

Einführung in die Biophysik

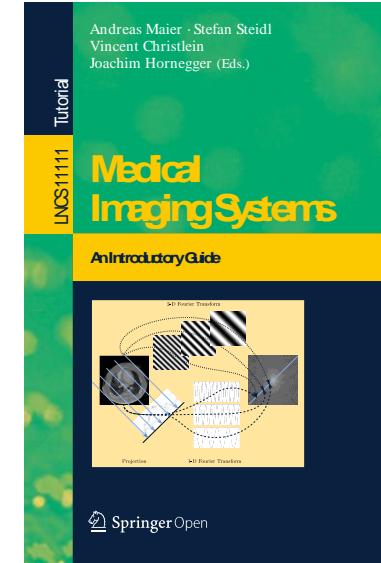
Vorlesung 12 – klinische Bildgebung

Profs. Julia Herzen, Andreas Bausch, Ulrich Gerland
School of Natural Sciences
julia.herzen@tum.de, abausch@tum.de, gerland@tum.de

Inhalt

Teil I: Überblick über klinische Bildgebung

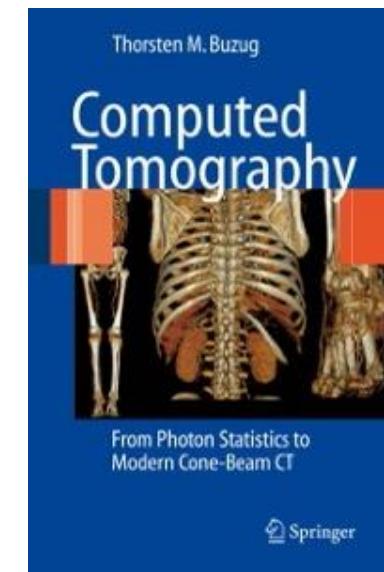
- MRT
- SPECT/PET
- Ultraschall
- Röntgenbildgebung



<https://link.springer-com.eaccess.tum.edu/book/10.1007/978-3-319-96520-8>

Teil II: Spektrale Röntgenbildgebung

- Röntgendetektoren
- Konzepte spektraler Bildgebung
- Anwendungen

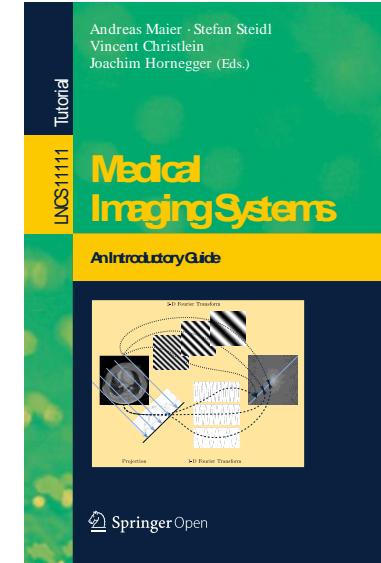


<https://link.springer-com.eaccess.tum.edu/book/10.1007/978-3-540-39408-2>

Inhalt

Teil I: Überblick über klinische Bildgebung

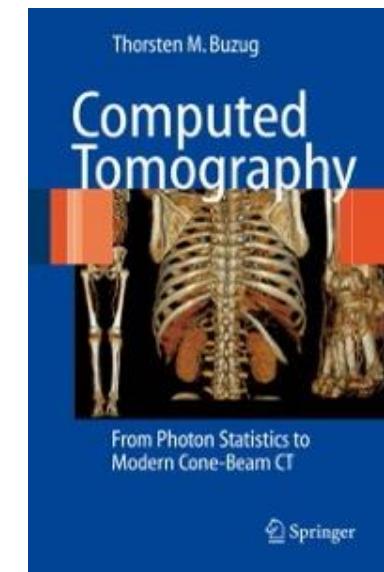
- MRT
- SPECT/PET
- Ultraschall
- Röntgenbildgebung



<https://link.springer-com.eaccess.tum.edu/book/10.1007/978-3-319-96520-8>

Teil II: Spektrale Röntgenbildgebung

- Röntgendetektoren
- Konzepte spektraler Bildgebung
- Anwendungen



<https://link.springer-com.eaccess.tum.edu/book/10.1007/978-3-540-39408-2>

Röntgebildgebung: Grundlagen

Fragen, die Sie am Ende jeder behandelten Methode beantworten können sollten:

- Was erzeugt den Kontrast?
- Wie erhält man die Ortsauflösung?

ausführlichere Behandlung in folgenden Vorlesungen im Master:

- Biomedical Physics I (Prof. Pfeiffer/Prof. Wilkens)
- Modern X-ray Physics (Dr. Achterhold/Dr. Dierolf)
- Image Processing in Physics (Prof. Herzen/Dr. Achterhold)
- Chemistry in Biomedical Imaging for Physicists (Prof. Pfeiffer/Dr. Busse)

Erzeugung von Röntgenstrahlung

Conrad Wilhelm Röntgen (1845-1923)

Geboren am 27. März 1845 in Lennep/ Remscheid

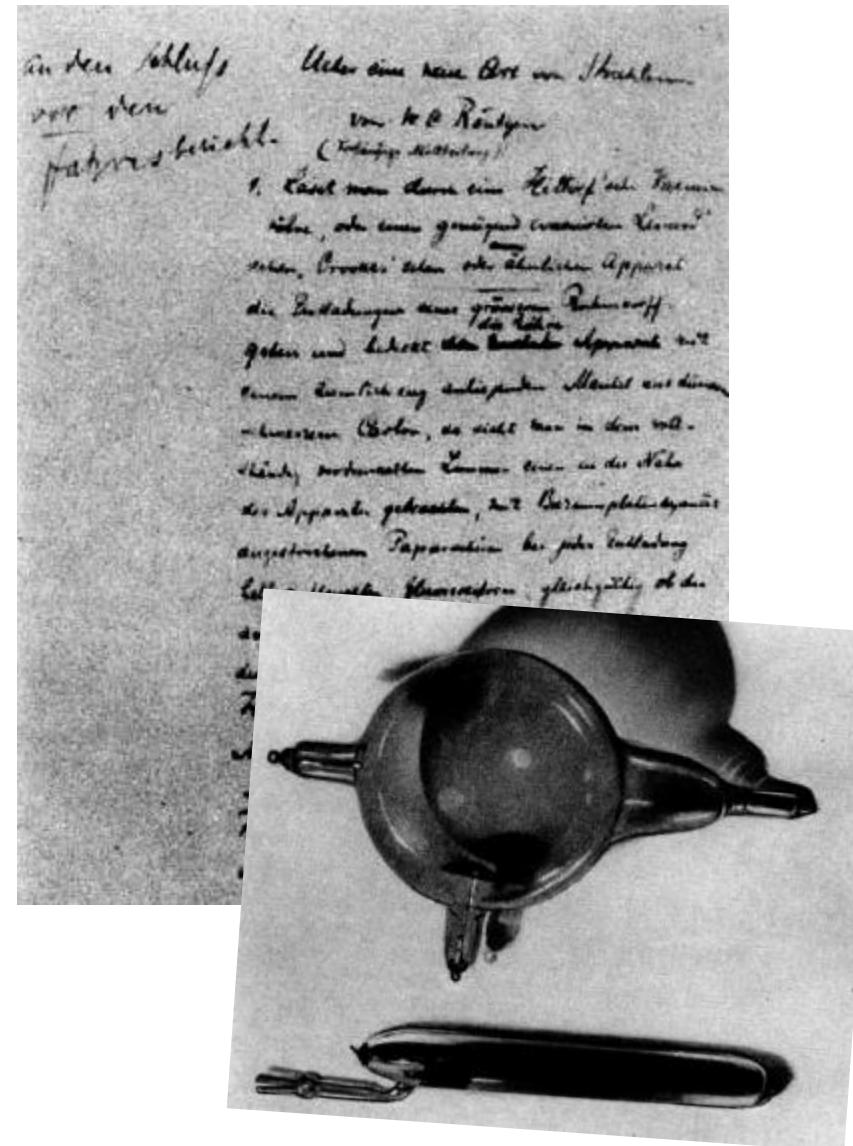
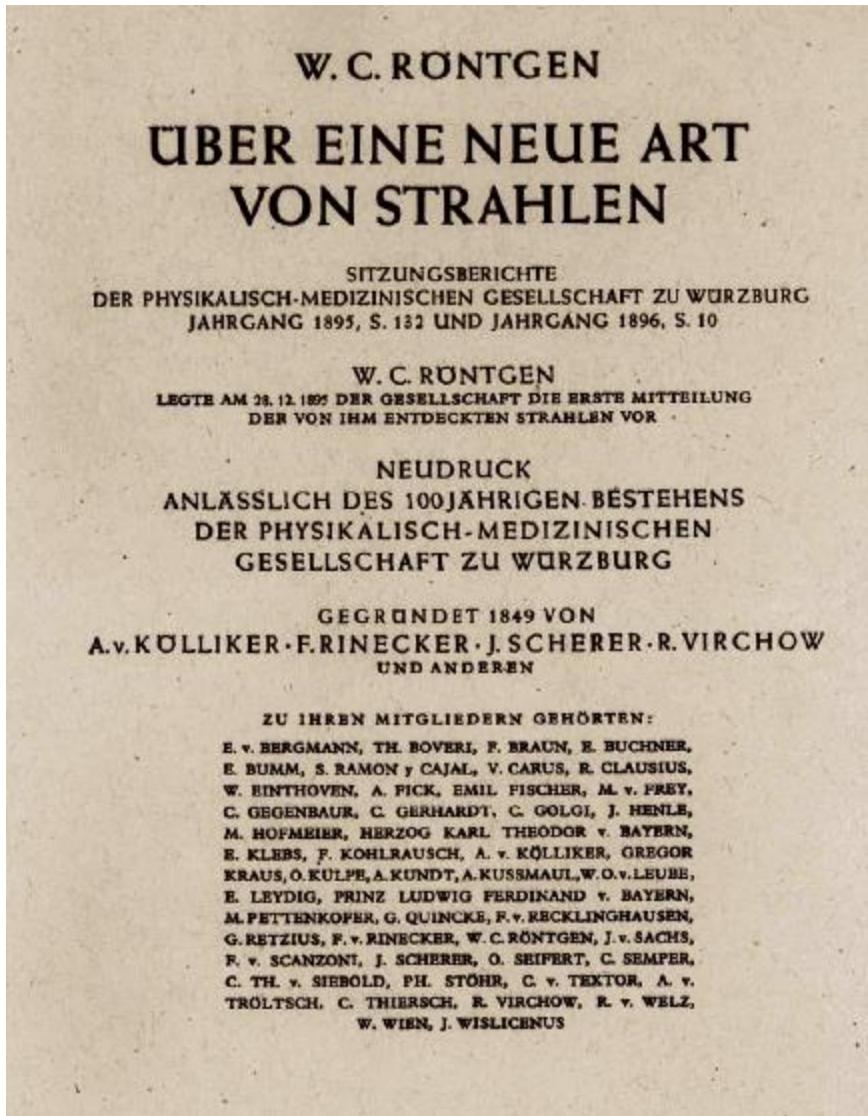
1895 Entdeckung der Röntgenstrahlen beim
Experimentieren mit der Gasentladungsröhre

28 Dezember 1895: Einreichung des Manuskripts "Über
ein neue Art von Strahlen"

1901 erster Nobelpreis für Physik
Gestorben am 10. Februar 1923 in München



Röntgen's wissenschaftliche Arbeit



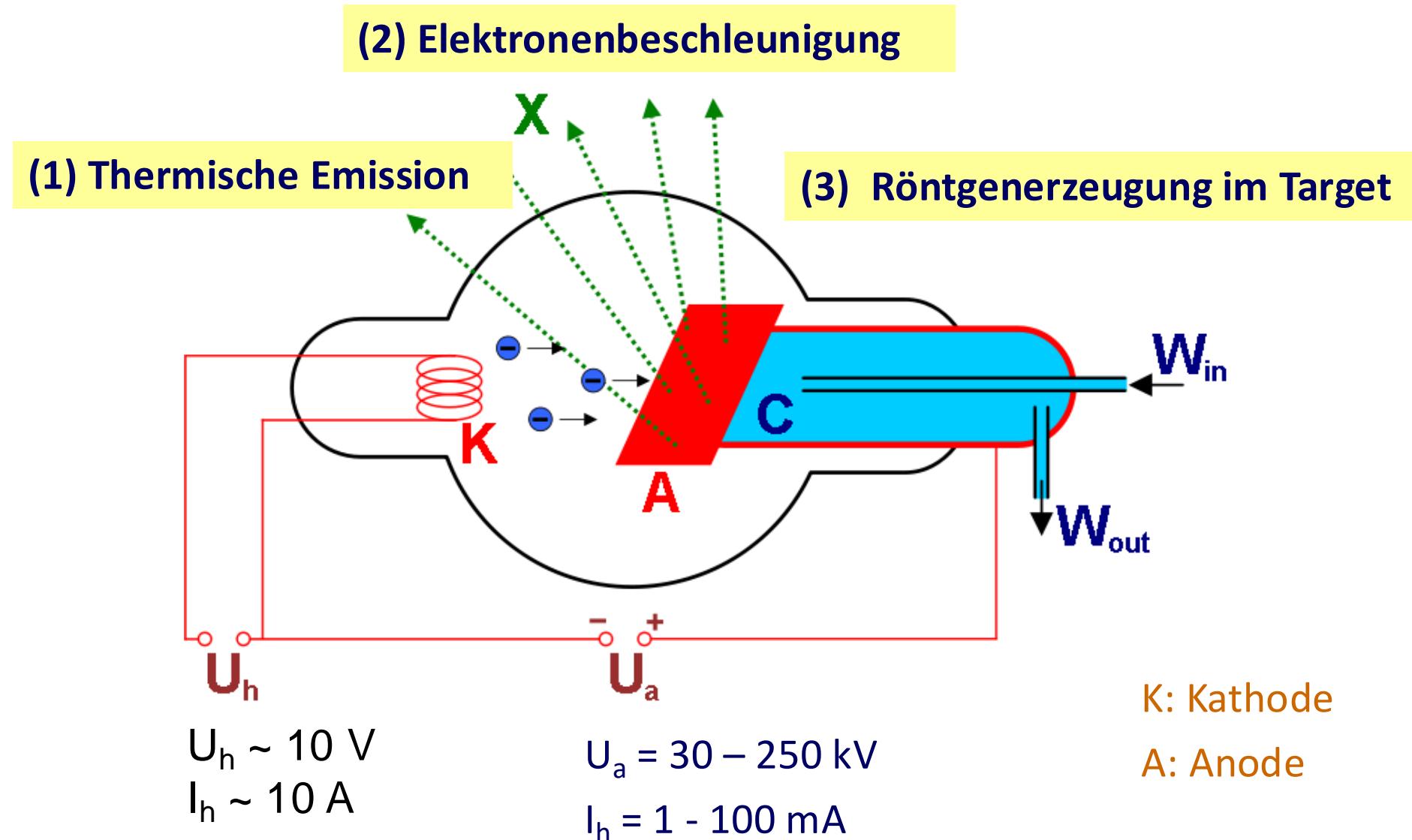
Erste Röntgenbilder (1895/1896)



1895, Hand seiner Frau



1896, Hand seines Assistenten
Alfred von Kolliker

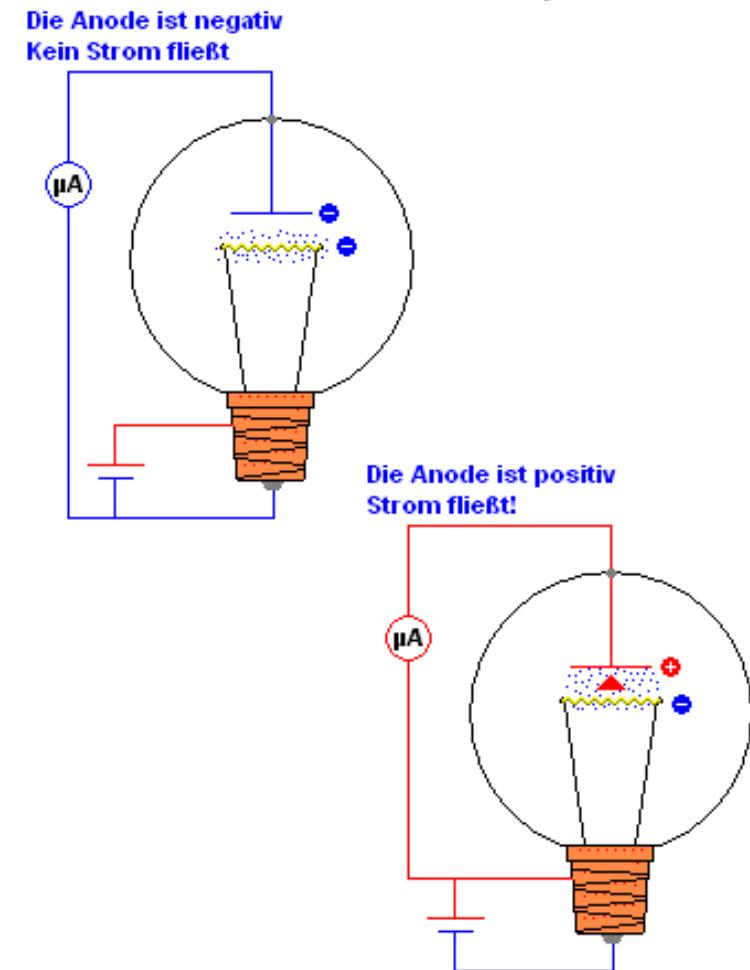


Modellvorstellung:

Betrachte Elektronen als freies Elektronengas im Valenzband

Bei Temperaturen oberhalb des absoluten Null-Punkts haben einige Elektronen genügend Energie um die Oberfläche eines Festkörpers zu verlassen

Je höher die Temperatur, desto größer wird der Anzahl der Elektronen mit genügend Energie.



Theoretische Beschreibung durch Richardson-Dushman-Gleichung:

$$J = A_0 T^2 \exp(-W/k_b T)$$

A_0 Richardson-Konstante ($1,2 \times 10^6 \text{ A/m}^2\text{K}^2$)

T Temperatur

W Austrittsarbeit (einige eV)

k_B Boltzmann Konstante

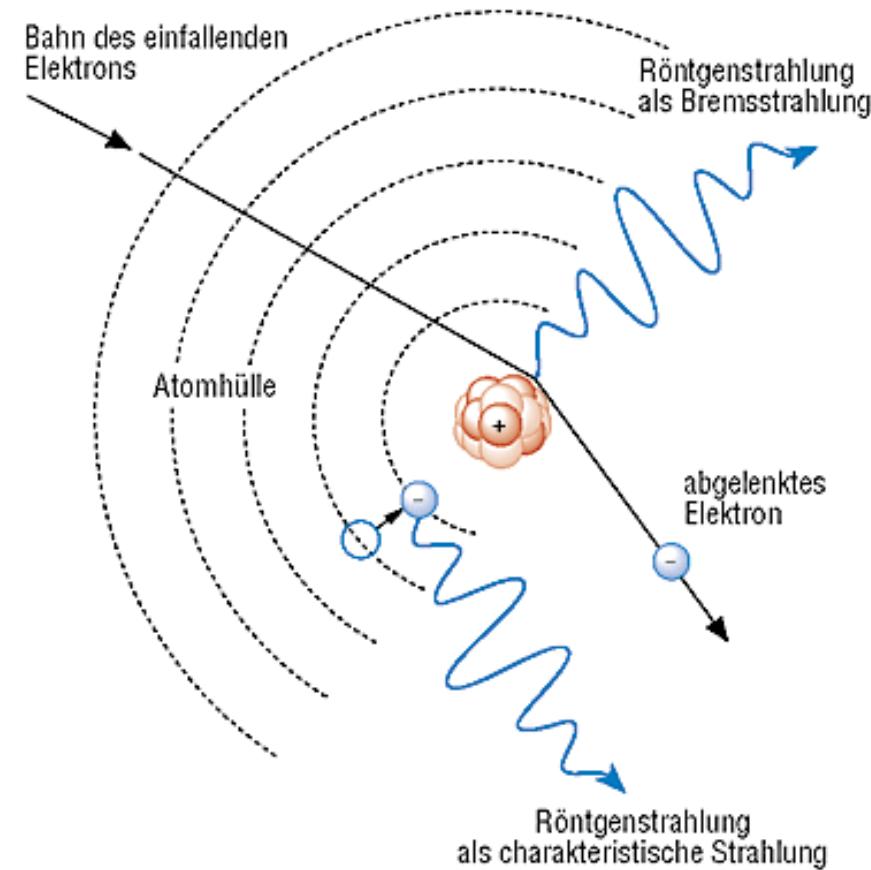
Interessant ist die Exponentielle Abhängigkeit der Stromdichte von T und W (Auswirkungen auf Intensitäts-Stabilität!).



Owen Willans Richardson
Nobelpreis Physik 1928

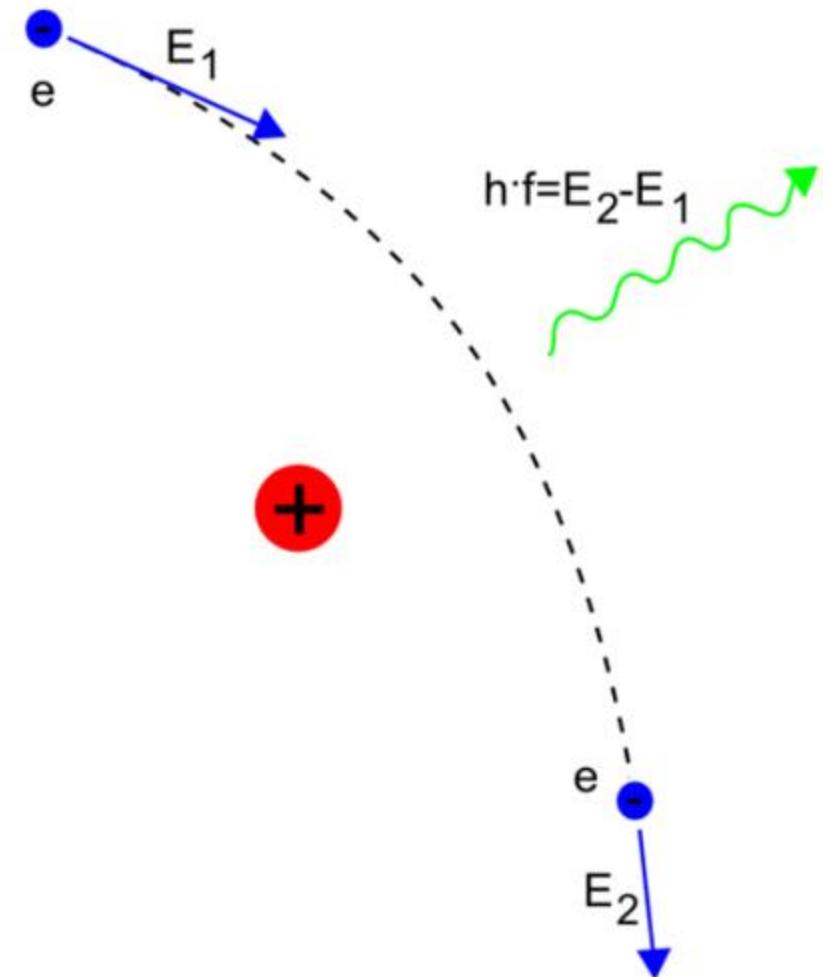
Zwei physikalische Prinzipien:

- **Bremsstrahlung**
Negative Beschleunigung eines schnellen Elektrons in dem Coulombfeld eines Atomkerns
- **Charakteristische Emission von Röntgenstrahlung**
Elektronenübergang in den inneren Schalen der Hülle führt zur Emission von charakteristischen Röntgenenergien



Allgemeine Eigenschaften:

- Je näher die Trajektorie des Elektrons am Kern, desto höher die Energie des erzeugten Röntgenquants
- Die max. Energie der Röntgenstrahlung ist gleich der max. Energie der beschleunigten Elektronen



Abschätzung der minimalen Wellenlänge der Röntgenstrahlung im Bremsstrahlungsspektrum:

$$E_{\text{photon}} = E_{\text{kin,elektron}}$$

$$hv_{\max} = eU$$

$$\lambda_{\min} = hc/eU$$

h : Plancksches Wirkungsquantum

v_{\max} : max. Frequenz der Röntgenstrahlung

e : Elementarladung

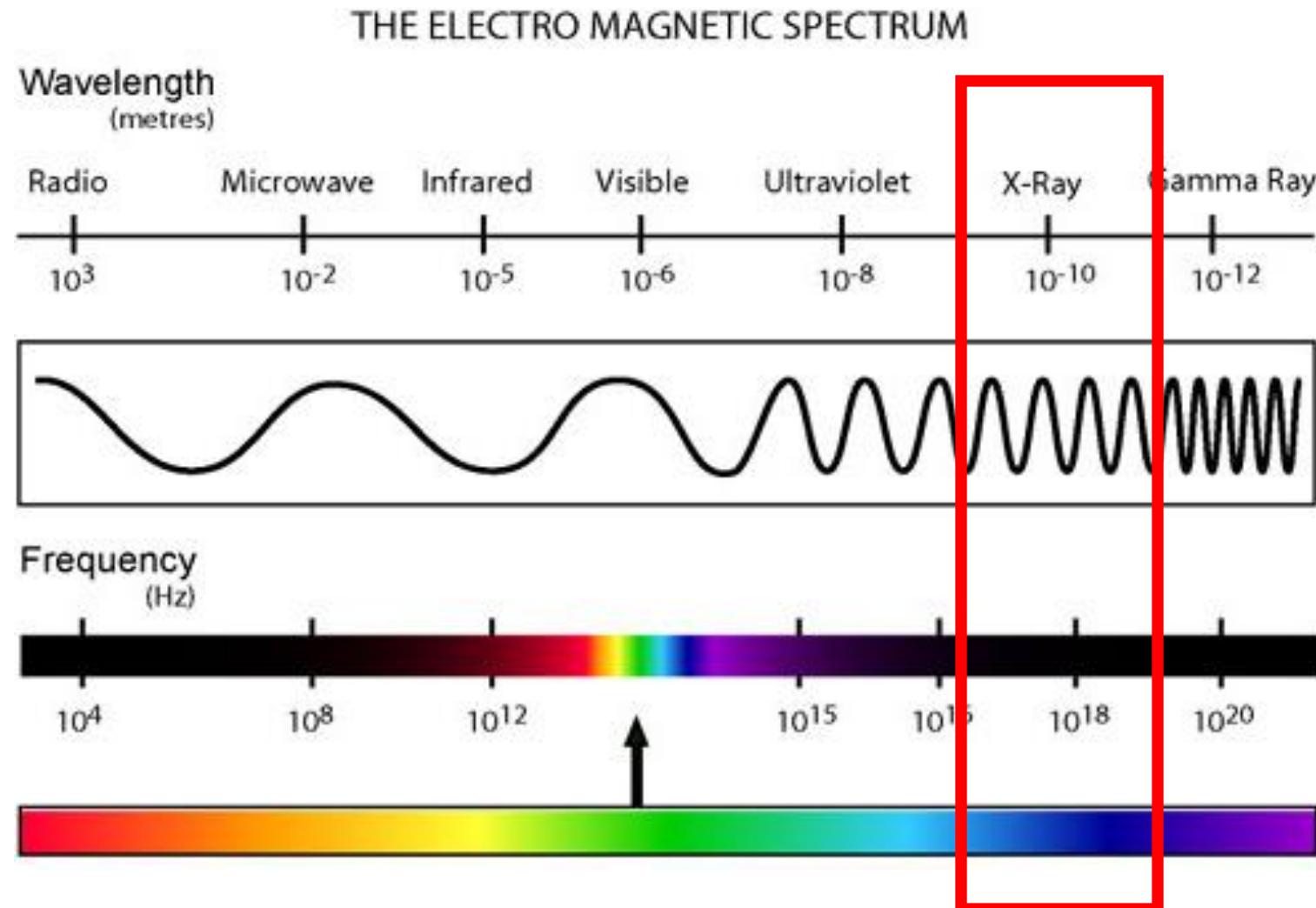
U : Beschleunigungsspannung, Anodenspannung der
Röntgenröhre

λ_{\min} : min. Wellenlänge des emittierten Röntgenlichts

Faustformel

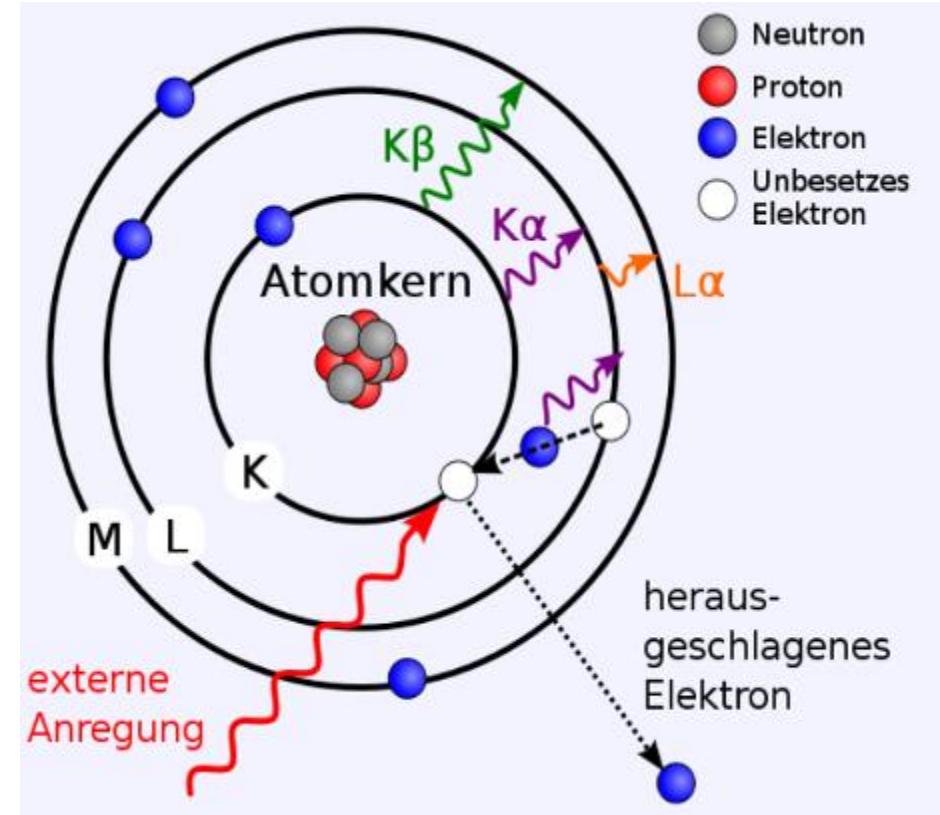
$$\lambda_{\min} = 12.4 \text{ \AA kV/ U}$$

Röntgenstrahlung als Teil des EM Spektrums



Physikalischer Prozess:

- Ein einfallendes beschleunigtes Elektron schlägt ein gebundenes Elektron aus der Bahn des Atoms
- Bei dem Sprung (Schalenübergang) wird Energie frei, die als Photon emittiert wird



Theoretische Beschreibung durch Moseleysches Gesetz:

$$1/\lambda = R_H (Z-K)^2 [1/n_1^2 - 1/n_2^2]$$

- λ Wellenlänge des emittierten Röntgenlichts
 R_H Rydberg-Konstante ($1,097 \times 10^7 \text{ m}^{-1}$)
 Z Ordnungszahl im Periodensystem
 K Abschirmkonstante
 n_1, n_2 Hauptquantenzahlen der beiden Zustände

Für K_α -Übergang:

$$1/\lambda = 3/4 R_H (Z-1)^2$$



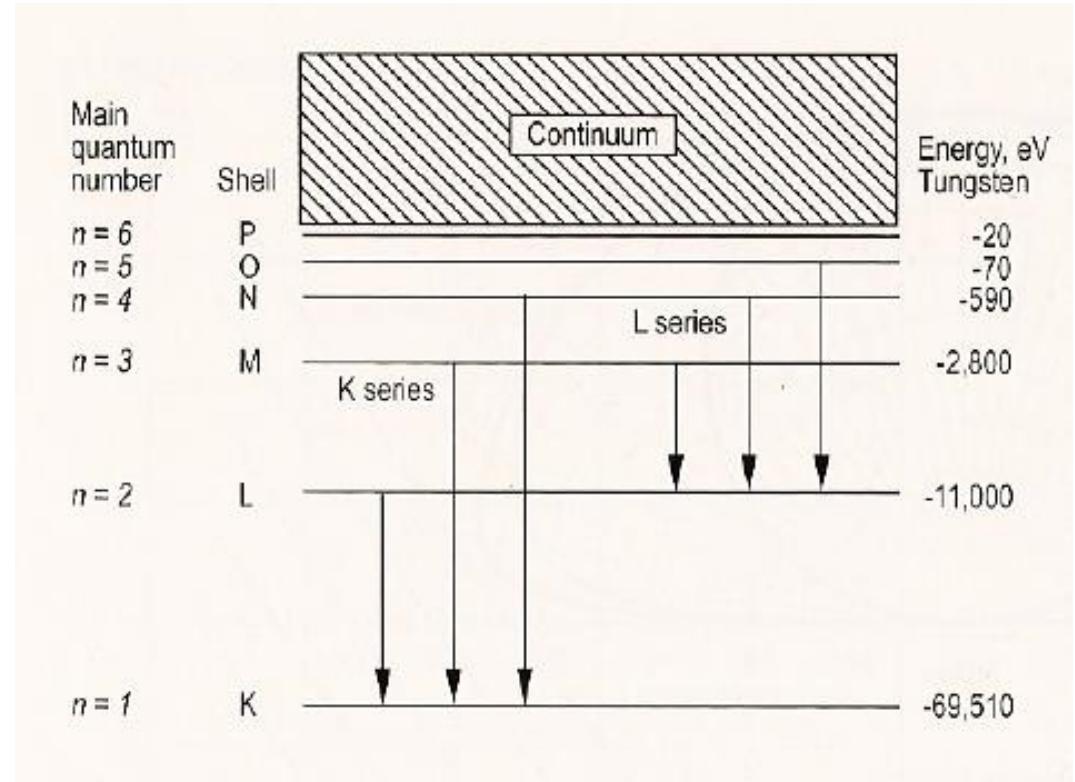
Henry Moseley
Geb. 1887

Beispiel Wolfram:

$$E(K_{\alpha}) = 69510 \text{ eV} - 11000 \text{ eV} \\ = 58510 \text{ eV}^*$$

$$E(K_{\beta}) = 69510 \text{ eV} - 2800 \text{ eV} \\ = 66710 \text{ eV}^*$$

* Die Aufspaltung der L-Linien führt zu $K_{\alpha 1}$ & $K_{\alpha 2}$ Linien

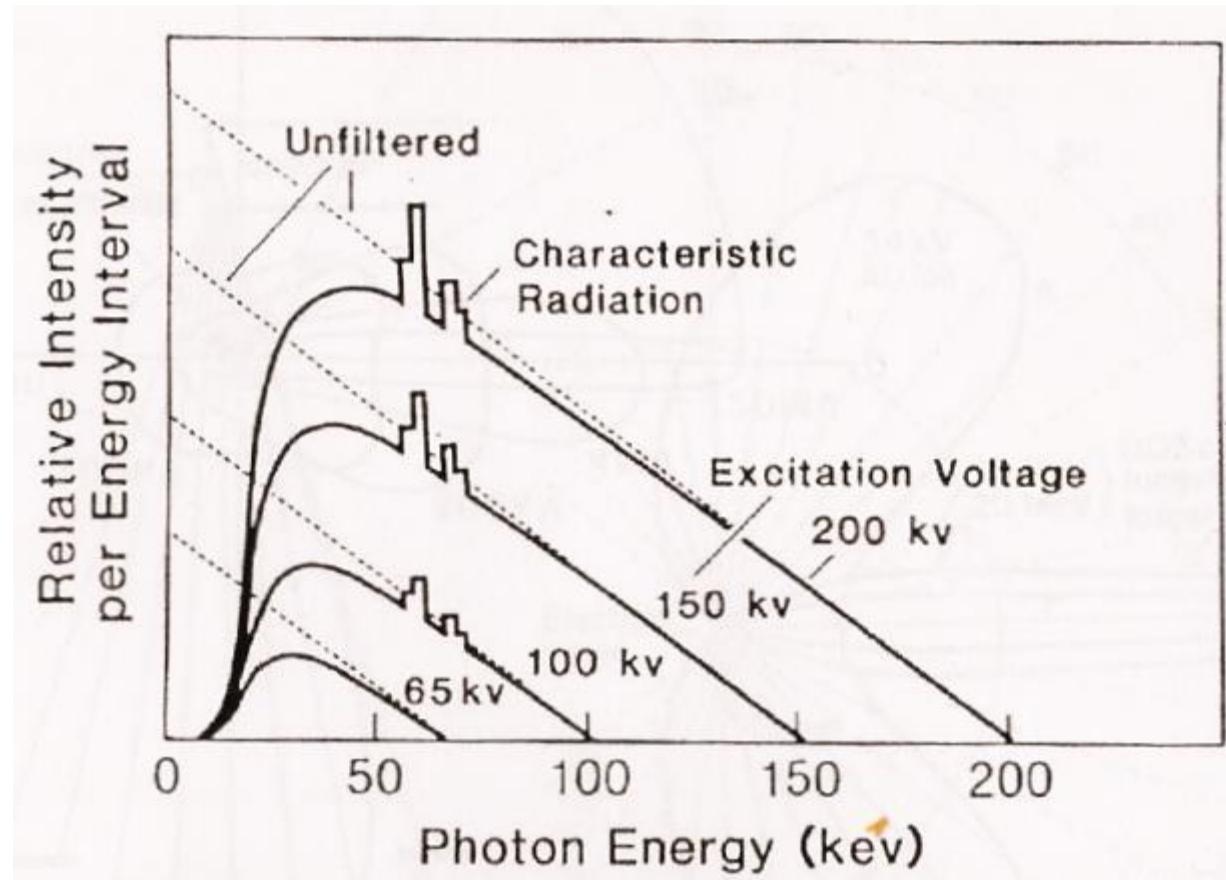


Andere Targetmaterialien, K_{α} – Linien*, und Anwendungsfelder:

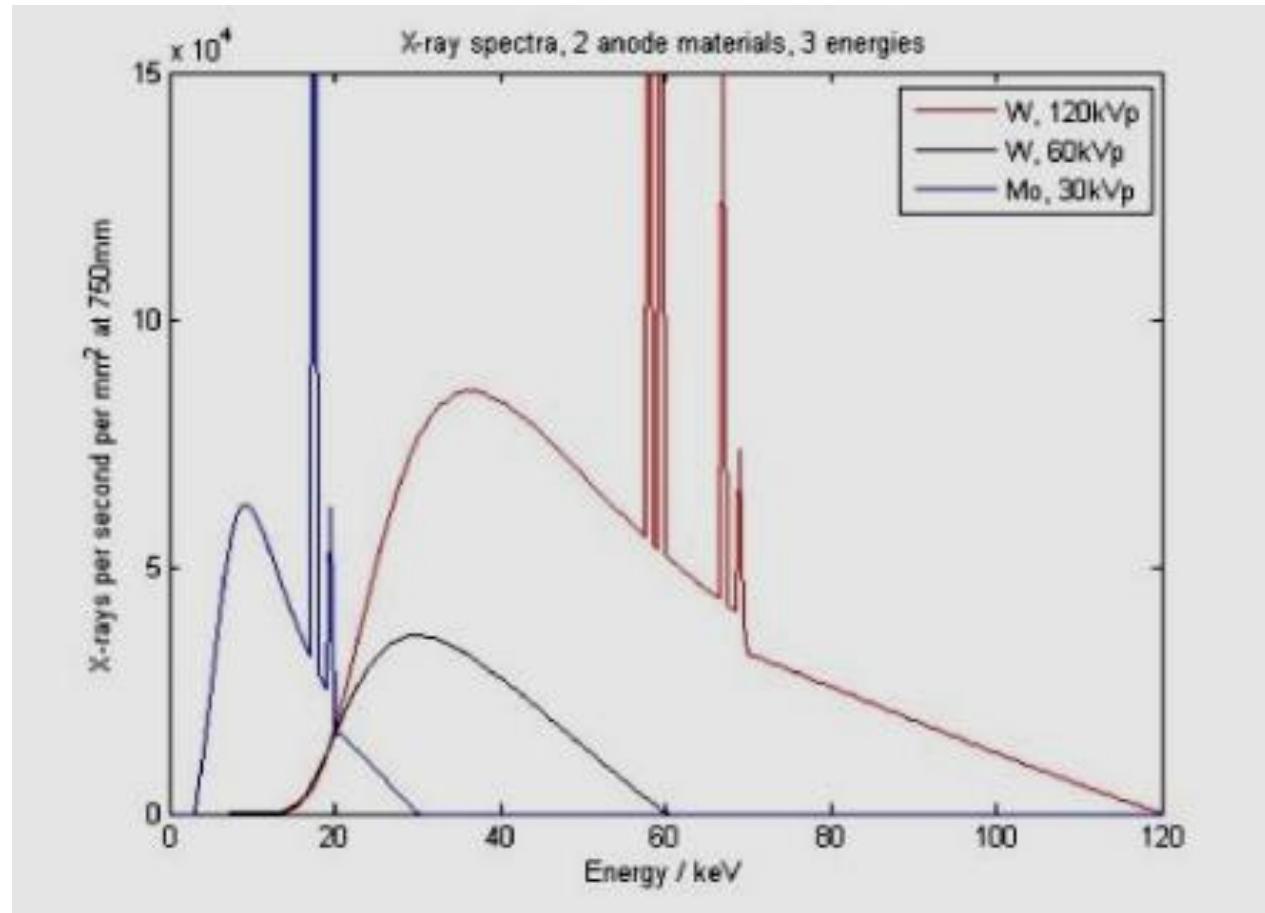
• Eisen (Fe)	6.4 keV	Röntgendiffraktion
• Kupfer (Cu)	8.0 keV	Röntgendiffraktion
• Molybdän (Mo)	17.5 keV	Mammographie
• Rhodium (Rh)	20.2 keV	Mammographie
• Wolfram (W)	59.3 keV	Radiographie- CT

* $K_{\alpha 1}$

Gesamtspektrum einer Wolframröhre für verschiedene Beschleunigungsspannungen:



Vergleich verschiedener Anodenmaterialien (W/Mo):

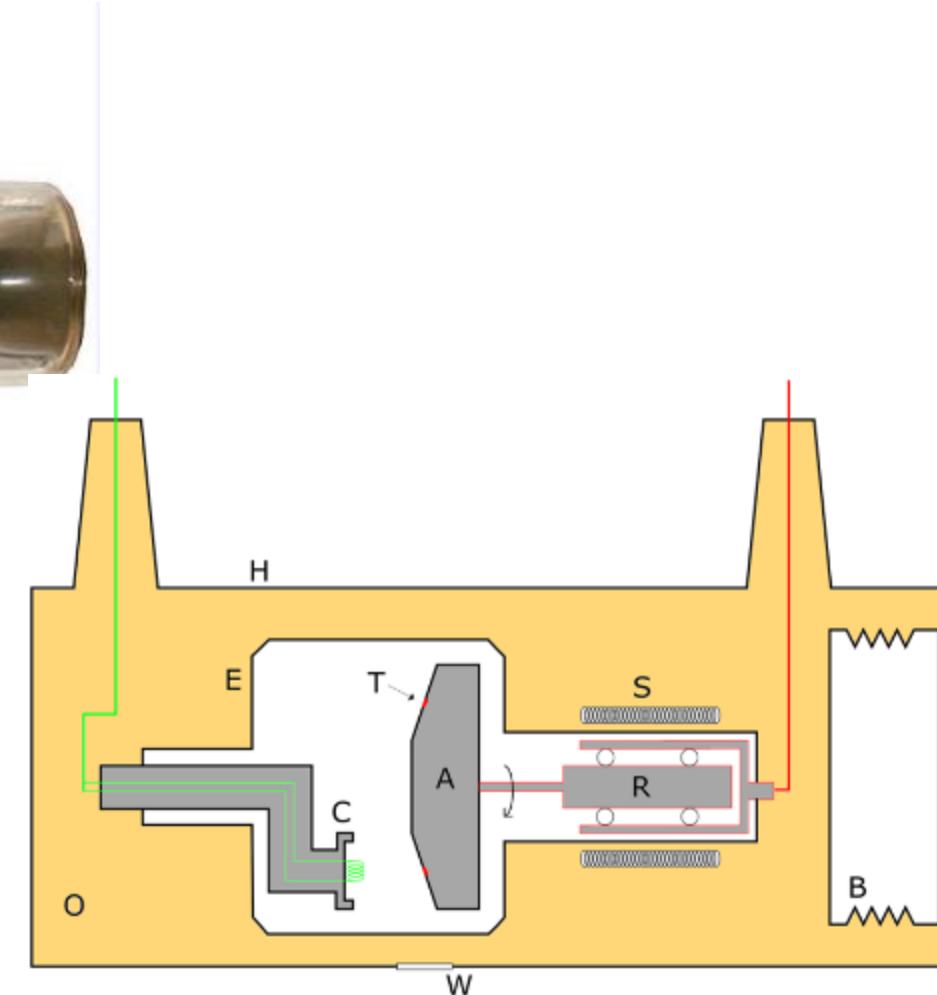


Drehanoden für höhere Leistung:



typische Leistungsdaten:

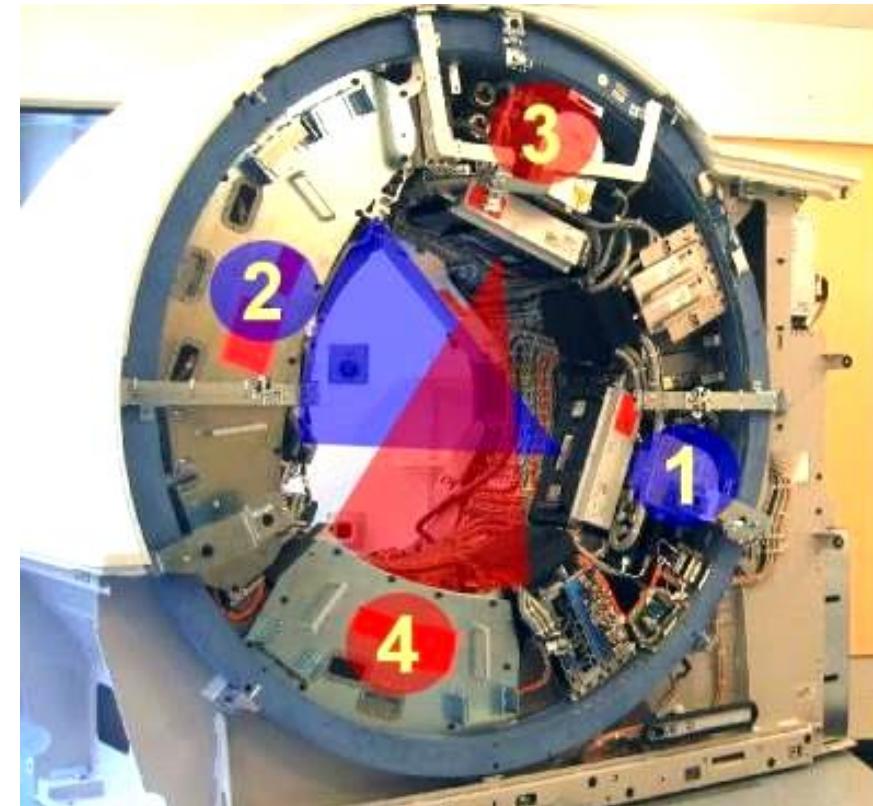
- 1x1 mm² Quellfleck
- bis 140 kV Beschl.-Spannung
- bis 100 kW Leistung



Drehanoden in CT Systemen



Klinisches Dual-Source CT-
System mit 2 x 100 kW
Drehanode



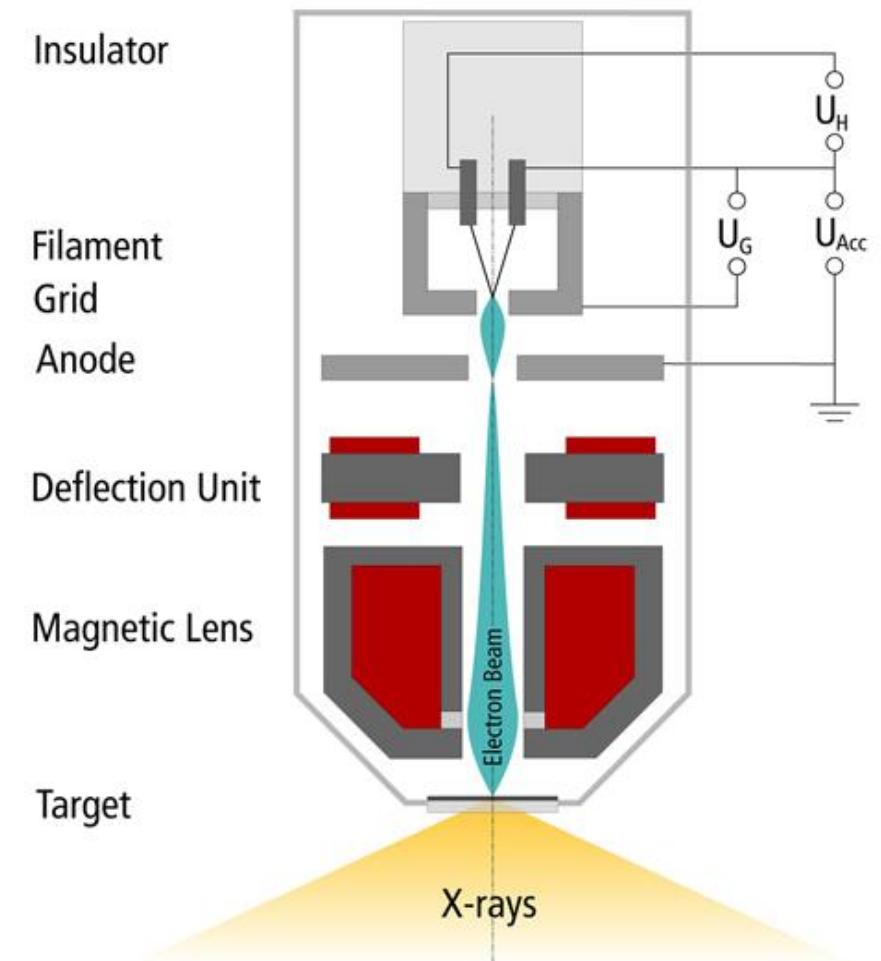
(1) Drehanode 1
(2) Detektor 1

(3) Drehanode 2
(4) Detektor 2

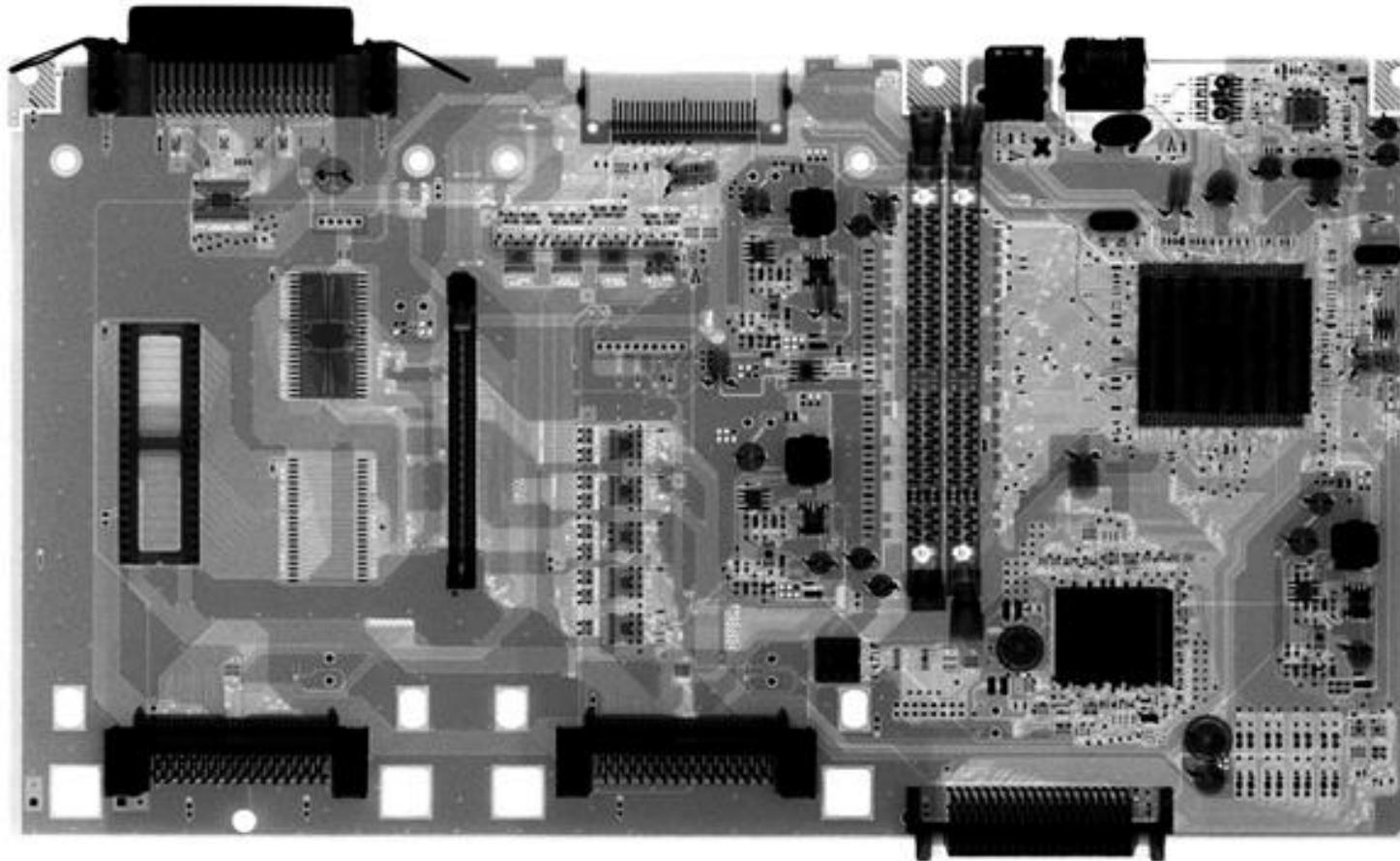
Mikrofokus-Transmissionsröhren mit Elektronenoptik für höchste Auflösung:



typische Leistungsdaten:
 $< 1 \times 1 \mu\text{m}^2$ Quellfleck
bis 140 kV Beschl.-Spannung
1-10 W Leistung



Mikrofokus-Röntgenaufnahme für Halbleiter-Testanwendungen



Als Maßeinheit für die Stärke einer Röntgenquelle:

$$\text{Brillanz} = \frac{\text{Anzahl an Photonen}}{\text{Zeit} \times \text{Quellfläche} \times \text{Raumwinkel} \times \text{Bandpass}}$$

Einheit: ph / (sec mm² mrad² 0.1 % BW)

Beispiel: Klinische Drehanode im CT

Photonenfluss: $10^9 \text{ ph/sec/pixel}$

Quellfleckgrösse: $1 \times 1 \text{ mm}^2$

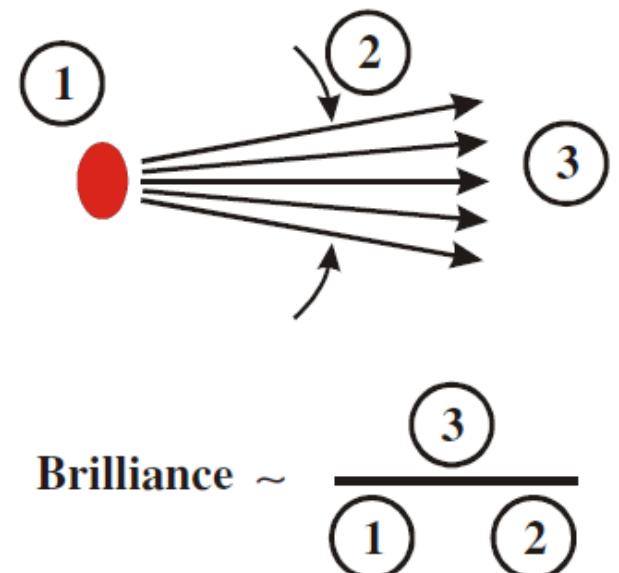
Detektorpixel: $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$

Abstand Quelle-Det.: $\sim 1 \text{ m}$

Bandpass: 50%

$$\Rightarrow B = 10^9 \times 1 \times 4 / 500 [\text{ph} / (\text{sec mm}^2 \text{ mrad}^2 0.1 \% \text{ BW})]$$

$$\Rightarrow B = 8 \times 10^6 \text{ ph} / (\text{sec mm}^2 \text{ mrad}^2 0.1 \% \text{ BW})$$



Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie

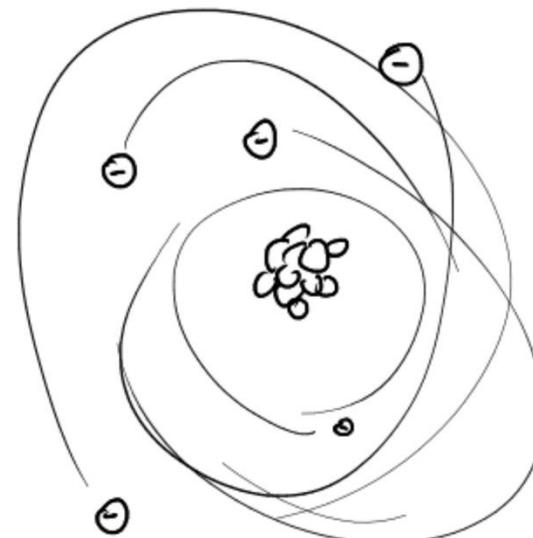
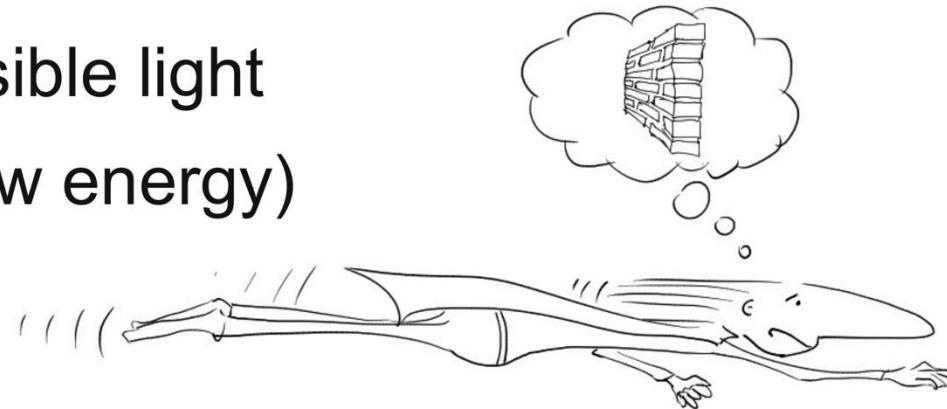
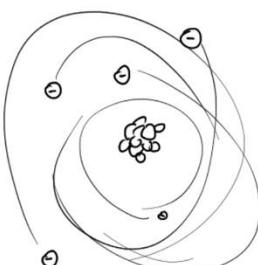
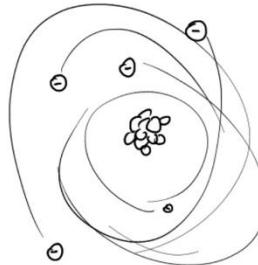


Bild von Pierre Thibault

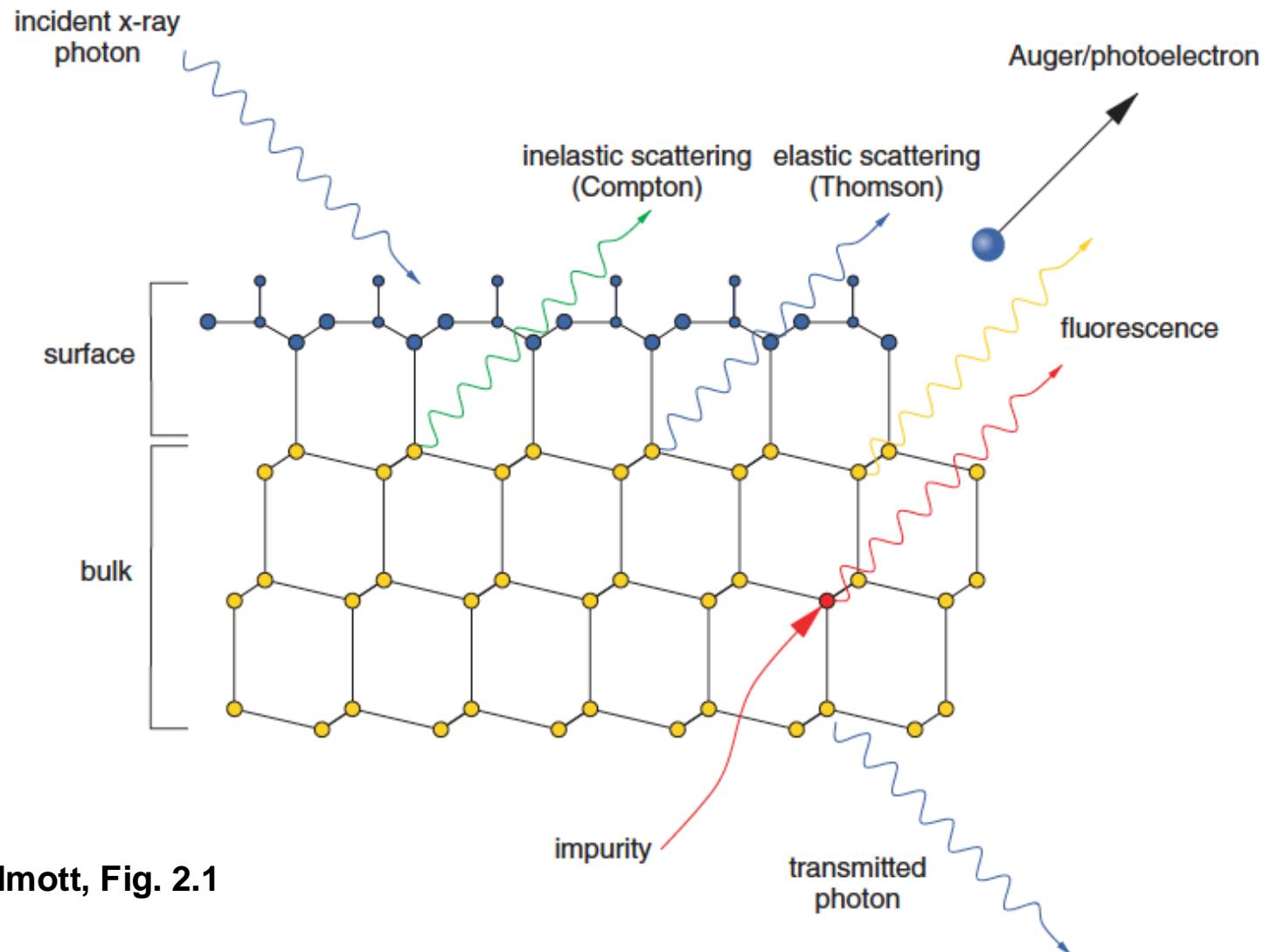
Visible light
(low energy)



X-rays
(high energy)



Pictures by Pierre Thibault

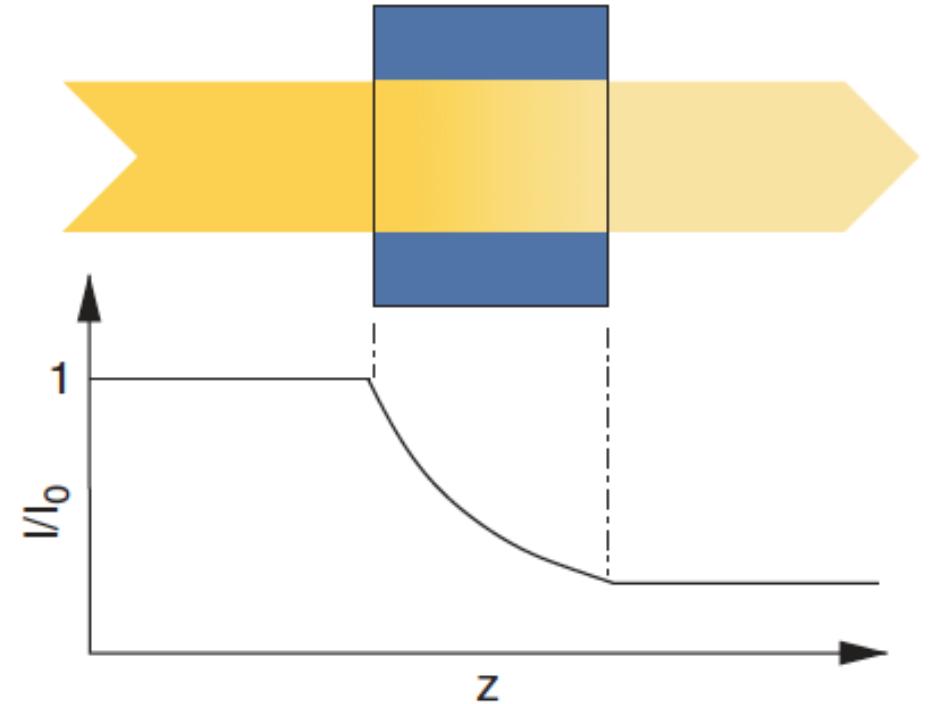


Willmott, Fig. 2.1

Beer-Lambert Formel:

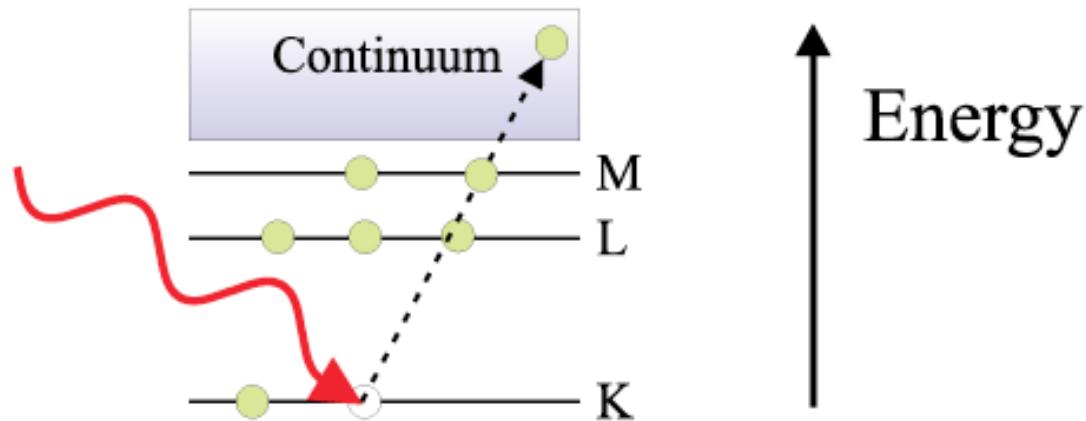
$$\frac{I}{I_0} = \exp(-\mu z)$$

- Transmission von Röntgenstrahlen durch Material fällt exponentiell mit der Dicke ab
- Gemessener Schwächungs-Koeffizient μ besteht aus verschiedenen Beiträgen



$$\mu = \mu_{incoh} + \mu_{photo} + \mu_{coh}$$

Quantenmechanisches Bild



Als-Nielsen Fig. 1.11

- Einfallendes Photon komplett absorbiert vom Elektron
- Stark abhängig von der Energy des Photons und von der Atomzahl Z ($\approx Z^4/E^{-3}$)
- Bei niedrigen Energien und hohem Z – der dominante Effekt in der Röntgenbildgebung

Thomson (elastic) scattering

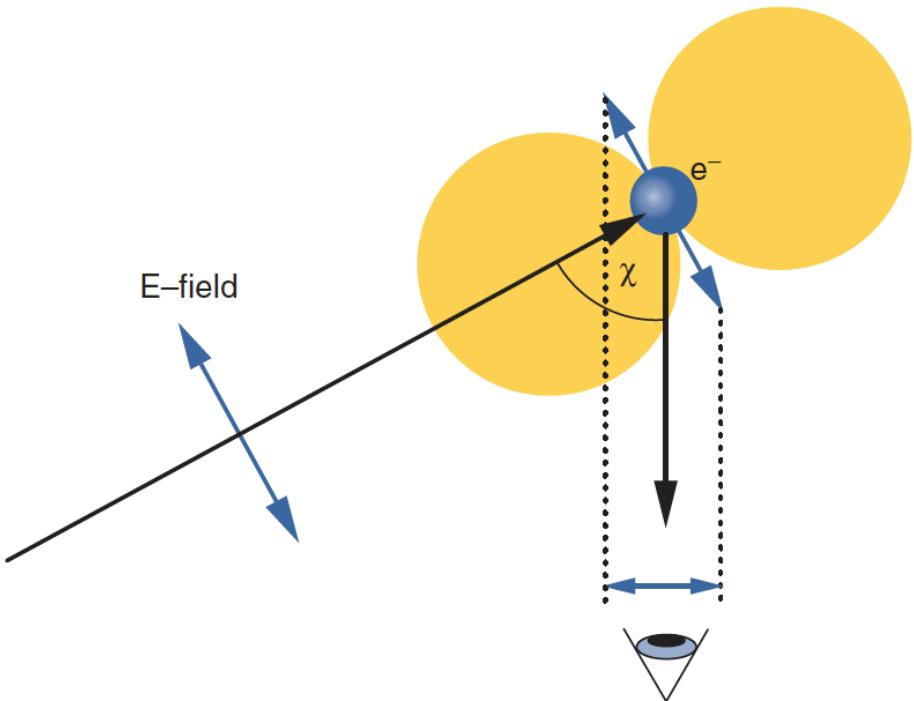


Zeichnung von Pierre Thibault

T.T. Thomson

Entdeckte das Elektron in 1897

Erhielt den Nobelpreis in 1906



Klassisches Bild
Antenne



Figure 2.5 Dipole radiation caused by Thomson scattering of electromagnetic radiation by a charged particle.

- Nicht-relativistisches Elektron beschleunigt im EM-Feld der ankommenden Welle
- Elektron bewegt sich in gleicher Ebene wie das E-Feld der oszillierenden Welle – emittiert elektromagnetische Strahlung

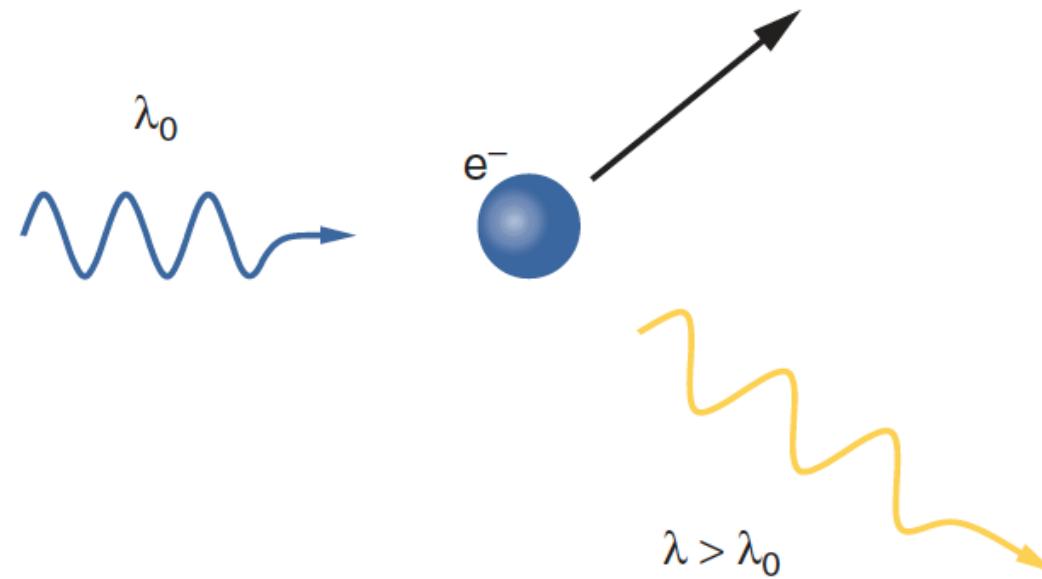
Compton (inelastic) scattering



Zeichnung von Pierre Thibault

A. H. Compton
Entdeckte den Effekt in 1923
Erhielt den Nobelpreis in 1927

Compton (inelastic) scattering



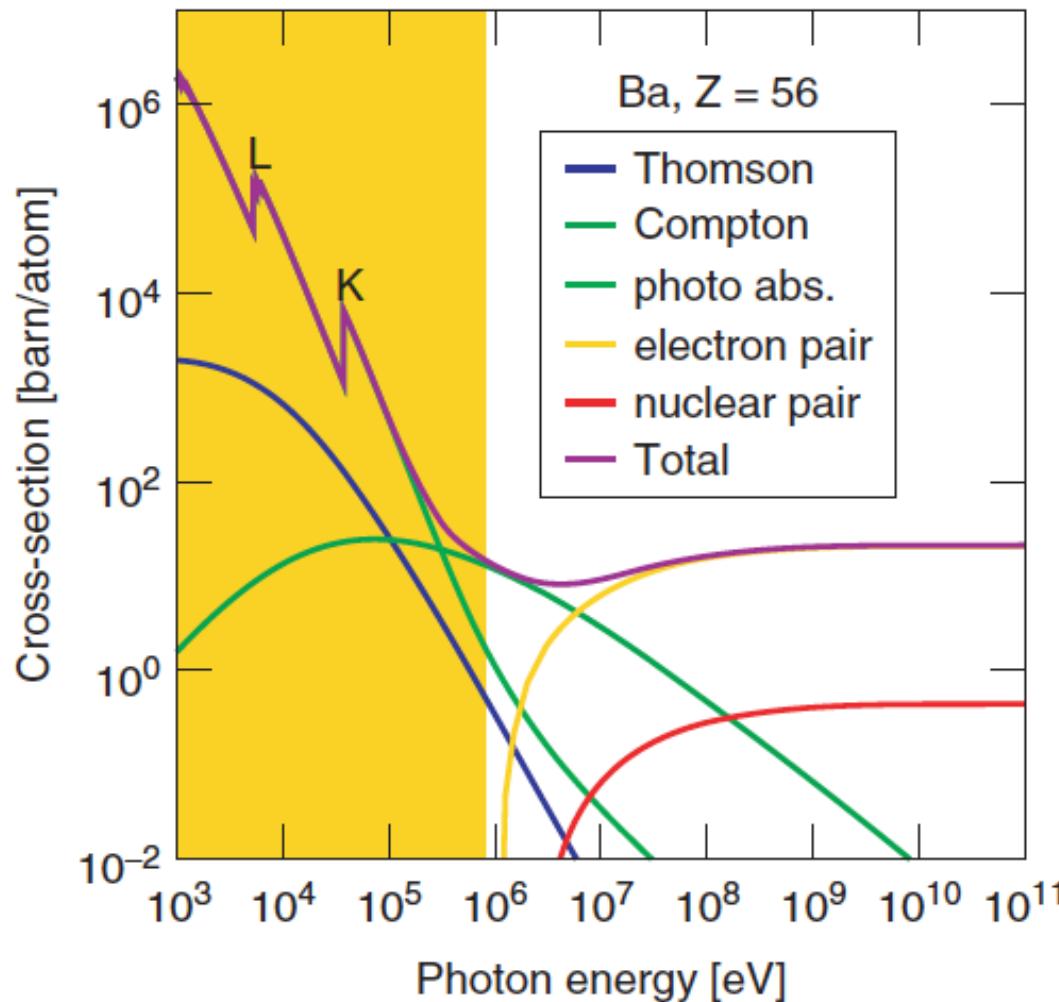
Willmott Fig. 2.6

Klassisches Bild



- ein Teil der Energie des Photons wird auf das freie Elektron übertragen und erhöht seine kin. Energie
- das gestreute Photon hat eine geringere Energie
- dieser Effekt dominiert den Kontrast im klinischen CT

Wechselwirkungsquerschnitt für Absorption von Ba

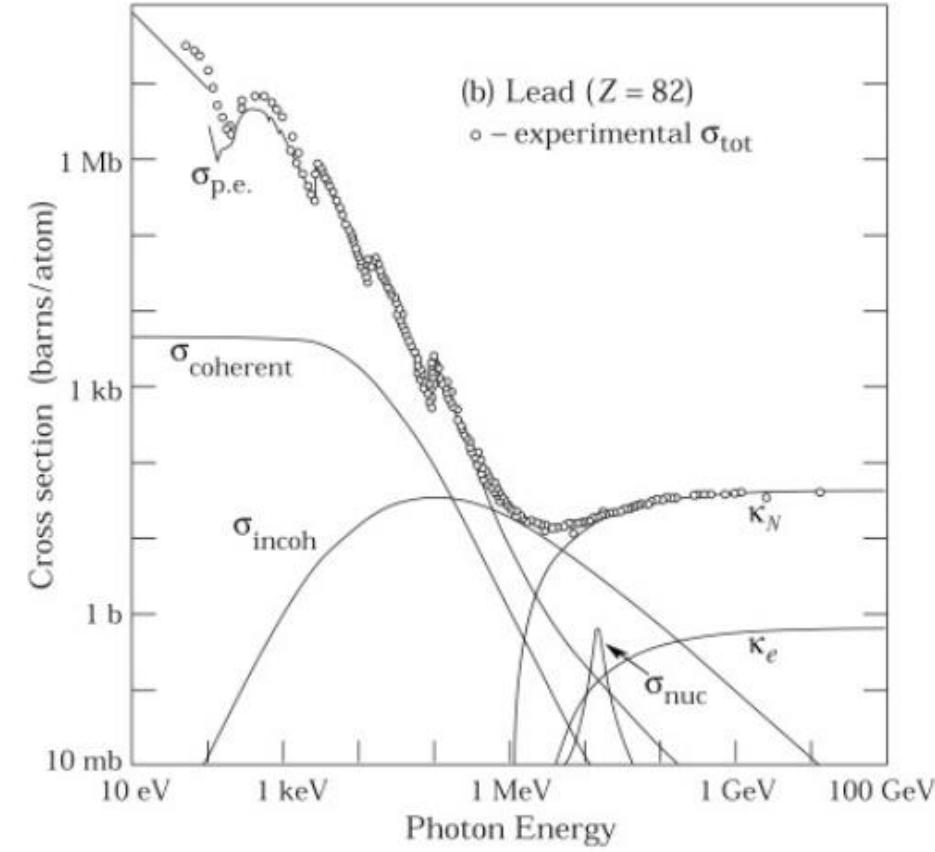
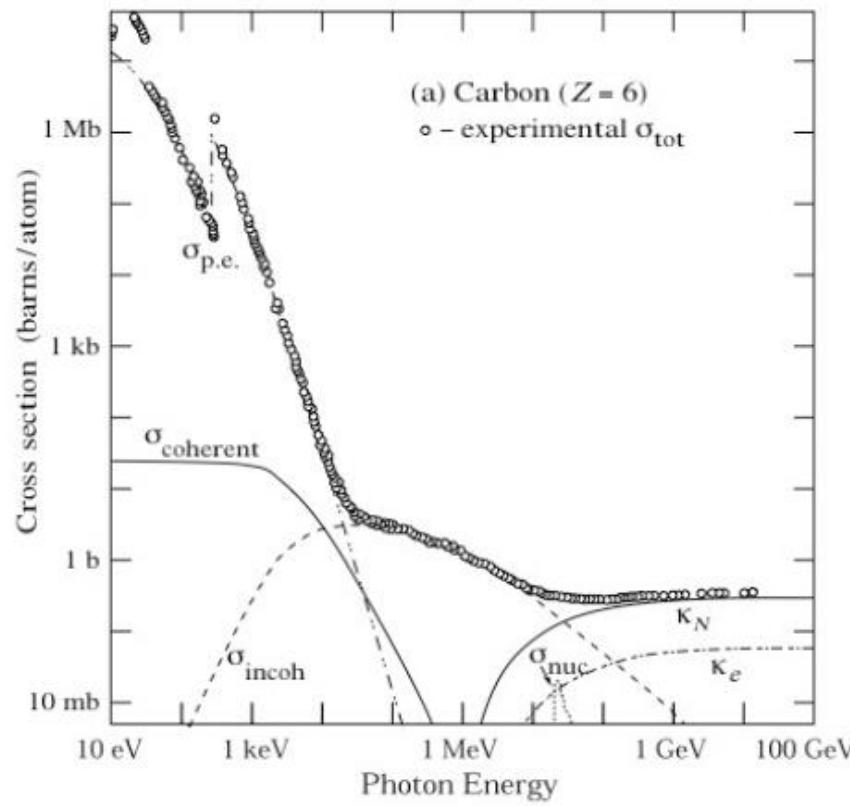


Wechselwirkungsquerschnitt
für Absorption

$$\sigma_a [\text{cm}^2 \text{ g}^{-1}] = \frac{\mu}{\rho_m}$$

ρ_m - Massendichte

Wechselwirkungsquerschnitt für Absorption von für C und Pb



Referenzen für weitere Information

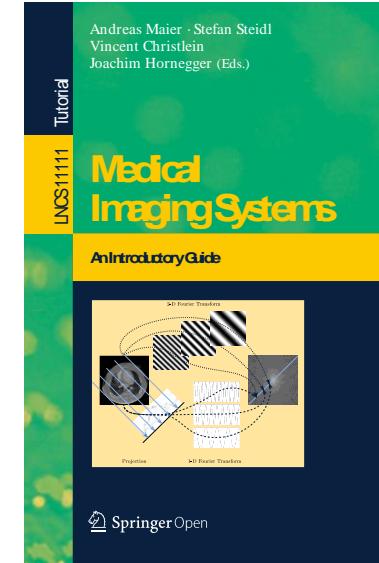
Bücher zur Erzeugung und Wechselwirkung von Röntgenstrahlung

- J. Als-Nielsen und D. MacMorrow, *Elements of Modern X-Ray Physics*, John Wiley & Sons
- P. Willmott, *An introduction to Synchrotron Radiation*, Wiley, 2011
- T. M. Buzug, *Computed Tomography. From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT*, Springer, 2008

Inhalt - klinische Bildgebung

Teil I: Überblick über klinische Bildgebung

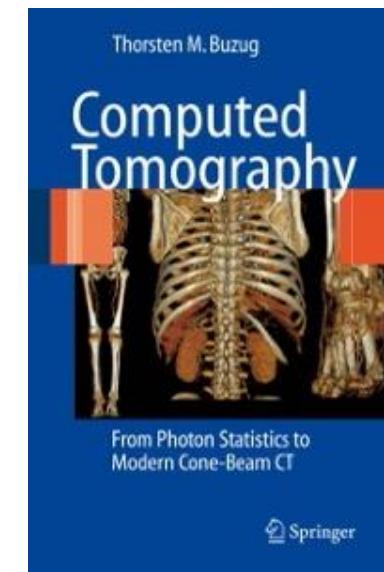
- MRT
- SPECT/PET
- Ultraschall
- Röntgenbildgebung



<https://link.springer-com.eaccess.tum.edu/book/10.1007/978-3-319-96520-8>

Teil II: Spektrale Röntgenbildgebung

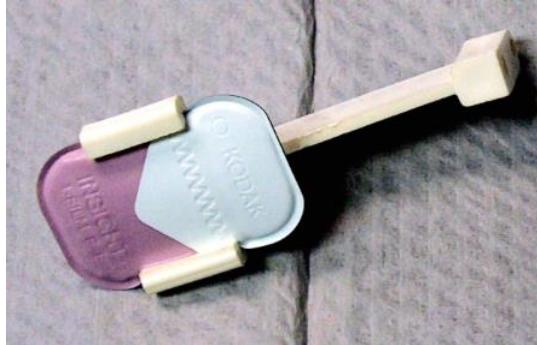
- Röntgendetektoren
- Konzepte spektraler Bildgebung
- Anwendungen



<https://link.springer-com.eaccess.tum.edu/book/10.1007/978-3-540-39408-2>

Röntgendetektoren

X-ray films – dental applications



X-ray film in
a holder



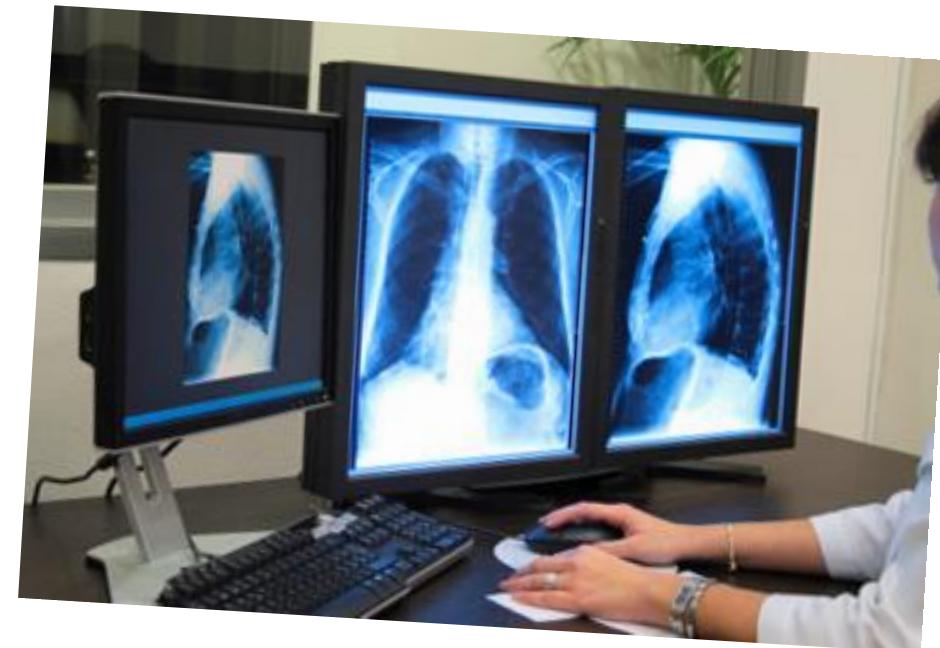
film development



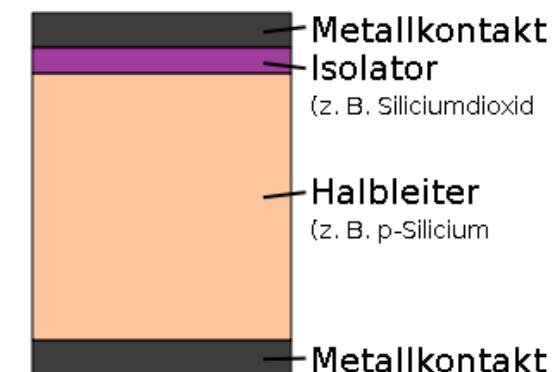
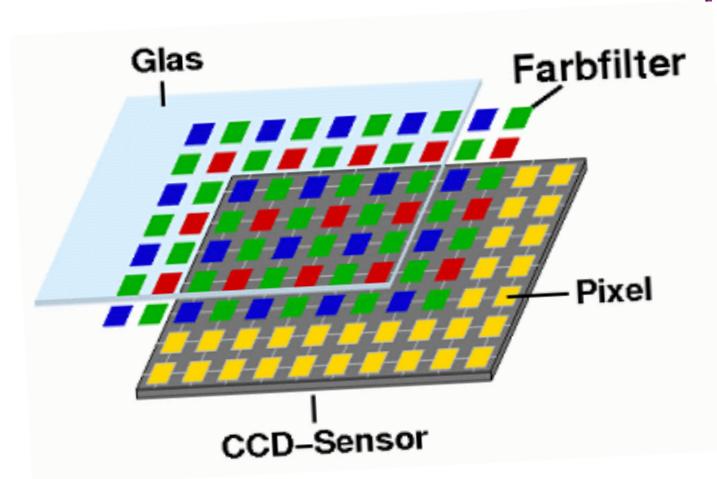
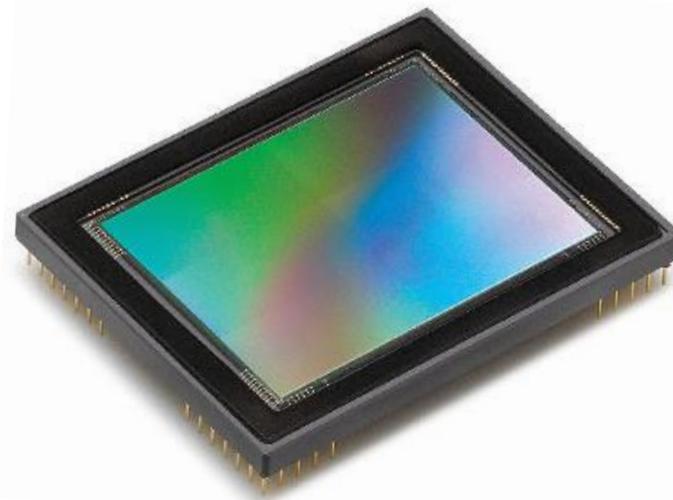
dental radiography



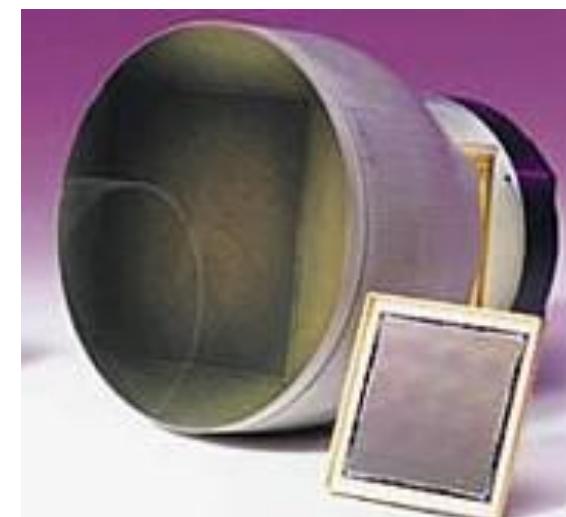
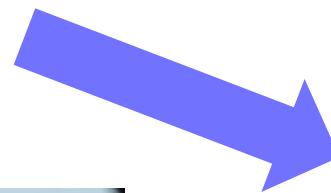
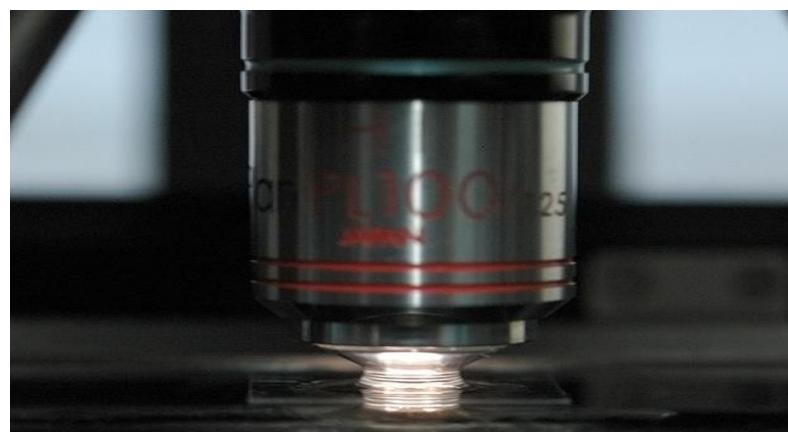
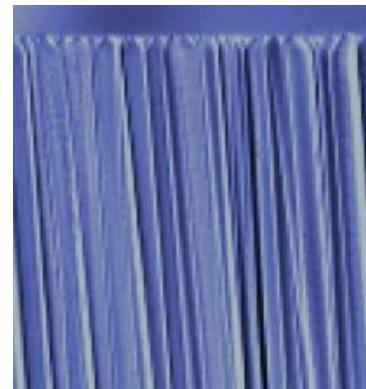
Von Analog zu Digital



Von Analog zu Digital

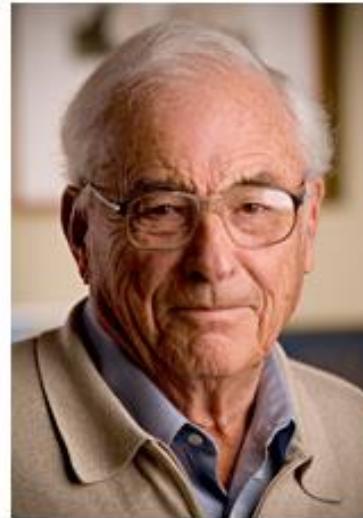


CCDs zur Röntgenbildgebung



CCD Development (1970)

2x1/4 Nobel prize in physics 2009



Copyright © National Academy of Engineering

Willard S. Boyle

1/4 of the prize

Bell Laboratories
Murray Hill, NJ, USA



Copyright © National Academy of Engineering

George E. Smith

1/4 of the prize

Bell Laboratories
Murray Hill, NJ, USA

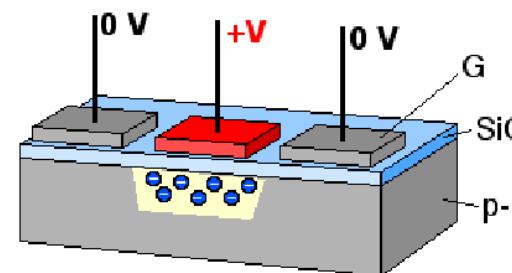
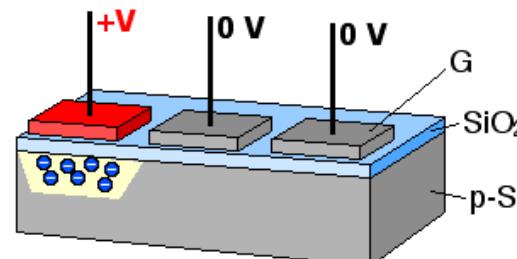
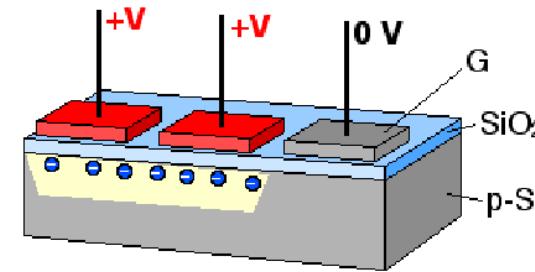
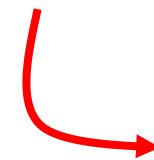
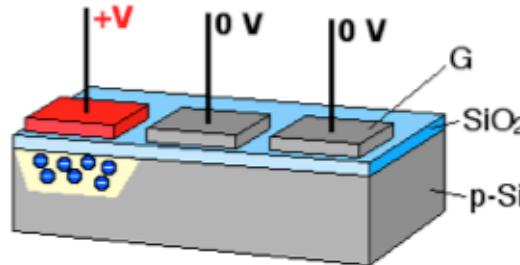
Principle of CCD (Charge Coupled Device)

Read-out the CCD: **Bucket Brigade Device (BBD)**



Principle of CCD (Charge Coupled Device)

Read out a CCD:



Metal Oxide Semiconductor (MOS) Capacitor

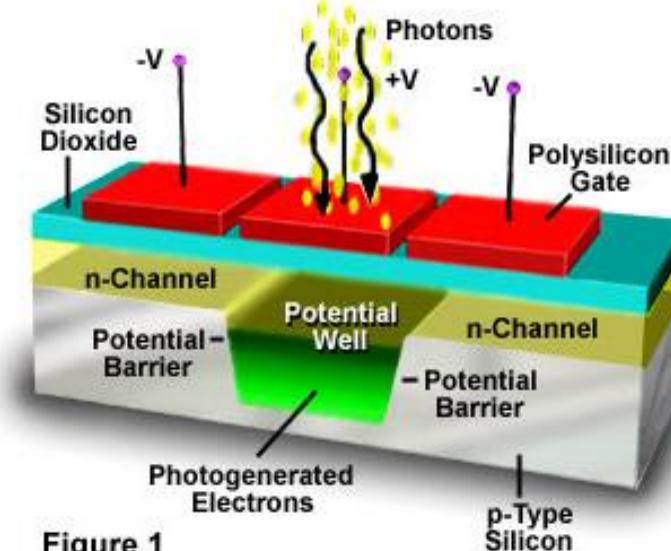
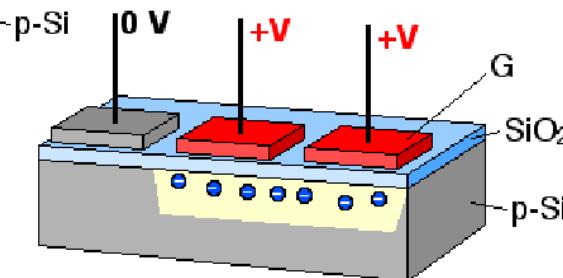
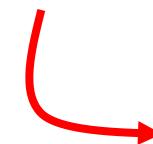
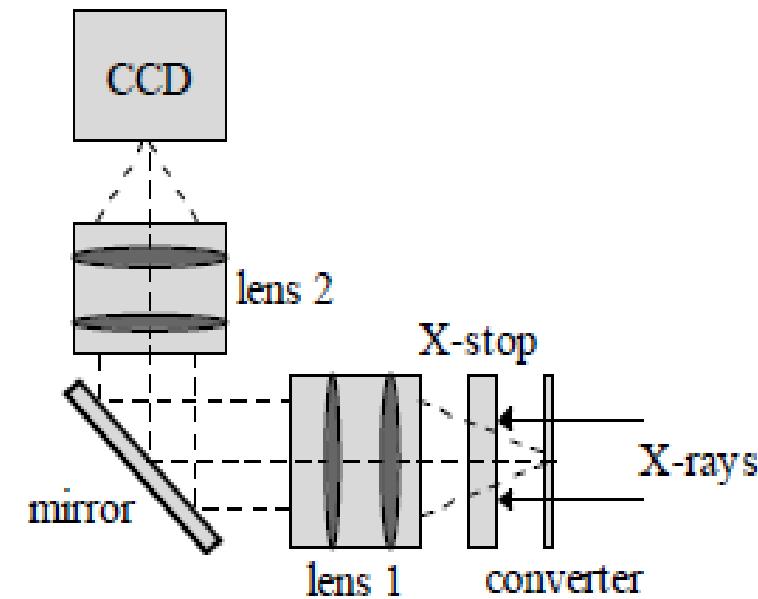


Figure 1



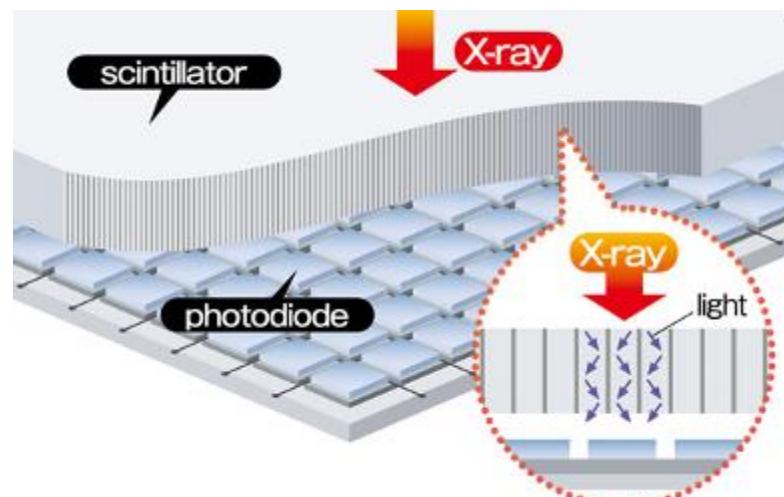
Lens-coupled CCDs for X-ray imaging

- Effective pixel sizes: 0.3 – 20 μm
- Field-of-views: 50 – 100 mm

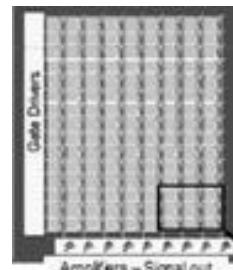


„Flat Panel“ Detektoren

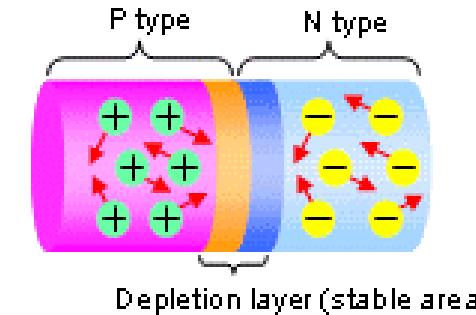
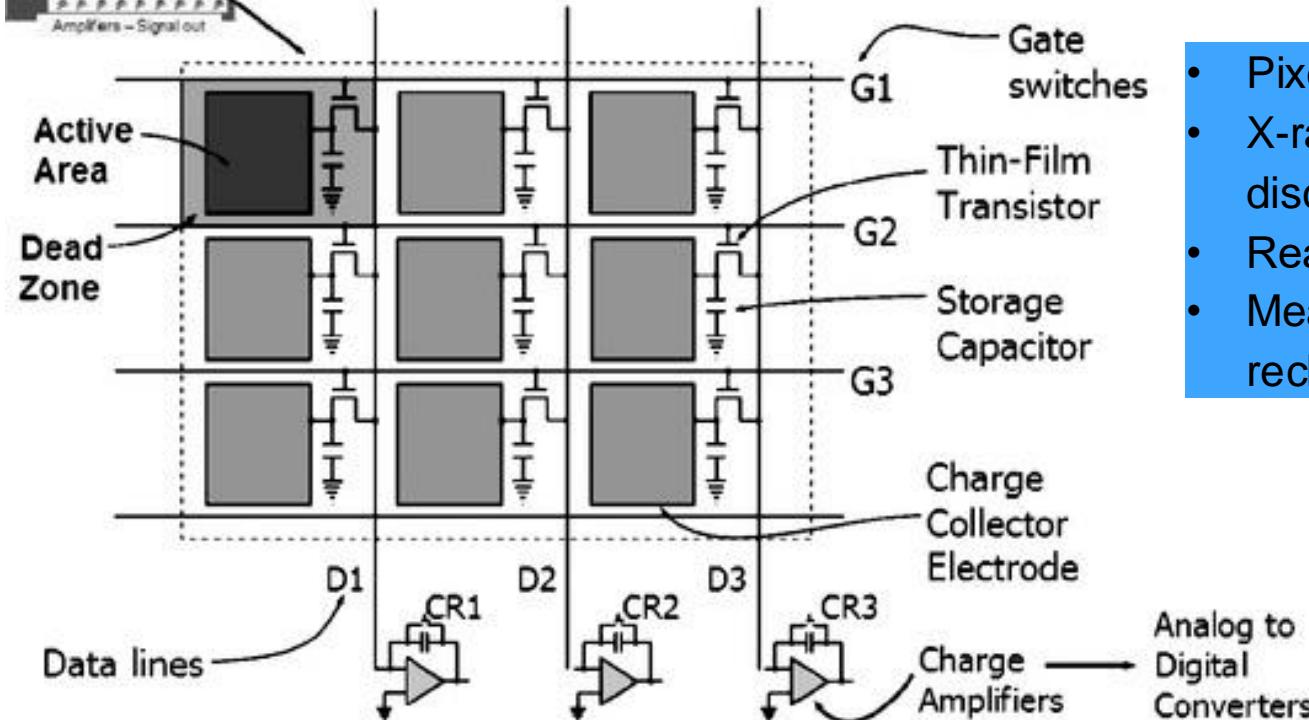
- Scintillators -> CsI or Gadox directly coupled to matrix
- Read-out-matrix of photo diodes (TFT technology)
- Pixel sizes: mind. $50 \mu\text{m}$
- Field-of-views: 40 cm x 40 cm



„Flat Panel“ detectors



TFT *active matrix array*
(Amorphous Silicon)

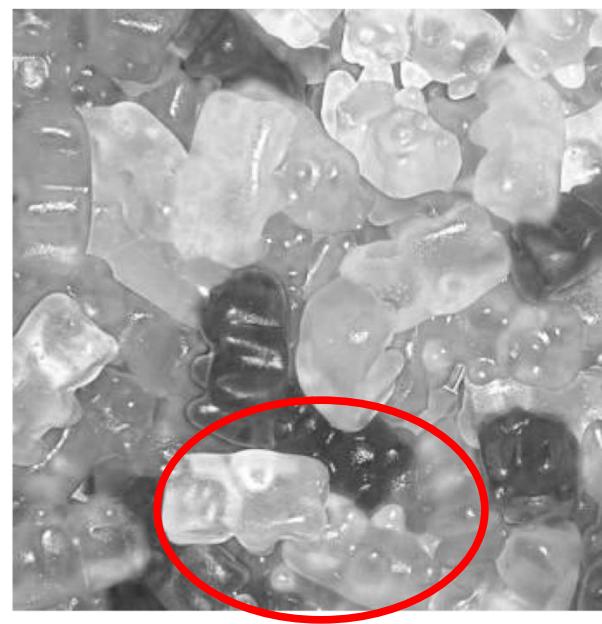


- Pixel fully charged before illumination
- X-ray photons create el.-hole-pairs and discharge the pixels of the photo diode
- Read out over “gate switches” when closed
- Measuring how much charge is needed to recharge the pixel

**Conventional
detectors**
e.g. CCD, Flatpanel

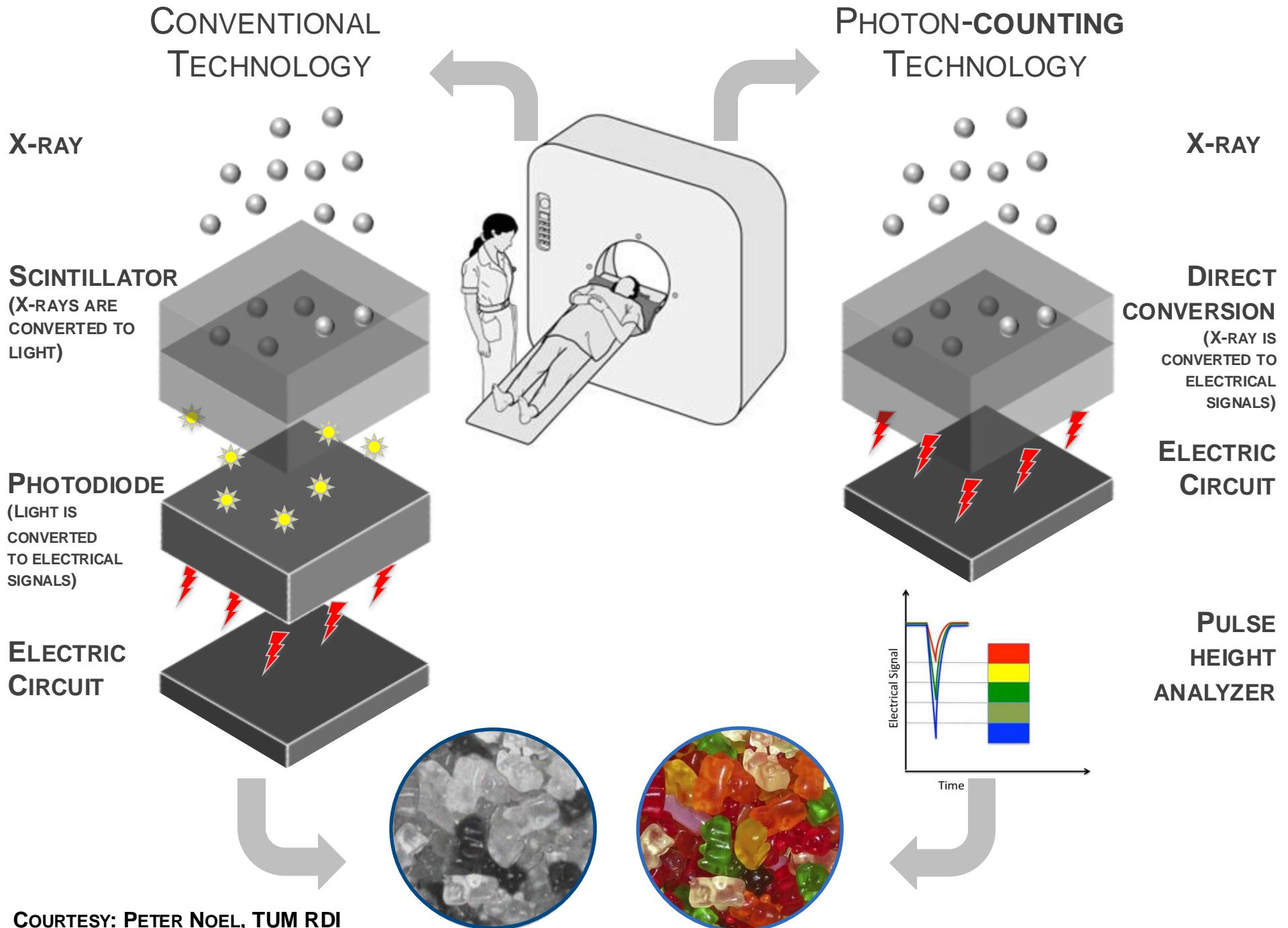


**Photon-counting
detectors**

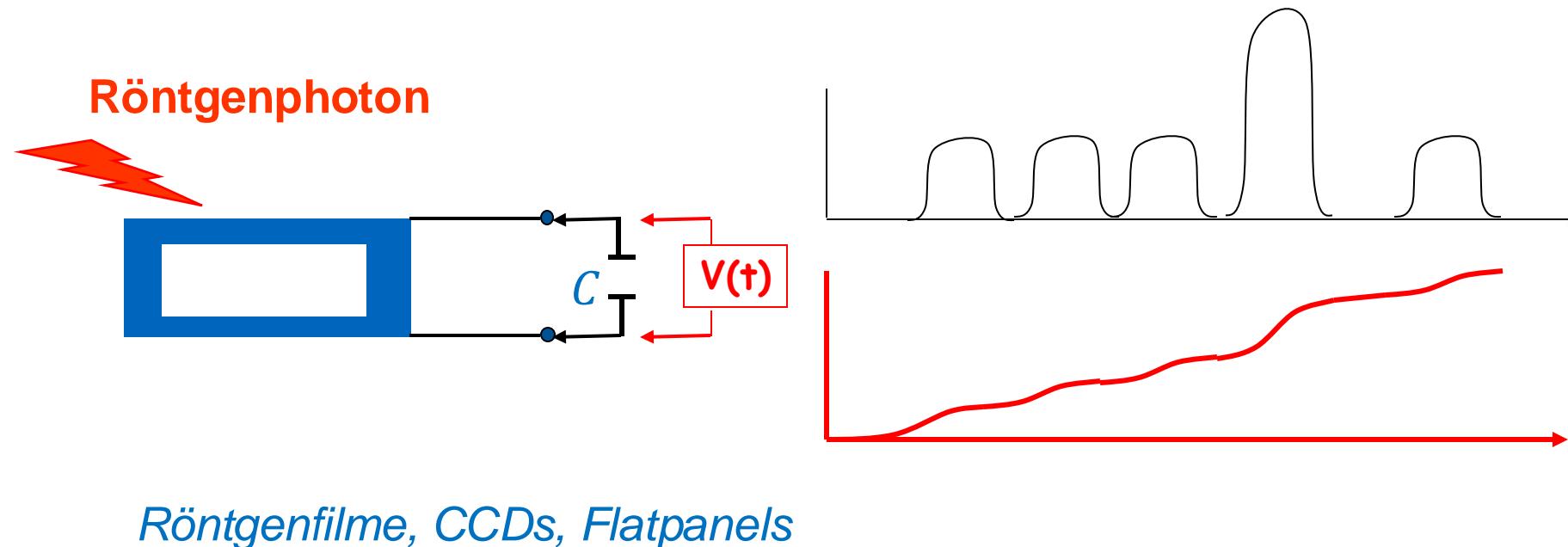


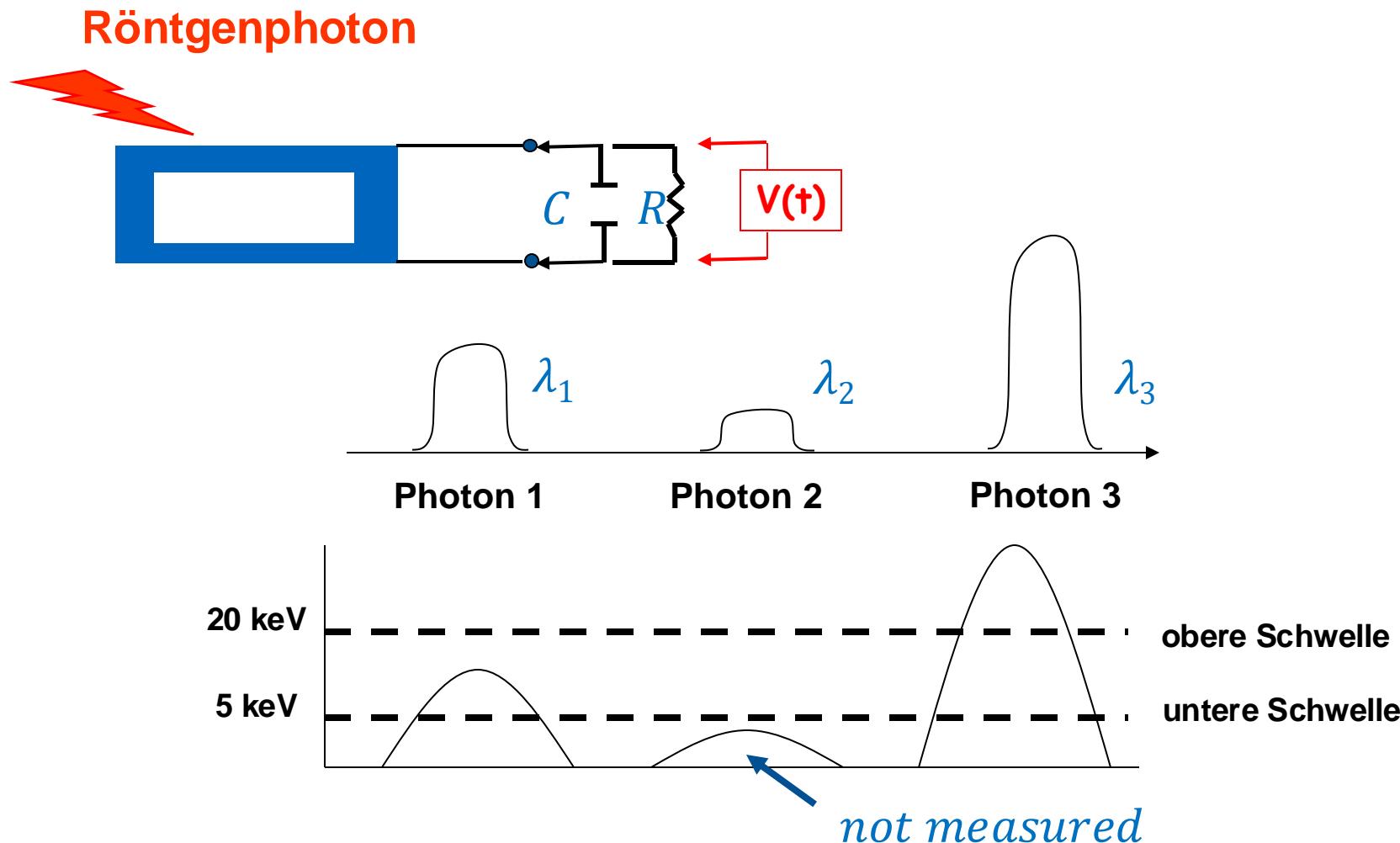
**Spectral
detectors**



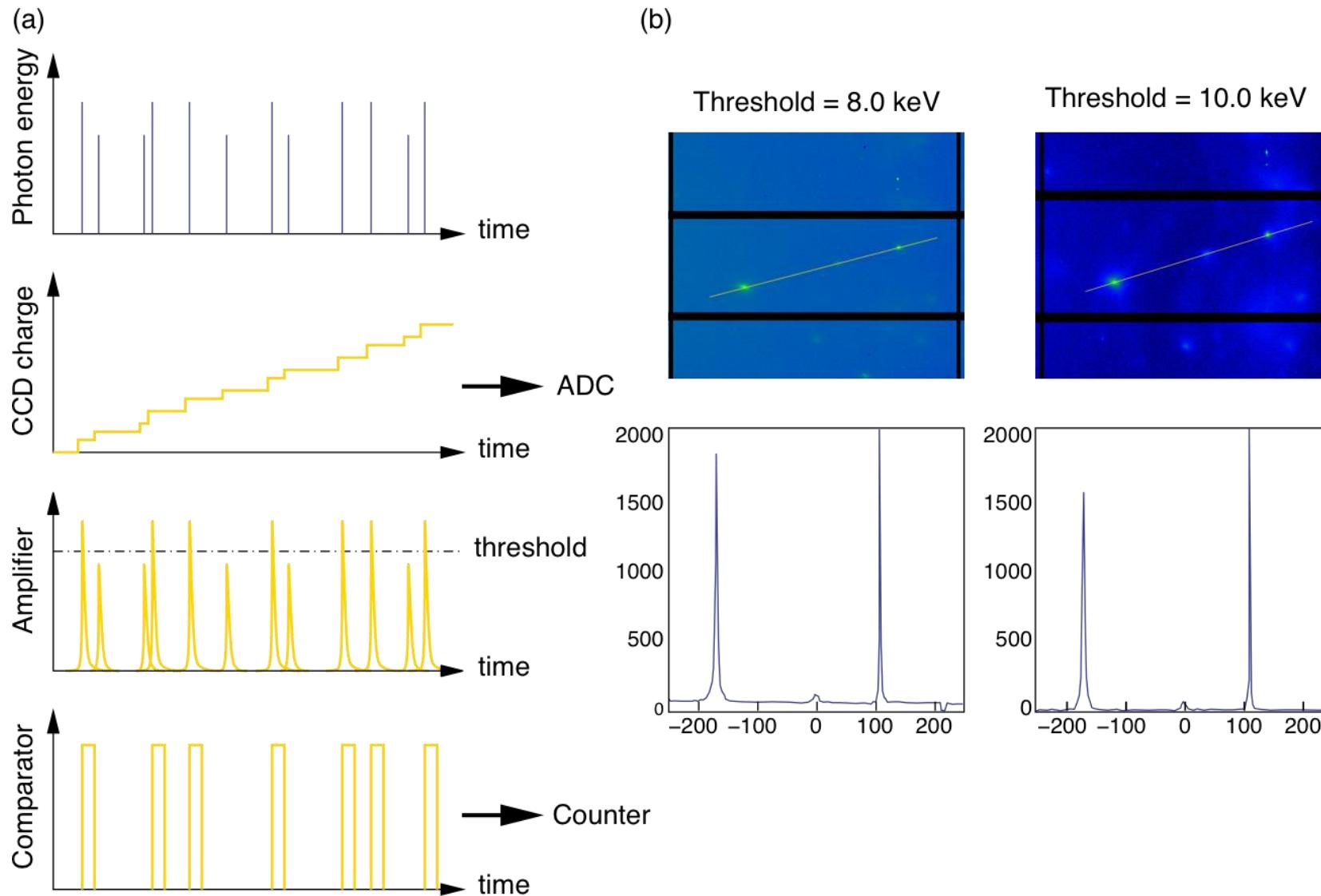


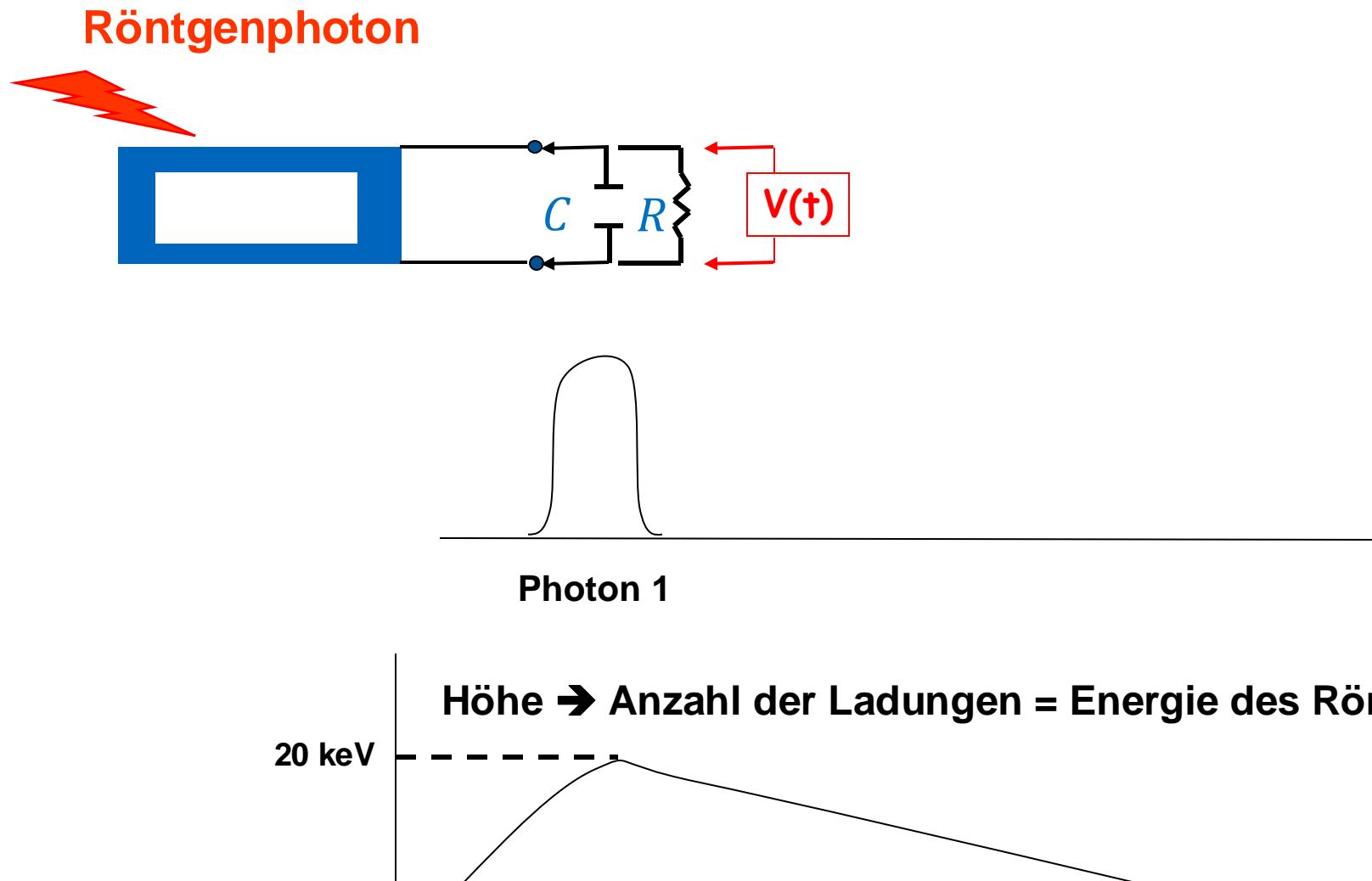
Konventionelle Detektoren e.g. CCD, Flatpanel





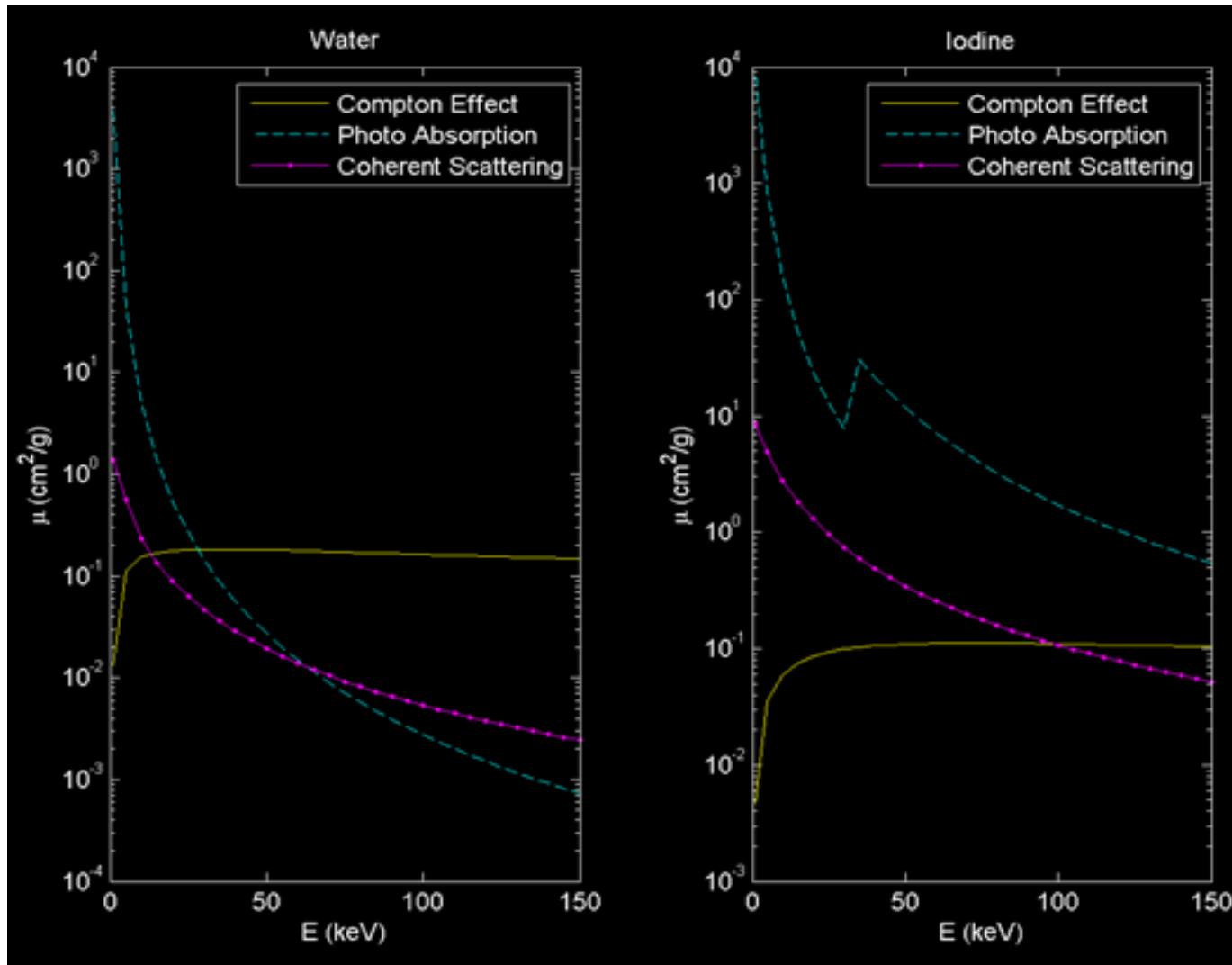
Photon-Counting Detection



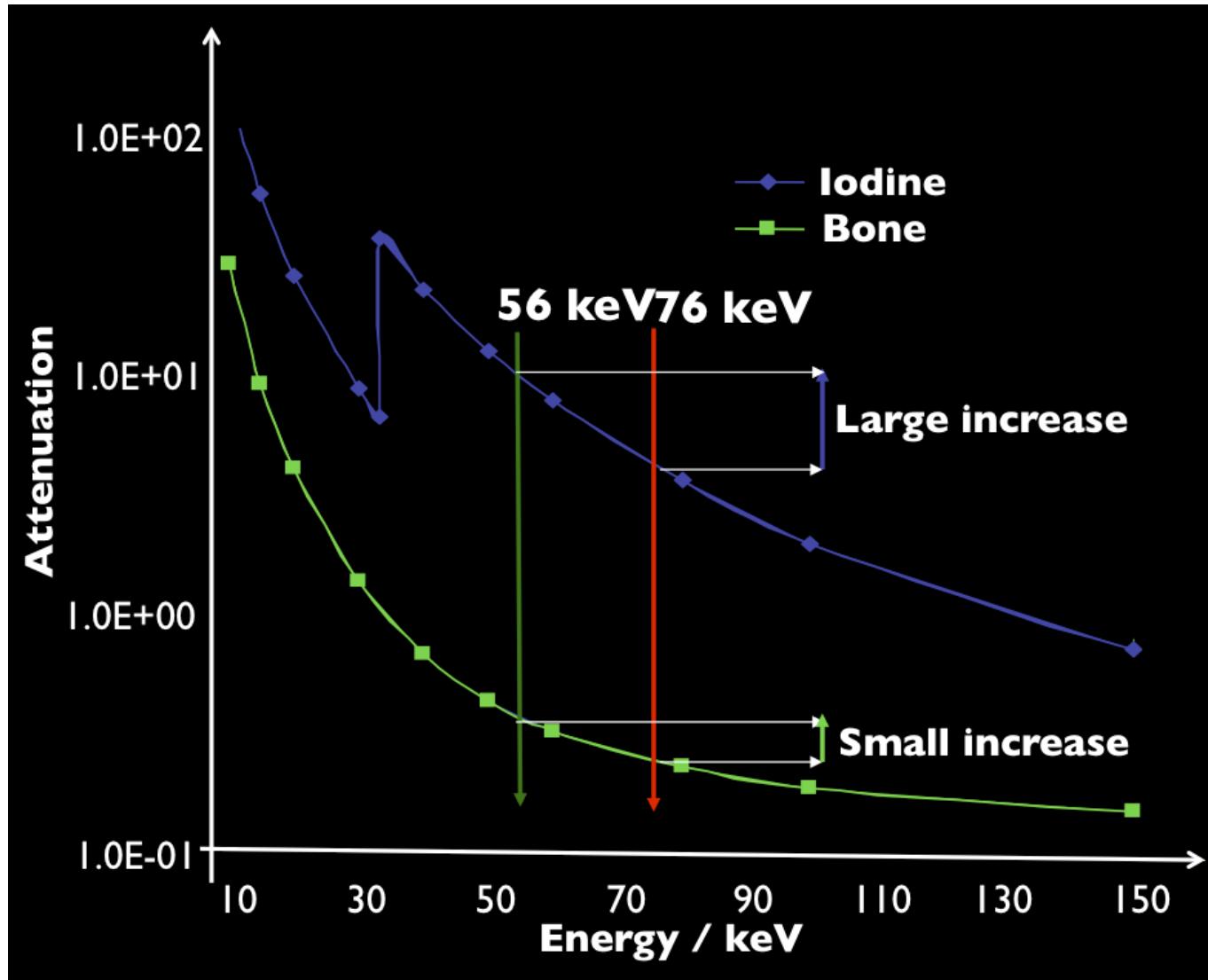


Spektrale Bildgebung

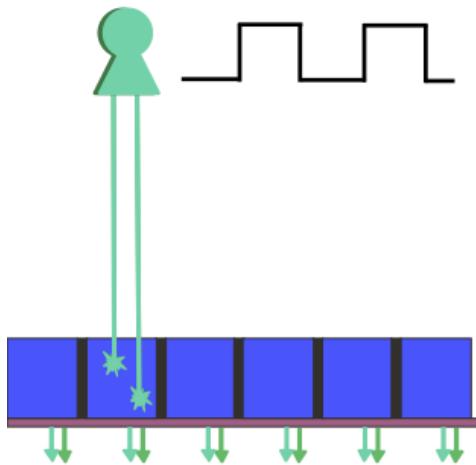
Dual-Energy CT - Motivation



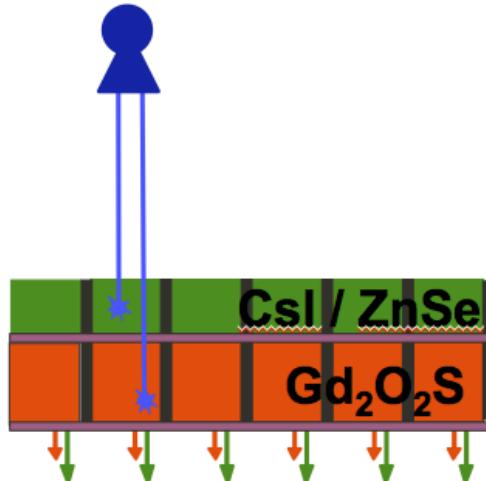
E-Abhängigkeiten
von Compton &
Photo-Effekt bei
Wasser und Iod



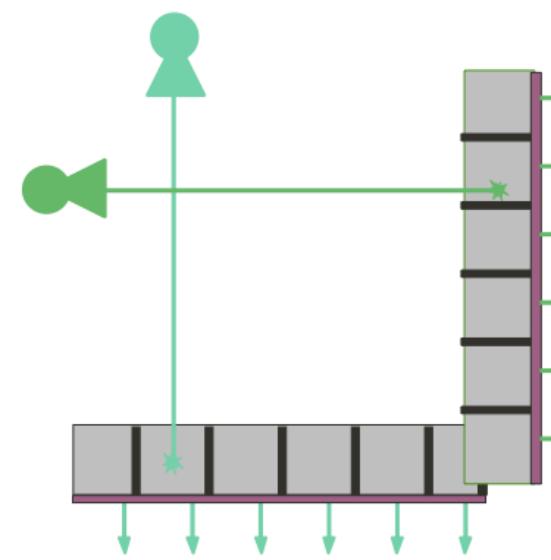
Rapid kV Switching



Dual-Layer Detector



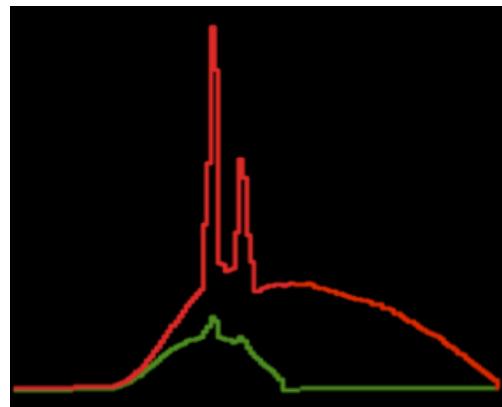
Dual Source



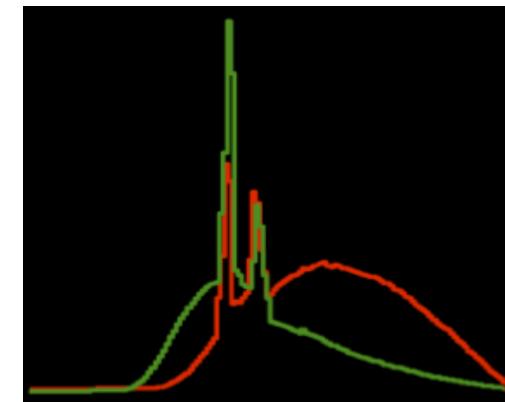
PHILIPS

SIEMENS

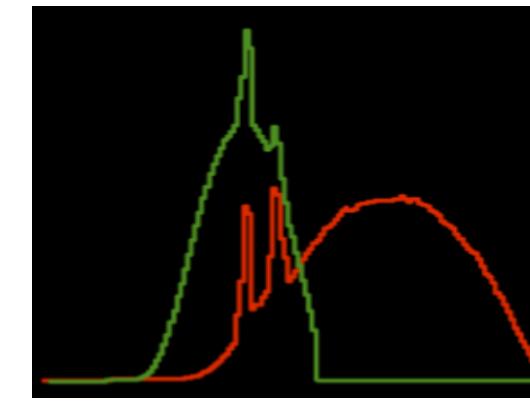
Rapid kV Switching



Layer Detector



Dual Source

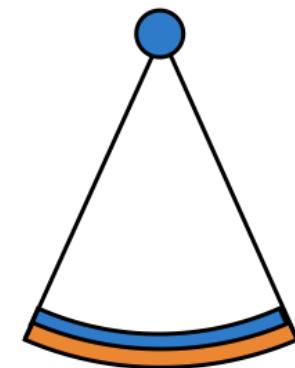


Dual-Energy Medical Imaging



...daily routine at TUM University Hospital

PROF. DR. D. PFEIFFER

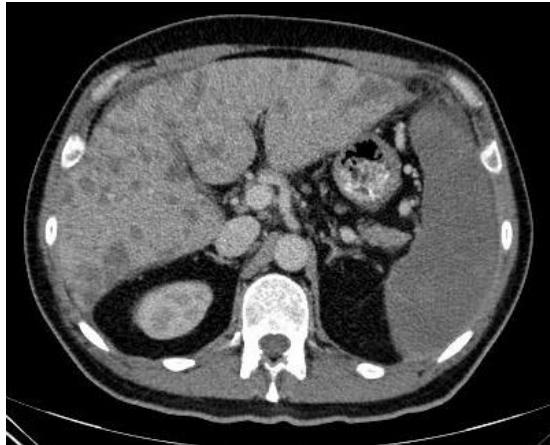


Philips iQon
Dual-Layer CT
120 kVp

Installed August 2016, since then 80 patients/day

Dual-Energy Medical Imaging

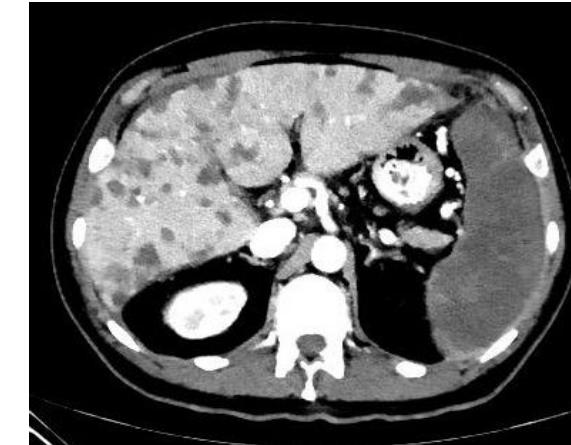
Conventional



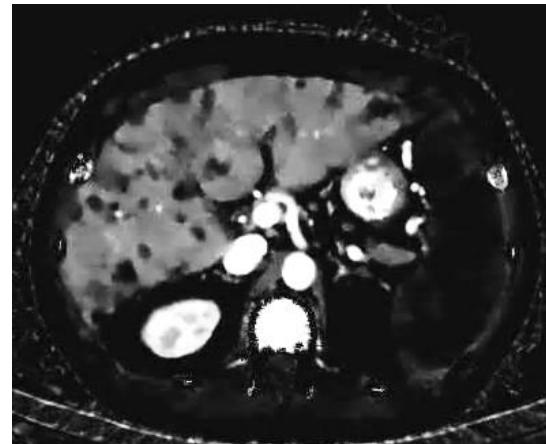
Virtual Non-Contrast



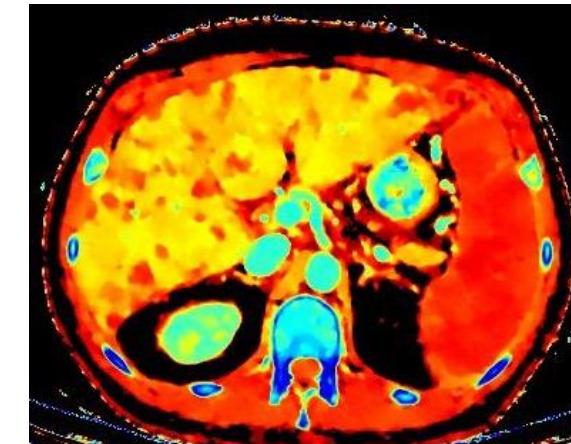
“Mono-Energy” 40 keV



Iodine Material Density



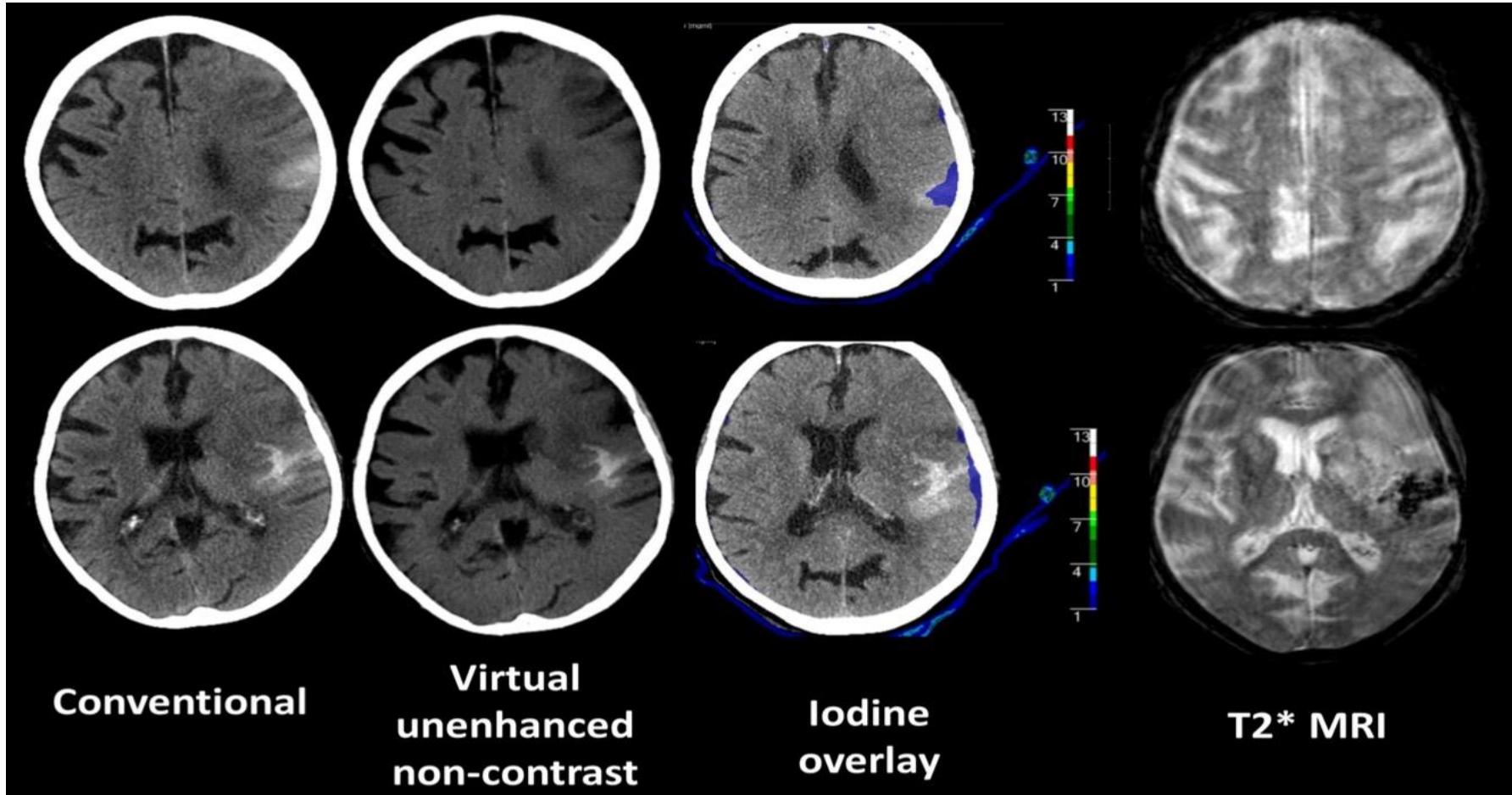
Z Effective

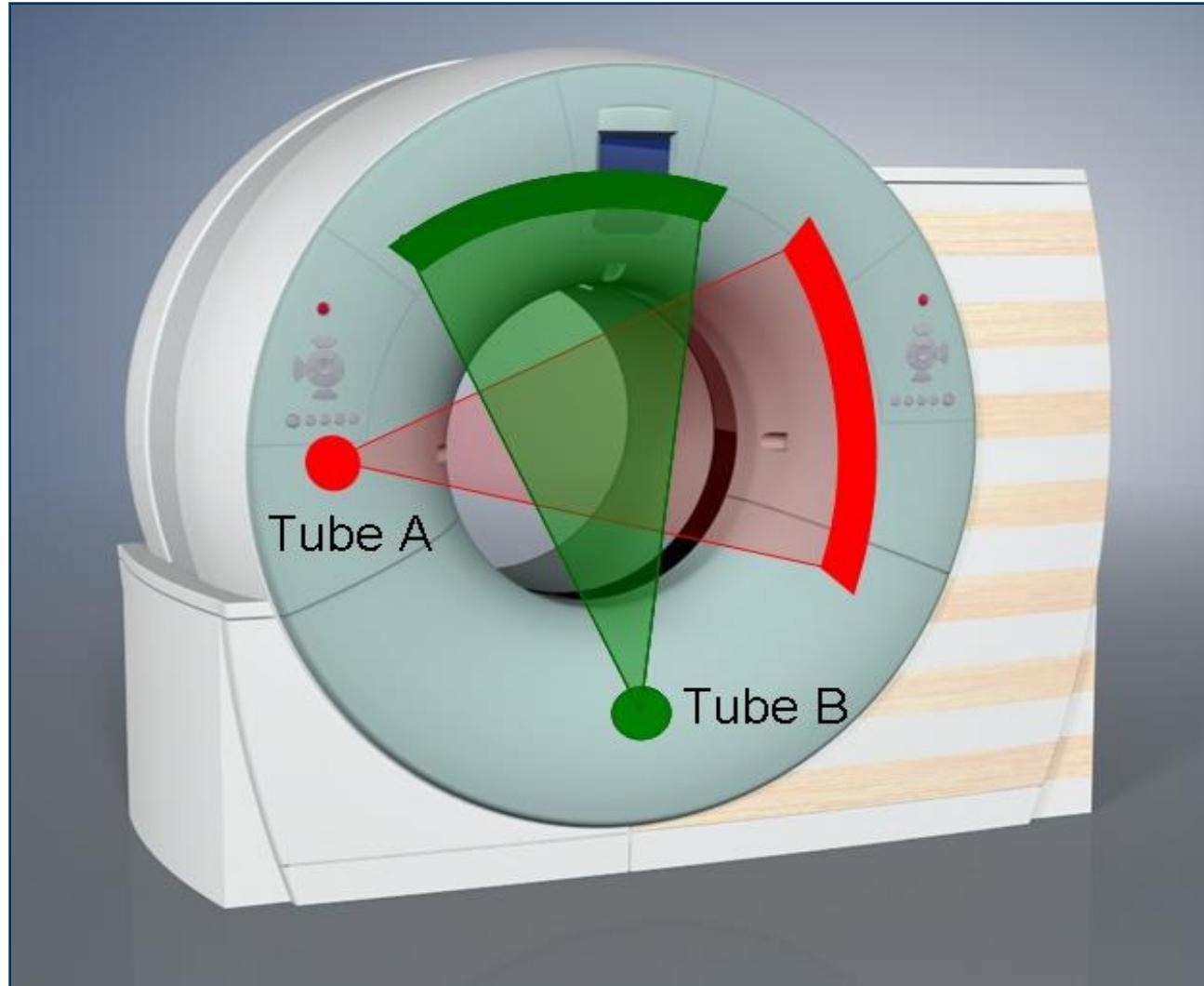


Philips iQon
Dual-Layer CT
120 kVp

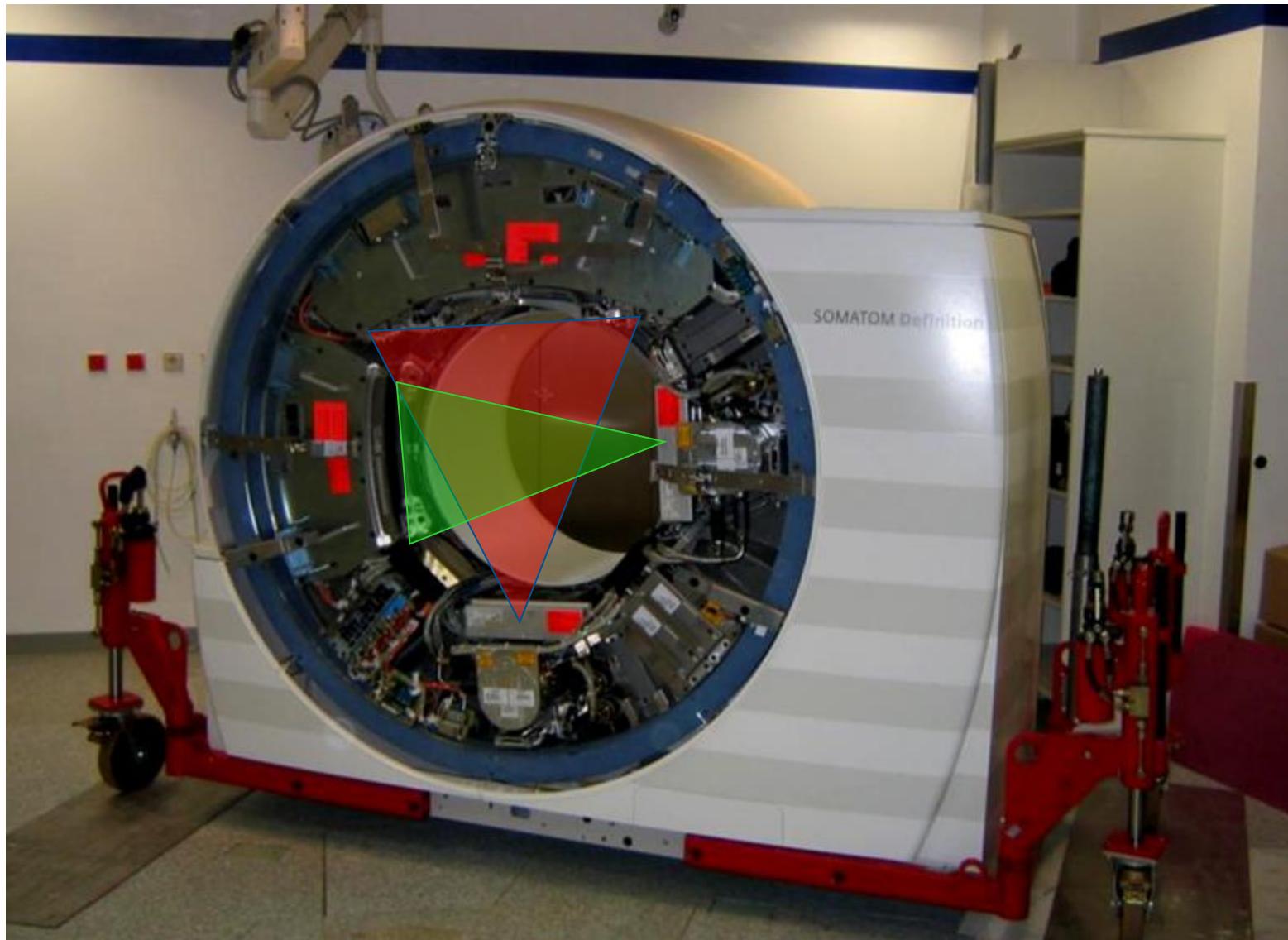
Dual-Energy Medical Imaging

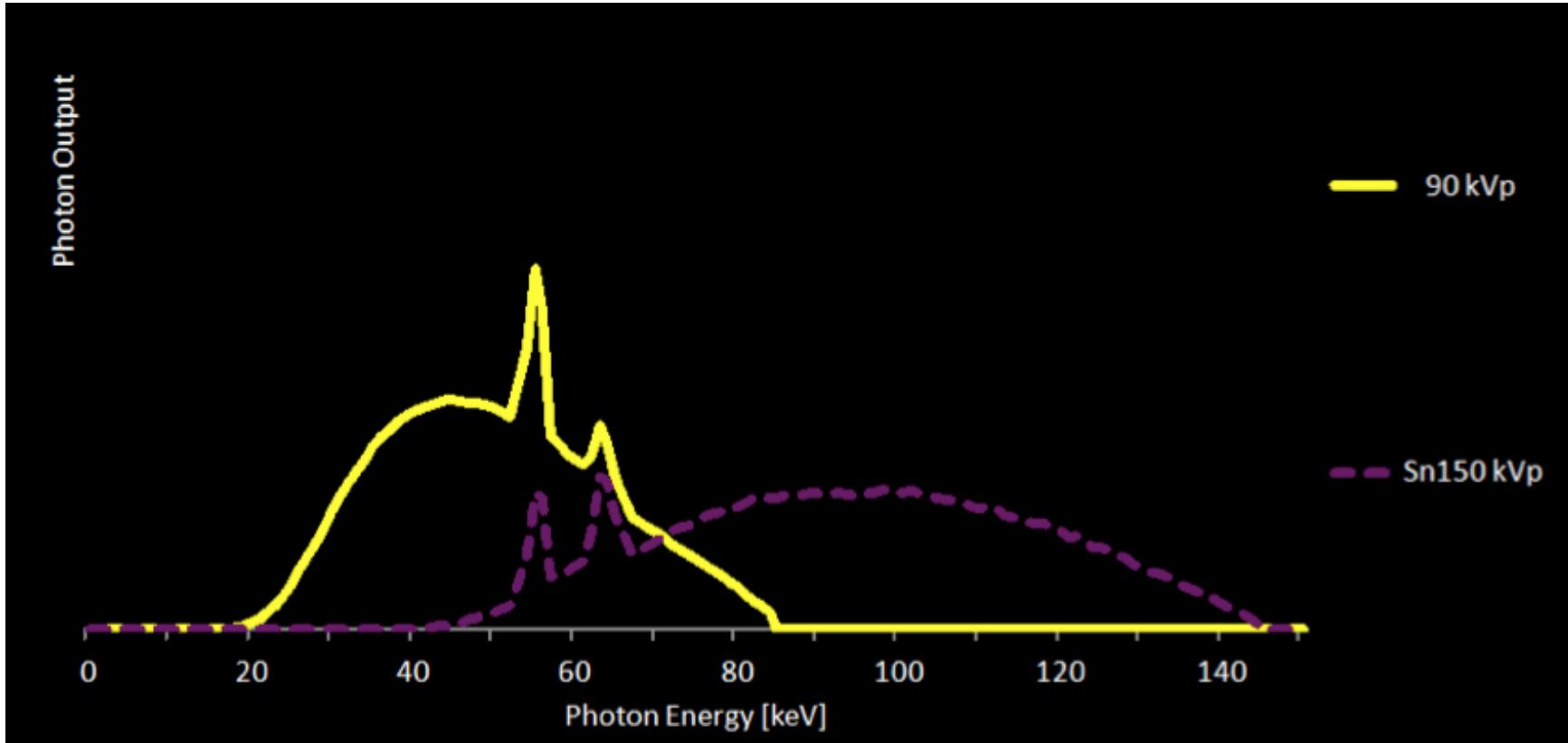
Brain Hemorrhage vs Iodine



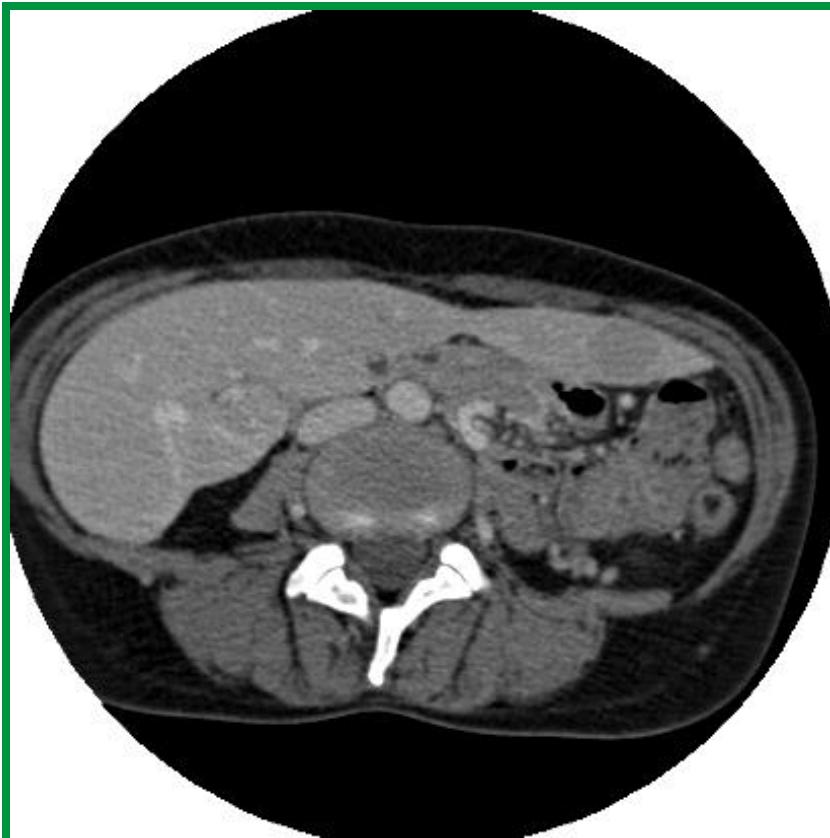


Dual-Source CT





Materialzerlegung Iod/ Gewebe



80 kVp

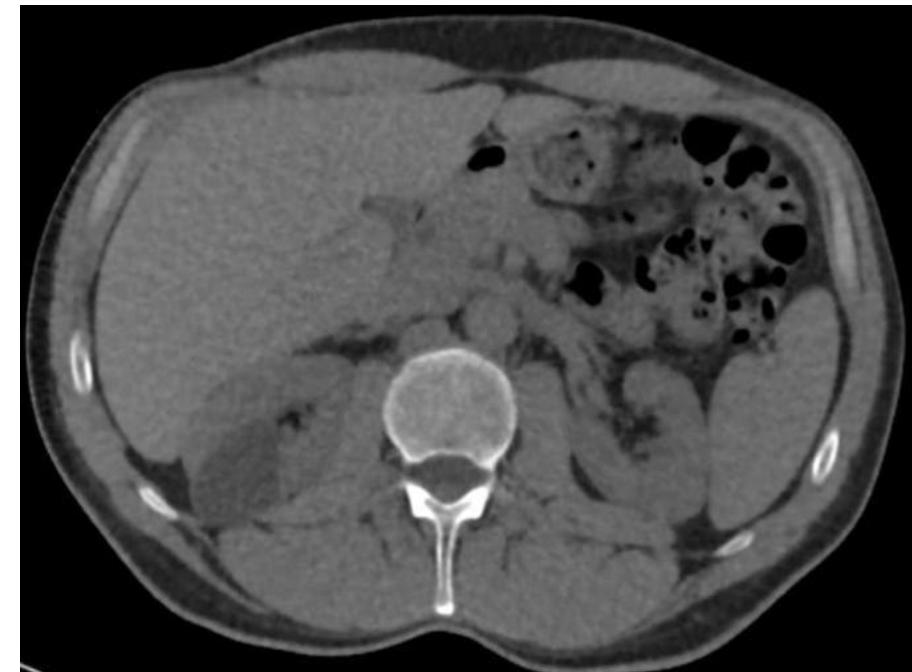


140 kVp

Materialzerlegung Iod/ Gewebe



Iod-Bild



Weichgewebe-Dichte

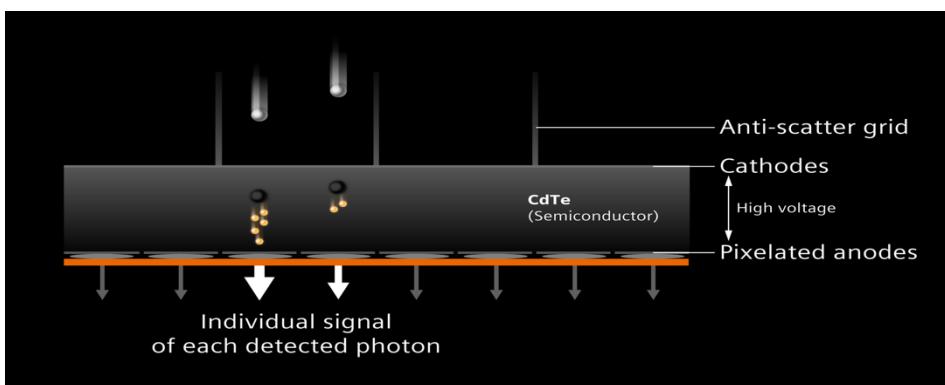
Photonenzählendes Dual-Source CT



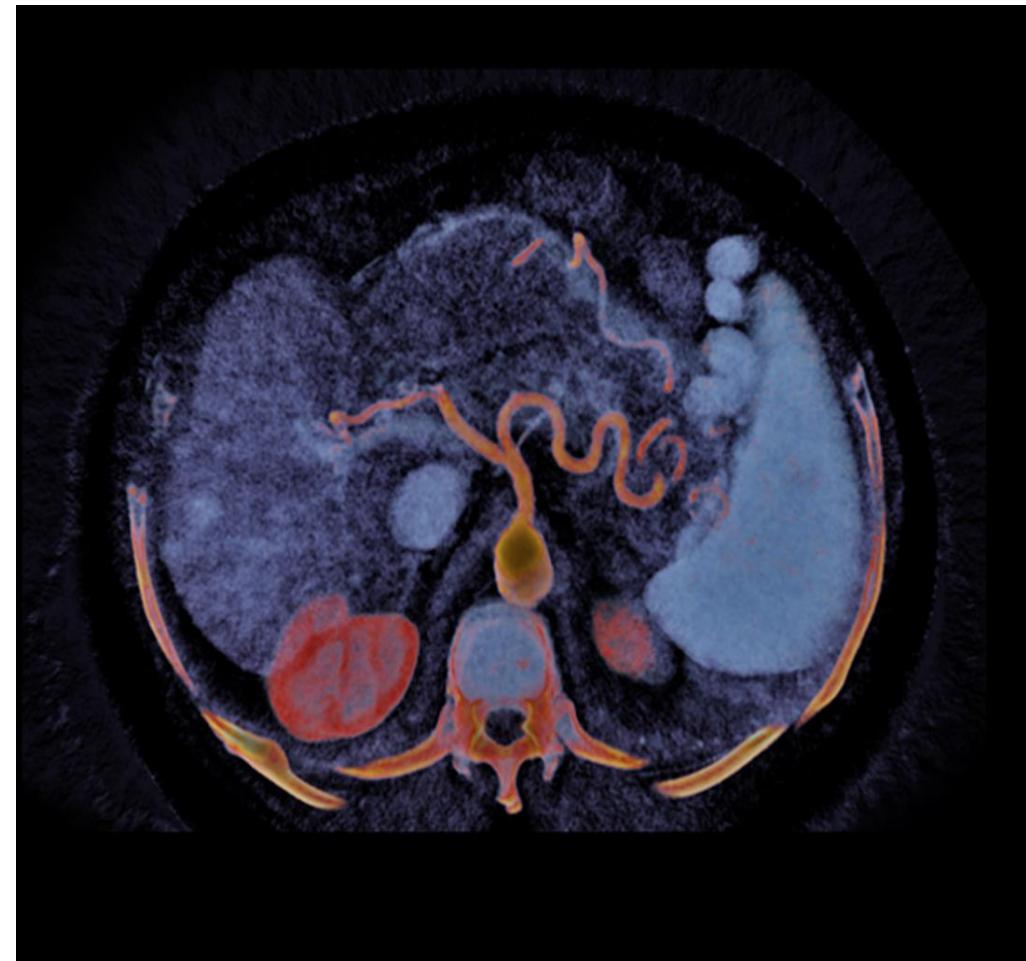
DEUTSCHER ZUKUNFTSPREIS
Preis des Bundespräsidenten



„Computer Tomographie neu erfunden“



Photonen-zählende Detektion
Quelle: Siemens Healthineers



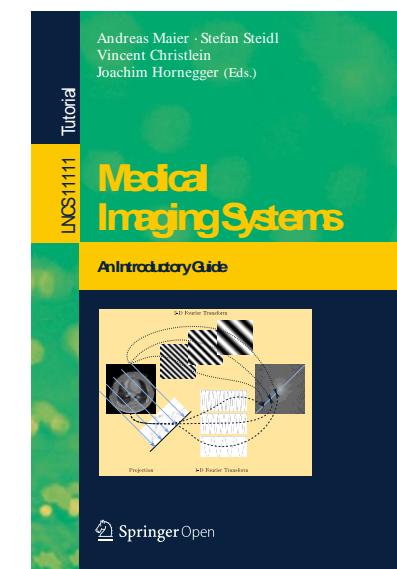
Spektrale Multiphasen-Leber– Jod-Karte
Quelle: Siemens Healthineers

Referenzen für weitere Information

Bücher zu Röntgendetektoren und spektraler CT

- P. Willmott, *An introduction to Synchrotron Radiation*, Chapter 4.6
- H. Spieler, *Semiconductor Detector Systems*, Oxford University Press 2005, Chapter 1

<https://link-springer-com.eaccess.tum.edu/book/10.1007/978-3-319-96520-8>



Hausaufgaben

Drei Aufgaben auf Moodle

- Aufgabe 1: zur Erzeugung von Röntgenstrahlung
- Aufgabe 2: zur Wechselwirkung von Röntgenstrahlung mit Materie
- Aufgabe 3: zur klinischen Dual-Energy Methode

**Vielen Dank für ihre
Aufmerksamkeit!**