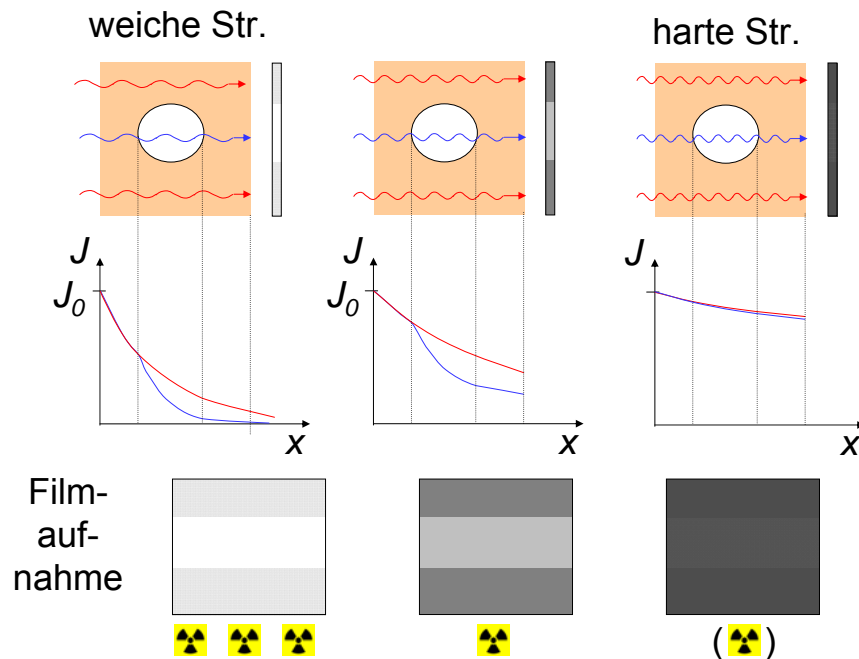
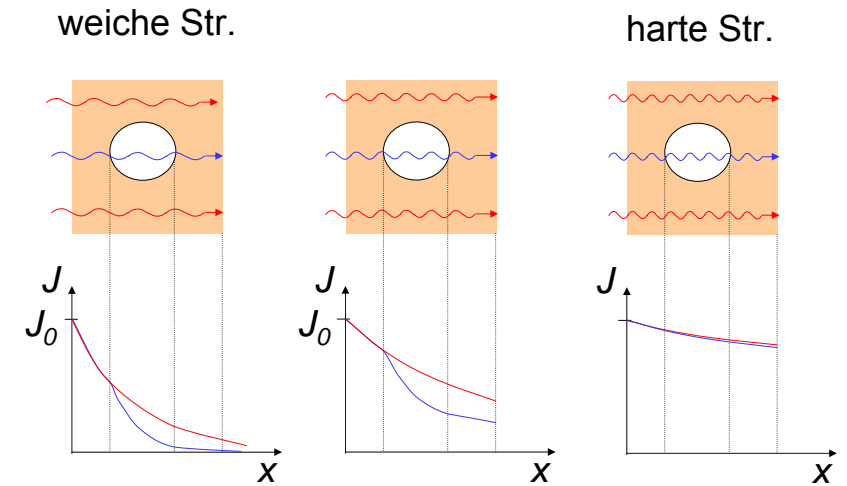
Doppelkontrast: gleichzeitige Anwendung
von einem positiven und einem negativen
Kontrastmittel.

BaSO_4 + Luft in Darm.

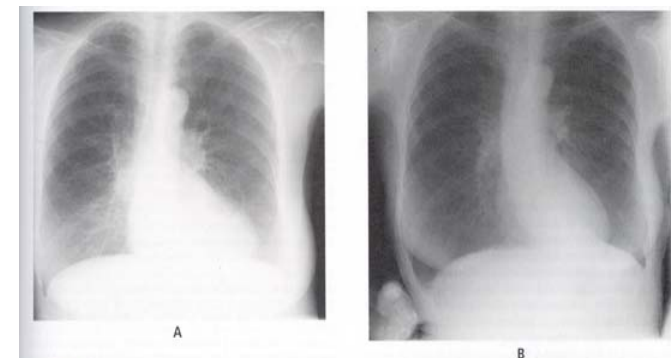
Doppelkontrastaufnahmen



Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität

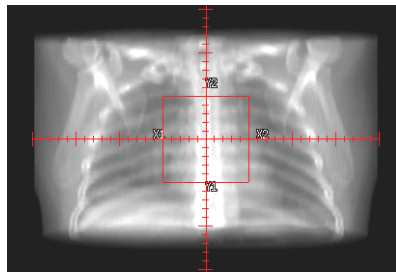


Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



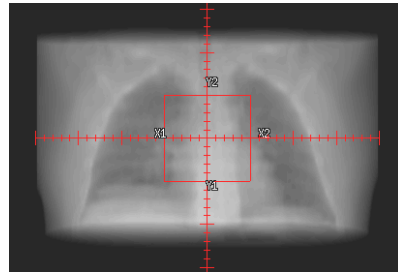
$$U_1 < U_2$$

Einfluss der Photonenenergie auf die Bildqualität: Beispiele



30 keV

Photoeffekt: 36 %
Compton: 51 %
Paarbildung: 0 %

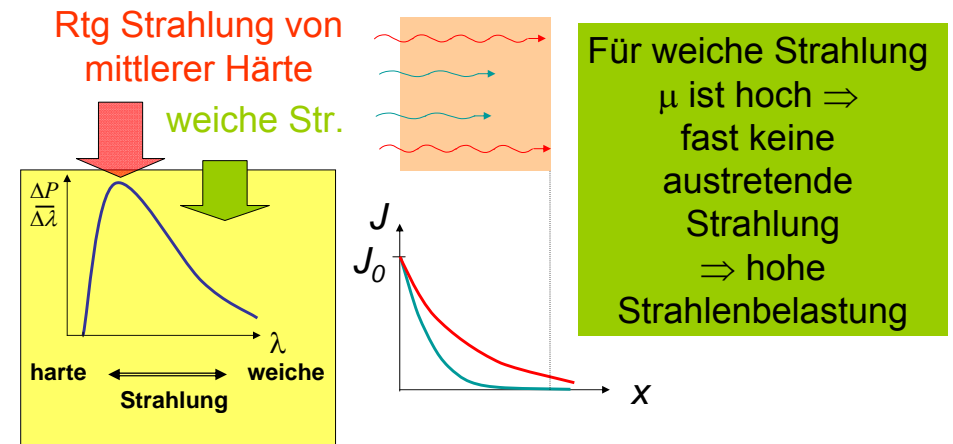


2 MeV

Photoeffekt: 0 %
Compton: 99 %
Paarbildung: 1 %

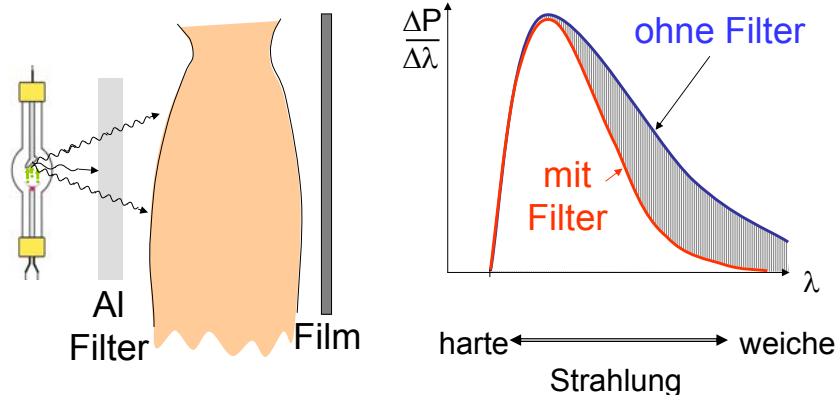
Absorption der weichen und harten Röntgenstrahlung

Kontinuierliches Emissionsspektrum \Rightarrow Photonen mit unterschiedlichen E_{Photon} unterschiedlichen μ

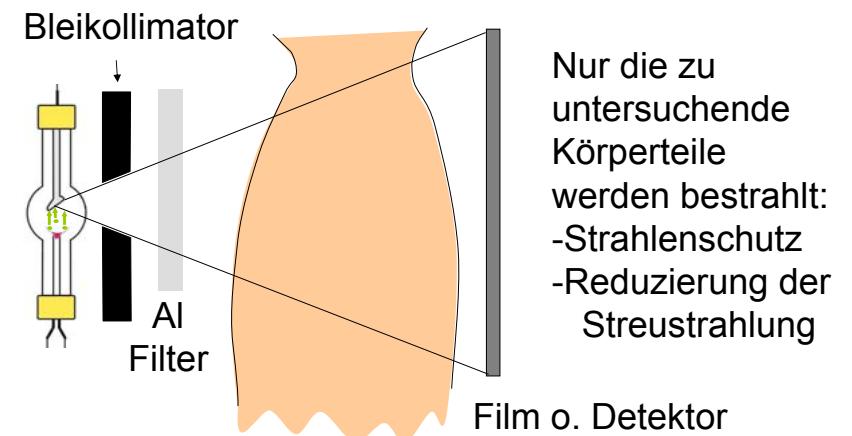


Anwendung von Filtern

Die weiche Röntgenstrahlung muß vor dem Patient ausgefiltert werden!

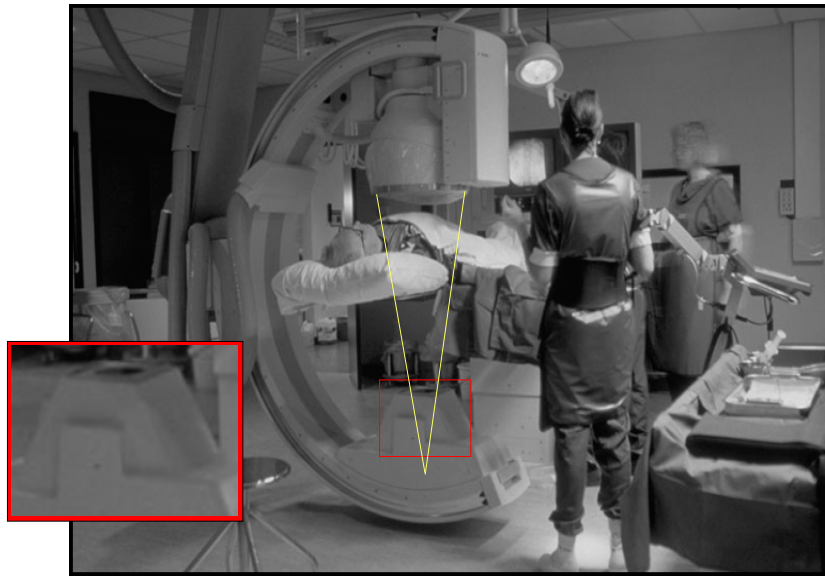
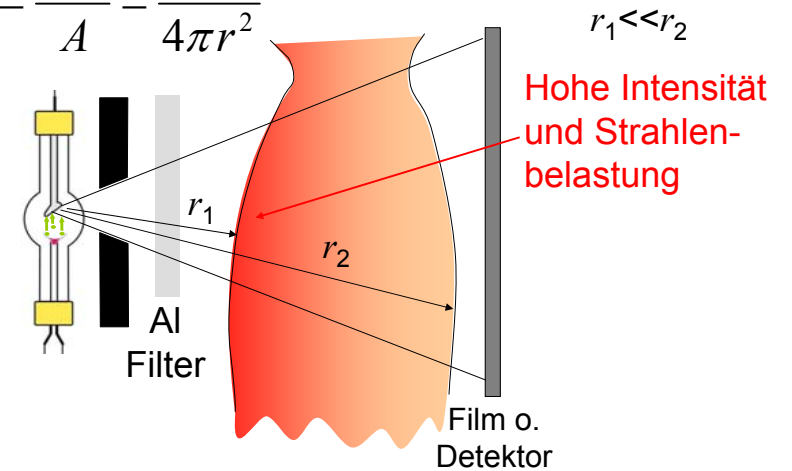


Kollimator



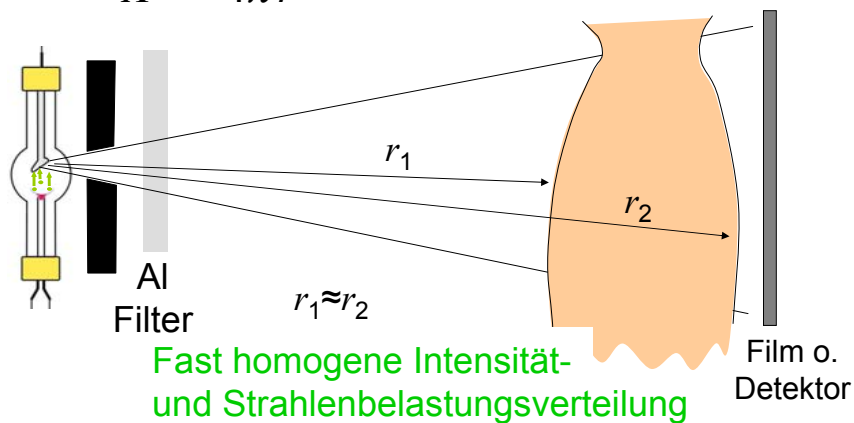
Abstand und Strahlenbelastung

$$J = \frac{P_{Rtg}}{A} = \frac{P_{Rtg}}{4\pi r^2}$$

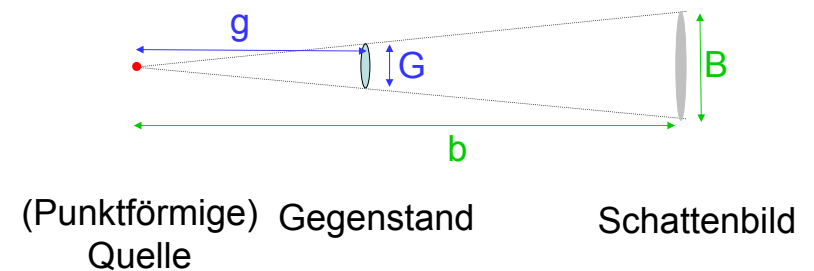


Abstand und Strahlenbelastung

$$J = \frac{P_{Rtg}}{A} = \frac{P_{Rtg}}{4\pi r^2}$$

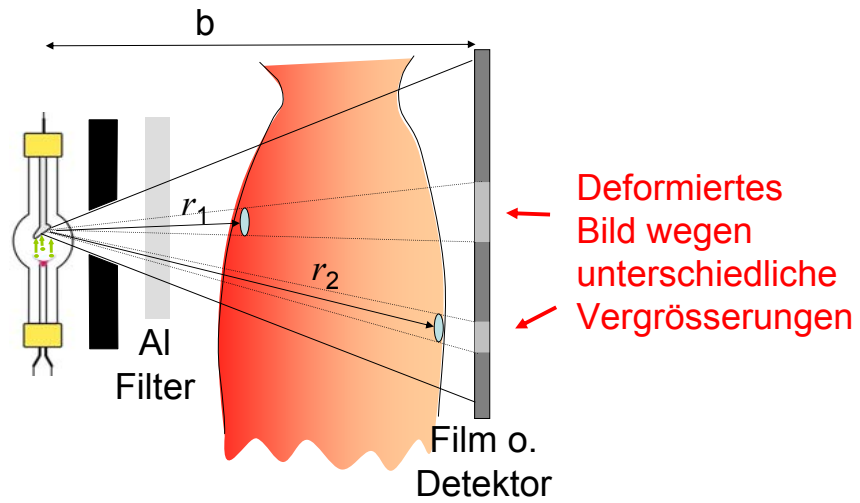


Vergrößerung des Schattenbildes

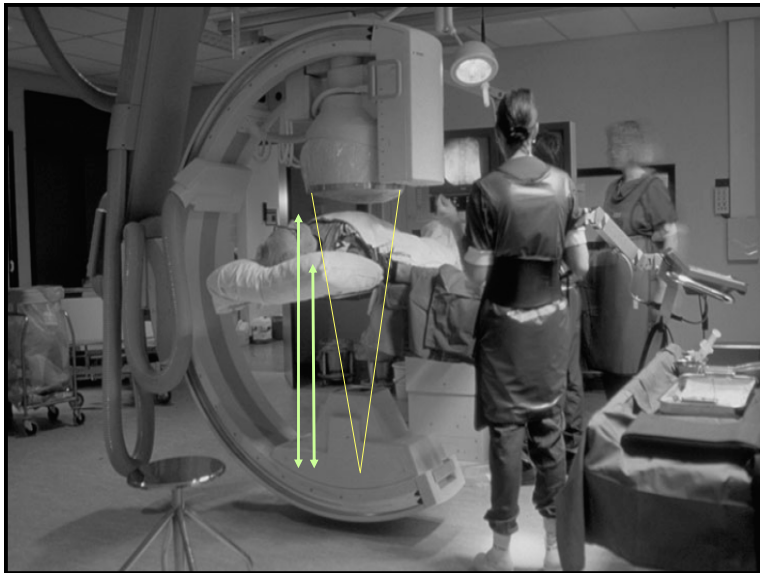
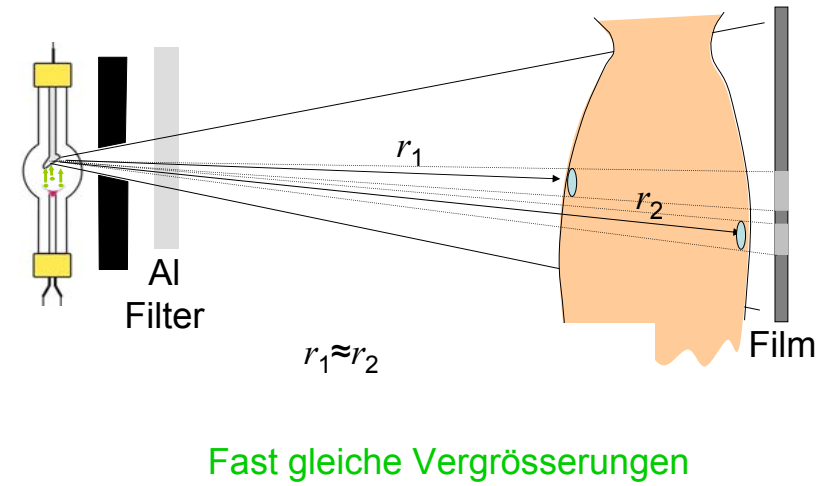


$$\frac{B}{G} = \frac{b}{g}$$

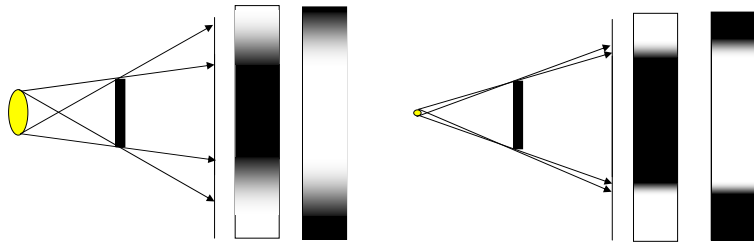
Abstand und Bildqualität



Abstand und Bildqualität



Bildschärfe: Schatten und Größe der Strahlungsquelle

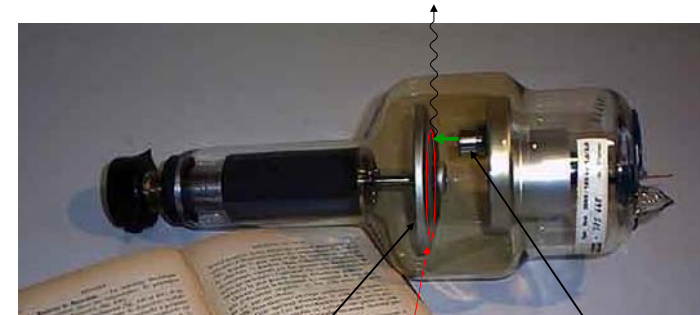


Bildschärfe erfordert eine kleine Strahlungsquelle (Fokus)

kleinerer Fokus \Rightarrow konzentrierte Wärmebelastung der Anode

\Rightarrow Kühlung, Drehanode

Drehanode-Röntgenröhre



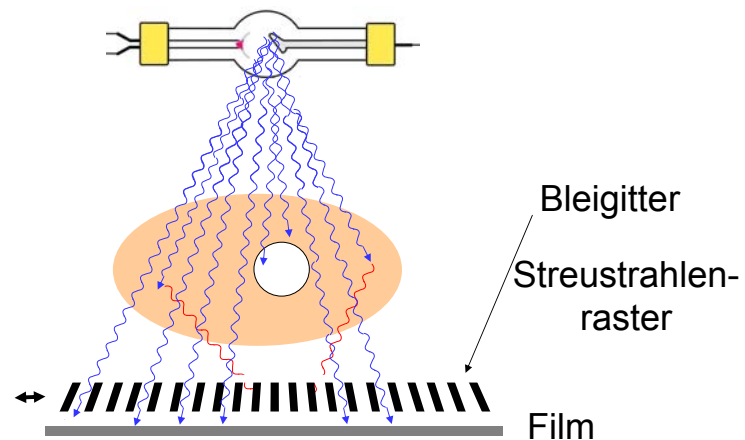
Drehanode

Kathode

Wärme ist verteilt

Kühlung!

Minimalisierung der Streustrahlung



Rolle der Schichtdicke

