

Dosimétrie en RIV au ^{177}Lu :

théorie, cas clinique, aspects organisationnels et perspectives.

Christopher Hoog, physicien médical en médecine nucléaire, Institut Godinot, CLCC Reims

JFMN – 2026



Institut **Godinot**
unicancer Reims en Champagne

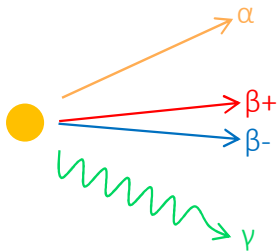


Quelques rappels

Radiopharmaceutique

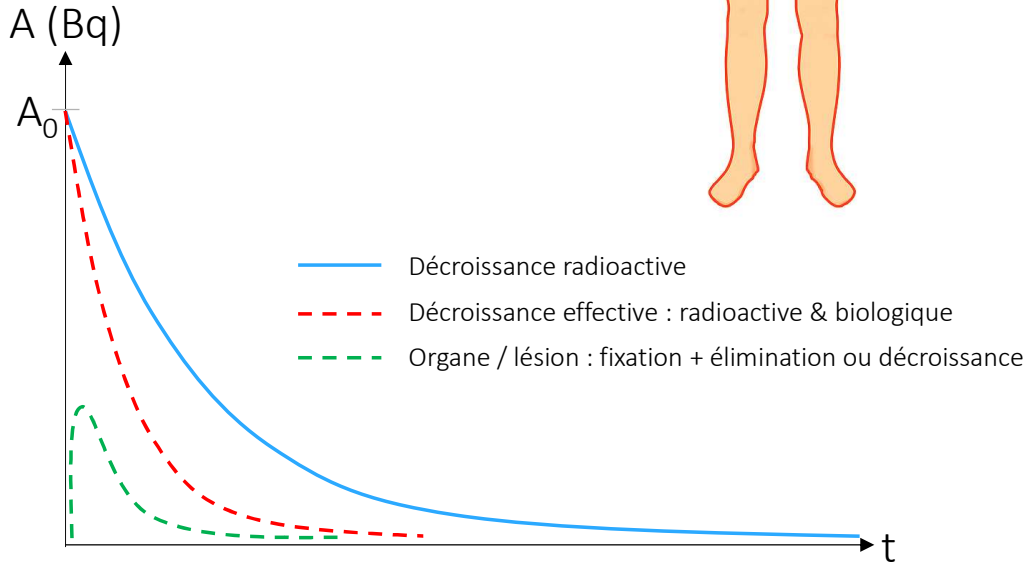
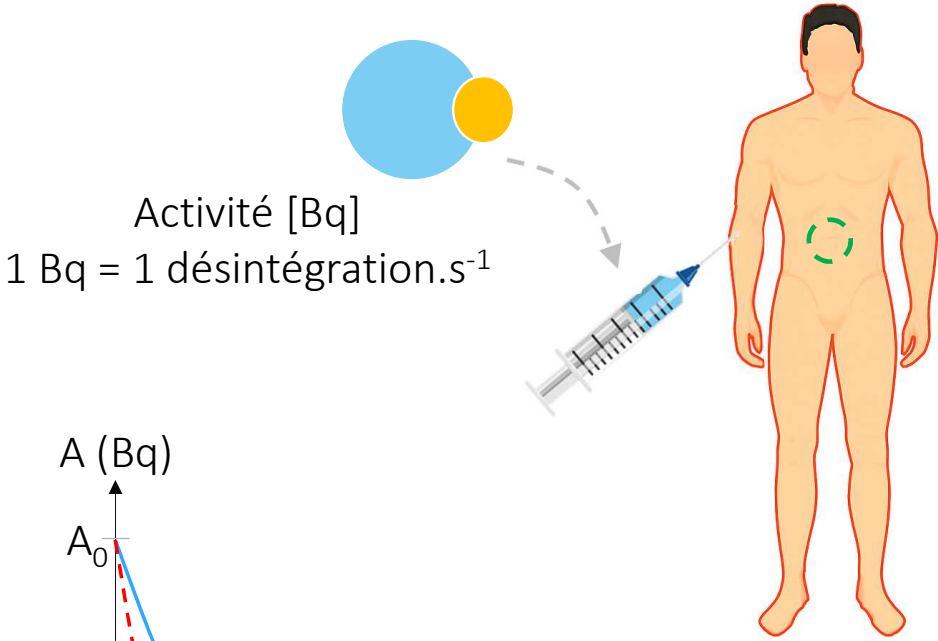
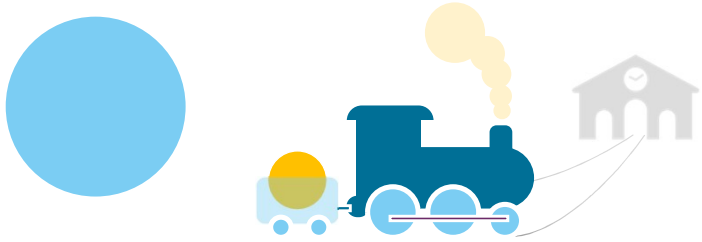
Radionucléide (isotope radioactif)

Un isotope radioactive émetteur de particule



Vecteur (molécule)

Une molécule spécifique d'un organe ou d'un métabolisme

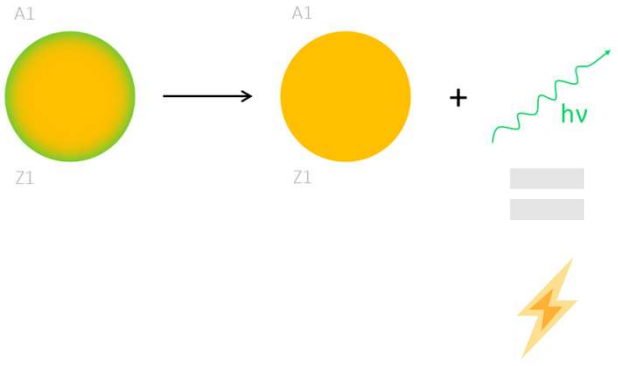


Notion de dose absorbée

Loi de conservation : Charge électrique, nucléons, énergie

$${}_{Z1}^{A1}X1 \rightarrow {}_{Z2}^{A2}X2 + {}_{Z3}^{A3}X3 \quad \text{avec } A1 = A2 + A3 \text{ et } Z1 = Z2 + Z3$$

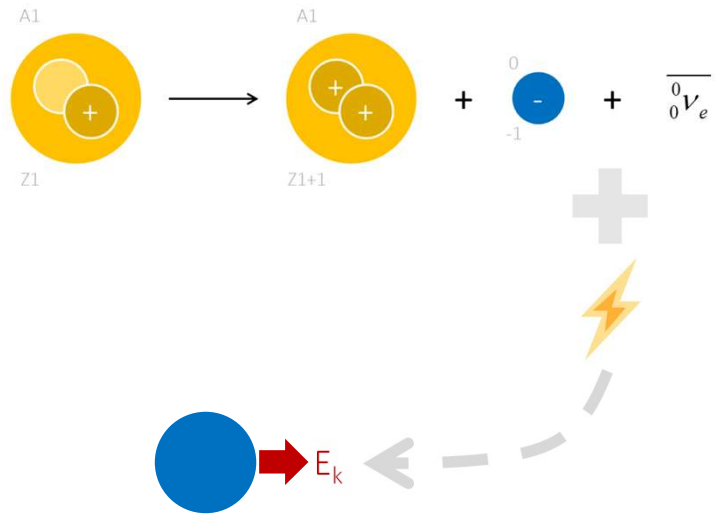
Déexcitation nucléaire
> Emission d'un photon gamma



Le photon est une particule sans masse : c'est de l'énergie pure!

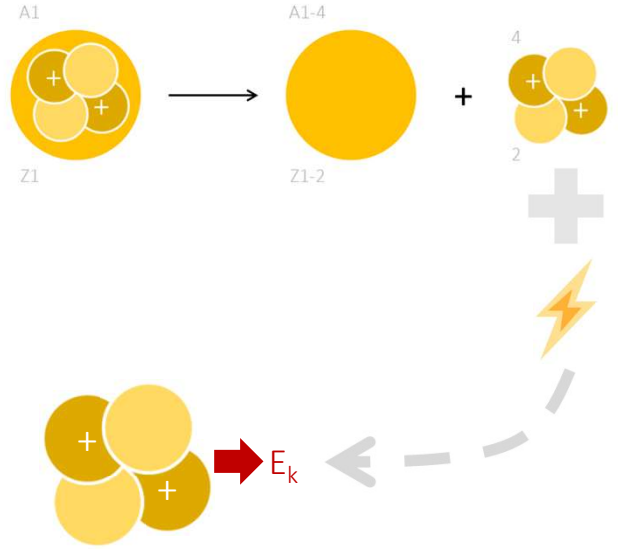
$$E=h\nu$$

Excès de neutron
> Désintégration β^-

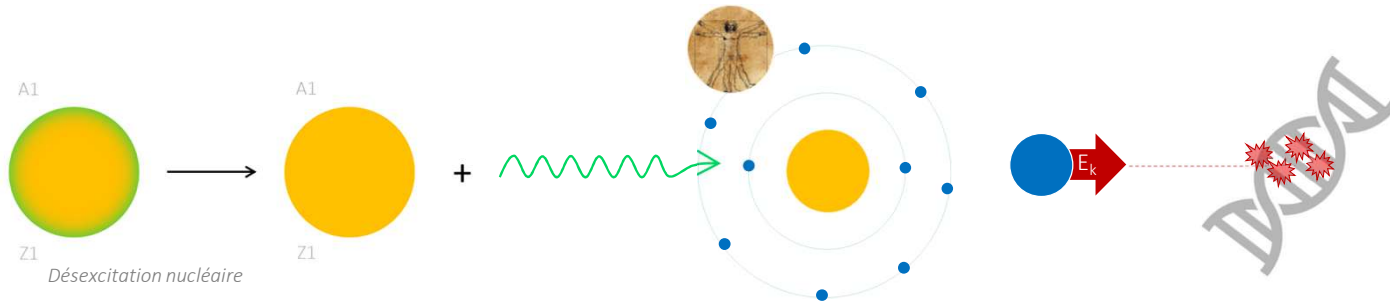


Lors d'une désintégration β^- ou α , de l'énergie est distribuée à la particule sous forme d'énergie cinétique : E_k

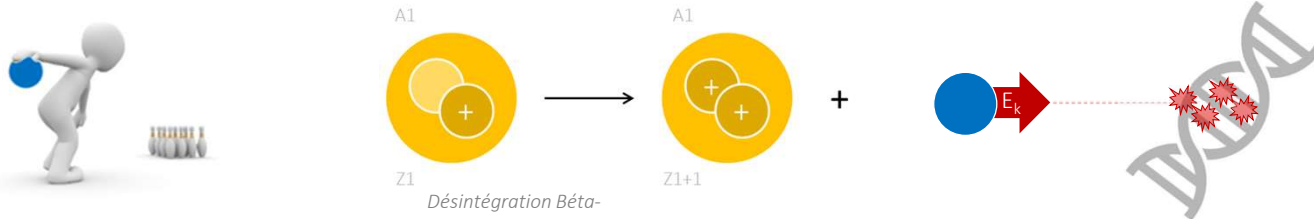
Noyaux lourds ($Z > 82$)
> Désintégration α



Notion de dose absorbée

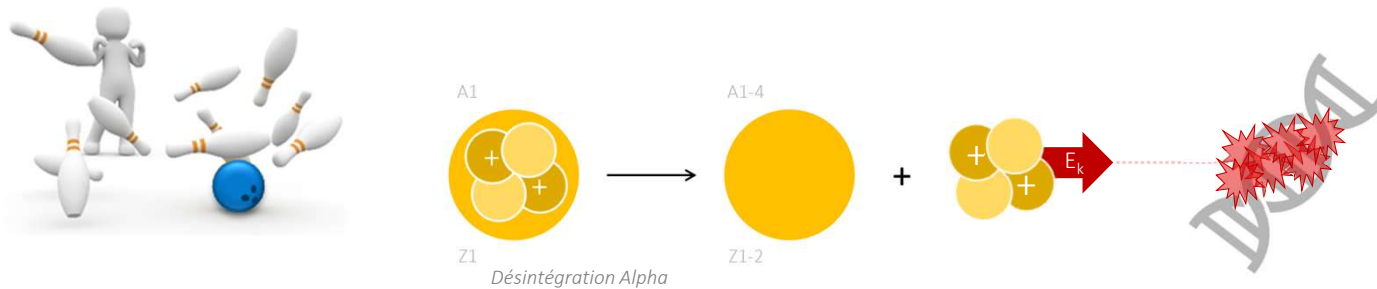


L'énergie des photons gamma est transmise aux électrons de la matière via des interactions PE ou Compton. Les électrons sont éjectés avec une certaine énergie cinétique E_k



Lors d'une désintégration Beta- ou Alpha, les particules sont émises avec une certaine énergie cinétique E_k

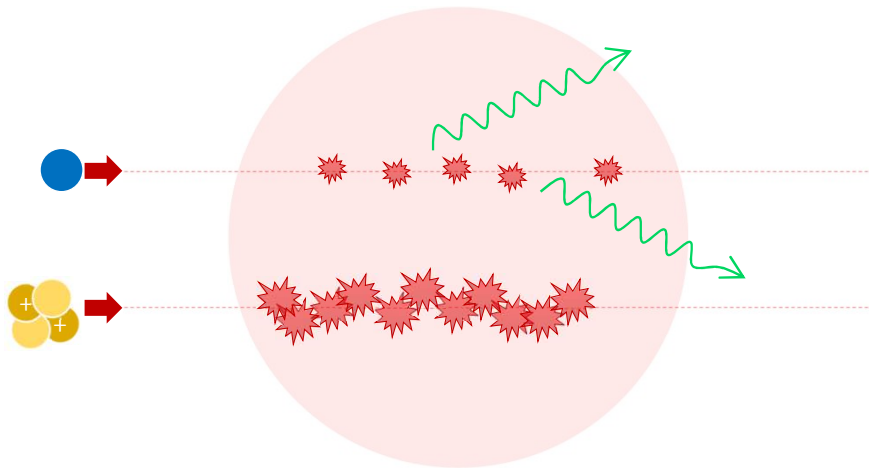
L'énergie est transmise sous forme de collisions avec les électrons de la matière





Ces collisions impliquent des dégradations de la structure de l'ADN au niveau cellulaire, ce qui peut entraîner la mort cellulaire (effet déterministe) ou la dégénérescence cellulaire impliquant des cancers radio-induits (effet aléatoire).


Notion de dose absorbée

Element de matière de masse M



 Rayonnement de freinage

 Interaction beta - avec les les électrons de la matière

 Interaction alpha avec les les électrons de la matière

Soit $\sum E_{coll}$ la somme des énergies cinétiques liées aux interactions de type collision. La dose absorbée par un élément de matière de masse M correspond à :

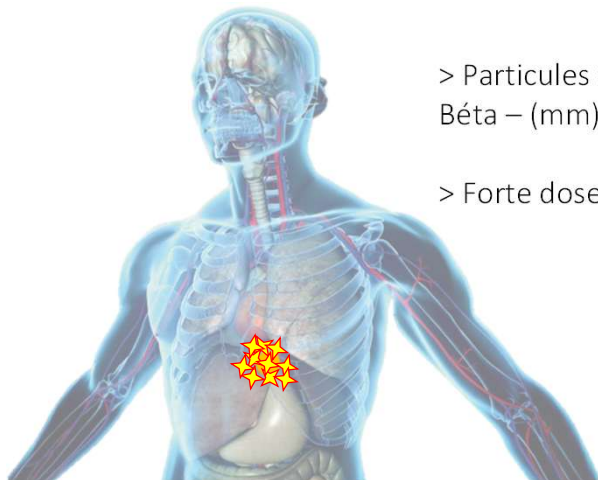
$$D_{abs} = \frac{\sum E_{coll}}{M}$$

La dose s'exprime en joule/kg ou **Gray (Gy)**

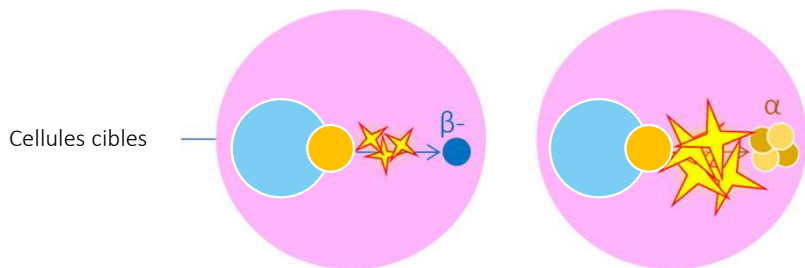
Radiothérapie Interne Vectorisée (RIV)



Vectorized Internal Radiothérapie
 Molecular Radiotherapy – MRT
 Selective Internal Radiotherapy – SIRT
 Iodine RAdiation therapy – IRAtotherapy



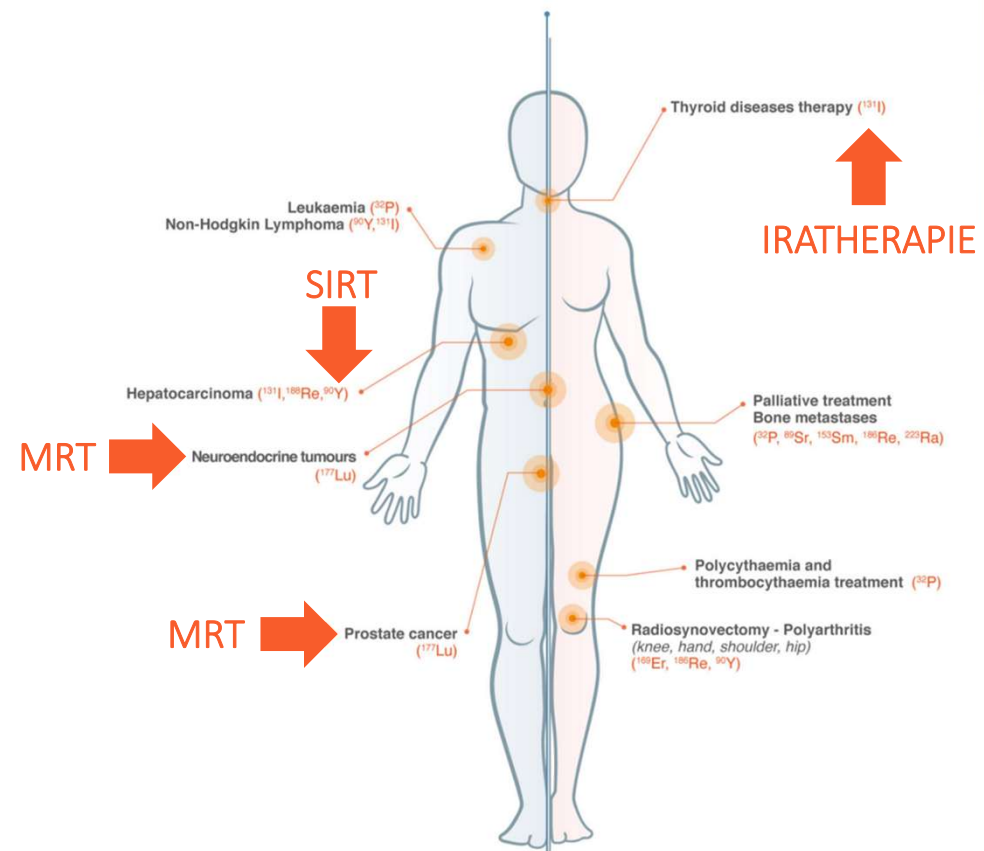
- > Particules avec un court parcours dans la matière
 Béta – (mm); Alpha (μm)
- > Forte dose absorbée



<https://nuclearmedicineeurope.eu/nuclear-medicine/>

THERAPY

Whole body
 ● Oncology therapy (^{131}I , ^{177}Lu , ^{166}Ho , ^{90}Y)

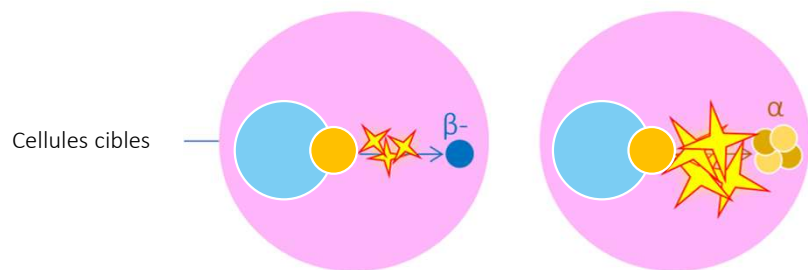


Radiothérapie Interne Vectorisée (RIV)

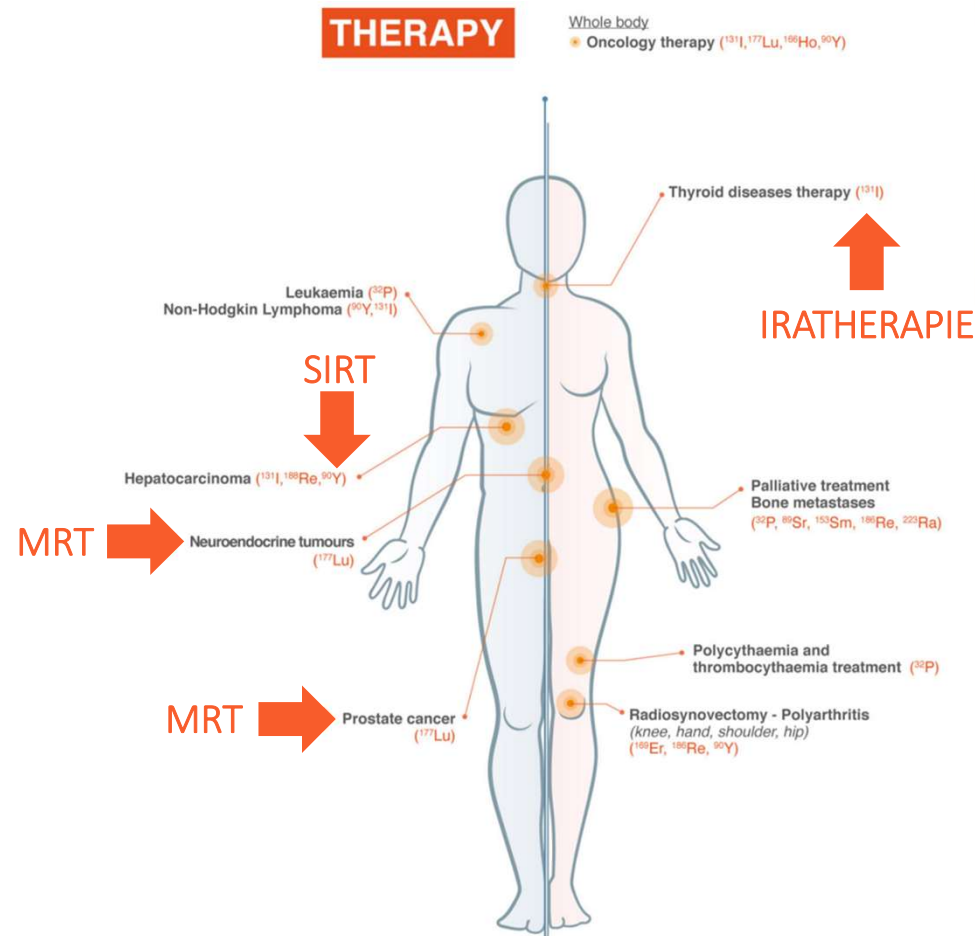


Vectorized Internal Radiothérapie
Molecular Radiotherapy – MRT
Selective Internal Radiotherapy – SIRT
Iodine RAdiation therapy – IRAtotherapy

Radionucléide	Type	Parcours moyen dans tissus	Parcours maximal	Particularités cliniques
^{131}I	β^-	0,3–0,4 mm	2–3 mm	Très utilisé en thyroïde ; crossfire modéré
^{177}Lu	β^-	0,2–0,3 mm	1,5–2 mm	PRRT ; irradiation très localisée ; idéal petites lésions
^{90}Y	β^-	2–3 mm	~11 mm	Très fort crossfire ; adapté aux grosses tumeurs (SIRT, Zevalin)
^{223}Ra	α	40–60 μm	80–100 μm	Thérapie osseuse ; très haute densité d'ionisation
^{225}Ac	α	50–80 μm	~100 μm	TAT PSMA/SSTR ; cascade avec 4 α ; extrêmement cytotoxique



<https://nuclearmedicineeurope.eu/nuclear-medicine/>

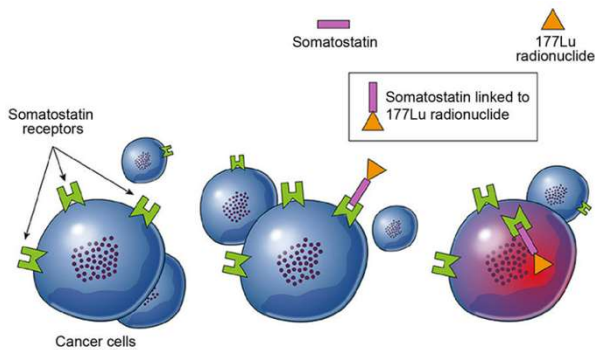


MRT – Exemple du ^{177}Lu -Dotatate



^{177}Lu -Dotatate

Nom commercial :
Lutathera®



^{177}Lu -dotatate (pink and orange) binds to somatostatin receptors (green) on neuroendocrine tumor cells (blue) and kills the cells through the release of radioactive particles.

Credit: Adapted from Frontiers in Oncology. January 2019.
Front. Oncol. doi: 10.3389/fonc.201800663. CC BY 4.0.

✓ Indications principales (en pratique clinique)

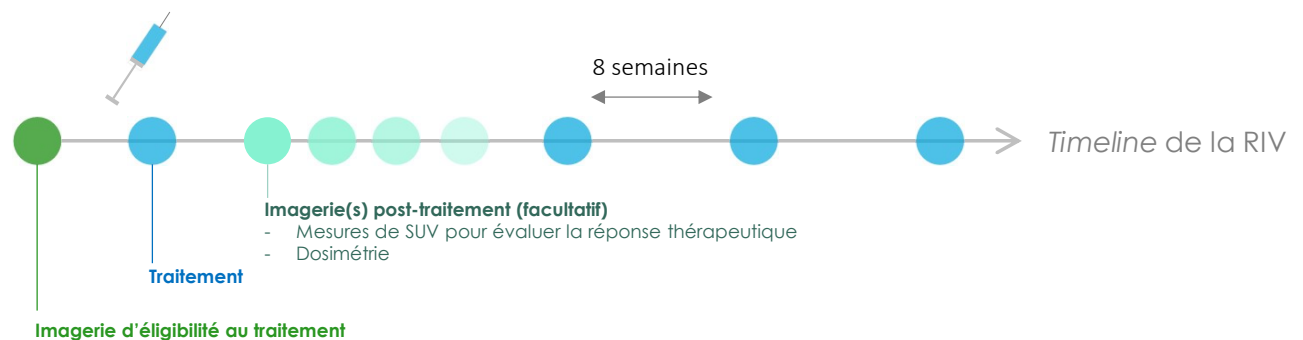
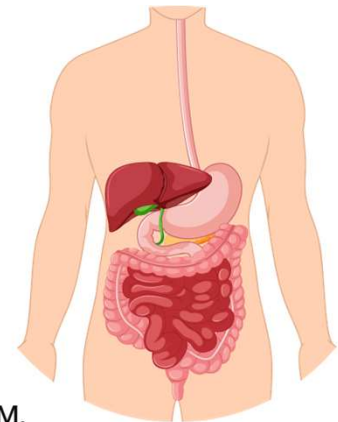
● Tumeurs neuroendocrines gastro-entéro-pancréatiques (GEP-NET)

Ce sont les indications majeures :

- Intestin grêle (midgut),
- Pancréas,
- Estomac, côlon, rectum.

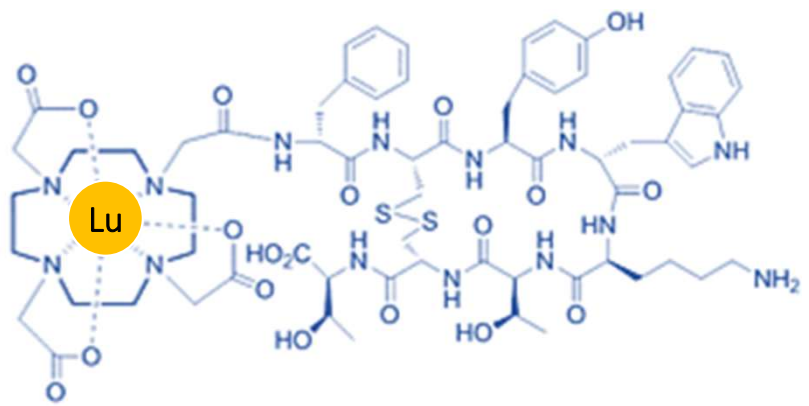
➔ Ces indications sont validées par les essais cliniques (NETTER-1) et les AMM.

➔ Ces tumeurs présentent très fréquemment des métastases hépatiques, qui constituent en pratique la principale cible du traitement par Lutathera.

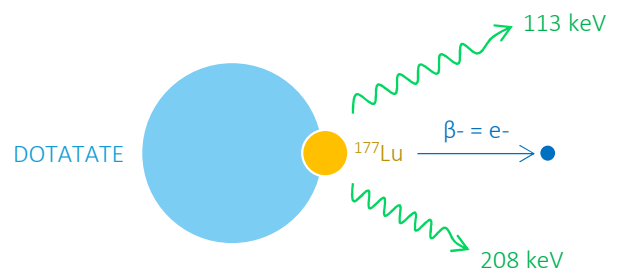


7400 MBq x 4 cures espacées de 8 semaines

MRT – Exemple du ^{177}Lu -Dotatate



$[^{177}\text{Lu}]$ -DOTATATE



^{177}Lu traitement (7400 MBq x 4 cures)



- > Les particules β^- déposent leur énergie localement, permettant de détruire les cellules ciblées.
- > Parcours des β^- du ^{177}Lu dans les tissus $\approx 0.2 - 2 \text{ mm}$



^{177}Lu SPECT/CT : imagerie post- traitement

- > Confirmation de la fixation au niveau des lésions
- > Evaluation de la fixation au niveau des organes à risque
- > Etudes quantitatives et dosimétrie

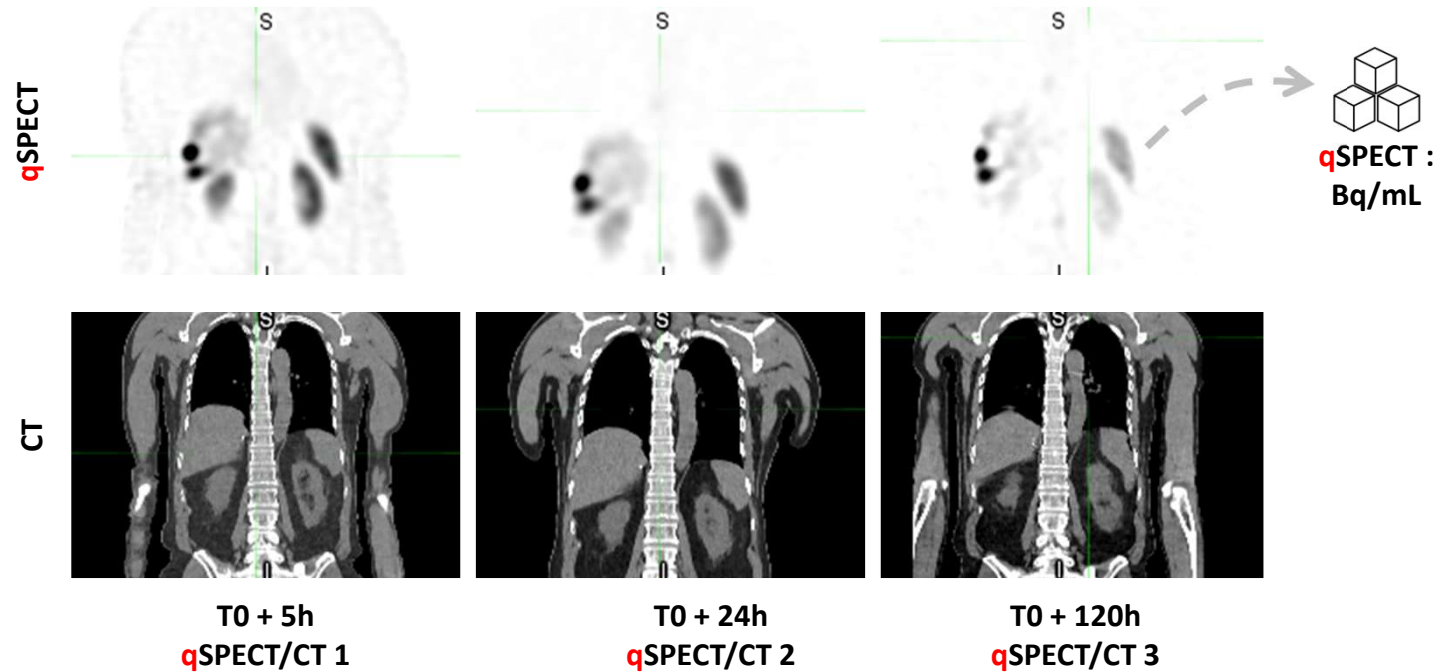


Les étapes de la dosimétrie en RIV au ^{177}Lu

Dosimétrie étape 1 : Les images

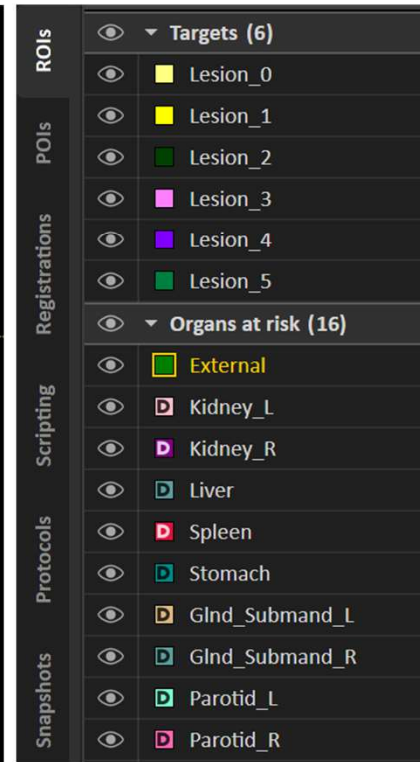
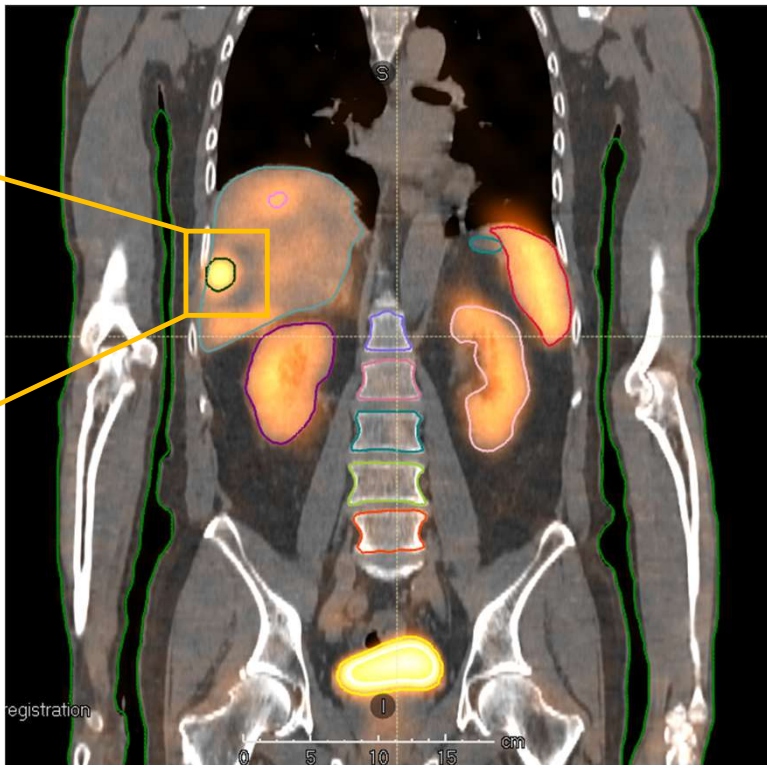


T0
177Lu Dotatate injection



- ✓ Multiple acquisition qSPECT/CT « time points »
- ✓ Cohérence des « time points » relativement à la cinétique du RPM
- ✓ Nombre de positions de lit pour couvrir le champ de vue axial

Dosimétrie étape 2 : la segmentation



Organes à risque

- ✓ Segmentation par IA
- ✓ Quid du recalage NMCT
 - ✓ Correction manuelle
- ✓ Quid de la différence de Résolution entre le CT et la SPECT
 - ✓ Correction EVP WIP

Lésions cibles

- ✓ Seuil absolu / relatif
- ✓ Méthode de gradient

Outils de correction de contours

Validation Médecin

Dosimétrie étape 2 : la segmentation

Quelle méthode de segmentation pour les lésions ?

Fedriigo et al. *EJNMMI Physics* (2022) 9:2
<https://doi.org/10.1186/s40658-021-00429-9>

EJNMMI Physics

ORIGINAL RESEARCH

Open Access

Quantitative evaluation of PSMA PET imaging using a realistic anthropomorphic phantom and shell-less radioactive epoxy lesions

Roberto Fedriigo^{1,2}, Dan J. Kadmas³, Patricia E. Edem⁴, Lauren Fougner⁴, Ivan S. Klyuzhin^{1,2}, M. Peter Petric⁴, François Bénard^{1,2,5}, Arman Rahmim^{1,2,6} and Carlos Uribe^{4,6*}

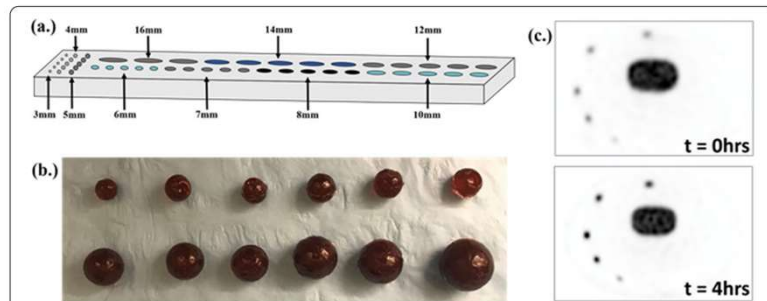


Fig. 2 Sodium-22 epoxy spheres. **a** Schematic of aluminium mould used for casting 3–16-mm spheres. **b** Radioactive epoxy spheres (3–16 mm) infused with ²²Na-NaCl. **c** Transaxial PET image slices of Probe-IQ pelvis with ²²Na spheres inserted into [¹⁸F]FDG background, which establishes increased lesion contrast at later times

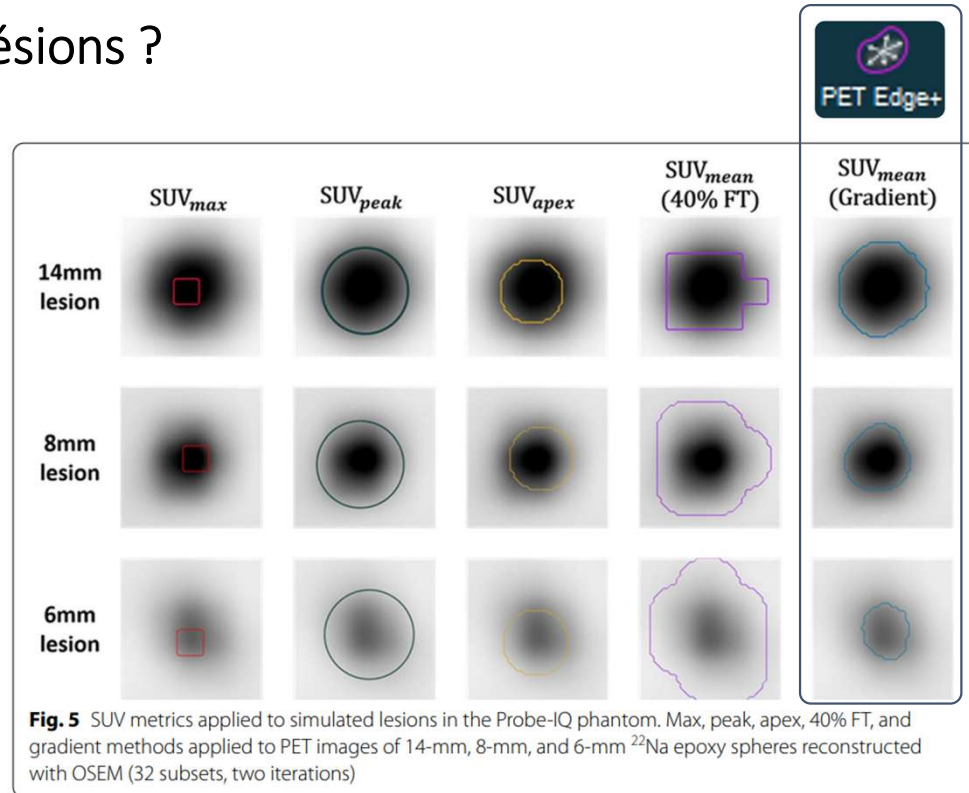


Fig. 5 SUV metrics applied to simulated lesions in the Probe-IQ phantom. Max, peak, apex, 40% FT, and gradient methods applied to PET images of 14-mm, 8-mm, and 6-mm ²²Na epoxy spheres reconstructed with OSEM (32 subsets, two iterations)

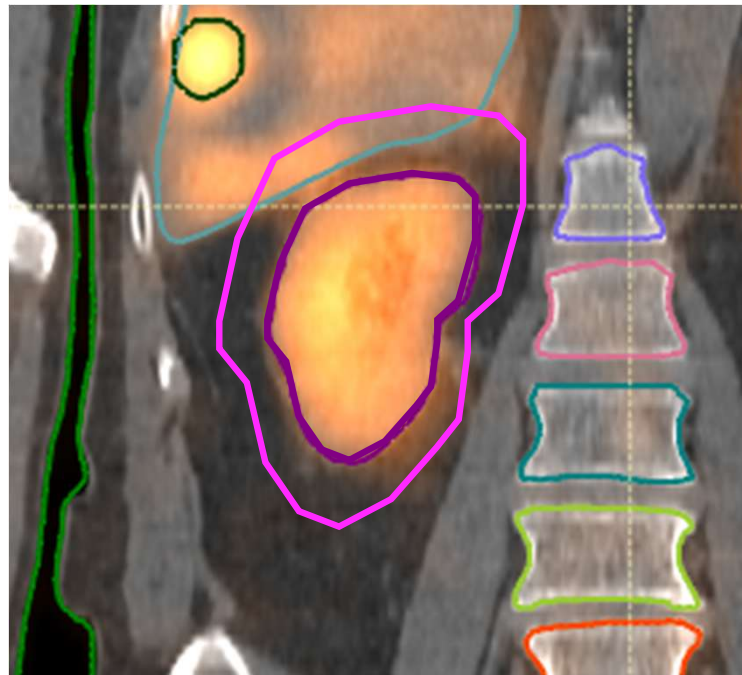
background ratios and reconstruction parameters. The gradient-based segmentation algorithm was more accurate than 40% FT for determining MTV and TTU, particularly for lesions ≤ 6 mm in diameter ($R^2 = 0.979\text{--}0.996$ vs. $R^2 = 0.115\text{--}0.527$, respectively).

En pratique, une méthodologie basée sur un seuil SUV est plus souvent retenue

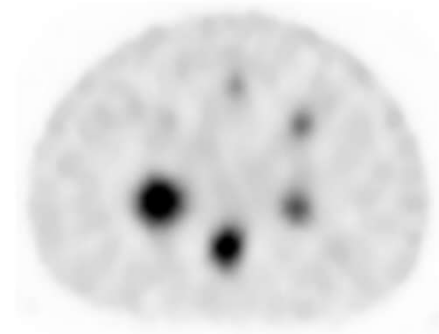
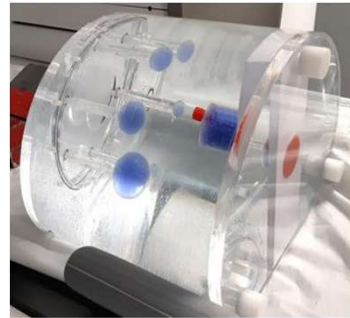
Dosimétrie étape 2 : la segmentation

Correction de l'effet de volume partiel

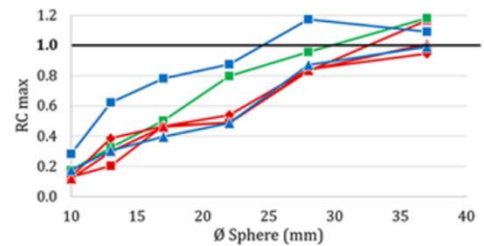
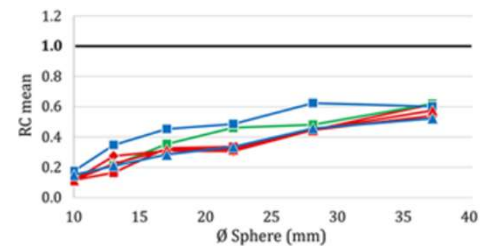
Approche organe : contour organe + marge



Utilisation des courbes de CRC

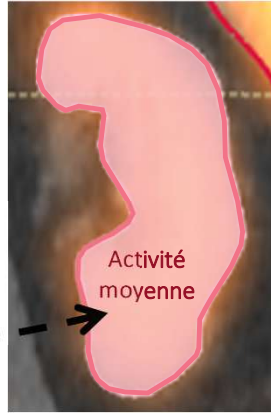


Recovery Coefficient (Quant.) (c)

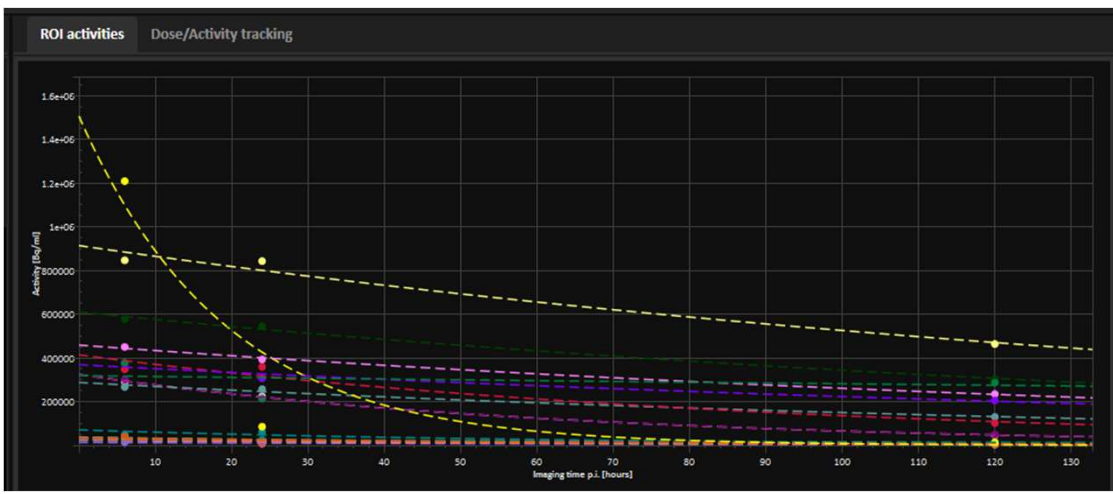
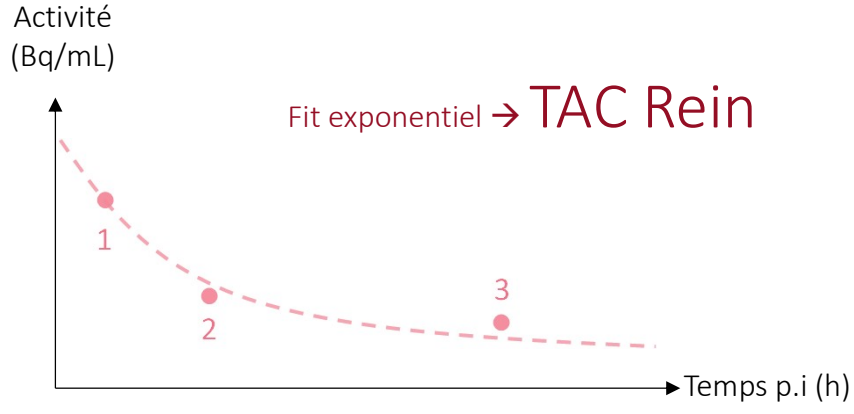


- StarGuide - Visual/Quant.113
- StarGuide - Visual/Quant.208
- StarGuide - Visual/Quant.113 + 208
- V200 - Quant. 113
- V400 - Quant. 113
- V400 - Visual/Quant. 113 & 208

Dosimétrie étape 3 : la Time Activity Curve TAC



SPECT 1
SPECT 2 (ref)
SPECT 3



- ROIs
- POIs
- Registrations
- Scripting
- Protocols
- Snapshots
- Targets (6)
 - Lesion_0
 - Lesion_1
 - Lesion_2
 - Lesion_3
 - Lesion_4
 - Lesion_5
- Organs at risk (16)
 - External
 - Kidney_L
 - Kidney_R
 - Liver
 - Spleen
 - Stomach
 - GlnD_Submand_L
 - GlnD_Submand_R
 - Parotid_L
 - Parotid_R

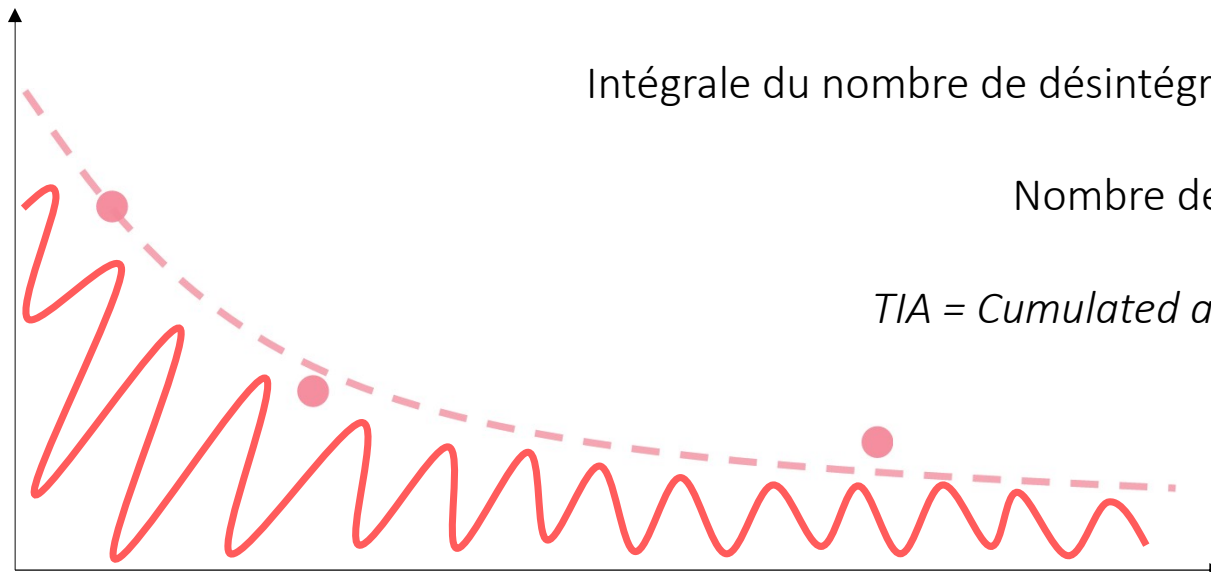
TAC / Lésion
TAC / Organe
TAC Corps entier

Fit :
> Trapezoïdal
> Mono/bi exponential
> +/- $A(t=0)=0$

Dosimétrie étape 3/4 : de la TAC à la TIA

$$\textit{Time Integrated Activity} = \int_0^{\infty} \textit{TAC}(t) \cdot dt$$

Activité
(Bq/mL)



Temps p.i (h)

--- TAC **W** TIA

Dosimétrie étape 3/4 : de la TAC à la TIA

$$TIA = \int_0^{\infty} TAC(t) \cdot dt$$

EANM dosimetry committee recommendations for dosimetry of ¹⁷⁷Lu-labelled somatostatin-receptor- and PSMA-targeting ligands

Katarina Sjögren Gleisner¹ · Nicolas Chouin² · Pablo Minguez Gabina^{3,4} · Francesco Cicone^{5,6} · Silvano Gnesin⁷ · Caroline Stokke^{8,9} · Mark Konijnenberg^{10,11} · Marta Cremonesi¹² · Frederik A. Verburg¹⁰ · Peter Bernhardt^{13,14} · Uta Eberlein¹⁵ · Jonathan Gear¹⁶

Influence du nombre de mesure et de la méthode d'intégration sur l'exactitude du calcul de TIA

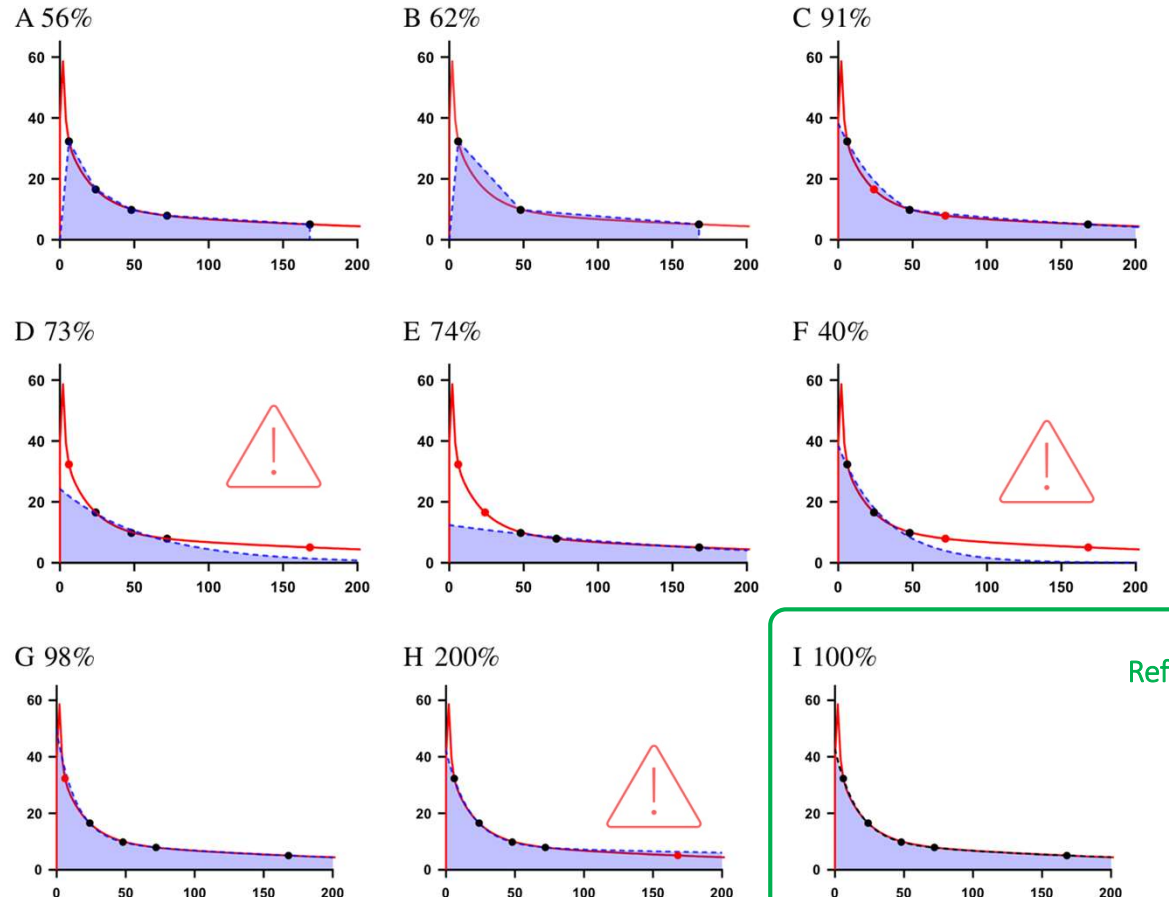
> Jusqu'à 5 « time points » : 5 h, 1j, 2j, 3j, 7j

> 3 méthodes de fit :

- A, B, C : trapézoïde +/- extrapolation avant et après dernier point
- D, E, F : fit mono-exponentiel
- G, H, I : fit bi exponentiel

CQF Retenir :

- Ref : Bi exponentiel multi points dont tardif à J7
- Il faut extrapoler jusqu'à l'infini
- Il faut un point précoce mais pas nécessairement à 5h (cf. G)
- Il faut absolument un point tardif plusieurs jours post injection



A minima 2 imageries :
+24h et ≥ 5j

Dosimétrie étape 4 : TIA organe / lésion

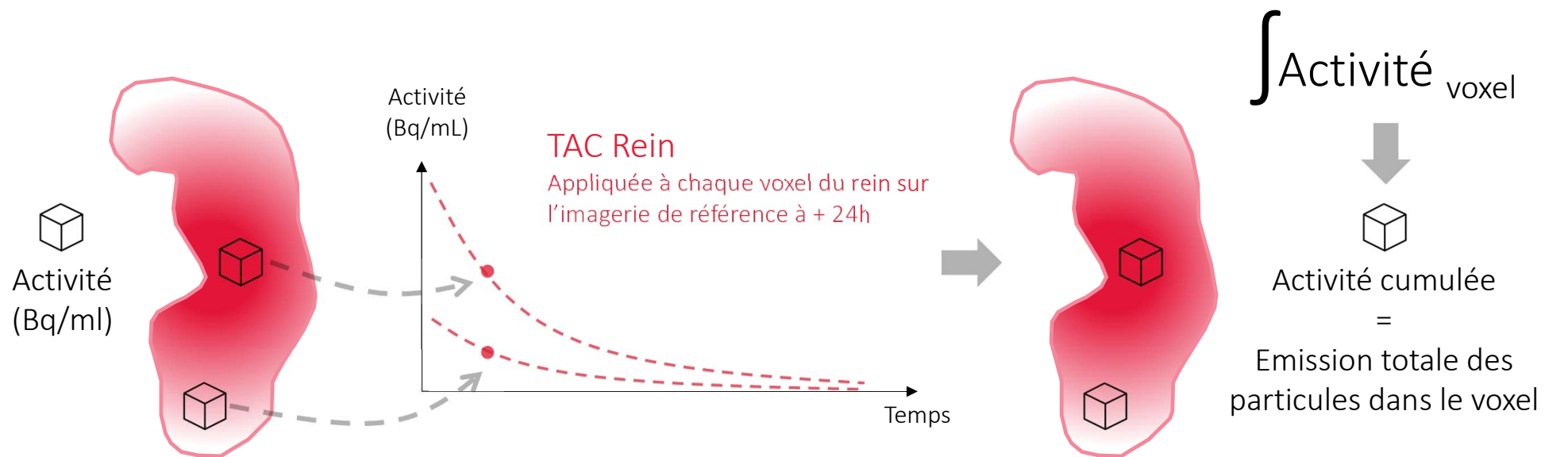
TIA organe
(Rein)



\int à l'échelle du rein
en considérant une activité homogène
(image de référence à J+1)

$=$ nombre de particule émise dans le rein

Dosimétrie étape 4 : TIA voxel

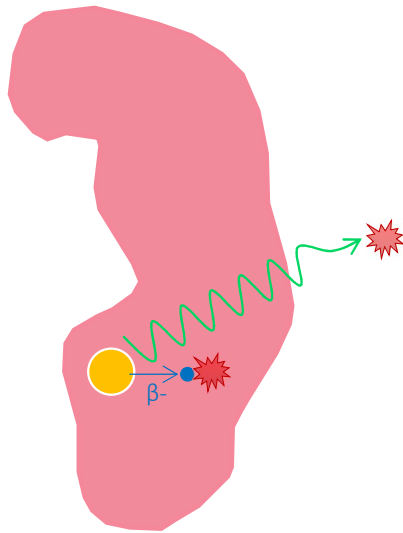


Méthodologie appliquée

- Aux organes à risque
- Aux lésions
- Au reste du corps

Dosimétrie étape 5 : approche organe vs voxel

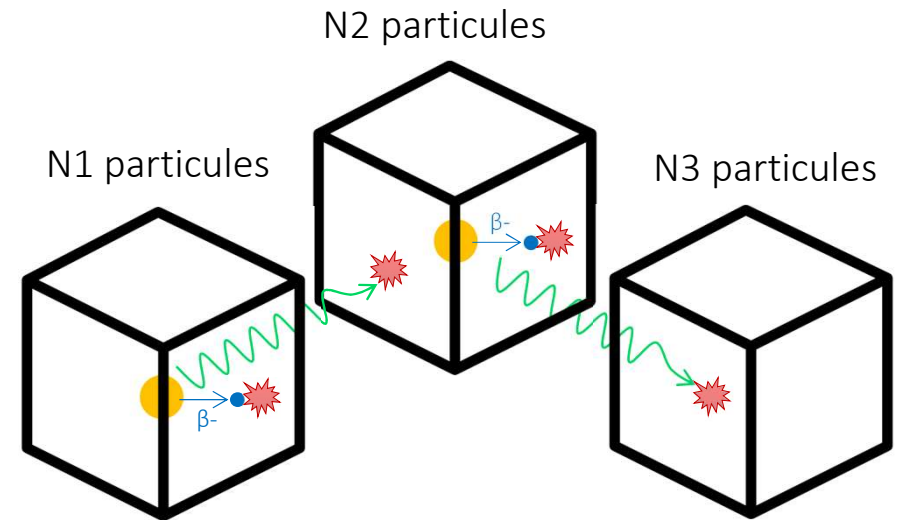
Source / Cible
Organe



L'organe est une source de rayonnement.

Il est une cible pour lui-même et pour les organes autour (via le rayonnement gamma uniquement)

Source / Cible
Voxel



Chaque voxel est une source de rayonnement.

Chaque voxel est une cible pour lui-même et les autres

Dosimétrie étape 5.1 : dosimétrie organe #MIRD

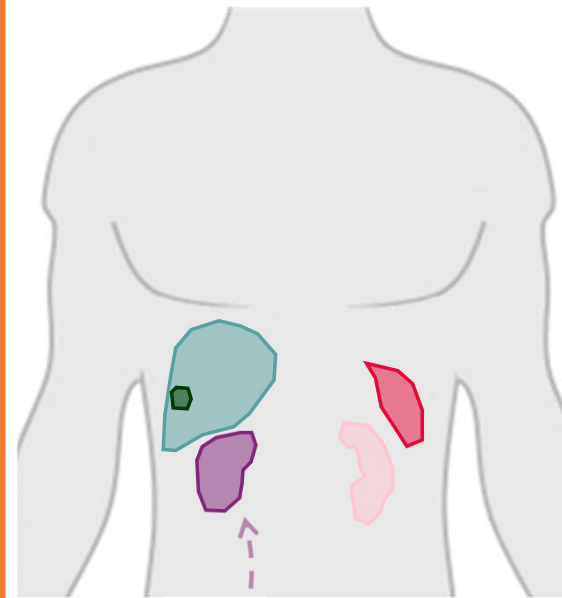
Comment estimer la dose aux organes ?

- ✓ Connaître le nombre de particule émis par chaque organe

Activité cumulée

- ✓ Pour une activité cumulée donnée dans un organe, connaître la dose déposée à lui-même et aux organes alentours
 - ✓ Si particule à faible parcours dans la matière (béta-, alpha), simulation de l'exposition d'un organe envers lui-même uniquement.
 - ✓ Si particule à long parcours dans la matière, simulation de l'exposition d'un organe envers lui-même et envers les autres organes.

Facteur $S_{\text{cible} \leftarrow \text{source}}$



$\tilde{A}_{\text{rein gauche}}$

$\tilde{A}_{\text{rein droit}}$

\tilde{A}_{rate}

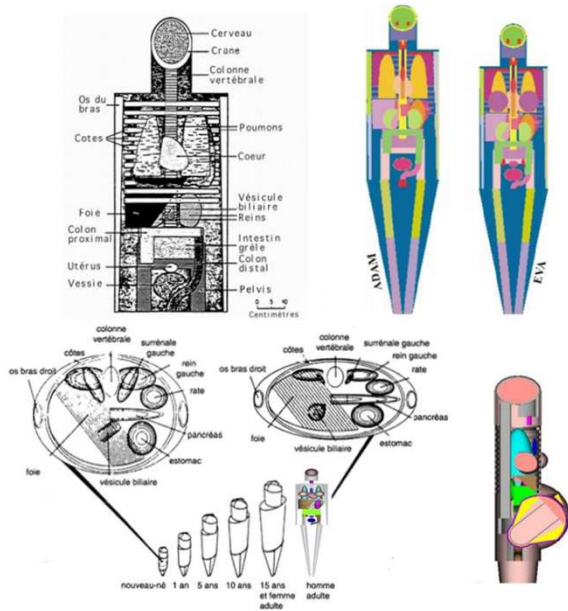
\tilde{A}_{foie}

$\tilde{A}_{\text{rein gauche}}$

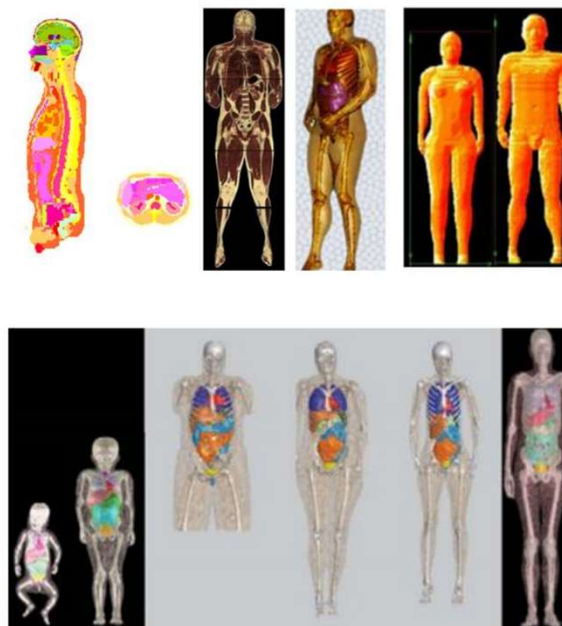
= nombre de particules émises par le rein gauche

Dosimétrie étape 5.1 : MIRL & Facteur S

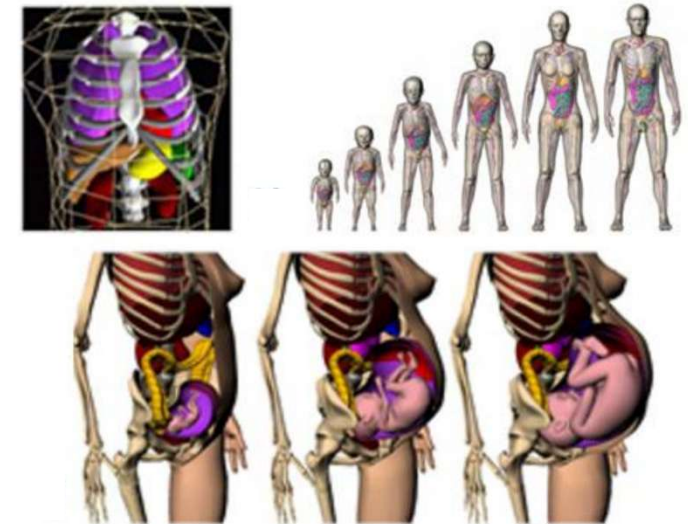
Les fantômes mathématiques
1950>1995



Les fantômes voxélisés
1994>2003



Les fantômes hybrides
>2002

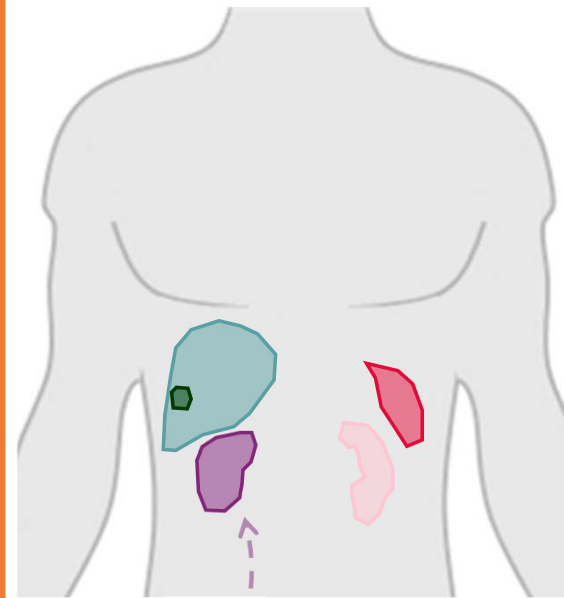


Les facteurs S sont définis à partir de simulation sur des fantômes numériques qui ont évolué au cours du temps...

Dosimétrie étape 5.1 : dosimétrie organe #MIRD

$$D_k = \sum \tilde{A}_h * S_{k \leftarrow h}$$

h = Organe source
k = Organe cible



$\tilde{A}_{\text{rein gauche}}$

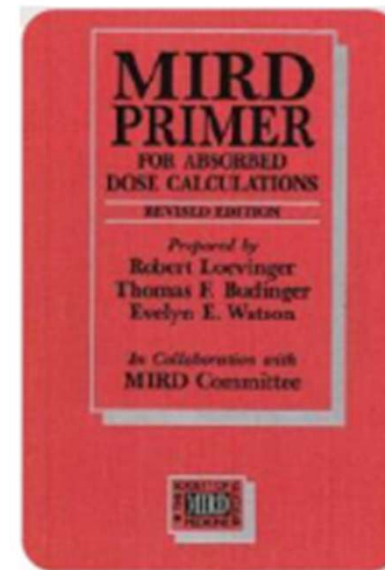
$\tilde{A}_{\text{rein droit}}$

\tilde{A}_{rate}

\tilde{A}_{foie}

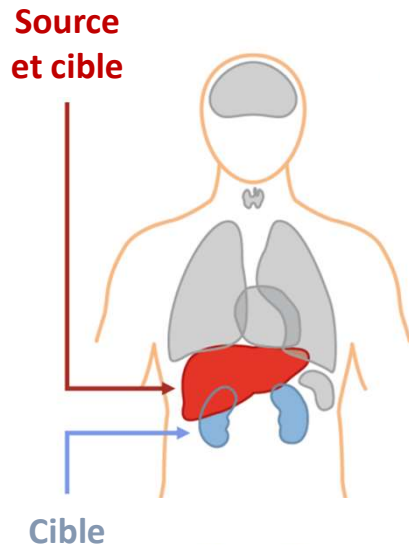
$\tilde{A}_{\text{rein gauche}}$

= nombre de particules émises par le rein gauche



Medical Internal Radiation Dosimetry

Dosimétrie étape 5.1 : dosimétrie organe #MIRD



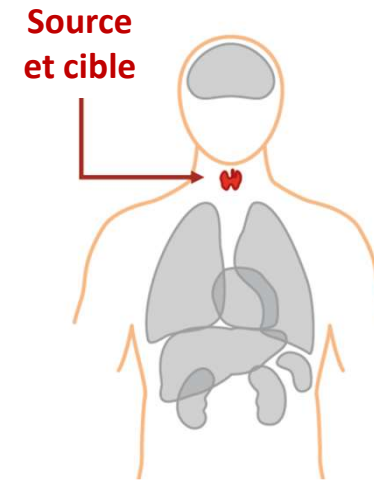
^{99m}Tc -colloïd

Le ^{99m}Tc colloïd, émetteur Gamma 140 keV se fixe au niveau du foie

On veut évaluer la dose au foie (source et cible) et la dose aux reins (cible)

$$D_{\text{foie}} = \tilde{A}_{\text{foie}} * S_{\text{foie} \leftarrow \text{foie}}$$

$$D_{\text{Rein}} = \tilde{A}_{\text{foie}} * S_{\text{rein} \leftarrow \text{foie}}$$



^{131}I -iodide

L' ^{131}I , émetteur Gamma et Béta- ne se fixe qu'au niveau de la thyroïde

On veut évaluer la dose à la thyroïde

$$D_{\text{thyroïde}} = \tilde{A}_{\text{thyroïde}} * S_{\text{thyroïde} \leftarrow \text{thyroïde}}$$

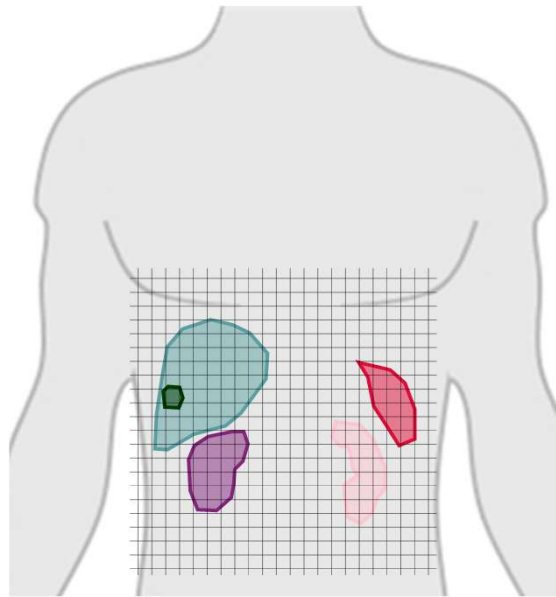
Dosimétrie étape 5.2 : dosimétrie voxel

Estimer la dose aux voxel avec le dose kernel

Pour grand nombre d'isotope, des doses kernels on été simulés dans l'eau.

Le dose kernel, c'est la dose déposée dans l'eau autour d'une source

Pour être utilisé en imagerie, on le voxélise : le voxel dose kernel



$\tilde{A}_{\text{voxel}}(x,y,z)$
= nombre de particules émises par le voxel (x,y,z)

En convoluant, l'activité cumulée voxel au voxel dose kernel, on obtient une dose absorbée par voxel.

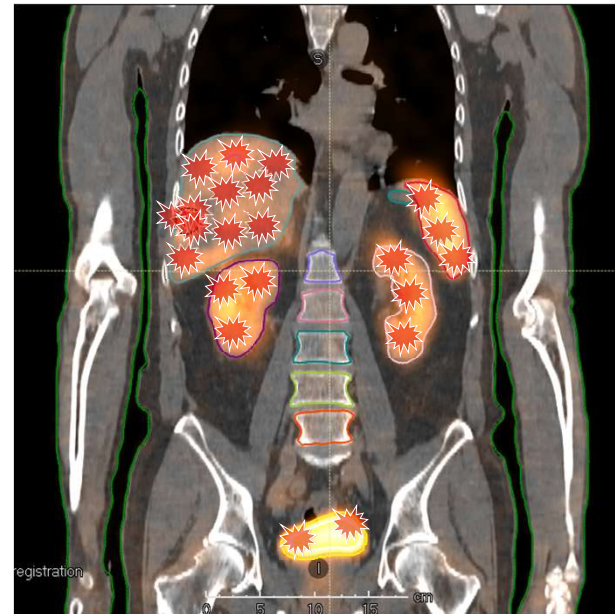
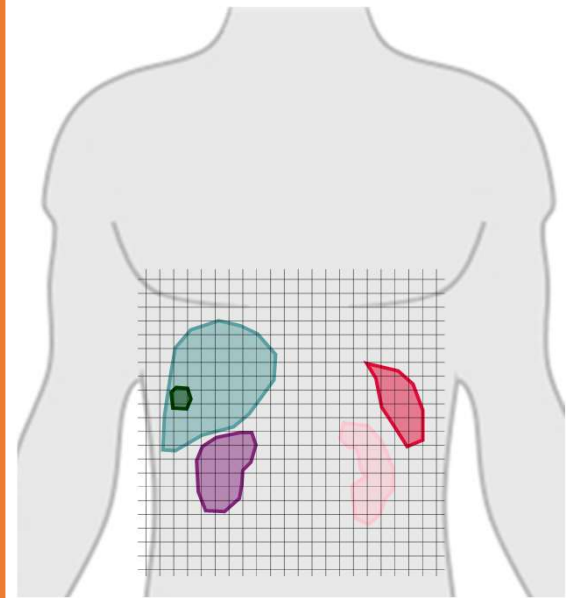
Il est ensuite possible de prendre en compte les hétérogénéité grâce au CT

Dosimétrie étape 5.2 : dosimétrie voxel

Estimer la dose aux voxel par simulation monte-carlo

Le CT est converti en densité électronique.

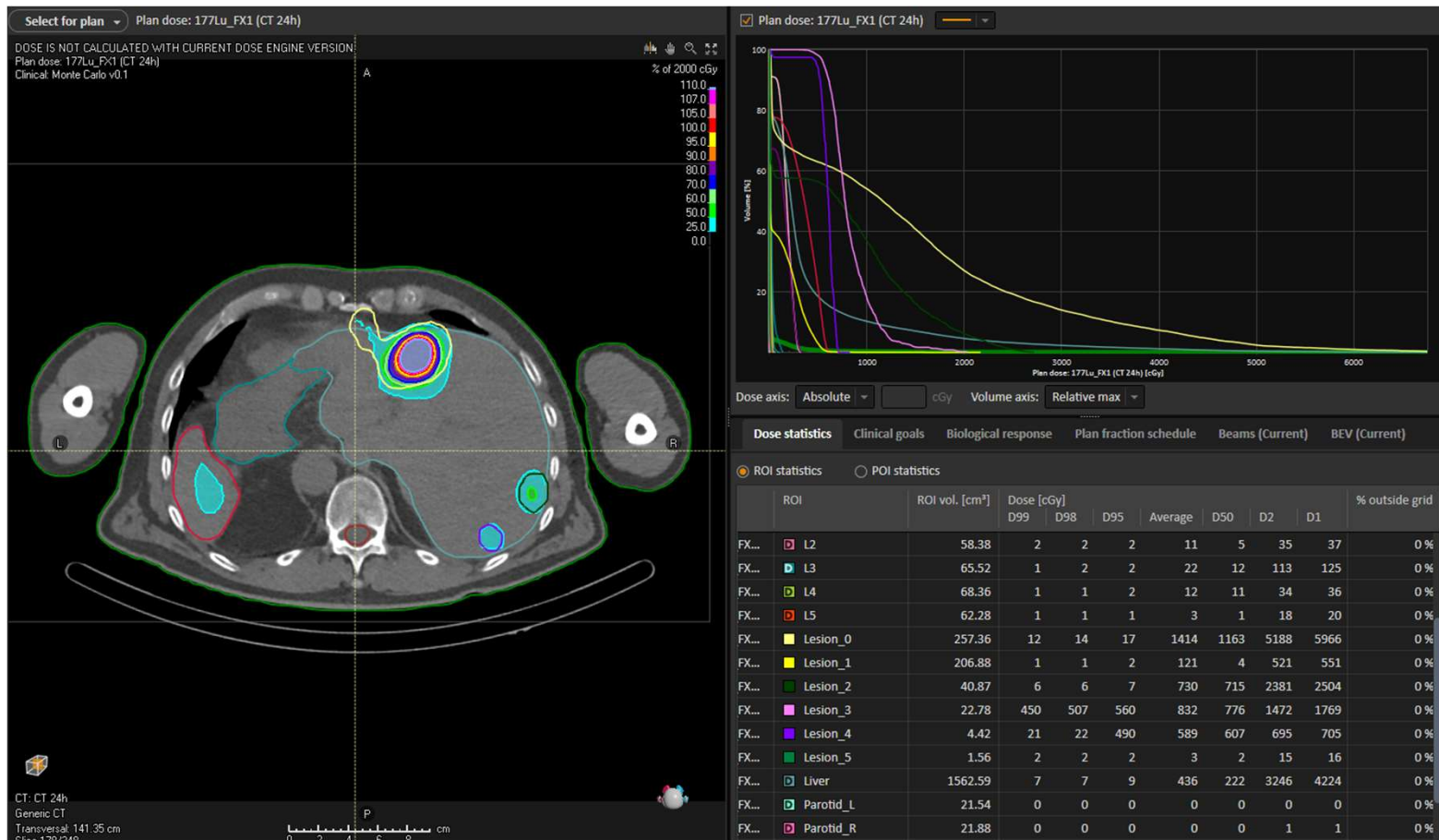
Le dépôt de dose est estimé en simulant directement les interactions des particules dans le patient, en tenant compte des hétérogénéités de densité.



$\tilde{A}_{\text{voxel}}(x,y,z)$
= nombre de particules émises par le voxel (x,y,z)

Dosimétrie étape 5.2 : dosimétrie voxel

Dose map et HDV



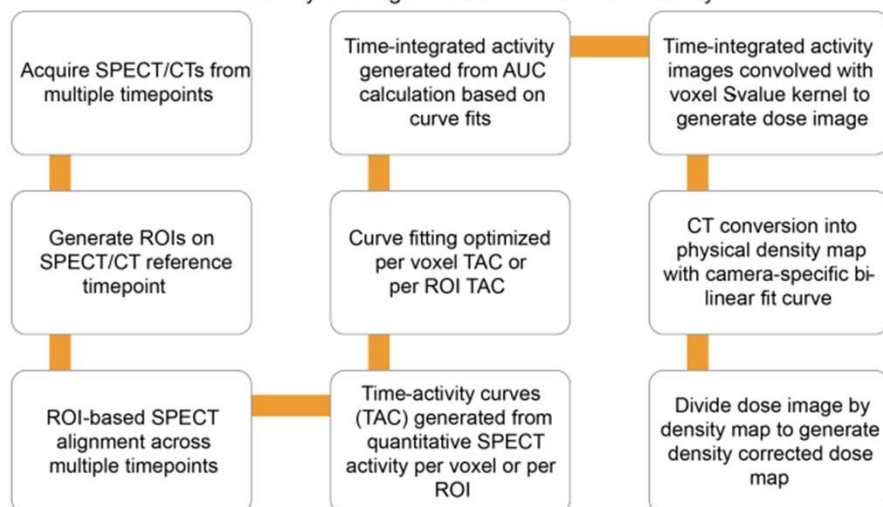
Avantages des logiciels dosimétrie « voxel »



WHITE PAPER

3D Multiple SPECT/CT Dosimetry Method

Time-activity curve generation with SPECT activity



- ✓ Dosimétrie 100 % personnalisée au patient
- ✓ End-to-end workflow
- ✓ Récupération des images depuis le PACS
- ✓ Segmentation par AI segmentation
- ✓ Recalages d'images inter time points
- ✓ TAC complexe (bi-exponentielle)
- ✓ Correction de densité par via le CT
- ✓ Accès à la dose map + HDV du voxel (cumul de dose avec la RT)
- ✓ Edition de rapports automatisés
- ✓ Support du développeur et communauté utilisateurs



Cas pratique : De la dosimétrie la plus simple à la plus complexe

Dosimétrie organe « light »



177Lu-Lutathera®

>Radiopharmaceutical Start Time	(0018,1072)	TM	1	1	"113500.000000" (13)
>Radionuclide Total Dose	(0018,1074)	DS	1	1	"7030920230.8283" (15)
>Radionuclide Half Life	(0018,1075)	DS	1	1	"574300" (6)
>Radiopharmaceutical Start DateTime	(0018,1078)	DT	1	1	"20250129113500.000000" (21)
Injection Dose Date Time	(0061,SIEMENS MED NM,88)	DT	1	1	"20250129113500.000000" (21)

Injection de 7030 MBq le 29/01/2025 à 11h35

T 177Lu = 6,647 j



3 time points Symbia Intevo Bold T16 (SIEMENS)

Acquisition Date	(0008,0022)	DA	1	1	"20250129" (8)
Content Date	(0008,0023)	DA	1	1	"20250129" (8)
Study Time	(0008,0030)	TM	1	1	"161458" (6)
Series Time	(0008,0031)	TM	1	1	"162530.568000" (13)
Acquisition Date	(0008,0022)	DA	1	1	"20250130" (8)
Content Date	(0008,0023)	DA	1	1	"20250130" (8)
Study Time	(0008,0030)	TM	1	1	"093510" (6)
Series Time	(0008,0031)	TM	1	1	"094205.522000" (13)
Acquisition Date	(0008,0022)	DA	1	1	"20250203" (8)
Content Date	(0008,0023)	DA	1	1	"20250203" (8)
Study Time	(0008,0030)	TM	1	1	"150708" (6)
Series Time	(0008,0031)	TM	1	1	"152131.616000" (13)

Imagerie J0 à + 5h

Imagerie J1 à +22h

Imagerie J5 à +124h

Dosimétrie organe « light »

RATE

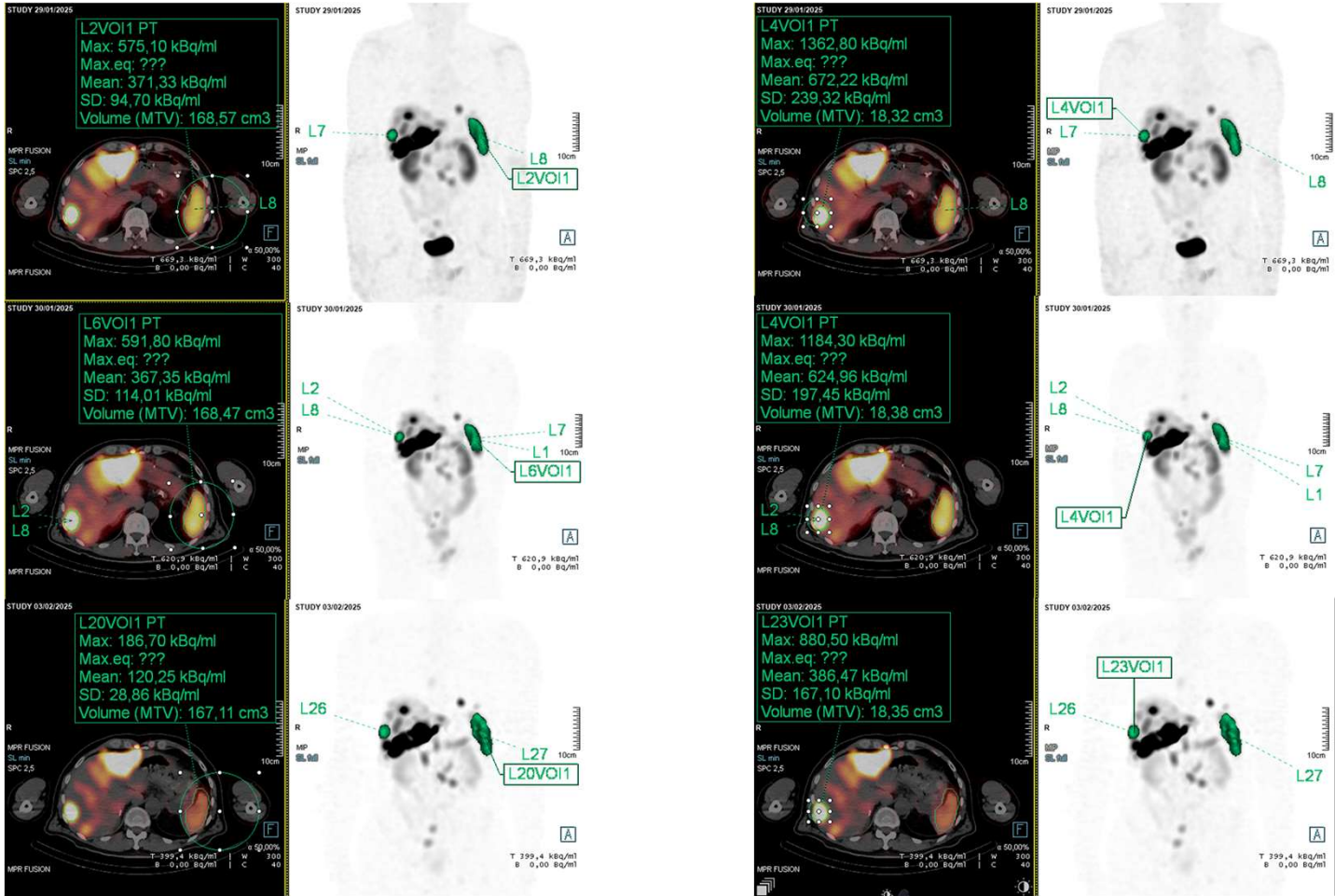
TUMEUR

Logiciel de MN Syngo Via

Segmentation par seuillage

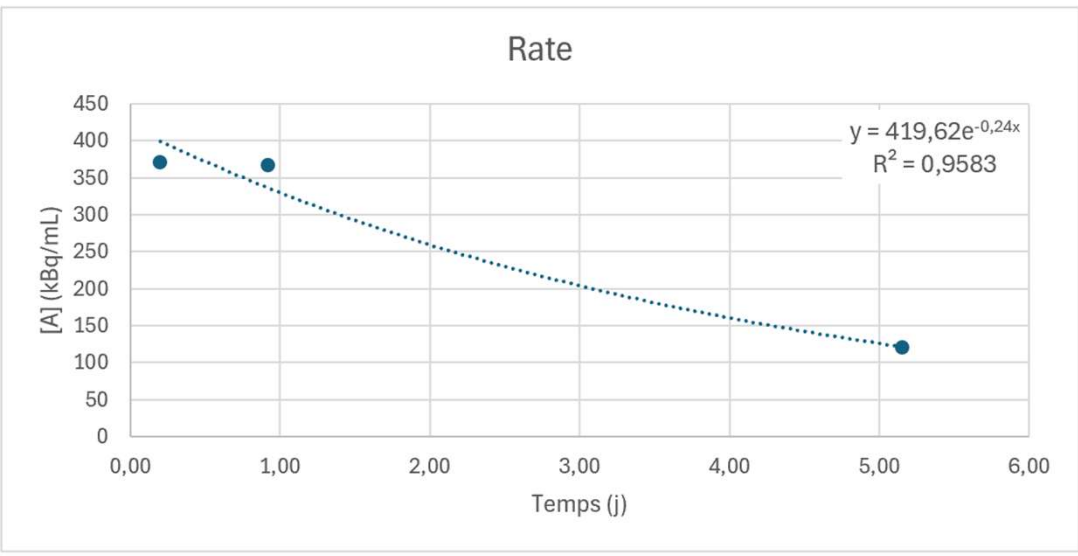
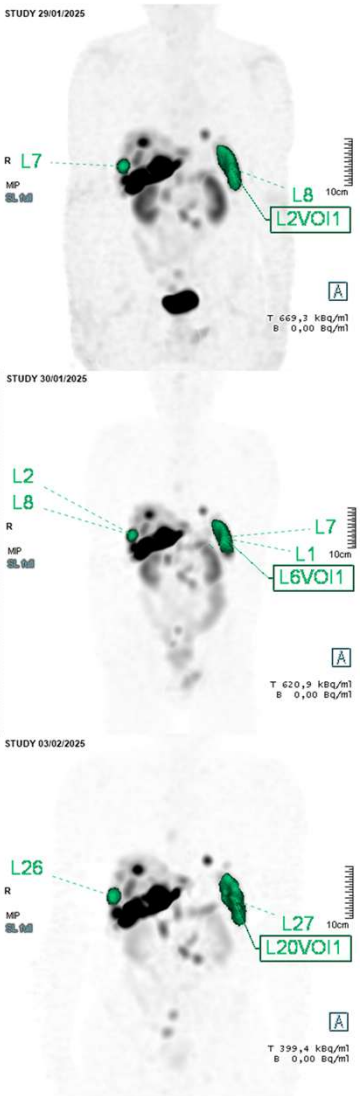
40% du max pour la tumeur

Contour de la rate sur le scanner



Dosimétrie organe « light »

Rate
168 mL



$A(t) = A_0 \exp(-\text{Lambda} \cdot t)$

A0 = 419,62 kBq/mL		
Volume (mL)	170	
A0 (kBq)	71335	
Lambda	0,24 j ⁻¹	
T eff = ln(2) / Lambda	2,89 < 6,65 j	
A cumulé = A0/Lambda	297231 kBq.j	7133,54 MBq.h

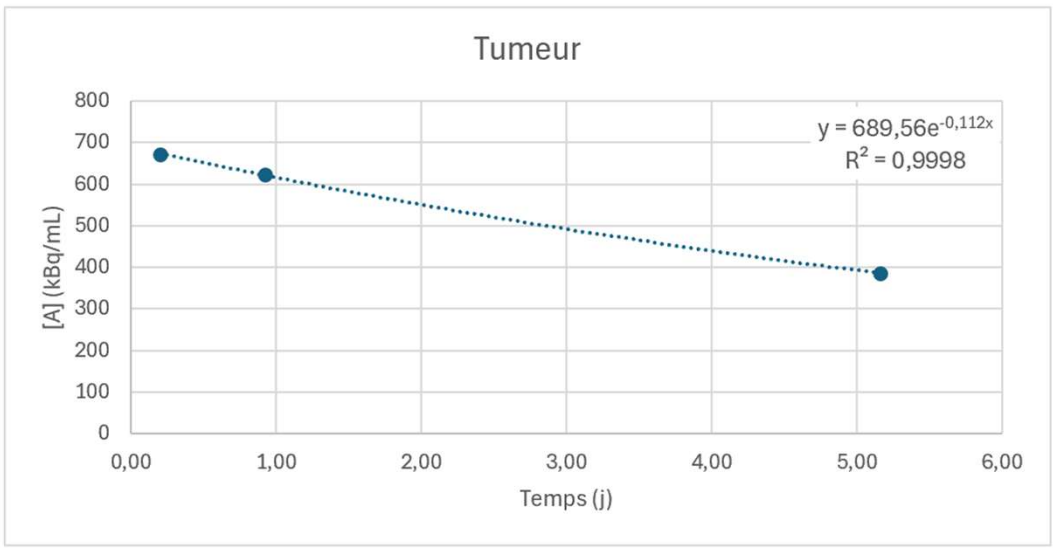
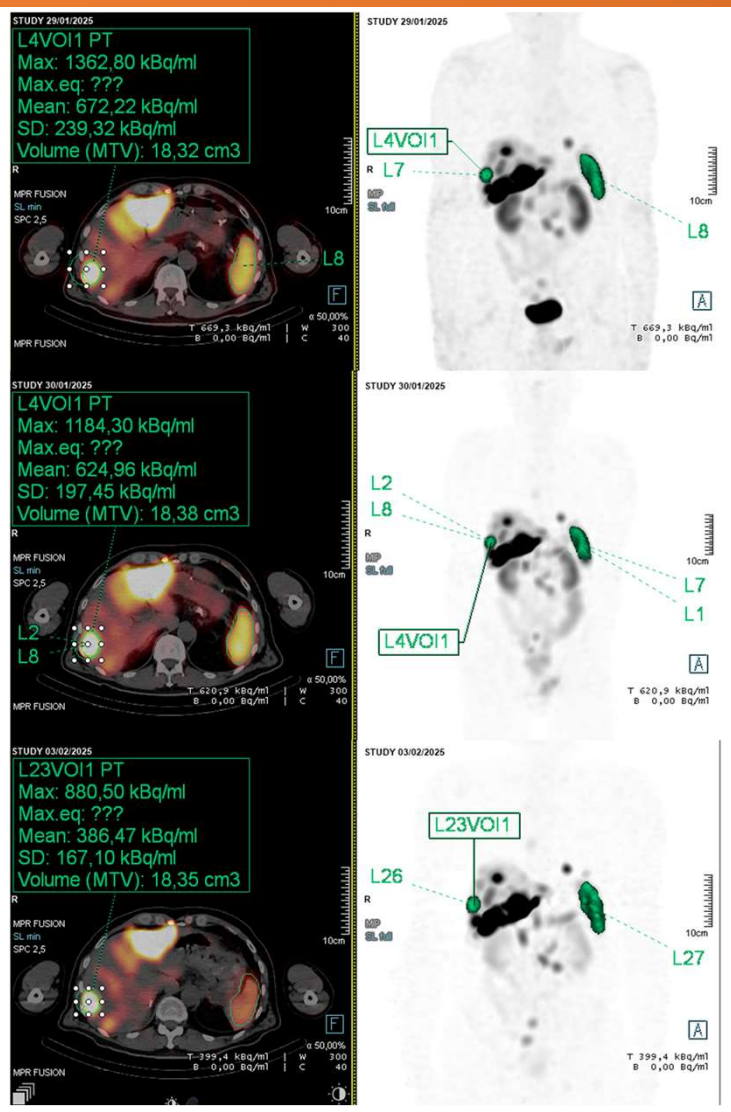
 Facteur S (Gy/MBq/h) 5,00E-04

Dose absorbée (Gy) 3,57

Dosimétrie organe « light »

TUMEUR

18,3 mL
Sphère 3,27 cm



Zone de graphique
 $A(t) = A0 \exp(-\text{Lambda} \cdot t)$

[A0] (kBq/mL)	689,56	
Volume (mL)	18,3	
A0 (kBq)	12619	
Lambda	0,112 j ⁻¹	
T eff = ln(2) / Lambda	6,19 < 6,65 j	
A cumulé = A0/Lambda	112669 kBq.j	2704 MBq.h



Facteur S (Gy/MBq/h) 4,60E-03

Dose absorbée (Gy) 12,44

Dosimétrie voxel avec MIM



Chargement des 3 SPECT/CT dans le logiciel

Segmentation par IA sur le CT de référence (J+1)

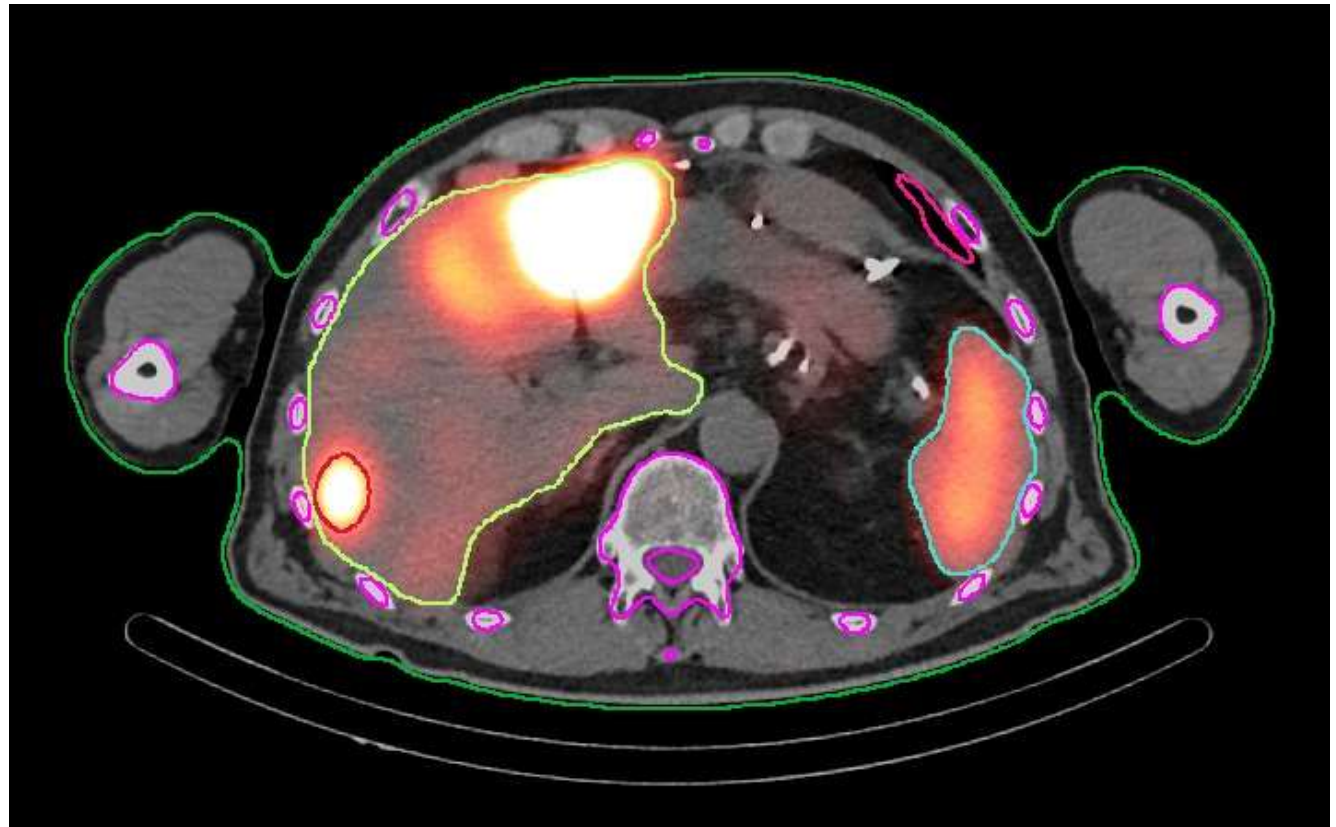
Définition des volumes « tumeur » avec la méthode du gradient

Recalage et transposition des contours organes et tumeurs sur les 3 SPECT

Génération des TAC à l'échelle de l'organe

Intégration de l'activité à l'échelle du voxel

Conversion en dose absorbée par convolution du kernel de dose en prenant en compte les hétérogénéités du patient.



Dosimétrie voxel avec MIM



Chargement des 3 SPECT/CT dans le logiciel

Segmentation par IA sur le CT de référence (J+1)

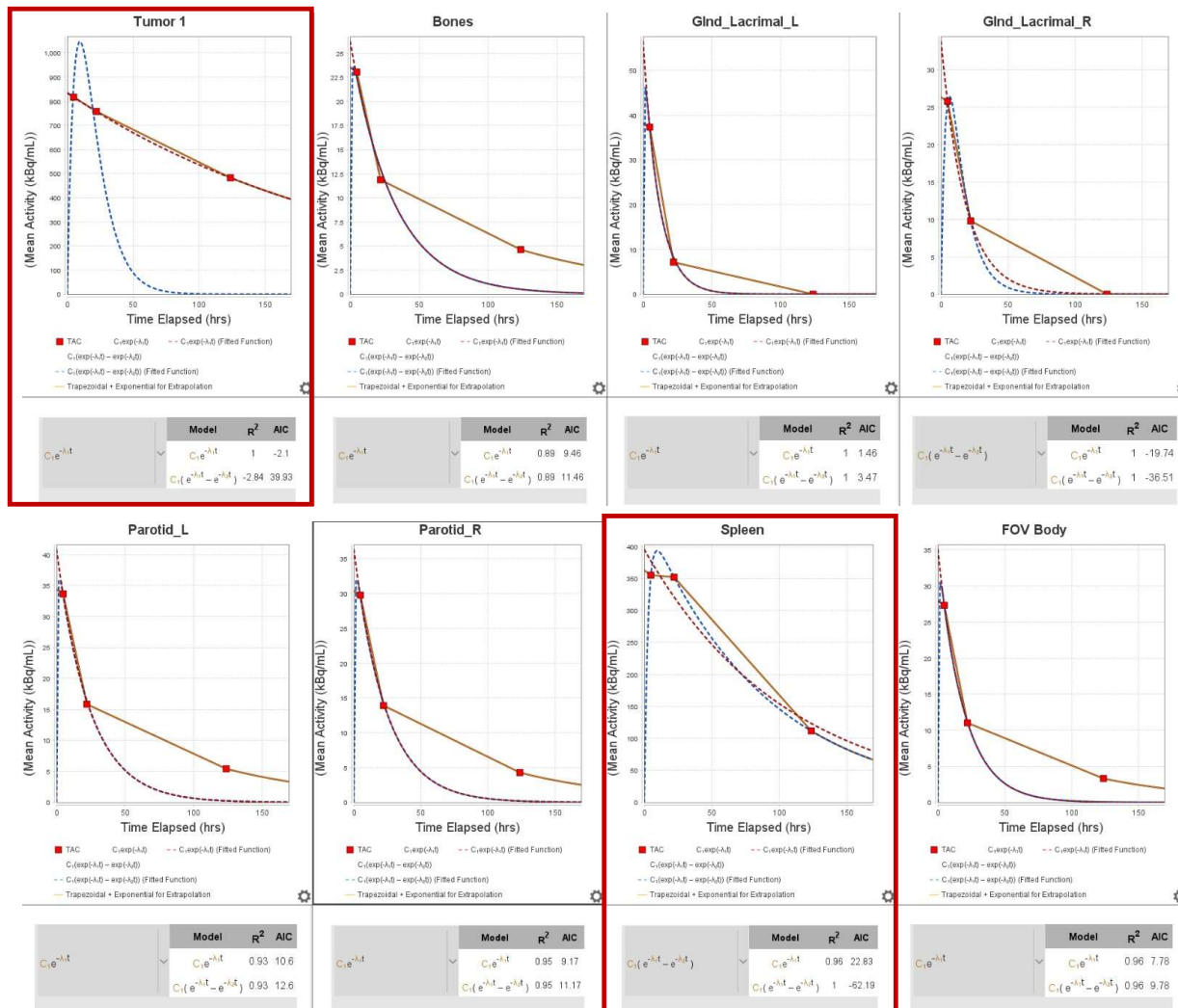
Définition des volumes « tumeur » avec la méthode du gradient

Recalage et transposition des contours organes et tumeurs sur les 3 SPECT

Génération des TAC à l'échelle de l'organe

Intégration de l'activité à l'échelle du voxel

Conversion en dose absorbée par convolution du kernel de dose en prenant en compte les hétérogénéités du patient.



Dosimétrie voxel avec MIM



Chargement des 3 SPECT/CT dans le logiciel

Segmentation par IA sur le CT de référence (J+1)

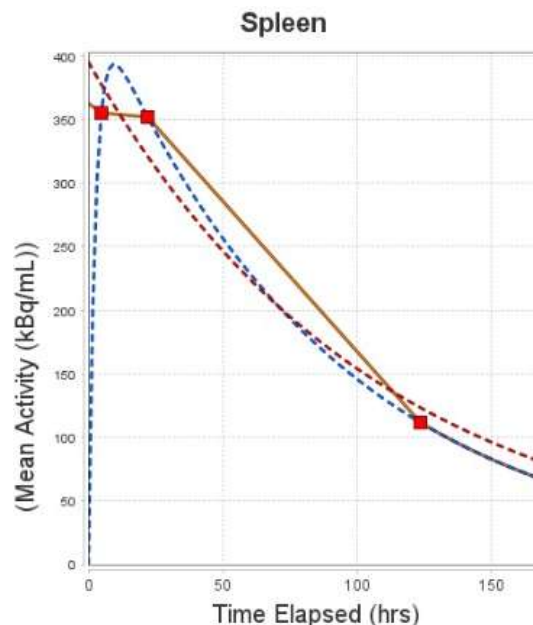
Définition des volumes « tumeur » avec la méthode du gradient

Recalage et transposition des contours organes et tumeurs sur les 3 SPECT

Génération des TAC à l'échelle de l'organe

Intégration de l'activité à l'échelle du voxel

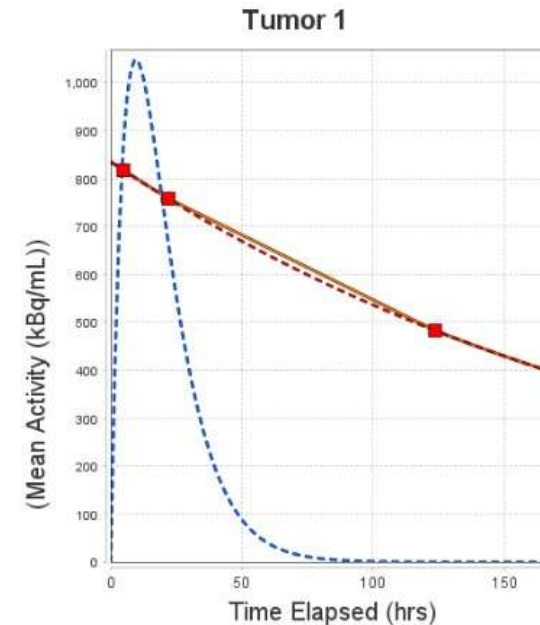
Conversion en dose absorbée par convolution du kernel de dose en prenant en compte les hétérogénéités du patient.



■ TAC $C_1 \exp(-\lambda_1 t)$ $C_1 \exp(-\lambda_1 t)$ (Fitted Function)
 $C_1(\exp(-\lambda_1 t) - \exp(-\lambda_2 t))$
 $C_1(\exp(-\lambda_1 t) - \exp(-\lambda_2 t))$ (Fitted Function)
— Trapezoidal + Exponential for Extrapolation

Model	R ²	AIC
$C_1 e^{-\lambda_1 t}$	0.96	22.83
$C_1(e^{-\lambda_1 t} - e^{-\lambda_2 t})$	1	-62.19

----- Modèle bi-exponentiel



■ TAC $C_1 \exp(-\lambda_1 t)$ $C_1 \exp(-\lambda_1 t)$ (Fitted Function)
 $C_1(\exp(-\lambda_1 t) - \exp(-\lambda_2 t))$
 $C_1(\exp(-\lambda_1 t) - \exp(-\lambda_2 t))$ (Fitted Function)
— Trapezoidal + Exponential for Extrapolation

Model	R ²	AIC
$C_1 e^{-\lambda_1 t}$	1	-2.1
$C_1(e^{-\lambda_1 t} - e^{-\lambda_2 t})$	-2.84	39.93

----- Modèle mono-exponentiel

Dosimétrie voxel avec MIM



Chargement des 3 SPECT/CT dans le logiciel

Segmentation par IA sur le CT de référence (J+1)

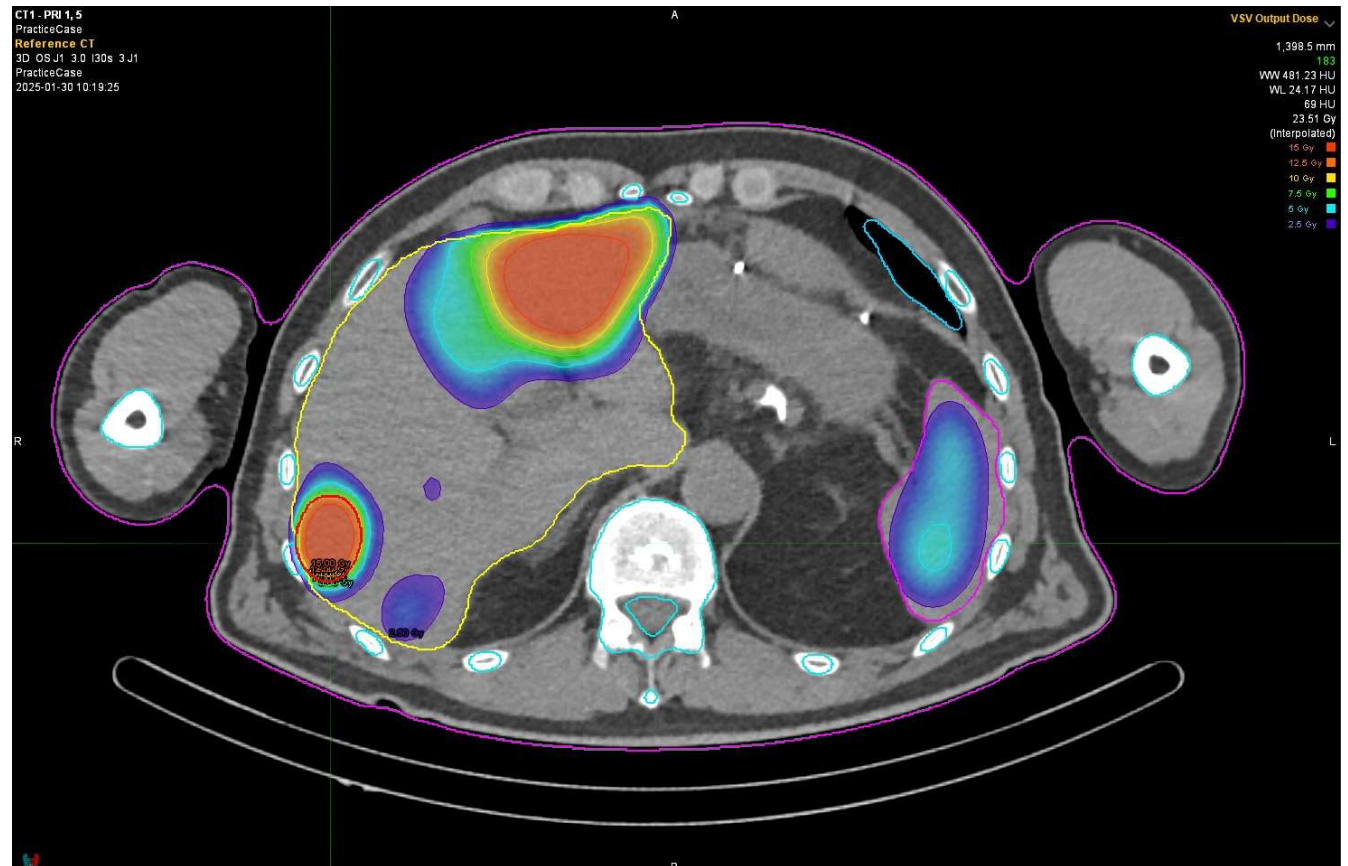
Définition des volumes « tumeur » avec la méthode du gradient

Recalage et transposition des contours organes et tumeurs sur les 3 SPECT

Génération des TAC à l'échelle de l'organe

Intégration de l'activité à l'échelle du voxel

Conversion en dose absorbée par convolution du kernel de dose en prenant en compte les hétérogénéités du patient.



Dosimétrie voxel avec MIM



Chargement des 3 SPECT/CT dans le logiciel

Segmentation par IA sur le CT de référence (J+1)

Définition des volumes « tumeur » avec la méthode du gradient

Recalage et transposition des contours organes et tumeurs sur les 3 SPECT

Génération des TAC à l'échelle de l'organe

Intégration de l'activité à l'échelle du voxel

Conversion en dose absorbée par convolution du kernel de dose en prenant en compte les hétérogénéités du patient.

Structure	Mean Dose (Gy)	Curve Fit Parameters				R ^{2*}
		$C_1 e^{-\lambda_1 t} + C_2 e^{-\lambda_2 t}$				
		C ₁ [Bq/mL]*	λ ₁ [1/s]*	C ₂ [Bq/mL]*	λ ₂ [1/s]*	
FOV Body	0.21	3.506E4	1.440E-5	0.000E0	0.000E0	0.96
Bones	0.07	2.624E4	8.841E-6	0.000E0	0.000E0	0.89
Ghnd_Lacrimal_L	0.05	5.644E4	2.415E-5	0.000E0	0.000E0	1
Ghnd_Lacrimal_R	0.05	6.847E4	2.415E-5	-6.847E4	7.306E-5	1
Ghnd_Submand_L	0.09	5.017E4	1.278E-5	0.000E0	0.000E0	0.87
Ghnd_Submand_R	0.11	4.556E4	1.015E-5	0.000E0	0.000E0	0.87
Ghnd_Thyroid	0.1	4.810E4	1.188E-5	0.000E0	0.000E0	0.91
Kidney_L	1.78	3.155E5	4.212E-6	0.000E0	0.000E0	1
Kidney_R	1.65	3.222E5	4.762E-6	0.000E0	0.000E0	0.99
Liver	3.54	2.934E5	1.985E-6	-2.934E5	1.394E-4	1
Lung_L	0.19	2.541E4	1.420E-5	0.000E0	0.000E0	0.87
Lung_R	0.19	2.052E4	1.724E-5	0.000E0	0.000E0	0.95
Parotid_L	0.09	4.082E4	1.147E-5	0.000E0	0.000E0	0.93
Parotid_R	0.08	3.633E4	1.171E-5	0.000E0	0.000E0	0.95
Spleen	3.25	4.518E5	3.137E-6	-4.518E5	1.048E-4	1
Tumor 1	15.12	8.354E5	1.230E-6	0.000E0	0.000E0	1

*Calculated for non-tumoral portions of normal regions

Dosimétrie voxel avec MIM



Chargement des 3 SPECT/CT dans le logiciel

Segmentation par IA sur le CT de référence (J+1)

Définition des volumes « tumeur » avec la méthode du gradient

Recalage et transposition des contours organes et tumeurs sur les 3 SPECT

Génération des TAC à l'échelle de l'organe

Intégration de l'activité à l'échelle du voxel

Conversion en dose absorbée par convolution du kernel de dose en prenant en compte les hétérogénéités du patient.



Dosi « light »

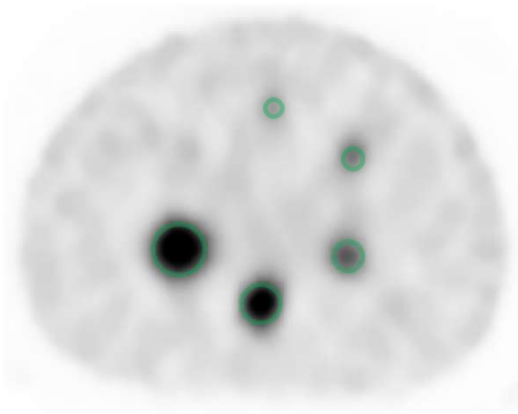
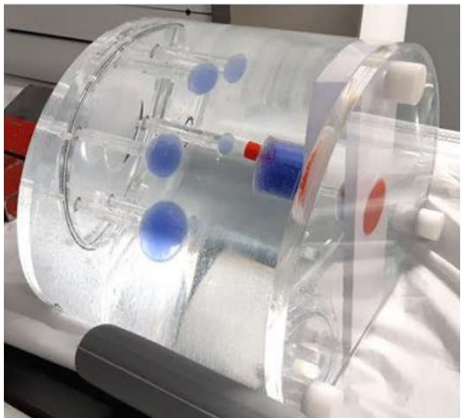
Rate :

- 170 mL
- Dose mean 3,57 Gy

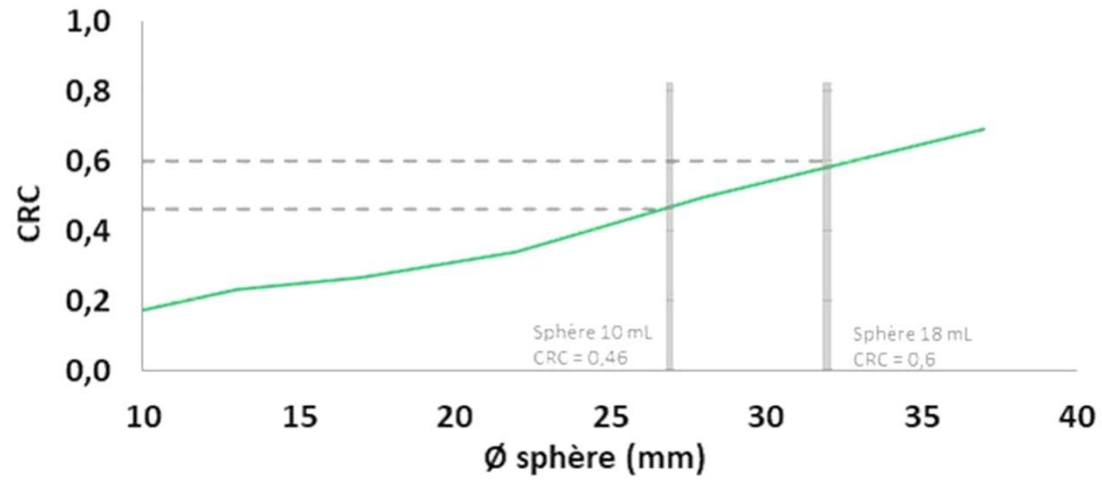
Tumeur:

- 18 mL
- Dose mean 12,44 Gy

Correction d'EVP par CRC



CRCmean xSPECT Quant 0 mm



	Dosi Light	Dosi MIM
Volume Tumeur (mL)	18	10
Diamètre sphère équivalent (mm)	33	27
CRC fantôme	0,6	0,46
Dose estimée (Gy)	12,44	15,12
Dose estimée corrigée (Gy)	20,7	32,9

Ordres de grandeur issues de la littérature

A review of ^{177}Lu dosimetry workflows: how to reduce the imaging workloads?

Laure Vergnaud^{1*} , Yuni K. Dewaraja², Anne-Laure Giraudet³, Jean-Noël Badel^{1,3} and David Sarrut^{1,3}

Paramètre	Dosi Light	Dosi MIM
Dose estimée rate (Gy)	3,57	3,25
Dose estimée corrigée tumeur (Gy)	20,7	32,9

Organe / Lésions	^{177}Lu -DOTATATE (Gy/GBq)	^{177}Lu -PSMA (Gy/GBq)
Reins	0,4 – 0,7	0,5 – 0,8
Foie	0,1 – 0,2	0,1 – 0,3
Rate	0,7 – 1,2 (5 – 9 Gy pour 7,4 GBq)	0,06 – 0,10
Moelle	0,02 – 0,04	0,01 – 0,05
Salivaires / lacrymales	—	0,4 – 1,4
Lésions / Tumeurs	3 – 5 (22 – 37 Gy pour 7,4 GBq)	5 – 7 (typique) (étendu 3 – 10)

Ordres de grandeur issues de la littérature

Assessment of [¹⁷⁷Lu]Lu-DOTATATE Dosimetry from High-Speed Whole-Body Recordings Provided by a 360° Cadmium–Zinc–Telluride Camera Compared with Results from a Conventional Anger-Camera Protocol

Timothée Zaragori^{1–3}, Elodie Chevalier¹, Quentin Citerne^{1,4}, Véronique Roch^{1,4}, Gabriela Hossu^{2,3}, Pierre-Yves Marie^{1,2,4}, Caroline Boursier^{1,2,4}, and Laetitia Imbert^{1,2,4}

Paramètre	Dosi Light	Dosi MIM
Dose estimée rate (Gy)	3,57	3,25
Dose estimée corrigée tumeur (Gy)	20,7	32,9

TABLE 3

Dosimetry Results Obtained in Our Study on 360° CZT SPECT Compared with Those Obtained on Conventional SPECT Reported in EANM Dosimetry Committee Recommendations (3) and by Hebert et al. (25)

Parameter	Our study	Outside study
Comparison of activity-normalized ADs	CZT SPECT	EANM
Kidney (Gy/GBq)	0.49 (0.25–0.79)	0.54–1.00 (0.3–1.98)
Bone marrow (Gy/GBq)	0.22 (0.06–0.87)	0.05 (0.002–0.15)
Comparison of ADs for 7.4 GBq	CZT SPECT	Hebert et al.
Kidney (Gy)	3.52 (1.82–5.86)	2.73 (1.97–5.46)
Bone marrow (Gy)	0.95 (0.43–6.41)	0.29 (0.15–1.40)
Spleen (Gy)	3.67 (2.55–8.51)	3.42 (1.98–5.77)
Lesion (Gy)	14.76 (7.22–54.15)	31.99 (1.77–98.49)

EANM = European Association of Nuclear Medicine.

Activity-normalized ADs are mean and range. ADs for 7.4 GBq are median and range.

Workflow & incertitudes



Incertitude intrinsèque de l'activimètre

Facteur de calibration

Paramètres d'acquisition

Segmentation des volumes

Incertitude sur l'activité délivrée

Atténuation

Paramètres de reconstruction

Report de la segmentation et recalage

Manipulation lors des calibrations en fonction du conditionnement

Diffusé

Mouvement du patient

TAC : méthode et fit

Résolution spatiale

Nombre de points d'acquisition

Facteur S

Effet de volume partiel

Méthode de calcul

Temps mort

Géométrie des volumes d'intérêt

Workflow & incertitudes

[Eur J Nucl Med Mol Imaging](#). 2022; 49(6): 1778–1809.

PMCID: PMC9015994

Published online 2022 Mar 14. doi: [10.1007/s00259-022-05727-7](https://doi.org/10.1007/s00259-022-05727-7)

PMID: [35284969](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35284969/)

EANM dosimetry committee recommendations for dosimetry of ¹⁷⁷Lu-labelled somatostatin-receptor- and PSMA-targeting ligands

[Katarina Sjögren Gleisner](#),¹ [Nicolas Chouin](#),² [Pablo Minguez Gabina](#),^{3,4} [Francesco Cicone](#),^{5,6} [Silvano Gnesin](#),⁷ [Caroline Stokke](#),^{8,9} [Mark Konijnenberg](#),^{10,11} [Marta Cremonesi](#),¹² [Frederik A. Verburg](#),¹⁰ [Peter Bernhardt](#),^{13,14} [Uta Eberlein](#),¹⁵ and [Jonathan Gear](#)¹⁶

[Home](#) > [European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging](#) > [Article](#)

EANM dosimetry committee recommendations for dosimetry of ¹⁷⁷Lu-labelled somatostatin-receptor- and PSMA-targeting ligands

Guidelines | [Open access](#) | Published: 14 March 2022

Volume 49, pages 1778–1809, (2022) | [Cite this article](#)

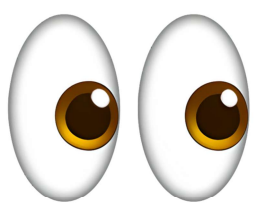
MIRD Pamphlet No. 26: Joint EANM/MIRD Guidelines for Quantitative ¹⁷⁷Lu SPECT Applied for Dosimetry of Radiopharmaceutical Therapy

[Michael Ljungberg](#)¹, [Anna Celler](#)², [Mark W Konijnenberg](#)³, [Keith F Eckerman](#)⁴, [Yuni K Dewaraja](#)⁵, [Katarina Sjögren-Gleisner](#)⁶; SNMMI MIRDC Committee; [Wesley E Bolch](#), [A Bertrand Brill](#), [Frederic Fahey](#), [Darrell R Fisher](#), [Robert Hobbs](#), [Roger W Howell](#), [Ruby F Meredith](#), [George Sgouros](#), [Pat Zanzonico](#); EANM Dosimetry Committee; [Klaus Bacher](#), [Carlo Chiesa](#), [Glenn Flux](#), [Michael Lassmann](#), [Lidia Strigari](#), [Stephan Walrand](#)

Workflow & incertitudes

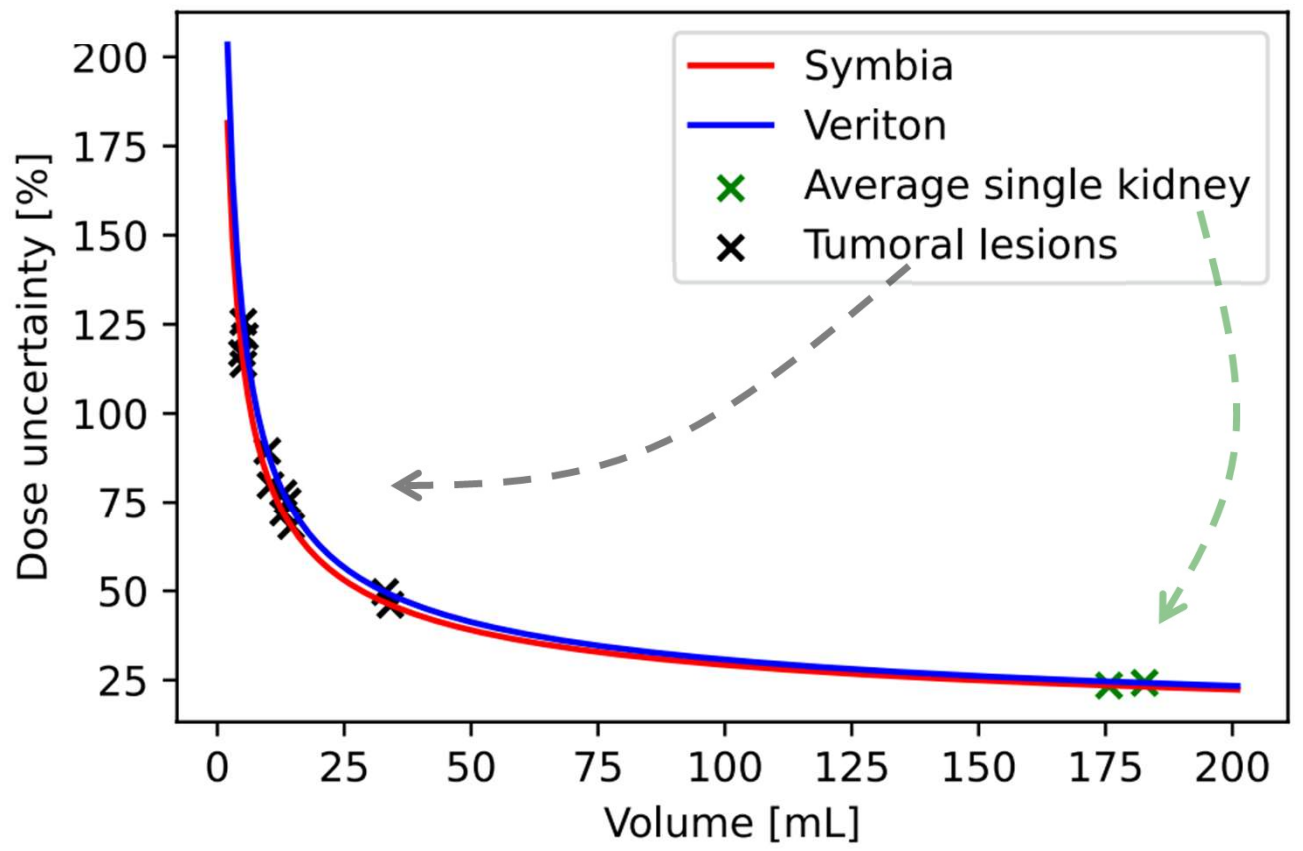
Comparison of a 3D CZT and conventional SPECT/CT system for quantitative Lu-177 SPECT imaging

Victor Nuttens^{1,2*}, Georg Schramm², Yves D'Asseler^{3,4} and Michel Koole²



On est loin des 2% de la radiothérapie ...!

25% pour 180 mL, 75% pour 13 mL





RIV vs RTE

RIV vs Radiothérapie externe

Radiothérapie externe

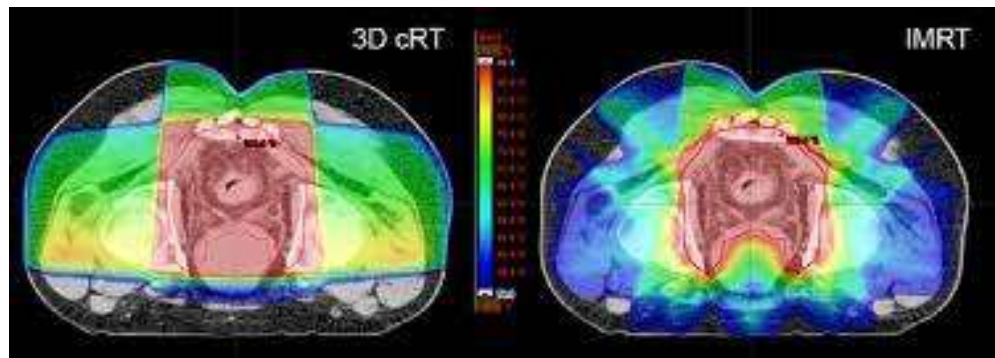
Maitrise du calcul de la dose (2% près)

Homogénéité de la distribution de dose dans le volume cible

Difficulté de conformation au volume cible

Amélioration considérable ces 20 dernières années

Recul ++ sur les relations doses à effet et courbe de survie cellulaire



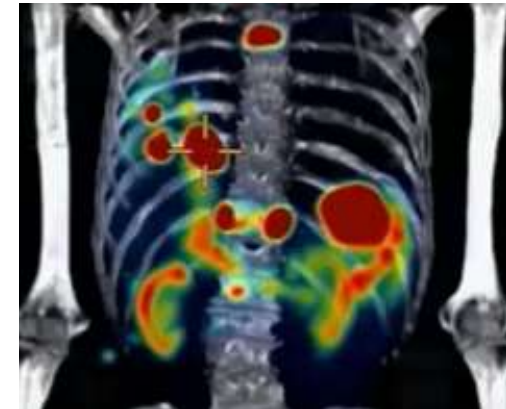
Radiothérapie interne vectorisée

Peu de maitrise du calcul de la dose (20 à 200 % près)

Inhomogénéité de la distribution de dose dans le volume cible (fixation inhomogène du MRP)

Conformation ++ au volume cible #Vectorisée

Peu de recul sur les relations doses à effet et courbe de survie cellulaire



Dosimétrie : RIV vs Radiothérapie externe

Q

Est-il cohérent d'utiliser les limites de doses de la RT en RIV ?



R

Non ! Besoin d'éclaircissement sur l'BED (Biologically Effective Dose)

Etudes in vitro

Etudes pré cliniques



Pourtant, les limites de doses évoquées dans la littérature « dosimétrie RIV » sont souvent celles de la RTE !





Perspectives

La dosimétrie ... mais pourquoi finalement ?

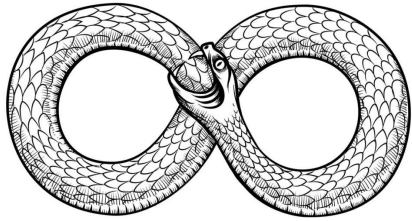
- > Incontournable dans les essais cliniques
- > Toxicité aux organes
 - Vers une augmentation de l'activité ?
- > Efficacité thérapeutique
 - Corrélation dose tumeur – efficacité
 - Il existe d'autres biomarqueurs (SUV, MTV, radiomiques, marqueurs biologiques...)
- > Cumul de dose avec la Radiothérapie externe
 - Nécessite un passage à la dose biologique

Absorbed Dose-Response Relationship in Patients with Gastroenteropancreatic Neuroendocrine Tumors Treated with [¹⁷⁷Lu]Lu-DOTATATE: One Step Closer to Personalized Medicine

Kévin Hebert¹, Lore Santoro^{1 2}, Maeva Monnier³, Florence Castan³, Ikrame Berkane¹, Eric Assénat⁴, Cyril Fersing^{1 2 3 4 5}, Pauline Gélibert⁶, Jean-Pierre Pouget², Manuel Bardiès^{1 2}, Pierre-Olivier Kotzki^{1 2}, Emmanuel Deshayes^{7 2}

Vers une dosimétrie ^{177}Lu en routine clinique ?

> Utilité non avérée : manque de relation dose à effet



On en fait pas parce que l'utilité n'est pas avérée
On ne prouvera pas l'utilité en n'en faisant pas...

> Faire revenir le patient après le traitement

→ Modèle de la Radiothérapie 5 séances / semaines sur plusieurs semaines...

> Temps caméra, temps opérateur

→ Time points réduits, caméras 360° CZT

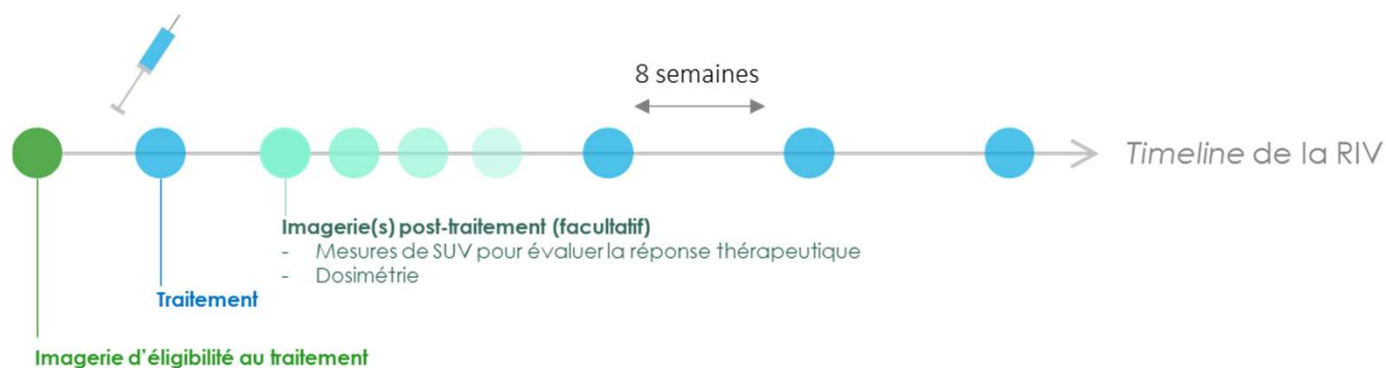
> Segmentation des organes et dosimétrie précaire

→ Développement ++ de logiciels voxel-level avec workflow end-to-end

La dosimétrie pour la personnalisation de la RIV ?

Aujourd'hui

Activité forfaitaire, nombre de cures fixes, délai entre les cures fixe : aucune personnalisation...



7400 MBq x 4 cures espacées de 8 semaines

Mais demain ?

> pouvoir planifier l'activité à administrer avec une imagerie prè traitement et de valider la dose effectivement absorbée via les imageries post-traitements.

> Adapter la cure N+1 à partir de la dosimétrie de la cure N



MERCI

JFMN – 2026



Institut **Godinot**
unicancer Reims en Champagne