



Erzeugung und Beschreibung radioaktiver Strahlenquellen

Dr. R. Mini

Radioaktivität

Atomkerne heissen radioaktiv, wenn sie unter spontaner Strahlenemission und Energieabgabe aus einem instabilen Zustand in eine stabilere Konfiguration oder Struktur übergehen.

Radioaktivität umfasst alle ohne äussere Einwirkung stattfindenden Kernumwandlungsprozesse. Dazu zählen alle Umwandlungen von Atomkerne sowie isomere Übergänge, bei denen der Ausgangskern aus einem angeregten, metastabilen Anfangszustand in einen Zustand niedrigerer Energie übergeht.

Bei allen radioaktiven Zerfällen ist die Bindungsenergie der Zerfallsprodukte kleiner als die des Mutternuklides.



In der Medizin verwendete Radionuklide

Nuklearmedizin

Offene radioaktive Strahlenquellen

Radio-Onkologie

Geschlossene radioaktive Strahlenquellen



In der Medizin verwendete Radionuklide

Radionuklide werden in der Medizin zu diagnostischen und therapeutischen Zwecke eingesetzt

Nuklearmedizin

- Nuklearmedizinische Diagnostik
- Nuklearmedizinische Therapie

Radio-Onkologie

- perkutane Strahlentherapie
- Brachytherapie



In der Medizin verwendete Radionuklide

Nuklearmedizinische Diagnostik

Für die nuklearmedizinische Diagnostik verwendet man aus applikationstechnischen und strahlenschutz Gründen mit Vorteil **reine Gamma-Strahler mit einer kurzen Halbwertszeit.**

Diese werden in einer Trägersubstanz mit einem spezifischen metabolischen Verhalten eingebunden:

Tc-99m $E_{\gamma}=0.140 \text{ MeV}$

Xe-133 $E_{\gamma}=0.365 \text{ MeV}$

.....



Diagnostik mit offenen radioaktiven Stoffen

- 65'000 Untersuchungen / Jahr
- 21 verschiedene Radionuklide
- 90 % Tc-99m

$$A_{\text{Total}} = 25 \text{ TBq}$$

$$A/\text{Unt} < 1\text{-}400 \text{ MBq}$$

$$D/\text{Unt.} : 0 < D_{\text{organ}} < 50 \text{ mGy}$$

Verteilung der Untersuchungen

(Abt. für NUKLEARMEDIZIN – INSELSPITAL BERN)

Untersuchtes Organ	Anz. Untersuchungen	%
Schilddrüse	4'500	45
Skelett	2'250	22
Lunge	1'100	11
Herz	650	7
Niere	220	2
Diverse	1'300	13
	10'020	



In der Medizin verwendete Radionuklide

Nuklearmedizinische Therapie

Für die nuklearmedizinische Therapie verwendet man hauptsächlich **reine Beta- oder kombinierte Beta-Gamma-Strahler**. Diese werden ebenfalls in eine Trägersubstanz mit einem spezifischen metabolischen Verhalten eingebunden:

I-131 $E_{\gamma}=0.365 \text{ MeV}$

P-32 $E_{\beta}=1.71 \text{ MeV}$

.....



Strahlentherapie mit offenen radioaktiven Quellen (Stoffen)

- 1'600 Therapien/Jahr
- <10 verschiedene Radionuklide
- >90% I-131

$A_{\text{total}} = 2 \text{ TBq}$

$A/\text{Therapie} = \text{einige GBq}$

D_{lokal} sehr hoch (bis 100 Gy)

Anzahl Therapien am Inselspital pro Jahr

Therapie	Anzahl	%
Radiojod/stat.	176	39
Radiojod/amb.	151	33
Radio-Embolisat.	7	2
Andere	118	26
	452	



In der Medizin verwendete Radionuklide

Therapeutische perkutane Strahlenexpositionen

geschlossene Quellen mit langer HWZ

-Tiefentherapie, Gamma-Strahler

Co-60; $E_{\gamma}=1.17 \text{ MeV}$ und 1.33 MeV

Cs-137 $E_{\gamma}=0.662 \text{ MeV}$

Strahlentherapie

-Oberflächentherapie, Beta-Strahler

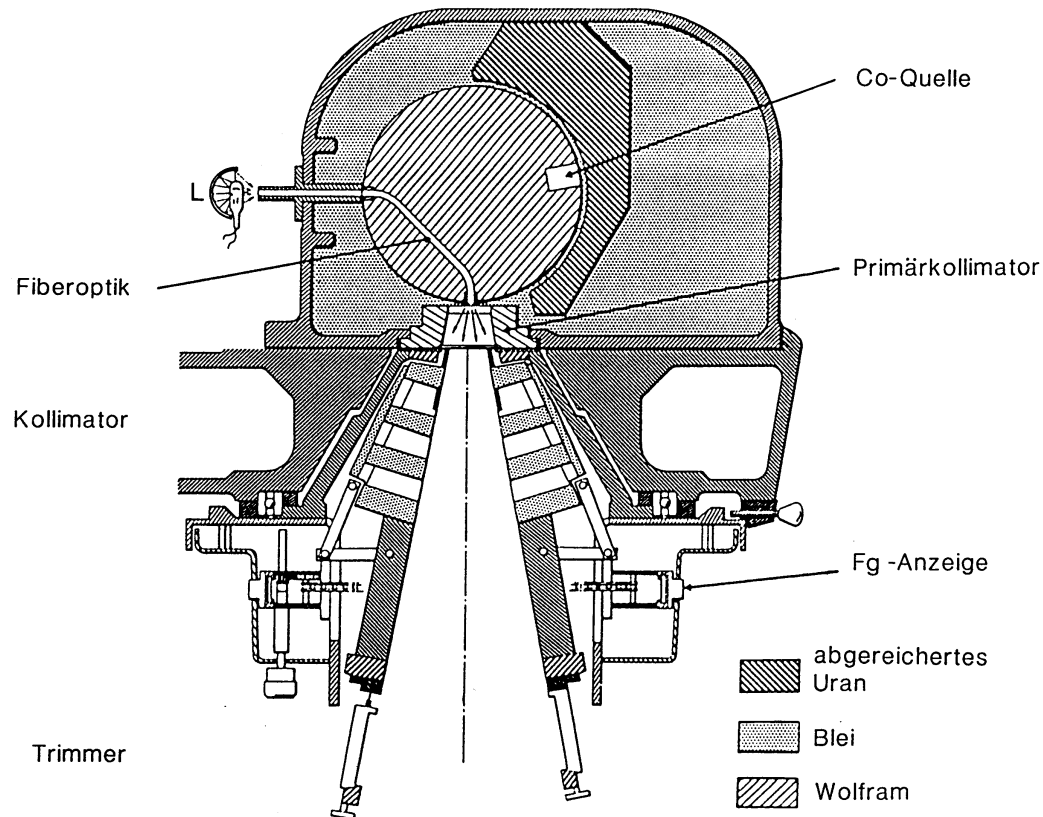
Sr-90 $E_{\beta}= 0.54 \text{ MeV}$

P-32 $E_{\beta}=1.71 \text{ MeV}$

Dermatologie, Ophtalmologie

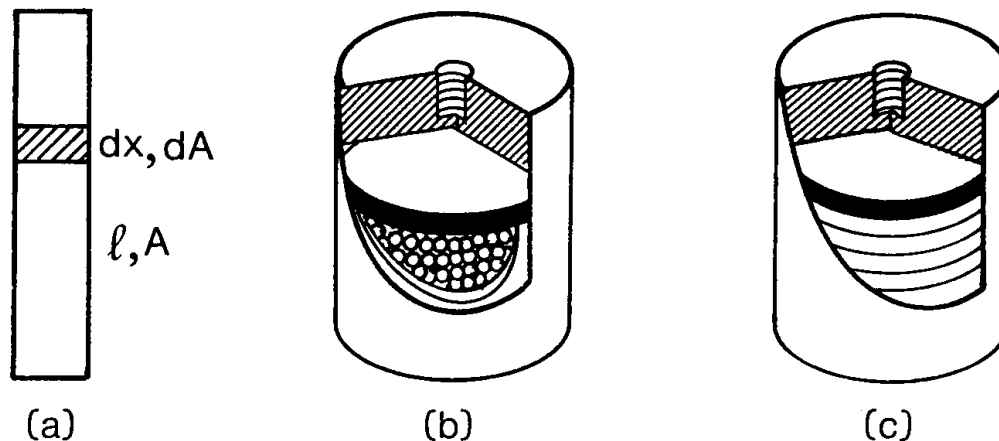


Kobalt-Anlagen



Moderner Strahlerkopf einer Kobaltanlage für die Telegamma-Strahlentherapie mit Drehverschluß und hervorragender Strahlgeometrie (Fg-Anzeige: Anzeige der Feldgröße, L: Lichtvisierlampe).

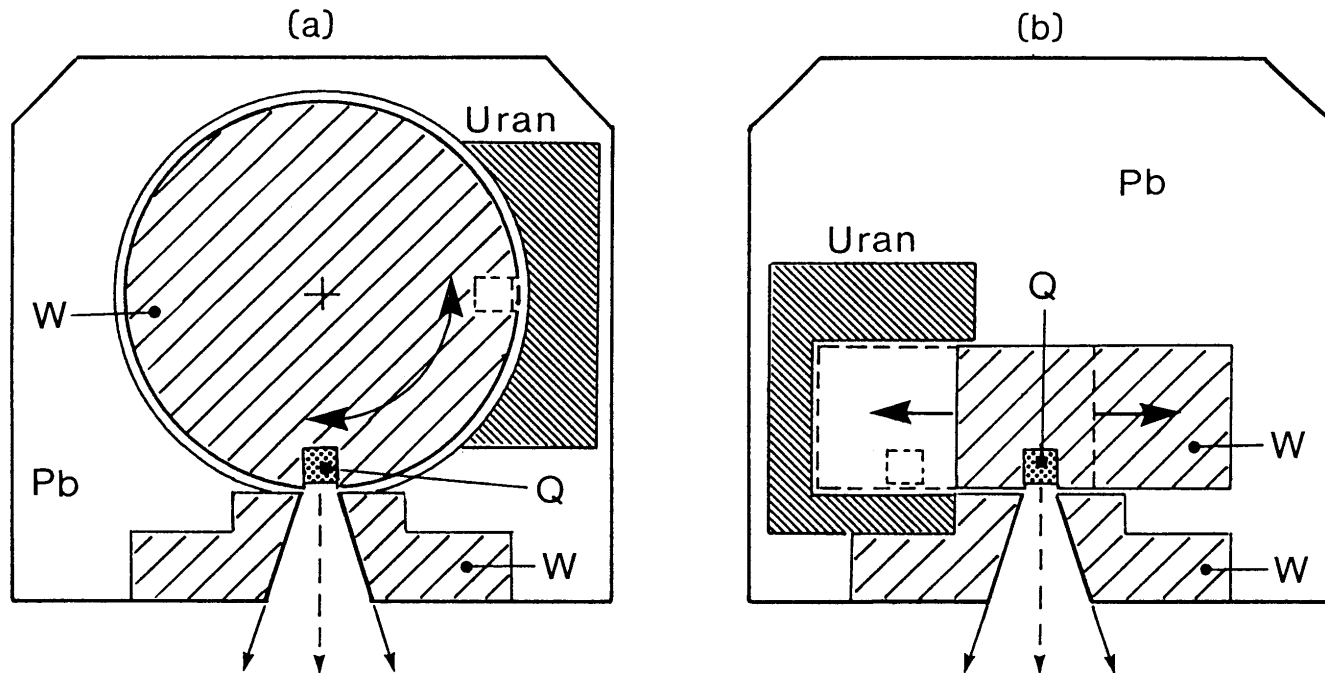
Kobalt-Anlagen



Bauformen kommerzieller Kobalt-Therapiequellen, (a): Quellenmodell zu Gleichung (1.5.1), (b): Quelle mit vernickelten "1-mm-Pellets", (c): Quelle mit massiven kreisförmigen Scheiben (Durchmesser 17 mm, Höhe 2.5 mm), Hüllen aus Edelstahl.

$$A_{\text{eff}} = \int_0^{\ell} dA \cdot e^{-\mu \cdot x} = A / \ell \cdot \int_0^{\ell} e^{-\mu \cdot x} dx = \frac{A}{\mu \cdot \ell} \cdot (1 - e^{-\mu \cdot \ell})$$

Kobalt-Anlagen



Verschlusskonstruktionsprinzipien von Kobalt-Therapiegeräten, (a): Drehverschluss, (b): Schiebeverschluss (Q: Quelle, Pb: Blei, W: Wolfram).

In der Medizin verwendete Radionuklide

Brachytherapie

Applikationstechnik: temporär oder permanent

temporäre Implantate; lange HWZ

Cs-137 $E_{\gamma}=0.662$ MeV

Ir-192 $E_{\gamma}=0.375$ MeV

permanente Implantate; kurze Reichweite

I-125 $E_{\gamma}=0.035$ MeV

Strahlentherapie

temporäre Implantate; kurze Reichweite,
lange HWZ

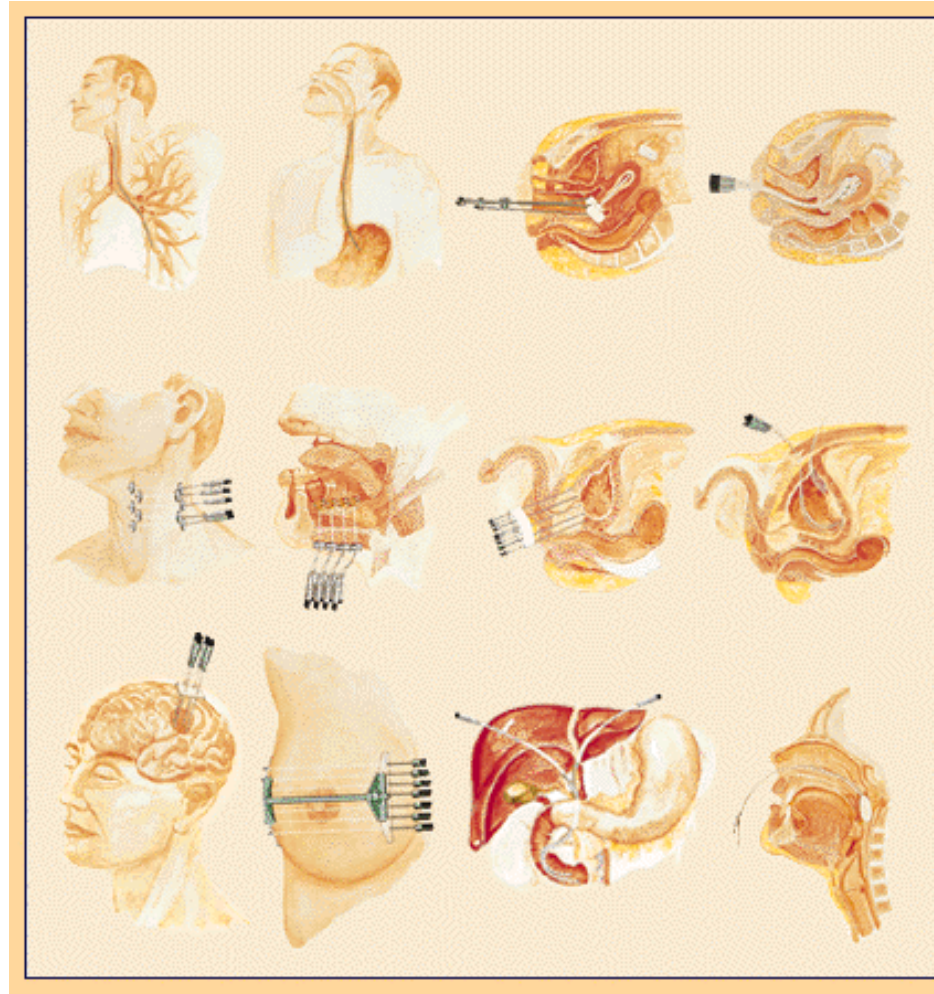
P-32 $E_{\beta}=1.71$ MeV

Kardiologie



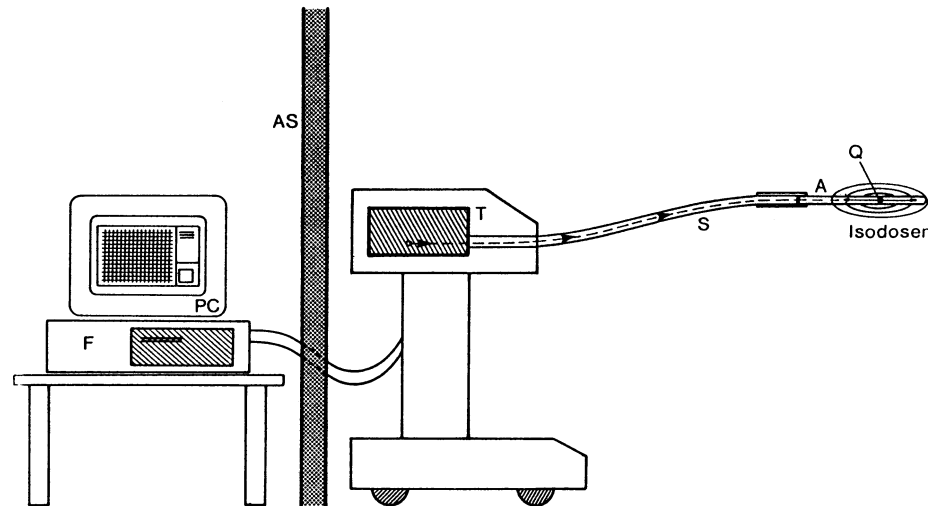
In der Medizin verwendete Radionuklide

Brachytherapie



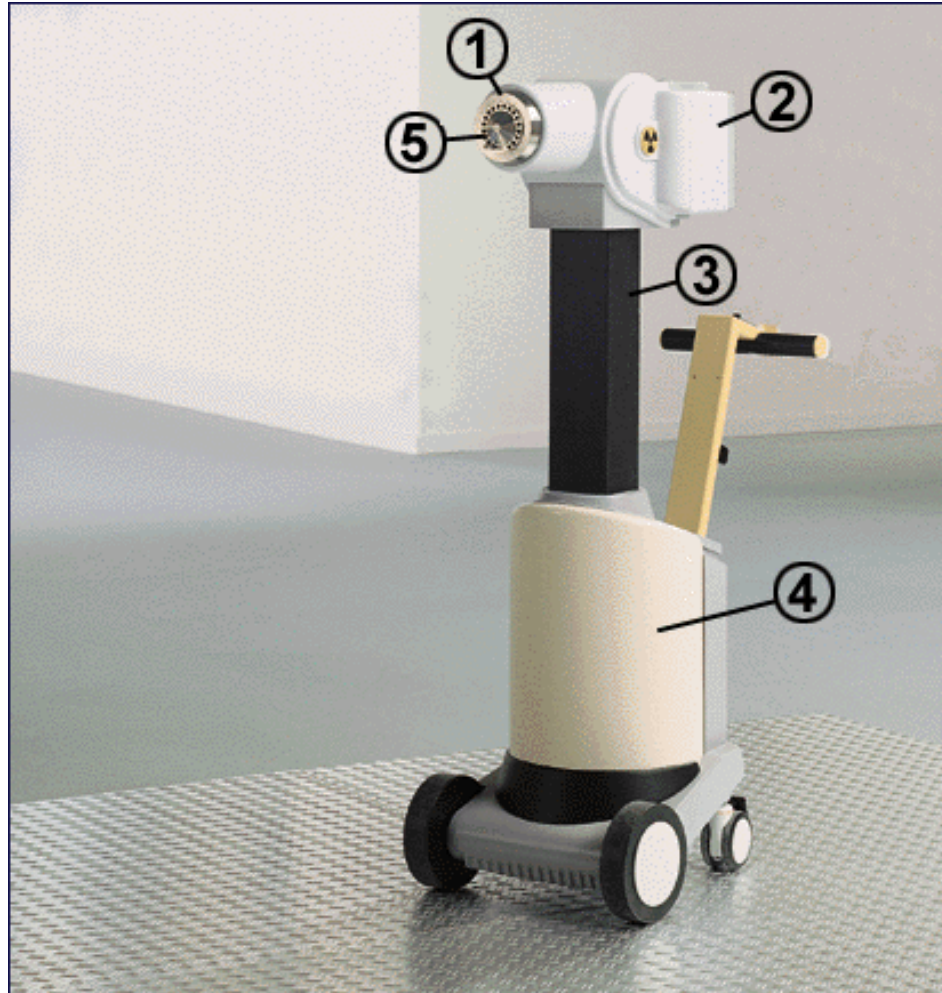
Dosimetrie bei inkorporierten Gammaquellen

Ein Spezialfall stellt die Dosimetrie in der Brachytherapie dar.



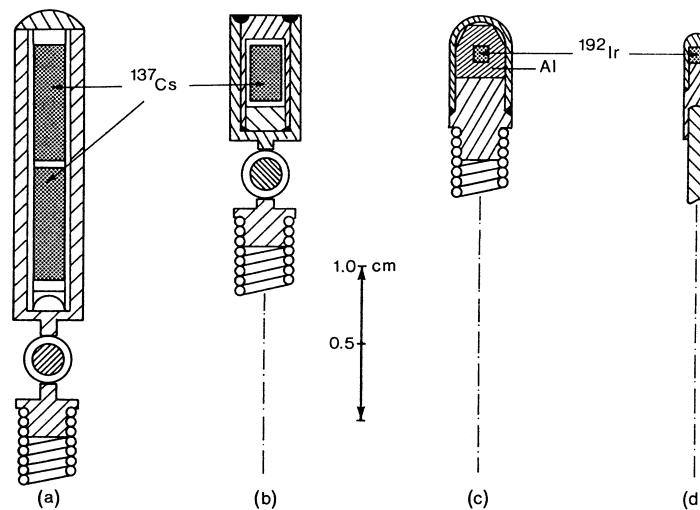
Prinzip der Nachladetechnik (T: Quellentresor, S: Führungsschlauch, Q: bewegliche Quelle, A: Applikator, F: Fernsteuerung, PC: Personalcomputer, AS: Abschirmung).

Afterloading-Geräte



Dosimetrie bei inkorporierten Gammaquellen

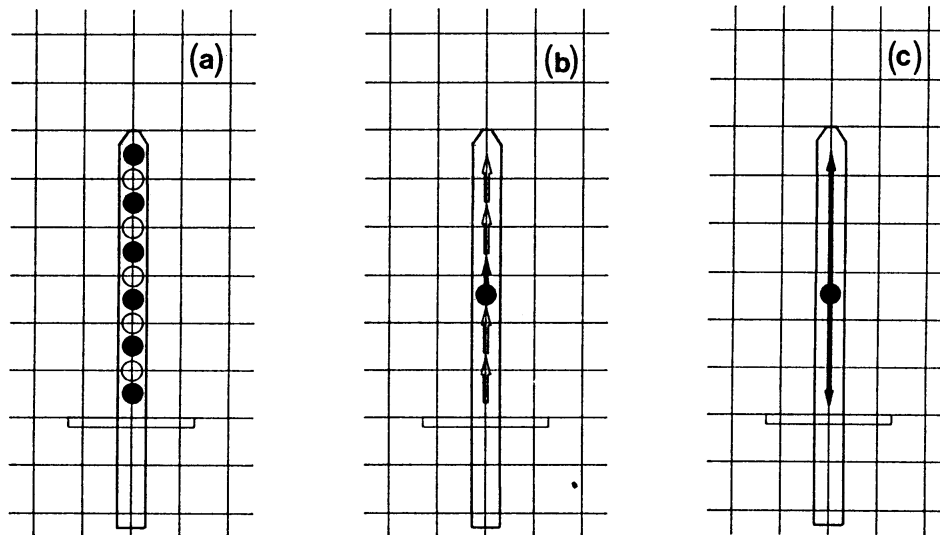
Die in der Brachytherapie verwendeten geschlossenen Quellen sind meist punktförmig oder lassen sich in eine Menge von fast punktförmigen Teilquellen zerlegen.



Verschiedene Bauformen kommerzieller Afterloadingquellen für die medizinische Verwendung, (a): ^{137}Cs -Sulfat-Quelle (Aktivität 74 GBq = 2 Ci), doppelt in Edelstahl gekapselt. (b): Wie (a), (11 GBq = 300 mCi). (c): Gynäkologische ^{192}Ir -Quelle (max. 444 GBq = 12 Ci), eingebettet in Al, Kapselung Edelstahl. (d): Kompakte ^{192}Ir -Spickquelle mit einfacher Stahlkapselung (max. 8 Ci, 300 GBq). Die Quellen (a)-(c) sind an federnden Wellen aus Stahl befestigt, Quelle (d) wird von einem hochflexiblen geflochtenen Stahldraht geführt.

Dosimetrie bei inkorporierten Gammaquellen

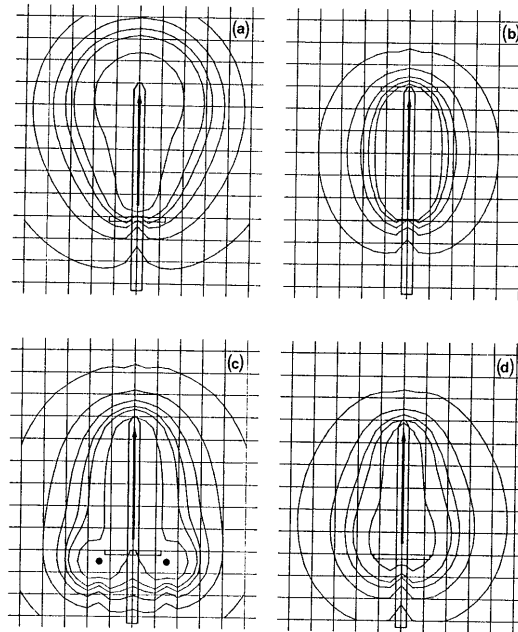
Die gewünschten Dosisverteilungen werden in der Regel entweder mit mehreren Punktquellen oder mit einer einzigen Punktquelle die bewegt wird erzeugt.



Mehr- und Einzelquellenmethoden beim Afterloading, (a): Mehrquellenmethode (abwechselnd aktive und inaktive Elemente, 60-Co-Perlen), (b): schrittweise Bewegung einer Einzelquelle, (c): oszillierende Einzelquelle (der Pfeil entspricht der Bewegungsamplitude = aktive Länge).

Dosimetrie bei inkorporierten Gammaquellen

Die Dosimetrie ist normalerweise Applikatorbezogen und interessiert hauptsächlich im quellennahen Bereich



Durch Bewegung einer einzelnen ^{192}Ir -Punktquelle erzeugte intrakavitäre und interstitielle Dosisleistungsverteilungen. (a): Lineare Bewegung mit Haltezeit an der Applikatorspitze. (b): Lineare Bewegung (Pfeil = aktive Länge). (c): 3-Quellen-Technik für Collumbehandlung (zwei ruhende, eine bewegliche Quelle). (d): Lineare Bewegung mit Haltezeit im unteren Umkehrpunkt. Die Isodosen sind von außen nach innen für (a) und (c): 20%, 40%, 60%, 80%, 100%, 150%, für (b) und (d): 20%, 40%, 60%, 80%, 100%.

Strahlentherapie mit geschlossenen radioaktiven Quellen

(Intrakavitäre und Interstitielle Therapien)

- 1000-5000 Therapien/Jahr
- Ir-192 ; Cs-137 ; kein Radium!!
- I-125 ; etc..

$A/\text{Therapie} = 1 \text{ GBq} - 500 \text{ GBq}$

D_{Target} , fraktioniert = bis 100 Gy

Anzahl Therapien am Inselspital

Therapie	Anzahl	%
LDR Cs-137 intrakavitär	20	5
LDR Ir-192 interstitiell	20	5
HDR Ir-192	400	90
	440	



Radioaktive Quellen

Radioelement	Halbwertszeit	Energie der ausgesendeten Strahlung	
		β^*	γ
H-3	12,26 Jahre	β^- : 18.6 keV	
C-14	5730 Jahre	β^- : 156 keV	
P-32	14,3 Tage	β^- : 1.71 MeV	
K-40	$1.27 \cdot 10^9$ Jahre	β^- : 1.3 MeV	1.46 MeV
Cr-51	27.7 Tage		0.32 MeV
Co-60	5.26 Jahre	β^- : 0.31 MeV	1.17 MeV
		1.49 MeV	1.33 MeV
Se-75	121 Tage		136 keV
			265 keV
			280 keV
Sr-90	28.1 Jahre	β^- : 0.55 MeV	
Y-90	64 Tage	β^- : 2.27 MeV	
Mo-99	66.7 Std.	β^- : 0.46 MeV	40 keV
		1.23 MeV	140 keV
Tc-99m	6.03 Std.		180 keV
I-123	13.0 Std.		140 keV
I-125	60 Tage		159 keV
I-131	8.06 Tage		35.4 keV
Xe-133	5.31 Tage	β^- : 0.61 MeV	365 keV
Cs-137	30.0 Jahre	β^- : 0.35 MeV	81 keV
Ir-192	74.2 Tage	β^- : 0.51 MeV	0.662 MeV
		β^- : 0.67 MeV	0.296 MeV
		β^- :	0.308 MeV
			0.317 MeV
			0.468 MeV
Au-198	2.69 Tage	β^- : 0.96 MeV	0.412 MeV
Ra-226	1600 Jahre	α : 4.78 MeV + Tochterprodukte	
Am-241	458 Jahre	α : 5.64 MeV	60 keV
Cf-252	2.65 Jahre	α : 6.17 MeV + Spaltneutronen	



Erzeugung radioaktiver Strahlenquellen für die Medizin

- chemische Isolation von spezifischen Radionukliden aus **Spaltprodukten** nach Kernspaltung schwerer Elemente
- künstliche **Aktivierung** natürlicher stabiler Elemente durch **Neutronenbeschuss** (Neutroneneinfang)
- künstliche Induzierung von **Kernumwandlungen** durch Beschuss mit beschleunigten **elektrisch geladenen Teilchen** (Protonen, α ..)



Erzeugung radioaktiver Strahlenquellen für die Medizin

Cs-137

Cs-137 wird aus Reaktorabfällen gewonnen, da Cäsium ein häufig vorkommendes Spaltfragment ist. Um es medizinisch verwenden zu können, muss es mehrere Jahre zwischengelagert werden um den Zerfall des simultan entstehenden Cs-134 ($T=2a$) abzuwarten, da eine chemische Trennung bei der Isotope nicht möglich ist.



Erzeugung radioaktiver Strahlenquellen für die Medizin

Co-60, Ir-192

Co-60 und Ir-192 werden durch Aktivierung von Quellen durch Neutroneneinfang erzeugt. Die technisch erreichbare Sättigungsaktivität ist vom verfügbaren Neutronenfluss und von der Expositionszeit abhängig. Eine Faustregel besagt, dass zur Erreichung einer optimalen Sättigungsaktivität eine Aktivierungszeit von 4-5 Halbwertszeiten notwendig ist.

Für Co-60 würde dies eine Aktivierungszeit von 20-25 Jahre bedeuten, was aus praktischen Gründen nicht möglich ist.



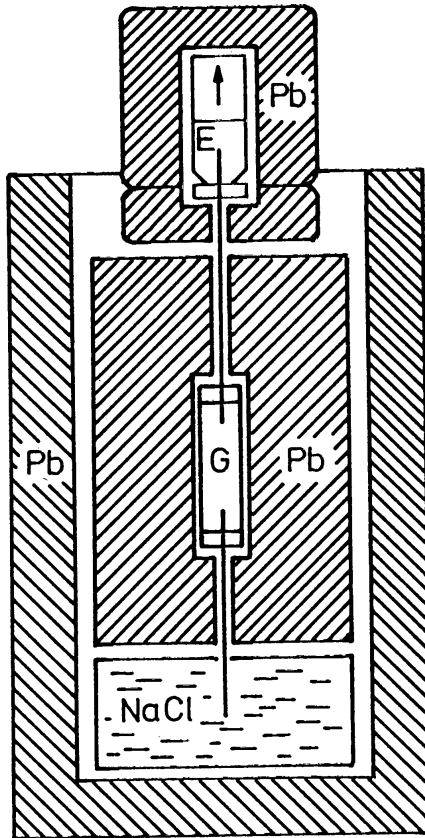
Erzeugung radioaktiver Strahlenquellen für die Medizin

Radionuklidgenerator: Tc-99m

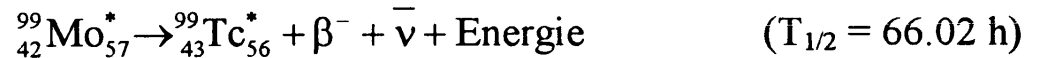
Das wichtigste Radionuklid für die diagnostische Nuklearmedizin ist Tc-99m. Dessen Herstellung geschieht mit einem Radionuklidgenerator.

- Dieser besteht aus einer Trägermatrix mit radioaktivem Spaltmolybdän in Form von Aluminium-Molybdat.
- Bei dessen Zerfall löst sich das entstandene Tc-99m durch Rückstoss aus der Trägermatrix und ist frei beweglich.
- Dieses wird dieses mit einer physiologischen Kochsalzlösung aus dem Generator ausgewaschen





Schematischer Aufbau eines kommerziellen Technetiumgenerators. G: Generatorsäule mit ^{99}Mo , NaCl: Elutionsmittel (NaCl-Lösung), E: Eluat aus NaCl mit $^{99\text{m}}\text{Tc}$, Pb: Bleiabschirmungen.



Erzeugung radioaktiver Strahlenquellen für die Medizin

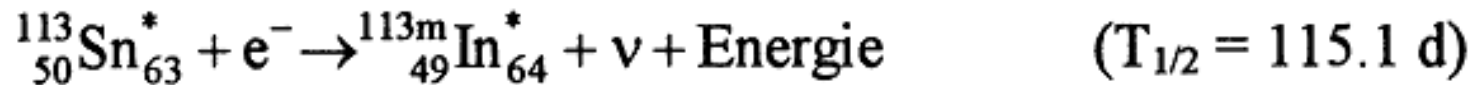
Radionuklidgenerator: Tc-99m

- Maximale Anreicherung von Tc-99m nach 24 h
- Die zu gewinnende Aktivität des Tc-99m hängt von der vorhandenen Aktivität des Mo-99 ab
- Mit handelsüblichen Tc-99m-Generatoren lassen sich Aktivitäten von $A = 37 \text{ GBq}$ gewinnen.



Andere Nuklidgeneratoren

$^{113\text{m}}\text{In}$ ($^{113}\text{Zinn}/^{113\text{m}}\text{Indium-Generator}$)



Erzeugung radioaktiver Strahlenquellen für die Medizin

Erzeugung von Positronenstrahlern

Positronstrahler haben im Vergleich zu stabilen Nukliden ein zu Gunsten der Protonen verschobenes Neutronen-Protonen-Verhältnis. Zu deren Erzeugung werden spezielle für die Nuklidproduktion konstruierte Kompaktzyklotrone verwendet. Mit diesen Zyklotronen werden hohe Strahlströme von Protonen, Deuteronen oder Alphateilchen erzeugt und auf geeignete Targets geleitet. In diesen werden dann die gewünschten Kernreaktionen erzeugt.

Bsp. O-18 (p,n) Fe-18
 N-14 (d,n) O-15
 O-16 (p, α) N-13



Dosimetrie



Dosimetrie bei der Applikation radioaktiver Strahlenquellen

Insbesondere bei den Applikationen der Nuklearmedizin entstehen sehr komplexe radiologische Verhältnisse, die eine einfache Dosisbestimmung verunmöglichen. Ist die Verteilung der Radionuklide im Körper eines Patienten genügend genau bekannt, lassen sich die resultierenden Dosisverteilungen anhand von Monte Carlo-Berechnungen ermitteln. Bei Funktionsanalysen ist allerdings zu berücksichtigen, dass die Verteilung der radionuklide durch die organspezifische metabolische Prozesse zeitlich variiert (Aufnahme, Einlagerung, Ausscheidung)



Dosimetrie bei der Applikation radioaktiver Strahlenquellen

Dosimetrie „externer“ radioaktiver Strahlenquellen

Dosisleistungskonstanten

Dosimetrie inkorporierter radioaktiver Strahlenquellen

„S-Faktoren“



Dosimetrie bei der Applikation radioaktiver Strahlenquellen

Eine einfache Dosisabschätzung ist nur unter folgenden Bedingungen möglich:

- die Radionuklide sind homogen in einem Organ verteilt
- die Abmessungen des Organes sind gross gegenüber der Reichweite der emittierten Strahlenteilchen (α, β)

$$D = A \cdot E \cdot t / G$$

A: Aktivität; E=Energie der Strahlenteilchen

G: Masse des Organes; t: Expositionszeit



Dosimetrie bei der Applikation radioaktiver Strahlenquellen

Die Dosisleistung in einem bestimmten Organ reduziert sich durch den radioaktiven Zerfall (T_{ph}) und durch physiologische Ausscheidungsprozesse (T_{biol}). Dies lässt sich in erster Näherung anhand der „effektiven Halbwertszeit (T_{eff})“ berücksichtigen:

$$\frac{1}{T_{eff}} = \frac{1}{T_{ph}} + \frac{1}{T_{biol}} \quad \text{bzw.} \quad T_{eff} = \frac{T_{ph} \cdot T_{biol}}{T_{ph} + T_{biol}}$$

$$A(t) = A_0 \cdot e^{-\frac{\ln 2 \cdot t}{T_{eff}}}$$



Dosimetrie bei der Applikation radioaktiver Strahlenquellen

Dosimetrie von Gamma-Strahlern

- Die Dosimetrie von Gamma-Strahlern ist stark von den räumlichen Verhältnissen (Anatomie, Radionuklidverteilung) abhängig.
- Nur ein kleiner Teil der Energie wird am Emissionsort (Organ) deponiert.

Falls das Radionuklid in einem punktförmigen Depot konzentriert ist, lassen sich die Dosen wie folgt abschätzen:

$$D(r) = K_{\gamma} * A * k(r) / r^2$$

K_{γ} : Gamma-Dosisleistungskonstante;

$k(r)$: Absorptionskorrektur



Dosisleistungskonstanten

Für radioaktive Strahler kann unter bestimmten Bedingungen die Ortsdosisleistung durch Photonenstrahlung im Abstand r von der Strahlenquelle aus der Aktivität des Strahlers berechnet werden. Gilt das Abstandsquadratgesetz für die Ausbreitung der Strahlungsintensität und findet zwischen Aufpunkt und Strahler keine Absorption oder Streuung statt, kann die Kermaleistung mit Hilfe der Dosisleistungskonstanten Γ_δ und der Aktivität A berechnet werden.

$$\dot{K}_\delta(r) = \Gamma_\delta \cdot \frac{A}{r^2}$$



Dosisleistungskonstanten

Radionuklid	Γ (mGy·m ² ·h ⁻¹ ·GBq ⁻¹)
²² Na	0.281
⁵⁷ Co	0.0133
⁶⁰ Co	0.307
⁹⁹ Mo	0.0341
^{99m} Tc	0.0141
¹³¹ I	0.0518
¹³³ Xe	0.0121
¹³⁷ Cs*	0.0768
¹⁹² Ir	0.109
¹⁹⁸ Au	0.0548
²²⁶ Ra**	0.197
²⁴¹ Am	0.00576

Herleitung der Dosisleistungskonstanten

$$\overset{\circ}{K}_{\delta}(r) = \Gamma_{\delta} \cdot \frac{A}{r^2}$$

$$n = \frac{N}{O} = A \cdot \frac{t}{4\pi \cdot r^2}$$

$$N_F = F \cdot n = F \cdot A \cdot \frac{t}{4\pi \cdot r^2}$$

$$E_{\text{tot}} = N_F \cdot E_{\gamma} = F \cdot A \cdot \frac{t}{4\pi \cdot r^2} \cdot E_{\gamma}$$



Herleitung der Dosisleistungskonstanten

$$E_{\text{tot}} = N_F \cdot E_\gamma = F \cdot A \cdot \frac{t}{4\pi \cdot r^2} \cdot E_\gamma$$

$$K = \frac{dE_{\text{tot}}}{dm} = \frac{dE_{\text{tot}}}{\rho \cdot dV} = \mu_{\text{tr}} \cdot N_F \cdot E_\gamma \cdot \frac{dx}{\rho \cdot F \cdot dx} = \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \cdot \frac{N_F \cdot E_\gamma}{F}$$

$$K = \frac{dE_{\text{tot}}}{dm} = \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \cdot A \cdot E_\gamma \cdot \frac{t}{4\pi \cdot r^2}$$

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{\mu_{\text{tr}}}{\rho} \cdot E_\gamma \cdot \frac{A}{r^2}$$



Herleitung der Dosisleistungskonstanten

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{\mu_{tr}}{\rho} \cdot E_{\gamma} \cdot \frac{A}{r^2}$$

$$\dot{K}_{\delta}(r) = \Gamma_{\delta} \cdot \frac{A}{r^2}$$

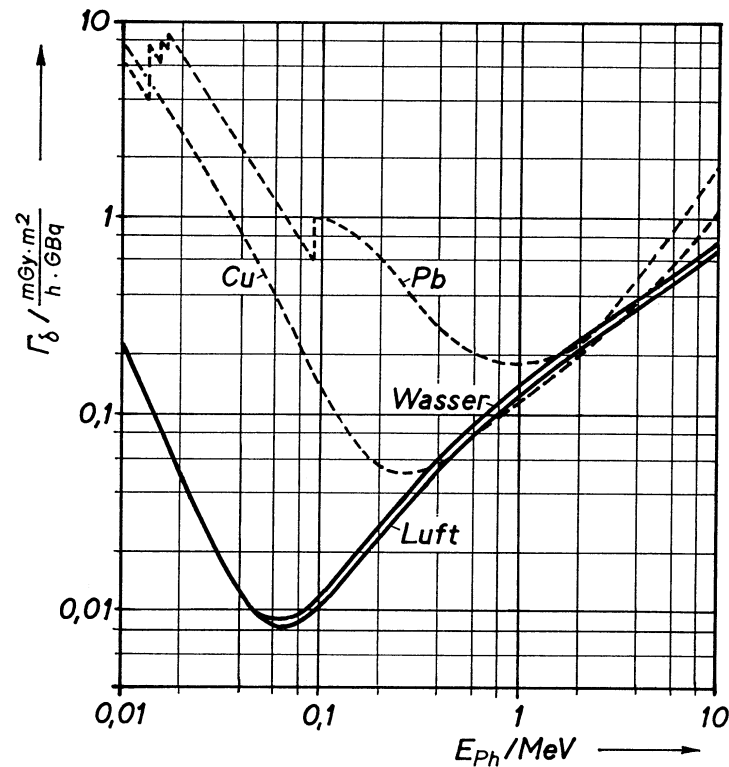
$$\Gamma_{\delta} = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{\mu_{tr}}{\rho} \cdot E_{\gamma}$$

$$\Gamma_{\delta} = \frac{1}{4\pi} \cdot \sum_i w_i \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_i \cdot E_i$$



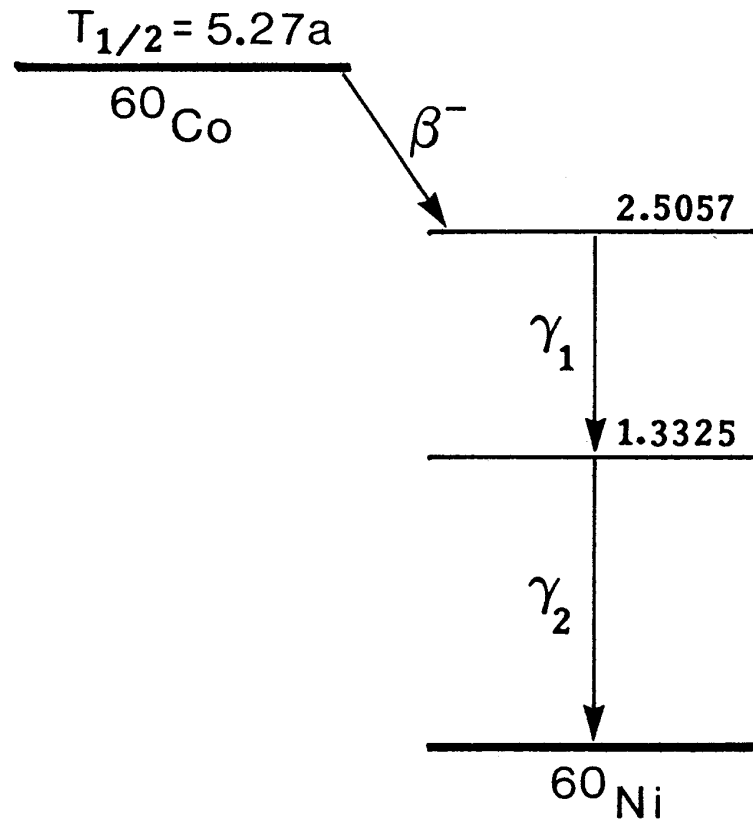
Dosisleistungskonstanten

$$\Gamma_{\delta} = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{\mu_{tr}}{\rho} \cdot E_{\gamma}$$



Berechnete Dosisleistungskonstanten in Abhängigkeit von der Photonenenergie für monoenergetische Photonenstrahlung in verschiedenen Materialien.

Kobalt-Anlagen



Vereinfachtes Zerfallsschema von ^{60}Co , nach [Lederer], Energien in MeV.

Beta-Dosisleistungskonstanten

Bei Beta-Strahlern sind die Verhältnisse etwas komplizierter, da in diesem Fall die Absorption bzw. die Streuung der Betas nicht mehr vernachlässigt werden kann. Für externe Strahlenquellen wird diese mit einer empirisch ermittelten Beta-Korrekturfunktion $f(r)$ für Luft berücksichtigt.

Die Kermaleistung dK/dt ergibt sich dann mit Hilfe der Beta-Dosisleistungskonstanten K_β , der Beta-Korrekturfunktion $f(r)$ und der Aktivität A wie folgt:

$$dK/dt = K_\beta * A * f(r) / r^2$$



Beta-Dosisleistungskonstanten

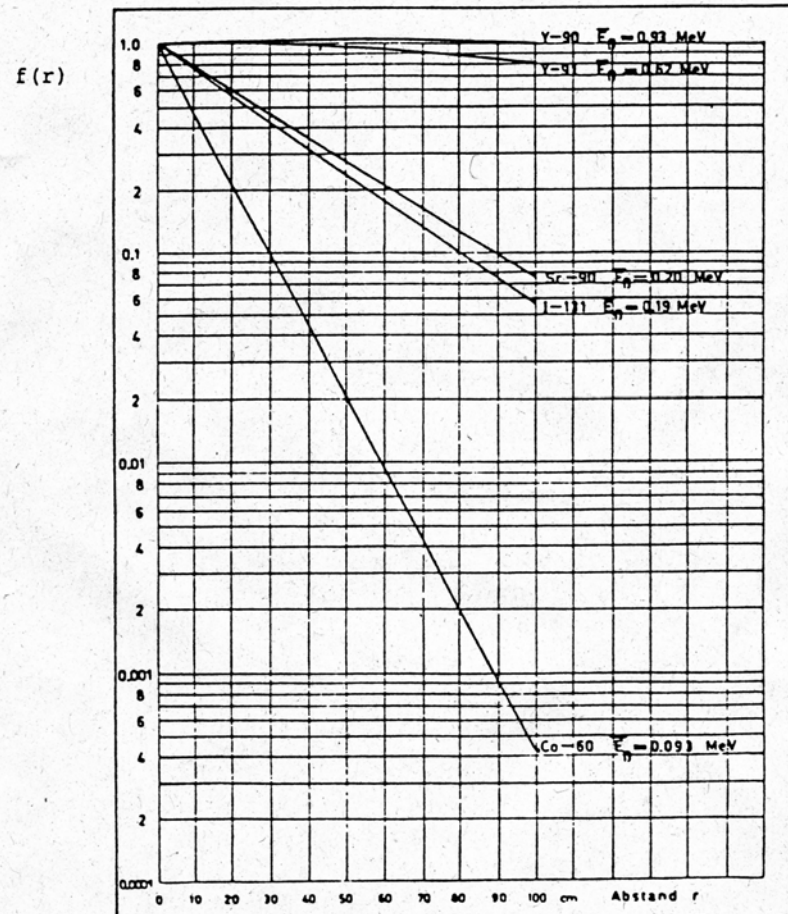
Kenndaten häufig verwendeter Beta-Strahlenquellen

Radio-nuklid	E_{\max} Maximal- energie (MeV)	\bar{E} Mittlere Energie (MeV)	K_β Beta-Dosis- Konstante $(\frac{\text{rem}}{\text{h}} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{Ci}})$	K_B/Z Bremsstrahlungs-Dosis- Konstante, $(\frac{\text{rem}}{\text{h}} \cdot \frac{\text{m}^2}{\text{Ci}})$
C-14	0,156	0,05	155	$1,6 \cdot 10^{-6}$
Na-24	1,39	0,55	36	$1,9 \cdot 10^{-4}$
P-32	1,71	0,69	34	$3,0 \cdot 10^{-4}$
S-35	0,167	0,049	145	$1,5 \cdot 10^{-6}$
K-42	3,52	1,47	25	$1,4 \cdot 10^{-3}$
Ca-45	0,252	0,078	110	$3,8 \cdot 10^{-6}$
Fe-59	0,48	0,13	76	$1,1 \cdot 10^{-5}$
Co-60	0,31	0,095	97	$5,7 \cdot 10^{-6}$
Sr-90	0,55	0,17	74	$1,8 \cdot 10^{-5}$
Y-90	2,27	0,92	29	$5,3 \cdot 10^{-4}$
J-131	0,606	0,19	64	$2,3 \cdot 10^{-5}$
Cs-137	1,176	0,18	60	$2,0 \cdot 10^{-5}$
Tm-170	0,97	0,32	44	$6,5 \cdot 10^{-5}$
Ir-192	0,67	0,17	60	$1,8 \cdot 10^{-5}$
Au-198	0,96	0,31	45	$6,1 \cdot 10^{-5}$
Tl-204	0,77	0,24	48	$3,6 \cdot 10^{-5}$

- Lit.:
- H. SCHULTZ, H.-G. VOGT : Grundzüge des praktischen Strahlenschutzes, Thieme-Verlag, München
 - R.G. JAEGER, W. HÜBNER : Dosimetrie und Strahlenschutz, Georg Thieme-Verlag, Stuttgart

Beta-Korrekturfunktion für Luft

Beta-Korrekturfunktion für Luft





Erzeugung und Beschreibung radioaktiver Strahlenquellen

Dr. R. Mini