Karlsruhe Institute of Technology

Bildgebende Verfahren in der Medizin

Röntgen: Bildaufnahme, Bildverstärker, MTF, DQE, MV-Imaging

Olaf Dössel

INSTITUTE OF BIOMEDICAL ENGINEERING

KIT – University of the State of Baden-Württemberg and
National Research Center of the Helmholtz Association

www.ibt.kit.edu

Röntgenfilm - Chemie und Kenngrößen

Emulsion mit Silberbromid

$Br^- + h f \longrightarrow Br + e^-$

$Ag^+ + e^- \longrightarrow Ag$

Schwärzung

$S = \log (J_{L0}/J_L)$

J_L : transmittierte Lichtintensität
J_{L0} : auftreffende Lichtintensität

Bildgebende Dosis

$\ln (D_0/D) = \mu d$

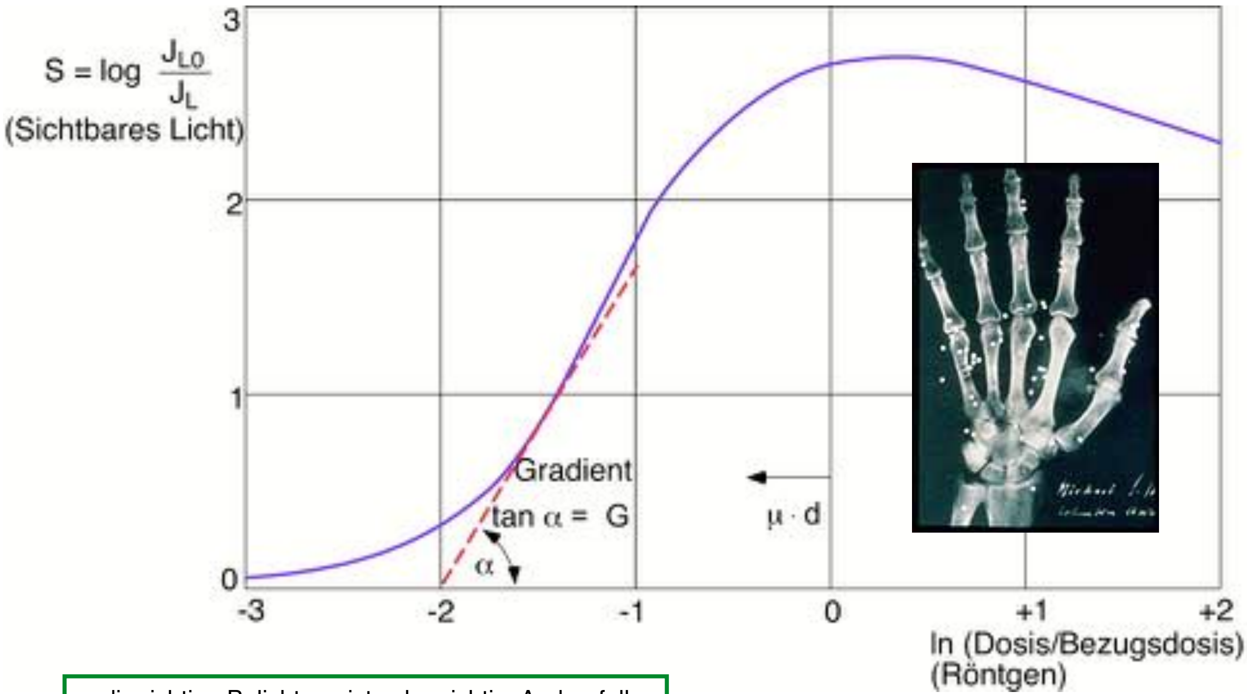
D : Dosis, die auf den Film getroffen ist
D_0: Bezugsdosis

Belichten, Entwickeln, Fixieren

… wo Röntgenstrahlung hingekommen ist, entsteht beim Entwickeln eine Schwärzung. Also ist Knochen weiss und der Hintergrund schwarz.

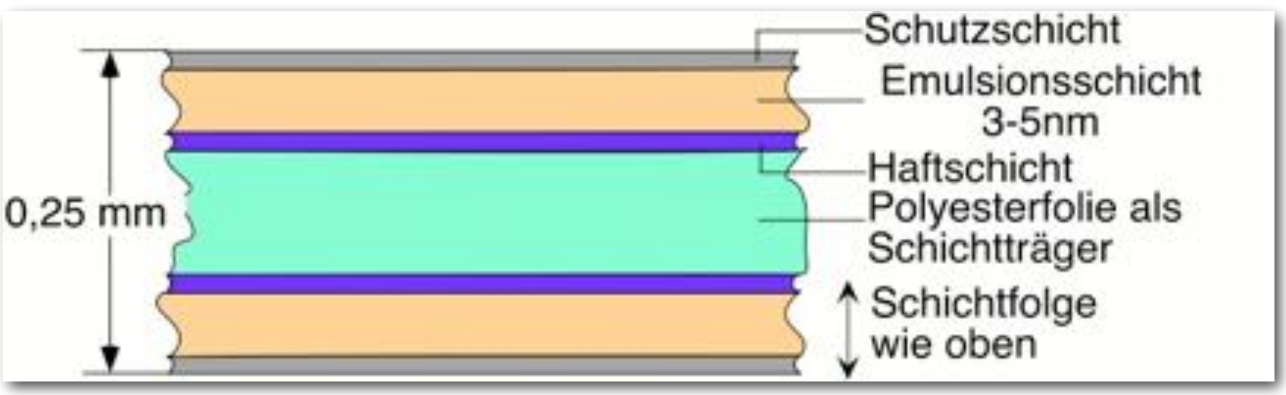
Karlsruhe Institute of Technology

Schwärzungskurve



… die richtige Belichtung ist sehr wichtig. Andernfalls ist das ganze Bild hellgrau oder tief schwarz.

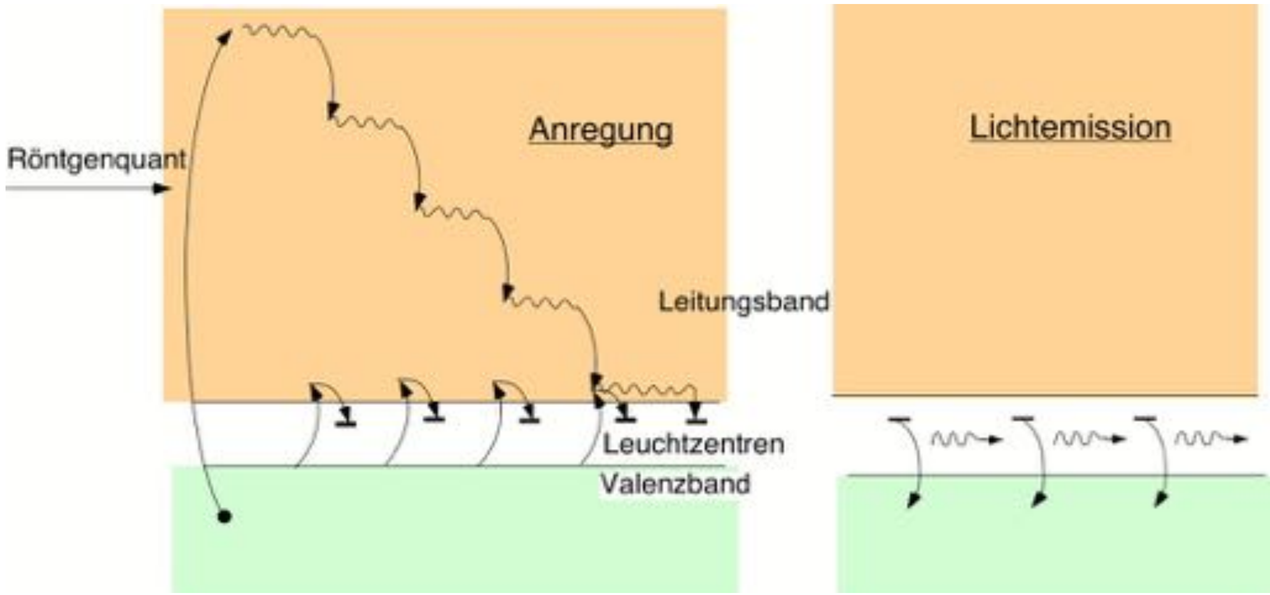
Röntgenfilm - Aufbau



… die Emulsionsschicht muss sehr dünn sein, damit Entwickler und Fixierer an das Silber „rankommen“. Als Folge werden nur wenige Röntgenquanten im Film absorbiert.

Verstärkerfolien

Energieniveauschema



… aus einem Röntgenquant werden Tausende von sichtbaren Photonen.

Verstärkerfolien

Vorteile:

Der Leuchtstoff kann höheren Schwächungskoeffizienten haben, als die Foto-Emulsion (hohe Ordnungszahl).

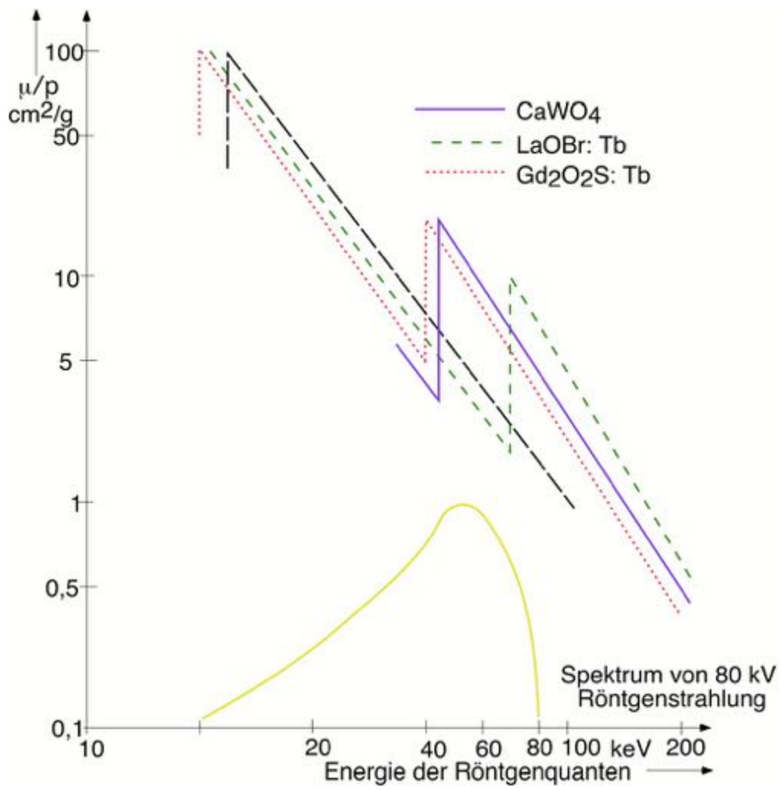
Der Leuchststoff kann dicker sein als die Emulsion.

Der Leuchtstoff kann aus einem Röntgenquant bis zu 40.000 Photonen erzeugen.

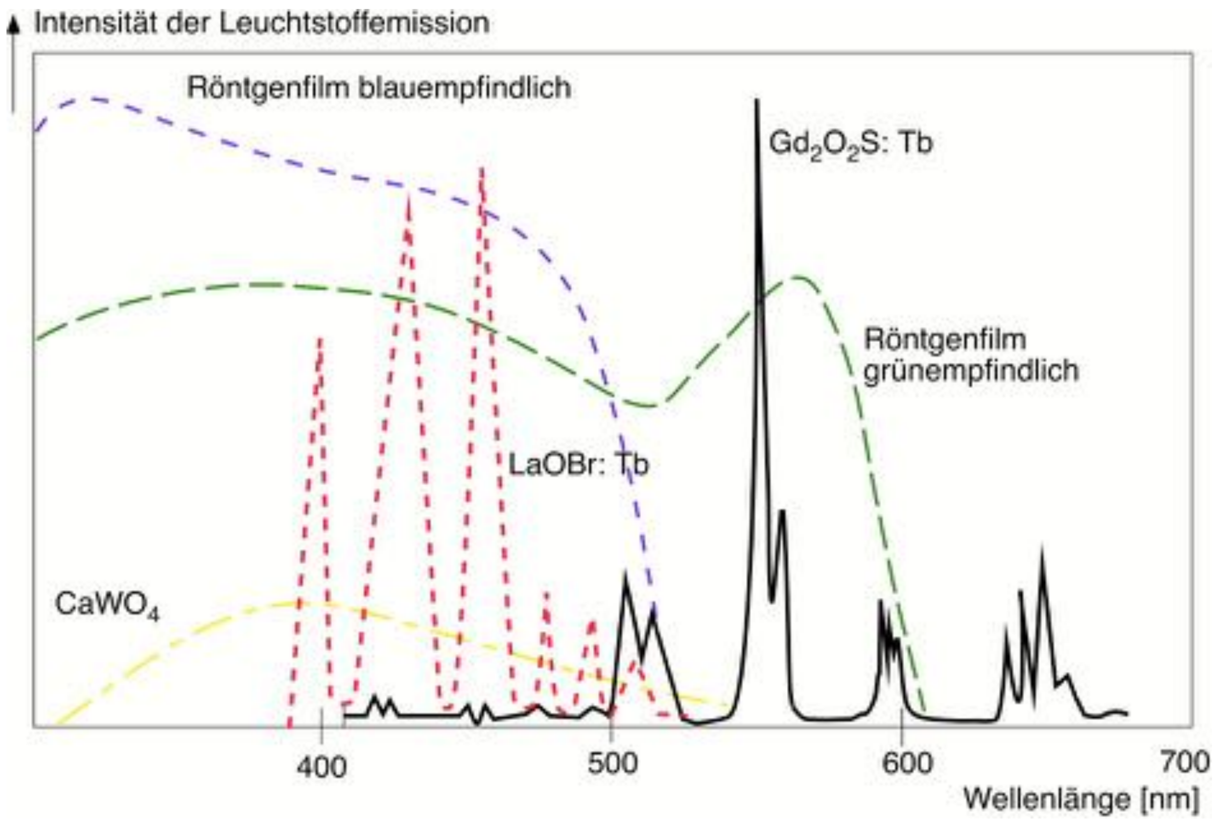
Röntgenabsorption und Lichtkonversion

Verstärkerfolien	Röntgenstrahlabsorption in einer 100 μm Folie bei:			Wirkungsgrad der Lichtemission
	40 keV %	60 keV %	80 keV %	%
$CaWO_4$	33	13	27	4
LaOBr: Tb	73	33	17	13
Gd_2O_2S: Tb	37	51	28	19

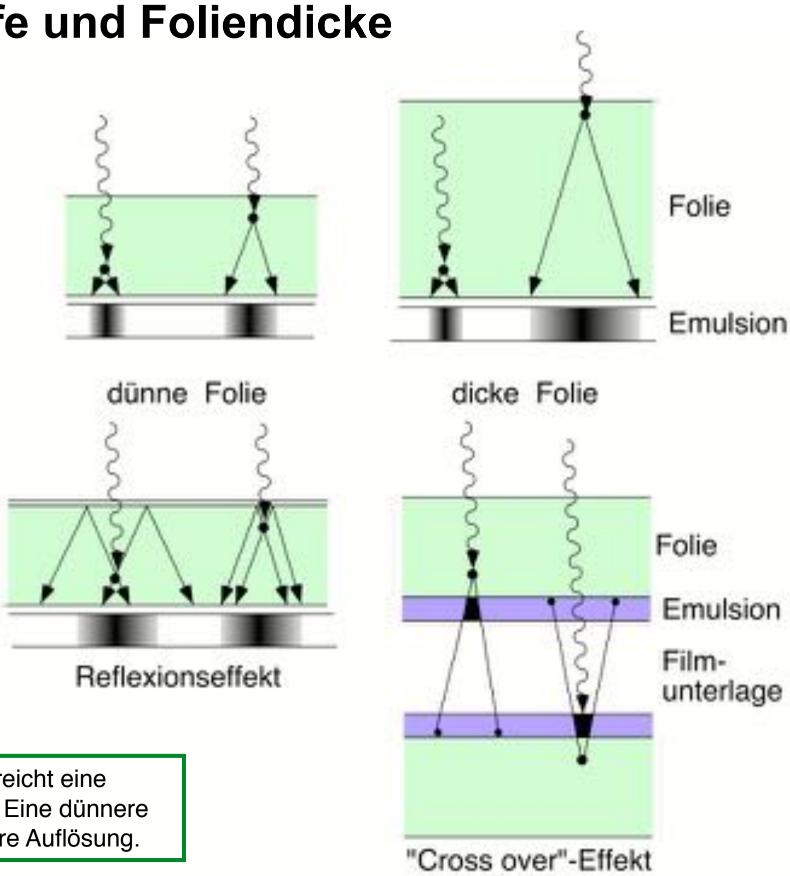
Massenschwächungskoeffizient verschiedener Röntgenleuchtstoffe



Spektrale Emission von $CaWO_4$, LaOBr: Tb, Gd_2O_2S: Tb



Bildunschärfe und Foliendicke



… eine dickere Folie erreicht eine höhere Empfindlichkeit. Eine dünnere Folie erreicht eine höhere Auflösung.

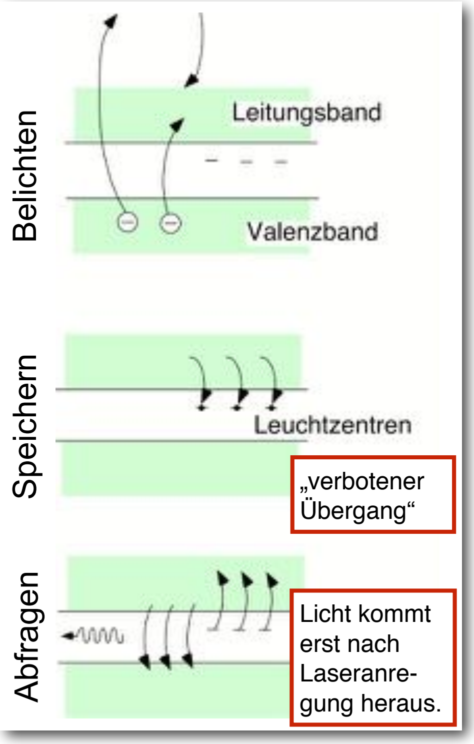
Verstärkungsfaktor von Verstärkerfolien

$$V = \frac{\text{Dosis ohne Verstärkerfolie}}{\text{Dosis mit Verstärkerfolie}} \quad \text{(für gleiche Schwärzung)}$$

dünnere Folien = feinzeichnende Folien
dickere Folien = hochverstärkende Folien

Speicherfolien

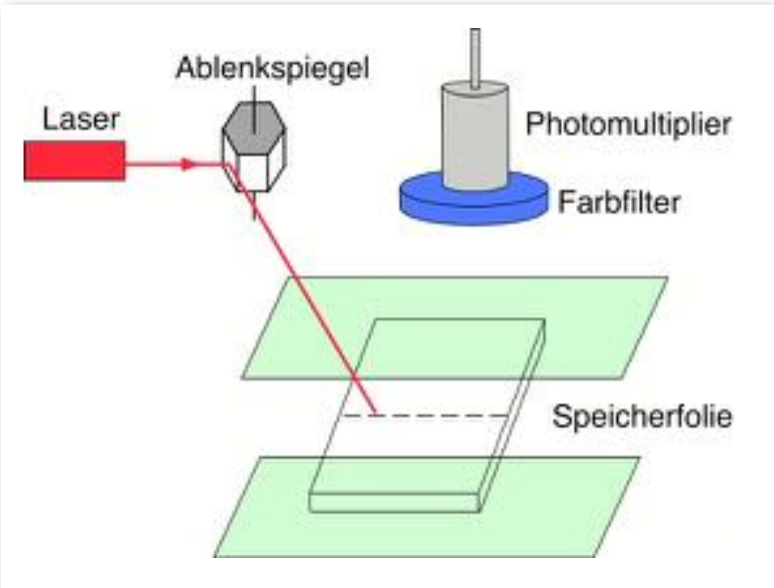
Energieniveauschema



„verbotener Übergang“

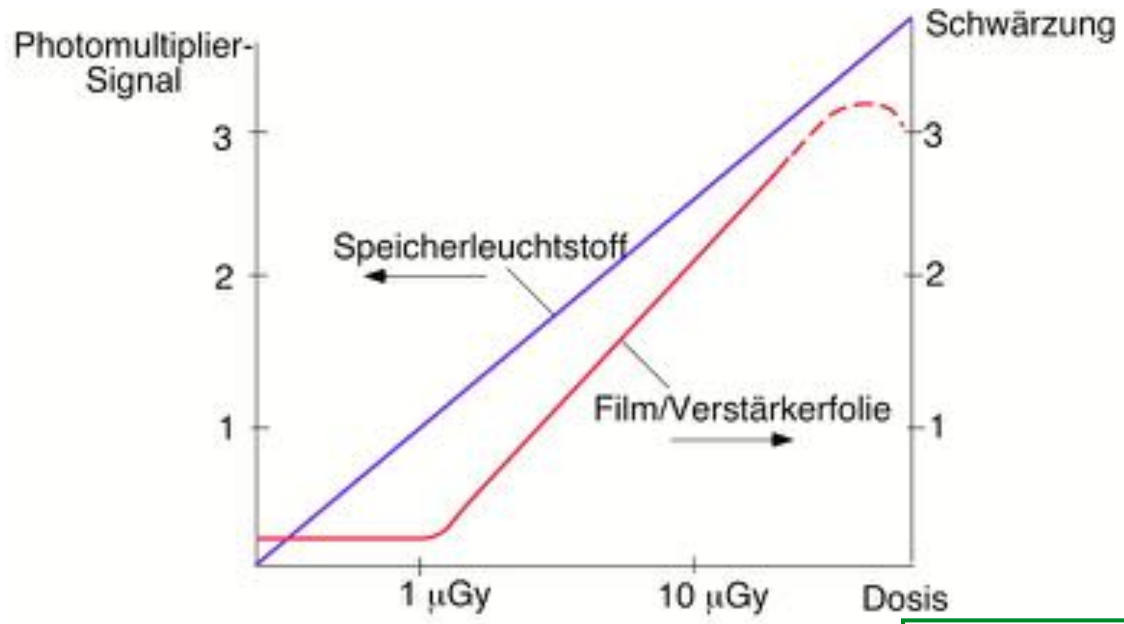
Licht kommt erst nach Laseranregung heraus.

Technik zum Auslesen der Bildinformation



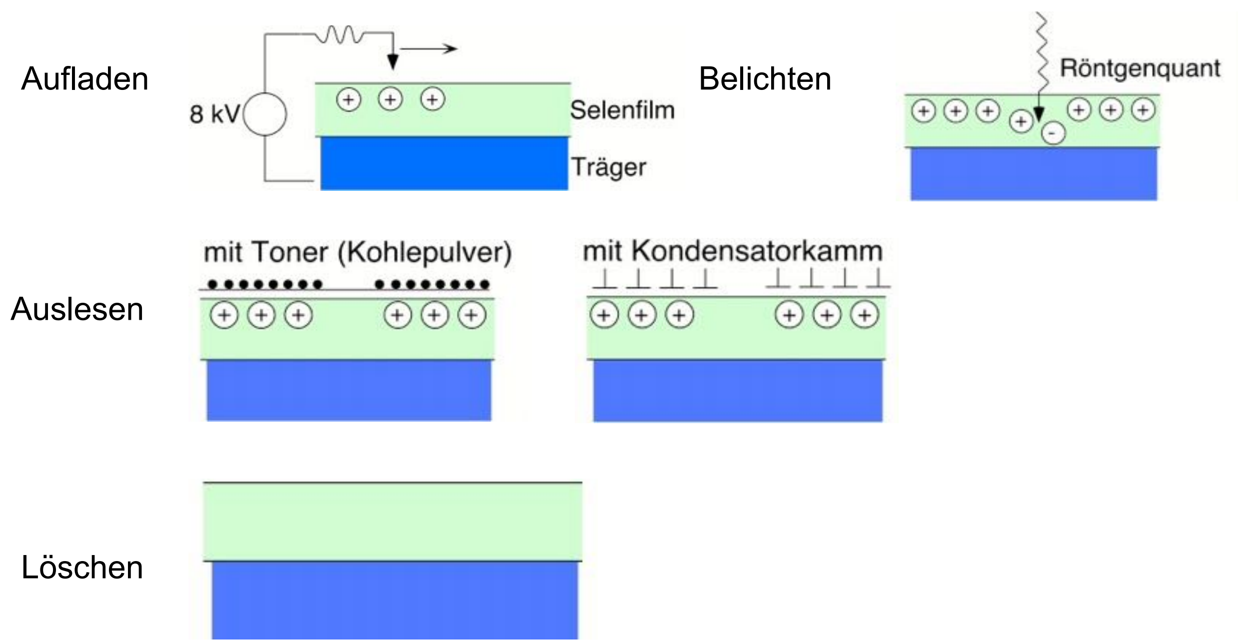
… keine „Chemie“ mehr, und der erste Schritt in Richtung digitale Radiographie.

Signal als Funktion der Dosis für Speicherleuchtstoffe

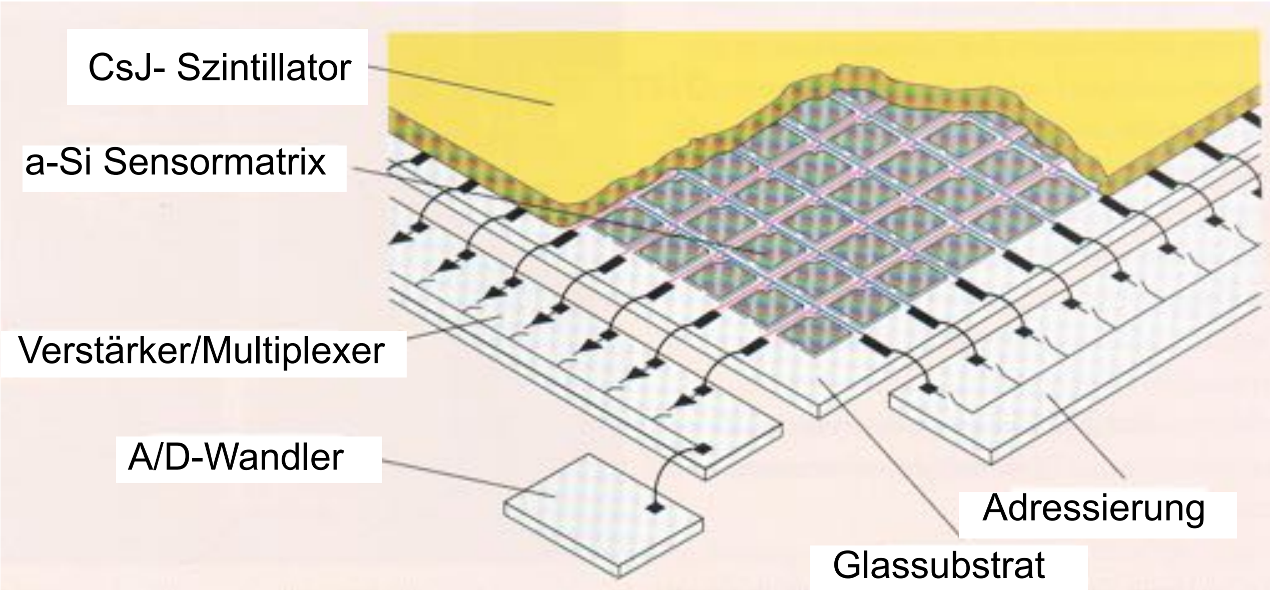


Der Dynamikbereich ist viel größer >> weniger falsch belichtete Aufnahmen

Bildaufnahme mit Selen-Filmen „Xeroradiographie“



Flache digitale Röntgendetektoren



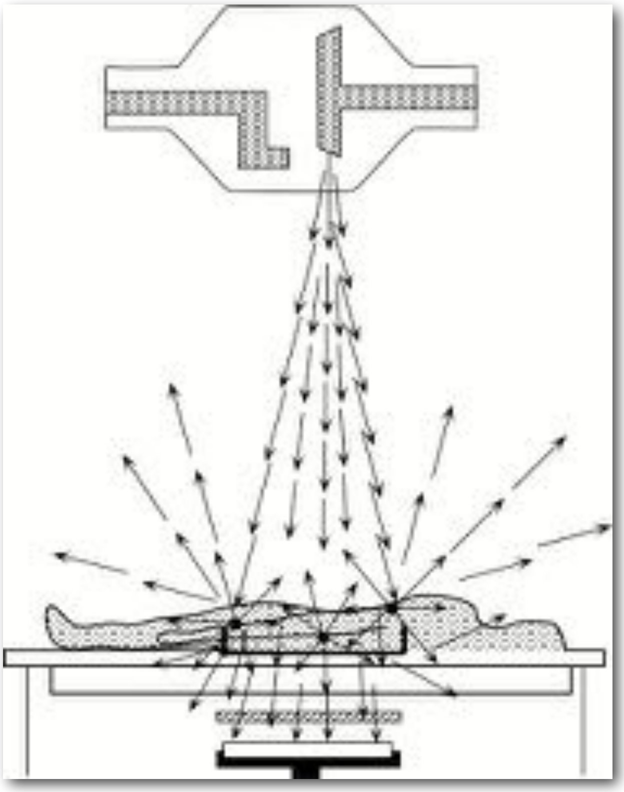
Flache digitale Röntgendetektoren

Bis heute erreichte Kenndaten

statische Systeme:
40cm * 40cm mit 3000*3000 Pixeln

dynamische Systeme:
("Flat Dynamic X-Ray Detector")
30cm*40cm mit 2300*2000 Pixeln
50 Bilder pro Sekunde

… das Problem mit der Streustrahlung



Streustrahlungsanteil

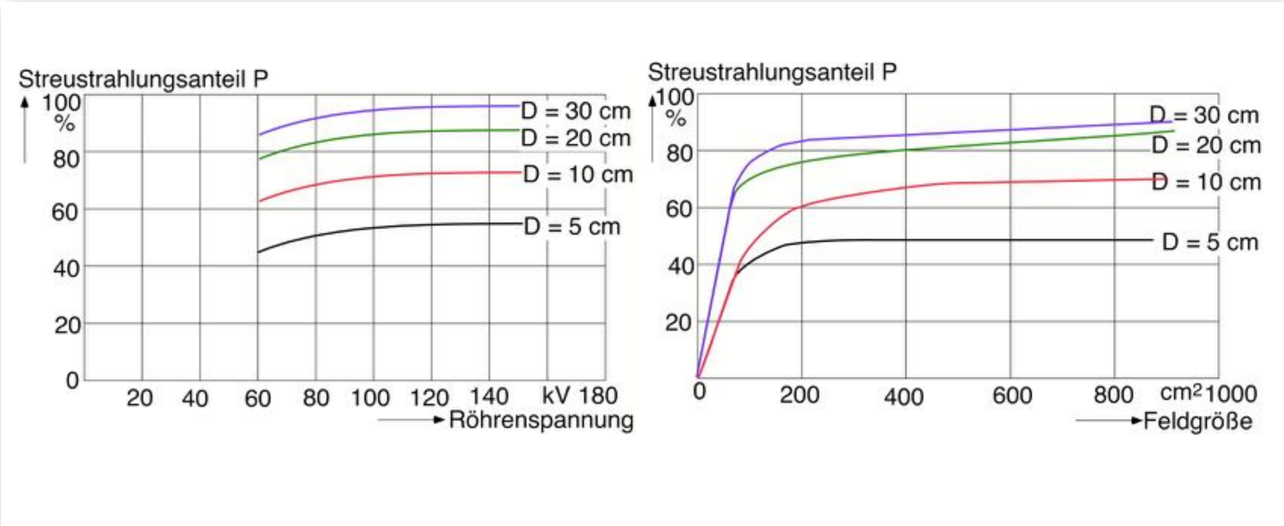
$$P = \frac{J_s}{J_p + J_s}$$

Streustrahlungsanteil

mit: J_s = Streuintensität, d.h. die Röntgenleistung in der Detektor-Ebene, die nicht auf geradem Weg von der Quelle zum Detektor gelangt ist.

J_p = Primärintensität, d.h. die Röntgenleistung in der Detektor-Ebene, die auf geradem Weg von der Quelle zum Detektor gelangt ist.

Streustrahlungsanteil in Abhängigkeit von der Röhrenspannung, der Patientendicke D und der Feldgröße



Kontrast

$$K = \frac{J_A - J_B}{J_A + J_B}$$

Kontrast

mit: J_A = Röntgenleistung im Bereich A,

J_B= Röntgenleistung im Bereich B

für kleine ΔJ gilt:

$$K = \frac{\Delta J}{2J}$$

mit: J = mittlere Röntgenleistung

… der Begriff „Kontrast“ bezieht sich immer auf die Möglichkeit, zwei Gewebearten zu unterscheiden.

Kontrast und Streustrahlung

$$K_o = \frac{\Delta J_p}{2J_p}$$

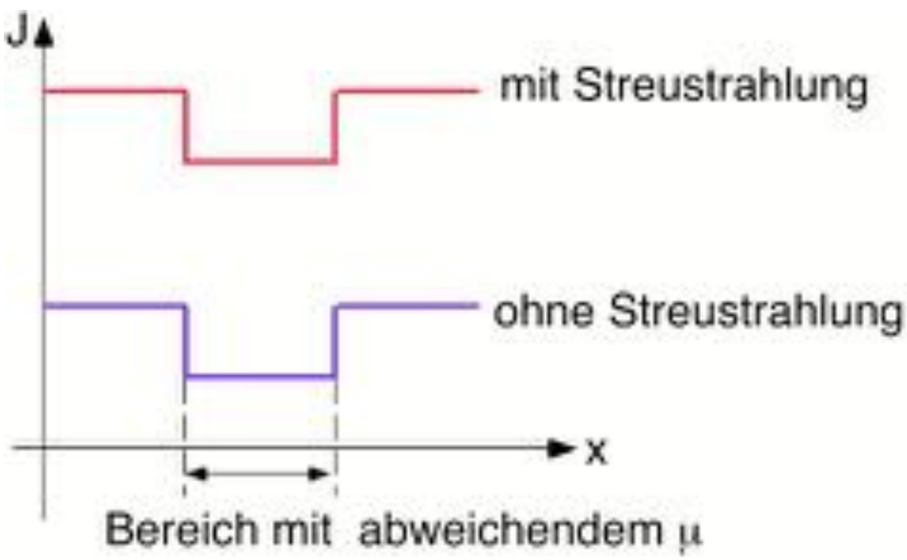
Kontrast, wenn es keine Streustrahlung gäbe

$$K_s = \frac{\Delta J_p}{2\left(J_p + J_s\right)}$$

Kontrast, den man tatsächlich beobachtet

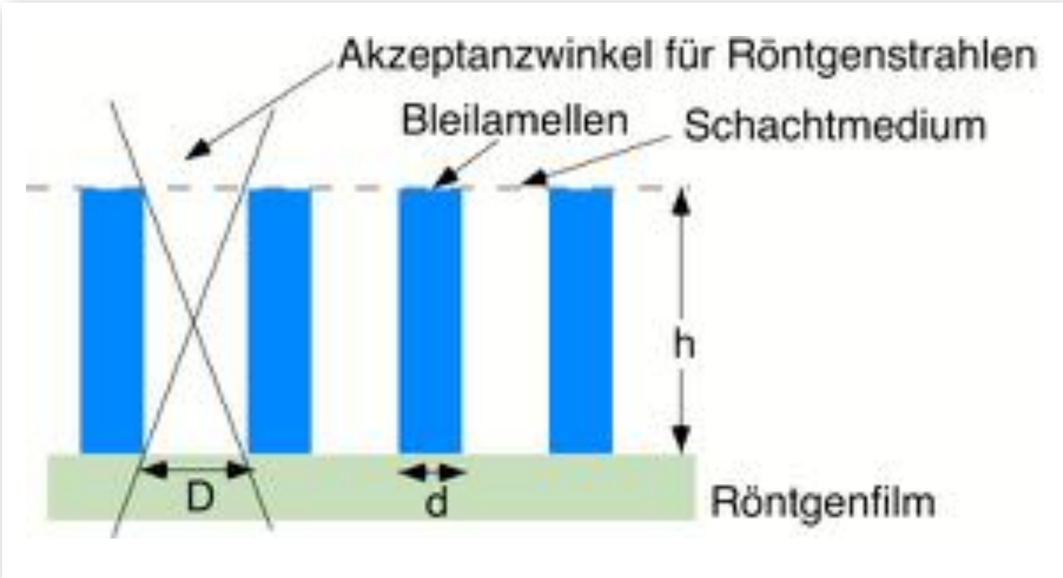
$$K_s = K_o \cdot \frac{J_p}{J_p + J_s} = K_o \cdot \frac{1}{1 + {J_s}/{J_p}}$$

Intensitätsverlauf hinter einem Objekt mit abweichendem Schwächungskoeffizienten



.... Streustrahlung verschlechtert nicht die Auflösung sondern nur den Kontrast.

Lamellen-Raster



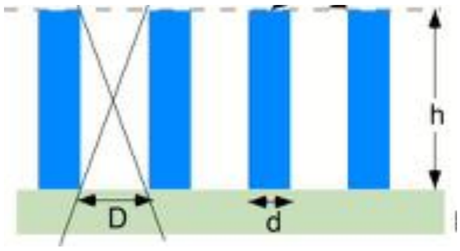
Gustav Bucky - Erfinder des Streulichtrasters

Gustav Bucky
1880-1963
Ausbildung in Genf,
Leipzig und Berlin,
Mitarbeiter am Rudolf-Virchow-Krankenhaus Berlin,
1933 Emigration in die USA

Schachtverhältnis

$$r = \frac{h}{D}$$

h = Höhe der Bleilamellen,
D = Dicke des Schachtmediums

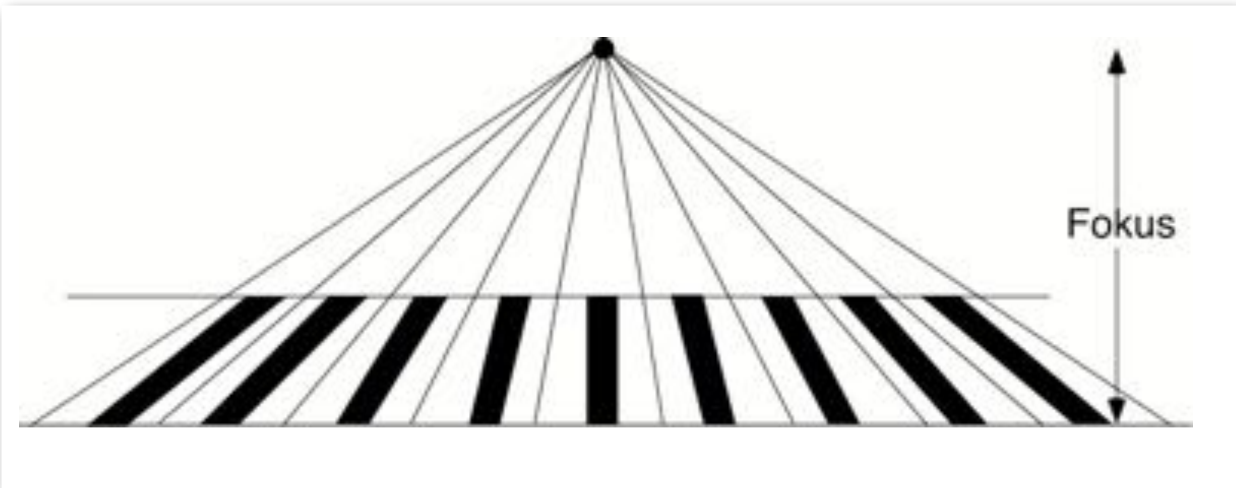


Ein typisches Beispiel für ein Lamellen-Raster lautet:

Höhe der Bleilamellen:	h = 1,4 mm
Dicke der Bleilamellen:	d = 0,07 mm
Dicke des Schachtmediums:	D = 0,18 mm
Schachtverhältnis :	r = h/D = 8
Zahl der Bleilinien pro mmm:	N = 1/(d+D) = 4 pro mm

…. je größer das Schachtverhältnis, desto kleiner der Akzeptanzwinkel, desto besser die Streustrahlungs-Unterdrückung.

Fokussierende Linienraster



Selektivität

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s}$$

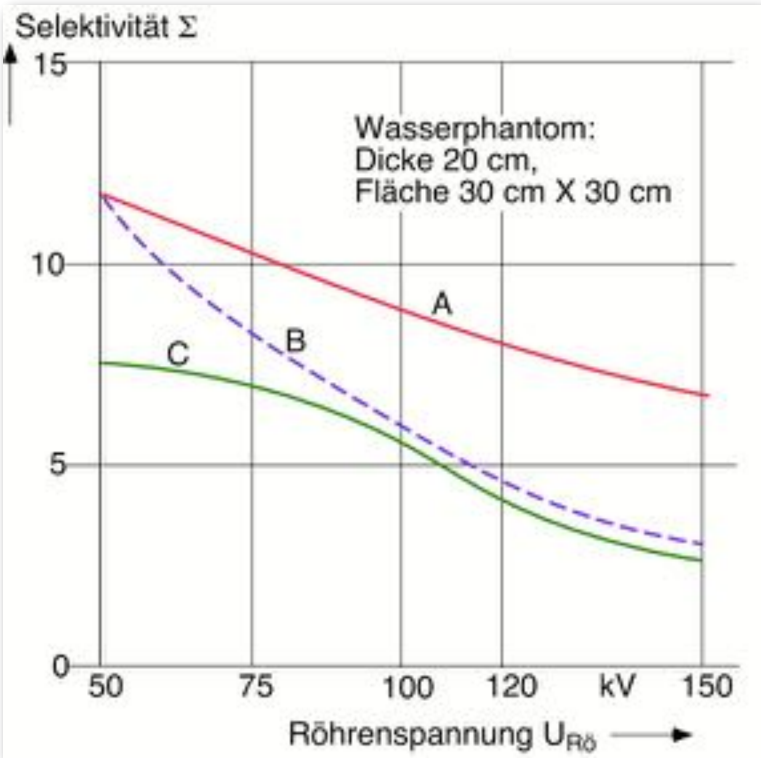
Selektivität

mit: T_p = Primärstrahltransparenz,
T_s = Streustrahltransparenz.

$$T_p = \frac{J_{p'}}{J_p} = \frac{\text{Primärstrahlintensität mit Raster}}{\text{Primärstrahlintensität ohne Raster}}$$

$$T_s = \frac{J_{s'}}{J_s} = \frac{\text{Streustrahlintensität mit Raster}}{\text{Streustrahlintensität ohne Raster}}$$

Selektivität verschiedener Raster



Beispiel zur Wirkungsweise von Rastern

30 cm dicker Patient
14 cm X 14 cm Feld
→
Streustrahlanteil 80%
J_p = 20%, J_s = 80%

Primärstrahltransparenz vom Raster T_p = 60%
Streustrahltransparenz vom Raster T_s = 5%
→
Selektivität
$\Sigma = 12$

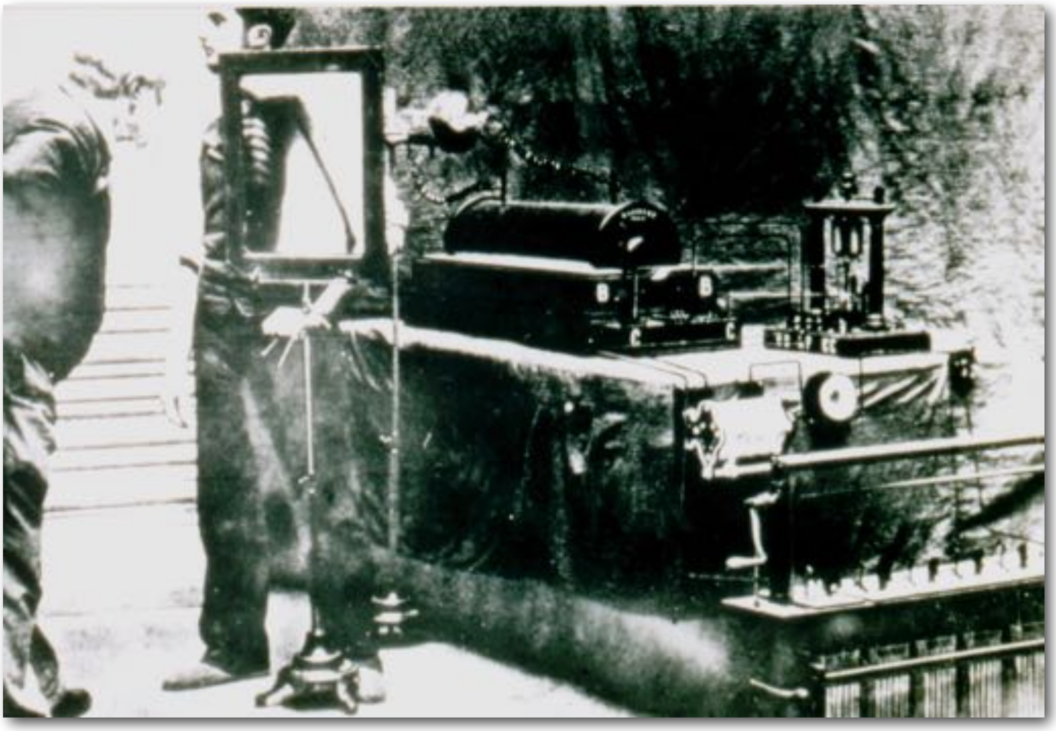
ohne Raster

$$K_{S0} = K_o \cdot \frac{1}{1+\frac{J_s}{J_p}} = K_o \cdot \frac{1}{1+{}^{80}\!/_{20}} = K_o \cdot 0,2$$

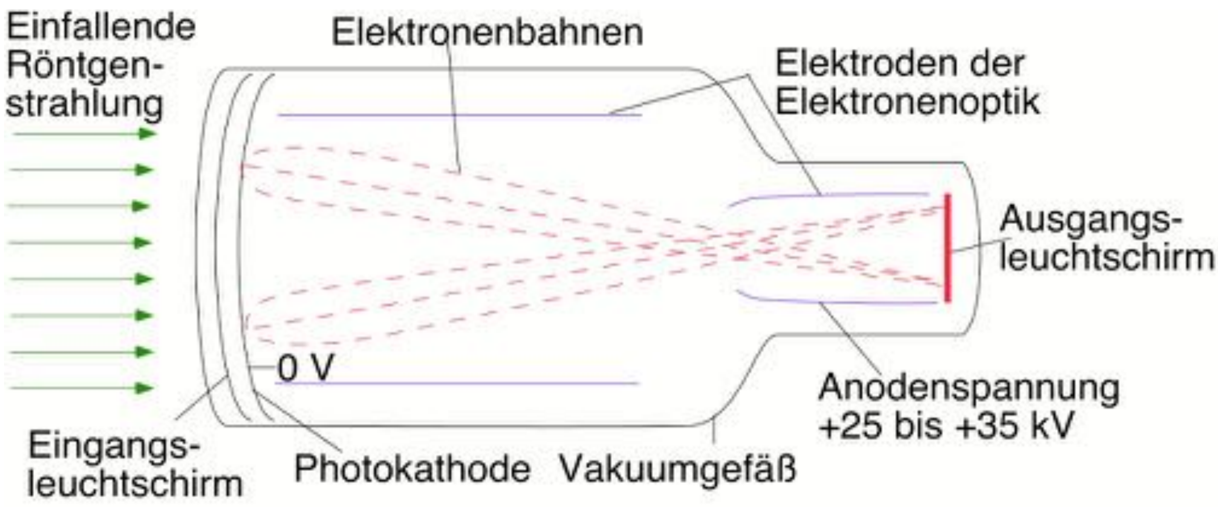
mit Raster

$$K_{SR} = K_o \cdot \frac{1}{1+\frac{T_s \cdot J_s}{T_p \cdot J_p}} = K_o \cdot \frac{1}{1+\frac{0,05 \cdot 80}{0,6 \cdot 20}} = K_o \cdot 0,75$$

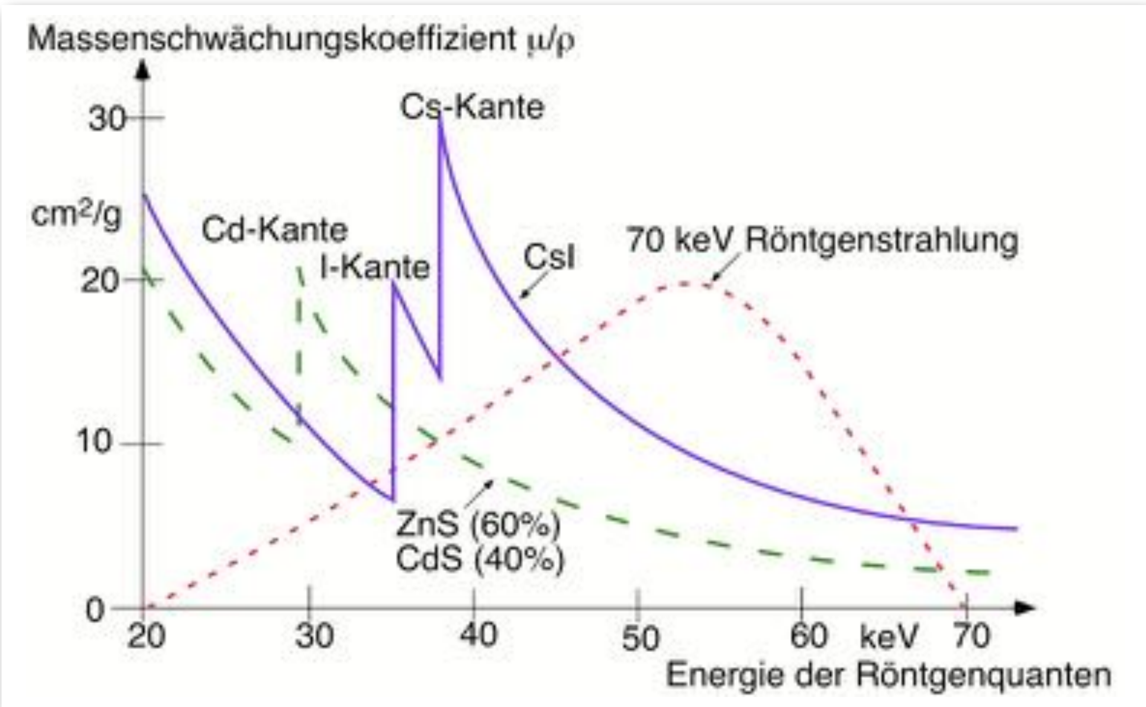
Durchleuchtung 1896



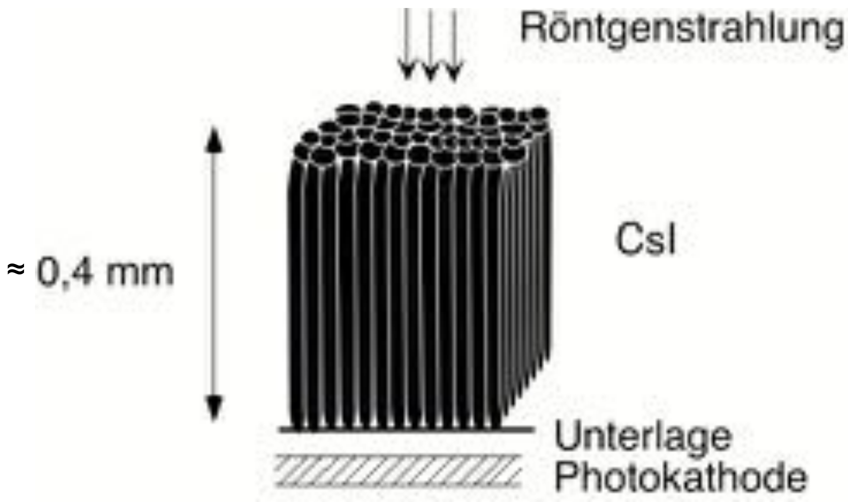
Röntgenbildverstärker



Eingangsleuchtschirm - Massenschwächungskoeffizient von ZnCdS und CsI

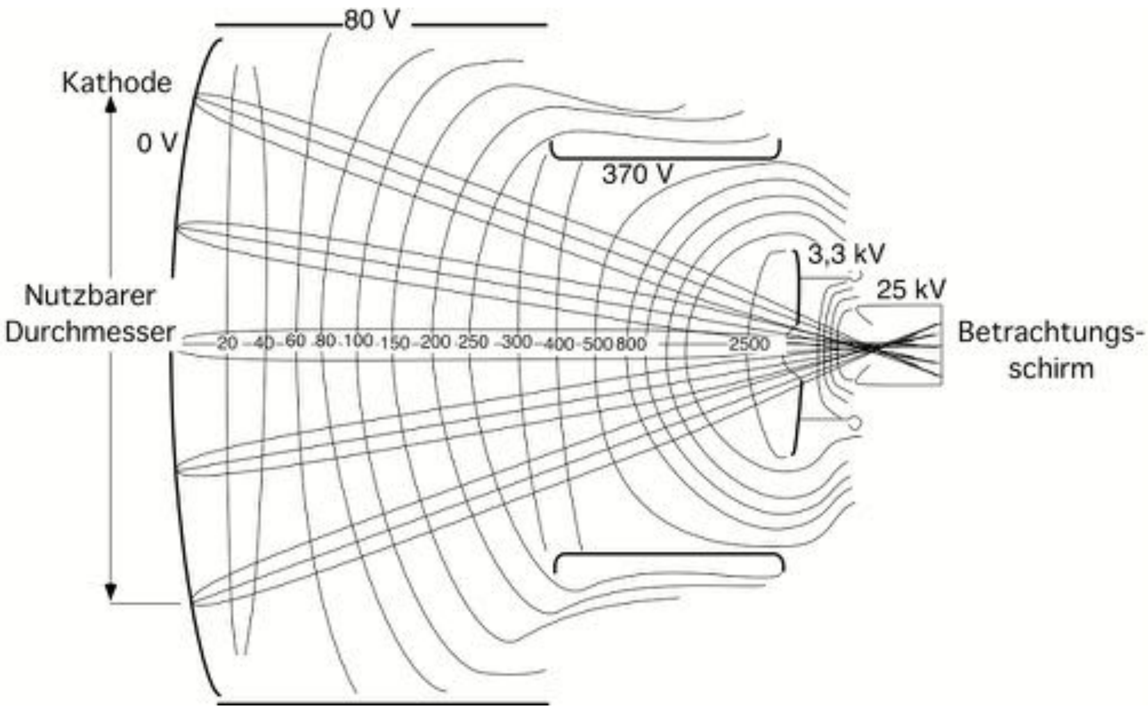


Säulenstruktur eines CsI Röntgenschirms



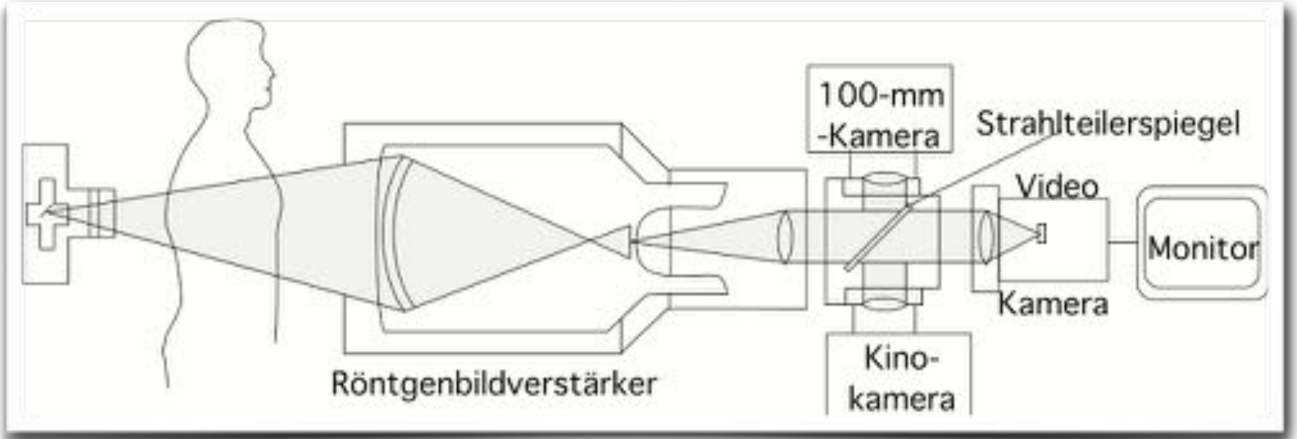
Karlsruhe Institute of Technology

Potentialverteilung in einem Röntgenbildverstärker



Karlsruhe Institute of Technology

Röntgenanlage mit 3-Kanal-Lichtverteiler



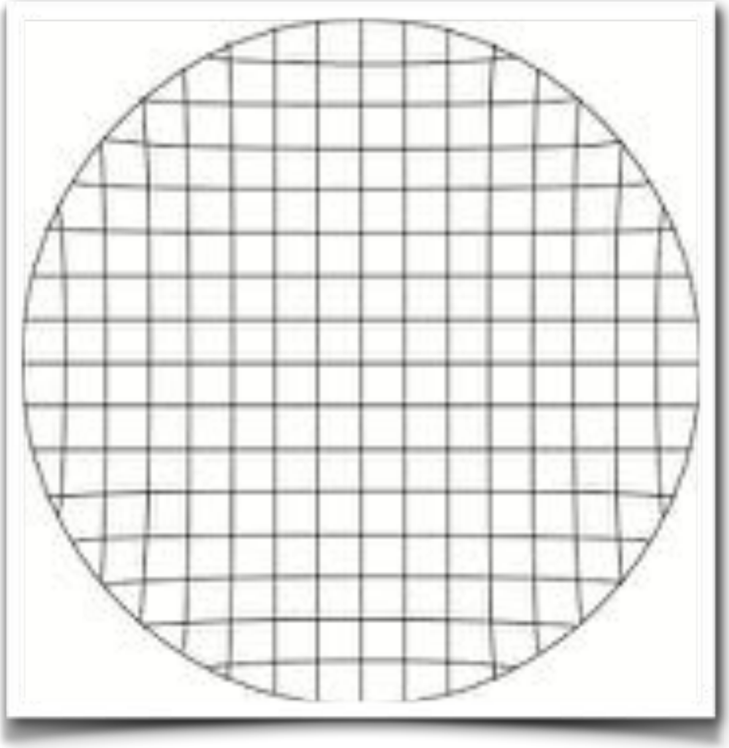
Qualitätskriterien von Röntgenbildverstärkern

Die Qualitätskriterien für einen Röntgenbildverstärker sind:

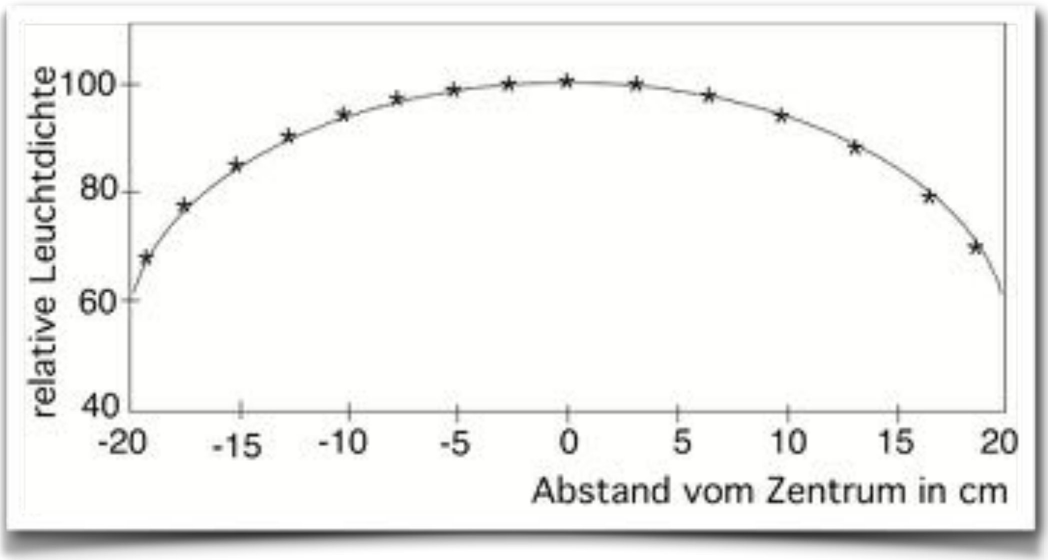
- die räumliche Auflösung (siehe MTF),
- das Rauschen (siehe DQE),
- der Konversionsfaktor,
- die Verzerrungen,
- die gleichmäßige Ausleuchtung („Vignetting“).

$$\text{Konversionsfaktor} = \frac{\text{Leuchtdichte am Ausgang}}{\text{Dosisleistung am Eingang}}$$

Bildverzerrung

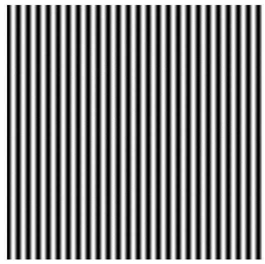


„Vignetting“



Einführung der Modulationsübertragungsfunktion MTF (Modulation Transfer Function)

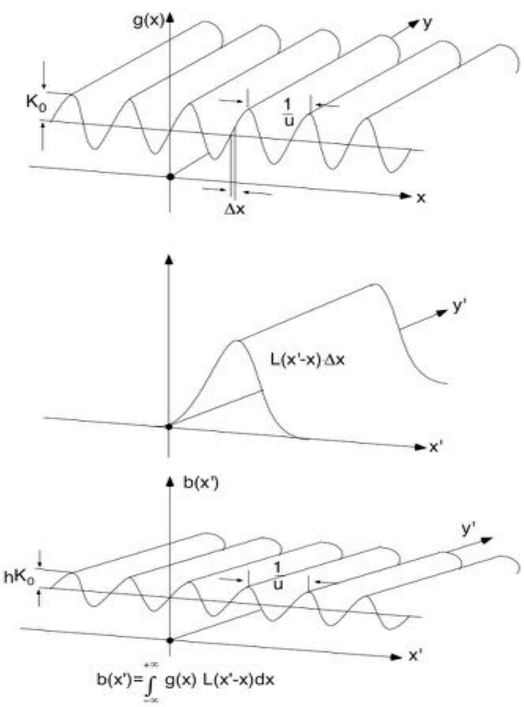
$$g(x) = \bar{g} + K_0 \cdot \sin(2\pi \cdot u \cdot x)$$



Wellenlänge 20 Pixel

mit: $g(x)$ = Grauwert des Originals am Ort x,
$\bar{g}$ = mittlerer Grauwert des Originals,
K_0 = Amplitude der Grauwertmodulation,
$u = 1/\lambda$ = räumliche Frequenz der Grauwertmodulation,
λ = Wellenlänge der Grauwertmodulation.

Abbildung eines streifenförmigen Objektes g(x) auf das Bild b(x‘) mit der Linienbildfunktion



$$b(x') = \int_{-\infty}^{+\infty} g(x) \cdot L(x' - x)\,dx$$

…. das Bild ist die Faltung des Originals mit der Linienbildfunktion.

$$b(x') = \int_{-\infty}^{+\infty} g(x) \cdot L(x'-x) dx$$

mit: L(x´-x)= Linienbildfunktion

$$b(x') = \int_{-\infty}^{+\infty} g(x'-x) \cdot L(x) dx$$

Einsetzen der hier gewählten Funktion g(x)

$$b(x') = \int_{-\infty}^{+\infty} \{\bar{g} + K_0 \cdot \sin(2\pi u(x'-x))\} \cdot L(x) dx$$

$$= \bar{g} \int_{-\infty}^{+\infty} L(x) \cdot dx + K_0 \int_{-\infty}^{+\infty} \sin(2\pi u(x'-x)) L(x) dx.$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} L(x) \; dx \; = 1$$ (Normierung der Linienbildfunktion)

$$\sin(\alpha + \beta) = \sin\alpha \cos\beta + \cos\alpha \sin\beta$$

$$b(x') = \bar{g} + K_0 \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} L(x) \sin 2\pi u x' \cdot \cos 2\pi u x \cdot dx$$

$$- K_0 \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} L(x) \cos 2\pi u x' \cdot \sin 2\pi u x \cdot dx$$

$$= \bar{g} + K_0 \cdot \sin 2\pi u x' \boxed{\int_{-\infty}^{+\infty} L(x) \cdot \cos 2\pi u x \cdot dx}$$

$$\cancel{- K_0 \cdot \cos 2\pi u x' \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} L(x) \sin 2\pi u x \cdot dx}$$

.... L(x) is symmetrisch und der Sinus ist antisymmetrisch um Null.

$$\int_{-\infty}^{+\infty} L(x)\sin 2\pi ux \cdot dx = 0$$

$$\eta(u) = \int_{-\infty}^{+\infty} L(x)\cos 2\pi ux \cdot dx$$

$$b(x') = \bar{g} + K_0 \cdot \eta(u) \cdot \sin 2\pi ux'$$

$$g(x) = \bar{g} + K_0 \cdot \sin(2\pi \cdot u \cdot x)$$

„Kontrast“ im Original („Hell-Dunkel durch Hell+Dunkel“):

$$\frac{\max[g(x)] - \min[g(x)]}{\max[g(x)] + \min[g(x)]} = \frac{\bar{g} + K_0 - (\bar{g} - K_0)}{\bar{g} + K_0 + \bar{g} - K_0} = \frac{K_0}{\bar{g}}$$

„Kontrast“ im Bild:

$$\frac{\max[b(x)] - \min[b(x)]}{\max[b(x)] + \min[b(x)]} = \frac{\bar{g} + K_0 \cdot \eta(u) - (\bar{g} - K_0 \cdot \eta(u))}{\bar{g} + K_0 \cdot \eta(u) + \bar{g} - K_0 \cdot \eta(u)} = \eta(u)\frac{K_0}{\bar{g}}$$

Modulationsübertragungsfunktion
Modulation Transfer Function MTF

$$\mathrm{MTF}(u) = \frac{\text{"Kontrast" des Bildes am Ausgang bei Frequenz } u}{\text{"Kontrast" des Originals bei Frequenz } u}$$

(Sinus Signale)

$$\mathrm{MTF}(u) = \eta(u)$$

Auflösung und Modulationsübertragungsfunktion MTF (Vorgriff auf die Systemtheorie)

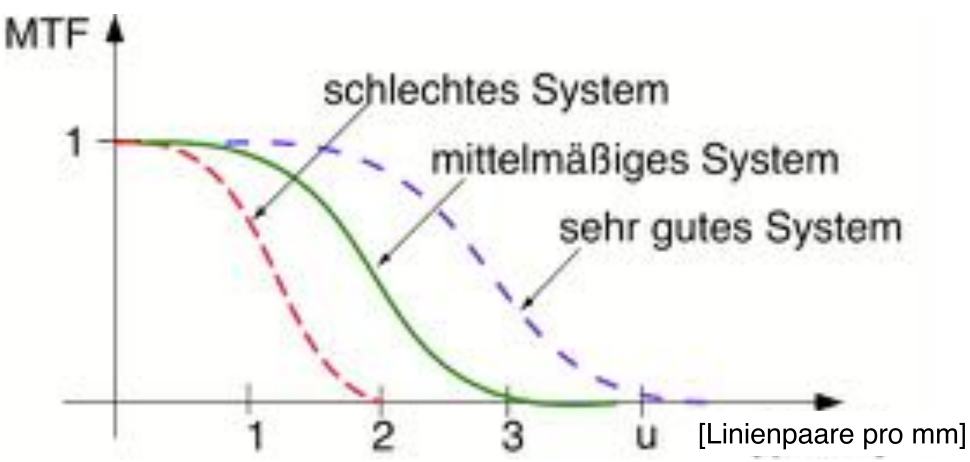
Original → **System** → Bild

Ist ein System linear und verschiebungsinvariant,
dann gibt es eine Funktion h(x,y), so dass gilt:

$$g(x,y) = f(x,y) * h(x,y) = \iint_{-\infty}^{+\infty} f(x',y')h(x-x',y-y')dx'dy'$$

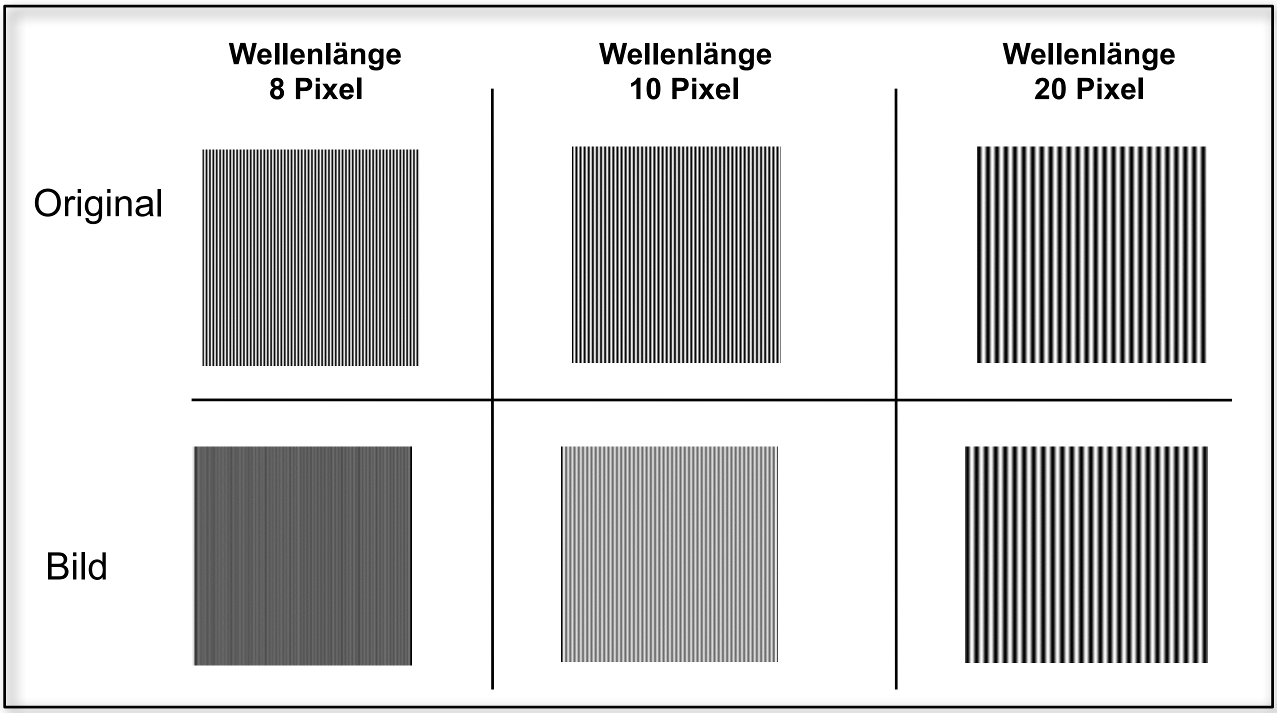
(Faltungsintegral)

Typischer Verlauf der MTF(u)



…. der Verlauf der MTF(u) sagt uns, welche Raumfrequenzen noch gut übertragen werden und welche nicht. Wer unbedingt eine „Auflösung in mm“ haben möchte, kann z.B. $1/u_{max}$ (z.B. $1/u_{10\%}$) bestimmen.

Beispiel für die Abbildung eines Sinus Originals



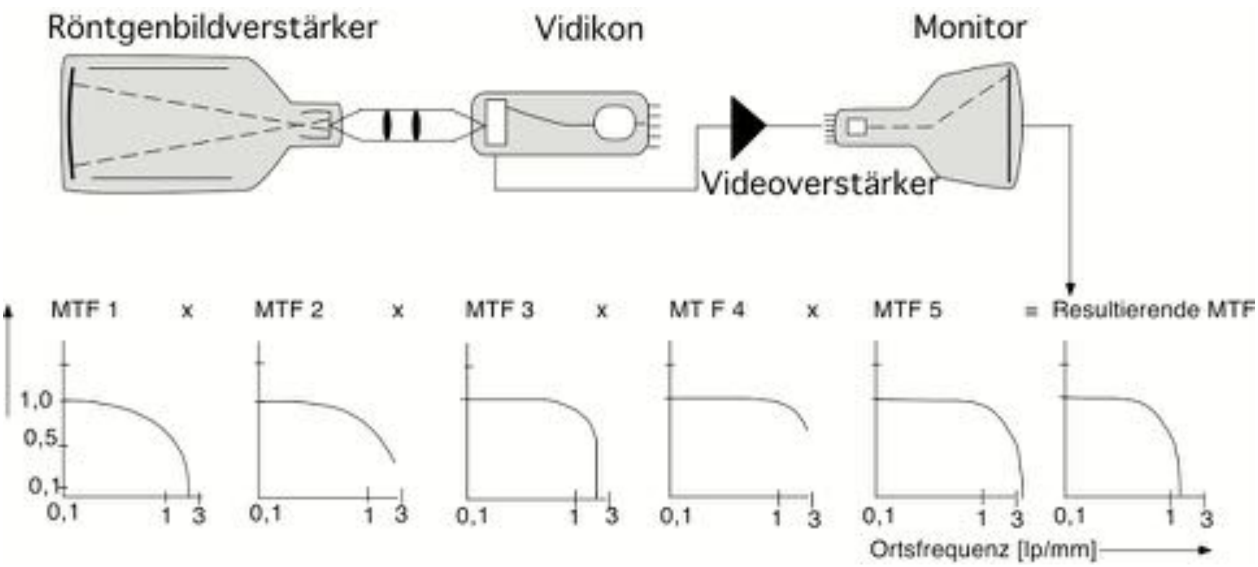
MTF einer Abbildungskette

$$MTF_{Kette} = \frac{"\cancel{Kontrast}"\ Ausgang\ 1}{"Kontrast"\ Eingang\ 1} \cdot \frac{"\cancel{Kontrast}"\ Ausgang\ 2}{"\cancel{Kontrast}"\ \cancel{Eingang\ 2}} \cdots \frac{"Kontrast"\ Ausgang\ N}{"\cancel{Kontrast}"\ \cancel{Eingang}\ N}$$

…. die MTF einer Abbildungskette ist das Produkt der MTFs der Komponenten, aus denen die Kette zusammengesetzt ist.

Modulationsübertragungsfunktion der Bildverstärkerkette

Bei welcher Baugruppe sollte eine Optimierung der MFT ansetzen?

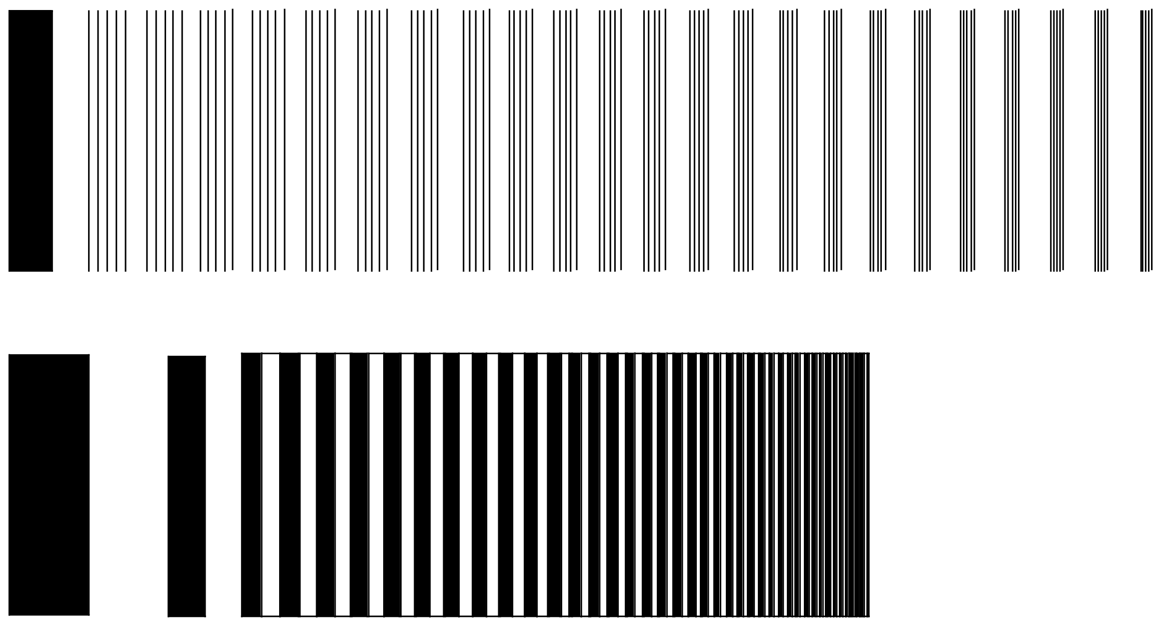


…. ist die MTF einer Komponente ab einer Raumfrequenz u_{max} Null, so ist auch die MTF der ganzen Kette ab u_{max} Null.

Bleichstrichraster zur Messung der MTF

a)

b)



Bestimmung der MTF mit einem Strichmuster

$$\mathrm{MTF}(u) = \frac{\pi}{4}\left| R(u) + \frac{R(3u)}{3} - \frac{R(5u)}{5} + \frac{R(7u)}{7} - \ldots \right|$$

mit:

$$R(u) = \frac{\text{"}Kontrast\text{"}\ Ausgang}{\text{"}Kontrast\text{"}\ Eingang}$$ (Rechteck)

Rauschen bei der Röntgen-Bildgebung

Poissonverteilung

$$p(x) = \frac{\mu^x e^{-\mu}}{x!}$$

$$\sigma^2 = \mu$$

x: einzelner Messwert
p(x): relative Häufigkeit

Gaußverteilung

$$p(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left[-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2} \right]$$

μ: Mittelwert = $\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i$

σ^2: Varianz = $\frac{1}{(N-1)}\sum (x_i - \mu)^2$

Die relative Häufigkeit, in einem Pixel x Quanten zu zählen, folgt der Poissonverteilung.

Mittelwert und Standardabweichung bei der Poissonverteilung

μ	σ	σ in %
10	3,16	31,60 %
100	10,00	10,00 %
1000	31,60	3,16 %

…. je größer die mittlere Quantenzahl, desto besser das Signal-Rausch-Verhältnis.

Problem: einen kleinen Kontrast noch erkennen bei viel Rauschen

Zahl der Quanten pro Energiedosis

$$\text{Quantendosis} = \frac{\text{Zahl der Quanten}}{\text{mm}^2}$$

Einheit: $1/\text{mm}^2$

$$\frac{\text{Strahlungsenergie}}{\text{mm}^2} = \frac{\text{Strahlungsleistung} \cdot \text{Belichtungszeit}}{\text{mm}^2}$$

$$= \frac{\text{Zahl der Quanten} \cdot \text{Energie der Quanten}}{\text{mm}^2}$$

Einheit: $\frac{\text{J}}{\text{mm}^2}$

Zahl der Quanten pro Energiedosis

$$\text{Ionendosis} = \frac{\text{durch Ionisation in Luft erzeugte Ladungsmenge eines Vorzeichens}}{\text{Luft} - \text{Volumen in der Messkammer bei 760 Torr}}$$

$$\text{Einheit:} \frac{\text{elektrostatische Ladungseinheit}}{\text{cm}^3} = \text{Röntgen} = \text{R}$$

$$\text{Ionendosis} = \frac{\text{durch Ionisation in Luft erzeugte Ladungsmenge eines Vorzeichens}}{\text{Masse der Luft in der Messkammer}}$$

$$\text{Einheit:} \frac{\text{C}}{\text{kg}} = \frac{\text{As}}{\text{kg}}$$

Umrechnung von Röntgen in Coulomb/kg
bei Luft, 760 Torr:

100R = 25,8 mC/kg

Zahl der Quanten pro Energiedosis

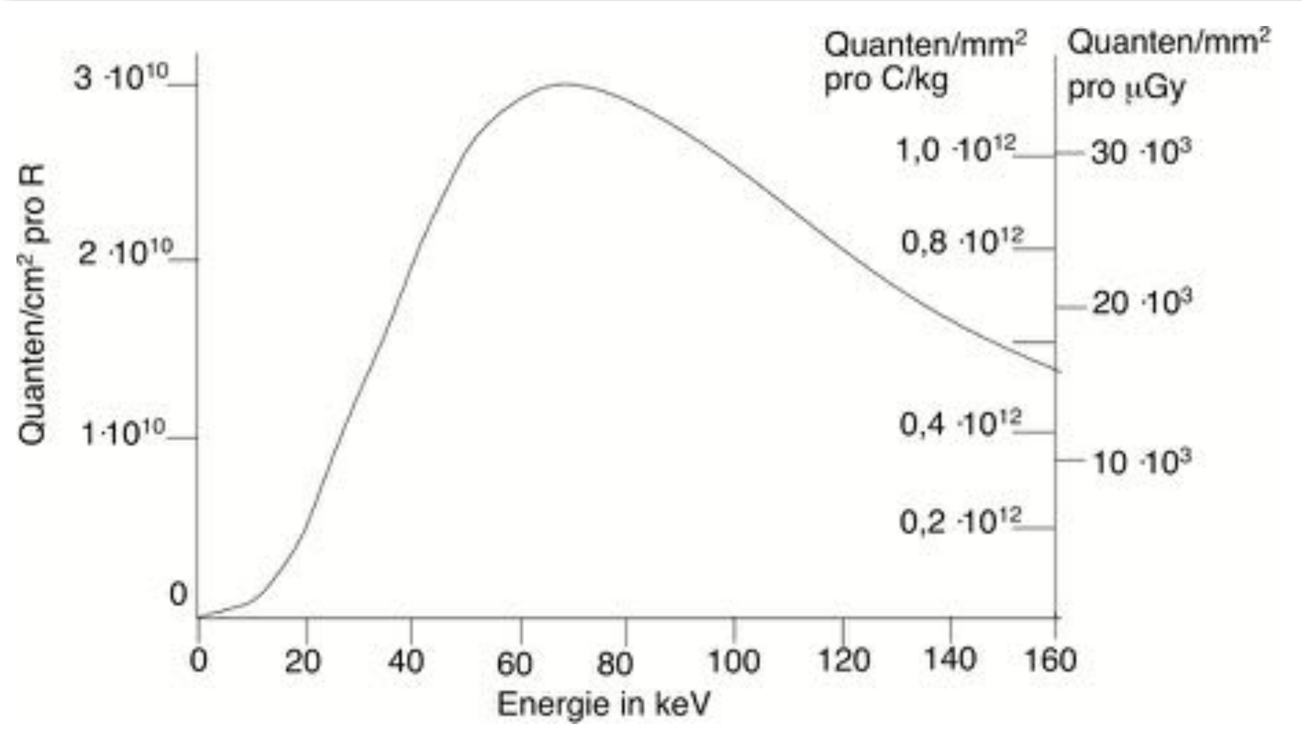
$$\text{Energiedosis} = \frac{\text{durch Strahlung im Objekt deponierte Energie}}{\text{Masse des Objektes}}$$

$$\text{Einheit:} \frac{\text{J}}{\text{kg}} = \text{Gray} = \text{Gy}$$

Umrechnung von Coulomb/kg in Gray
bei Luft, 100 keV:

1Gy = 29,86 mC/kg

Umrechnungsfaktor von der Energiedosis zur Zahl der Quanten pro mm²



Quantenstatistik am Beispiel Röntgenbildverstärker

Vorgaben:
- mittlere Röntgenenergie: 80 keV
- Dosisleistung: 0,2 µGy/s
- Pixelgröße: 0,2 mm x 0,2 mm
- Belichtungszeit für ein Bild: 0,2 s

Aus der Abbildung lesen wir ab:

$$80\ \text{keV} \Leftrightarrow 3{,}4\cdot 10^4 \frac{\text{Quanten}}{\text{mm}^2\mu\text{Gy}}$$

$$3{,}4\cdot 10^4 \frac{\text{Quanten}}{\text{mm}^2\ \mu\text{Gy}}\cdot 0{,}2\frac{\mu\text{Gy}}{\text{s}}\cdot(0{,}2\text{mm})^2\cdot 0{,}2\text{s} = 54\frac{\text{Quanten}}{\text{Pixel}}$$

Ankommende Quanten:

$$54 \pm 7{,}3 = 54 \pm 13{,}5\%$$

ankommende Quanten: 54 ± 7,3 = 54 ± 13,5%
Absorption im Eingangsfenster: 10%
effektiver Absorptionsgrad: 70%
Zahl der nachgewiesenen Quanten: 34 ± 5,8 = 34 ± 17,1%

Umwandlung in sichtbare Photonen
Annahme: 2600 ± 100 Photonen pro Röntgenquant

Fehlerfortpflanzung:

$$x_A = \mu_A \pm \sigma_A \qquad x_B = \mu_B \pm \sigma_B$$

$$x_A \cdot x_B = \mu_A \cdot \mu_B \pm \sqrt{\mu_A^2 \sigma_B^2 + \mu_B^2 \sigma_A^2}$$

Zahl der erzeugten Photonen

$$= 88400 \pm \sqrt{227 \cdot 10^6 + 11 \cdot 10^6}$$

$$= 88400 \pm 15400 = 88400 \pm 17{,}4\%.$$

Ergebnis der Überlegungen zum Rauschen

Das Signal-Rausch-Verhältnis am Ausgang
ist **kein** gutes Maß für die Qualität
eines abbildenden Systems.

Wichtig ist, um welchen Faktor
das Signal-Rausch-Verhältnis
durch das System verschlechtert wird.

Detective Quantum Efficiency DQE

$$\mathrm{DQE} = \frac{(\text{Signal}/\text{Rausch})^2 \text{ am Ausgang}}{(\text{Signal}/\text{Rausch})^2 \text{ am Eingang}}$$

Bester Wert: DQE = 1

Schlechtester Wert: DQE = 0

Für reines Quantenrauschen gilt:

$$\mathrm{DQE} = \frac{\text{mittlere Zahl der nachgewiesenen Röntgenquanten}}{\text{mittlere Zahl der auftreffenden Röntgenquanten}}$$

Bedeutung der DQE

Annahme: DQE vollständig durch die Quantenstatistik bestimmt

$$\mathrm{DQE}_{\text{Poisson}} = \frac{\bar{n}^2_{\text{Aus}} / \sigma^2_{\text{Aus}}}{\bar{n}^2_{\text{Ein}} / \sigma^2_{\text{Ein}}} = \frac{\bar{n}^2_{\text{Aus}} / \bar{n}_{\text{Aus}}}{\bar{n}^2_{\text{Ein}} / \bar{n}_{\text{Ein}}} = \frac{\bar{n}_{\text{Aus}}}{\bar{n}_{\text{Ein}}} = \frac{\sigma_{\text{Aus}}^2}{\sigma_{\text{Ein}}^2}$$

mit: $\bar{n}_{\text{Ausgang}}$ = mittlere Quantenzahl am Ausgang

$\bar{n}_{\text{Eingang}}$ = mittlere Quantenzahl am Eingang

Beispiel: Quantennachweis im Eingangsleuchtschirm des Röntgenbildverstärkers

$$DQE_{Schirm} = \frac{34}{54} = 0{,}63$$

Beispiel: Umwandlung in sichtbare Photonen

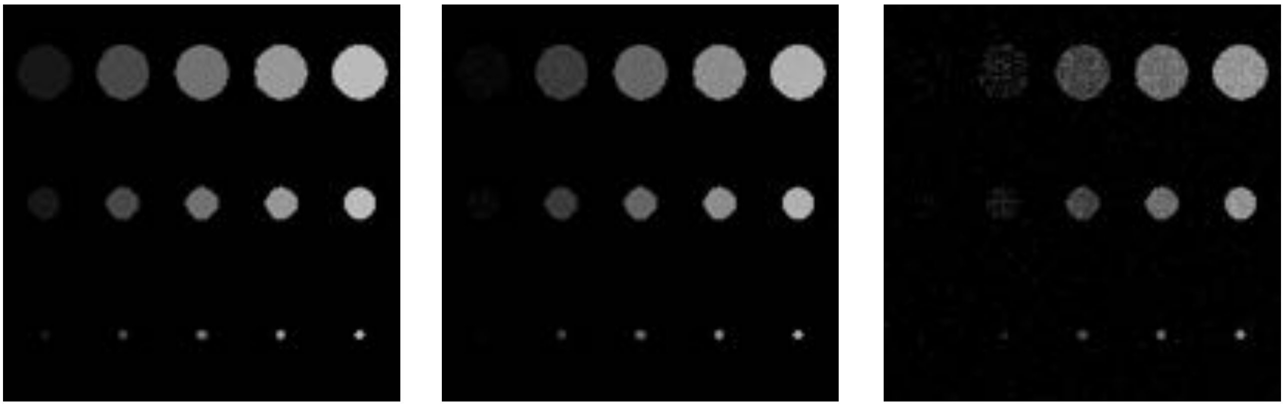
$$DQE_{Konv.} = \frac{(88400 / 15400)^2}{(34 / 5{,}8)^2} = 0{,}96$$

DQE eine Kette

$$DQE_{Kette} = \frac{\cancel{(SNR)^2 - Ausgang\ 1}}{(SNR)^2 - Eingang\ 1} \cdot \frac{\cancel{(SNR)^2 - Ausgang\ 2}}{\cancel{(SNR)^2 - Eingang\ 2}} \cdots \frac{(SNR)^2 - Ausgang\ N}{\cancel{(SNR)^2 - Eingang\ N}}$$

…. die DQE einer Abbildungskette ist das Produkt der DQEs der Komponenten, aus denen die Kette zusammengesetzt ist.

Testbilder mit Rauschen



ohne Rauschen

256 Quanten pro Pixel
Rauschen +/- 16

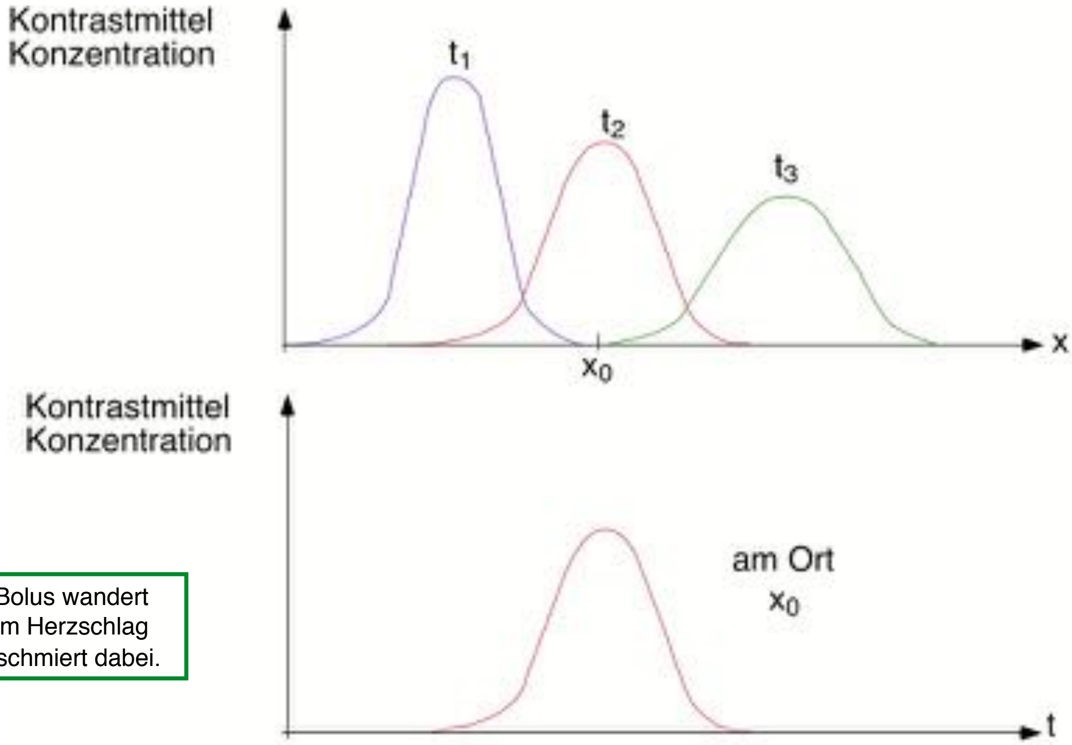
16 Quanten pro Pixel
Rauschen +/- 4

Die gebräuchlichsten Kontrastmittel (KM)

Röntgennegative KM	Gelenke	Luft, CO_2, N_2O
Röntgenpositive KM	Gefäße	Trijodbenzoesäure o.ä.
	Magen-Darm	$BaSO_4$

Bolus in Blutgefäßen

zur Zeit t_1, t_2, t_3



…. der Bolus wandert mit jedem Herzschlag und verschmiert dabei.

Digitale Subtraktionsangiographie DSA

$$J_M = J_0 \cdot e^{-\mu \cdot D}$$

J_M = Intensität hinter dem Patienten ohne Kontrastmittel (M steht für Maske)
J_0 = Intensität vor dem Patienten
μ = mittlerer Röntgenschwächungskoeffizient
D = Dicke des Patienten

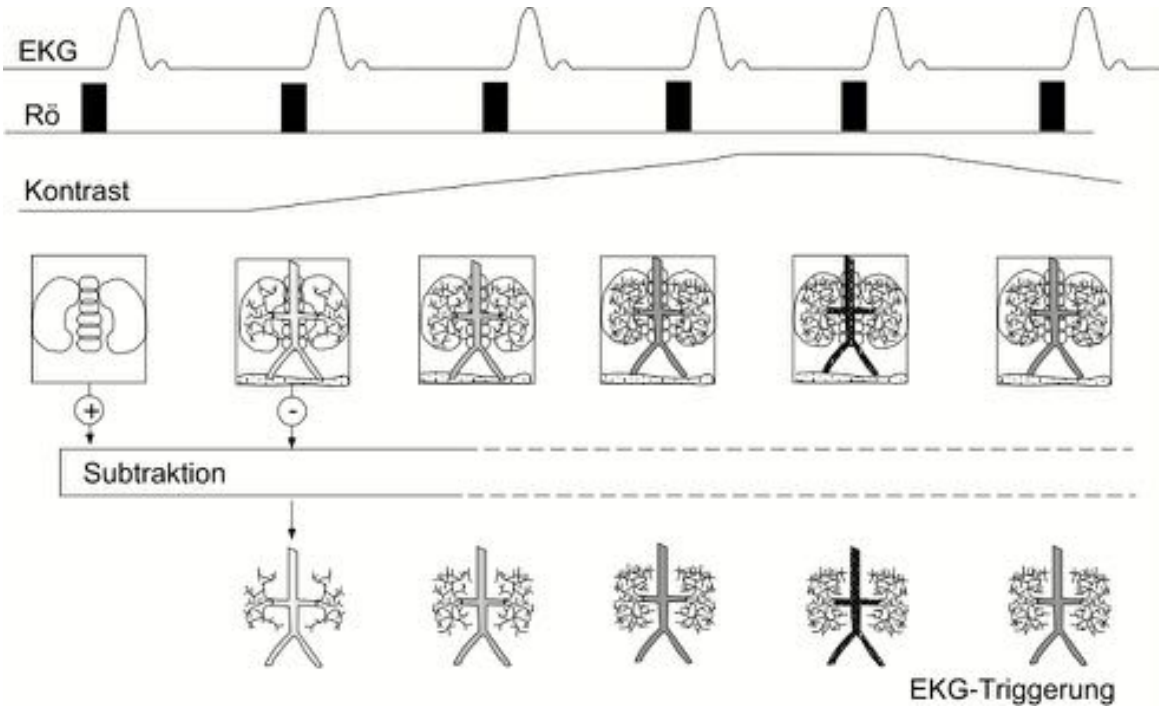
$$J_F = J_0 \cdot e^{-[\mu(D-G)+\mu_J \cdot G]}$$

J_f = Intensität hinter dem Patienten mit KM (F steht für Füllung)
G = Dicke des Gefäßes
μ_J = Röntgenschwächungskoeffizient des Kontrastmittels (J steht für Jod)

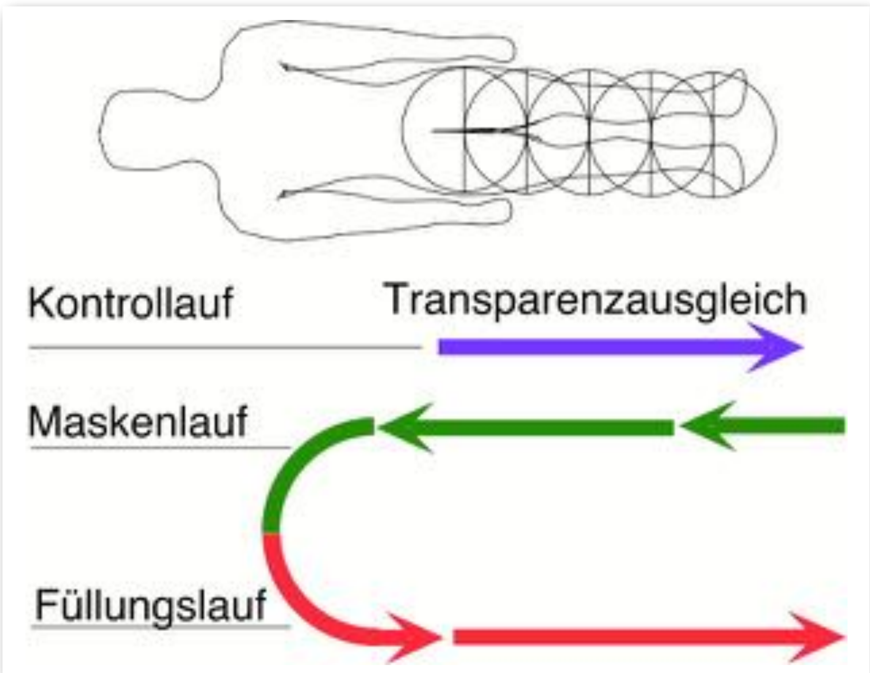
$$\ln J_F - \ln J_M = \ln J_0 - \mu(D-G) - \mu_J G - \ln J_0 + \mu \cdot D$$
$$= G(\mu - \mu_J) \approx -G \cdot \mu_J$$

(wenn $\mu_J \gg \mu$)

Digitale Substraktionsangiographie mit EKG-Triggerung am Beispiel der Nierengefäße



Angiographie der Extremitäten mit „bolus chase“



Anwendungen der Röntgentechnik in der Medizin (Projektions-Röntgen)

Knochen und Gelenke	Fraktur, Unfallchirurgie, Osteoporose (Verminderung des Knochengewebes) Bandscheibenvorfall, Endoprothetik („künstliche Hüfte“) Knochentumor Arthographie (Darstellung der Gelenkhöhlen)
Blutgefäße und Herz	Angiographie (Darstellung der Blutgefäße, Verdacht auf Stenosen , Embolie/Thrombose oder Aneurysmen - Koronarangiographie (Herzkranzgefäße, Herzinfarkt) - Angiographie der Extremitäten (Arme, Beine) - zerebrale Angiographie (Gehirn, Apoplex/Schlaganfall) - renale Angiographie (Nieren) - thorakale Angiographie (Aortenklappen, Aortenbogen) - abdominale Angiographie (abdominale Aorta, Beckenarterie Phlebographie (Venendarstellung, Verdacht auf Embolien), Ventrikulographie (Darstellung der Herzventrikel), PTCA (perkutane transluminale coronare Angioplastie)

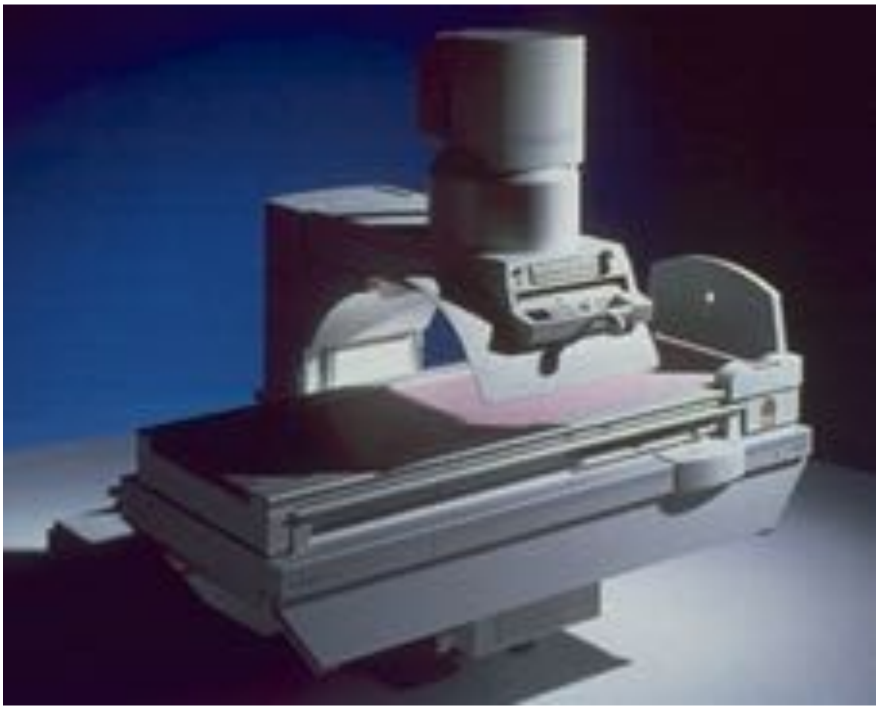
Anwendungen der Röntgentechnik in der Medizin (Projektions-Röntgen)

Magen, Darm, Blinddarm Passagestörungen,	Gastro-Intestinaltrakt, Appendizitis (Blinddarmentzündung), Volvulus (Darmverschlingung), Illeus (Darmverschluss).
Gehirn	Zerebrale Angiographie, kraniale Gefäße, Karotis (Halsschlagader).
Niere und Blase	Renale Angiographie (Darstellung der Nierengefäße), Lithotripsie (Nierensteinzertrümmerung).
Brust	Mammographie (Darstellung der weiblichen Brust, Vorsorge bzw. Verdacht auf Brustkrebs).
Lunge	Thoraxaufnahme, Lungenembolie, Pneumonie (Lungenentzündung), Tuberkulose

Projektionsröntgen für Film bzw. Verstärkerfolien

Quelle: Philips Medizin Systeme

Röntgenbildverstärkersystem für Magen/Darm und Angiographie

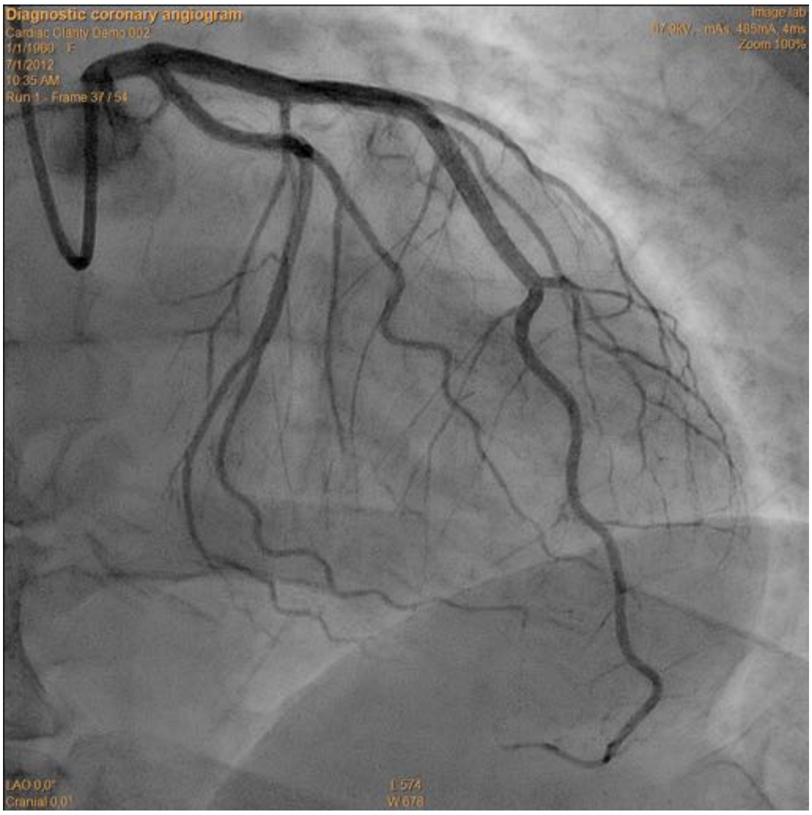


Quelle: Philips Medizin Systeme

C-Bogen mit flachem Röntgendetektor

Quelle: Philips Medizin Systeme

Koronarangiographie

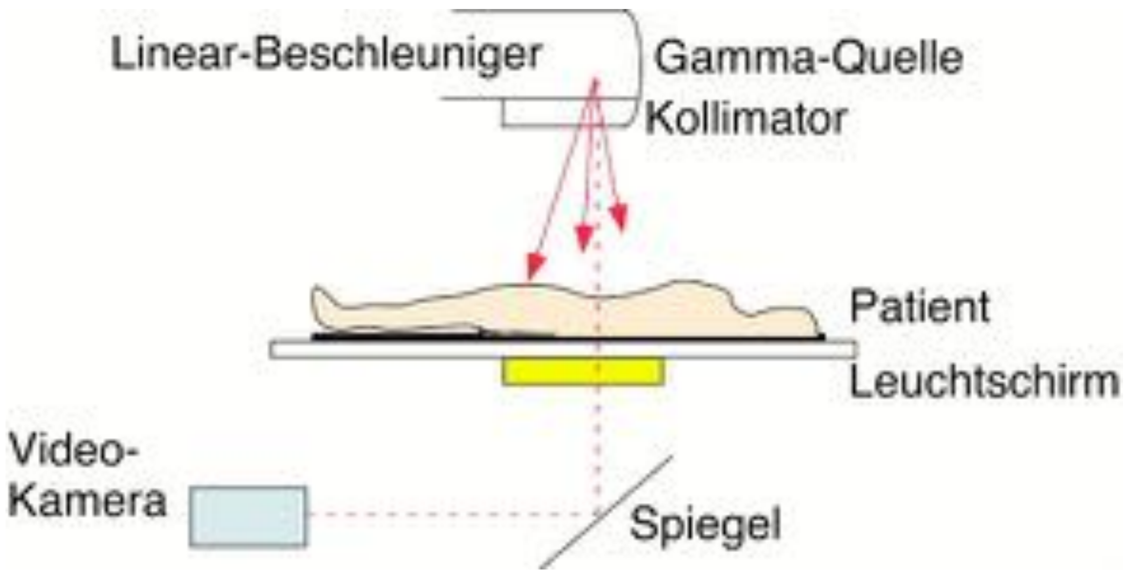


Quelle: Philips Medizin Systeme

MV-Imaging

- Strahlentherapie: Ziele, Randbedingungen
- Electronic Portal Imaging Device EPID
- Bildaufnahmesysteme
- MTF und DQE beim MV-Imaging

Schematischer Aufbau eines MV-Imaging-Systems



Wünsche des Strahlentherapeuten

- Röntgenstrahlung im Bereich 10 MeV - 20 MeV (extrem harte Strahlung, Gamma-Strahlung) ist besonders gut geeignet.
- Das betroffene Gebiet (ev. plus einer kleinen Sicherheitszone) sollte so genau wie möglich getroffen werden. Gesundes Gewebe sollte so wenig wie möglich belastet werden.
- Die erforderliche Strahlendosis sollte in vielen Paketen (10 bis 20) von ca. 1 Minute appliziert werden.

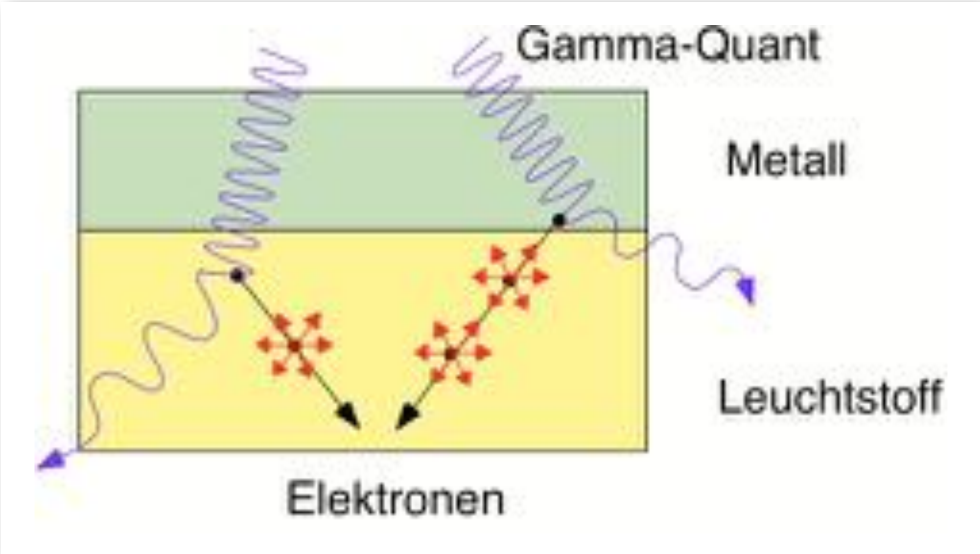
Monitoring in „real time" wäre sehr gut.

Probleme beim Bau eines „Electronic Portal Imaging Device" (EPID)

- Die Wechselwirkung der Gamma-Quanten mit einem Aufnahmesystem ist klein. Die meisten Quanten gehen hindurch. So wird nur eine kleine DQE erreicht und die Bilder zeigen ein hohes Quantenrauschen.
- Die Kontraste im Bild sind sehr klein, da sich die Schwächungskoeffizienten von verschiedenen Gewebeklassen des Körpers in diesem hohen Energiebereich nur wenig unterscheiden.

Wie kann man trotzdem möglichst viel Kontrast und wenig Rauschen realisieren?

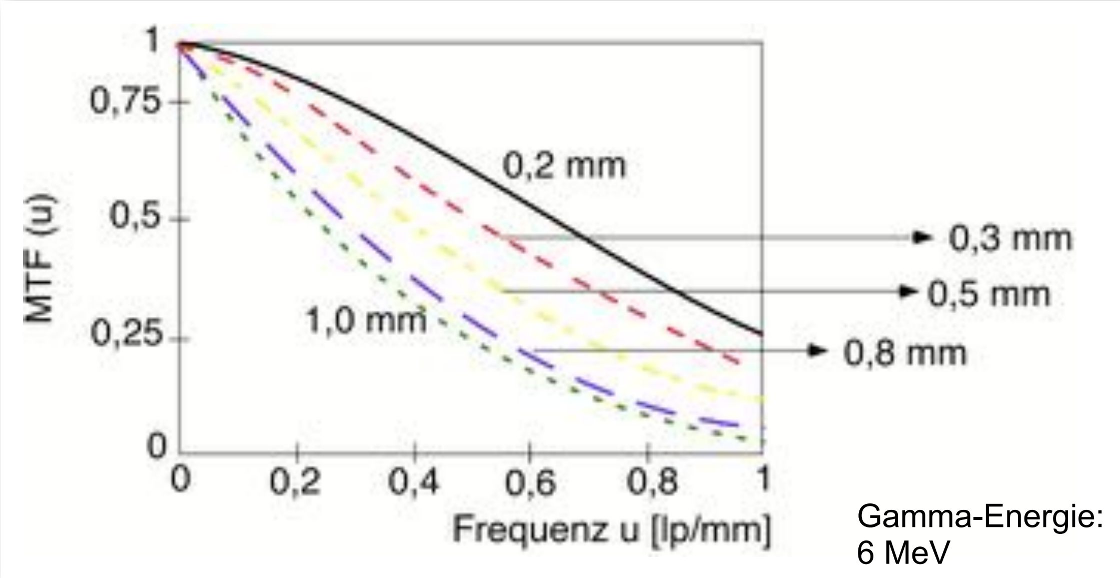
Nachweis von Gamma-Quanten mit einer Kombination aus Metallplatte und Leuchtstoff



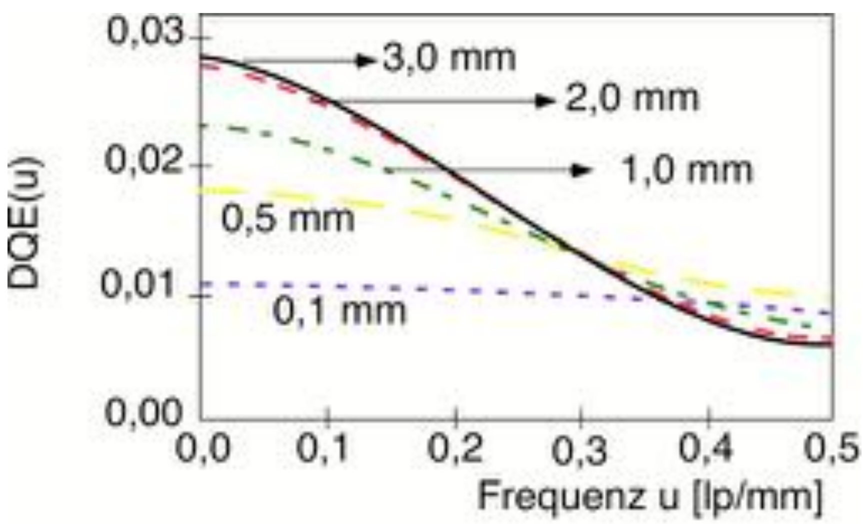
Typische Materialien und Schichtdicken für MeV-Quanten

	Metall	Leuchtstoff
Material	Stahl, Cu oder W	Gd_2O_2 oder CsI
Dicke	0,1mm bis 2 mm	0,2mm bis 1mm

MTF eines Detektors mit 1 mm Wolfram und Gd_2O_2S-Leuchtschicht variabler Dicke



DQE eines Detektors mit 1 mm Gd_2O_2S-Leuchtschicht und einer Kupferplatte mit variabler Dicke



Gamma-Energie: 6 MeV