

# Bildgebende Verfahren in der Medizin

## Biologische Wirkung ionisierender Strahlen

**Olaf Dössel**

INSTITUTE OF BIOMEDICAL ENGINEERING



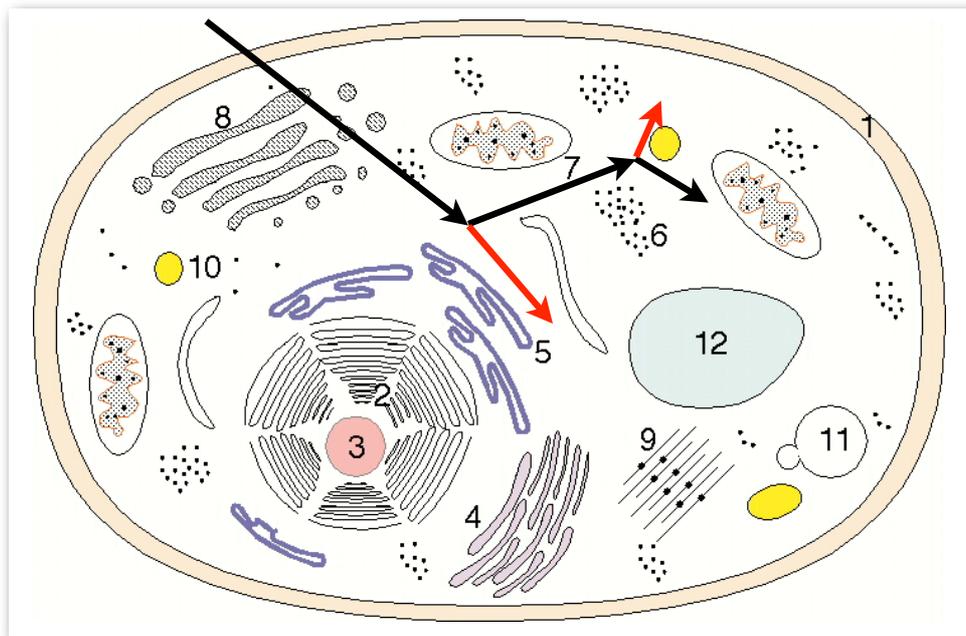
KIT – University of the State of Baden-Württemberg and  
National Research Center of the Helmholtz Association

[www.ibt.kit.edu](http://www.ibt.kit.edu)

# Biologische Wirkung ionisierender Strahlen

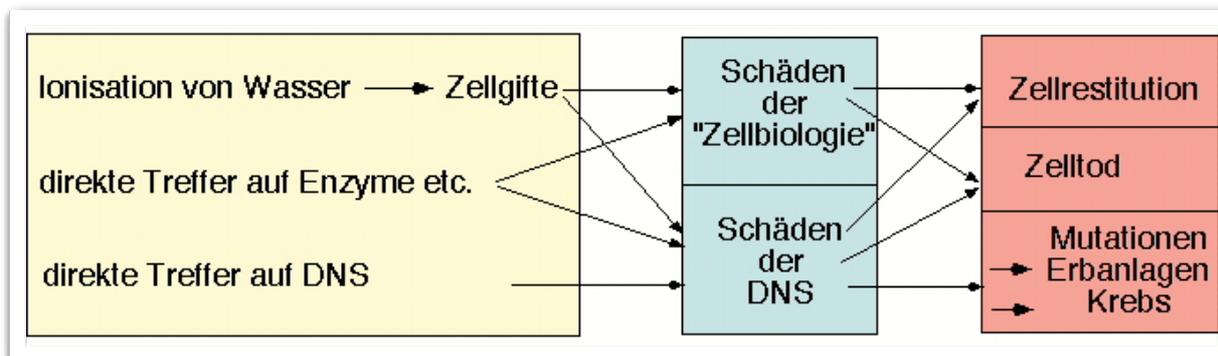
- Wirkung ionisierender Strahlung auf Zellen
- Grundgrößen und Einheiten der Dosimetrie
- Dosimeter
- typische Dosis in der Röntgendiagnostik
- Äquivalentdosisleistungskonstante
- Dosis, Kontrast und Detailerkennbarkeit

## Schematische Darstellung einer Zelle



- |                                  |                                 |                    |
|----------------------------------|---------------------------------|--------------------|
| 1) Zellmembran                   | 5) endoplasmat. Retikulum, rauh | 9) Zentrosom       |
| 2) Zellkern                      | 6) freie Ribosomen              | 10) Lipidtröpfchen |
| 3) Nukleolus                     | 7) Mitochondrien                | 11) Lysosomen      |
| 4) endoplasmat. Retikulum, glatt | 8) Golgi-Vesikel                | 12) Vakuolen       |

## Wirkung ionisierender Strahlung auf Zellen



## Krebssterblichkeit pro 10mSv (1rem) und 1 Million Personen

Leukämie	20
Brustkrebs	25
Lungenkrebs	20
Knochenkrebs	5
Schilddrüsenkrebs	5
Sonstiges	50
Insgesamt	125

„Natürliche“ Krebssterblichkeit  $\approx$  200.000 pro 1 Millionen Personen  
Natürliche Strahlenexposition  $\approx$  2,2 mSv pro Jahr  
Transatlantik-Flug: 0,03 mSv

## Relative Risiko und Attributives Risiko

**Relatives Risiko** – Das relative Risiko RR, durch eine Strahlenexposition an Krebs zu erkranken, gibt den Faktor an, um den die Spontanrate der Tumorerkrankung durch die Exposition erhöht wird.

**Relatives Lebenszeitrisiko** – das relative Risiko, irgendwann im restlichen Leben an Krebs zu erkranken.

**Attributives Risiko** – das relative Risiko minus 1. Damit ist das attributive Risiko Null, wenn durch die bewerteten Einflüsse keine zusätzlichen Erkrankungen auftreten.

## Zahl der Quanten pro Energiedosis

$$\text{Quantendosis} = \frac{\text{Zahl der Quanten}}{\text{mm}^2} \quad \text{Einheit: } 1/\text{mm}^2$$

$$\begin{aligned} \frac{\text{Strahlungsenergie}}{\text{mm}^2} &= \frac{\text{Strahlungsleistung} \cdot \text{Belichtungszeit}}{\text{mm}^2} \\ &= \frac{\text{Zahl der Quanten} \cdot \text{Energie der Quanten}}{\text{mm}^2} \end{aligned} \quad \text{Einheit: } \frac{\text{J}}{\text{mm}^2}$$

## Teilchenflussdichte und Teilchenfluenz

$$\text{Teilchenflussdichte} \quad \phi = \frac{\text{Zahl der Teilchen}}{\text{Fläche (senkrecht)} \cdot \text{Zeit}} = \frac{d^2N}{dA \cdot dt}$$

$$\text{Teilchenfluenz} \quad \Phi = \frac{\text{Zahl der Teilchen}}{\text{Fläche (senkrecht)}} = \frac{dN}{dA} = \int \phi \, dt$$

## Energieflussdichte und Energiefluenz

$$\text{Energieflussdichte} \quad \psi = \frac{\text{durchtretende Energie}}{\text{Fläche (senkrecht)} \cdot \text{Zeit}} = \frac{d^2E}{dA \cdot dt}$$

$$\text{Energiefluenz} \quad \Psi = \frac{dE}{dA} = \int \psi \, dt$$

## Ionendosis und Ionendosisleistung

$$\text{Ionendosis } J = \frac{\text{in einer Messkammer gebildete Ladungsmenge}}{\text{Masse des Gases in der Messkammer}} = \frac{dQ}{dm} \quad \text{Einheit: } \frac{As}{kg}$$

$$\text{Ionendosisleistung } \dot{J} = \frac{dJ}{dt} \quad \text{Einheit: } \frac{A}{kg}$$

# Kerma

Kinetic Energy Released in Matter

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \frac{\text{bei der ersten Wechselwirkung übertragene kinetische Energie}}{\text{Masse}}$$

## Grundgrößen und Einheiten der Dosimetrie

Energiedosis

$$D = \frac{\text{absorbierte Energie}}{\text{Masse}} = \frac{dW}{dm}$$

Einheit Gy: Gray

$$1 \text{ Gy} = \frac{1 \text{ J}}{\text{kg}}$$

früher rd: Rad

$$1 \text{ rd} = \frac{1}{100} \text{ Gy}$$

Energiedosisleistung

$$\dot{D} = \frac{\text{Energiedosis}}{\text{Zeit}} = \frac{dD}{dt}$$

Einheit :  $\frac{\text{Gy}}{\text{sec}}$  oder  $\frac{\text{Gy}}{\text{min}} \dots \frac{\text{Gy}}{\text{a}}$

früher: rd/h

# Grundgrößen und Einheiten der Dosimetrie

Äquivalentdosis

$$H = q \cdot D$$

Q = strahlenabhängiger Bewertungsfaktor

Einheit Sv : Sievert

$$1\text{Sv} = \frac{1\text{J}}{\text{kg}}$$

Früher: rem

$$1 \text{ rem} = 10\text{mSv}$$

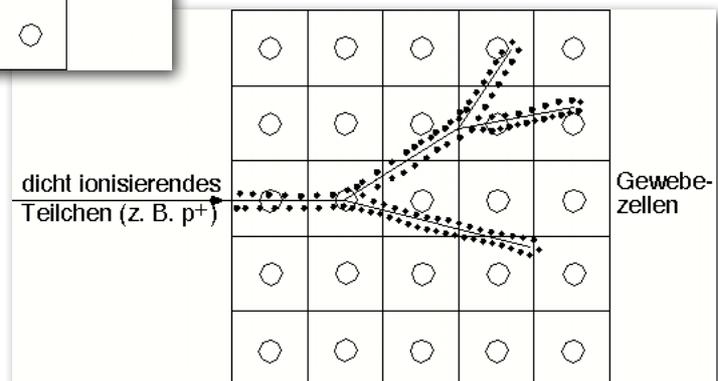
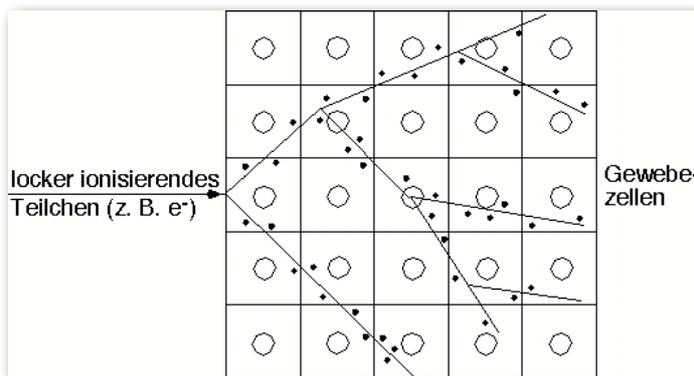
	q
Röntgen- und Gammastrahlung	1
Betastrahlung	1
Alphastrahlung	20
Neutronenstrahlung	10

Äquivalentdosisleistung

$$\dot{H} = \frac{dH}{dt}$$

Einheit :  $\frac{\text{Sv}}{\text{sec}}$  oder  $\frac{\text{Sv}}{\text{h}}$  ...

## Mikroskopische Verteilung der deponierten Energie für verschiedene Strahlenarten



## Grundgrößen und Einheiten der Dosimetrie

Ionendosis

$$J = \frac{\text{gebildete Ladungsmenge}}{\text{Masse}} = \frac{dQ}{dm}$$

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

$$\text{früher: R: Röntgen} \quad 1R = 2,58 \times 10^{-4} C/kg$$

Ionendosisleistung

$$j = \frac{dJ}{dt}$$

Einheit: A/kg

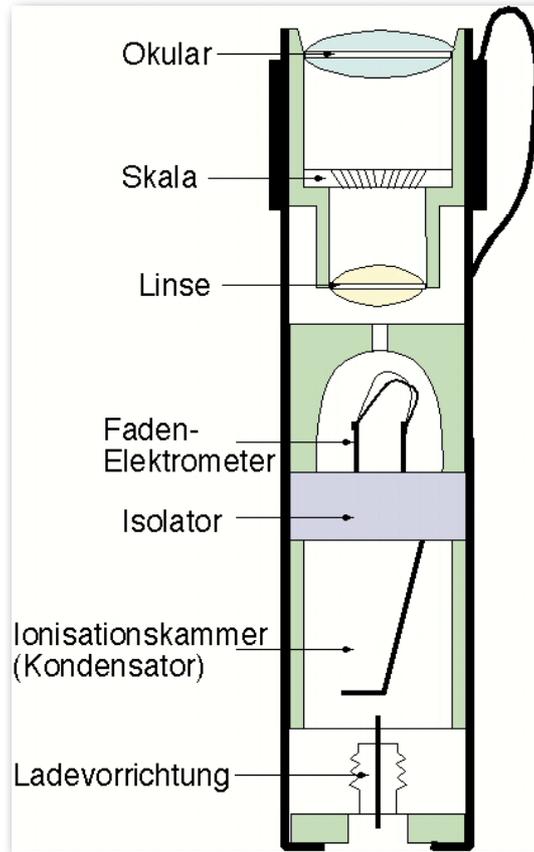
## Abschätzung der deponierten Energiedosis aus der gemessenen Ionendosis

$$J / \frac{As}{kg} \cdot f = D / Gy$$

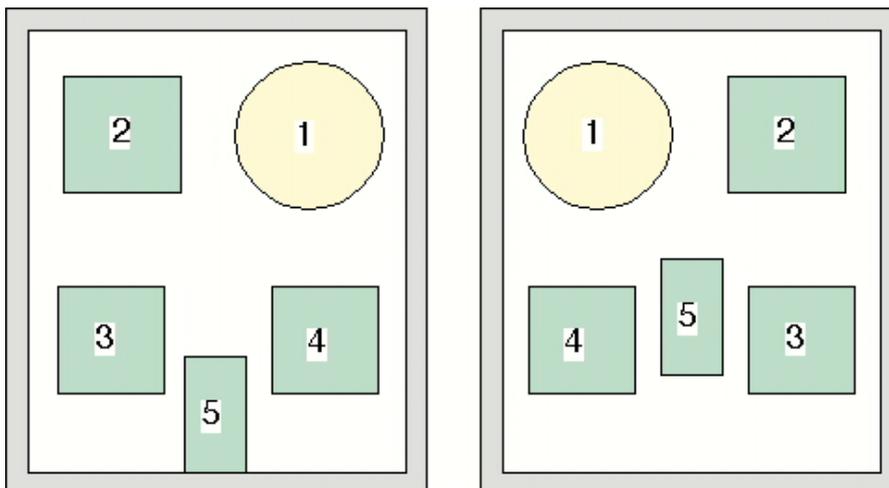
$$f_{\text{Wasser, 100 kV, 4,2 mm Al}} = 34,50 / \frac{Gy}{As/kg}$$

$$f_{\text{Muskel, 100 kV, 4,2 mm Al}} = 35,66 / \frac{Gy}{As/kg}$$

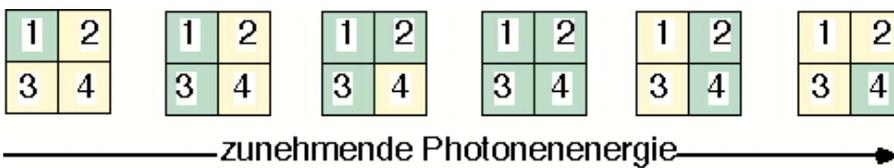
# Stabdosisimeter



# Fimlplakette



- 1: Leerfeld
- 2: 1,2 mm Cu
- 3: 0,3 mm Cu
- 4: 0,05 mm Cu
- 5: 0,8 mm Pb



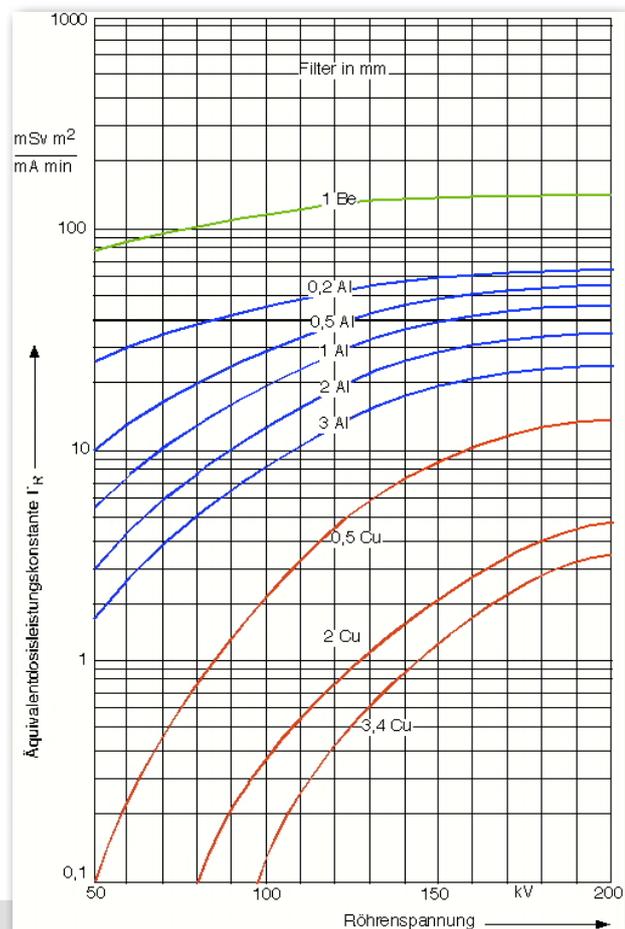
# Typische Dosis in der Röntgendiagnostik

Anwendungsbereich	Hautoberflächendosis [mGy]		Keimdrüsen [mGy]		Knochenmark [mGy]
	Mittelwert	Streuung	m	w	
Magen-Darm	160	10 - 130	1,4	4	7
Gallenblase	45	5 - 200	0,36	5,4	0,9
Kontrasteinlauf	150	50 - 500	1,6	10,0	6,1
Abdom.-Übers.	12	4 - 150	0,5	1,5	0,6
Nierenangiographie	300	-	12,4	30,0	10,0
Lendenwirbelsäule	35	8 - 120	1,3	3,0	0,6
Lumbosakralgelenk	32	10 - 150	6,0	3,0	3,5
Becken	20	1 - 70	2,0	4,0	0,9
Herzkatheter	410	40 - 1020	17,0	36,0	90,0
Mammographie	25	2 - 100	-	< 0,1	-
Thorax	1	0,7 - 2,5	0,4 - 1,8	0,01 - 0,06	0,24
CT-Kopf (120 kV, 2 mm, 100 mAs)	7				
CT-Körper (120 kV, 2 mm, 100 mAs)	2				

## Äquivalentdosisleistungskonstante

$$\dot{H} = \Gamma_R \cdot \frac{1}{r^2}$$

mit:  $r$  = Abstand Röhre-Patient  
 $\Gamma_R$  = Äquivalentdosisleistungskonstante



## Beispiel zur Äquivalentdosisleistungskonstante

gegeben:  $U_A$  : 100 kV  
Filter: 2 mm Al  
Anodenstrom: 60 mA  
Belichtungszeit: 1 s  
Abstand Patient-Röhre: 1m

Abgelesener Wert:

$$12 \frac{\text{mSv m}^2}{\text{mA min}}$$

$$12 \cdot \frac{\text{mSv m}^2}{\text{mA min}} \cdot \frac{60\text{mA} \cdot 1/60 \text{min}}{1\text{m}^2} = 12\text{mSv}$$

## Dosis, Kontrast und Detailerkennbarkeit

$$K^* = \frac{\Delta N}{N}$$

$K^*$  = Kontrast

$\Delta N$  = Differenz der Quantenzahl in benachbarten Pixeln des Bildes

$N$  = Mittlere Quantenzahl in benachbarten Pixeln

$$N = \bar{N} \pm \sqrt{\bar{N}}$$

$$\sigma = \sqrt{\bar{N}}$$

Soll  $\Delta N$  noch erkennbar sein, so muss

$$\Delta N \geq \kappa \cdot \sigma = \kappa \cdot \sqrt{\bar{N}} \quad \kappa \text{ typisch } 5$$

Daraus folgt:

$$K_{\min}^* = \frac{\kappa \cdot \sqrt{\bar{N}}}{\bar{N}} = \frac{\kappa}{\sqrt{\bar{N}}}$$

# Dosis, Kontrast und Detailerkennbarkeit

$$K_{\min}^* = \frac{\kappa}{\sqrt{\bar{N}}}$$

Zahl der Quanten pro Pixel

$$\bar{N} = n \cdot d^2$$

mit: n = Zahl der Quanten pro Fläche  
d = Kantenlänge eines Pixels

daraus folgt:

$$K_{\min}^* = \frac{\kappa}{\sqrt{\bar{N}}} = \frac{\kappa}{\sqrt{n \cdot d}}$$

oder

$$n = \frac{\kappa^2}{K_{\min}^* \cdot d^2}$$

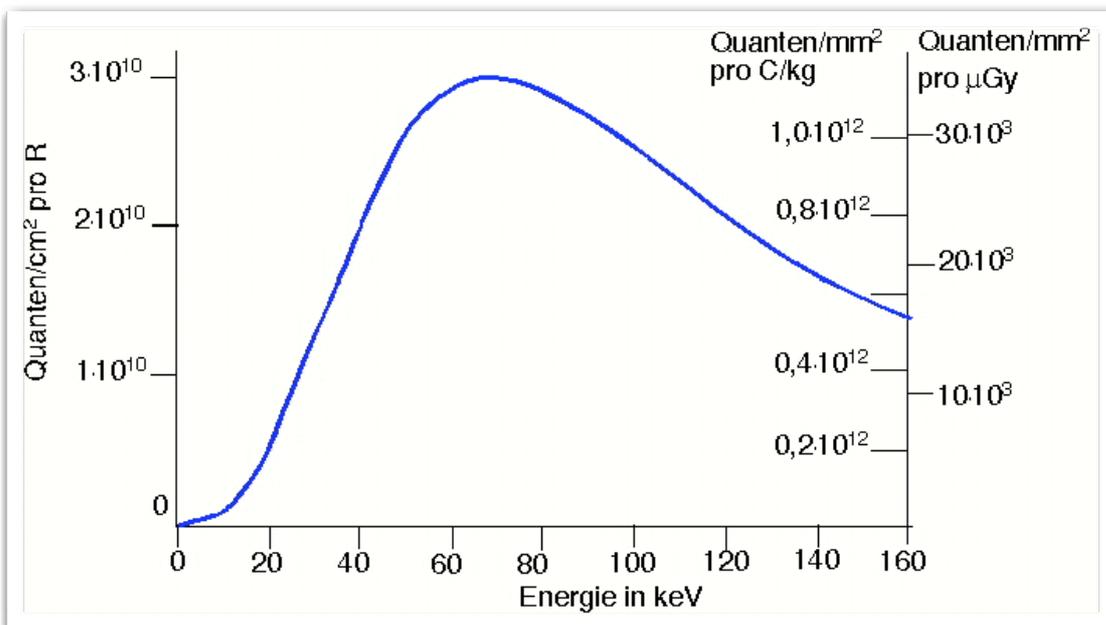
Beispiel:

gefordert werden: minimaler Kontrast  $K_{\min}^* = 1\%$  (7 bit Graustufen)  
Pixelgröße d = 0,1 mm

damit sind nötig:

$$n = 25 \cdot 10^6 \frac{\text{Quanten}}{\text{mm}^2}$$

# Umrechnungsfaktor Quantenzahl/mm<sup>2</sup> pro μGy (Luftkerma) als Funktion der Quantenenergie



## Bestimmung der nötigen Energiedosis (bzw. Äquivalentdosis)

Aus dem Bild wird abgelesen:

bei 100 kV ca.

$$25 \cdot 10^3 \frac{\text{Quanten / mm}^2}{\mu\text{Gy}}$$

Das bedeutet:

$$25 \cdot 10^3 \text{ Quanten / mm}^2 \hat{=} 1 \mu\text{Gy}$$

$$25 \cdot 10^6 \text{ Quanten / mm}^2 \hat{=} 1 \text{mGy}$$

## Informationsindex als Funktion der Quantenzahl/mm<sup>2</sup>

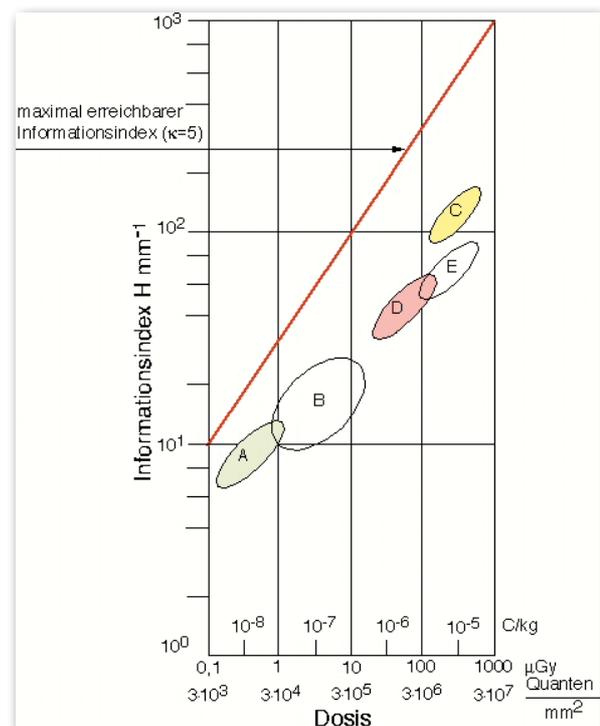
$$H = \frac{1}{K_{\min}^*} \cdot \frac{1}{d_{\min}}$$

Beispiel:

$$K_{\min}^* = 1\% \text{ und } d_{\min} = 0,1 \text{ mm}$$

$$\rightarrow H = 1000/\text{mm}^{-1}$$

- A: Röntgenbildverstärker
- B: Verstärkerfolien-Kombination
- C: Einfacher Röntgenfilm
- D: Xerographie
- E: Computertomographie



# Dreieck: räumliche Auflösung, zeitliche Auflösung Kontrast

