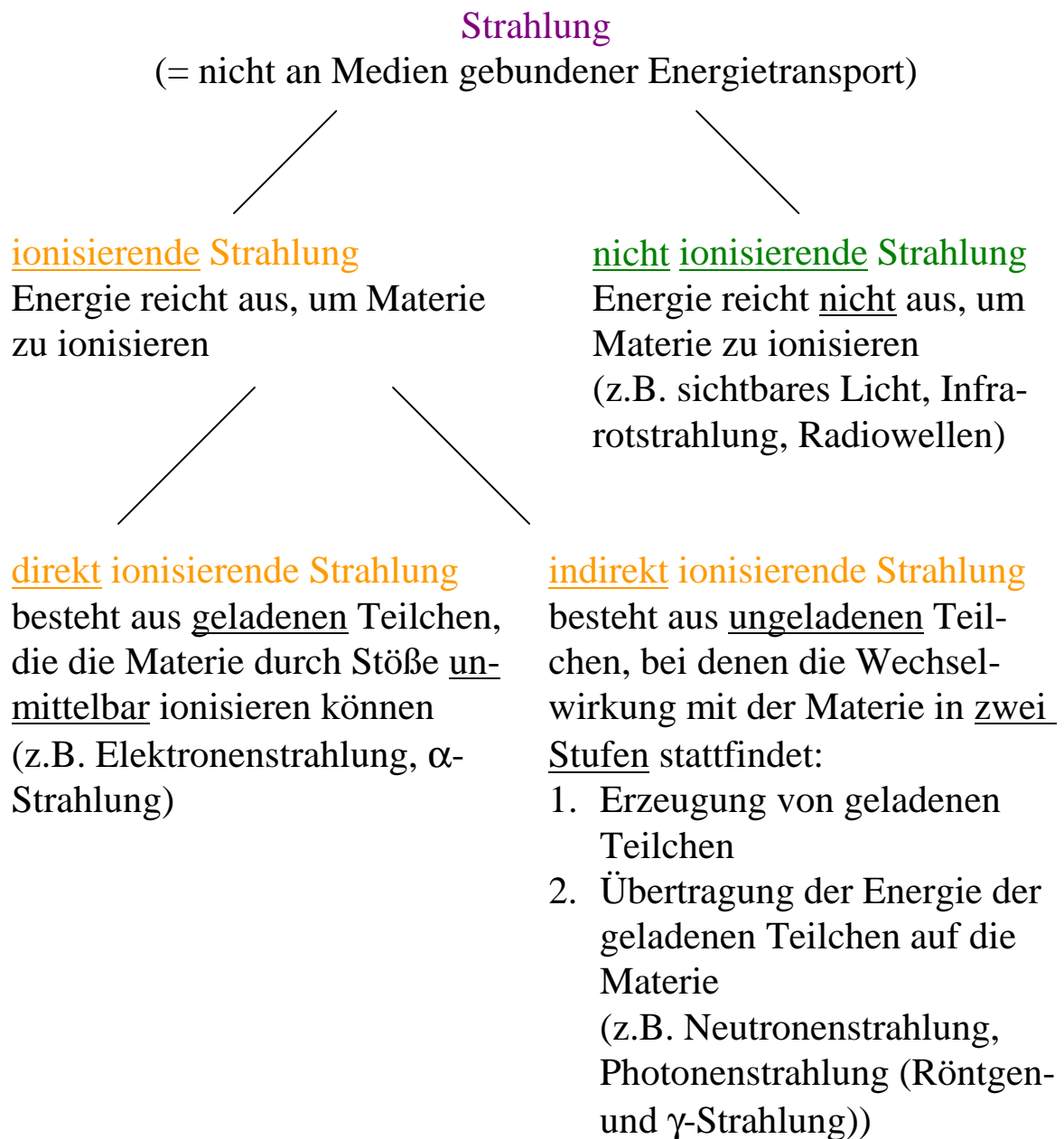


# Dosimetrie ionisierender\* Strahlung

## 1. Strahlungsarten



---

\* Ionisation: Ein oder mehrere Elektronen werden von einem Atom oder Molekül abgelöst.

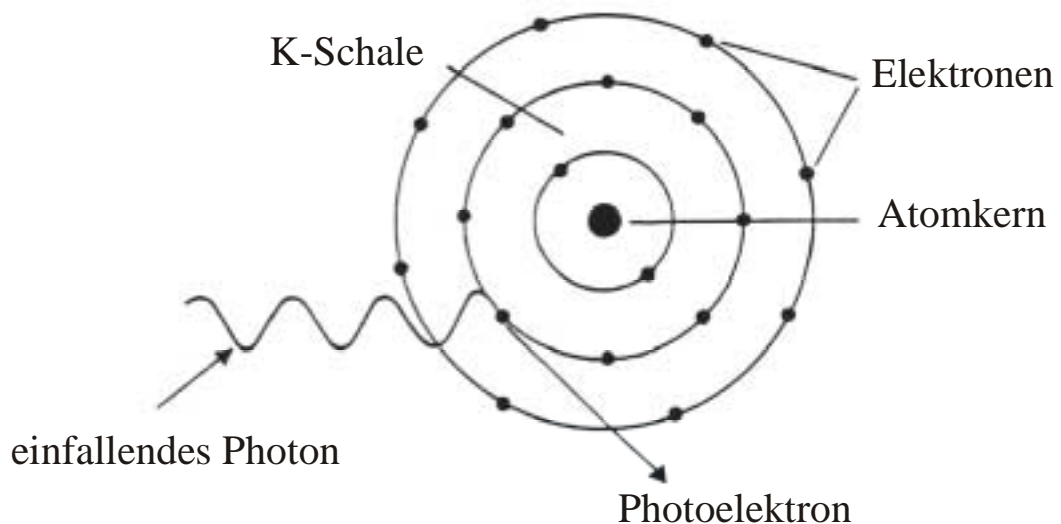
## 2. Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie

### a) Photonenstrahlung

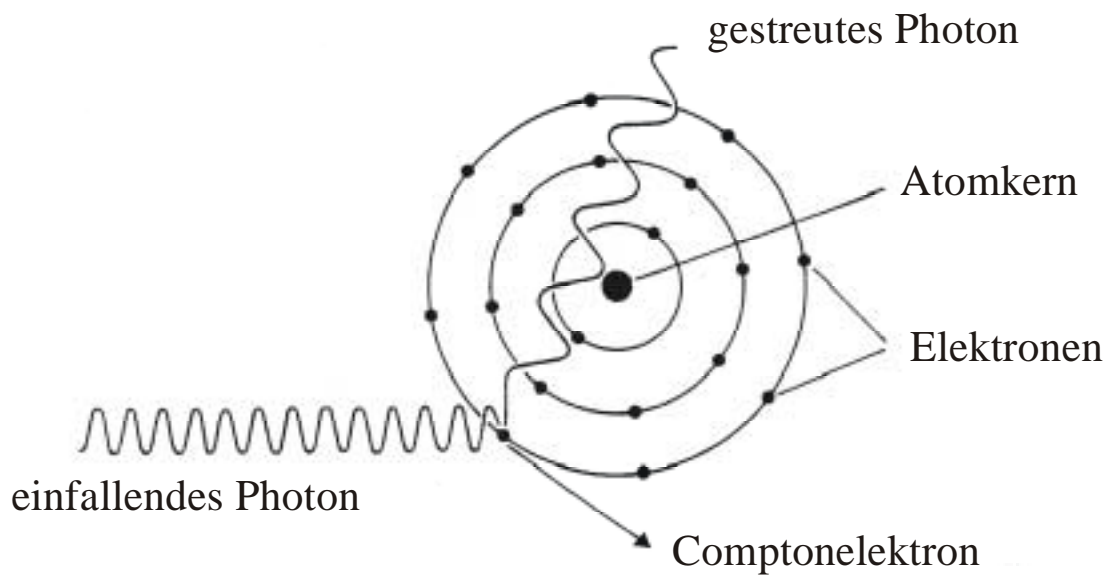
Für die in der Medizin zur Anwendung kommende Photonenstrahlung sind folgende Wechselwirkungsprozesse mit Materie entscheidend:

- Photoeffekt,
- Comptoneffekt,
- Paarbildung.

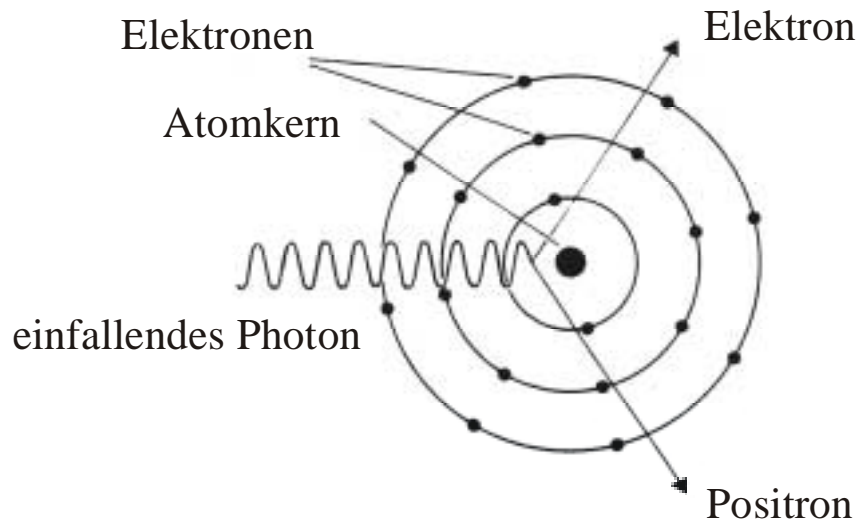
**Photoeffekt:** Ein Photon stößt ein Elektron aus einer inneren Schale des Absorberatoms heraus und wird dabei absorbiert. Bis auf die Bindungsenergie erhält das Elektron die gesamte Photonenenergie als kinetische Energie.



**Comptoneffekt:** Ein Photon wird an einem äußeren, schwach gebundenen (quasi freien) Elektron des Absorbers unter Energieverlust gestreut (unelastische Streuung). Ein Teil der Energie des Photons wird auf das Elektron übertragen, das die Atomhülle verlässt. Das gestreute Photon hat eine kleinere Energie und eine andere Bewegungsrichtung als das einfallende Photon.



**Paarbildung:** Bei Photonenenergien von mehr als 1,022 MeV kann sich ein Photon im elektrischen Feld eines Atomkerns in ein Elektron-Positronpaar\* umwandeln.



Bei allen drei Wechselwirkungsprozessen entstehen freie Elektronen, die so genannten Sekundärelektronen. Diese Tatsache ist die Grundlage der meisten dosimetrischen Verfahren.

## b) Elektronenstrahlung

Zum Energieverlust von Elektronen beim Durchgang durch Materie tragen im wesentlichen folgende Effekte bei:

- unelastische Stöße mit den Hüllenelektronen der Absorberatome (Ionisation und Anregung),
- Erzeugung von Bremsstrahlung im elektrischen Feld der Absorberkerne.

---

\* Positron: hat betragsmäßig dieselbe Ladung wie ein Elektron, jedoch mit positivem Ladungsvorzeichen

### 3. Dosisgrößen

Unter Dosimetrie versteht man die Ermittlung von Dosisgrößen. Folgende Dosisgrößen und Einheiten sind gebräuchlich:

Größe	Symbol	Einheit
Energiedosis	D	Gy (Gray), 1 Gy = 1 J/kg
Kerma	K	Gy
Ionendosis	J	C/kg (C: Coulomb)
Äquivalentdosis	H	Sv (Sievert), 1 Sv = 1 J/kg

#### Energiedosis:

$$D = \frac{\Delta E_{\text{abs}}}{\Delta m}$$

$\Delta E_{\text{abs}}$  ist die Energie, die auf das Material in einem Volumenelement mit der Masse  $\Delta m$  übertragen wird.

#### Kerma (kinetic energy relaxed per unit mass):

$$K = \frac{\Delta E_{\text{k}}}{\Delta m}$$

$\Delta E_{\text{k}}$  ist die Summe der Anfangswerte der kinetischen Energien aller geladenen Teilchen, die von indirekt ionisierender Strahlung aus dem Material in einem Volumenelement mit der Masse  $\Delta m$  freigesetzt werden.

#### Ionendosis:

$$J = \frac{\Delta Q}{\Delta m_{\text{L}}}$$

$\Delta Q$  ist die elektrische Ladung der Ionen eines Vorzeichens, die in einem Luftvolumenelement mit der Masse  $\Delta m_{\text{L}}$  gebildet werden.

**Äquivalentdosis:** Produkt aus der Energiedosis in Gewebe und dem Bewertungsfaktor q

$$H = q \cdot D$$

Der Bewertungsfaktor q berücksichtigt die Unterschiede in der biologischen Wirksamkeit der verschiedenen Strahlenarten und -qualitäten.

Strahlenart	q
Photonen, Elektronen	1
Neutronen, je nach Energie	5-20
Protonen, Energie > 2 MeV	5
$\alpha$ -Teilchen	20

Unter der Dosisleistung versteht man den Differentialquotienten der entsprechenden Dosisgröße nach der Zeit, also:

		Einheit
Energiedosisleistung:	$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$	Gy/s
Kermaleistung:	$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$	Gy/s
Ionendosisleistung:	$\dot{J} = \frac{dJ}{dt}$	A/kg
Äquivalentdosisleistung:	$\dot{H} = \frac{dH}{dt}$	Sv/s

#### 4. Strahlungsdetektoren für die Dosimetrie

Je nach Strahlungsdetektor werden verschiedene physikalische oder chemische Effekte ausgenutzt, die durch ionisierende Strahlung verursacht werden.

<b>Strahlungseffekt</b>	<b>Messeinrichtung oder Messverfahren</b>
Ionisation im Gas	Ionisationskammer Proportionalzählrohr Auslösezählrohr
Szintillation Lumineszenz	Szintillationszähler Thermolumineszenz
Chemische Effekte	Filmdosimeter

Abhängig von der Messaufgabe sind Strahlungsdetektoren in der Regel bereits für die Anzeige der gewünschten Dosisgröße (z.B. Wasser-Energiedosis, Äquivalentdosis) kalibriert.

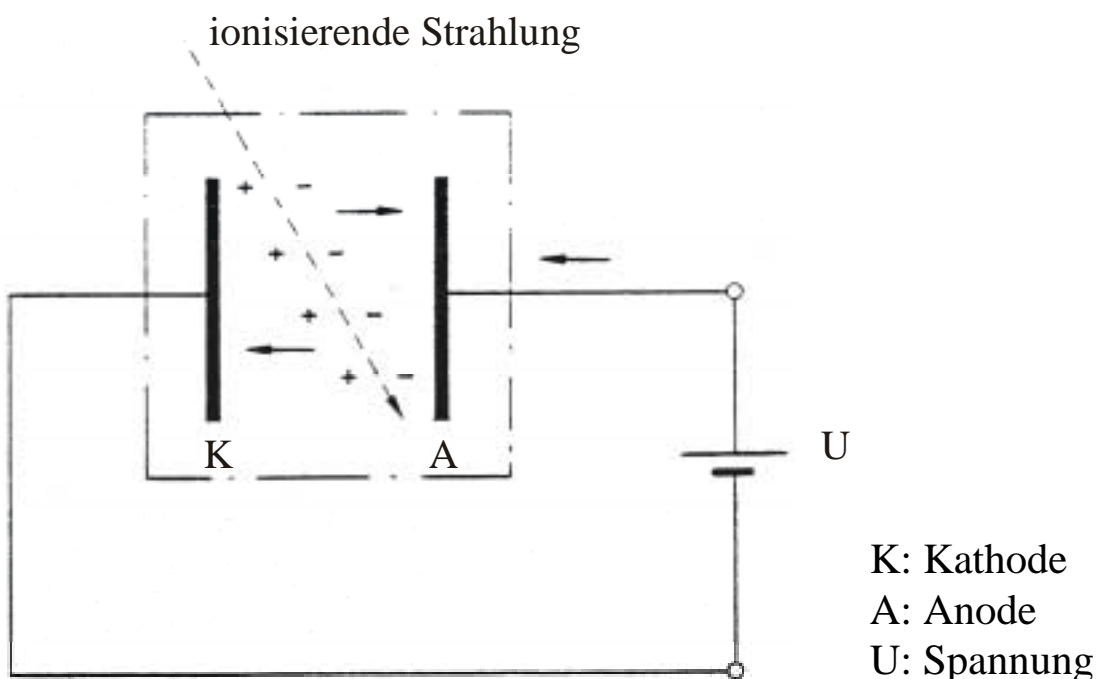
Oft ist es nicht möglich, den Strahlungsdetektor an die interessierende Stelle im bestrahlten Objekt (z.B. Patient) zu bringen. Dann kann die Dosis stattdessen in einem Ersatzobjekt (gewebeäquivalentes Phantom<sup>\*</sup>) gemessen werden.

---

\* Gewebeäquivalente Phantome: Wasserphantom, Festkörperphantom, Humanoidphantom

## Ionisationskammer

Messprinzip: Die Ionisationskammer wird durch ein von zwei Elektroden begrenztes Gasvolumen gebildet. Beim Einfall ionisierender Strahlung entstehen Ladungsträgerpaare, die beim Anlegen einer Spannung zu den Elektroden wandern. Der Strom ist der im Messvolumen erzeugten Dosisleistung proportional. Es findet keine Gasverstärkung statt.

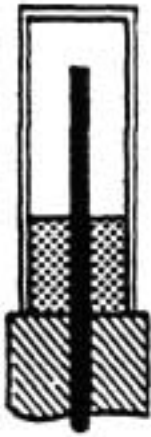


### Prinzipieller Aufbau einer Ionisationskammer

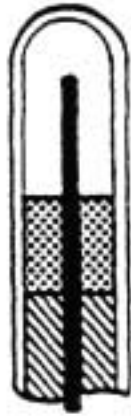
Für die verschiedenen Anwendungen werden folgende Bauformen verwendet:

- Zylinder-, Fingerhut-, Flachkammern  
→ Strahlentherapie, Röntgendiagnostik
- Stabdosisimeter  
→ Strahlenschutz (Personendosimetrie)
- Flächendosisprodukt-Messer  
→ Röntgendiagnostik

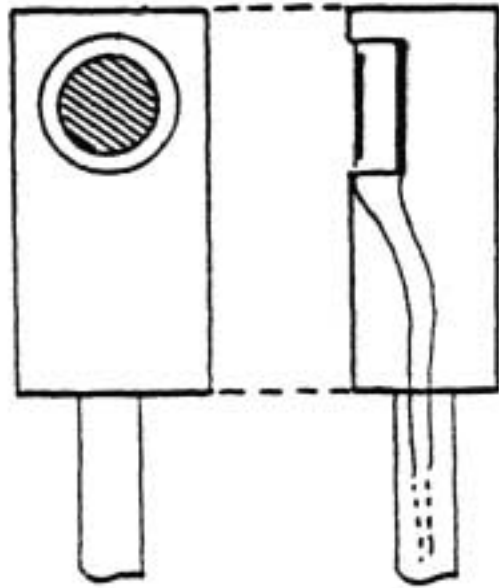




Zylinderkammer



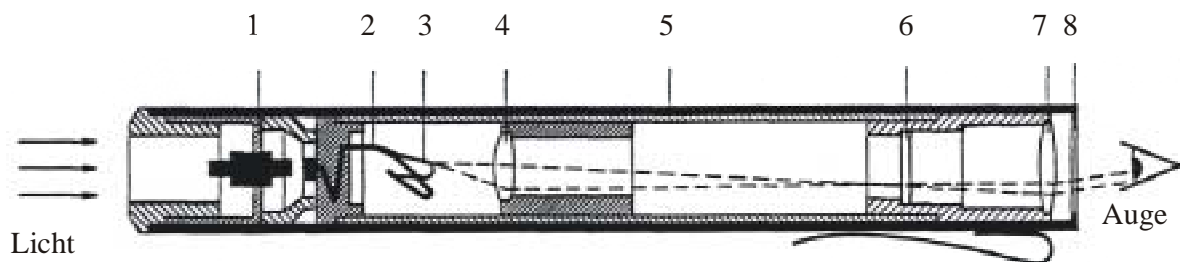
Fingerhutkammer



Flachkammer

## Stabdosisimeter

Messprinzip: Die zylinderförmige Außenelektrode und die Innenelektrode, die aus einem verformbaren, bogenförmigen Quarzfaden besteht, bilden einen Kondensator. Die Lage des Quarzfadens kann über eine Ableseoptik beobachtet werden. Vor der Messung wird der Kondensator auf eine Spannung von 100 V-150 V aufgeladen. Der Quarzfaden nimmt dabei eine Stellung ein, die dem Nullpunkt der Ablese skala entspricht. Die durch die ionisierende Strahlung erzeugten Ladungsträger wandern zu den Elektroden und bewirken eine Abnahme der Ladung auf dem Kondensator. Die damit verbundene dosisproportionale Lageänderung des Quarzfadens kann auf der Skala abgelesen werden.

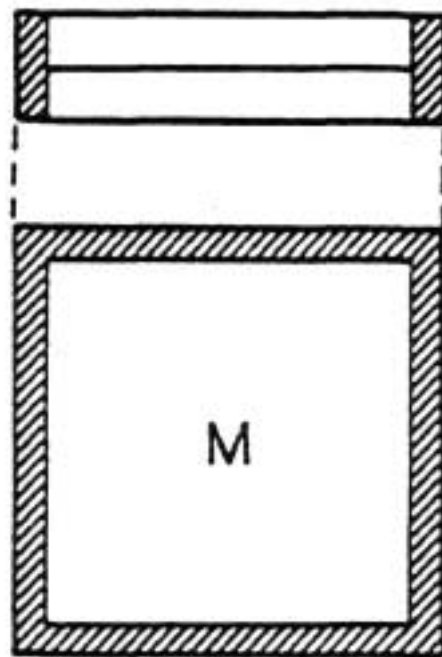


- 1: Bewegliche Membran mit Kontaktstift
- 2: Innenelektrode
- 3: Elektrometerfaden
- 4: Objektiv
- 5: Außenelektrode
- 6: Glasplatte mit eingravierter Skalenteilung
- 7: Okular
- 8: Glasplatte mit Dosimeterabschluss

## Flächendosisprodukt-Messer

Dabei handelt es sich um eine im Strahlengang der Röntgenröhre angebrachte, transparente Ionisationskammer, die vom gesamten Nutzstrahlenbündel durchstrahlt wird. Die Dosis sinkt mit dem Quadrat des Abstandes vom Fokus, während die Querschnittsfläche des Strahlenbündels mit dem Quadrat des Abstandes zunimmt. Das Flächendosisprodukt\* ist daher unabhängig vom Fokusabstand.

Bei bekannter Fläche lässt sich die Einfalldosis aus dem Flächendosisprodukt berechnen und damit die Strahlenexposition des Patienten abschätzen.



---

\* Flächendosisprodukt: Produkt aus Luftkerma und Querschnittsfläche des Nutzstrahlenbündels

## Berechnung von Organdosen bei Röntgenuntersuchungen mit Hilfe von Konversionsfaktoren

Die Dosis  $D_i$  in einem Organ  $i$  ist gegeben durch:

$$D_i = C_i \times K_E,$$

mit  $C_i$ : Organspezifischer Konversionsfaktor  $\rightarrow$  aus Literatur  
(z.B. Drexler, G., Panzer, W., Stieve, F.-E., et al.: Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik. 2. Auflage, H. Hoffmann, Berlin (1993)),

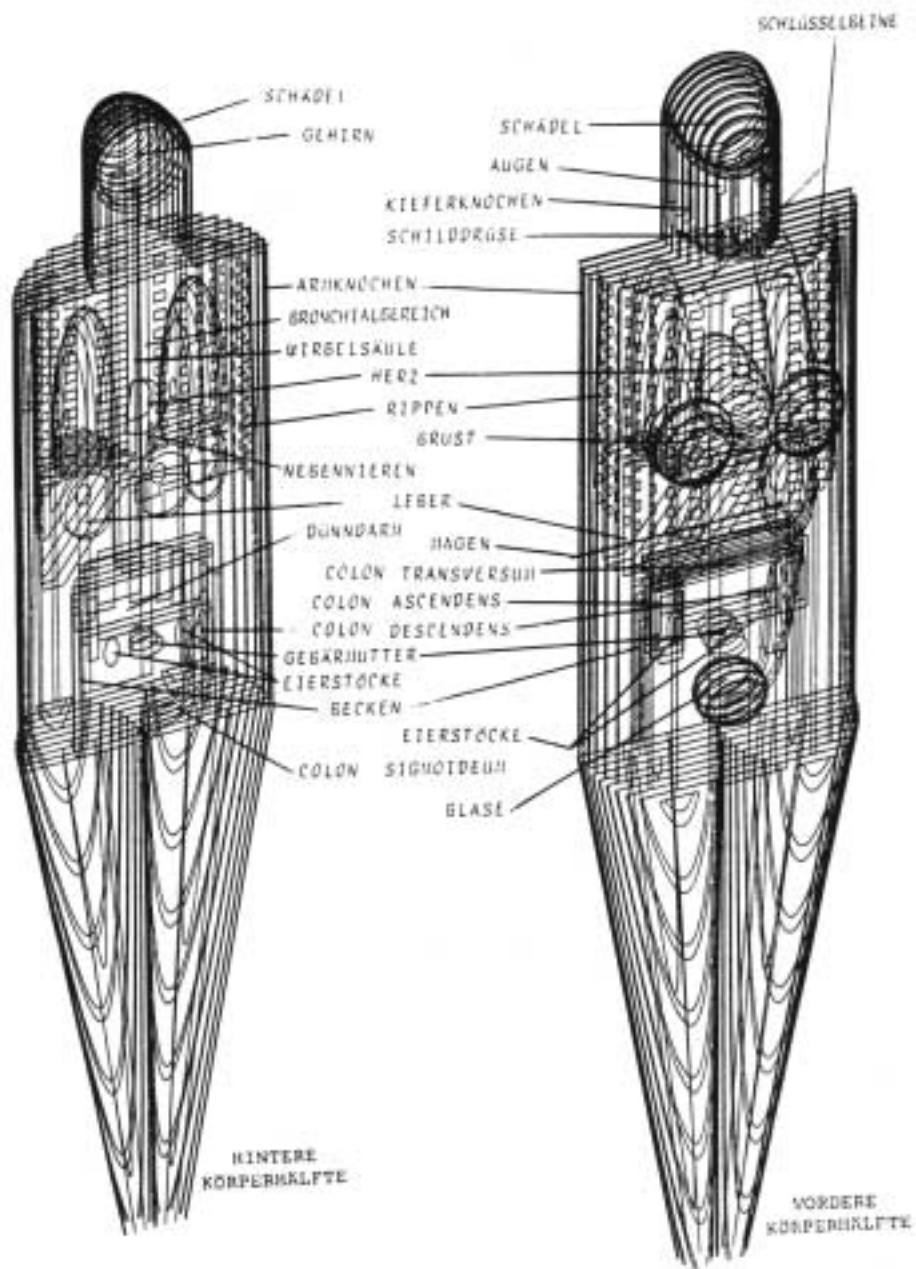
$K_E$ : Einfalldosis = Luftkerma frei in Luft am Ort der Patientenoberfläche (= Dosis in der Achse des Nutzstrahlenbündels am Ort der Strahleneintrittsfläche des Patienten, jedoch ohne Patient).

Die Konversionsfaktoren wurden mit Hilfe einer Monte-Carlo-Simulation des Strahlentransports in geschlechtsspezifischen, mathematischen Phantomen gewonnen. Dabei geht ein:

- die Strahlenqualität (Röhrenspannung, Filterung),
- die Feldgröße in der Bildempfängerebene,
- der Fokus-Film-Abstand (FFA),
- der Fokus-Haut-Abstand (FHA) und
- die Phantomabmessung.

Bestimmung von  $K_E$ :

- messen,
- aus dem Flächendosisprodukt  $P$  berechnen  $\rightarrow K_E = P/A$   
( $A$ : Querschnittsfläche des Nutzstrahlenbündels),
- mit Hilfe des „Bildempfängerkonzepts“ oder
- des „Quellenkonzepts“ abschätzen.



Weibliches Phantom EVA

**Beispiel:** Bestimmung der Gebärmutterdosis bei einer Röntgenaufnahme der Lendenwirbelsäule und des Kreuzbeins lat.

Röhrenspannung: 110 kV  
 Gesamtfiltration: 2,5 mm Al  
 FHA: 70 cm  
 FFA: 115 cm  
 Feldgröße: 30 x 40 cm<sup>2</sup>  
 Patientendicke: 33 cm (f)

Einfalldosis: 20 mGy (gemessen)

Röhrenspannung	Mittlere Organdosis (mSv)/Einfalldosis (mGy)			
	90 kV	110 kV	130 kV	%
Organ				
Leber	0,01	0,01	0,01	1,0
Milz	0,18	0,19	0,20	0,7
Pankreas	0,06	0,06	0,07	1,3
Magenwand	0,19	0,20	0,21	0,6
Nebennieren	0,02	0,02	0,02	5,0
Nieren	0,12	0,12	0,13	0,6
Dünndarm	0,13	0,14	0,16	0,3
Colon (Ber. I)	0,09	0,09	0,10	0,7
Colon (Ber. II)	0,20	0,21	0,23	0,6
Ovarien	0,11	0,12	0,13	2,4
Uterus	0,08	0,08	0,09	1,2
Blasenwand	0,06	0,07	0,08	1,6
Rotes Knochenmark	0,04	0,05	0,05	0,3
Skelett	0,05	0,05	0,05	0,2
Haut	0,08	0,08	0,08	0,2
Muskeln	0,07	0,07	0,07	0,1
Oberfl. (Eintr.)	1,27	1,29	1,30	0,7
Oberfl. (Austr.)	*	*	0,01	10,6

\* weniger als 0,01 mSv/mGy

$$C_{\text{Uterus}} = 0,08 \text{ mSv/mGy}$$

$$\rightarrow D_{\text{Uterus}} = 0,08 \text{ mSv/mGy} \times 20 \text{ mGy} = 1,6 \text{ mSv}$$

Das **Bildempfängerkonzept** beruht auf der Ermittlung der Einfalldosis aus dem Dosisbedarf des Detektorsystems.

Für Durchleuchtungen:  $K_E = S \times t \times \dot{K}_B$ ,

mit  $\dot{K}_B$ : Dosisleistung am Bildverstärkereingang,  
t: Durchleuchtungszeit.

Für Aufnahmen:  $K_E = S \times K_B$ ,

mit  $K_B$ : Dosis am Film (Abschaltdosis).

Der Gesamtschwächungsfaktor S berücksichtigt die Schwächung der Röntgenstrahlung zwischen dem Eintrittspunkt am Patienten und dem Detektorsystem. Dabei geht ein:

- die Röhrenspannung,
- die Hautfeldgröße,
- der FHA,
- der Streustrahlenraster und
- die Patientendicke.

Das **Quellenkonzept** beruht auf der Ermittlung der Einfalldosis aus Röntgenröhren-bezogenen Daten.

$$K_E = C_{100} \times I \times t \times \left( \frac{100\text{cm}}{\text{FHA}} \right)^2,$$

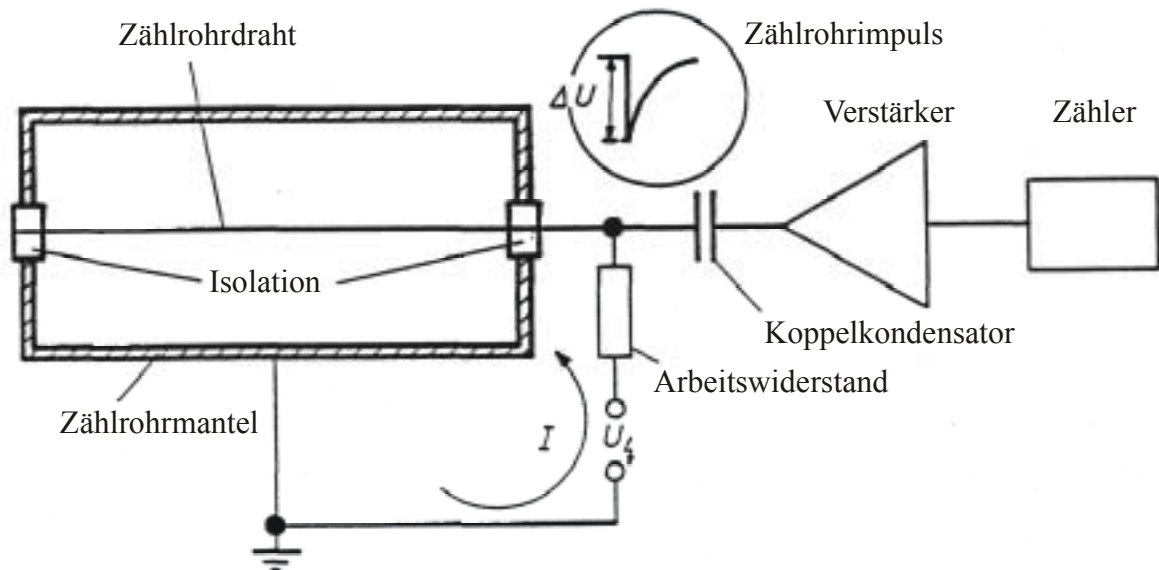
mit  $C_{100}$ : Empirisch ermittelter Umrechnungsfaktor  
→ aus Literatur,

$I \times t$ : Röhrenstrom-Zeit-Produkt.

Zur Bestimmung von  $C_{100}$  muß die Röhrenspannung und die Gesamtfilterung bekannt sein.

## Zählrohr

Zählrohre werden meist aus einem Hohlzylinder als Kathode und einem längs der Achse gespannten, dünnen Zählendraht als Anode gebildet und sind mit speziellen Gasmischungen gefüllt.



## Proportionalzählrohr

Messprinzip: Die Feldstärke in Anodennähe ist so groß, dass die durch die ionisierende Strahlung gebildeten Elektronen zwischen zwei Stößen mit den Gasmolekülen genügend Energie gewinnen, um ihrerseits ionisieren zu können. Die Höhe des Ladungsimpulses aufgrund der von einem einfallenden Teilchen ausgelösten Elektronenlawinen ist proportional zur Zahl der primär erzeugten Ionenpaare.

Spezielle Bauform: Großflächen-Proportionalzählrohr zur Feststellung von Oberflächenkontaminationen.

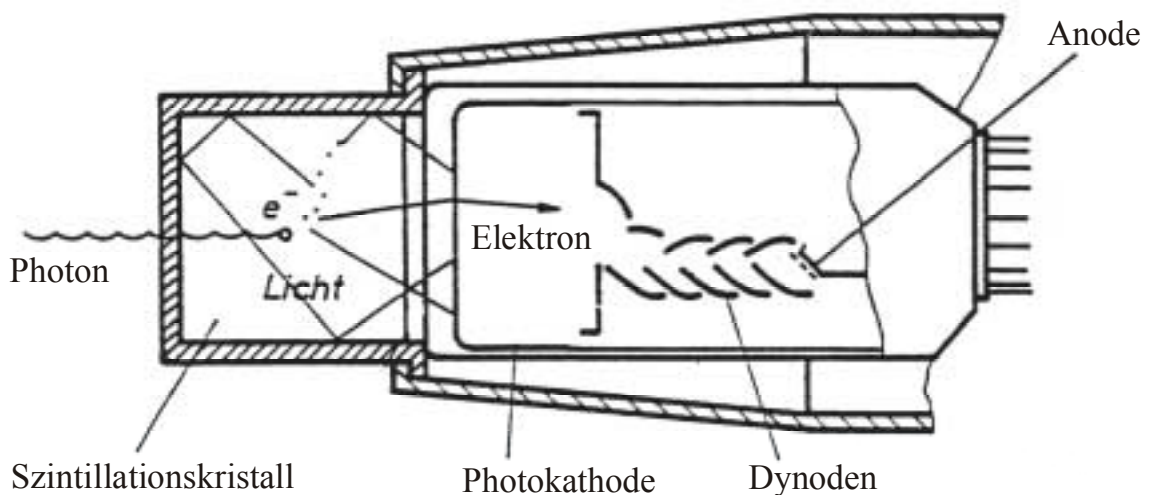


## Auslösezählrohr

Messprinzip: Bei Erhöhung der Zählrohrspannung überschreitet die Gasverstärkung einen kritischen Wert, so dass die Impulshöhe unabhängig von den primär erzeugten Ladungsträgern ist. Schon ein einziges, im Gasvolumen erzeugtes Ionenpaar löst die Zündung aus, die sich entlang des Zähldrahtes ausbreitet.

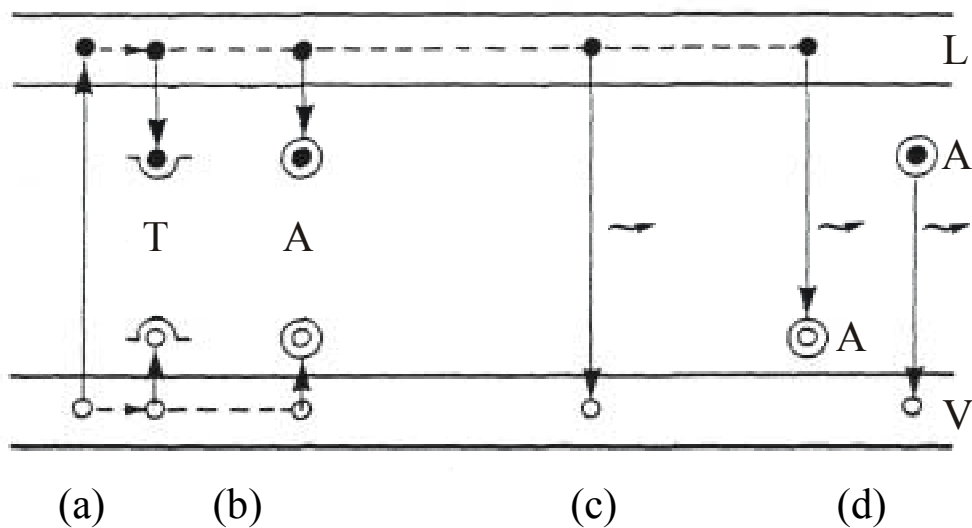
## Szintillationszähler

Messprinzip: Durch die ionisierende Strahlung werden in einem Szintillator (z.B. NaI(Tl), CsI(Tl)) Lichtblitze im sichtbaren Spektralbereich erzeugt. Das Licht löst aus der Photokathode eines Sekundärelektronen-Vervielfachers (= Photomultiplier) Elektronen aus. Die nachfolgenden Dynoden führen durch die wiederholte Freisetzung mehrerer Sekundärelektronen pro einfallendes Elektron zu einer Verstärkung der Ladung und damit zu einem messbaren Signal.



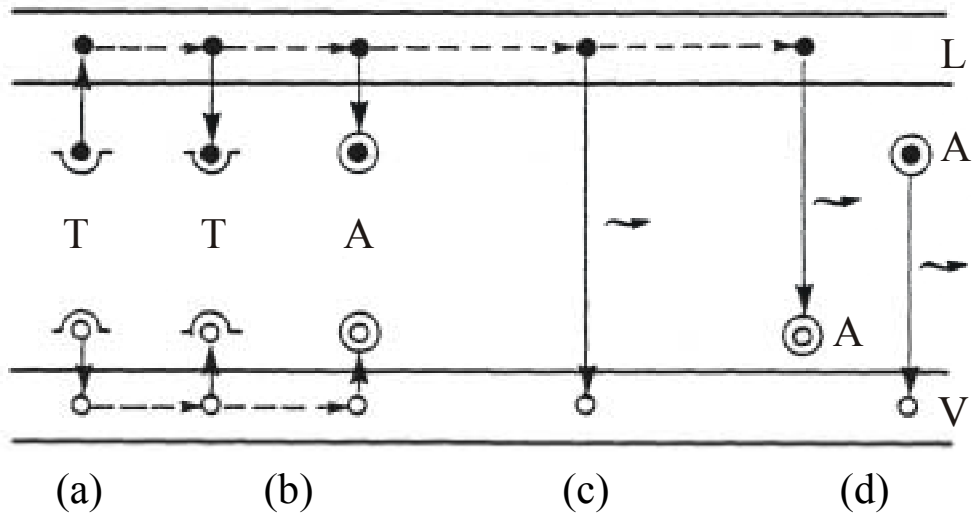
## Thermolumineszenz

Messprinzip: Thermolumineszenz-Dosimeter bestehen aus Ionenkristallen wie LiF oder Ca<sub>2</sub>F, die mit Fremdatomen (z.B. Mg, Ti, Mn) dotiert wurden. Durch ionisierende Strahlung entstehen Elektron-Loch-Paare. Die Elektronen werden vom Grundzustand (Valenzband) in einen höheren Energiezustand (Leitungsband) angehoben und bei ihrer Diffusion durch den Kristall von so genannten Haftstellen (Traps) eingefangen. Erst durch Zufuhr von Wärme gelangen die Elektronen wieder in das Leitungsband. Dort können sie von Lumineszenzzentren eingefangen werden und diese durch Rekombination mit Löchern desaktivieren. Dabei werden Photonen emittiert, deren Zahl proportional zur absorbierten Energie ist. Die Photonen werden mit Hilfe eines Photomultipliers gemessen.



Vorgänge im Thermolumineszenz-Dosimeter bei der Exposition mit ionisierender Strahlung (ausgefüllte Kreise: Elektronenzustände; offene Kreise: Lochzustände)

- Erzeugung von Elektron-Loch-Paaren durch Anregung**
- Einfangen der Elektronen und Löcher in Traps (T) oder Leuchtzentren (A)**
- Direkte, strahlende oder strahlungsfreie Rekombination von Elektron-Loch-Paaren
- Einfang von Elektronen und Löchern in aktivierten Leuchtzentren (A) und deren Desaktivierung unter Emission von Licht

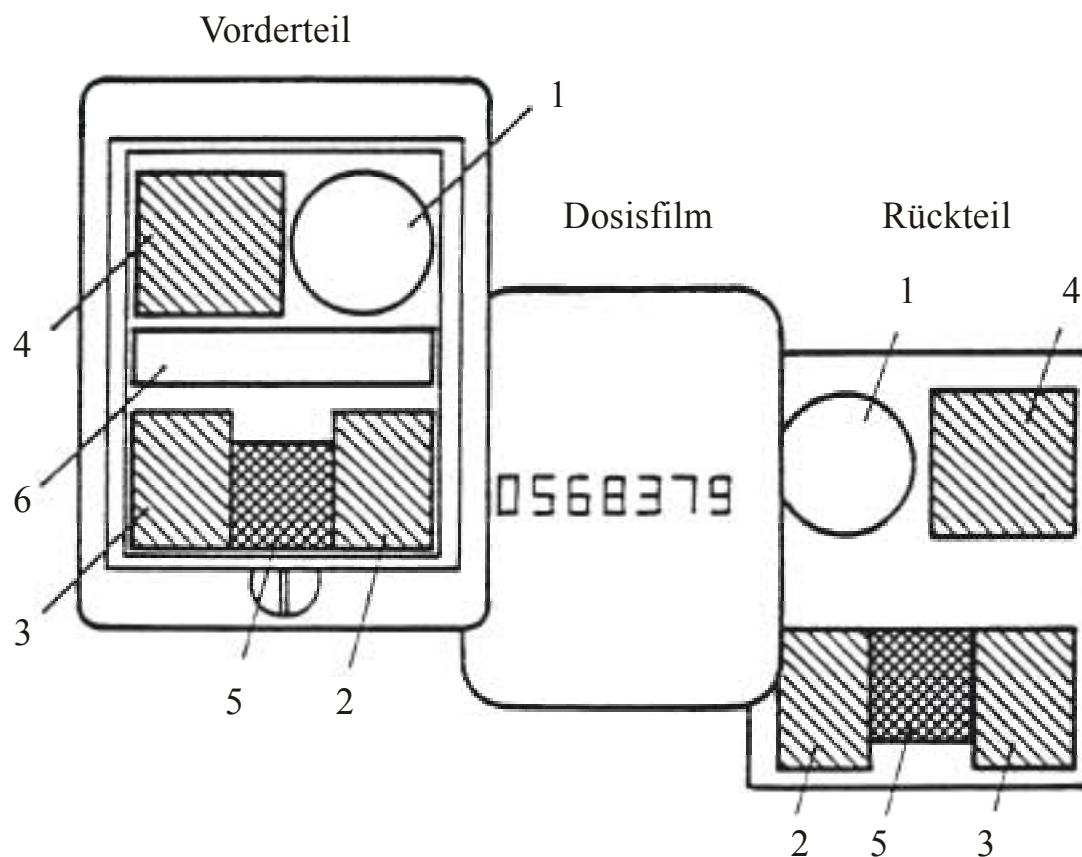


Vorgänge im bestrahlten Thermolumineszenz-Dosimeter beim Aufheizen.

- (a) **Erzeugung von beweglichen Elektron-Loch-Paaren durch Anregung getrappter Elektronen (T)**
- (b) Wiedereinfangen der Elektronen oder Löcher in Traps (T) oder in Leuchtzentren (A)
- (c) Direkte strahlende oder strahlungsfreie Rekombination von Elektron-Loch-Paaren
- (d) **Einfang von Elektronen und Löchern in aktivierten Leuchtzentren (A) und deren Desaktivierung unter Emission von Licht**

## Filmdosimeter

Messprinzip: Die Filmplaketten enthalten zwei Filme unterschiedlicher Empfindlichkeit. In der Vorder- und Rückwand der Plakette befinden sich kleine Bleche aus Kupfer verschiedener Dicke und aus Blei. Bei Exposition mit niederenergetischer Strahlung entstehen so Felder unterschiedlicher optischer Dichte, die Aufschluss über die Strahlenqualität geben.



- 1: offenes Feld
- 2: Cu-Filter 0,05 mm
- 3: Cu-Filter 0,3 mm
- 4: Cu-Filter 1,2 mm

- 5: Pb-Filter 0,8 mm, in Vorder- und Rückteil der Plakette versetzt angebracht, um die Einfallsrichtung der Strahlung erkennbar zu machen
- 6: offenes Feld im Vorderteil zum Ablesen der Registriernummer des Films

Gleitschattenfilmdosimeter: Vorder- und Rückwand der Plakette enthalten jeweils ein Metallfilter und ein Plastikfilter. Das Metallfilter setzt sich aus einer kleinen runden Metallscheibe (Sn+Pb) und einer großen runden Metallscheibe (Sn+Pb) zusammen, die direkt auf dem Film plaziert ist. Zwischen den beiden Scheiben befindet sich eine PMMA-Scheibe als Abstandshalter. Das Messfeld hat dieselben Abmessungen wie die kleine Scheibe. Je flacher der Einfallswinkel der Strahlung ist, desto mehr gleitet der Schatten der kleinen Scheibe aus dem Messfeld. Der Anteil der Strahlung, der ungeschwächt auf das Messfeld trifft, wird größer. Das Ansprechvermögen des Dosimeters würde ohne die zweite Scheibe entsprechend zunehmen. Bei der großen Scheibe nimmt die Schwächung der Strahlung mit flacher werdendem Einfallswinkel aufgrund der größeren Wege im Absorber zu. Das Ansprechvermögen des Dosimeters würde ohne die kleine Scheibe entsprechend abnehmen. Diese beiden Effekte kompensieren sich im Gleitschattenfilmdosimeter teilweise, so dass die Winkelabhängigkeit dieses Dosimeters gegenüber herkömmlichen Filmdosimetern deutlich reduziert ist. Das Plastikfilter besteht aus einer dünnen PMMA-Schicht und einem darunter liegenden PMMA-Ring.

## 5. Anwendungsbereiche der Dosimetrie

	Ziel
Strahlentherapie	korrekte Dosierung bei der Bestrahlung des Patienten
Röntgendiagnostik	Minimierung der Strahlenexposition des Patienten
Strahlenschutz	<ul style="list-style-type: none"><li>– Überwachung der in der RöV bzw. StrlSchV* festgelegten Dosisgrenzwerte für beruflich strahlenexponierte Personen (→ Messung der Personendosis)</li><li>– Überwachung der Strahlenschutzbereiche (→ Messung der Ortsdosis)</li></ul>

**Personendosis:** Äquivalentdosis, gemessen an einer für die Strahlenexposition repräsentativen Stelle der Körperoberfläche.

**Ortsdosis:** Äquivalentdosis, gemessen an einem bestimmten Ort (z.B. Schaltpult, Bestrahlungsraum).

---

\* Die RöV gilt u.a. für diagnostische und therapeutische Röntgeneinrichtungen. Die StrlSchV gilt u.a. für Teilchenbeschleuniger und den Umgang mit radioaktiven Stoffen.

## 6. Strahlenschutz

Bei Personen, die sich in Kontrollbereichen aufhalten, müssen die Körperdosen ermittelt werden. Dazu muss die Personendosis gemessen werden. In der Regel geschieht dies mit Filmdosimetern, die von einer zentralen Messstelle monatlich ausgegeben und ausgewertet werden.

Bei deutlich unter den Grenzwerten liegenden Strahlenexpositionen kann die Personendosis mit der Körperdosis gleichgesetzt werden. Wenn der Verdacht besteht, dass ein Grenzwert überschritten worden ist, müssen jedoch die effektive Dosis oder die Organdosis aus der Personendosis genau ermittelt werden.

**Körperdosis:** Sammelbegriff für Organdosis und effektive Dosis

**Effektive Dosis:** Summe der gewichteten Organdosen (Gewebe-Wichtungsfaktoren  $w_T$  für die verschiedenen Gewebe und Organe nach Anlage VI Teil C der StrlSchV)

Der Gewebe-Wichtungsfaktor berücksichtigt die unterschiedliche Strahlenempfindlichkeit der einzelnen Organe.

**Organdosis:** Produkt aus der mittleren Energiedosis in einem Organ, Gewebe oder Körperteil und dem Strahlungs-Wichtungsfaktor  $w_R$  nach Anlage VI Teil C der StrlSchV ( $w_R=1$  für Photonen und Elektronen)

## Kategorien beruflich strahlenexponierter Personen

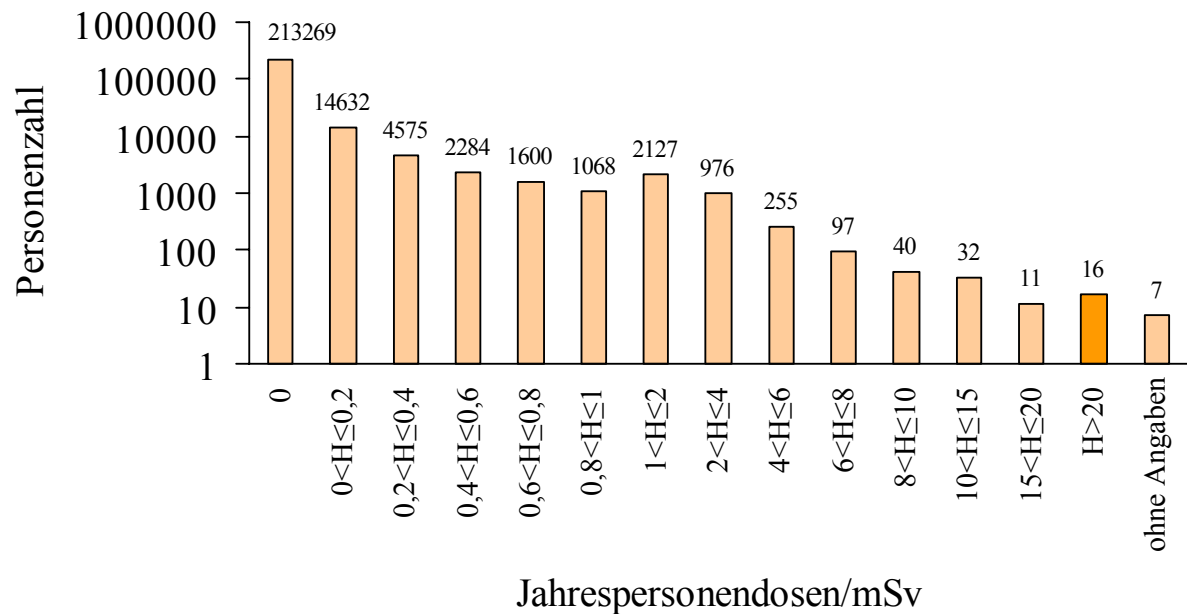
	Kategorie A	Kategorie B
Effektive Dosis	> 6 mSv pro a	> 1 mSv pro a
Organdosis Augenlinse	> 45 mSv pro a	> 15 mSv pro a
Organdosis Haut, Hände, Unterarme, Füße, Knöchel	> 150 mSv pro a	> 50 mSv pro a

## Grenzwerte für beruflich strahlenexponierte Personen

1. Effektive Dosis	20 mSv pro a
2. Organdosis Augenlinse	150 mSv pro a
3. Organdosis Haut, Hände, Unterarme, Füße, Knöchel	500 mSv pro a
4. Organdosis Keimdrüsen, Gebärmutter, Knochenmark (rot)	50 mSv pro a
5. Organdosis Schilddrüse, Knochenoberfläche	300 mSv pro a
6. Organdosis Dickdarm, Lunge, Magen, Blase, Brust, Leber, Speiseröhre, andere Organe und Gewebe gemäß StrlSchV Anlage VI Teil C Nummer 2 Fußnote 1, soweit nicht unter Nr. 4 genannt	150 mSv pro a



## Verteilung der Jahrespersonendosen beruflich Strahlenexponierter in der Medizin im Jahr 2001 (BMU-Jahresbericht)



## Strahlenschutzbereiche

	Überwachungs- bereich	Kontrollbereich	Sperrbereich
Effektive Dosis	> 1 mSv pro a	> 6 mSv pro a	
Organdosis Augenlinse	> 15 mSv pro a	> 45 mSv pro a	
Organdosis Haut, Hände, Unterarme, Füße, Knöchel	> 50 mSv pro a	> 150 mSv pro a	
Ortsdosisleistung	—	—	> 3 mSv/h
Bemerkung	nicht zum Kontrollbereich gehörender betrieblicher Bereich		Bereich des Kontroll- bereichs

<b>Strahlenexposition der Bevölkerung in der BRD</b> (BMU-Jahresbericht 2001)		<b>Mittlere effektive Jahresdosis</b>
<b>Natürliche Strahlenexposition</b> 1,2 mSv	<b>kosmische</b> Strahlenexposition	0,3 mSv
	<b>terrestrische</b> Strahlenexposition (K-40, Radionuklide aus den natürlichen Zerfallsreihen von U-238 und Th-232)	0,4 mSv
	Strahlenexposition durch <b>Ingestion natürlich radioaktiver Stoffe</b> (K-40, Radionuklide aus den natürlichen Zerfallsreihen von U-238 und Th-232)	0,3 mSv
	Strahlenexposition durch <b>Inhalation der radioaktiven Edelgase Rn-222 und Rn-220</b> und ihrer kurzlebigen Folgeprodukte (im Freien)	0,2 mSv
<b>Zivilisatorisch veränderte natürliche Strahlenexposition</b> 0,9 mSv	Strahlenexposition durch <b>Inhalation der radioaktiven Edelgase Rn-222 und Rn-220</b> und ihrer kurzlebigen Folgeprodukte (in Gebäuden)	0,9 mSv
<b>Zivilisatorische Strahlenexposition</b> ca. 2 mSv	Strahlenexposition durch Anwendung radioaktiver Stoffe und ionisierender Strahlen in der <b>Medizin</b>	2 mSv
	Strahlenexposition durch <b>Kernkraftwerke</b> und sonstige <b>kerntechnische Anlagen</b>	<0.01 mSv
	Berufliche Strahlenexposition	
	Fallout aus Kernwaffenversuchen	<0.01 mSv
<b>Unfall im Kernkraftwerk Tschernobyl</b>		<0.015 mSv

## Ursachen und Beiträge zur natürlichen Strahlenexposition in der Bundesrepublik Deutschland (alte Bundesländer)

Die Beiträge zur natürlichen Strahlenexposition sind verursacht durch:			
– die Höhenlage des Wohnortes (→ Höhenstrahlung von 0,35-0,75 mSv/a bei 0 bis 1000 m über NN, Zugspitze: 1,10 mSv/a)			
– die geologische Zusammensetzung des Erdreichs am Wohnort (→ terrestrische Strahlung von 0,04-6,30 mSv/a), z.B. in			
– Nordrhein-Westfalen		0,04-1,18	mSv/a
– Niedersachsen		0,07-0,80	mSv/a
– Schleswig-Holstein		0,13-0,57	mSv/a
– Bayern		0,14-2,91	mSv/a
– Katzenbuckel bei Eberbach/Bad.		6,30	mSv/a
zum Vergleich:			
– Monazitbezirk Indien	(mittel)	13	mSv/a
	(maximal)	40	mSv/a
– Monazitbezirk Brasilien	(mittel)	5	mSv/a
	(maximal)	120	mSv/a
– die Konstruktionsdetails der Wohnung und die Lebensgewohnheiten (→ Einwirkung von Rn-222, Rn-220 und K-40); bis zu 3 mSv/a durch:			
– Baumaterialien (Naturstein, Bims, Chemiegips (Phosphorit))			
– Stockwerk und Dichtigkeit des Kellerfundaments (Rn-222 und Rn-220 aus dem Erdreich)			
– Fensterdichtigkeit, Lüftungsgewohnheiten, Aufenthaltszeiten in der Wohnung und im Freien			

Mittlere jährliche Strahlenexposition der Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland aus natürlichen und zivilisatorischen Ursachen und berechnete Krebsmortalität, berechnet unter der Annahme einer linearen Dosis-Wirkungsbeziehung auch für kleinste Dosen (5 zusätzliche letale Krebsfälle pro 100-Mann-Sievert).

Quelle der Strahlenexposition	mittlere jährliche effektive Dosis (1986)		berechnete Krebsmortalität in Fälle pro 1 Million Einwohner *
	in mSv	Anteil an Gesamtdosis	
natürliche Strahlenexposition			
– zivilisatorisch unbeeinflusst	≈1	≈24.9 %	≈3600
– zivilisatorisch zusätzlich verursacht (K-40, Rn-222, Rn-220 u.a.)	≈1	≈24.9%	≈3600
zivilisatorische Strahlenexposition			
– Kernwaffen-Fallout	<0,01	<0,249 %	<36
– Kerntechnische Anlagen (vor allem Kernkraftwerke)	<0,01	<0,249 %	<36
– medizinische Maßnahmen	≈2	≈49.7 %	≈7200
– berufliche Strahlenexposition	<0,0015	<0,037 %	≈5
Gesamtexposition ohne Tschernobyl	≈4	100 %	≈7280
normale spontane Krebsmortalität als Vergleich			≈250000

\* Bezogen auf eine mittlere Lebenserwartung von 72 Jahren

## Strahlenexposition durch medizinische Maßnahmen (BMU-Jahresbericht 2001)

In Deutschland werden im Jahr ca. 1654 Röntgenuntersuchungen pro 1000 Einwohner durchgeführt. Damit nimmt Deutschland zusammen mit Norwegen und Luxemburg hinter Japan eine Spitzenstellung ein.

Untersuchungsart/-region	effektive Dosis/mSv
<b>Untersuchungen mit Röntgenaufnahmen</b>	
Zahnaufnahme	≤0,01
Gliedmaßen	0,01 -0,1
Schädelaufnahme	0,03 -0,1
Halswirbelsäule in 2 Ebenen	0,09 -0,15
Brustkorb (Thorax), 1 Aufnahme	0,02 -0,05
Mammographie beidseits in 2 Ebenen	0,4 -0,6
Brustwirbelsäule in 2 Ebenen	0,5 -0,8
Lendenwirbelsäule in 2 Ebenen	0,8 -1,8
Beckenübersicht	0,5 -1,0
Bauchraum (Abdomenübersicht)	0,6 -1,1
<b>Röntgenuntersuchungen mit Aufnahmen und Durchleuchtung</b>	
Magen	6 -12
Darm (Dünndarm bzw. Kolonkontrasteinlauf)	10 -18
Galle	1 -5
Harntrakt (Urogramm)	2,5 -7
Bein-Becken-Phlebographie	0,5 -2
Arteriographie und Interventionen	10 -20
<b>CT-Untersuchungen</b>	
Kopf	2 -4
Wirbelsäule/Skelett	3 -10
Brustkorb (Thorax)	6 -10
Bauchraum (Abdomen) und kleines Becken	10 -25

Bereiche mittlerer Dosiswerte für Untersuchungsverfahren in der Röntgendiagnostik an Standardpatienten/-innen (70±5 kg Körpergewicht)

Mit Hilfe sogenannter Risikokoeffizienten (nach ICRP 60) lässt sich das Risiko für strahleninduzierten Krebs durch radiologische Maßnahmen abschätzen. Dabei muss man aber folgendes beachten. Die Risikokoeffizienten sind über alle Altersstufen einer normal altersverteilten Population gemittelt. Das Risiko für einen strahleninduzierten Krebs ist jedoch aus strahlenbiologischen Gründen für junge Menschen wesentlich größer als für ältere Menschen. Wegen der großen Latenzzeiten kommt der strahleninduzierte Krebs bei älteren Personen außerdem oft nicht mehr zum Ausbruch.

Beispiel: Berechnung des Risikos für letalen strahleninduzierten Lungenkrebs durch eine Thoraxaufnahme a.p.

Risikokoeffizient:  $r_{\text{Lunge}} = 0.85\%/Sv$

Lungendosis:  $H_{\text{Lunge}} \approx 200 \mu Sv$

$$p_{\text{Lunge}} = r_{\text{Lunge}} \cdot H_{\text{Lunge}} \\ \approx 1:600000$$

## Literatur

1. Bundesministerium für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): Umwelt-radioaktivität und Strahlenbelastung (BMU-Jahresbericht 2001)
2. Rassow, J.: Risiken der Kernenergie, VCH Verlagsgesellschaft mbH, 1988
3. Krieger, H.: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz, Band 1, B.G. Teubner GmbH Stuttgart/Leipzig/Wiesbaden, 2002
4. H. Reich: Dosimetrie ionisierender Strahlung: Grundlagen und Anwendungen, B.G. Teubner GmbH Stuttgart, 1990
5. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch ionisierende Strahlen (Strahlenschutzverordnung – StrlSchV) vom 20. Juli 2001, H. Hoffmann GmbH, 2002
6. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung - RöV) vom 8. Januar 1987, zuletzt geändert durch die Verordnung vom 18. Juni 2002, H. Hoffmann GmbH, 9. Auflage 2002