Stand der Technik heute

Photonenzähl. Detektoren

Neue Anwendungen

Prüfung der Bildqualitäts-merkmale

Photonenzählende Detektoren in der medizinischen Bildgebung: Grundlagen, Anwendungen und Prüfmöglichkeiten

E. Guni, M. Wucherer

Institut für medizinische Physik Nürnberg

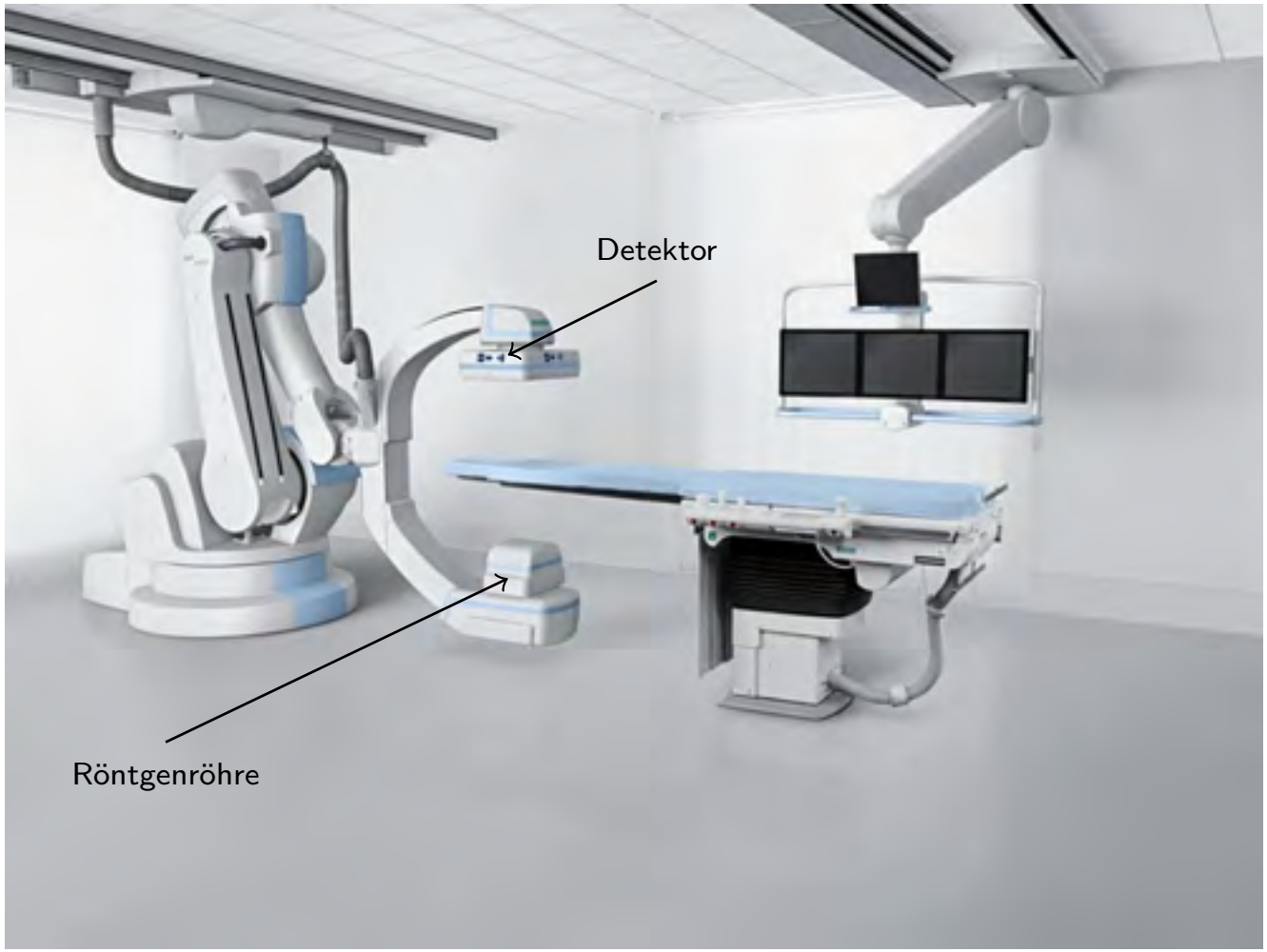
28.06.2014

Inhaltsverzeichnis

1. Stand der Technik heute
2. Photonenzähl. Detektoren
3. Neue Anwendungen
4. Prüfung der Bildqualitätsmerkmale

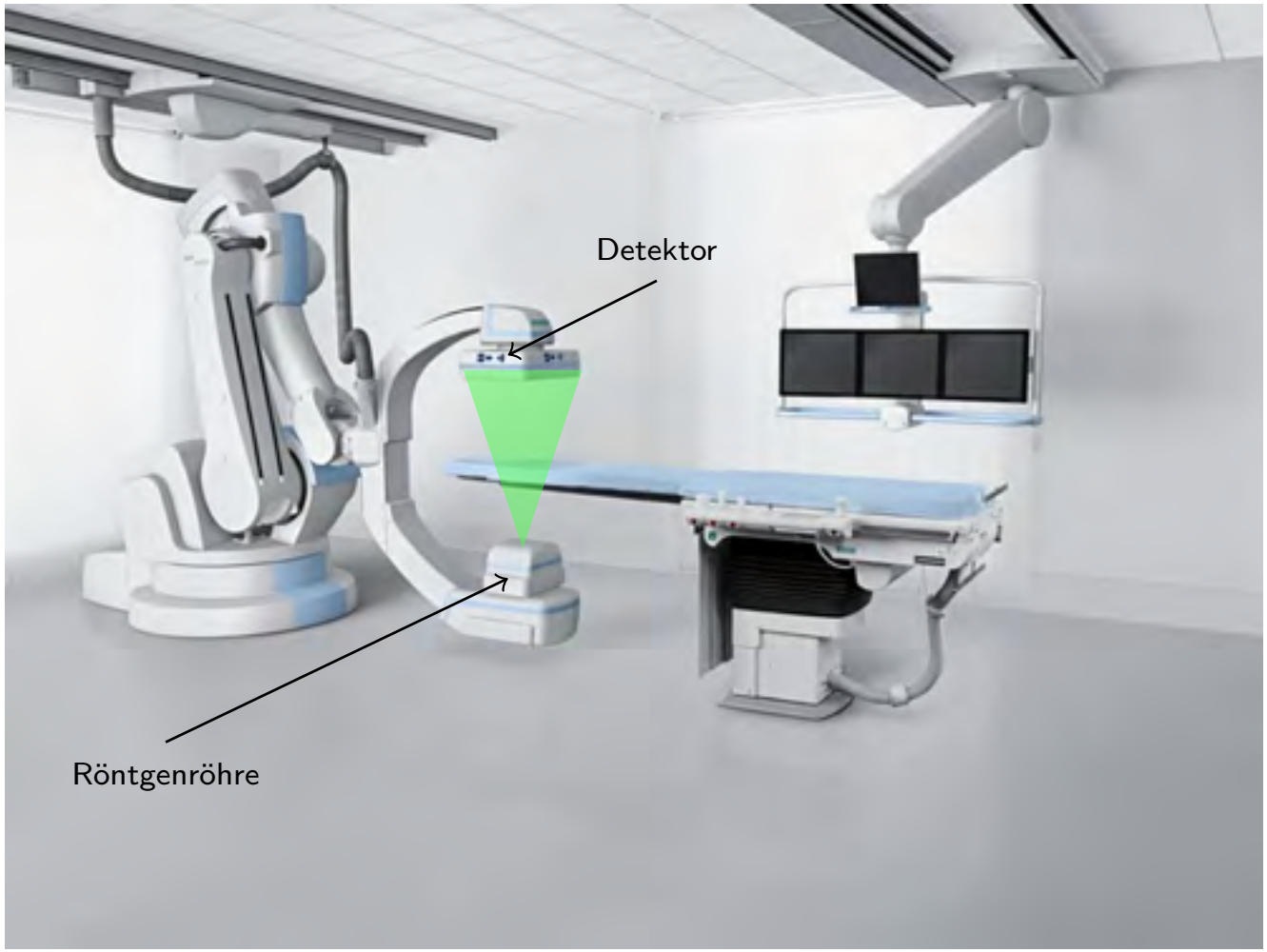
Szintillationsdetektoren

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitätsmerkmale



Szintillationsdetektoren

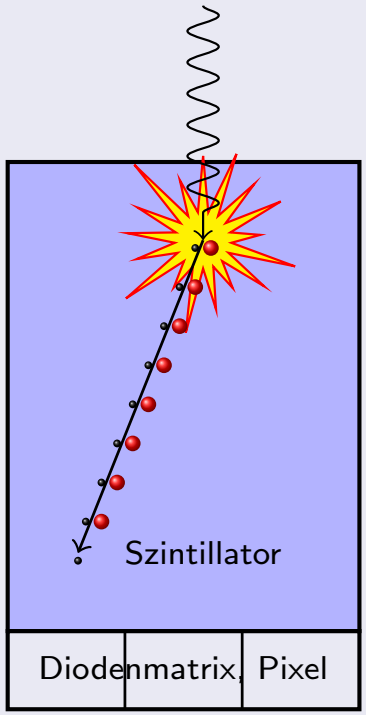
Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitätsmerkmale



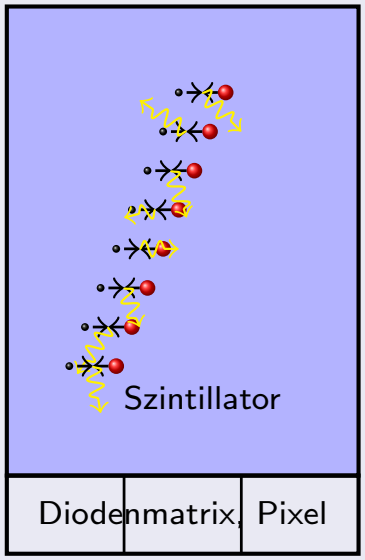
Szintillationsdetektoren

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitäts-merkmale

Absorption, Ionization



Rekombination

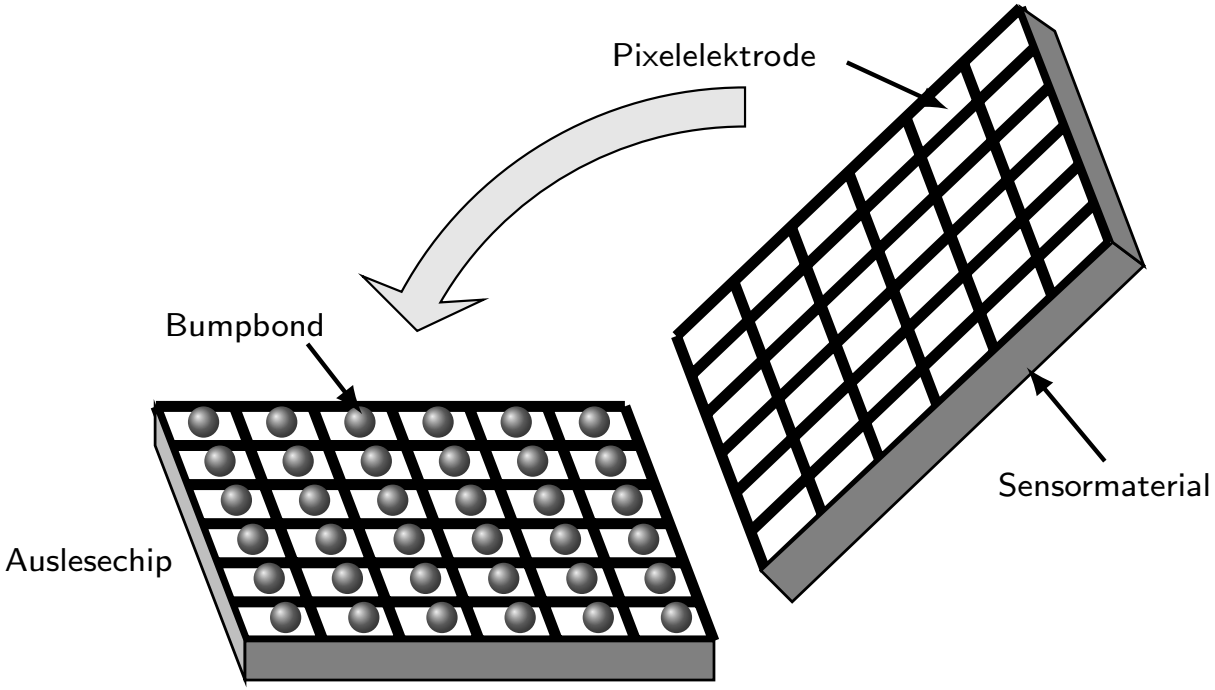


Photodiode registriert akkumuliertes Signal innerhalb einer Zeit Δt

$\Rightarrow$ keine Information über Energie und Anzahl der absorbierten Photonen

Schematischer Aufbau eines hybriden Röntgendetektors

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitätsmerkmale



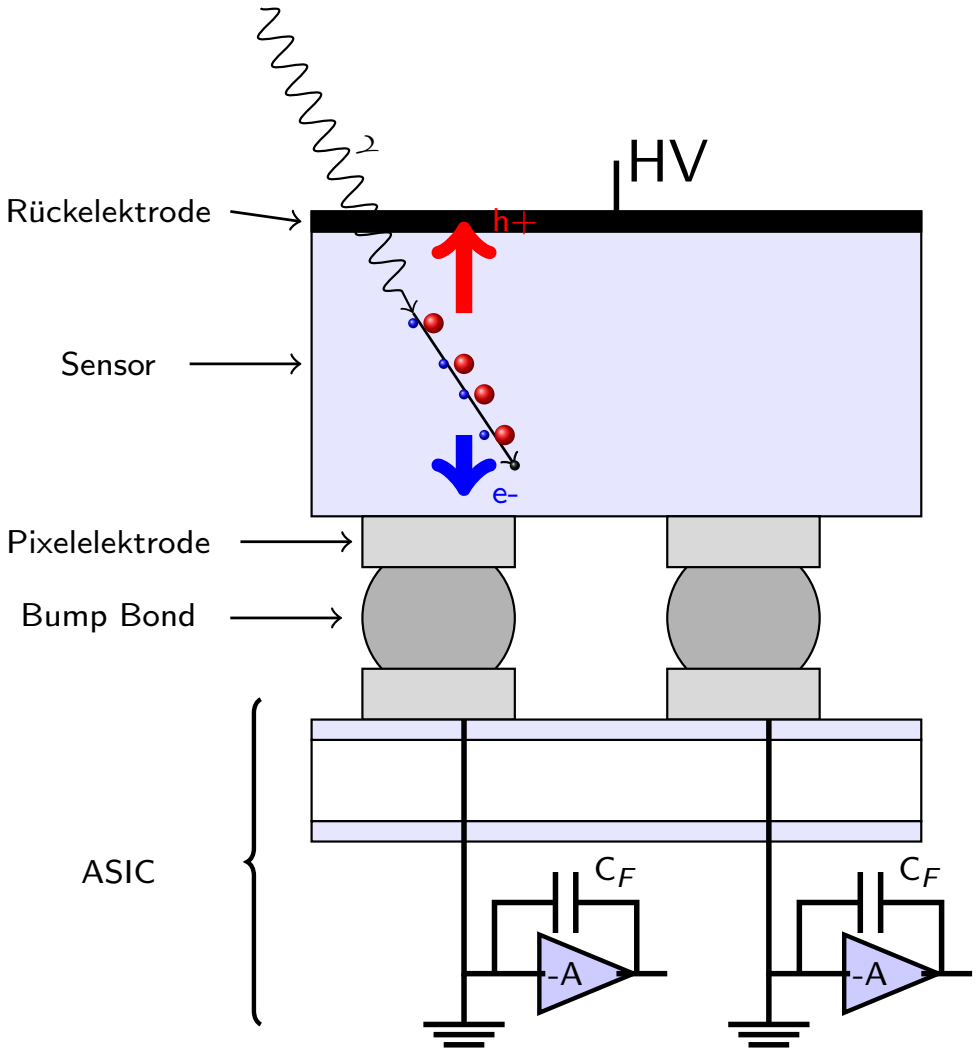
Schematische Darstellung des Querschnittes eines photonenzählenden Detektors.

Stand der Technik heute

Photonenzähl. Detektoren

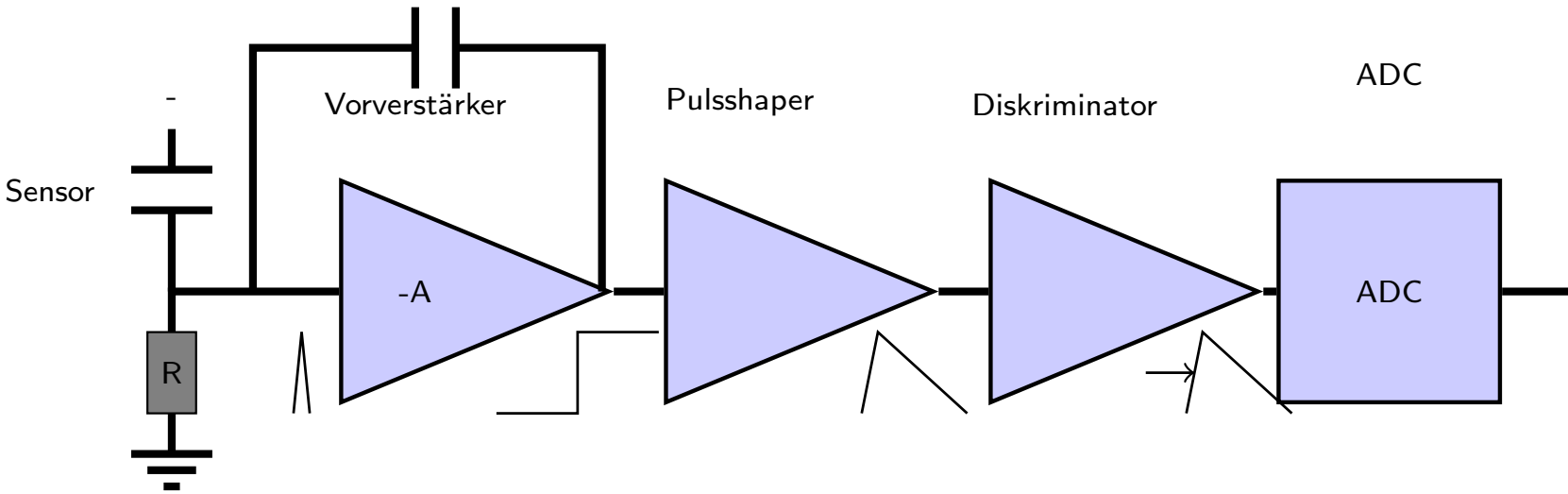
Neue Anwendungen

Prüfung der Bildqualitäts-merkmale



Verarbeitung der Signalladung

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitätsmerkmale



Ergebniss: Spektrometrischer Detektor (jedes Pixel)

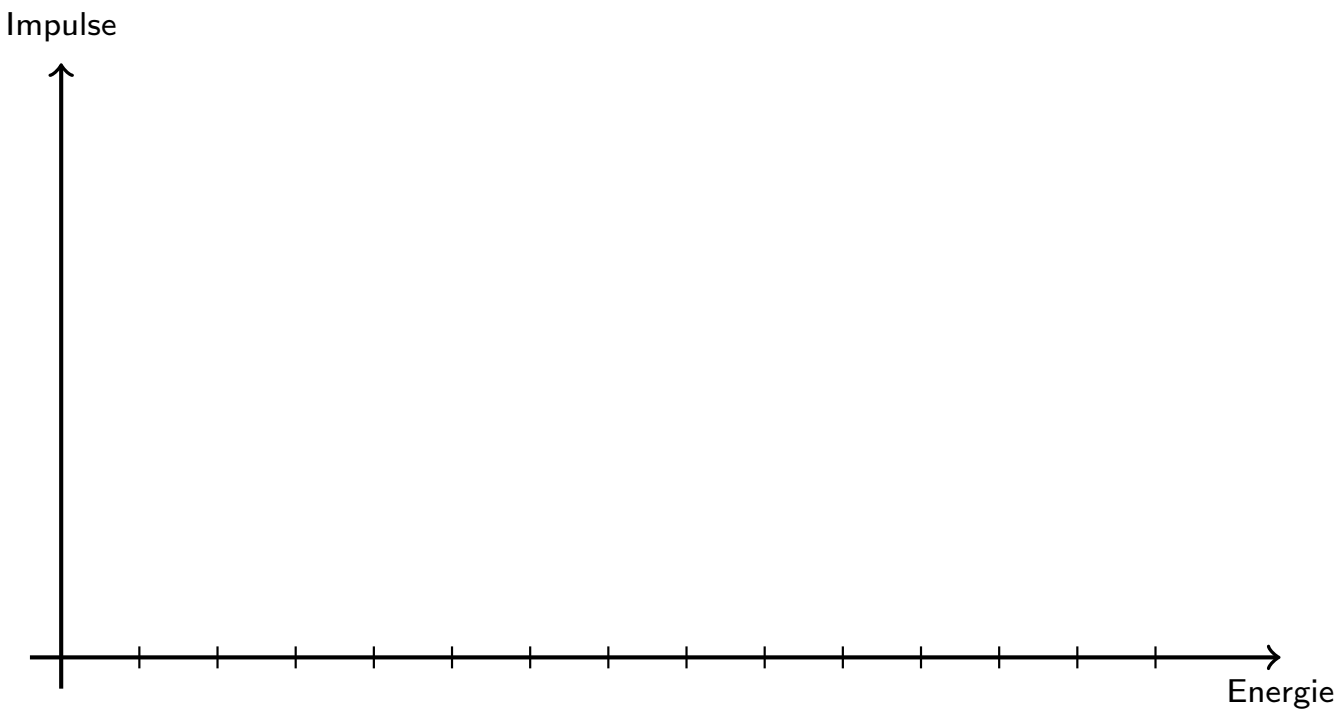
Stand der Technik heute

Photonenzähl. Detektoren

Neue Anwendungen

Prüfung der Bildqualitäts-merkmale

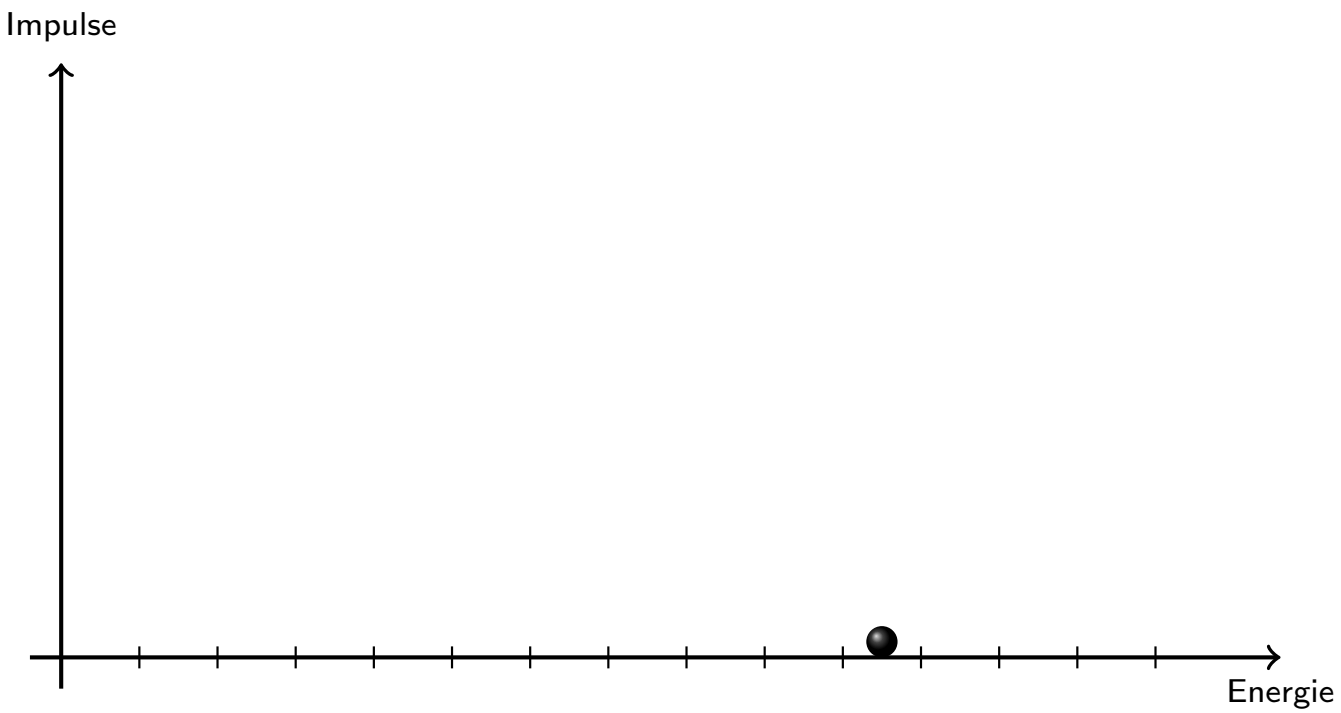
Liefert Informationen über Energie und Anzahl der einfallenden Röntgenquanten



Ergebniss: Spektrometrischer Detektor (jedes Pixel)

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitäts-merkmale

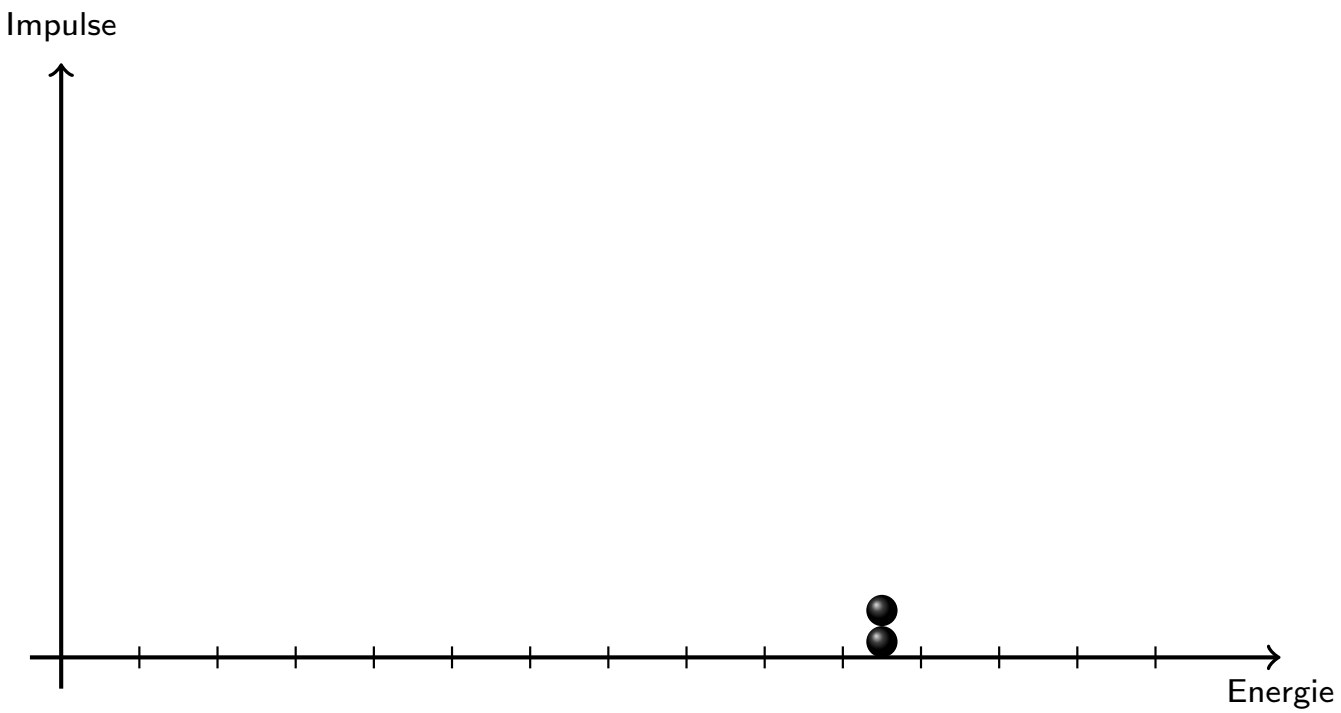
Liefert Informationen über Energie und Anzahl der einfallenden Röntgenquanten



Ergebniss: Spektrometrischer Detektor (jedes Pixel)

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitäts-merkmale

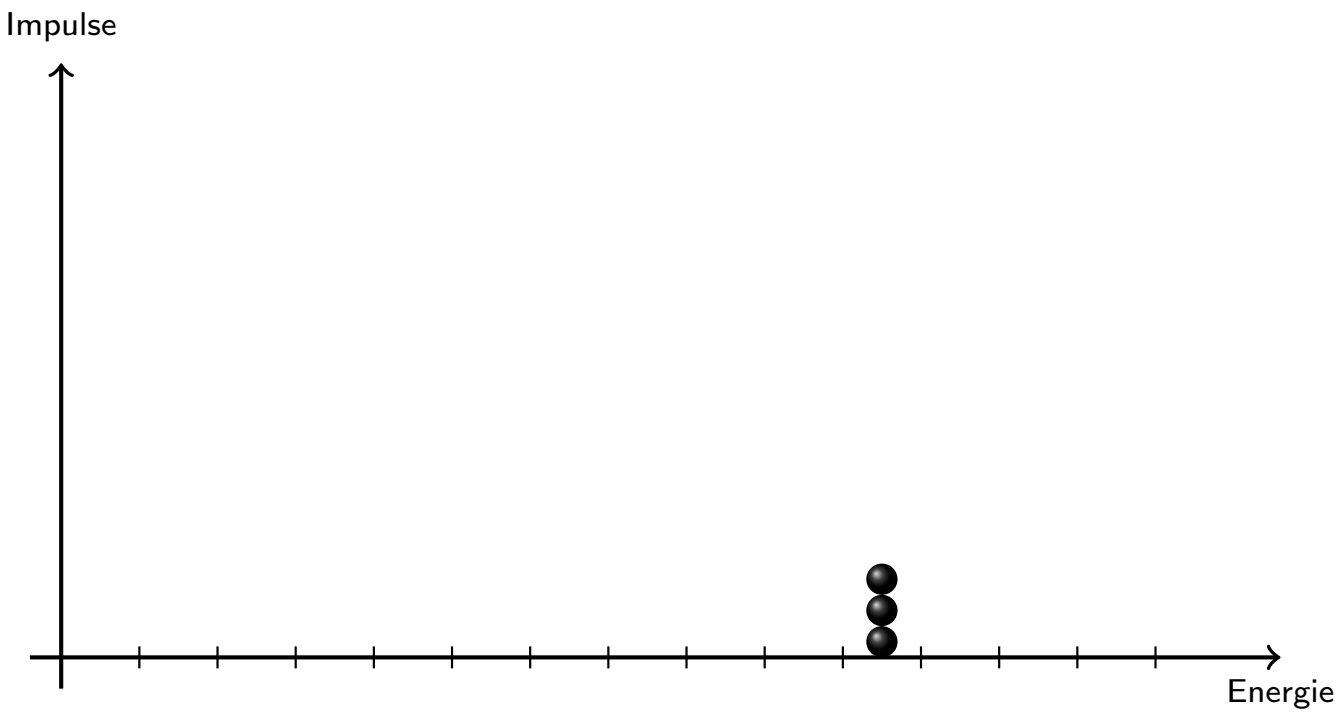
Liefert Informationen über Energie und Anzahl der einfallenden Röntgenquanten



Ergebniss: Spektrometrischer Detektor (jedes Pixel)

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitäts-merkmale

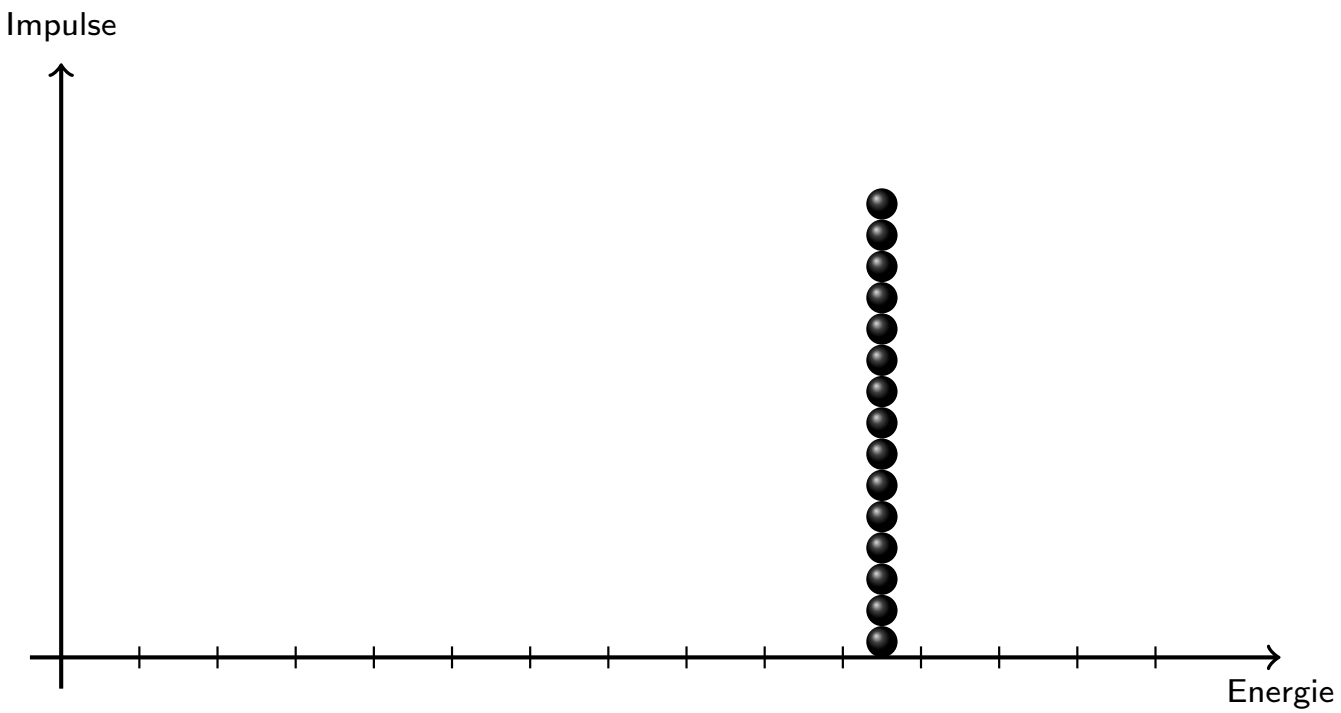
Liefert Informationen über Energie und Anzahl der einfallenden Röntgenquanten



Ergebniss: Spektrometrischer Detektor (jedes Pixel)

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitätsmerkmale

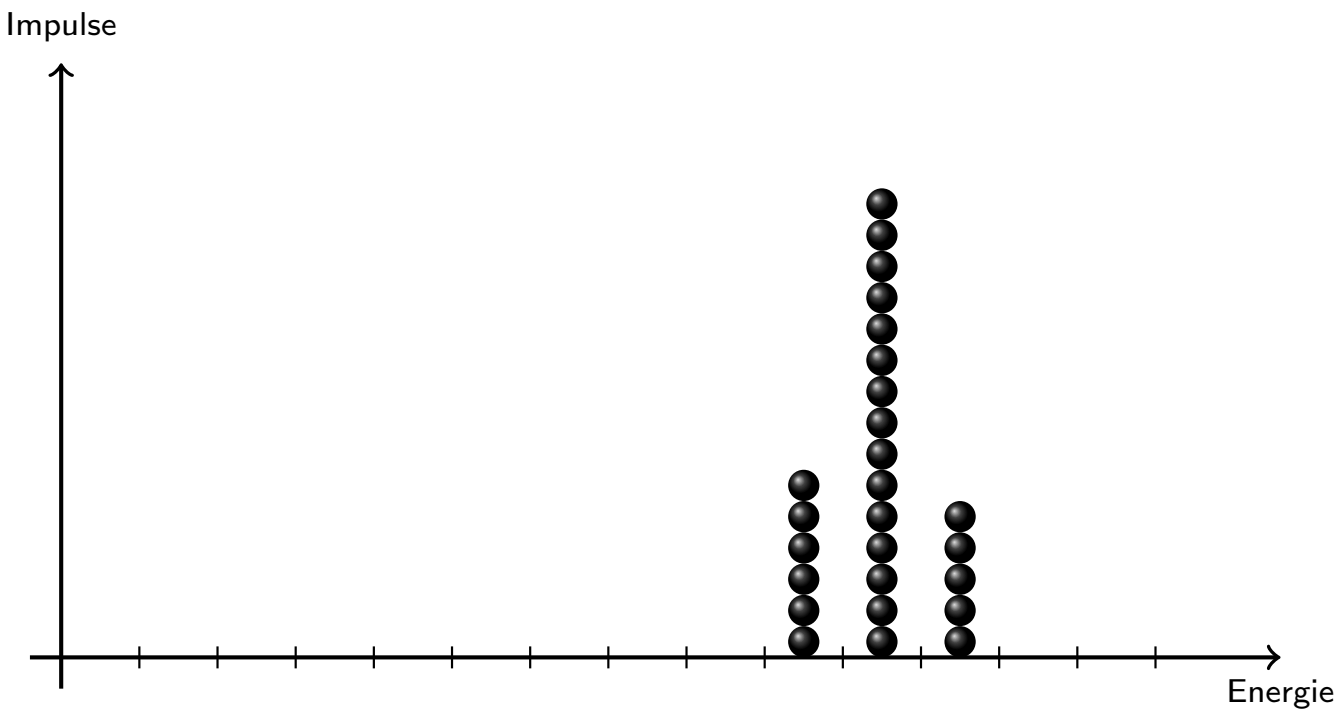
Liefert Informationen über Energie und Anzahl der einfallenden Röntgenquanten



Ergebniss: Spektrometrischer Detektor (jedes Pixel)

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitäts-merkmale

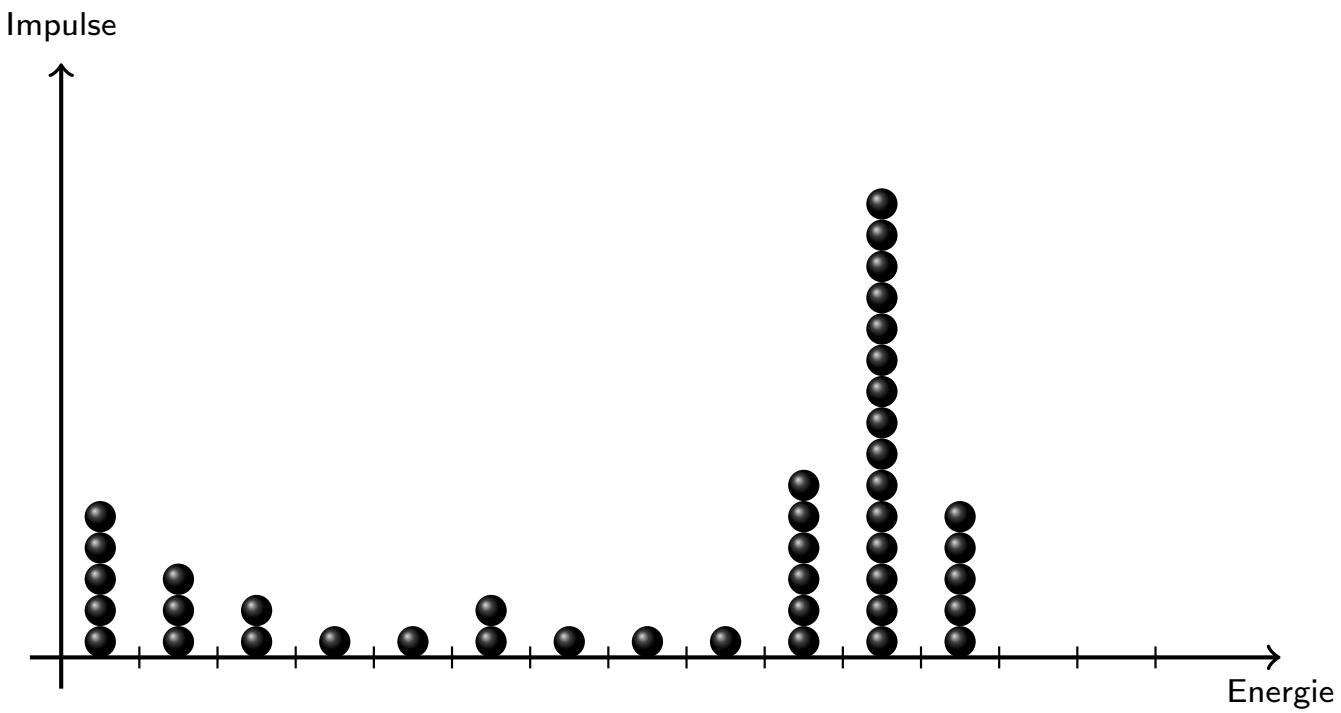
Liefert Informationen über Energie und Anzahl der einfallenden Röntgenquanten



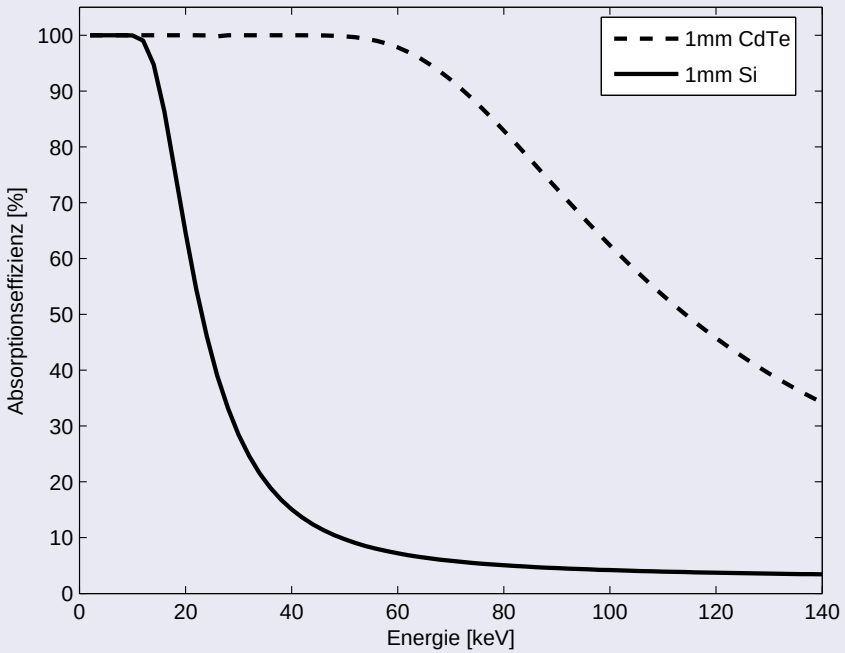
Ergebniss: Spektrometrischer Detektor (jedes Pixel)

Stand der Technik heute
Photonenzähl. Detektoren
Neue Anwendungen
Prüfung der Bildqualitäts-merkmale

Liefert Informationen über Energie und Anzahl der einfallenden Röntgenquanten



Welche Halbleitermaterialien kommen als Detektormaterialien in Frage?



- Silizium (Si;Z=14): gute Materialeigenschaften, leicht herzustellen und zu prozessieren (Computerindustrie). Aber: geringe Absorption ⇒nur für Mamma-Anwendungen sinnvoll
- Cadmiumtellurid (CdTe;Z_{eff}=50): effektive Absorption. Aber: Herstellung schwierig/aufwendig/teuer; Hohe Photonenflüsse (10^9phot/s/mm^2 bei CT) führen zu Pile-up (Elektronik) und Zusammenbruch des elektrischen Feldes im Halbleiter (schlechte Löchermobilität)

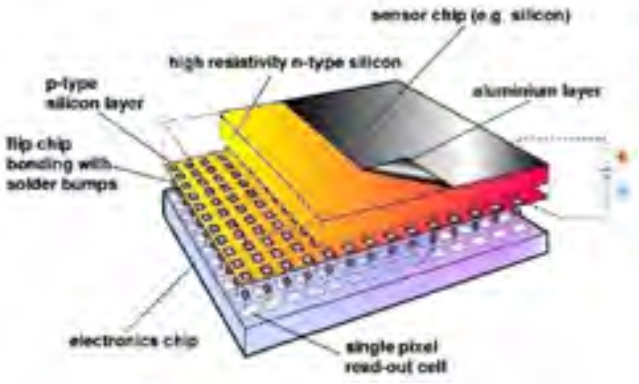
Medipix-Detektor

Stand der Technik heute

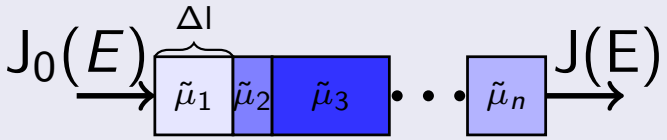
Photonenzähl. Detektoren

Neue Anwendungen

Prüfung der Bildqualitätsmerkmale



Absorption (in Gewebe und Detektormaterial) nach Lambert-Beer



$$J(E) = J_0(E)e^{-\sum_{i=1}^{n} \tilde{\mu}(E)_i \Delta l_i} = J_0(E)e^{-\sum_{i=1}^{n} \tilde{\mu}(E)_i \cdot \rho \frac{\Delta l_i}{\rho}}$$

$$\Rightarrow J(E) = J_0(E)e^{-\sum_{i=1}^{n} \mu(E)_i a_i}$$

a_i: Massenbelag
$\mu(E)_i$: Massenschwächungskoeffizient
ρ: Dichte

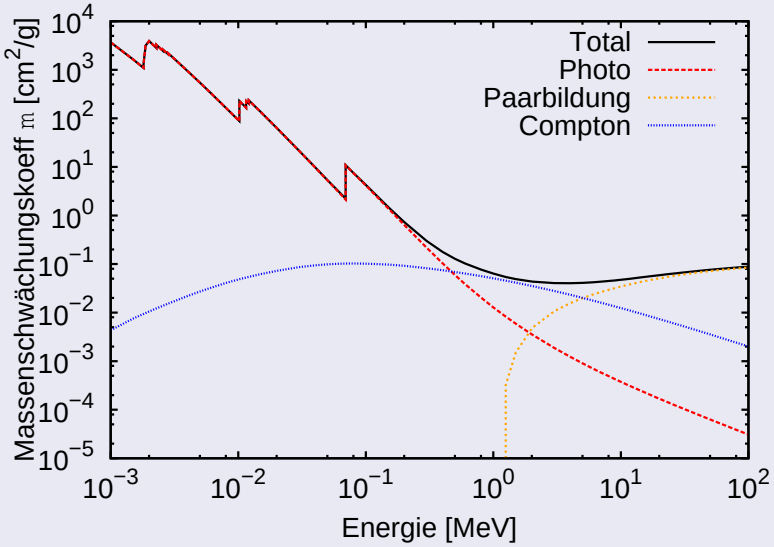
Der Massenschwächungskoeffizient μ

- abhängig vom Absorbermaterial (Kernladungszahl Z) und der eingestrahlten Energie
- enthält Beiträge von Photoeffekt und Comptoneffekt (und Paarbildung)

$$\mu_{Total} = \mu_{Phot.} + \mu_{Compt.} + (\mu_{Paarb.})$$

Wolfram; Z=74

Datenquelle: www.physics.nist.gov

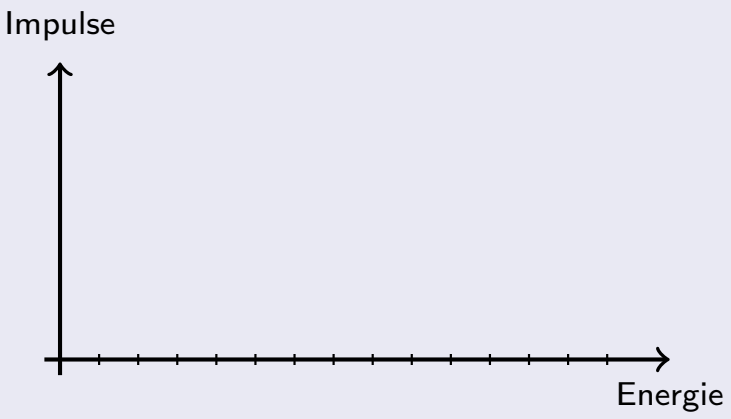


Verschmierung der Energieinformation durch Detektor

Aufgrund von physikalischen Prozessen im Sensormaterial (Poission-Rauschen, Streustrahlung, Fluoreszenzstrahlung, Charge Sharing) und Elektronikrauschen registriert der Detektor ein Signal D

Detektorsignal (Faltung von J(E) mit Energieantwortfunktionen des Detektors R(E',E))

$$D(E') = \int R(E', E) J(E) dE$$

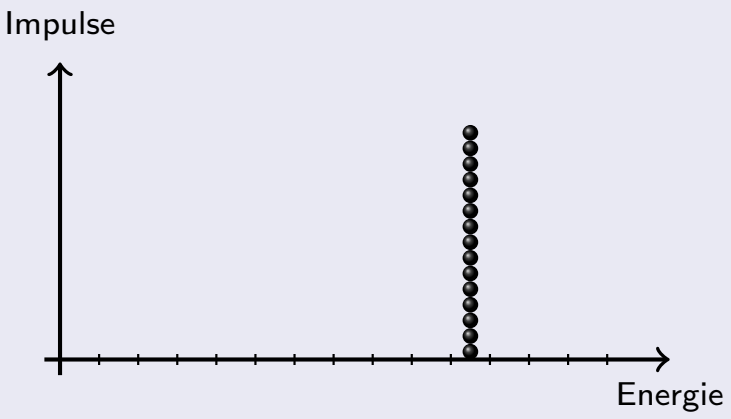


Verschmierung der Energieinformation durch Detektor

Aufgrund von physikalischen Prozessen im Sensormaterial (Poission-Rauschen, Streustrahlung, Fluoreszenzstrahlung, Charge Sharing) und Elektronikrauschen registriert der Detektor ein Signal D

Detektorsignal (Faltung von J(E) mit Energieantwortfunktionen des Detektors R(E',E))

$$D(E') = \int R(E', E) J(E) dE$$

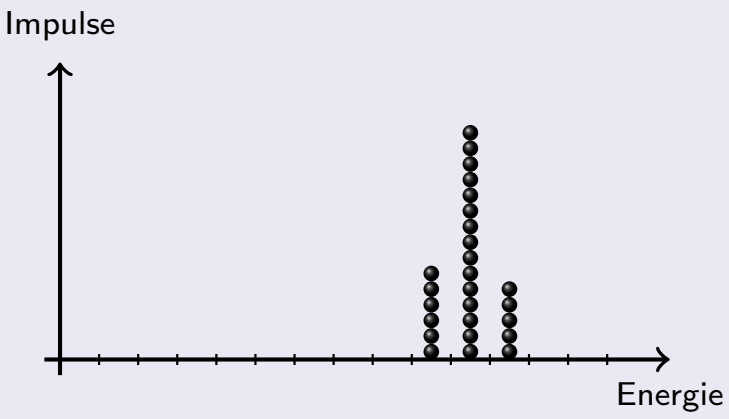


Verschmierung der Energieinformation durch Detektor

Aufgrund von physikalischen Prozessen im Sensormaterial (Poission-Rauschen, Streustrahlung, Fluoreszenzstrahlung, Charge Sharing) und Elektronikrauschen registriert der Detektor ein Signal D

Detektorsignal (Faltung von J(E) mit Energieantwortfunktionen des Detektors R(E',E))

$$D(E') = \int R(E', E) J(E) dE$$

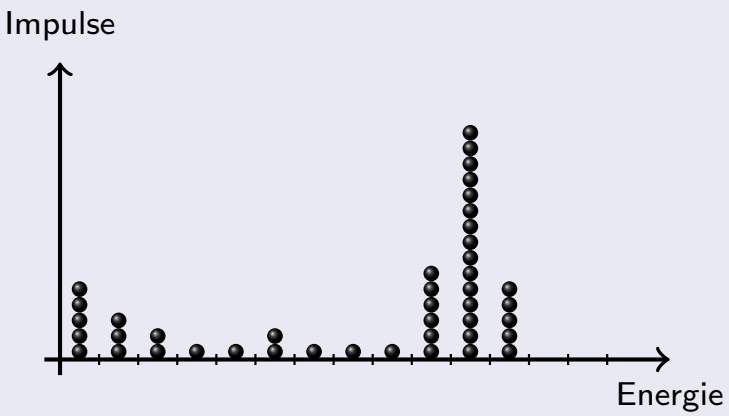


Verschmierung der Energieinformation durch Detektor

Aufgrund von physikalischen Prozessen im Sensormaterial (Poission-Rauschen, Streustrahlung, Fluoreszenzstrahlung, Charge Sharing) und Elektronikrauschen registriert der Detektor ein Signal D

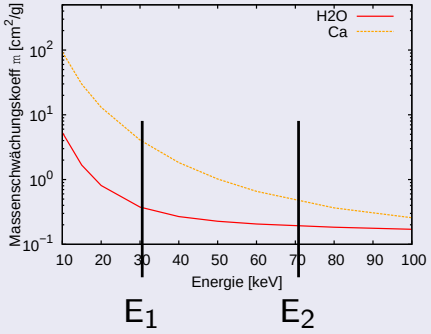
Detektorsignal (Faltung von J(E) mit Energieantwortfunktionen des Detektors R(E',E))

$$D(E') = \int R(E', E) J(E) dE$$

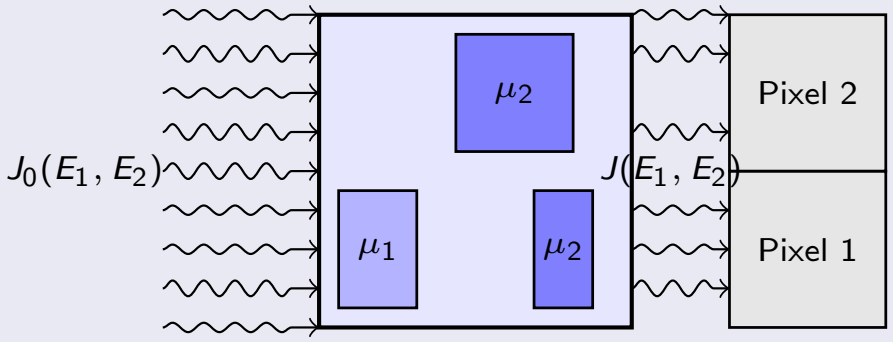


Prinzip der Materialrekonstuktion

Zwei Basismaterialien (Calcium, Wasser)



Schematischer Aufbau



Pixelweise Berechnung der Massenbeläge a_1 und a_2 durch Lösung der Gleichungen (2 Gleichungen und 2 Unbekannte):

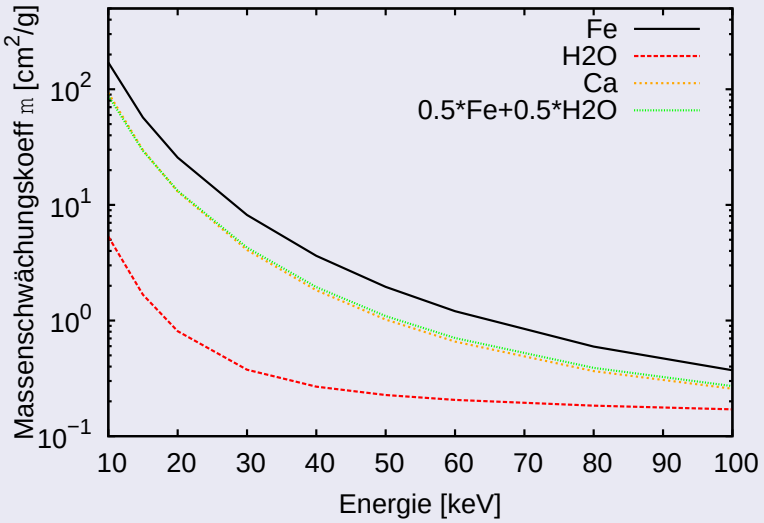
$J = J_0 e^{-(\mu_1 a_1 + \mu_2 a_2)}$

$J = J_0 e^{-(\mu_1 a_1 + \mu_2 a_2)}$

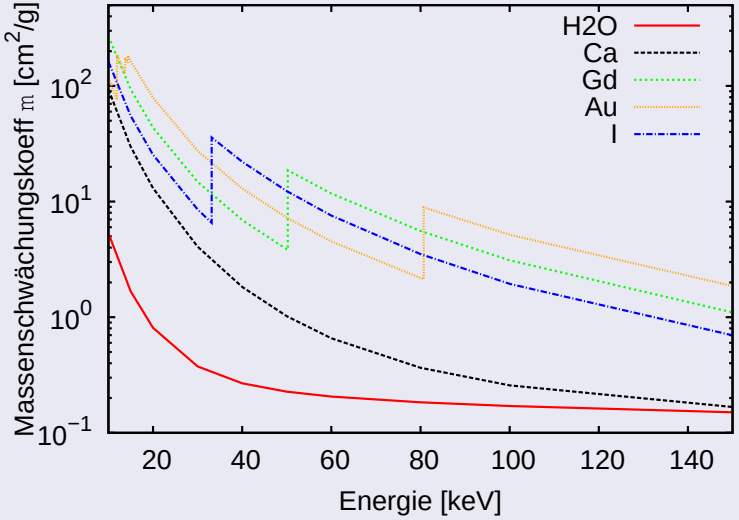
$\Rightarrow$ zwei zusätzliche Bilder: Calciumbild und Wasserbild

Ist auch die Bestimmung von 3 oder mehreren Basismaterialien möglich?

Niedriges Z: nein (linear abhängig!)

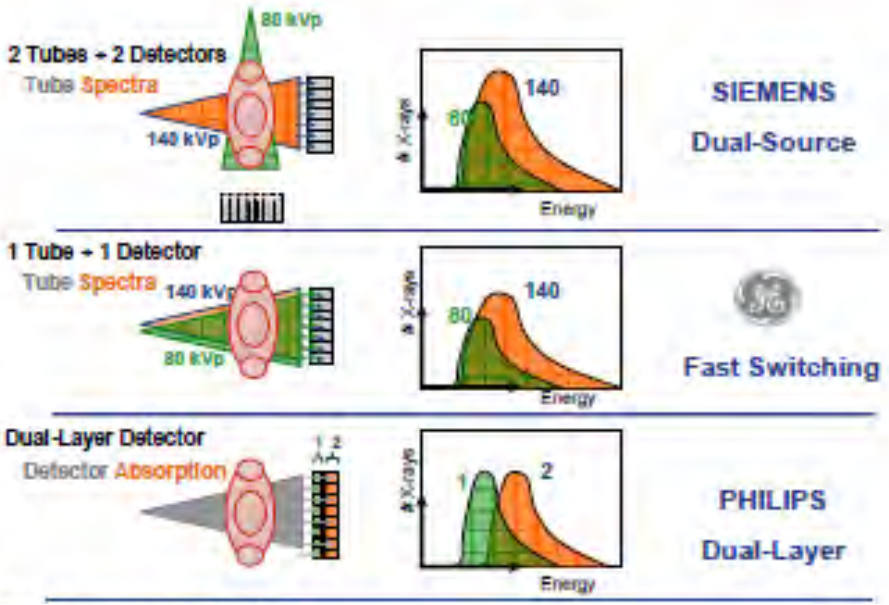


Hohes Z: ja! aber auch n Energien(bins)



Materialrekonstruktion mittels Dual Energy CT

- Zwei Schwerpunktsenergien ⇒ Rekonstruktion von zwei Basismaterialien
- Hersteller haben unterschiedliche Konzepte!

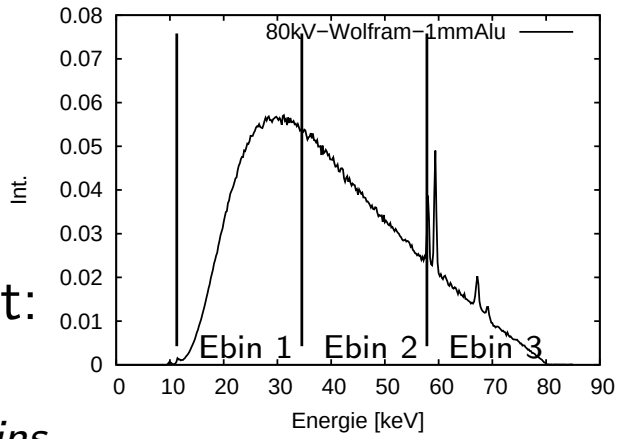


Rekonstruktion etwas genauer!!

mit Detektorverschmierung und Photoeff. und Compt.eff. getrennt

$$J(E) = J_0(E)e^{-\sum_{i=1}^{n}(\mu_{i,phot}(E)\cdot a_{i,phot}+\mu_{i,comp}(E)\cdot a_{i,comp})}$$

$\Rightarrow$2 Basismaterialien: 4 Energien(bins)



Lösung mit verschmierter Detektorantwort:

$$D(E') = \int R(E',E)J(E)dE \overset{diskreteEnergiebins}{=} \sum_E R_{E',E}J_E$$

$$D_{E'} = \sum_E R_{E',E}J_{0,E}e^{-\sum_{i=1}^{n}(\mu_{E,i,phot}\cdot a_{i,phot}+\mu_{E,i,comp}\cdot a_{i,comp})}$$

Die Massenbeläge a lassen sich nun mittels der Maximum-Likelihood-Methode bestimmen. D.h. Maximierung der Wahrscheilichkeitsdichtefunktion:

$$L(E';a_1,a_2,...,a_i) = \prod_{E'} \frac{1}{\sqrt{2\pi D_{mess,E'}}} e^{-\frac{(D_{mess,E'}-D_{E'})^2}{2D_{mess,E'}}}$$

Phillips CdTe CT

Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-edge imaging in pre-clinical computed tomography

Phillips CdTe CT

IOP Publishing

Phys. Med. Biol. 53 (2008) 4575–4587

Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-edge imaging in pre-clinical computed tomography

J P Schlomka[1], E Roessl[1], R Dorscheid[1], S Dill[2], G Martens[1], T Istel[1], C Bäumer[1], C Herrmann[1], R Steadman[1], G Zeller[1], A Livne[3] and R Proksa[1]

[1] Philips Research Europe, Sector Medical Imaging Systems, Hamburg, Germany
[2] Philips Research Europe, Engineering & Technology, Aachen, Germany
[3] Philips Medical Systems, Advanced Development, Haifa, Israel

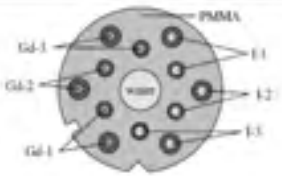


Figure 4. Schematic drawing of the 'coronary phantom' used for the tomographic feasibility test of K-edge imaging. The small holes were filled with two different contrast agents (gadolinium and iodine based) in three different concentrations each, surrounded by the bone mineral calcium-hydroxyapatite in a gel matrix. The diameter of the phantom was 6 cm, the calcium-hydroxyapatite inserts had an outer diameter of 8 and 10 mm and an inner diameter of 5 mm. Concentrations are given in table 2.

Table 2. Nominal and measured contrast agent concentrations of the inserts in the 'coronary phantom' schematically drawn in figure 4. Standard deviations were measured by analyzing regions of interest in the center of the inserts.

		Iodine concentration (g mol m^{-3})	Gadolinium concentration (g mol m^{-3})
Inserts 1 (low concentration)	Nominal	17.5	30
	Measured	31 ± 25	32 ± 25
Inserts 2 (medium concentration)	Nominal	75	60
	Measured	68 ± 25	70 ± 25
Inserts 3 (high concentration)	Nominal	150	120
	Measured	132 ± 50	116 ± 25

Phillips CdTe CT

IOP Publishing

Phys. Med. Biol. 51 (2006) 4051–4067

Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-edge imaging in pre-clinical computed tomography

J P Schlomka[1], E Roessl[2], R Dorscheid[1], S Dill[1], G Martens[1], T Istel[1], C Bäumer[1], C Herrmann[1], R Steadman[1], G Zeller[1], A Livne[3] and R Proksa[1]

[1] Philips Research Europe, Sector Medical Imaging Systems, Hamburg, Germany
[2] Philips Research Europe, Engineering & Technology, Aachen, Germany
[3] Philips Medical Systems, Advanced Development, Haifa, Israel

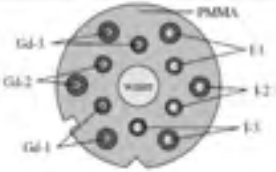


Figure 4. Schematic drawing of the 'coronary phantom' used for the tomographic feasibility test of K-edge imaging. The small holes were filled with two different contrast agents (gadolinium and iodine based) in three different concentrations each, surrounded by the bone mineral calcium hydroxyapatite in a gel matrix. The diameter of the phantom was 6 cm, the calcium hydroxyapatite inserts had an outer diameter of 8 and 10 mm and an inner diameter of 5 mm. Concentrations are given in table 2.

Table 2. Nominal and measured contrast agent concentrations of the inserts in the 'coronary phantom' schematically drawn in figure 4. Standard deviations were measured by analyzing regions of interest in the center of the inserts.

		Iodine concentration (g mol m^{-3})	Gadolinium concentration (g mol m^{-3})
Inserts 1 (low concentration)	Nominal	17.5	30
	Measured	32 ± 25	32 ± 25
Inserts 2 (medium concentration)	Nominal	75	60
	Measured	68 ± 25	70 ± 25
Inserts 3 (high concentration)	Nominal	150	120
	Measured	132 ± 50	116 ± 25

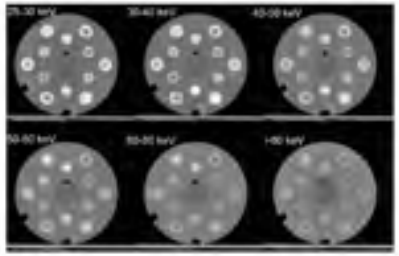
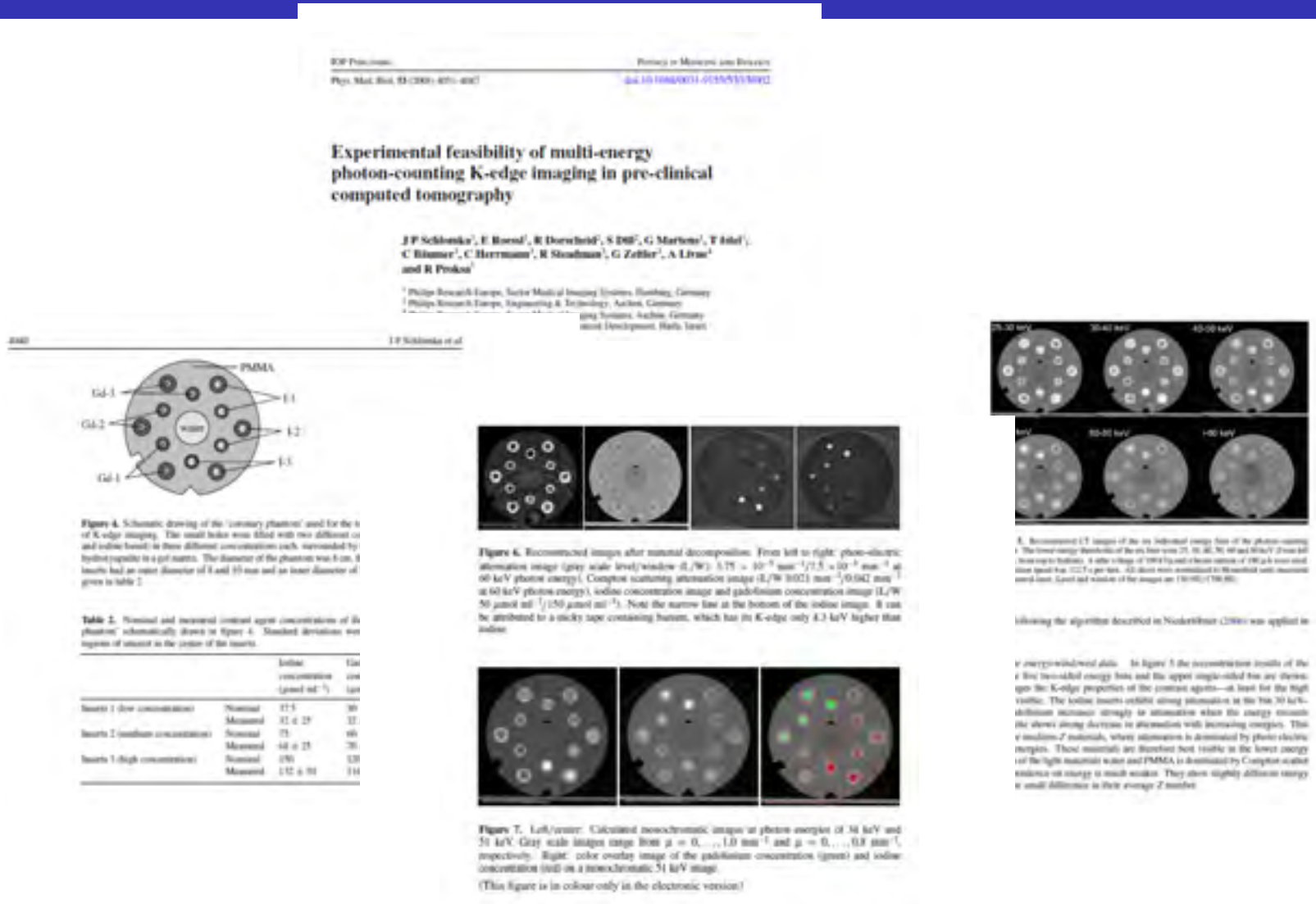


Figure 5. Reconstructed CT images of the six individual energy bins of the photon-counting detector. The lowest energy threshold of the six bins were 25, 30, 40, 50, 60 and 80 keV (from left to right, from top to bottom). A tube voltage of 100 kVp and a beam current of 100 μA were used. The rotation speed was 12.27 s per turn. All slices were normalized to 10 mm thick with measured tube current-time. Level and window of the images are (30/90)/(700/80).

a denoising method following the algorithm described in Nuyts/Fitzner (2006) was applied in projection space.

4.2.1. Analysis of the energy-windowed data. In figure 5 the reconstruction results of the projection data of the five two-sided energy bins and the upper single-sided bin are shown. Already in these images the K-edge properties of the contrast agents—at least for the high concentrations—are visible. The iodine inserts exhibit strong attenuation in the bin 30 keV–40 keV, whereas gadolinium increases strongly in attenuation when the energy exceeds 50 keV. Hydroxyapatite shows strong decrease in attenuation with increasing energies. This behavior is typical for medium Z materials, where attenuation is dominated by photo electric absorption at lower energies. These materials are therefore best visible in the lower energy bins. The attenuation of the light materials water and PMMA is dominated by Compton scatter and therefore the dependence on energy is much weaker. They show slightly different energy dependence due to the small difference in their average Z number.

Phillips CdTe CT



Experimental feasibility of multi-energy photon-counting K-edge imaging in pre-clinical computed tomography

J P Schlomka, E Roessl, R Dorscheid, S Dill, G Martens, T Istel, C Bäumer, C Herrmann, R Steadman, G Zeller, A Livne and R Proksa

Siemens CdTe CT

Multi-energy performance of a research prototype CT scanner with small-pixel counting detector

S. Kappler*, A. Henning*, B. Krauss*, F. Schwerk*, K. Stierstorfer*, T. Weninger*, and T. Flohr*

*Siemens Healthcare, Siemensstr. 1, 91301 Forchheim, Germany

Siemens CdTe CT

Multi-energy performance of a research prototype CT scanner with small-pixel counting detector

S. Kappler*, A. Henning*, B. Krauss*, F. Schwerk*, K. Stierstorfer*, T. Weninger*, and T. Flohr*

*Siemens Healthcare, Siemensstr. 1, 91301 Forchheim, Germany.

Figure 1. a) Photograph of the [illegible] prototype CT scanner with the gantry cover removed. b) Schematic view of the lateral pixel geometry of the counting detector.

Siemens CdTe CT

Multi-energy performance of a research prototype CT scanner with small-pixel counting detector

S. Kappler*, A. Henning*, B. Krauss*, F. Schwerk*, K. Stierstorfer*, T. Weninger*, and T. Flohr*

*Siemens Healthcare, Siemensstr. 1, 91301 Forchheim, Germany.

Figure 1. a) Photograph of the [illegible] prototype CT scanner with the gantry cover removed. b) Schematic view of the lateral pixel geometry of the counting detector.

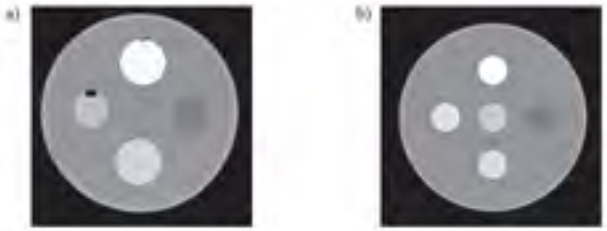


Figure 2. a) Water phantom with probes of iodine (bottom), gadolinium (left), calcium (top), and fat (right) used in measurements. b) Simulated phantom with probes of iodine (bottom), gadolinium (left), gold (center), calcium (top), and fat (right). The CT-images are displayed in a CT value window of $C = 0$ and $W = 1200$ HU.

Siemens CdTe CT

Multi-energy performance of a research prototype CT scanner with small-pixel counting detector

S. Kappler*, A. Henning*, B. Krauss*, F. Schwerk*, K. Stierstorfer*, T. Wischmann*, and T. Flohr*

*Siemens Healthcare, Siemensstr. 1, 91301 Forchheim, Germany.

Figure 1. a) Photograph of the [illegible] prototype CT scanner with the gantry cover removed. b) Schematic view of the lateral pixel geometry of the counting detector.

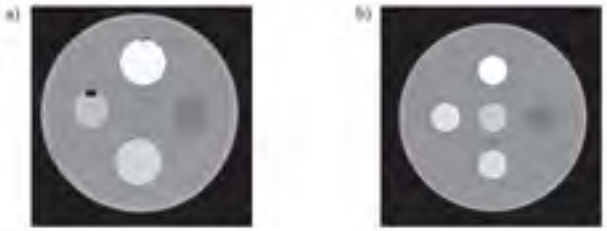


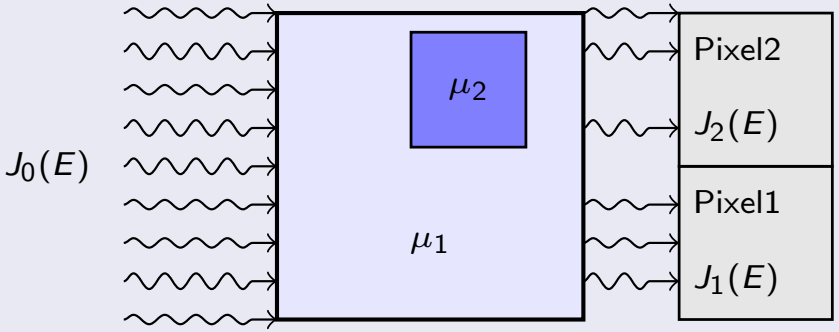
Figure 2. a) Water phantom with probes of iodine (bottom), gadolinium (left), calcium (top), and fat (right) used in measurements. b) Simulated phantom with probes of iodine (bottom), gadolinium (left), gold (center), calcium (top), and fat (right). The CT-images are displayed in a CT-value window of $C = 0$ and $W = 1200$ HU.

Figure 3. Material decomposed images for calcium (a), iodine (b), and gadolinium (c) created from counting CT data at 140 kVp/500 mA with counter thresholds at 20/35/50/65 keV. The images are displayed in a CT-value window of $C = 0$ and $W = 1200$ HU.

Prinzip Energiewichtung

Ziel: Maximierung des SDNR (Signal Difference to Noise Ratio)

$$SDNR = \frac{J_1 - J_2}{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}}$$



mit n Energiebins:

$$SDNR = \sum_{i=1}^{n} \frac{J_{1,i} - J_{2,i}}{\sqrt{\sigma_{1,i}^2 + \sigma_{2,i}^2}}$$

wichte jedes Energiebin i mit Wichtungsfaktor w_i:

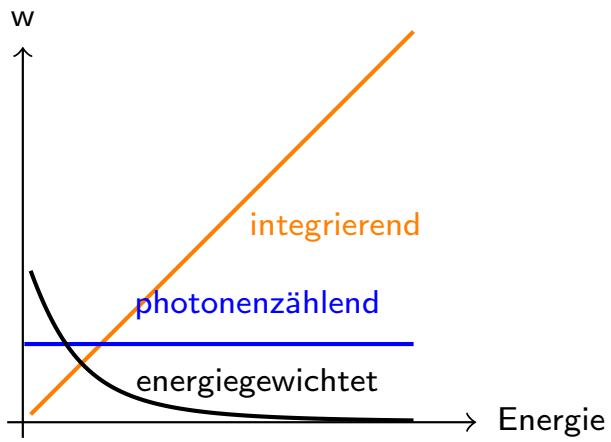
$$SDNR^2 = \frac{(\sum (J_{1,i} - J_{2,i}) w_i)^2}{\sum (\sigma_{1,i} + \sigma_{2,i}) w_i^2}$$

für welche w_i ist $SDNR^2$ maximal?

Ergebniss: $w_i \propto \mu_1(E_i) - \mu_2(E_i) \propto \frac{1}{E_i^3}$

Wie verhält es sich in Wirklichkeit?

- Optimales SDNR wenn $w_i \propto \mu_1(E_i) - \mu_2(E_i) \propto \frac{1}{E_i^3}$
- Integrierende Detektoren: $w_i \propto E$ (je höher die Energie des Photons desto stärker das Signal)
- Photonenzählende Detektoren: $w_i = 1$ (Photon wird gezählt; unabhängig von Energie)



Beispiele: Veröffentlichung Niederlöhner et al.; Philips

Stand der Technik heute

Photonenzähl. Detektoren

Neue Anwendungen

Prüfung der Bildqualitätsmerkmale

Beispiele: Veröffentlichung Niederlöhner et al.; Philips

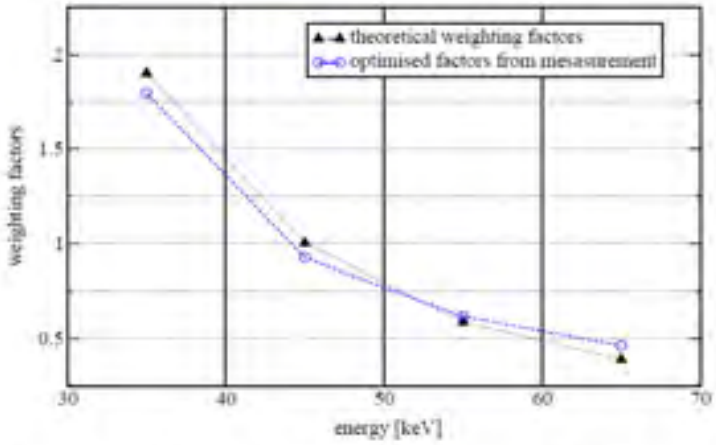


Fig. 10. Weighting factors: theoretically calculated and optimised factors from measurement.

Beispiele: Veröffentlichung Niederlöhner et al.; Philips

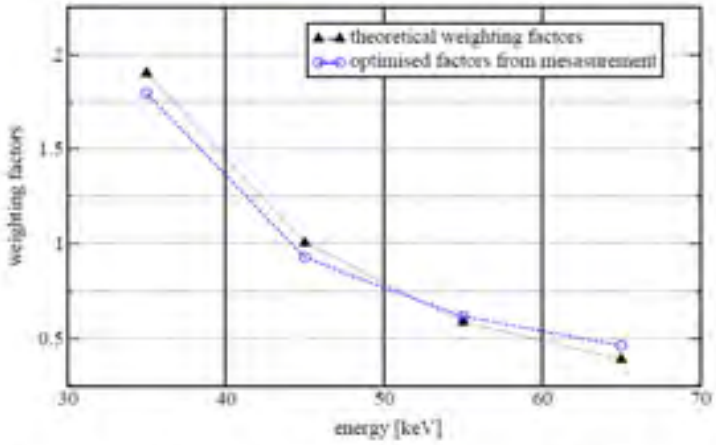


Fig. 10. Weighting factors: theoretically calculated and optimised factors from measurement.

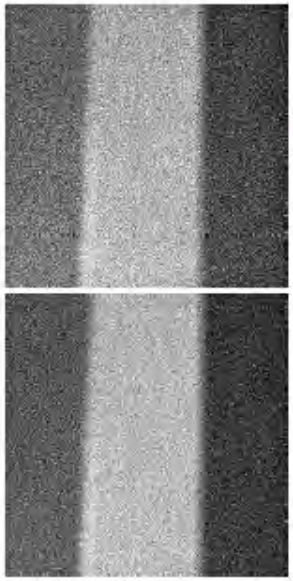


Abbildung 6.22 Vergleich des integrierten mit dem gewichteten Bild.
Die Bildqualität im gewichteten Bild (unten) ist im Vergleich zum integrierten Bild deutlich höher (mehr Kontrast, weniger Rauschen). Die gezeigten Bilder stammen aus der Aufnahmeserie 3, das gewichtete Bild wurde mit den Faktoren gewichtet, die sich aus der Optimierung der ROI-Daten von Teflon – Silizium stammen, da diese die höchste Gesamtbildqualität ergeben haben. Abfolge der Materialien von links nach rechts: Al, Teflon und Si.

Beispiele: Veröffentlichung Niederlöhner et al.; Philips

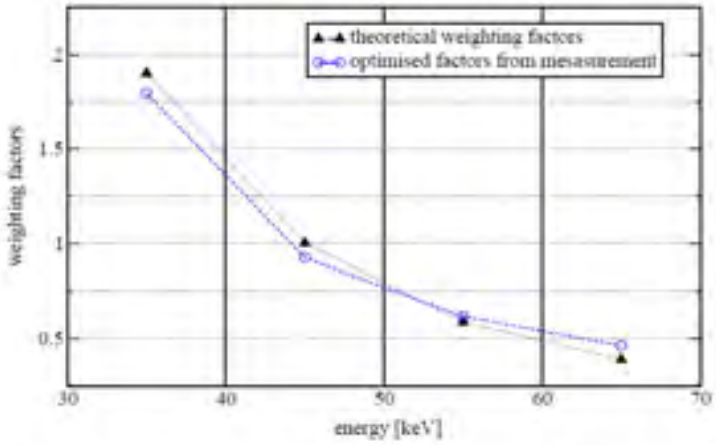


Fig. 10. Weighting factors: theoretically calculated and optimised factors from measurement.

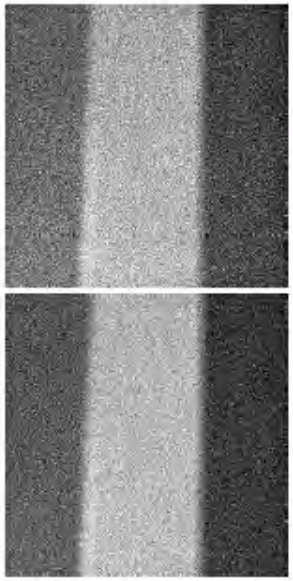
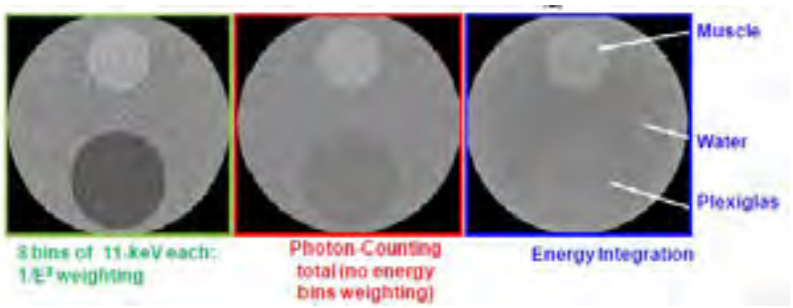


Abbildung 6.22 Vergleich des integrierten mit dem gewichteten Bild.
Die Bildqualität im gewichteten Bild (unten) ist im Vergleich zum integrierten Bild deutlich höher (mehr Kontrast, weniger Rauschen). Die gezeigten Bilder stammen aus der Aufnahmeserie 3, das gewichtete Bild wurde mit den Faktoren gewichtet, die sich aus der Optimierung der ROI-Daten von Teflon – Silizium stammen, da diese die höchste Gesamtbildqualität ergeben haben. Abfolge der Materialien von links nach rechts: Al, Teflon und Si.



PhilipsMicroDose (Si) für digitale Mammographieanwendungen

Philips MicroDose

Photon counting technology

Weighting of X-ray photons with different energies

To date, all mammography systems available on the market, except for the Philips MicroDose system, have been integrating systems, i.e. the signal is formed by a sum of liberated electric charge or light from X-ray photon interactions. The amount of charge, or light, is proportional to the photon energy. Therefore, with an integrating technique a higher energy photon will gain a higher statistical weight compared to less energetic photons. However, the attenuation in the breast, as well as the contrast, is strongly dependent on energy. It is the low energy photons that carry more contrast information and should be given a higher statistical weight. This subject was first discussed two decades ago[1] but has not generated much attention. The contrast is proportional to the linear attenuation coefficient of the object being imaged.

The subject contrast is roughly proportional to E^{-3} (photon energy), practically independent of tissue type and the size of the abnormality being detected. For integrating systems the signal is proportional to energy, and hence the statistical weight function is incorrect by four powers.

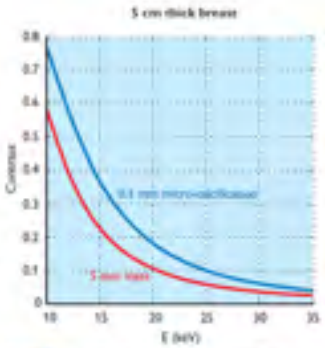


Figure 4 Low energy photons carry more contrast information

ModulationsTranferFunktion (MTF)

- MTF abhängig von Lage der Energieschwelle

P. Bartl et al., NIM A 591 (2008) 314317

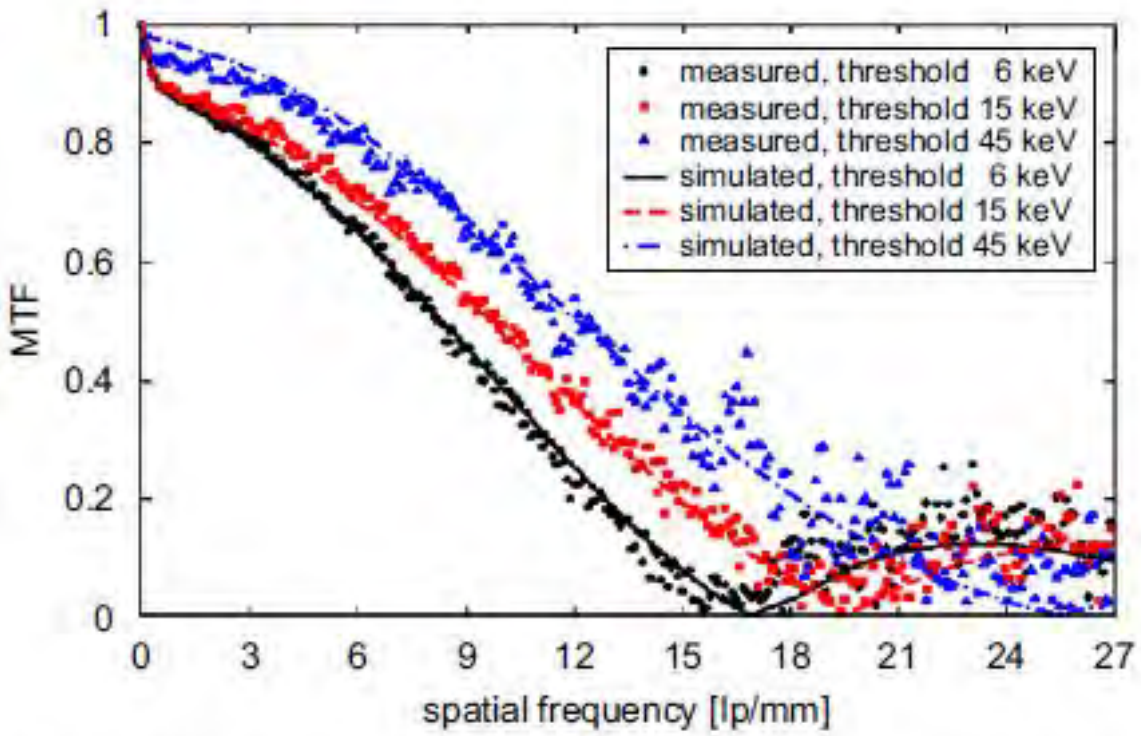
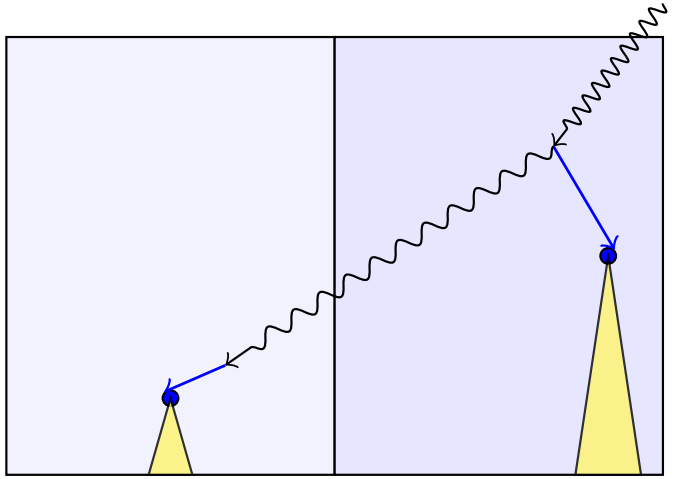


Fig. 7. MTF of the Medipix2 in simulation and measurement for three different thresholds.

Detektive Quanten Effizienz (DQE)

- $DQE(f) = \frac{SNR^2_{aus}}{SNR^2_{ein}} = \frac{MTF^2}{NPS \cdot N_{ein}}$
- Problem: bei niedriger Schwelle prinzipiell DQE-Werte grösser eins möglich (z.B. erst Compton- dann Photoeffekt)



Signal zu Rausch Verhältnis (SNR)

Stand der Technik heute

Photonenzähl. Detektoren

Neue Anwendungen

Prüfung der Bildqualitäts-merkmale

Signal zu Rausch-Verhältnis abhängig vom Betriebsmodus:

- integrierend
- photonenzählend
- Energiewichtung

Vielen Dank für Ihre Aufmerksamkeit!