

Physik und Technik in der Nuklearmedizin

Bestrahlungsplanung

Grundlagen:

Quantifizierende Bildgebung

Dosimetrie und Dosisberechnung in der Nuklearmedizin

J. Kupferschläger, Dipl.-Phys.

Quantifizierende Bildgebung

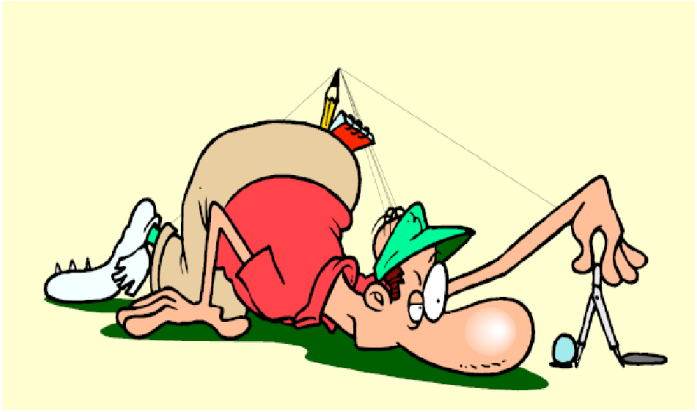
Bildgebung

[cps/voxel]

Korrektur

Quantitative Daten

[Bq/ml]



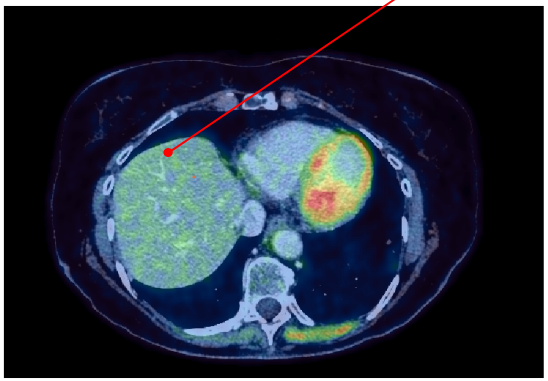
= Suche und finde das Bq

Quantifizierende Bildgebung:
Einflussfaktoren und Korrekturen

Effekt	Ursache	Korrektur nötig/möglich?
Schwächung	Comptonstreuung	Unbedingt/ja
Streuung	Comptonstreuung	Unbedingt/ja
Auflösung	Abbildungssystem	Ja/eingeschränkt
Rauschen	Stochastischer Messprozess	Ja/schaug‘n mer mal
Bewegung	Atmung, Peristaltik, Patient	Ja/schaug‘n mer mal
Zufällige Konzidenzen	PET-spezifisch	Unbedingt/ja
Und vieles mehr		?????

Quantifizierende Bildgebung:
Schwächung

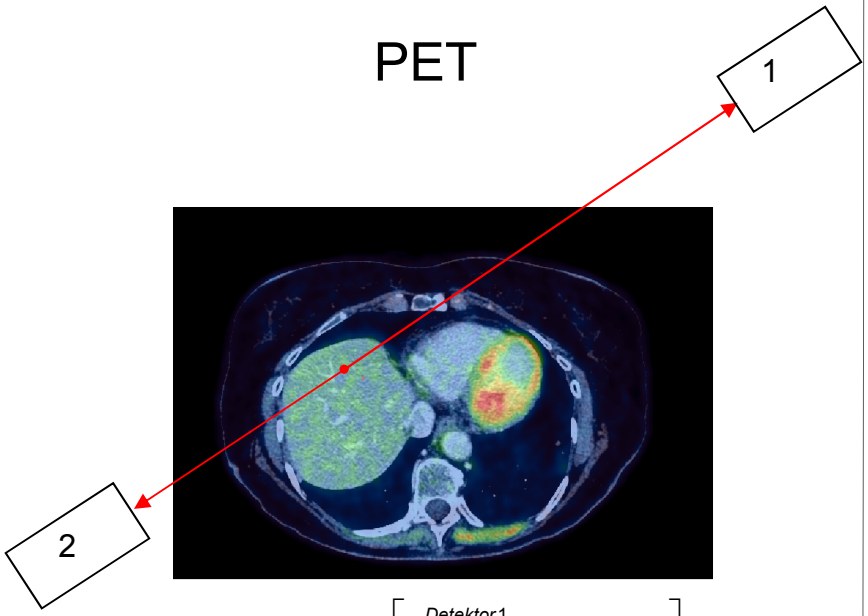
Gammakamera
(2D/3D)



$$f(x,y) = \exp\left[-\int_{(x,y)}^{Detektor} \mu(x',y')\,dL\right]$$

ortsabhängig!

PET



$$f_1(x,y) = \exp\left[-\int_{(x,y)}^{Detektor\,1} \mu(x',y')\,dL\right]$$

$$f_2(x,y) = \exp\left[-\int_{(x,y)}^{Detektor\,2} \mu(x',y')\,dL\right]$$

$$f = f_1 \cdot f_2 = \exp\left[-\int_{Detektor\,1}^{Detektor\,2} \mu(x',y')\,dL\right]$$

ortsunabhängig

Quantifizierende Bildgebung:
Ermittlung von Schwächungskoeffizienten (μ-map)

CT



- liefert erstmal nur HU
  - Umrechnung in μ-map
  - Energiekorrektur
- Vorsicht bei KM

Transmissionsmessung mit radioaktiven Quellen

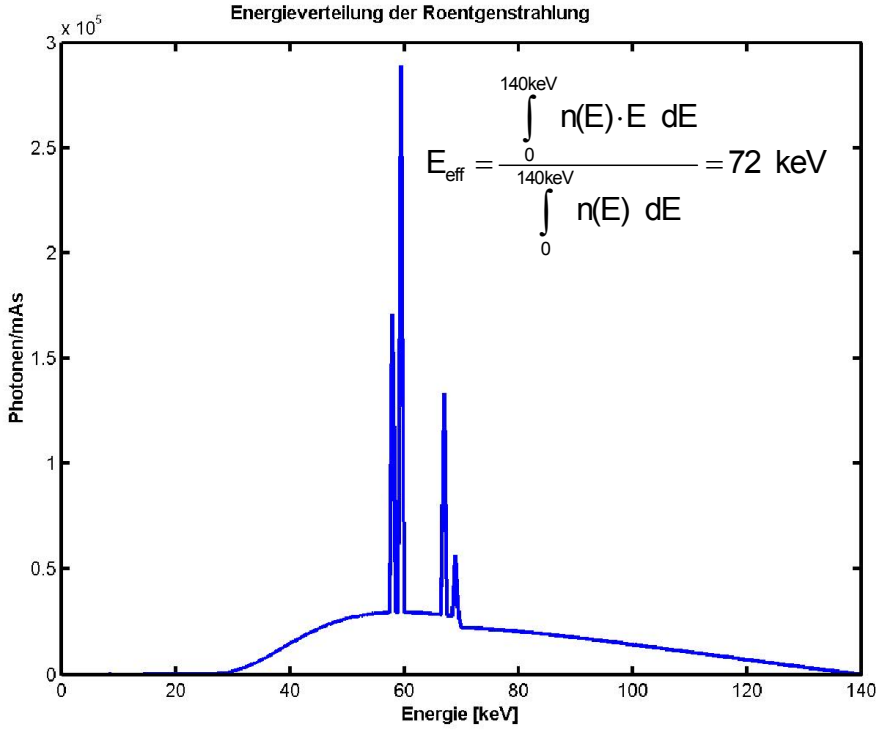
PET : ^{68}Ge

SPECT: ^{153}Gd



- liefert direkt die μ-map bei Energie E
  - erfordert Energiekorrektur
- Teuer, Rauschbehaftet

Quantifizierende Bildgebung:
Umrechnung der CT-Einheiten (HU) in Schwächungs-koeffizienten (μ)



$$E_{eff} = \frac{\int_0^{140keV} n(E)\cdot E \; dE}{\int_0^{140keV} n(E) \; dE} = 72 \; keV$$

$$HU = \frac{\mu_{Gewebe} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \cdot 1000$$

Energiekorrektur :

$HU < 0$ (Mischung aus Luft und Wasser)

$$\mu(E) = \mu_{H_2O}(E) + \frac{(\mu_{H_2O}(E) - \mu_{air}(E)) \cdot HU}{1000}$$

$HU \geq 0$ (Mischung aus Wasser und Knochen)

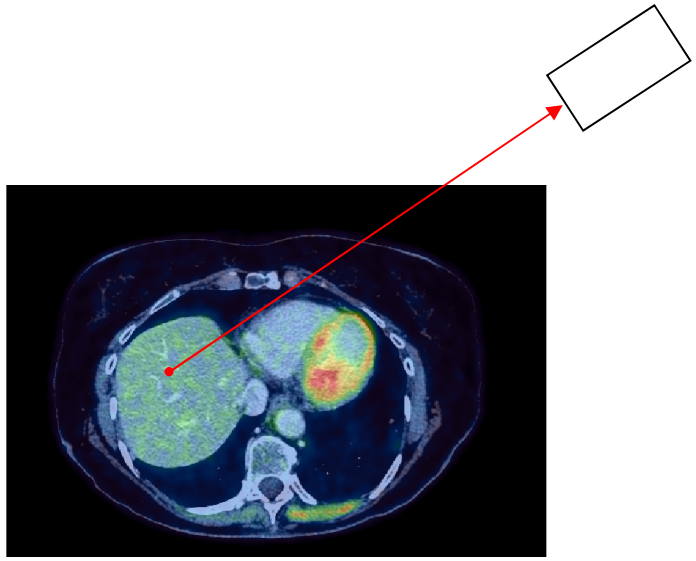
$$\mu(E) = \mu_{H_2O}(E) + \frac{(\mu_{bone}(E) - \mu_{H_2O}(E)) \cdot HU}{1000} \cdot Q$$

$$Q = \frac{\mu_{H_2O}(E_{eff})}{\mu_{bone}(E_{eff}) - \mu_{H_2O}(E_{eff})}$$

Quantifizierende Bildgebung:
Schwächungskorrektur: SPECT

Voraussetzung: Kenntnis der μ-map (Schwächungskarte): Bildmatrizen der linearen Schwächungskoeffizienten für die entsprechende Energie.

- Transmissionsmessung mit Linienquellen
- CT: Wandlung der HU in μ-Werte



$$f(x,y) = \exp\left[-\int_{(x,y)}^{Detektor} \mu(x',y')\,dL \right]$$

Korrektur (nicht analytisch):

Berechnung der Schwächungsfaktoren f für alle Bildpunkte und Projektionen

Einbinden dieser Faktoren in eine iterative Rekonstruktion: $f \rightarrow w_{ij}$

$$a_j^{(k+1)} = a_j^{(k)} \cdot \frac{1}{\sum_i w_{ij}} \cdot \sum_i w_{ij} \cdot \frac{m_i}{n_i^{(k)}}$$

$$w_{ij} = geom_{ij} \cdot atten_{ij}$$

Alternativ (und ungenauer): Chang-Verfahren

Berechnung der Schwächungsfaktoren f für alle Bildpunkte und Projektionen

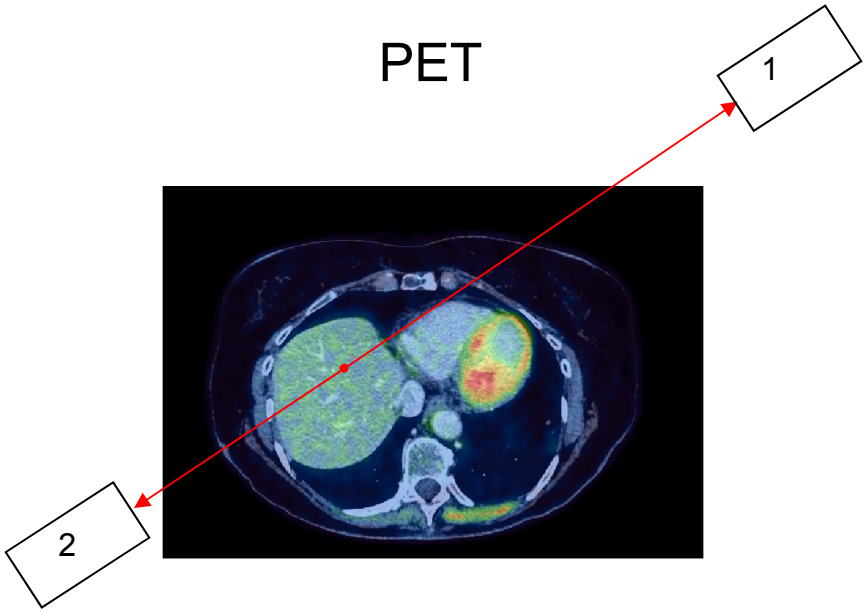
Ausmittelung für jeden Bildpunkt über alle Projektionen

Multiplikation des nicht korrigierten Bildes mit den Mittelwerten

Quantifizierende Bildgebung:
Schwächungskorrektur: PET

Voraussetzung: Kenntnis der µ-map (Schwächungskarte): Bildmatrizen der linearen Schwächungskoeffizienten für 511 keV

- Transmissionsmessung mit Linienquellen
- CT: Wandlung der HU in µ-Werte



Korrektur (analytisch):

Vorwärtsprojektion der µ-map in die PET-Projektionen

Erstellen von Korrektursinogrammen acf = 1/f

Multiplikation der PET-Sinogramme mit den acf

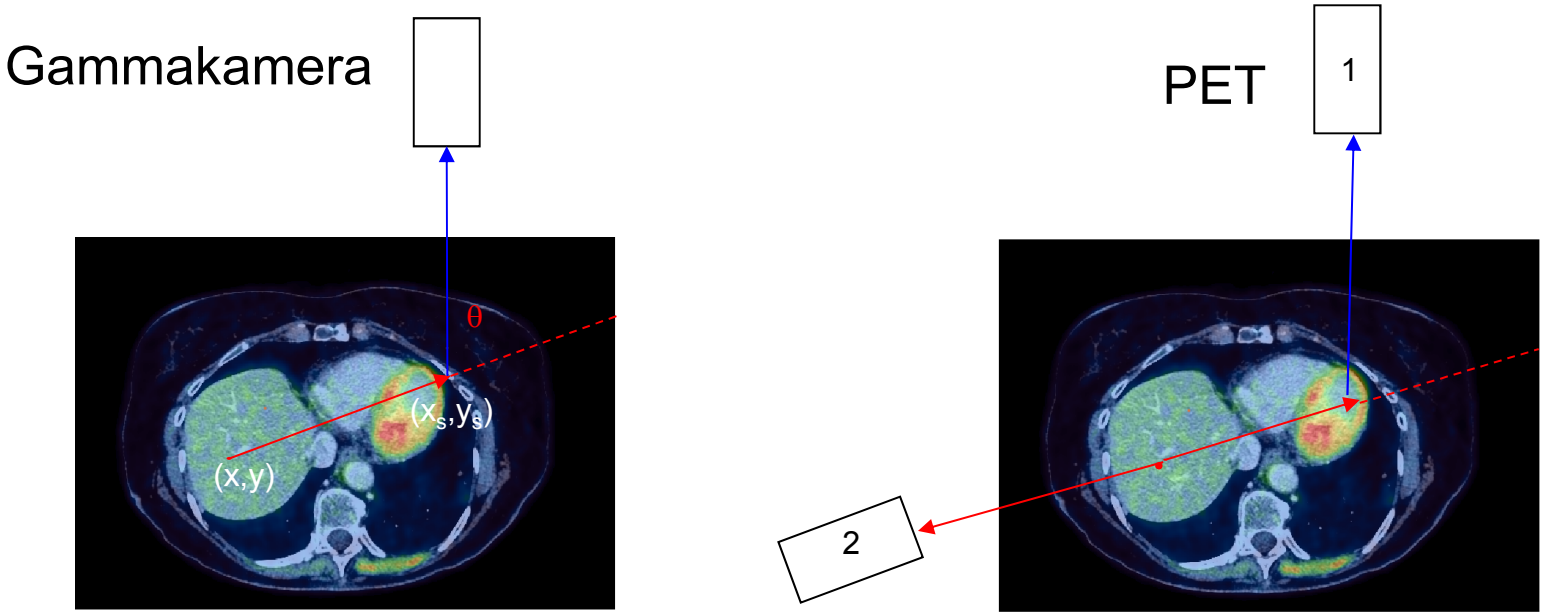
$$m_i^{ac} = m_i \cdot acf$$

$$a_j^{(k+1)} = a_j^{(k)} \cdot \frac{1}{\sum_i w_{ij}} \cdot \sum_i w_{ij} \cdot \frac{m_i^{ac}}{n_i^{(k)}}$$

$$f = f_1 \cdot f_2 = \exp\left[- \int_{\text{Detektor 1}}^{\text{Detektor 2}} \mu(x', y') dL \right]$$

EBERHARD KARLS UNIVERSITÄT TÜBINGEN
UNIVERSITÄTS KLINIKUM TÜBINGEN

Quantifizierende Bildgebung:
Streuung



Wahrscheinlichkeit p_s für die Streuung 1. Ordnung bei (x_s, y_s) unter dem Winkel θ

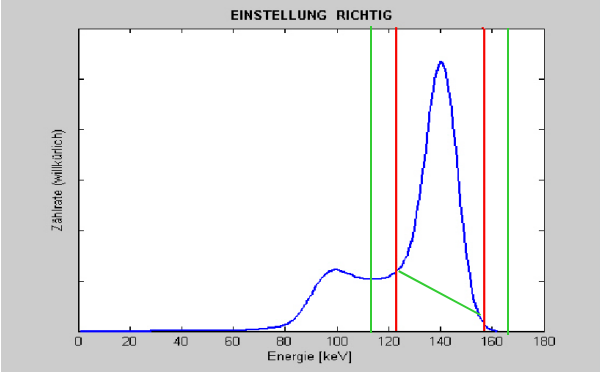
$$p_s \sim \frac{\mu(x_s,y_s)}{r^2} \cdot \exp\left(-\int_{(x,y)}^{(x_s,y_s)} \mu(x',y')dL\right) \cdot \exp\left(-\int_{(x_s,y_s)}^{Detektor} \mu(x',y')dL'\right) \cdot \frac{d\sigma}{d\Omega}(\theta)$$

Analytische Lösung nicht möglich; aber Näherungen für die 1. Ordnung in der Streuung.

Quantifizierende Bildgebung:
Streukorrektur

Gammakamera

Triple-Energy-Window



Messung in 3 Energiefenstern und Interpolation des Streustrahlanteils im Photopeakbereich. Anschließend Subtraktion. Aus der Skizze

$$N_{scatter} = \frac{1}{2}\left(\frac{N_{down}}{\Delta E_{down}} + \frac{N_{up}}{\Delta E_{up}}\right) \cdot \Delta E_{photo}$$

Einfach implementierbar

Ungenau aber brauchbar

PET

Modellbasierte Korrektur

(Ollinger et.al, Werling et.al.)

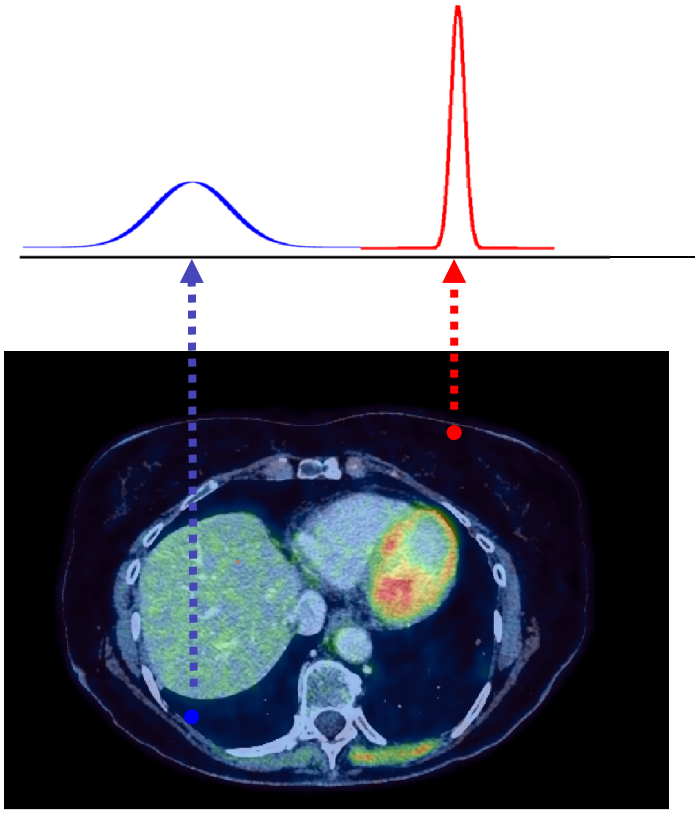
Voraussetzung: μ-map

- Monte-Carlo basiert
- Halbanalytisch
- ausgewählte Streuzentren
- anschließend Interpolation

„gute“ Näherung für Streuung 1. Ordnung

für SPECT nicht geeignet (Mehrfachstreuung)

Quantifizierende Bildgebung:
Auflösung (PSF)



Korrektur:

Berechnung der PSF aller Bildpunkte (Berechnung der Abbildungswahrscheinlichkeiten p)

Speichern in einem Lookup-Table (LUT)

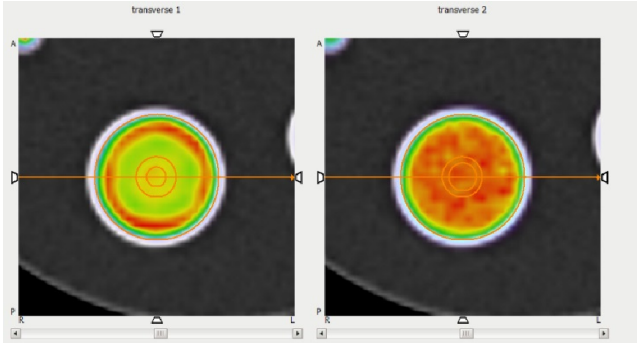
Einbinden der p in die iterative Schleife: $p \rightarrow w_{ij}$

oder:

Iterative Dekonvolution im postprocessing

→ gute Auflösung, gute Kontraste

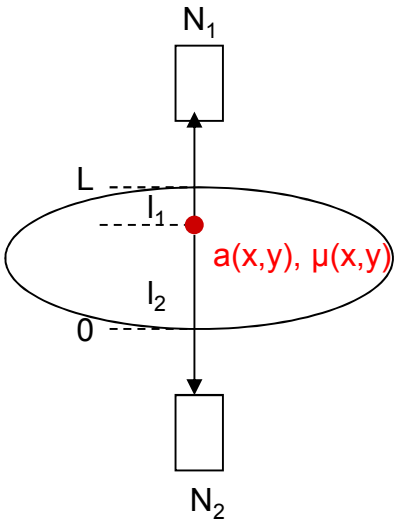
→ aber: Artefakte (Gibbs-Oszillationen)



Meßtechniken und Aktivitätsmessung

- Messsonde
  - einfache Kalibrierung Zählrate →Aktivität
  - Nur Biokinetik möglich. Einfluss benachbarter Organe nicht bekannt (Blut, Speicheldrüsen)
- einfache planare Szintigraphie und Ganzkörperszintigraphie
  - Biodistribution über den ganzen Körper
  - Schwächungskorrektur (SK) i.A. nicht möglich. Aktivitätszuordnung ?
- Conjugate Counting (planar und Ganzkörper)
  - Biodistribution über den ganzen Körper
  - Näherung für die Schwächungskorrektur (SK) möglich.
- SPECT
  - Biodistribution + SK
  - zeitaufwendig
- PET
  - Biodistribution+SK + hohe Empfindlichkeit und Auflösung
  - zu teuer
  - Ungenügende Substitution von Therapienukliden

Quantifizierende Bildgebung:
das 2D-Problem



Aktivitätsverteilung $a(x,y)$ und Schwächungsverteilung $\mu(x,y)$ sind unbekannt

ohne Schwächung:

$$A = N_1(x) = N_2(x) = \int_0^L dy\, a(x,y)$$

mit Schwächung

$$N_1(x) = \int_0^L dy\, a(x,y) \cdot \exp\left(-\int_y^L dy'\, \mu(x,y') \right)$$

$$N_2(x) = \int_0^L dy\, a(x,y) \cdot \exp\left(-\int_y^0 dy'\, \mu(x,y') \right)$$

Beziehung zwischen A, N_1, N_2 ?

Sonderfall: $a(x,y) = a \cdot \delta(y - y_0)$ und $\mu(x,y') = \mu = \text{constans}$, dann ist

$A = a$

$$N_1(x) = a \cdot \int_0^L dy\, \delta(y - y_0) \exp(-\mu(L - y)) = a \cdot \exp(-\mu l_1)$$

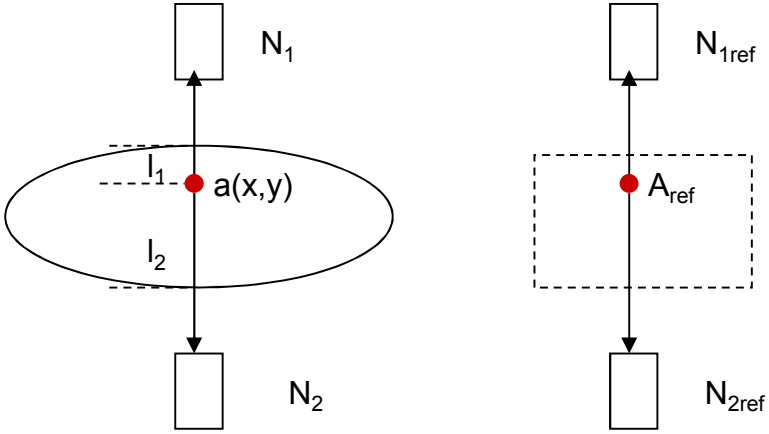
$$N_2(x) = a \cdot \int_0^L dy\, \delta(y - y_0) \exp(-\mu y) = a \cdot \exp(-\mu l_2)$$

$$\Rightarrow N_1(x) \cdot N_2(x) = a^2 \cdot \exp(-\mu L) \Rightarrow a \sim \sqrt{N_1(x) \cdot N_2(x)}$$

$\Rightarrow$ Lösung durch Bildung des geometrischen Mittels

Quantifizierende Bildgebung:
Näherungslösungen für das 2D-Problem

- Conjugate Counting und Mittelwertbildung
  - Referenzmessung mit bekannter Aktivität A_{ref}
  - Nachteil: Schwächung nicht ans Objekt angepasst



$$A_{ref} = cal \cdot \sqrt{N_{1ref} \cdot N_{2ref}}$$

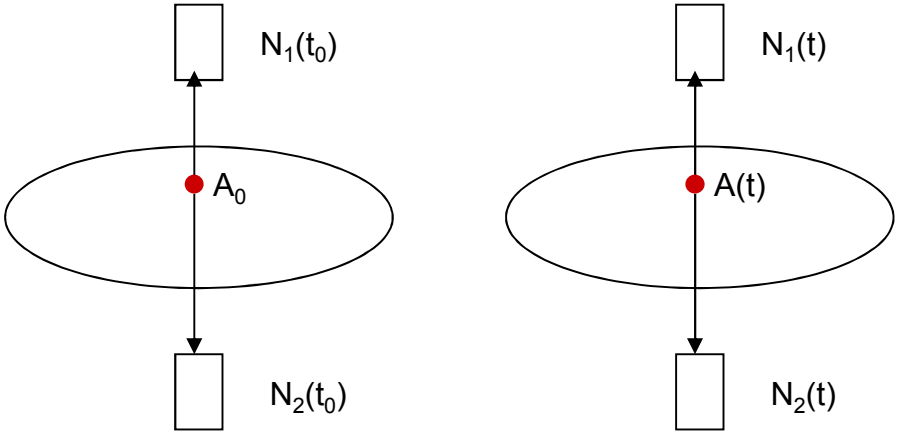
$$\Rightarrow a(x,y) \approx cal \cdot \sqrt{N_1 \cdot N_2}$$

oder

$$A = \int a(x,y)dy \approx cal \cdot \sqrt{N_1 \cdot N_2}$$

Quantifizierende Bildgebung:
Näherungslösungen für das 2D-Problem

- Conjugate Counting und Mittelwertbilung
  - Referenzmessung des Objekts direkt nach Applikation
    - Gesamtmenge A_0 ist bekannt
  - Vorteil: Schwächung berücksichtigt
  - Nachteil: Biodistribution vernachlässigt



$$A_0 = cal \cdot \sqrt{N_1(t_0) \cdot N_2(t_0)}$$

oder

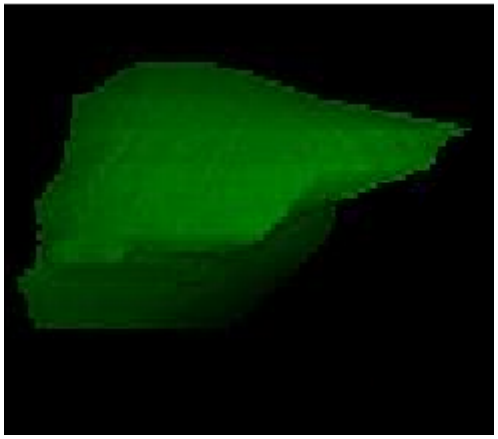
$$A(t) \approx cal \cdot \sqrt{N_1(t) \cdot N_2(t)}$$

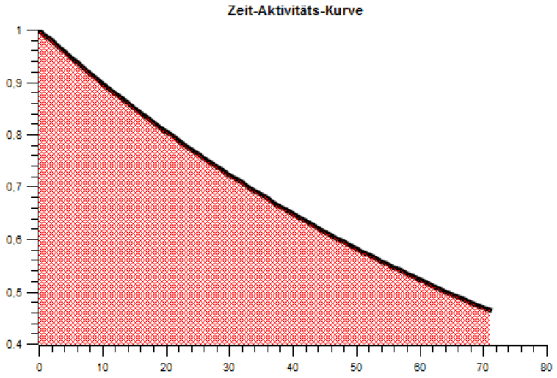
$$\left\{ A(t) = cal(t) \cdot \sqrt{N_1(t) \cdot N_2(t)} \right\}$$

Aktivitätsmessung bei ECT: What about PET ?

- Eigentlich Methode der Wahl:
  - hochempfindlich, hochauflösend
  - Alle Korrekturen sind möglich
    - Schwächung separierbar, deswegen analytische Korrektur
    - Streuung kann in guter Näherung auf die 1. Ordnung eingeschränkt werden
    - quantitatives Verfahren
- Einschränkungen im Fall der Bestrahlungsplanung
  - Verfügbarkeit des Scanners
  - Kosten der Radiopharmaka
  - geeignete Radiopharmaka nicht immer verfügbar
    - Bsp: [68-Ga]-Dotatate ↔ [177-Lu]-Dotatate, 124-I ↔131-I
  - intratherapeutische Kontrolle ??
  - Kurzlebigkeit der Positronenemitter

MIRD*: Die Selbstbestrahlung
*Medical Internal Radiation Dose

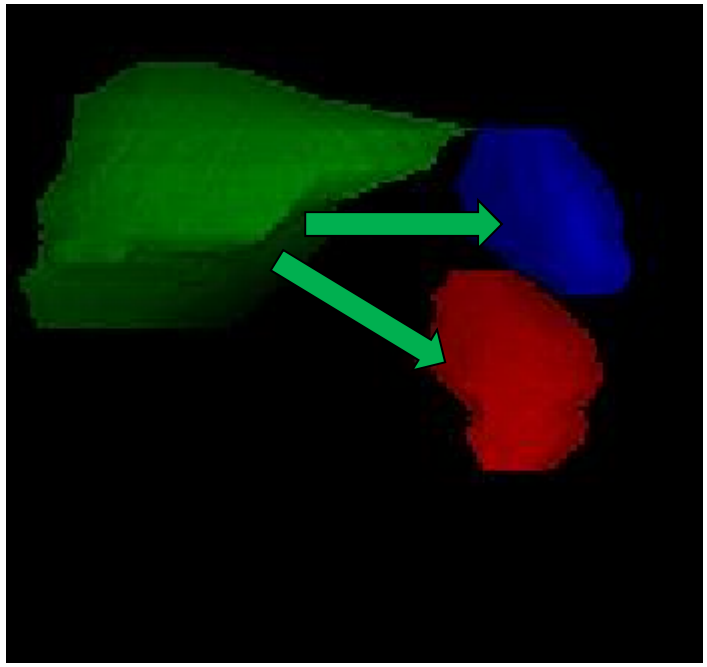




Voraussetzungen:
- Masse m
- Zeit-Aktivitäts-Kurve
- reiner β-Strahler
- kein Metabolismus

Fläche unter der Kurve (0 - ∞) =
Anzahl aller Kernzerfälle nach Applikation =
kumulierte Aktivität $\widetilde{A}$ $[Bq \cdot s]$
Pro Kernzerfall wird eine definierte Menge Energie e emittiert
Gesamtenergie $E = \mathrm{e} \cdot \widetilde{A}$
Dosis $D = \frac{E}{m} = \frac{e \cdot \widetilde{A}}{m}$
Spezifische Dosis $d = \frac{D}{A_{app}} = \frac{e}{m} \cdot \frac{\widetilde{A}}{A_{app}} = \frac{e}{m} \cdot \tau$
τ: Verweilzeit im Organ

MIRD: Die Fremdbestrahlung



Voraussetzungen:
- Massen m
- Zeit-Aktivitäts-Kurve
- γ- und β-Strahler
- Quellorgan Leber
- Zielorgane Niere, Milz

$$d(Niere \leftarrow Leber) \sim \frac{e_{Leber}}{m_{Niere}} \cdot \tau_{Leber}$$

$$d(Niere \leftarrow Leber) = \varphi(Niere \leftarrow Leber) \cdot \frac{e_{Leber}}{m_{Niere}} \cdot \tau_{Leber}$$

$$\varphi(Niere \leftarrow Leber): absorbierter\ Bruchteil$$

$$\varphi(Niere \leftarrow Leber) = \frac{Energie\ absorbiert\ in\ der\ Niere}{Energie\ emittiert\ in\ der\ Leber}$$

$$Definition:\ S - Wert\ (S - Value)$$

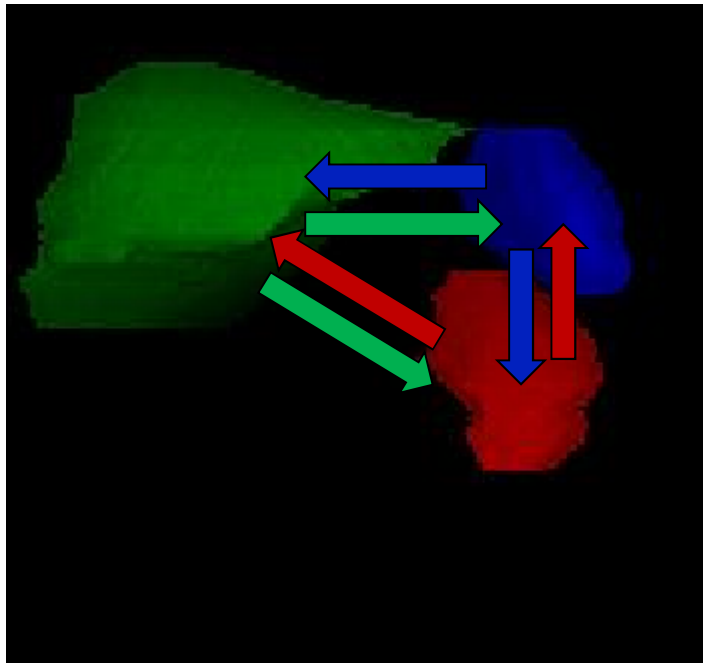
$$S(Niere \leftarrow Leber) = \varphi(Niere \leftarrow Leber) \cdot \frac{e_{Leber}}{m_{Niere}}$$

$$d(Niere \leftarrow Leber) = S(Niere \leftarrow Leber) \cdot \tau_{Leber}$$

$$und\ analog$$

$$d(Milz \leftarrow Leber) = S(Milz \leftarrow Leber) \cdot \tau_{Leber}$$

MIRD: Das gesamte Konzept



Voraussetzungen:
- Massen m
- Zeit-Aktivitäts-Kurve
- γ- und β-Strahler
- Quellorgane Leber, Niere, Milz
- Zielorgane Leber, Niere, Milz

$$d(Leber) = d(Leber \leftarrow Leber) + d(Leber \leftarrow Niere) + d(Leber \leftarrow Milz)$$

$$d(Milz) = d(Milz \leftarrow Leber) + d(Milz \leftarrow Niere) + d(Milz \leftarrow Milz)$$

$$d(Niere) = d(Niere \leftarrow Leber) + d(Niere \leftarrow Niere) + d(Niere \leftarrow Milz)$$

$verallgemeinert$

$$d(Ziel) = \sum_{Quelle} S(Ziel \leftarrow Quelle) \cdot \tau_{Quelle}$$

- Tabellenwerk
- Programme
  - Olinda, MIRDOSE

Messung

MIRD: Bestimmung der absorbierten Energie

Ausgangspunkt: bekannte Biokinetik

$$A_h(t) = \sum_{i=1}^{n} A_{hi} \cdot \exp(-\lambda_i \cdot t)$$

Definiton der kumulierten Aktivität:

$$\tilde{A}_h = \int_0^{\infty} A_h(t)\,dt$$ (Gesamtzahl aller Kernzerfälle nach Verabreichung)

Pro Kernzerfall wird eine bestimmte Energiemenge ΔE freigesetzt

$$\Rightarrow E_{total} = \tilde{A}_h \cdot \Delta E$$

für reine β^-, β^+ : $E_{total} = \tilde{A}_h \cdot E_{\beta,ave}$

für reine γ : $E_{total} = \tilde{A}_h \cdot E_{\gamma}$

Finden beide Zerfälle und unterschiedliche γ-Emissionen statt:

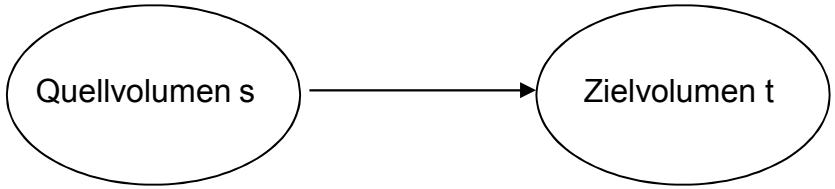
$$E_{total} = \tilde{A}_h \cdot \left(\eta_\beta \cdot E_{\beta,ave} + \sum_{i=1}^{N} \eta_i \cdot E_{\gamma i} \right) \quad (\eta_i : \text{branching-ratio})$$

$$E_{total} = \tilde{A}_h \cdot E_{eff}$$

$$E_{h,abs} = \varphi \cdot E_{total} \quad (\varphi : \text{absorbierter Bruchteil})$$

MIRD*: Der absorbierte Bruchteil φ emittierter Strahlung

Unterscheidung



Definition:

$$\varphi(t \leftarrow s) = \frac{\text{Energiebetrag absorbiert im Zielvolumen t}}{\text{Energiebetrag emittiert im Quellvolumen s}} = \frac{E_{t,abs}}{E_{s,total}}$$

Beispiele:

reiner β-Strahler, Anreicherung nur in der Leber

$\varphi(\text{Leber} \leftarrow \text{Leber}) = 1$

$\varphi(\text{andere Organe} \leftarrow \text{Leber}) = 0$

reiner γ-Strahler, Anreicherung in der Leber

$\varphi(\text{Leber} \leftarrow \text{Leber}) = 0{,}16$

$\varphi(\text{Milz} \leftarrow \text{Leber}) = 0{,}00062$

MIRD: spezifische absorbierte Fraktion und Dosis

Spezifische absorbierte Fraktion Φ

$$\Phi(t \leftarrow s) = \frac{\varphi(t \leftarrow s)}{m_t}$$

$S-Wert$

$$S(t \leftarrow s) = \Phi(t \leftarrow s) \cdot E_{eff}$$

$$E_{eff} = \eta_\beta \cdot E_{\beta,ave} + \sum_{i=1}^{N} \eta_i \cdot E_{\gamma i}$$

$\Rightarrow$ Dosis im Zielorgan

$$D(t \leftarrow s) = \tilde{A}_s \cdot S(t \leftarrow s)$$

$$\frac{D(t \leftarrow s)}{A_{admin}} = \tau_s \cdot S(t \leftarrow s)$$

$$\tau_s = \frac{\tilde{A}_s}{A_{admin}}$$ Verweilzeit im Quellvolumen

$$\frac{D(t)}{A_{admin}} = \sum_s \tau_s \cdot S(t \leftarrow s)$$

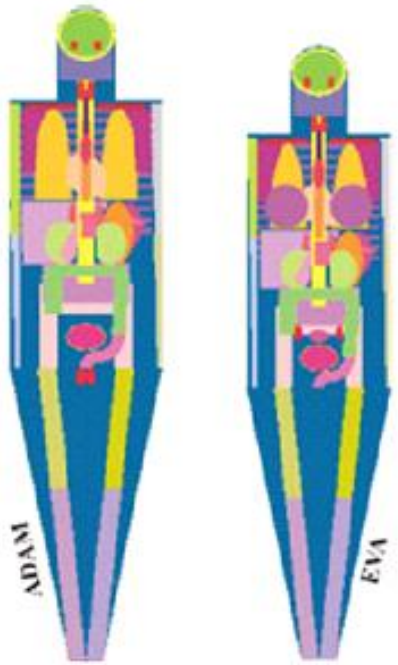
S-Werte sind tabelliert für Standardgeometrien:

- Erwachsener (male)
- Erwachsener (female)
- Kind 15a
- Kind 10a
- Kind 5a
- Kind 1a
- Neugeborenes
- Schwangere 3 Monate
- Schwangere 6 Monate
- Schwangere 9 Monate

Oder über kommerzielle Software

- OLINDA
- MIRDOSE

Beispiel: Standardphantome



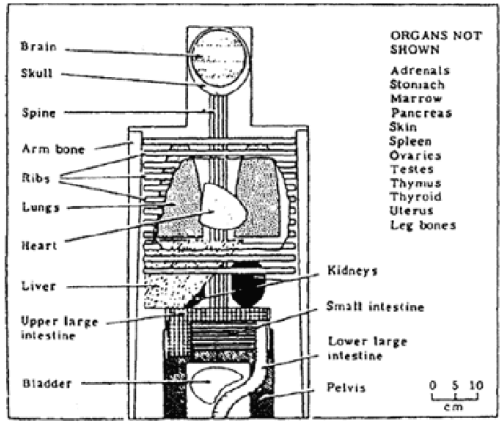
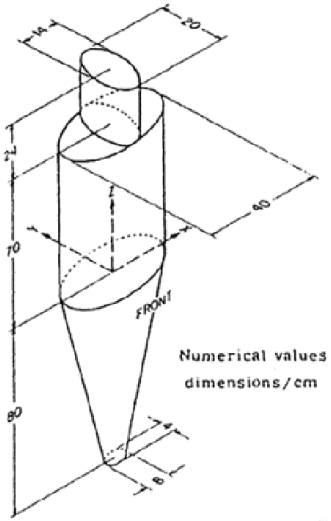
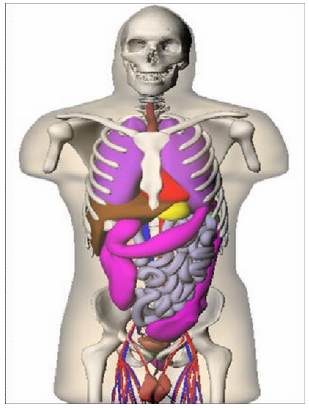


Fig. B.9. (a) Disposition of organs in human phantom of Snyder *et al.* (1969). This shows the anterior view of principal organs in head and trunk of phantom.





Beispiel: Standardphantom Adam

Phantom organ masses (g) for the Adult Male

** = Modified by user

Next Phantom | Previous Phantom

Hit <ret> to see changes immediately, or just DONE at end

16.3	Adrenals	94.3	Pancreas
1420.0	Brain	1120.0	Red Marrow
351.0	Breasts	120.0	Osteogenic Cells
10.5	Gallbladder Wall	3010.0	Skin
167.0	LLI Wall	183.0	Spleen
677.0	Small Intestine	39.1	Testes
158.0	Stomach Wall	20.9	Thymus
220.0	ULI Wall	20.7	Thyroid
316.0	Heart Wall	47.6	Urinary Bladder Wall
299.0	Kidneys	79.0	Uterus
1910.0	Liver	0.0	Fetus
1000.0	Lungs	0.0	Placenta
28000.0	Muscle	73700.0	Total Body
8.71	Ovaries		

Alpha Weight Factor	Beta Weight Factor	Photon Weight Factor	
5.0	1.0	1.0	Reset organ values
Multiply all masses by:	1.0		DONE

Organmassen: Individualisierung Abweichungen vom Standardphantom

α, β – Zerfälle

$$\frac{\varphi_{Std}}{\varphi} = 1 \Rightarrow \frac{\varphi_{Std}}{m_{Std}} = \frac{\varphi}{m_{Std}} = \frac{\varphi}{m} \cdot \frac{m}{m_{Std}}$$

$$\Rightarrow \Phi_{Std} = \Phi \cdot \frac{m}{m_{Std}} \Rightarrow \Phi = \Phi_{Std} \cdot \frac{m_{Std}}{m}$$

$$\Rightarrow S = S_{Std} \cdot \frac{m_{Std}}{m}$$

$$\Rightarrow D = D_{Std} \cdot \frac{m_{Std}}{m}$$

γ – Zerfälle

$$\frac{\varphi}{\varphi_{Std}} = \left(\frac{m}{m_{Std}}\right)^{\frac{1}{3}} \Rightarrow \frac{\varphi}{m} = \frac{\varphi_{Std}}{m} \cdot \left(\frac{m}{m_{Std}}\right)^{\frac{1}{3}} = \frac{\varphi_{Std}}{m_{Std}} \cdot \left(\frac{m}{m_{Std}}\right)^{\frac{1}{3}} \cdot \frac{m_{Std}}{m}$$

$$\Rightarrow \Phi = \Phi_{Std} \cdot \left(\frac{m_{Std}}{m}\right)^{\frac{2}{3}}$$

$$\Rightarrow S = S_{Std} \cdot \left(\frac{m_{Std}}{m}\right)^{\frac{2}{3}}$$

$$\Rightarrow D = D_{Std} \cdot \left(\frac{m_{Std}}{m}\right)^{\frac{2}{3}}$$

Beispiel: S-Werte für 131-I

S-Faktor = Absorptionsdosis pro kumulierter Aktivität [rad/µCi · h] **für** ^{131}I

$T_p = 193$ h

Zielorgane	Quellregionen: NEBENNIEREN	BLASE (Inhalt)	Magen-Darm-Trakt: MAGEN (Inhalt)	DÜNNDARM (Inhalt)	OBERER DICKDARM (Inhalt)	UNTERER DICKDARM (Inhalt)	NIEREN	LEBER	LUNGE	ANDERE GEWEBE (Muskeln)
NEBENNIEREN	3,1E−02	6,1E−07	6,3E−06	3,9E−06	2,7E−06	1,4E−06	3,2E−05	1,4E−05	6,9E−06	4,2E−06
BLASENWAND	3,3E−07	1,2E−03	1,0E−06	8,5E−06	5,6E−06	1,7E−05	1,0E−06	7,4E−07	1,8E−07	5,0E−06
SKELETT (insgesamt)	4,1E−06	1,8E−06	1,8E−06	2,5E−06	2,2E−06	3,2E−06	3,0E−06	2,3E−06	3,0E−06	3,0E−06
MAGENWAND	8,2E−06	8,8E−07	9,7E−04	9,9E−06	1,0E−05	5,0E−06	9,4E−06	5,4E−06	5,2E−06	3,9E−06
DÜNNDARM	2,6E−06	7,6E−06	7,3E−06	6,0E−04	4,6E−05	2,6E−05	7,8E−06	4,6E−06	6,9E−07	4,4E−06
OBERER DICKDARM (Wand)	2,8E−06	6,6E−06	9,5E−06	6,5E−05	1,1E−03	1,2E−05	8,1E−06	7,0E−06	9,1E−07	4,6E−06
UNTERER DICKDARM (Wand)	8,4E−07	2,0E−05	3,6E−06	1,9E−05	8,4E−06	1,7E−03	2,4E−06	8,1E−07	2,6E−07	4,8E−06
NIEREN	3,2E−05	9,6E−07	9,5E−06	8,7E−06	7,7E−06	2,5E−06	1,5E−03	1,1E−05	2,7E−06	4,0E−06
LEBER	1,4E−05	7,2E−07	5,6E−06	5,1E−06	7,1E−06	9,0E−07	1,1E−05	3,0E−04	6,8E−06	3,1E−06
LUNGE	6,7E−06	1,1E−07	5,0E−06	8,5E−07	8,9E−07	2,8E−07	2,5E−06	6,8E−06	4,5E−04	3,7E−06
ROTES MARK	7,5E−06	4,1E−06	3,2E−06	7,9E−06	6,9E−06	9,7E−06	7,6E−06	3,3E−06	3,8E−06	4,1E−06
ANDERE GEWEBE (Muskeln)	4,2E−06	5,0E−06	3,9E−06	4,4E−06	4,1E−06	4,8E−06	4,0E−06	3,1E−06	3,7E−06	1,9E−05
EIERSTÖCKE	1,6E−06	1,9E−05	1,4E−06	2,7E−05	3,4E−05	5,0E−05	3,4E−06	9,6E−07	4,0E−07	5,6E−06
PANKREAS	2,4E−05	7,9E−07	5,0E−05	5,8E−06	5,8E−06	2,0E−06	1,8E−05	1,2E−05	7,5E−06	5,0E−06
HAUT	1,8E−06	1,7E−06	1,5E−06	1,4E−06	1,4E−06	1,6E−06	1,8E−06	1,6E−06	1,8E−06	2,4E−06
MILZ	1,8E−05	5,6E−07	2,7E−05	4,4E−06	3,7E−06	2,5E−06	2,4E−05	2,7E−06	6,2E−06	4,1E−06
HODEN	1,7E−07	1,4E−05	1,3E−07	1,0E−06	1,2E−06	5,7E−06	3,9E−07	3,0E−07	5,7E−08	3,4E−06
SCHILDDRÜSE	5,2E−07	2,1E−08	3,9E−07	9,5E−08	1,0E−07	4,1E−08	2,4E−07	5,7E−07	3,0E−06	3,8E−06
GEBÄRMUTTER	3,4E−06	4,3E−05	2,4E−06	2,5E−05	1,3E−05	1,7E−05	2,6E−06	1,2E−06	2,7E−07	5,9E−06
GESAMTKÖRPER	1,1E−05	5,9E−06	6,7E−06	1,0E−05	8,2E−06	8,8E−06	1,1E−05	1.1E−05	9,9E−06	9,8E−06

Anhang: S-Werte

Beispiel: S-Werte für 131-I

Zielorgane	Quellregionen										
	EIER-STÖCKE	PAN-KREAS	Skelett			HAUT	MILZ	HODEN	SCHILD-DRÜSE	GESAMT-KÖRPER
			ROTES MARK	KORTI-KALIS	SPON-GIOSA					
NEBENNIEREN	1,4E−06	2,3E−05	6,1E−06	4,3E−06	4,3E−06	2,1E−06	1,8E−05	1,7E−07	5,2E−07	1,2E−05
BLASENWAND	1,9E−05	5,0E−07	2,1E−06	1,6E−06	1,6E−06	1,7E−06	4,5E−07	1,4E−05	2,1E−08	1,1E−05
SKELETT (insgesamt)	2,9E−06	2,8E−06	2,5E−05	9,2E−05	6,5E−05	2,4E−06	2,3E−06	2,0E−06	2,2E−06	1,0E−05
MAGENWAND	2,3E−06	5,0E−05	2,9E−06	1,6E−06	1,6E−06	1,7E−06	2,7E−05	2,5E−07	2,6E−07	1,1E−05
DÜNNDARM	3,3E−05	5,1E−06	7,4E−06	2,2E−06	2,2E−06	1,5E−06	3,9E−06	1,4E−06	3,4E−08	1,1E−05
OBERER DICKDARM (Wand)	3,1E−05	6,1E−06	5,8E−06	2,0E−06	2,0E−06	1,5E−06	3,7E−06	9,7E−07	3,5E−08	1,1E−05
UNTERER DICKDARM (Wand)	4,0E−05	1,5E−06	8,4E−06	2,8E−06	2,8E−06	1,6E−06	1,9E−06	7,8E−06	3,4E−08	1,1E−05
NIEREN	3,0E−06	1,8E−05	6,5E−06	2,6E−06	2,6E−06	2,0E−06	2,4E−05	2,4E−07	1,4E−07	1,1E−05
LEBER	1,7E−06	1,2E−05	2,8E−06	1,9E−06	1,9E−06	1,8E−06	3,0E−06	1,4E−07	4,0E−07	1,1E−05
LUNGE	2,7E−07	6,8E−06	3,4E−06	2,8E−06	2,8E−06	1,9E−06	6,2E−06	4,0E−08	2,9E−06	1,0E−05
ROTES MARK	9,8E−06	5,4E−06	2,3E−04	1,0E−05	1,0E−04	2,3E−06	3,5E−06	1,6E−06	2,4E−06	1,1E−05
ANDERE GEWEBE (Muskeln)	5,6E−06	5,0E−06	3,6E−06	3,0E−06	3,0E−06	2,4E−06	4,1E−06	3,4E−06	3,8E−06	9,8E−06
EIERSTÖCKE	3,9E−02	1,1E−06	8,4E−06	2,6E−06	2,6E−06	1,1E−06	2,4E−06	0,0	4,1E−08	1,1E−05
PANKREAS	1,5E−06	4,7E−03	4,6E−06	2,8E−06	2,8E−06	1,6E−06	5,4E−05	1,6E−07	2,4E−07	1,1E−05
HAUT	1,4E−06	1,4E−06	2,0E−06	2,3E−06	2,3E−06	1,6E−04	1,6E−06	4,3E−06	2,4E−06	8,3E−06
MILZ	1,8E−06	5,4E−05	2,4E−06	2,2E−06	2,2E−06	1,8E−06	2,6E−03	2,3E−07	3,6E−07	1,1E−05
HODEN	0,0	2,0E−07	1,1E−06	1,7E−06	1,7E−06	2,6E−06	2,4E−07	1,3E−02	7,2E−09	1,0E−05
SCHILDDRÜSE	4,1E−08	4,7E−07	2,3E−06	2,8E−06	2,8E−06	2,3E−06	3,8E−07	7,2E−09	2,2E−02	9,7E−06
GEBÄRMUTTER	5,4E−05	1,8E−06	5,8E−06	1,7E−06	1,7E−06	1,4E−06	1,2E−06	0,0	3,8E−08	1,1E−05
GESAMTKÖRPER	1,2E−05	1,1E−05	1,0E−05	9,9E−06	9,9E−06	8,3E−06	1,1E−05	9,8E−06	9,5E−06	9,9E−06

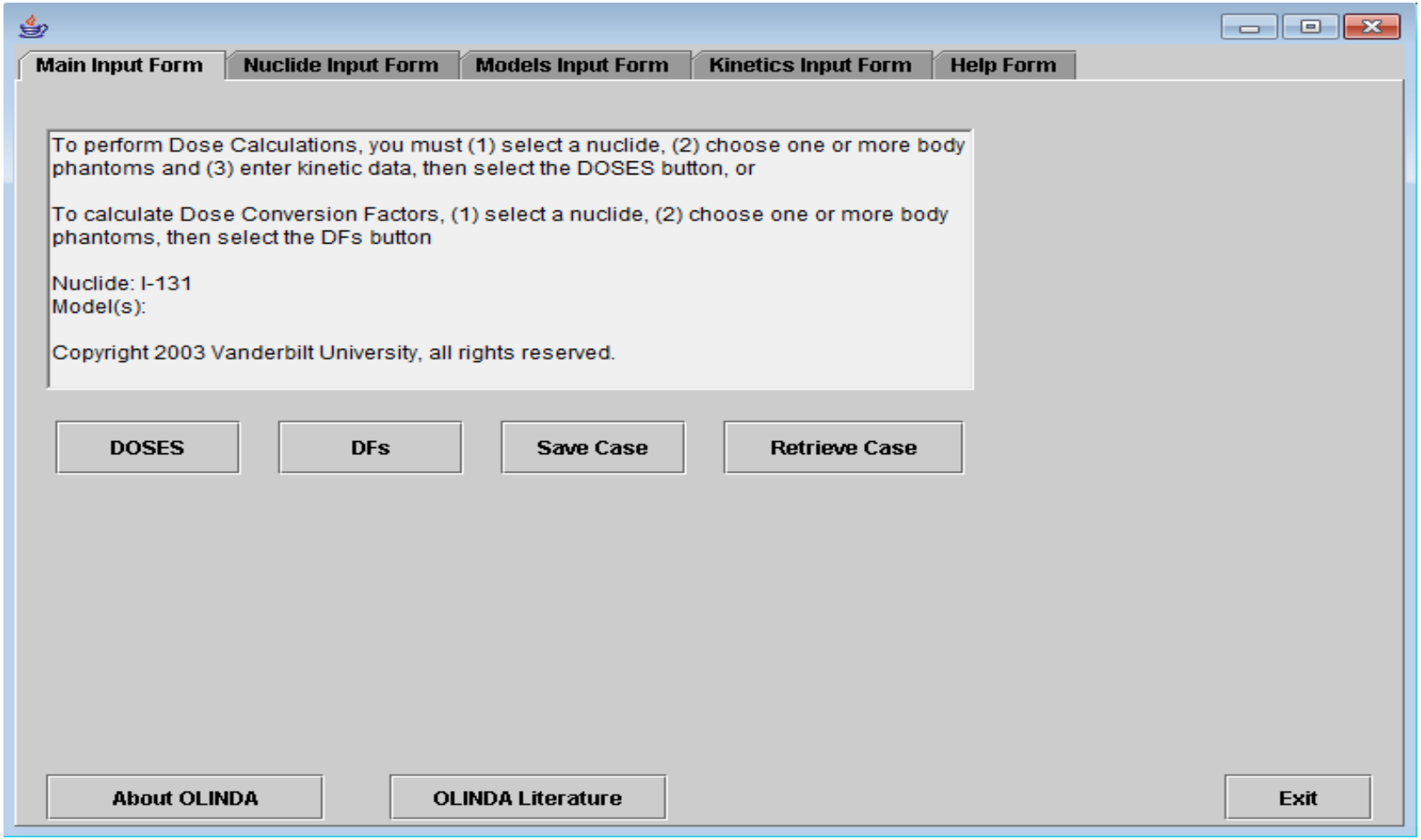
Anhang: S-Werte

Beispiel: Tabellenwerte für die Dosis

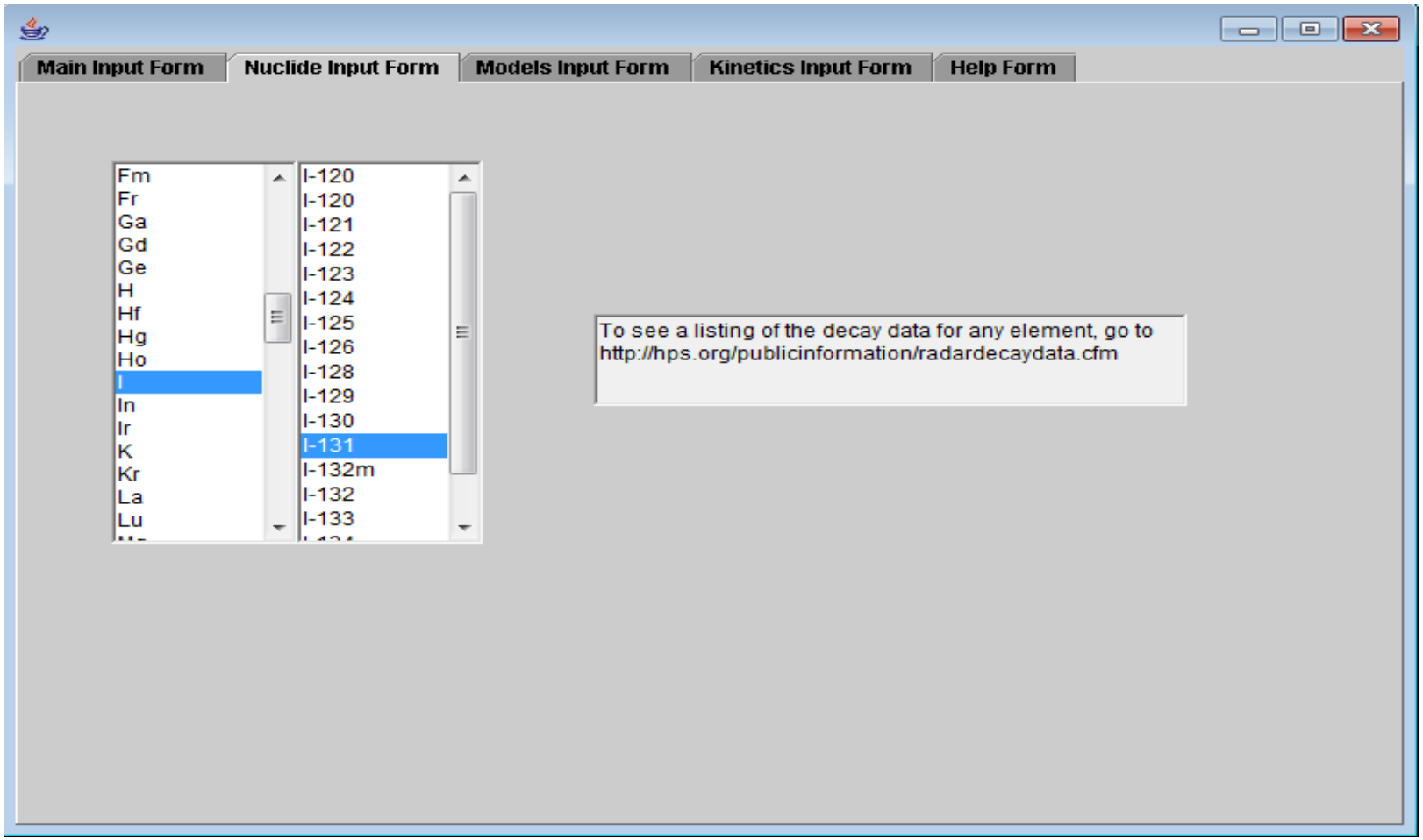
(Adults): dose per unit administered activity organs receiving the highest radiation dose, gonad dose and the effective dose for some commonly used diagnostic and therapeutic radiopharmaceuticals

Radiopharmaceutical	First Organ Dose			Second Organ Dose			Third Organ Dose			Gonadal Dose			Marrow Dose		Effective Dose or Effective Dose Equivalent	
	mGy/MBq	Organ	rad/mCi	mGy/MBq	Organ	rad/mCi	mGy/MBq	Organ	rad/mCi	mGy/MBq		rad/mCi	mGy/MBq	rad/mCi	mSv/MBq	rem/mCi
I-131 Sodium Iodide (5% Uptake)	7,20E+01	Thyroid	2,66E+02	5,80E-01	Bladder Wall	2,15E+00	4,50E-01	Stomach Wall	1,67E+00	4,40E-02	ov	1,63E-01	3,80E-02	1,41E-01	2,30E+00	8,51E+00
										2,90E-02	ts	1,07E-01				
I-131 Sodium Iodide (15% Uptake)	2,10E+02	Thyroid	7,77E+02	5,20E-01	Bladder Wall	1,92E+00	4,60E-01	Stomach Wall	1,70E+00	4,30E-02	ov	1,59E-01	5,40E-02	2,00E-01	6,60E+00	2,44E+01
										2,80E-02	ts	1,04E-01				
I-131 Sodium Iodide (25% Uptake)	3,60E+02	Thyroid	1,33E+03	4,60E-01	Bladder Wall	1,70E+00	4,60E-01	Stomach Wall	1,70E+00	4,30E-02	ov	1,59E-01	7,00E-02	2,59E-01	1,10E+01	4,07E+01
										2,70E-02	ts	9,99E-02				
I-131 Sodium Iodide (35% Uptake)	5,00E+02	Thyroid	1,85E+03	4,60E-01	Stomach Wall	1,70E+00	4,00E-01	Bladder Wall	1,48E+00	4,20E-02	ov	1,55E-01	8,60E-02	3,18E-01	1,50E+01	5,55E+01
										2,60E-02	ts	9,62E-02				
I-131 Sodium Iodide (45% Uptake)	6,40E+02	Thyroid	2,37E+03	4,60E-01	Stomach Wall	1,70E+00	3,40E-01	Bladder Wall	1,26E+00	4,20E-02	ov	1,55E-01	1,00E-01	3,70E-01	1,90E+01	7,03E+01
										2,60E-02	ts	9,62E-02				
I-131 Sodium Iodide (55% Uptake)	7,90E+02	Thyroid	2,92E+03	4,60E-01	Stomach Wall	1,70E+00	2,90E-01	Bladder Wall	1,07E+00	4,10E-02	ov	1,52E-01	1,20E-01	4,44E-01	2,40E+01	8,88E+01
										2,60E-02	ts	9,62E-02				

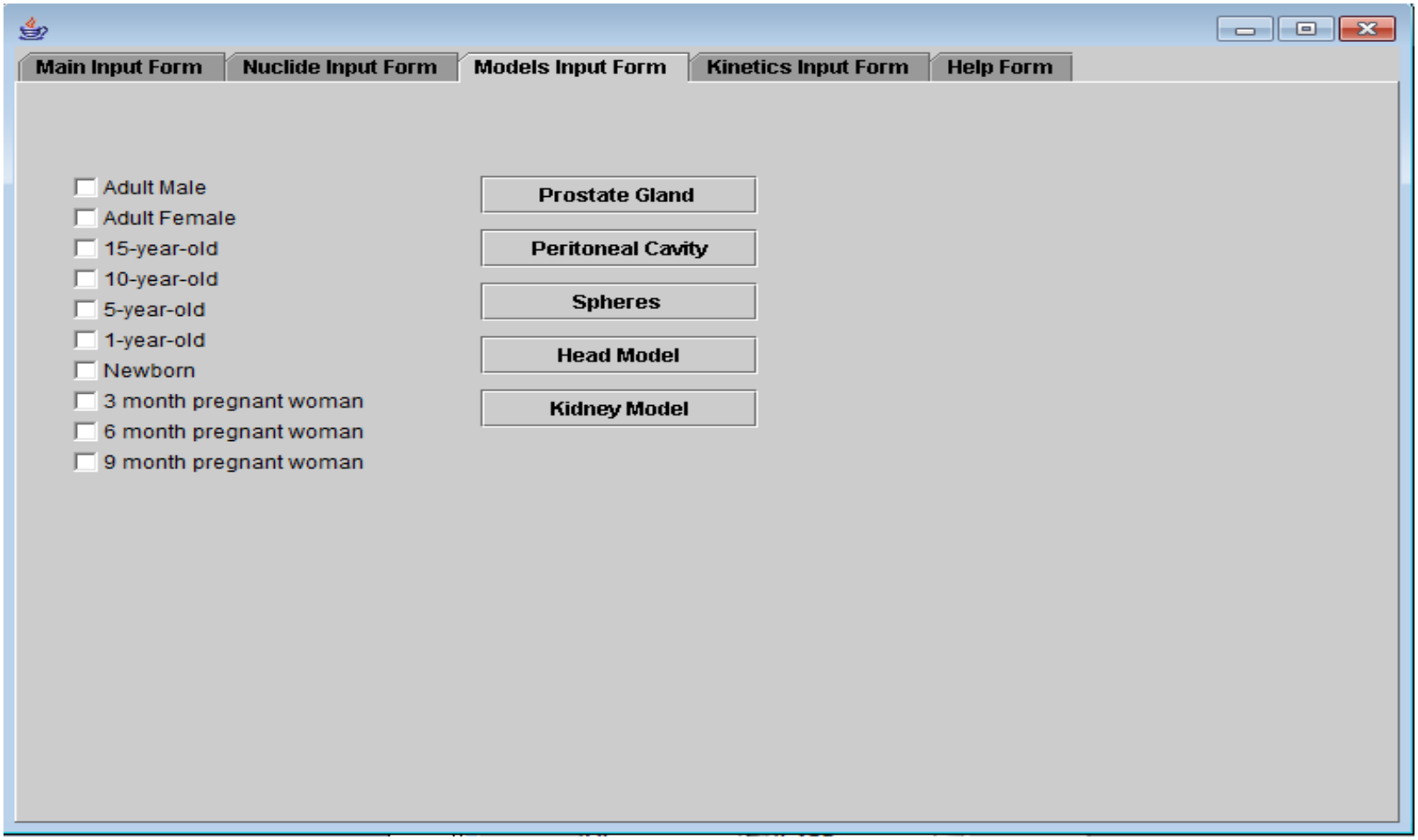
OLINDA* : Main Input
(*Organ Level INternal Dose Assessment)



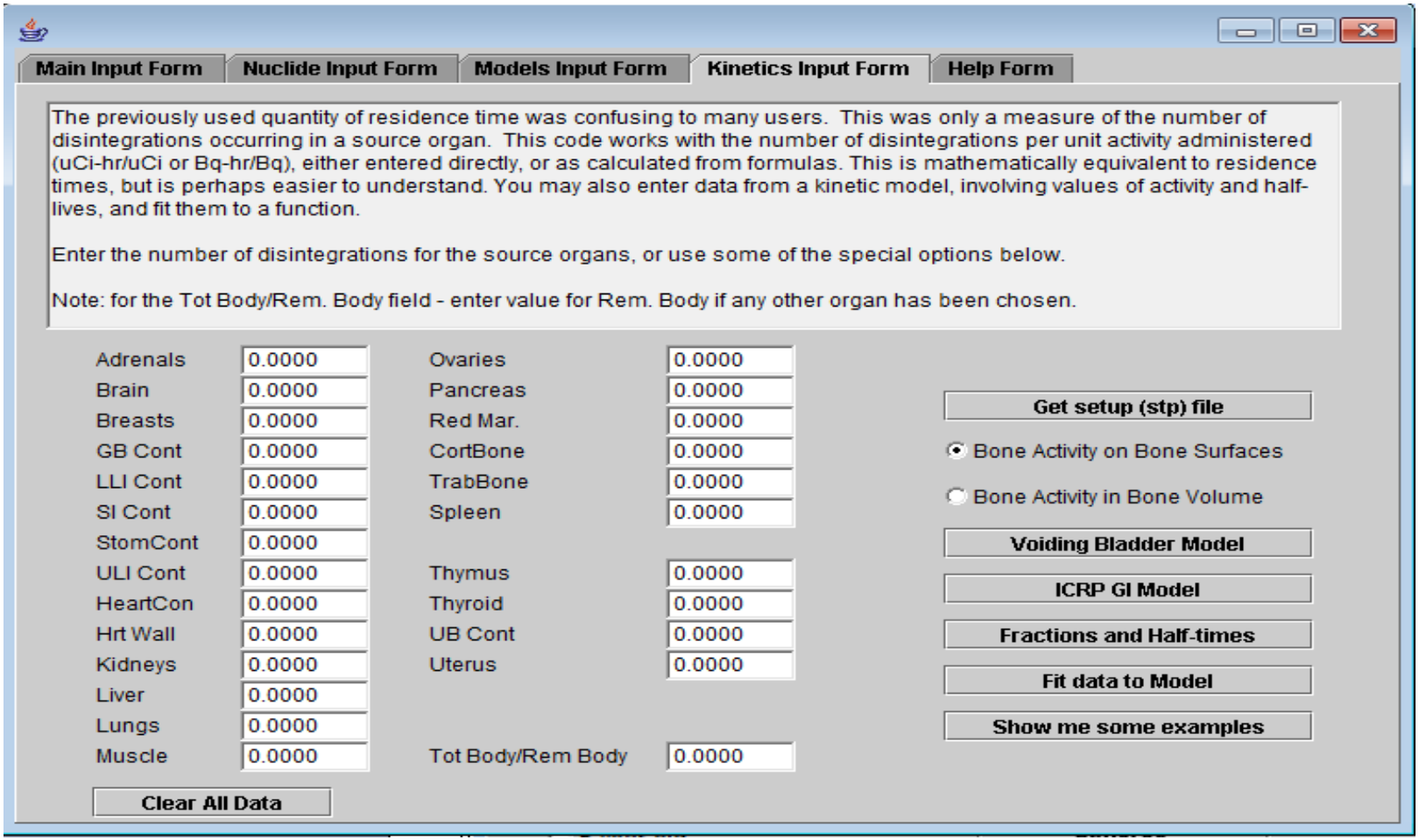
OLINDA* : Nuklidauswahl
(*Organ Level INternal Dose Assessment)



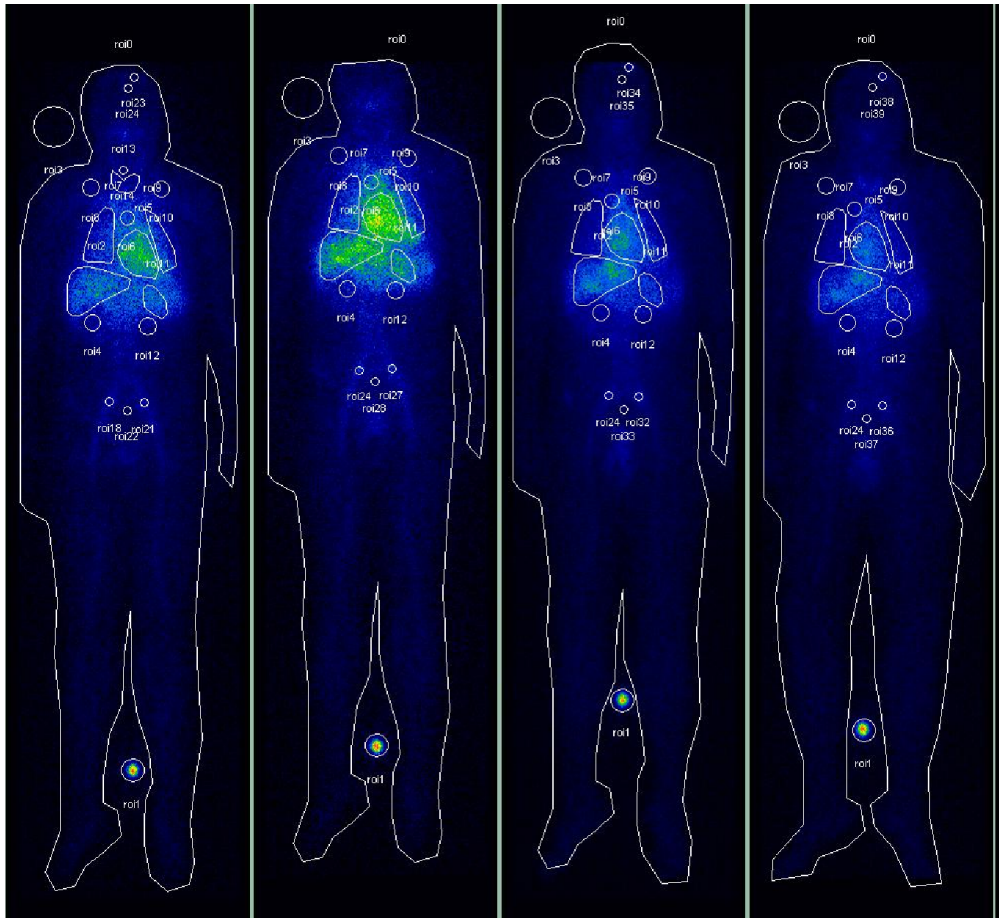
OLINDA* : Model Input
(*Organ Level INternal Dose Assessment)



OLINDA* : Kinetics Input
(*Organ Level INternal Dose Assessment)



Beispiel: GD2-AK



Organ	Verweilzeit [h]	Halbwertszeit [h]	Dosis [mGy/MBq]
Ganzkörper	83,8	57,3	0,55 (effektiv)
Restkörper	72,9	61,3	
Leber	3,1	49,1	0,3
Herz	2,3	75,2	0,6
Lunge	2,2	43,3	0,35
Milz	0,4	27,5	0,38
Schilddrüse	1,2	192	6,8
Knochenmark	k.A.		0,18
Blut	32,5	22,5	
Tumor (Schädel)	0,05	31,6	0,5 (13 ml)*
Tumor (Becken rechts)	0,16	22,2	1,5 (13 ml)*
Tumor (Becken links)	0,1	33,8	1 (13 ml)*
Tumor (BWS)	2,4	33,8	5 (60 ml)*

Problemstellung

- Exakte Bestimmung (Messung!)
  - der Aktivitätsmengen im Zielorgan
  - der Aktivitätsmengen in strahlenempfindlichen Organen
  - Zeit-Aktivitäts-Kurven (TAC)
- Unterscheidung
  - prätherapeutisch
    - Ersatz des therapeutischen Radiopharmakons (Abbildung an Gammakameras, Messonden oder PET)
  - intratherapeutisch
    - direkte Beobachtung der Therapiepharmaka (direkt über Gammastrahlung (131-I,223-Ra), indirekt über Bremsstrahlung (90-Y))

Rechenmodelle für die Dosimetrie

- Analytisch aufgrund von Messungen
  - Exakt
  - Näherungen
- Monte Carlo
  - Simulation von besonderen Gegebenheiten
    - Benachbarte Organe
    - Tiefendosis ins benachbarte Gewebe
    - Brücken zwischen Tumorgewebe

Rechenmodelle
Analytisch: die kumulierte Aktivität

- Voraussetzungen
  - Organaktivitäten, Tumoraktivitäten $A_h(t_k)$ sind bekannt (aus Bildgebung, Messsonden etc.) (d.h. DDZ → Aktivität)
  - reiner β- Strahler: Quellorgan = Zielorgan
  - Vernachlässigung der Dosis in benachbarten Regionen

Modellfunktion für Organ

$$A_h^{Modell}(t) = \sum_{i=1}^{M} a_i \cdot \exp(-\lambda_i \cdot t)$$

M: Anzahl der Exponentialterme

Die Parameter a_i, λ_i erhält man durch Minimierung der Testfunktion

$$\Delta = \sum_{k=1}^{N} \left(A^{Modell}(t_k) - A_h(t_k) \right)^2 \equiv Min,$$ und damit die kumulierte Aktivität

N: Anzahl der Meßpunkte

$$\tilde{A}_h = \int_0^{\infty} A_h^{Modell}(t)\,dt = \sum_{i=1}^{M} \frac{a_i}{\lambda_i} = \frac{1}{\ln(2)} \cdot \sum_{i=1}^{M} a_i \cdot T_i^H$$

T_i^H : effektive Halbwertszeit für den i-ten Exponentialterm $\left(T_i^H \text{ in } [\text{s}], a_i \text{ in } [\text{Bq}]\right)$

bzw

$\tilde{A}_h$ aus numerischer Integration der $A_h(t_k)$ {Vorsicht !!!!}

Definition: DDZ = Dumme Dimensionslose Zahl (counts)

EBERHARD KARLS UNIVERSITÄT TÜBINGEN
UNIVERSITÄTS KLINIKUM TÜBINGEN

Rechenmodelle: Analytisch
Beispiel: Radiojodtherapie

t_k [h]	A_{GK} [MBq]	A_{RK} [MBq]
0	0	0
19	555	24
43	481	26
67	412	29
91	344	30
114	295	28

Modell

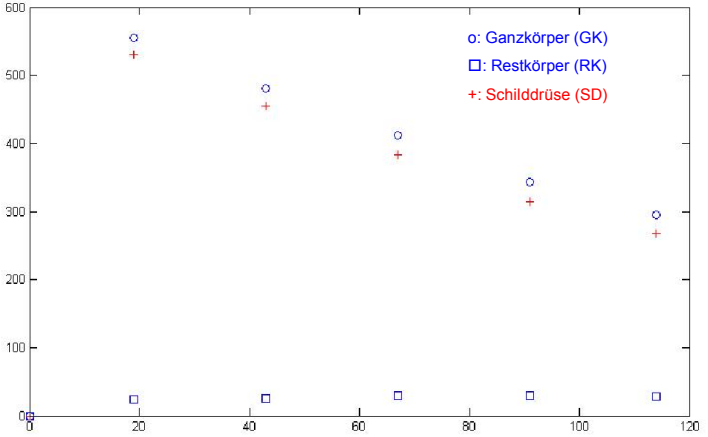
$$A_{SD}(t) = a_1 \cdot e^{-\lambda_1 t} \cdot \left(1 - e^{-\lambda_2 t}\right)$$

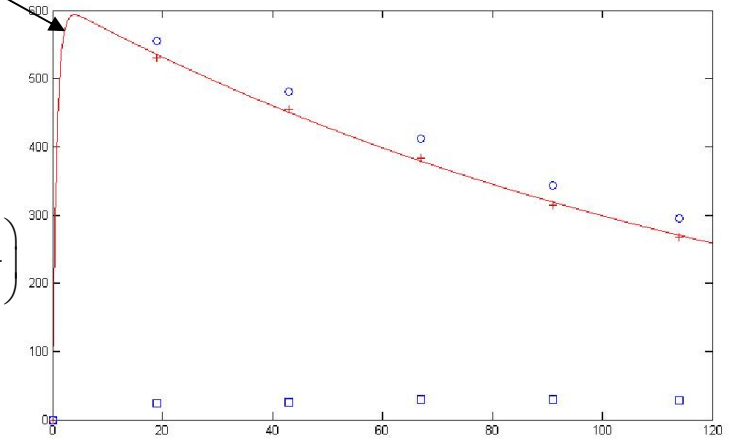
Aus

$$\underbrace{\sum_{k=1}^{6} \left(A_{SD}(t_k) - \left(A_{GK}(t_k) - A_{RK}(t_k)\right)\right)^2 \equiv Min}$$

$\Downarrow$

$a_1 = 614$ MBq
$\lambda_1 = 0{,}0072\ h^{-1}$
$\lambda_2 = 1{,}3\ h^{-1}$





kumulierte Aktivität $\tilde{A}_{SD}$

$$\tilde{A}_{SD} = \int_0^\infty A_{SD}(t)\,dt = a_1 \cdot \left(\frac{1}{\lambda_1} - \frac{1}{\lambda_1 + \lambda_2}\right)$$

$$\tilde{A}_{SD} = \frac{a_1}{\lambda_1} \cdot \left(1 - \frac{1}{1 + \frac{\lambda_2}{\lambda_1}}\right) \approx \frac{a_1}{\lambda_1} \cdot \left(1 - \frac{\lambda_1}{\lambda_2}\right) = \frac{614\ \text{MBq}}{0{,}0072\ h^{-1}} \cdot \left(1 - \frac{0{,}0072\ h^{-1}}{1{,}3\ h^{-1}}\right)$$

$$\tilde{A}_{SD} \approx 85278\ \text{MBq} \cdot \text{h} = 3{,}07 \cdot 10^{14}\ \text{Bq} \cdot \text{s}$$

Rechenmodelle
Analytisch: absorbierte Energie E_{abs}

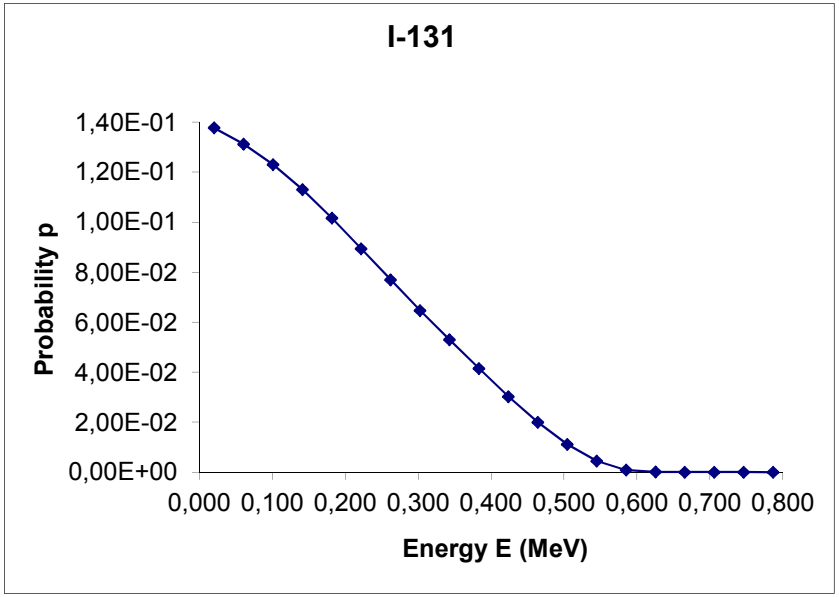
- Voraussetzungen
  - kumulierte Aktivität ist bekannt
  - reiner β- Strahler
  - Quellorgan = Zielorgan; absorbierter Bruchteil φ = 1

zur Erinnerung:

β-Zerfall liefert ein kontinuierliches Spektrum der Elektronenstrahlung!

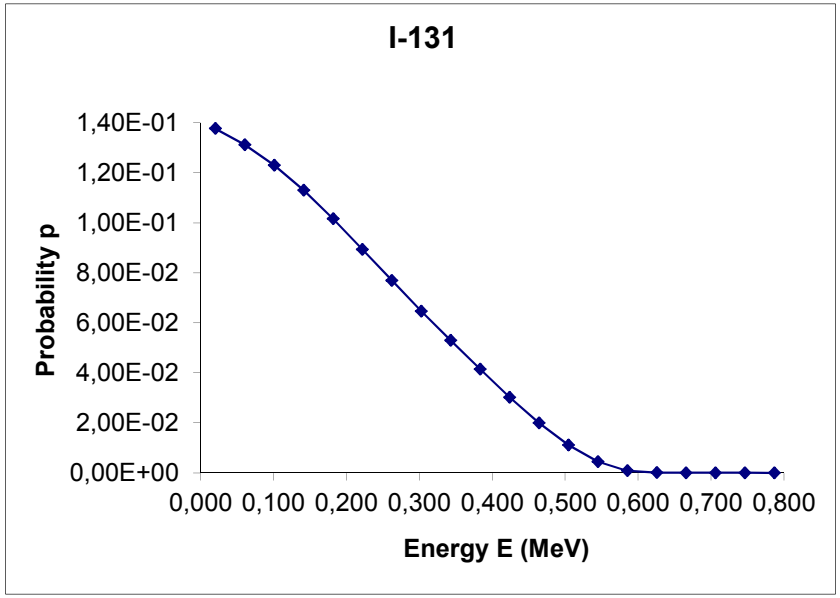
$n \rightarrow p + e^- + \bar{\nu}_e$

Frage: Wieviel Energie/Kernzerfall kann an die Elektronen übertragen werden?



Rechenmodelle (Beispiel Radiojodtherapie)
Analytisch: absorbierte Energie E_{abs}

E [MeV]	p
Average	
0,0202	1,38E-01
0,0605	1,31E-01
0,1009	1,23E-01
0,1412	1,13E-01
0,1816	1,02E-01
0,2219	8,94E-02
0,2623	7,70E-02
0,3026	6,47E-02
0,3429	5,30E-02
0,3833	4,15E-02
0,4236	3,03E-02
0,4640	2,00E-02
0,5043	1,12E-02
0,5447	4,55E-03
0,5850	8,55E-04
0,6254	1,15E-04
0,6657	6,94E-05
0,7060	4,13E-05
0,7464	1,73E-05
0,7867	2,96E-06



$$E_{\beta,ave} = \sum_i p_i E_i = 0{,}182 \text{ MeV}$$

(für unser Beispiel gilt)

$$E_{abs} = E_{\beta,ave} \cdot \tilde{A}_h = 0{,}182\ MeV \cdot 3{,}07 \cdot 10^{14}\ Bq \cdot s$$

$$E_{abs} = 3{,}07 \cdot 10^{14} \cdot 0{,}182 \cdot 10^{6} eV \cdot 1{,}6 \cdot 10^{-19}\ \frac{J}{eV}$$

$$E_{abs} = 8{,}94\,J$$

Rechenmodelle
Analytisch: Organdosis D

$$D = \frac{E_{abs}}{m_h}$$

m_h aus

- CT
- MRT
- US
- ECT

schichtweise aus ROI's (genau/zeitaufwendig)

oder Berechnung als Ellipsoid (US, VT, MRT)

bzw. schwellwertbasiertes VOI (ECT)

mit $m_h \approx V_h$

Zusammenfassung

- Berechnung der kumulierten Aktivität
  - $\tilde{A}_h = \int_0^\infty A(t)\,dt$
- Berechnung der absorbierten Energie
  - $E_{abs} = \tilde{A}_h \cdot E_{\beta,ave}$
- Berechnung der Organdosis
  - $D = \frac{E_{abs}}{m_h} = \frac{\tilde{A}_h}{m_h} \cdot E_{\beta,ave}$

Unser Beispiel: m_h = 25 ml (US)

$$D_{SD} = \frac{E_{abs}}{m_{SD}} = \frac{8{,}94\,J}{25\,ml} \approx \frac{8{,}94\,J}{0{,}025\,kg} = 358\,Gy$$ (Hoppla !!!)

Alternative Formulierung:

Wegen

$$D = \frac{\tilde{A}_h}{m_h} \cdot E_{\beta,ave} = \frac{1}{m_h} \cdot \int_0^\infty A(t)\,dt \cdot E_{\beta,ave} = \int_0^\infty \frac{A(t)}{m_h}\,dt \cdot E_{\beta,ave}$$

Die $\frac{A(t)}{m_h} = c(t)$ (in Bq/ml) entsprechen einer Aktivitätskonzentration in einer ROI (VOI) im Zielorgan aus einem ECT!!!

$\Rightarrow$ Dosis ohne Bestimmung der Organmasse!!

$$D_{ave} = \int_0^\infty c_{h,ave}(t)\,dt \cdot E_{\beta,ave}$$

$$D_{max} = \int_0^\infty c_{h,max}(t)\,dt \cdot E_{\beta,ave}$$

Rechenmodelle
Analytisch: Berücksichtigung von γ-Strahlung

Ansatz

$$E_{abs} = \tilde{A}_h \cdot \left(E_{\beta,ave} + \sum_i \eta_i \cdot \varphi_i \cdot E_{\gamma,i} \right)$$

i: i-te γ-Komponente

η_i: branching ratio

φ_i: absorbierter Bruchteil

$E_{\gamma,i}$: γ-Energie

$$E_{abs} = \tilde{A}_h \cdot E_{\beta,ave} \underbrace{\left(1 + \sum_i \eta_i \cdot \varphi_i \cdot \varepsilon_i \right)}_{k_{\beta,\gamma}}$$

$$\varepsilon_i = \frac{E_{\gamma,i}}{E_{\beta,ave}}$$

Bemerkung:

Falls gemischte Zerfälle stattfinden $\left(\alpha + \beta^- + \beta^+ + EC\right)$ muss natürlich die branching ratio für den β^--Zerfall berücksichtigt werden:

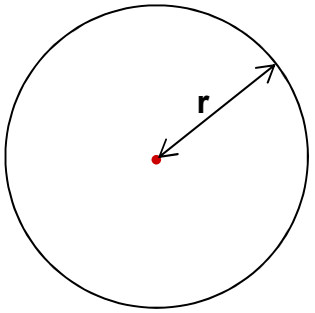
$$E_{abs} = \tilde{A}_h \cdot E_{\beta,ave} \cdot \left(\eta_{\alpha,\beta^+} \cdot \frac{E_{\alpha,\beta^+}}{E_{\beta,ave}} + \eta_{\beta^-} + \sum_i \eta_i \cdot \varphi_i \cdot \varepsilon_i \right)$$

Berechnung der absorbierten Fraktion φ_i

Näherungsmodell:

Zentrierte Punktquelle in einem kugelförmigen Volumen V,

mit $r = \sqrt[3]{\frac{3V}{4\pi}}$



Anwendung des Schwächungsgesetzes

$$I(r) = I_0 \cdot \exp\left(-\mu_{tot}\left(E_{\gamma,i}\right) \cdot r\right)$$

d.h. der Bruchteil $\frac{I_0 - I(r)}{I_0}$ verschwindet (?)

(Streuung, Absorption)

Daraus ergibt sich die absorbierte Fraktion

$$\varphi_i = \frac{\mu_{en}\left(E_{\gamma,i}\right)}{\mu_{tot}\left(E_{\gamma,i}\right)} \cdot \frac{I_0 - I(r)}{I_0} = \frac{\mu_{en}\left(E_{\gamma,i}\right)}{\mu_{tot}\left(E_{\gamma,i}\right)} \cdot \left(1 - \exp\left(-\mu_{tot}\left(E_{\gamma,i}\right) \cdot r\right)\right)$$

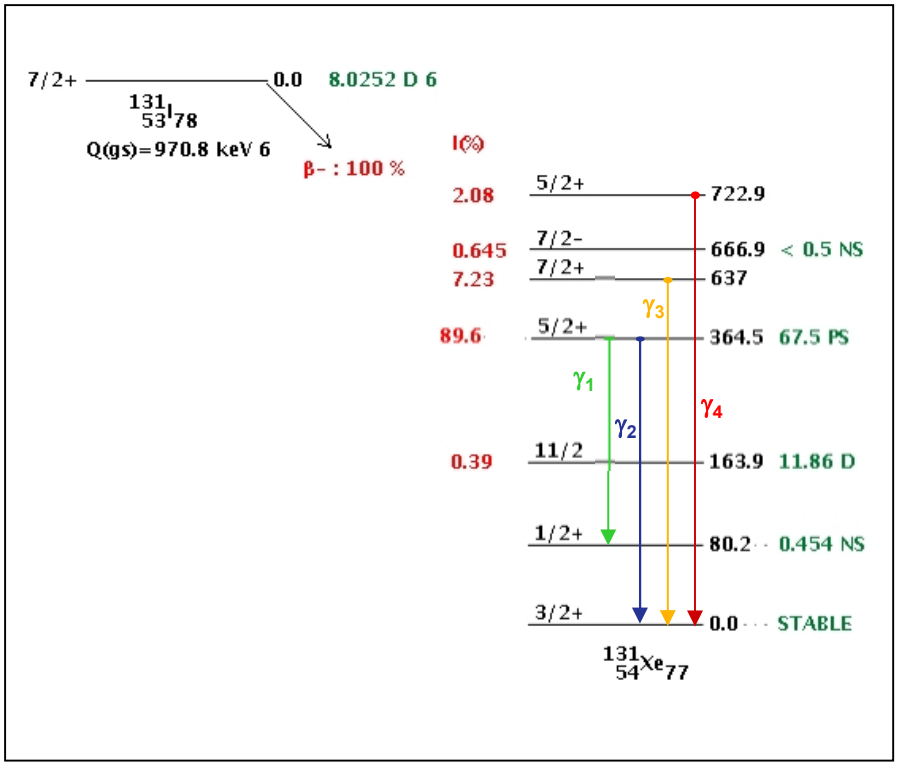
mit

$\mu_{en}\left(E_{\gamma,i}\right)$: (linearer) Energieabsorptionskoeffizient

$\mu_{tot}\left(E_{\gamma,i}\right)$: (linearer) Absorptionskoeffizient

als Schwächungsmedium wird Wasser vorausgesetzt!

Rechenmodelle (Beispiel 131-I)
Analytisch: Berücksichtigung von γ-Strahlung



Quellennachweis

Zerfallsschema:

http://www.nndc.bnl.gov/nudat2/indx_dec.jsp

η:

http://www.nndc.bnl.gov/mird/

μ_{tot}:

http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm

μ_{en}:

http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm

E_γ [keV]	η	ε	μ_{tot} [cm^{-1}]	μ_{en} [cm^{-1}]	φ	$\eta \cdot \varepsilon \cdot \varphi$
284	0,061	1,56	0,121	0,032	0,049	0,005
364	0,815	2	0,11	0,032	0,049	0,080
637	0,072	3,5	0,087	0,033	0,052	0,013
722	0,018	3,97	0,082	0,032	0,050	0,004
					$\sum_i$	0,101

Berechnung für ein Volumen
$V = V_{norm}$ = 20 ml (Standard-SD)
entsprechend r = 1,68 cm.

$$\varphi_i = \frac{\mu_{en}(E_{\gamma,i})}{\mu_{tot}(E_{\gamma,i})} \cdot \left(1 - \exp\left(-\mu_{tot}(E_{\gamma,i}) \cdot r\right)\right)$$

Rechenmodelle
Analytisch: Vereinfachungen/Näherungen

Betrachten nocheinmal die kumulierte Aktivität $\tilde{A}_h$

$$\tilde{A}_h = \sum_{i=1}^{M} \frac{a_i}{\lambda_i} = \frac{1}{\ln(2)} \cdot \sum_{i=1}^{M} a_i \cdot T_i^H$$

Oft ist die Beschränkung der Kinetik auf einen monoexponentiellen Term ausreichend:

$$\tilde{A}_h = \frac{1}{\ln(2)} \cdot \underbrace{A_h^{Modell}(t=0)}_{A_h^0} \cdot T_{eff}^H$$

Damit ergibt sich die absorbierte Energie im Zielorgan

$$E_{abs} = \tilde{A}_h \cdot E_{\beta,ave} \cdot \left(1 + \sum_i \eta_i \cdot \varphi_i \cdot \varepsilon_i\right) = \tilde{A}_h \cdot E_{\beta,ave} \cdot k_{\beta,\gamma}$$

$$E_{abs} = \frac{1}{\ln(2)} \cdot A_h^0 \cdot T_{eff}^H \cdot E_{\beta,ave} \cdot k_{\beta,\gamma}$$

$E_{\beta,ave}$, $k_{\beta,\gamma}(V)$ und $\ln(2)$ sind bekannt, bzw. aus Tabellenwerk und einer vorgegebenen Geometrie entnehmbar und können im Sinne einer Nuklidkonstanten $K(^M X,V)$ zusammengefasst werden:

$$E_{abs} = A_h^0 \cdot T_{eff}^H \cdot K(^M X,V)$$

üblicherweise wird $E_{\beta,ave}$ in MeV angegeben, so dass

$$E_{\beta,ave}[J] = E_{\beta,ave}[MeV] \cdot \frac{10^6 eV}{MeV} \cdot 1,6 \cdot 10^{-19} \frac{J}{eV}$$

$$E_{\beta,ave}[J] = E_{\beta,ave}[MeV] \cdot 1,6 \cdot 10^{-13} \frac{J}{MeV}$$

$$K(^M X,V)[J] = \frac{k_{\beta,\gamma}(V)}{\ln(2)} \cdot E_{\beta,ave}[MeV] \cdot 1,6 \cdot 10^{-13} \frac{J}{MeV}$$

$$K(^M X,V)[J] = k_{\beta,\gamma}(V) \cdot E_{\beta,ave}[MeV] \cdot 2,31 \cdot 10^{-13} \frac{J}{MeV}$$

Analog wird Aktivität und Halbwertszeit behandelt

$$A_h^0[Bq] = A_h^0[MBq] \cdot \frac{10^6 Bq}{MBq}$$

$$T_{eff}^H[s] = T_{eff}^H[d] \cdot 24\frac{h}{d} \cdot 3600\frac{s}{h} = T_{eff}^H[d] \cdot 86400\frac{s}{d}$$

Insgesamt

$$E_{abs}[J] = A_h^0[Bq] \cdot T_{eff}^H[s] \cdot K(^M X,V)[J]$$

$$E_{abs}[J] = A_h^0[MBq] \cdot T_{eff}^H[d] \cdot k_{\beta,\gamma}(V) \cdot E_{\beta,ave}[MeV] \cdot 0,02J$$

Damit ergibt sich die Organdosis

$$D = \frac{E_{abs}[J]}{m[kg]} = \frac{E_{abs}[J]}{m[g] \cdot \frac{1kg}{1000g}} = \frac{E_{abs}[J]}{m[g]} \cdot 1000\frac{g}{kg}$$

$$D = \frac{A_h^0 \cdot T_{eff}^H}{m} \cdot \left(k_{\beta,\gamma}(V) \cdot 20 \cdot E_{\beta,ave}\right) Gy \frac{g}{MBq \cdot d \cdot MeV}$$

also im Wesentlichen

$$D = \frac{A_h^0 \cdot T_{eff}^H}{m} \cdot C(V, E_{\beta,ave}) \quad \text{[EINHEITEN!!!!]}$$

EBERHARD KARLS UNIVERSITÄT TÜBINGEN
UNIVERSITÄTS KLINIKUM TÜBINGEN

Rechenmodelle
Analytisch: Vereinfachungen/Näherungen; Beispiele

^{131}I

$$D[Gy] = \frac{A_h^0 \cdot T_{eff}^H}{m} \cdot C\left(V, E_{\beta,ave}\right) \quad \text{[EINHEITEN!!!!]}$$

$$E_{\beta,ave} = 0{,}182 MeV$$

$$V = 20ml$$

$$\Rightarrow C = 1{,}101 \cdot 0{,}182 \cdot 20 = 4Gy$$

$$\Rightarrow D = \frac{A_h^0 \cdot T_{eff}^H}{m} \cdot 4Gy$$

$$D = \frac{A_{app} \cdot uptake \cdot T_{eff}^H}{m} \cdot 4Gy$$

$$D[Gy] = \frac{A_{app}[MBq] \cdot uptake[\%] \cdot T_{eff}^H[d]}{m[g]} \cdot 0{,}04$$

(Marinelli-Formel)

$^{90}Y - SIRT$

$$D[Gy] = \frac{A_h^0 \cdot T_{eff}^H}{m} \cdot C\left(V, E_{\beta,ave}\right) \quad \text{[EINHEITEN!!!!]}$$

$$E_{\beta,ave} = 0{,}93 MeV$$

$$\Rightarrow C = 1{,}0 \cdot 0{,}93 \cdot 20 = 18{,}6Gy$$

$$\Rightarrow D_{Tumor} = \frac{A_{tumor}^0 \cdot T_{eff}^H}{m_{Tumor}} \cdot 18{,}6Gy$$

mit $T_{eff}^H = T_{phys}^H = 2{,}67d$

$$D_{Tumor} = \frac{A_{tumor}^0}{m_{Tumor}} \cdot 49{,}67Gy$$

Vergleich bei gleicher Masse (m = 20g), gleicher HWZ (T^H = 2,67 d) und gleicher Aktivität (A_h = 300 MBq)

D(^{131}I) = 160 Gy

D(^{90}Y) = 745 Gy

Dosisschätzung (obere Grenze) bei fehlender Kinetik:

$$T_{eff}^H = \frac{T_{phys}^H \cdot T_{biol}^H}{T_{phys}^H + T_{biol}^H} \leq T_{phys}^H \Rightarrow D[Gy] \leq \frac{A_h^0 \cdot T_{phys}^H}{m} \cdot C\left(V, E_{\beta,ave}\right) = D_{estimate}$$

(erfordert gute Schätzung von A_h^0)

Rechenmodelle (Beispiel)
Methodenvergleich: Näherung vs. exakt vs. ganz exakt

Ausgangssituation (Radiojodtherapie):

$A_{app} = 800$ MBq

$m_{SD} = 25$ g (aus US)

1. Näherung:

$A^0_{SD} = 614$ MBq (aus Fit)

$T^H_{eff} = 4{,}01$ d (aus Fit)

$$D_{SD}[Gy] = \frac{A^0_{SD} \cdot T^H_{eff} \cdot 4}{m_{SD}} = 394 \text{ Gy}$$

2. exakt:

$\tilde{A}_{SD} = 3{,}07 \cdot 10^{14}$ Bq·s (aus Fit)

$E_{\beta,ave} = 2{,}91 \cdot 10^{-14}$ J (Literatur)

$\kappa_{\beta,\gamma} = 1{,}1$ (Literatur+Modell)

$$D_{SD}[Gy] = \frac{\tilde{A}_{SD} \cdot E_{\beta,ave} \cdot \kappa_{\beta,\gamma}}{m_{SD}[kg]} = 393 \text{ Gy}$$

3. ganz exakt (OLINDA):

Verweilzeit τ

$$\tau = \frac{\tilde{A}_{SD}}{A_{app}} = \frac{85278 \text{ MBq·h}}{800 \text{ MBq}} = 106{,}6 \text{ h}$$

$$\Rightarrow D_{SD}[Gy] = 406 \text{ Gy}$$

Grund für die Abweichung von Rechnung und OLINDA:
Vernachlässigung von Konversions- und Augerelektronen

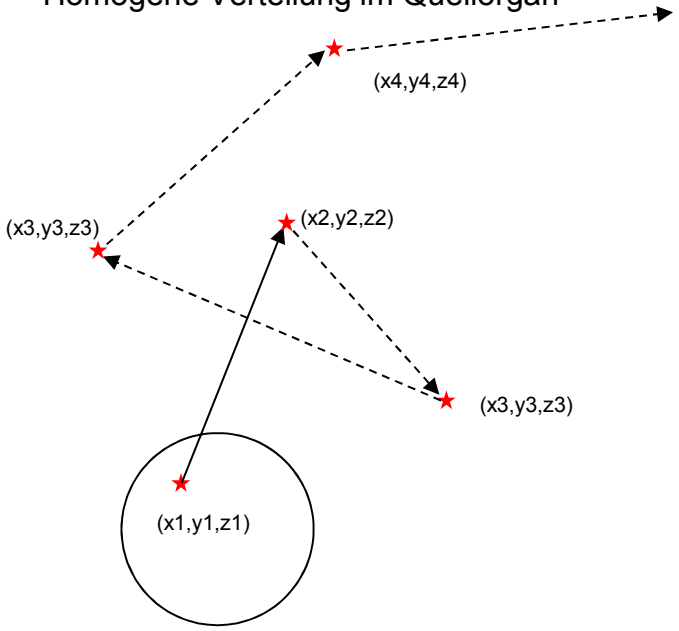
Radiations	y(i) $(Bq\text{-}s)^{-1}$	E(i) (MeV)	y(i)×E(i)
β- 1	2.08×10^{-02}	6.936×10^{-02} *	1.44×10^{-03}
β- 2	6.45×10^{-03}	8.694×10^{-02} *	5.61×10^{-04}
β- 3	7.23×10^{-02}	9.662×10^{-02} *	6.99×10^{-03}
β- 4	8.96×10^{-01}	1.916×10^{-01} *	1.72×10^{-01}
β- 6	3.90×10^{-03}	2.832×10^{-01} *	1.10×10^{-03}
γ 1	2.62×10^{-02}	8.019×10^{-02}	2.10×10^{-03}
ce-K, γ 1	3.14×10^{-02}	4.562×10^{-02}	1.43×10^{-03}
ce-L, γ 1	4.45×10^{-03}	7.473×10^{-02} a	3.32×10^{-04}
γ 3	2.69×10^{-03}	1.772×10^{-01}	4.77×10^{-04}
γ 6	6.12×10^{-02}	2.843×10^{-01}	1.74×10^{-02}
ce-K, γ 6	2.50×10^{-03}	2.497×10^{-01}	6.24×10^{-04}
γ 11	2.73×10^{-03}	3.258×10^{-01}	8.89×10^{-04}
γ 13	8.15×10^{-01}	3.645×10^{-01}	2.97×10^{-01}
ce-K, γ 13	1.56×10^{-02}	3.299×10^{-01}	5.16×10^{-03}
ce-L, γ 13	2.44×10^{-03}	3.590×10^{-01} a	8.75×10^{-04}
γ 15	3.59×10^{-03}	5.030×10^{-01}	1.81×10^{-03}
γ 16	7.16×10^{-02}	6.370×10^{-01}	4.56×10^{-02}
γ 17	2.17×10^{-03}	6.427×10^{-01}	1.39×10^{-03}
γ 18	1.77×10^{-02}	7.229×10^{-01}	1.28×10^{-02}
Kα1 X-ray	2.68×10^{-02}	2.978×10^{-02}	7.98×10^{-04}
Kα2 X-ray	1.45×10^{-02}	2.946×10^{-02}	4.26×10^{-04}
Auger-L	5.62×10^{-02}	3.430×10^{-03} *	1.93×10^{-04}

Monte-Carlo-Simulation für die Dosimetrie in der Nuklearmedizin: Gammastrahlung

Voraussetzungen:

Bekannte Biodistribution: kumulierte Aktivität in den Quellorganen ist bekannt, und deren Masse

Homogene Verteilung im Quellorgan



Quellorgan

Ablaufschema

Simuliere N Kernzerfälle für jedes Quellorgan

für jeden Kernzerfall

1. Würfeln des Emissionsortes und der Emissionsrichtung Ω
2. Würfeln des WW-ortes (x,y,z) aufgrund des Schwächungsgesetzes. Zuordnung zu einem Zielorgan.
3. Würfeln der WW (Photo oder Compton)

Photo: $\Delta E = E_{\gamma} - E_{Bindung}$

$E_{abs,Ziel} = E_{abs,Ziel} + \Delta E$

nächster Kernzerfall, weiter bei 1)

Compton: würfeln der Streurichtung $\Omega_{scatter}$ (Klein-Nishina)

Berechnung der Energie des gestreuten Photons $E_{\gamma,scatter}$

$\Delta E = E_{\gamma,inc} - E_{\gamma,scatter}$

$E_{abs,Ziel} = E_{abs,Ziel} + \Delta E$

Weiter bei 2) mit $E_{\gamma} = E_{\gamma,scatter}$ und $\Omega = \Omega_{scatter}$

oder Abbruch $\rightarrow$ nächster Kernzerfall, weiter bei 1)

(Bedingungen?)

Berechnung der Dosis im Zielorgan:

$$D_{Ziel \leftarrow Quelle} = \frac{\tilde{A}_{Quelle}}{N} \cdot \frac{E_{abs,Ziel}}{m_{Ziel}}$$

$$D_{Ziel,total} = \sum_{Quelle} D_{Ziel \leftarrow Quelle}$$

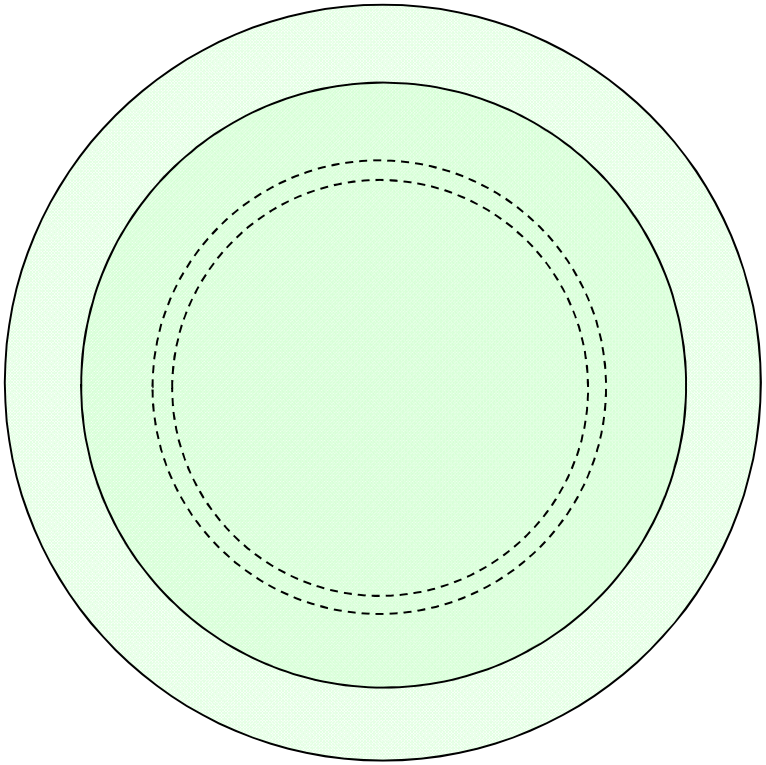
Monte-Carlo-Simulation für die Dosimetrie in der Nuklearmedizin: Betastrahlung (Näherung)

Voraussetzungen:

Modell: Kugelförmige Verteilung Radius R

Kugelförmiger Aussenraum Ra

T^H vorausgesetzt (Physikalisch)



Unterteilung der Kugel in Kugelschichten (layer) der Dicke d

Simulation von N Kernzerfällen

für jeden Kernzerfall

1. Würfeln des Emissionsortes und der Emissionsrichtung Ω

2. Zuordung zum Layer

3. Würfeln der Betaenergie aufgrund des Energiespektrums

4. CSDA-Tracking des Elektrons und Berechnung des Energieverlustes ΔE in jedem durchquerten layer:

$$E_{elektron} = E_{elektron} - \Delta E$$

$$E_{abs,layer} = E_{abs,layer} + \Delta E$$

bis $E_{elektron} < E_{min}$. Nächster Kernzerfall und weiter mit 1

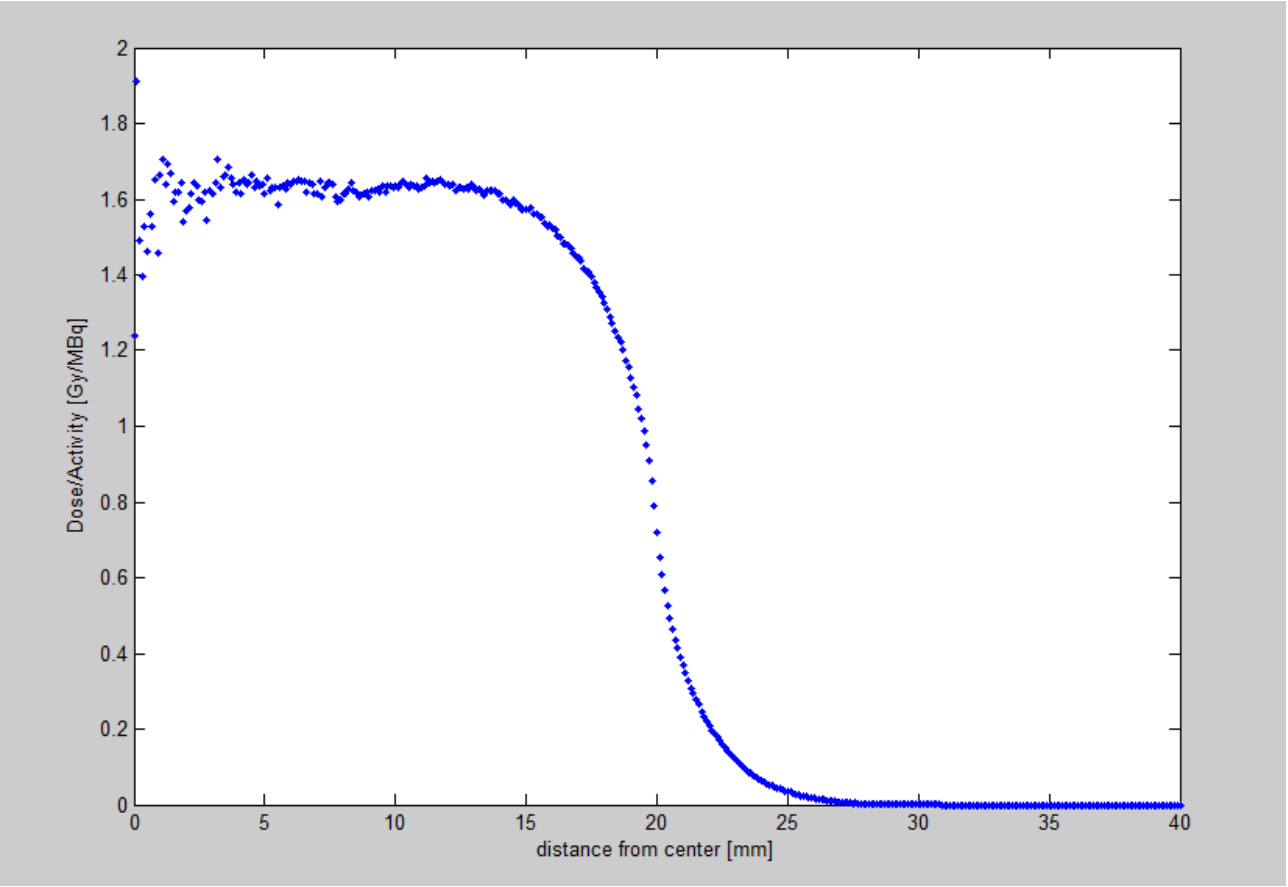
Berechnung der radialen Dosisverteilung D_{layer}:

$$D_{layer} = \frac{\tilde{A}_{total}}{N} \cdot \frac{E_{abs,layer}}{m_{layer}}$$

$$\Rightarrow \frac{D_{layer}}{A_{total}} = \frac{\tilde{A}_{total}}{A_{total}} \cdot \frac{1}{N} \cdot \frac{E_{abs,layer}}{m_{layer}} = \frac{T^H}{\ln 2} \cdot \frac{1}{N} \cdot \frac{E_{abs,layer}}{m_{layer}}$$

Monte-Carlo-Simulation für die Dosimetrie in der Nuklearmedizin: Betastrahlung (Beispiel)

Beta-Tiefendosis für 90-Y, R=20 mm, T^H = 64,1 h



Vorgehensweise für die Dosimetrie
Schritt 1: Akquisition

- (Prätherapeutisch)/Intratherapeutisch:
  - mindestens 2 Ganzkörpermessungen (2D)
  - plus Initialmessung direkt nach Applikation

    optional/obligatorisch
  - mitlaufende Standardaktivität zur Empfindlichkeitskalibrierung bzw. Plausibilitätskontrolle (Scan-Geschwindigkeit)

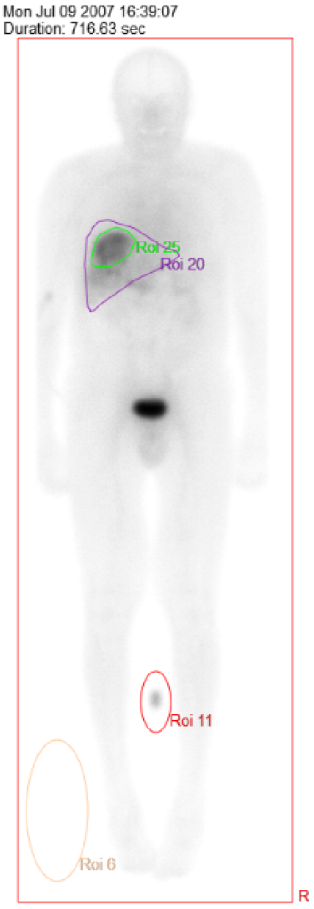
    Oder
  - mindestens 2 SPECT/CT (Aktivitätskalibrierung, Korrekturen!!) (3D)

    Oder
  - Kombination SPECT/CT + GK (2.5D)
  - Strenges Protokoll/Buchführung
    - Aktivität, Kalibrierzeit, Scanzeit, Scandauer, Standard, Archivierung

Vorgehensweise für die Dosimetrie
Schritt 2: Auswertung/Strategie

2D

- ROIs (Manuell)
- anterior+posterior
- Ganzkörper
- Hintergrund
- Standard
- Leber
- Tumor
- andere Organe
  - Milz
  - Niere
  - Lunge
  - Herz
  - WS
- Statistik
  - Mittelwert
  - Total Counts
  - Fläche
- geometrisches Mittel (ant/post)



3D

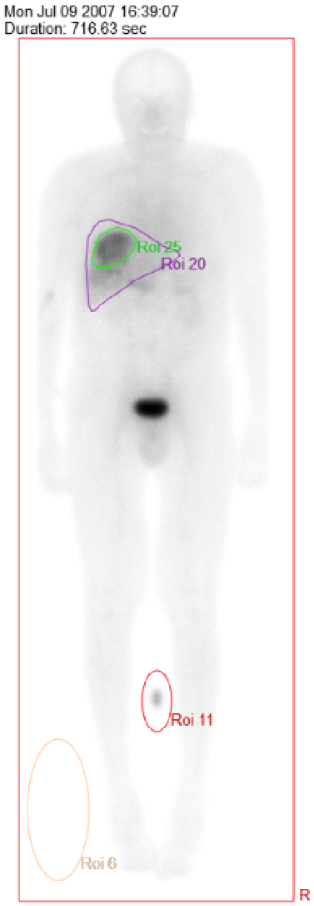
- VOIs (Isokontur)
- Leber
- Tumor
- Milz
- Niere
- andere Organe
  - Lunge
  - Herz
  - WS
- Statistik
  - Mittelwert
  - Maximum
  - Total
  - Volumen



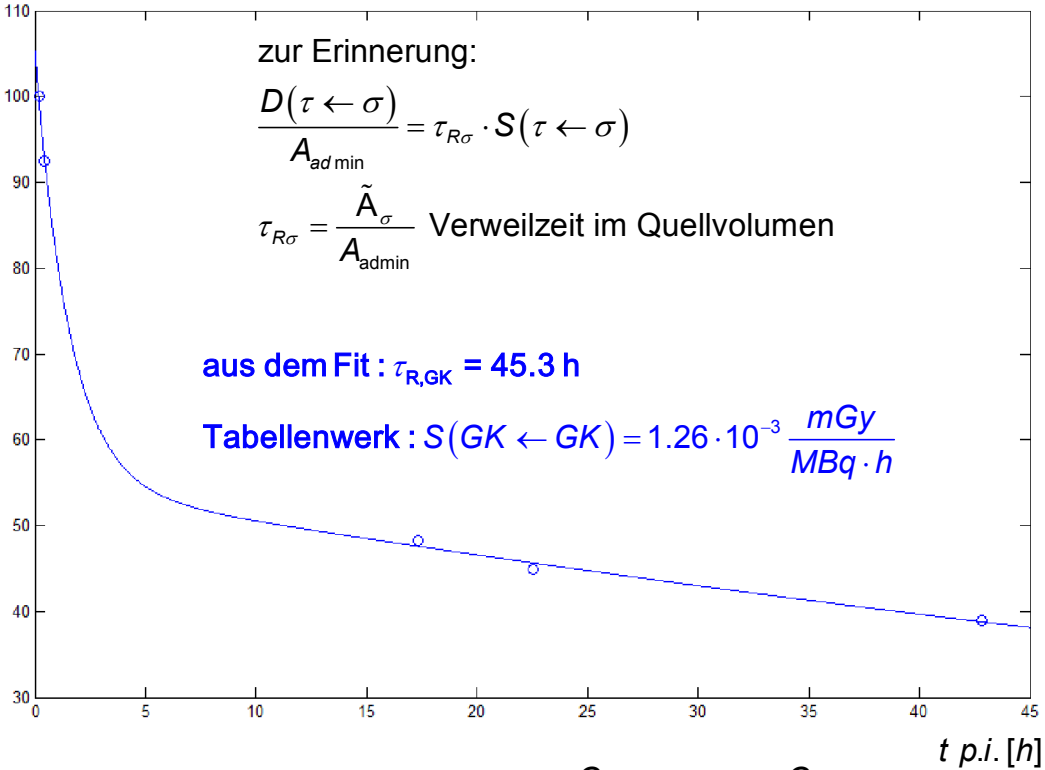
ROIs/VOIs müssen auf jeden Datensatz exakt reproduziert werden!!!
⇨ Alignment der Datensätze

Vorgehensweise für die Dosimetrie
Schritt 3: Erzeugung der TACs+Dosisermittlung

Beispiel: PRRT mit [177Lu]-DOTATATE, GK



$$\frac{A_{GK}}{A_{\text{admin}}} \cdot 100\%$$



zur Erinnerung:

$$\frac{D(\tau \leftarrow \sigma)}{A_{ad\,\min}} = \tau_{R\sigma} \cdot S(\tau \leftarrow \sigma)$$

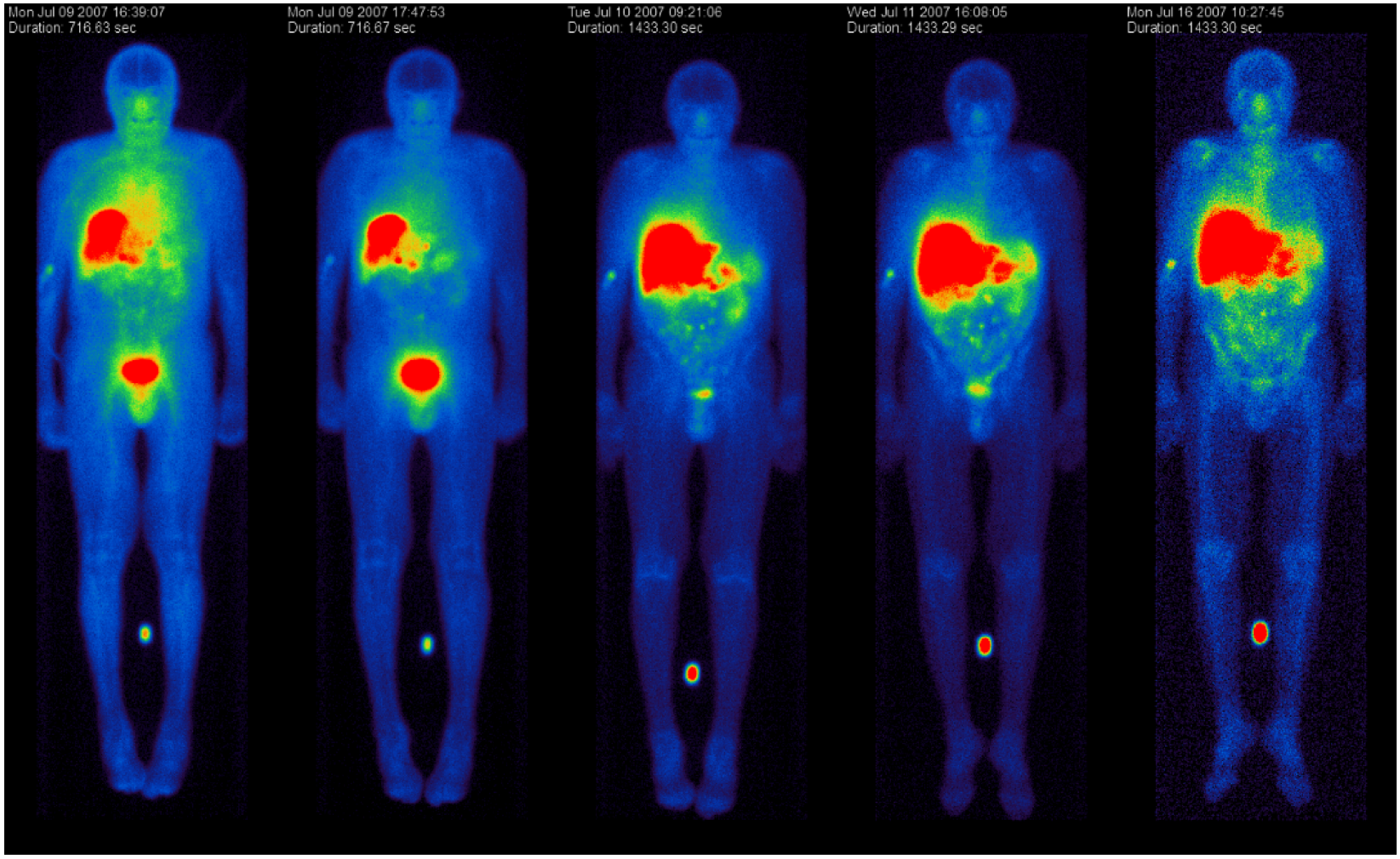
$$\tau_{R\sigma} = \frac{\tilde{A}_{\sigma}}{A_{\text{admin}}}$$ Verweilzeit im Quellvolumen

aus dem Fit : $\tau_{R,GK}$ = 45.3 h

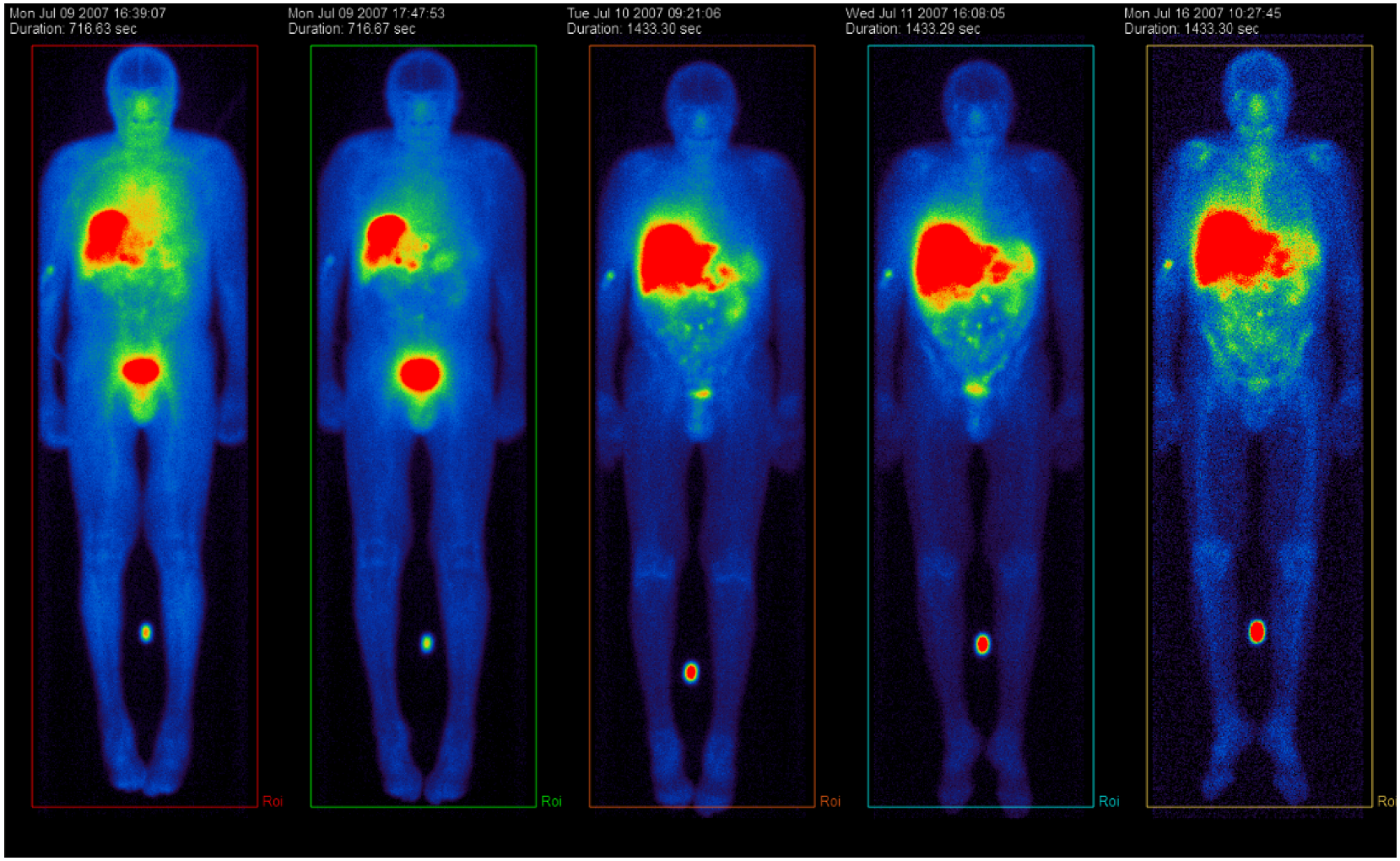
Tabellenwerk : $S(GK \leftarrow GK) = 1.26 \cdot 10^{-3} \frac{mGy}{MBq \cdot h}$

$$\Rightarrow D(GK \leftarrow GK) = 45.3h \cdot 1.26 \cdot 10^{-3} \frac{mGy}{MBq \cdot h} = 0.057 \frac{mGy}{MBq}$$

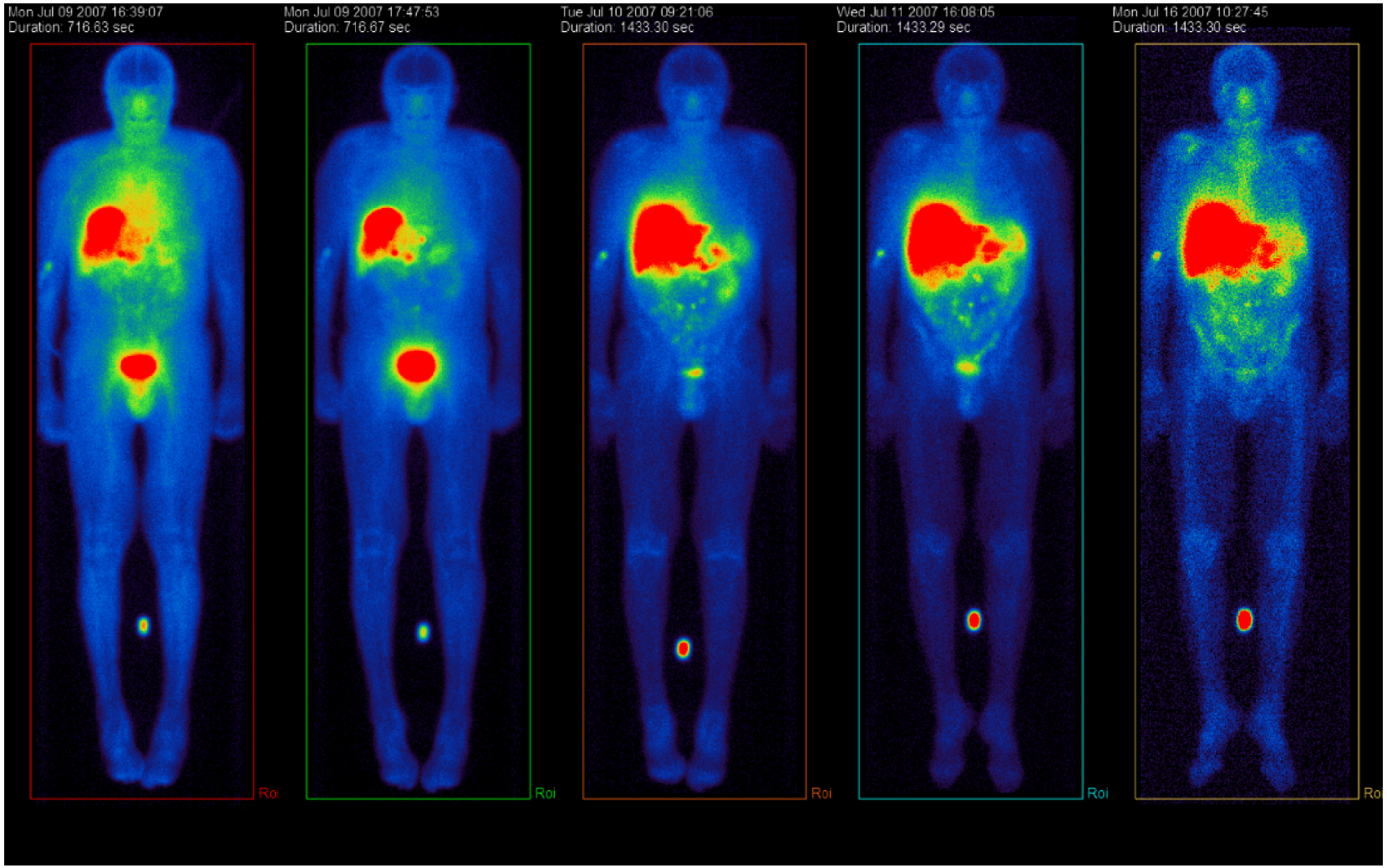
Beispiel: PRRT mit [177Lu]-DOTATATE Alignment



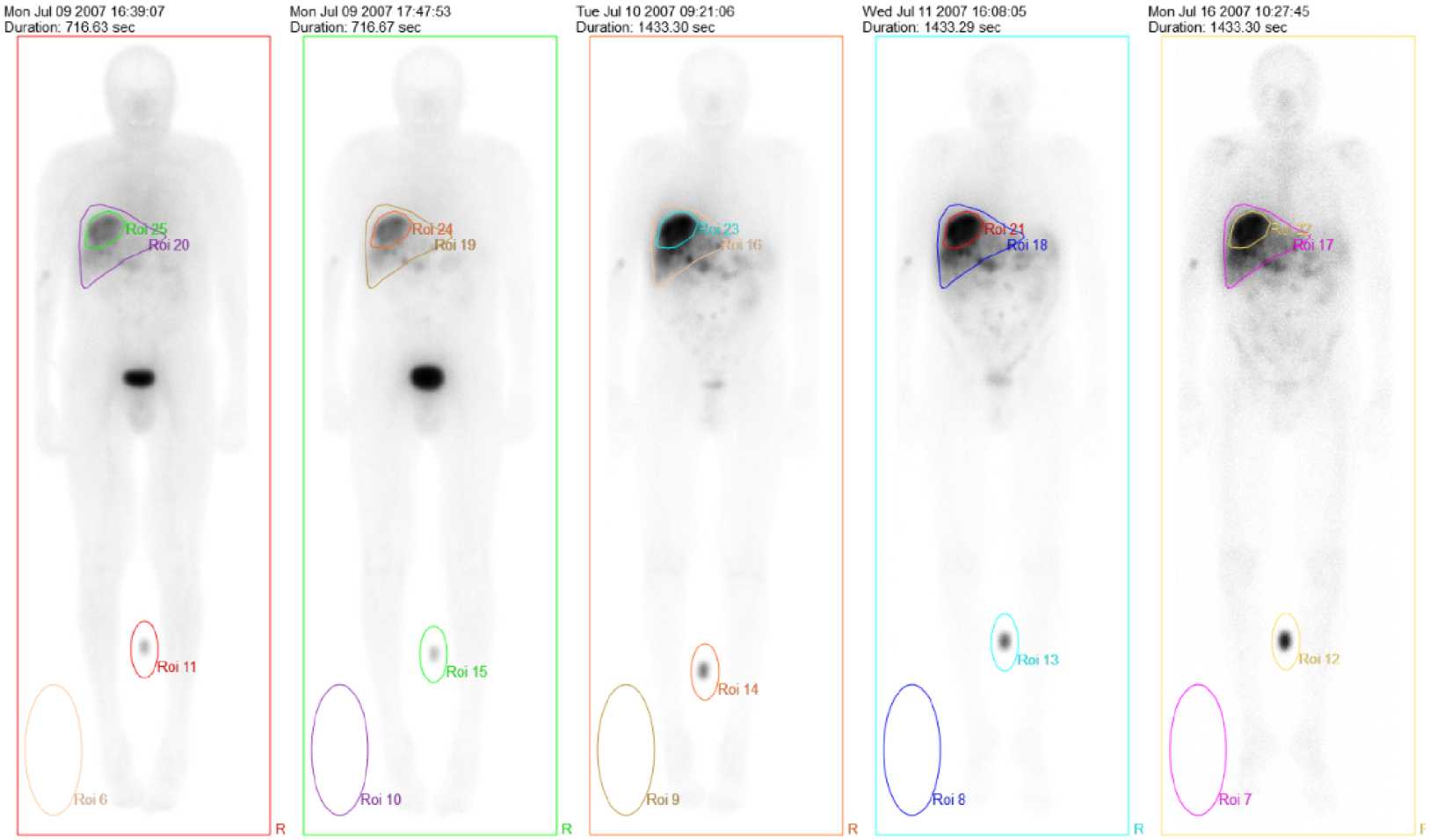
Beispiel: PRRT mit [177Lu]-DOTATATE no Alignment



Beispiel: PRRT mit [177Lu]-DOTATATE Alignment



Beispiel: PRRT mit [177Lu]-DOTATATE ROIs



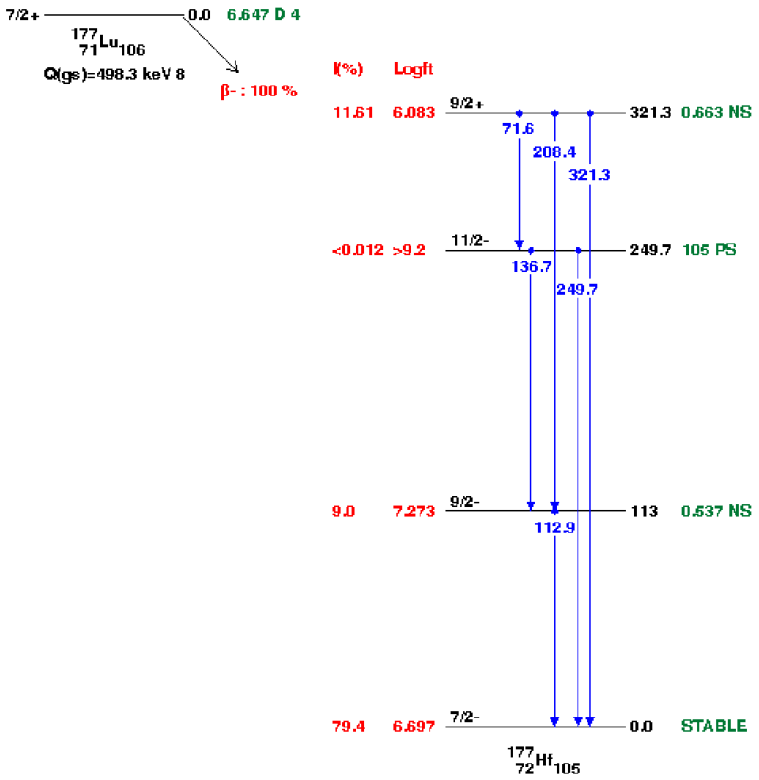
$$Counts_{Netto,GK} = Counts_{Brutto,GK} - Counts_{ave,BG} \cdot Area_{GK} - Counts_{Netto,Std}$$

$$Counts_{Netto,Std} = Counts_{Brutto,Std} - Counts_{ave,BG} \cdot Area_{Std}$$

Beispiel: PRRT mit [177Lu]-DOTATATE Zerfallsschema 177Lu

Radiations	y(i) $(Bq\text{-}s)^{-1}$	E(i) (MeV)	y(i)×E(i)
β- 1	1.16×10^{-01}	4.766×10^{-02} *	5.53×10^{-03}
β- 3	9.00×10^{-02}	1.117×10^{-01} *	1.01×10^{-02}
β- 4	7.94×10^{-01}	1.494×10^{-01} *	1.19×10^{-01}
γ 1	1.72×10^{-03}	7.164×10^{-02}	1.23×10^{-04}
γ 2	6.17×10^{-02}	1.129×10^{-01}	6.97×10^{-03}
ce-K, γ 2	5.12×10^{-02}	4.760×10^{-02}	2.44×10^{-03}
ce-L, γ 2	6.73×10^{-02}	1.017×10^{-01} a	6.84×10^{-03}
ce-M, γ 2	1.67×10^{-02}	1.103×10^{-01} a	1.85×10^{-03}
ce-N+, γ 2	4.80×10^{-03}	1.124×10^{-01} a	5.40×10^{-04}
γ 3	4.69×10^{-04}	1.367×10^{-01}	6.42×10^{-05}
γ 4	1.04×10^{-01}	2.084×10^{-01}	2.16×10^{-02}
ce-K, γ 4	5.70×10^{-03}	1.430×10^{-01}	8.15×10^{-04}
ce-L, γ 4	9.74×10^{-04}	1.971×10^{-01} a	1.92×10^{-04}
γ 5	2.01×10^{-03}	2.497×10^{-01}	5.01×10^{-04}
γ 6	2.10×10^{-03}	3.213×10^{-01}	6.76×10^{-04}
Kα1 X-ray	2.81×10^{-02}	5.579×10^{-02}	1.57×10^{-03}
Kα2 X-ray	1.61×10^{-02}	5.461×10^{-02}	8.77×10^{-04}
Kβ X-ray	1.18×10^{-02}	6.320×10^{-02} *	7.43×10^{-04}
L X-ray	3.06×10^{-02}	7.900×10^{-03} *	2.42×10^{-04}
Auger-L	8.70×10^{-02}	6.180×10^{-03} *	5.38×10^{-04}

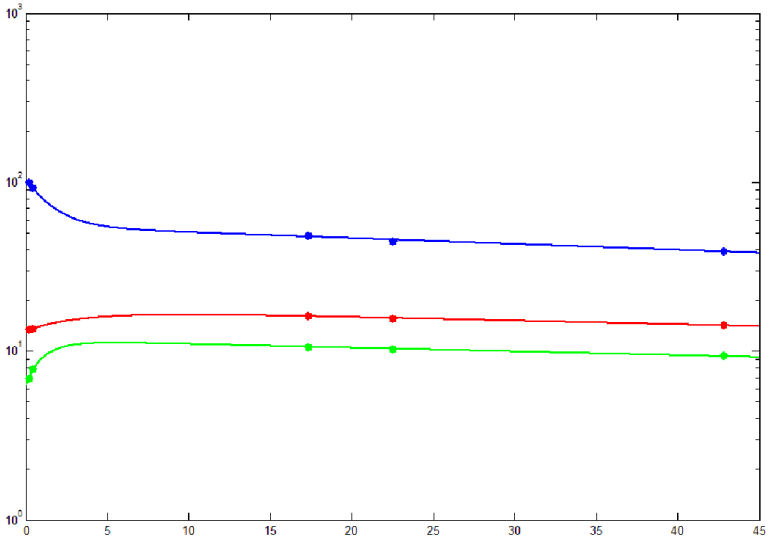
Listed X, γ, and $\gamma^{\pm}$ Radiations	3.34×10^{-02}
Listed β, ce, and Auger Radiations	1.47×10^{-01}
Omitted β, ce, and Auger Radiations**	3.71×10^{-04}
Listed Radiations	1.81×10^{-01}
Omitted Radiations**	3.71×10^{-04}

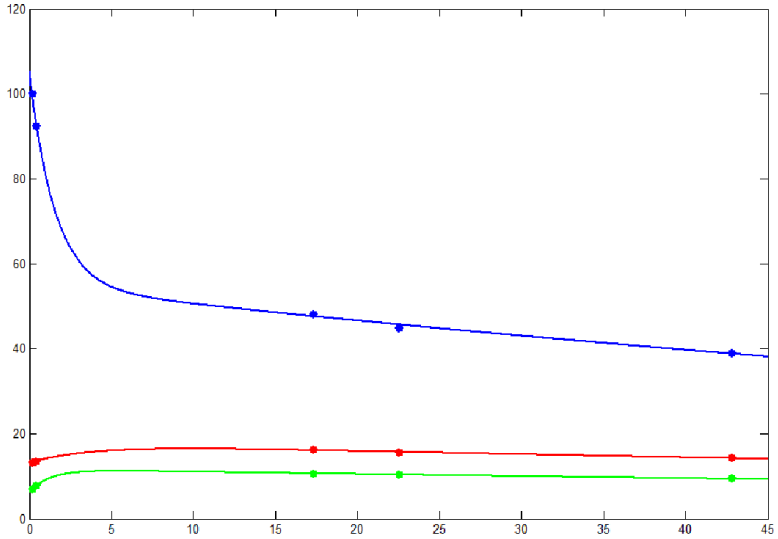


Beispiel: PRRT mit [177Lu]-DOTATATE
S-Werte 177Lu (Auszug)

OLINDA - Organ Level	INternal Dose	Assessmen	t Code											
Dose Conversion Facto	rs (mGy/MBq-s)	, Nuclide:	Lu-177 (6	,73E00 day	), Adult M	ale								
	Adrenals	Kidneys	Liver	Lungs	Muscle	Ovaries	Pancreas	Red Mar.	CortBone	Thymus	Thyroid	UB Cont	Uterus	TotBody
Adrenals	**1,46E-03**	2,01E-07	1,22E-07	6,38E-08	3,11E-08	9,92E-09	3,00E-07	6,74E-08	2,99E-08	1,61E-08	2,24E-09	2,74E-09	5,88E-09	3,57E-07
Brain	1,39E-10	5,71E-11	2,65E-10	2,24E-09	6,15E-09	6,67E-12	1,62E-10	2,30E-08	3,34E-08	2,19E-09	3,69E-08	2,78E-12	5,77E-12	3,45E-07
Breasts	1,35E-08	5,70E-09	1,91E-08	6,48E-08	1,20E-08	7,94E-10	1,69E-08	1,47E-08	8,91E-09	6,75E-08	8,01E-09	4,45E-10	8,95E-10	3,39E-07
Gallbladder Wall	9,31E-08	1,08E-07	2,41E-07	2,02E-08	3,28E-08	2,76E-08	2,15E-07	3,09E-08	1,20E-08	7,62E-09	8,59E-10	1,00E-08	3,06E-08	3,59E-07
LLI Wall	5,95E-09	1,50E-08	4,06E-09	1,01E-09	3,68E-08	3,12E-07	1,17E-08	5,51E-08	2,02E-08	5,27E-10	7,88E-11	1,60E-07	1,36E-07	3,58E-07
Small Intestine	1,97E-08	5,77E-08	3,14E-08	3,76E-09	3,08E-08	2,54E-07	3,77E-08	5,04E-08	1,57E-08	1,48E-09	1,55E-10	5,88E-08	2,30E-07	3,59E-07
Stomach Wall	7,58E-08	6,93E-08	3,98E-08	3,22E-08	2,99E-08	1,55E-08	3,50E-07	2,25E-08	1,09E-08	9,72E-09	1,30E-09	6,08E-09	1,47E-08	3,55E-07
ULI Wall	2,35E-08	5,77E-08	5,05E-08	5,02E-09	3,03E-08	2,28E-07	4,42E-08	4,26E-08	1,38E-08	1,74E-09	2,72E-10	4,30E-08	1,13E-07	3,58E-07
Heart Wall	7,66E-08	2,12E-08	6,41E-08	1,21E-07	2,53E-08	2,01E-09	9,56E-08	2,97E-08	1,57E-08	2,04E-07	1,14E-08	6,50E-10	1,81E-09	3,55E-07
Kidneys	2,01E-07	**8,03E-05**	8,13E-08	1,80E-08	2,73E-08	1,89E-08	1,37E-07	4,71E-08	1,73E-08	5,08E-09	1,06E-09	6,04E-09	1,72E-08	3,53E-07
Liver	1,22E-07	8,13E-08	**1,29E-05**	5,47E-08	2,09E-08	1,03E-08	1,06E-07	2,45E-08	1,34E-08	1,61E-08	2,60E-09	3,47E-09	8,99E-09	3,54E-07
Lungs	6,43E-08	1,81E-08	5,63E-08	2,39E-05	2,61E-08	1,75E-09	4,67E-08	3,05E-08	1,85E-08	7,95E-08	2,37E-08	3,26E-10	1,30E-09	3,50E-07
Muscle	3,11E-08	2,73E-08	2,09E-08	2,59E-08	8,72E-07	3,93E-08	3,42E-08	2,53E-08	2,08E-08	2,94E-08	3,24E-08	3,59E-08	3,94E-08	3,47E-07
Ovaries	9,92E-09	1,89E-08	1,03E-08	1,75E-09	3,93E-08	2,72E-03	1,06E-08	5,78E-08	1,80E-08	6,56E-10	8,84E-11	1,45E-07	4,21E-07	3,61E-07
Pancreas	3,00E-07	1,37E-07	1,06E-07	4,66E-08	3,42E-08	1,06E-08	2,53E-04	4,05E-08	1,78E-08	1,61E-08	2,25E-09	4,13E-09	1,07E-08	3,60E-07
Red Marrow	6,85E-08	4,74E-08	2,31E-08	3,07E-08	2,53E-08	5,78E-08	3,87E-08	1,19E-05	5,60E-08	2,29E-08	2,19E-08	2,19E-08	3,76E-08	2,67E-07
Osteogenic Cells	6,88E-08	4,07E-08	3,07E-08	4,24E-08	4,68E-08	4,18E-08	4,13E-08	5,58E-06	1,33E-05	3,11E-08	4,95E-08	2,49E-08	3,10E-08	1,08E-06
Skin	9,53E-09	1,11E-08	1,02E-08	1,13E-08	1,63E-08	8,70E-09	8,36E-09	1,21E-08	1,37E-08	1,28E-08	1,27E-08	1,11E-08	8,36E-09	3,36E-07
Spleen	1,26E-07	1,85E-07	1,97E-08	4,52E-08	2,87E-08	1,06E-08	3,63E-07	2,48E-08	1,35E-08	9,53E-09	2,33E-09	2,69E-09	7,25E-09	3,54E-07
Testes	5,20E-10	1,05E-09	5,30E-10	1,35E-10	2,77E-08	0,00E+00	8,53E-10	8,51E-09	1,13E-08	7,43E-11	1,04E-11	1,05E-07	#######	3,47E-07
Thymus	1,61E-08	5,08E-09	1,61E-08	7,75E-08	2,94E-08	6,56E-10	1,61E-08	2,35E-08	1,34E-08	1,14E-03	4,26E-08	2,85E-10	6,11E-10	3,51E-07
Thyroid	2,24E-09	1,06E-09	2,60E-09	2,35E-08	3,24E-08	8,84E-11	2,25E-09	2,07E-08	2,10E-08	4,26E-08	1,15E-03	3,91E-11	8,34E-11	3,51E-07
Urinary Bladder Wall	2,28E-09	5,61E-09	3,51E-09	4,61E-10	3,86E-08	1,49E-07	4,27E-09	2,45E-08	1,08E-08	2,89E-10	3,95E-11	5,74E-05	3,52E-07	3,57E-07
Uterus	5,88E-09	1,72E-08	8,99E-09	1,30E-09	3,94E-08	4,21E-07	1,07E-08	4,16E-08	1,35E-08	6,11E-10	8,34E-11	3,42E-07	3,03E-04	3,61E-07
Total Body	3,58E-07	3,54E-07	3,54E-07	3,50E-07	3,48E-07	3,62E-07	3,61E-07	3,53E-07	3,49E-07	3,51E-07	3,52E-07	6,74E-08	3,62E-07	3,49E-07

Beispiel: PRRT mit [177Lu]-DOTATATE
TACs und Dosis





GK : $\tau_{GK} = 45{,}3h$

Leber + *Tumor* : $\tau_{Leber+Tumor} = 18{,}7h$

Tumor : $\tau_{Tumor} = 12{,}3h$

$\Rightarrow$ $\tau_{Leber} = (18{,}7 - 12{,}3)h = 6{,}4h$

$$S(GK \leftarrow GK) = 1{,}26 \cdot 10^{-3} \frac{mGy}{MBq \cdot h}$$

$$S(Leber \leftarrow Leber) = 4{,}46 \cdot 10^{-2} \frac{mGy}{MBq \cdot h}$$

$$S(Tumor \leftarrow Tumor) = ?$$

$$S(Tumor \leftarrow Tumor) = S(Leber \leftarrow Leber) \cdot \frac{m_{Leber}}{m_{Tumor}}$$

$$S(Tumor \leftarrow Tumor) = 4{,}46 \cdot 10^{-2} \frac{mGy}{MBq \cdot h} \cdot \frac{1800g}{200g} = 0{,}4 \frac{mGy}{MBq \cdot h}$$

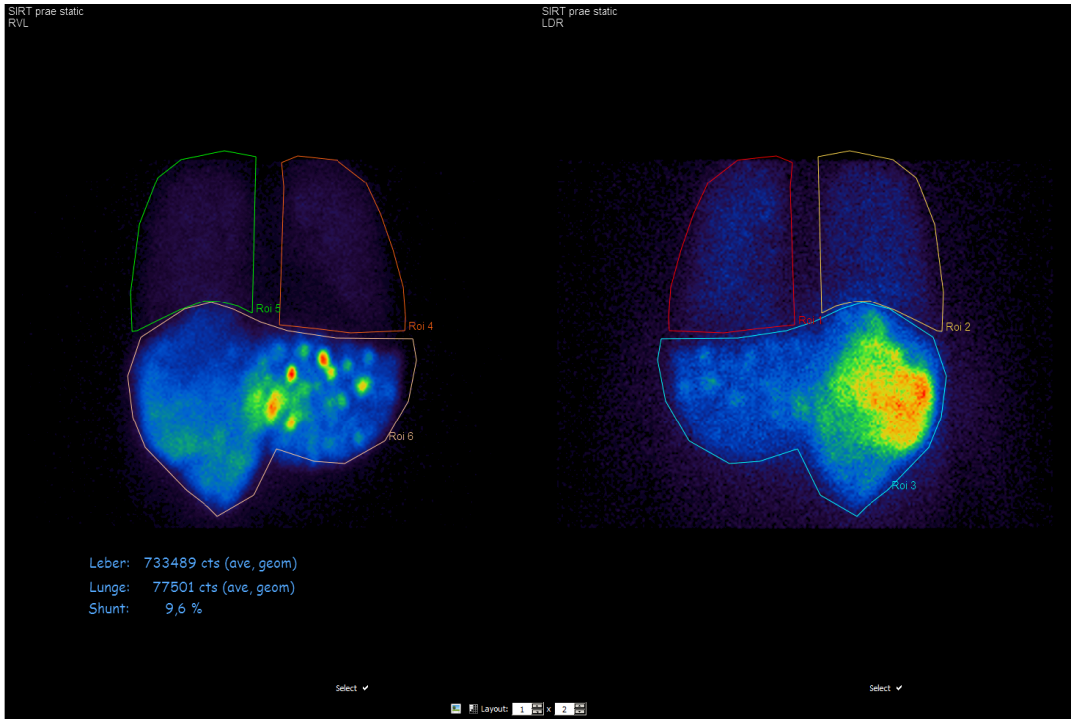
$$D_{GK} = 0{,}057 \frac{mGy}{MBq}$$

$$D_{Leber} = 0{,}29 \frac{mGy}{MBq}$$

$$D_{Tumor} = 4{,}9 \frac{mGy}{MBq}$$

Beispiel2: Planung einer SIRT (SirSpheres) mit [99m-Tc]-MAA

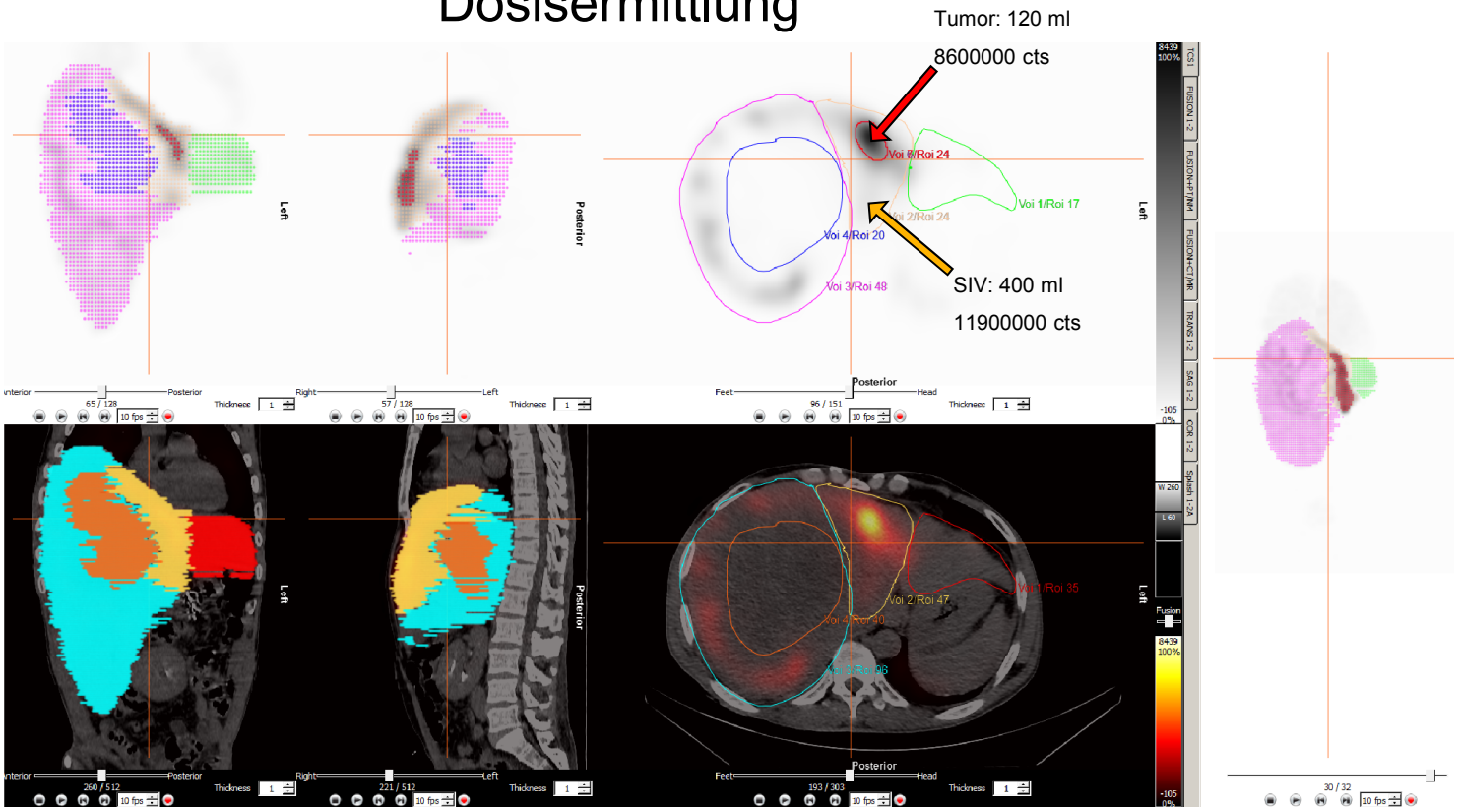
Ermittlung des Lungen Shunts (LS):



LS < 10%	keine Aktivitätsreduktion
10% $\leq$ LS $<$ 15 %	Aktivitätsreduktion um 20%
15% $\leq$ LS $<$ 20 %	Aktivitätsreduktion um 40%
LS $\geq$ 20%	Kontraindikation

Beispiel2: Planung einer SIRT (SirSpheres) mit [99m-Tc]-MAA

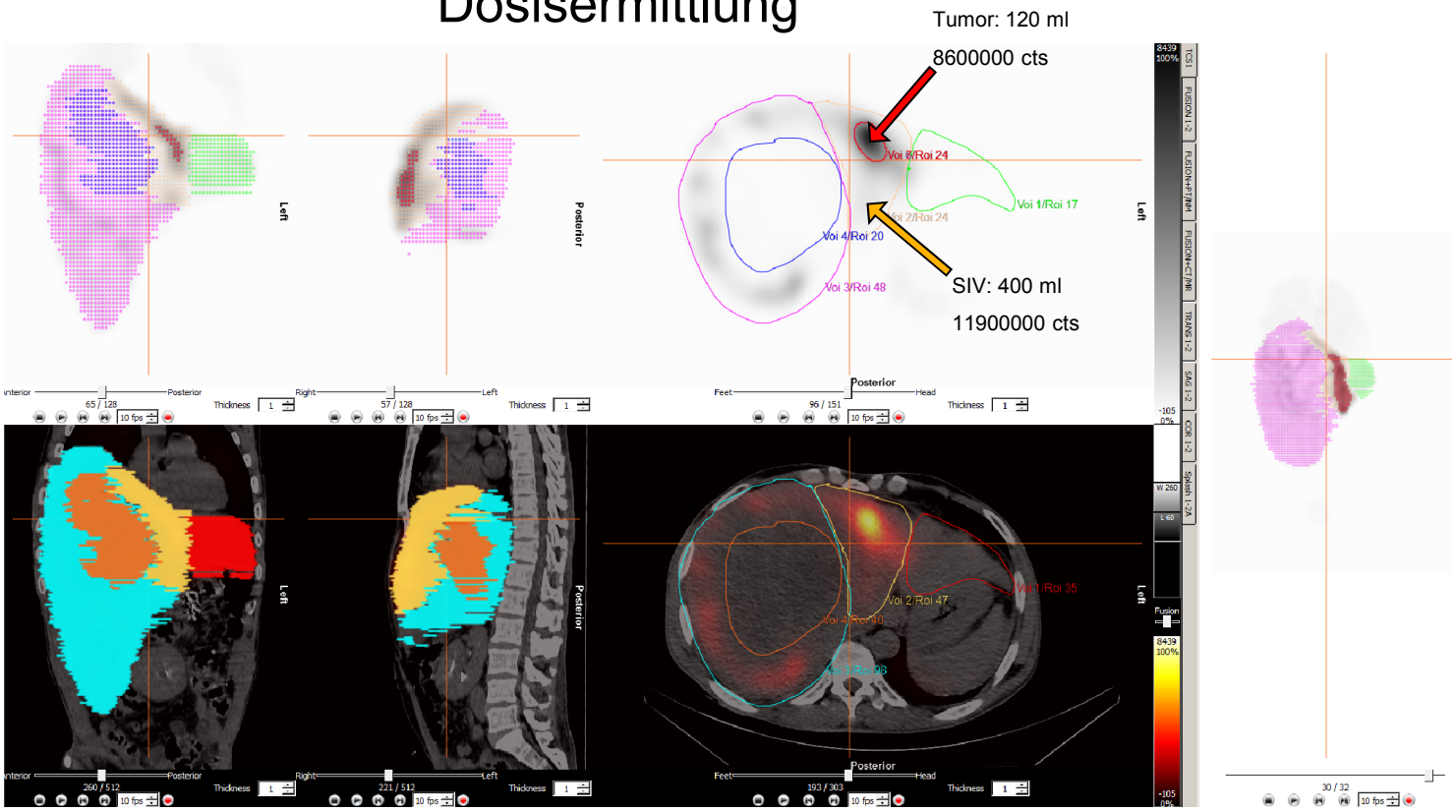
Dosisermittlung



$$D_{Läsion} = \frac{A_{Läsion}[MBq]}{m_{Läsion}[g]} \cdot 50Gy \sim \frac{A_{Läsion}[GBq]}{V_{Läsion}[ml]} \cdot 50000Gy \Rightarrow \frac{D_{Läsion}}{A_{admin}[GBq]} = \frac{A_{Läsion}[GBq]}{A_{admin}[GBq]} \cdot \frac{50000Gy}{V_{Läsion}[ml]}$$

Beispiel2: Planung einer SIRT (SirSpheres) mit [99m-Tc]-MAA

Dosisermittlung



$$\frac{D_{Läsion}}{A_{admin}[GBq]} = \frac{A_{Läsion}[GBq]}{A_{admin}[GBq]} \cdot \frac{50000Gy}{V_{Läsion}[ml]} = \frac{Cts_{Läsion}[GBq]}{Cts_{admin}[GBq]} \cdot \frac{50000Gy}{V_{Läsion}[ml]}$$

$$\frac{D_{SIV}}{A_{admin}[GBq]} = \frac{50000}{400}\frac{Gy}{GBq} = 125\frac{Gy}{GBq} \text{ und } \frac{D_{Tumor}}{A_{admin}[GBq]} = \frac{86}{119} \cdot \frac{50000}{120}\frac{Gy}{GBq} = 300\frac{Gy}{GBq}$$

Beispiel2: Planung einer SIRT (SirSpheres) mit [99m-Tc]-MAA

Dosimetrieprotokoll nach SIR TeX®

Patient	geb. Datum	Gewicht/kg	Größe/cm	BSA
				1,85

MAA-Scan am: 10.04.2017	Ascites: ja ☐ nein ☐ alle Tumoren erreicht: ja ☐ nein ☐ Anzahl von Läsionen: _____ oder > 10 ☐ keine Studie ☐ CIRT ☐ Soramic ☐

Simulation in 2 Positionen (SIV, RL). Ausgedehnte Raumforderung (ca. 1600 ml) im RL ohne Speicherung (Nekrose?). Diffuse Anreicherungen im RL mit moderatem Uptake in den Randgebieten der Raumforderung. Gutes Targeting in SIV. Lungenshunt ca. 15 % (ECT).
Dosisreduktion wg. Shunt?
Tumorlast (30% SIV, 26% RL) ok.?
Gewichtung o.k. (75% RL ohne Raumforderung, 15% SIV)

	Tumoranteil:	Volumen/ml	Lungenshunt	Shuntreduktion	Dosisreduktion
SIV	30%	400	15%	0,8	0%
SVIII*	26%	2300			0%

* ohne Raumforderung

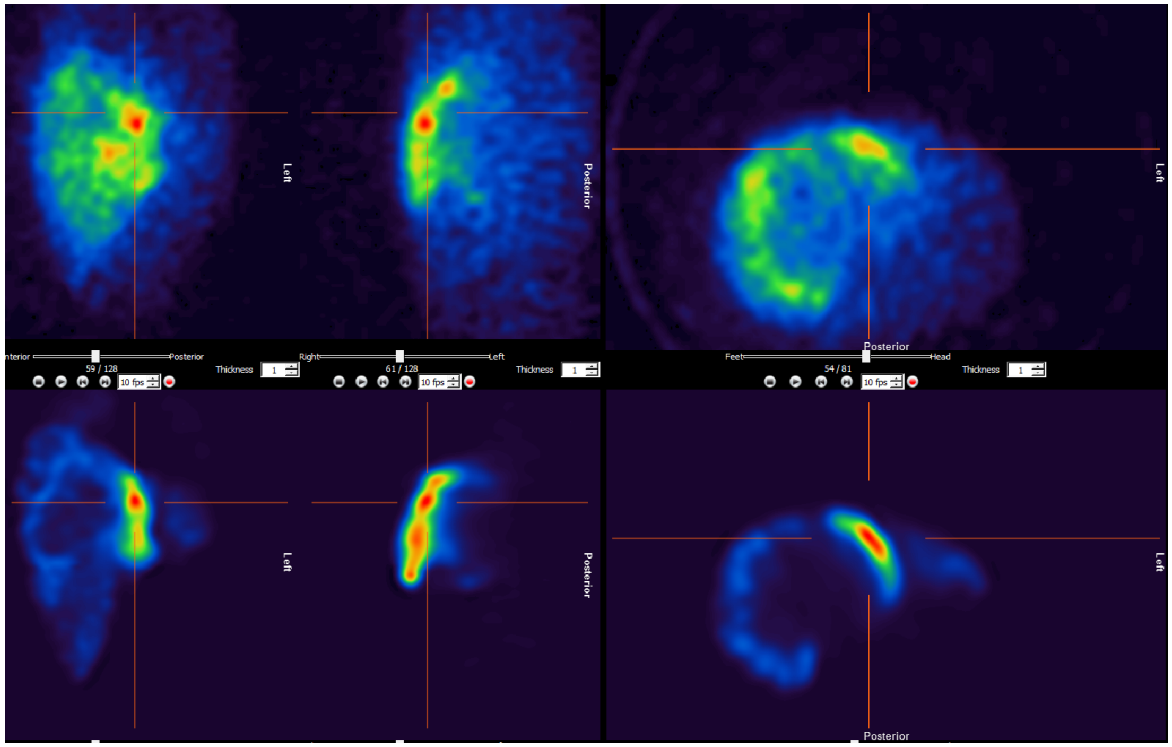
Volumen Gesamtleber ca. 3000 ml (ohne Raumforderung)

$$Aktivität\,[GBq] = BSA - 0,2 + \frac{Tumorvolumen}{Gesamtvolumen(Leber)}$$

Behandlung	SIV	SVIII*	
BSA-Methode:	1,56	1,53	GBq
Tübinger Empfehlung (x 1,1):	1,72	1,68	GBq
Tabelle:	1,90	1,90	GBq
gewählte Aktivität nach modified BSA:	**1,60**	**1,60**	GBq
Aufteilung:	13%	75%	
Behandlungsdatum:	19.04.2017	19.04.2017	
zu applizierende Aktivität Y90 in MBq:	208	1200	
verordnete Aktivität Y90 in MBq			
Dosis	300	50	Gy/GBq Tumor
	250/450	40/70	Gy/GBq Tumor Min/Max
	130	22	Gy/GBq Leber ges.
	8	8	Gy/GBq Lunge

Bemerkungen:

Beispiel2. SIRT: Intratherapeutische Kontrolle (Bremsstrahlbildgebung)



Therapie

Planung


UNIVERSITÄTS
KLINIKUM
TÜBINGEN
Vielen Dank
für Ihre Aufmerksamkeit!
Universitätsklinikum Tübingen
Kompetenz
mit Herz
www.uniklinikum-tuebingen.de