

# CALCUL DE LA RADIOPROTECTION EN MÉDECINE NUCLÉAIRE

09/07/2018

**PRÉSENTÉ PAR:**

**BENYAMINA LINA**

**MEKAHLI HAFIDA**

1

**SOUS LA DIRECTION DE :**

**M. ATI MONCEF**

**MME. BENHALOUCHE SAADIA**



# PLAN

- Introduction
- Matériel et méthodes
- Résultats et Discussion
- Conclusion
- Perspectives

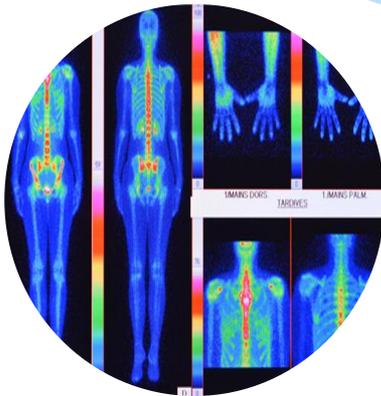
# PLAN

- **Introduction**
  - **Médecine nucléaire**
  - **La radioprotection**
  - **La radioprotection en médecine nucléaire**
- Matériel et méthodes
- Résultats et Discussion
- Conclusion
- Perspectives

# INTRODUCTION

- Depuis la découverte de la radioactivité, puis de la radioactivité artificielle l'utilisation des radio-isotopes n'a cessé de se développer dans de nombreux secteurs d'activité notamment en **médecine**
- La création d'isotopes radioactifs adaptés à une utilisation médicale a conduit à l'émergence d'une nouvelle discipline médicale : **la médecine nucléaire**
- L'utilisation des rayonnements ionisants en médecine nucléaire s'élargit de plus en plus, Ceci exige la mise en œuvre d'un certain nombre de procédures, des règles et
- Des moyens de protection visant à empêcher ou à réduire les effets nocifs des rayonnements ionisants produits sur les personnes.

# LA MÉDECINE NUCLÉAIRE



# QU'EST CE QU'UN PRODUIT RADIOPHARMACEUTIQUE ?

- Un médicament contenant des isotopes radioactifs incorporés à des fins médicales
- Il peut être utilisé à visée diagnostique ou thérapeutique
- Il est choisi selon certains critères :
  - Nature du rayonnement
  - Energie du rayonnement
  - Période physique
  - Filiation

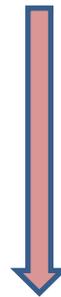
# PRINCIPES DE LA MÉDECINE NUCLÉAIRE



**Le marquage**



**L'administration**



**La fixation**



**L'acquisition  
des Images**



09/07/2018

# LA RADIOPROTECTION



# LA RADIOPROTECTION

## o Grandeurs et unités en radioprotection

### Dose absorbée



La dose absorbée est la quantité d'énergie cédée par le rayonnement.

### Dose équivalente



La dose équivalente permet de connaître l'impact d'un rayonnement donné.

### Dose efficace



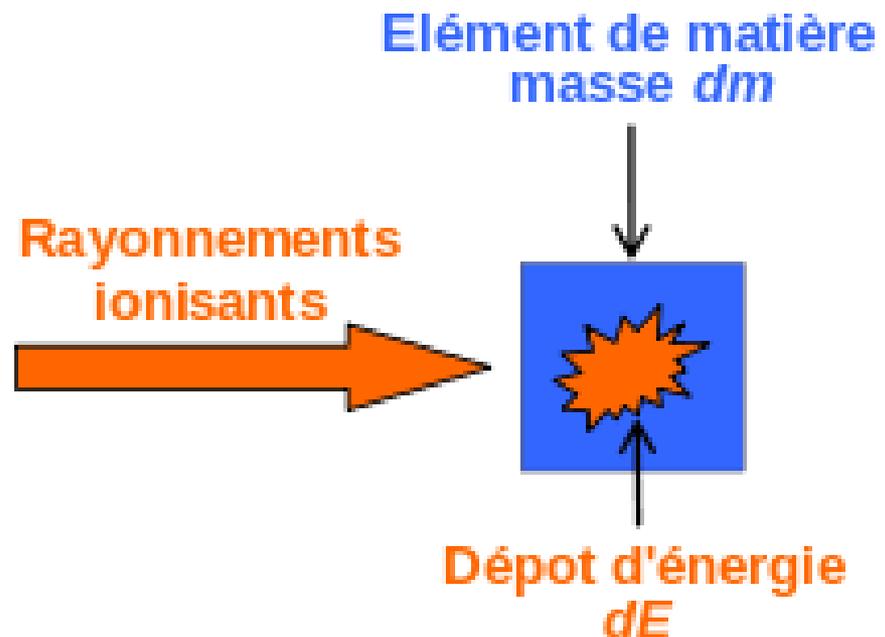
La dose efficace prend en compte la « fragilité » d'un tissu ou d'un organe et le type de rayonnement.

# GRANDEURS ET UNITÉS EN RADIOPROTECTION

- Dose absorbée (notation  $D$ )  
L'énergie est cédée à la matière par le rayonnement

$$D = \frac{dE}{dm}$$

- Unité : Gray Gy
- 1 Gy = 1 J/kg



# GRANDEURS ET UNITÉS EN RADIOPROTECTION

- Dose équivalente (notation  $H$ ) :
  - La dose absorbée moyenne dans un tissu ou un organe pondérée par un facteur de pondération de type de rayonnement  $w_R$  (R=photons, e-, neutrons, p+,  $\alpha$ ,...)

$$H_T = \sum_R w_R \times D_{T,R}$$

- Unité : Sievert Sv

# GRANDEURS ET UNITÉS EN RADIOPROTECTION

- Dose efficace (notation  $E$ ) :
  - C'est la somme des doses équivalentes pondérées par le facteur de pondération du tissu biologique  $w_T$  (T= foie, œil, peau, gonades,...) délivrées aux différents tissus et organes du corps

$$E = \sum_T w_T \times \sum_R w_R \times D_{T,R}$$

- Unité : Sievert Sv

# RADIOPROTECTION EN MÉDECINE NUCLÉAIRE

- Radioprotection du patient
  1. La justification des pratiques
  2. L'optimisation de la protection
  3. La limite des doses individuelles
- Radioprotection du public et de l'environnement
  1. Pour le public la dose efficace annuelle ne doit pas dépasser 1 mSv
- Radioprotection des travailleurs
  1. Règles d'habillement et de tenue
  2. Contrôles de non contamination
  3. Suivi dosimétrique



# RADIOPROTECTION EN MÉDECINE NUCLÉAIRE

- Suivi dosimétrique
  - Mesure de l'exposition externe



**TLD**



**RPL**



**OSL**



@Photo IRSN

**Photographique**



**Actif**

# RADIOPROTECTION EN MÉDECINE NUCLÉAIRE

○ Bases physiques de l'évaluation de la dose :

a) Calcul du débit de dose horaire

$$R_{ij} = \frac{\Gamma_i A_i 10^{-(e_m/TVL_{mi})}}{d_{ij}^2}$$

$i$ : substance nucléaire,

$j$ : emplacement du point de mesure (m)

$R_{ij}$ : Est le débit de dose produit par les substances nucléaires  $i$  à l'emplacement  $j$  ( $\mu\text{Sv h}^{-1}$ )

# RADIOPROTECTION EN MÉDECINE NUCLÉAIRE

○ Bases physiques de l'évaluation de la dose :

b) Calcul du débit de dose annuel

$$D_{ij} = R_{ij} \times N_{act} \times T \times t_{exp} \times F_u \times R_t$$

Où :

$$F_u = \exp\left(\frac{-0,693 \times t_u}{T_{1/2}}\right)$$

$$R_t = \frac{D(t)}{\dot{D}(0) \times t} = 1,443 \times \frac{T_{1/2}}{t} \times \left[1 - \exp\frac{-0,693 \times t}{T_{1/2}}\right]$$

# PLAN

- Introduction
- **Matériel et méthodes**
  - **Calcul numérique en dosimétrie**
  - **Mesures cliniques**
  - **Simulation Monte Carlo**
- Résultats et Discussion
- Conclusion
- Perspectives

# CALCUL NUMÉRIQUE EN DOSIMÉTRIE

09/07/2018

untitled

 NSC.USTO

*Nucluar Shielding Calculator* USTO MB 2018



Calcul de

Débit de dose

Débit de dose

Calcul de blindage en fonction de

Débit horaire

Dose annuelle limite

Blindage

Réinitialiser

Mesures de radioprotection

Taux d'exposition	0	mSv.m2/hMBq
Activité	0	MBq
Epaisseur du blindage	0	mm
TLV	0	mm
Distance	0	m
Facteur d'occupation	0	
Temps d'attente	0	h
Temps d'exposition par procédure	0	h
Période radioactive	0	h
	0	

Facteur de décroissance physique 0

Facteur de réduction 0

*Débit de dose horaire produit par la substance nucléaire*

0 mSv/h

*Débit de dose annuel produit par la substance nucléaire*

0 mSv/an

# MESURES CLINIQUES

- Equipements de mesure



**Babyline<sup>81</sup>**



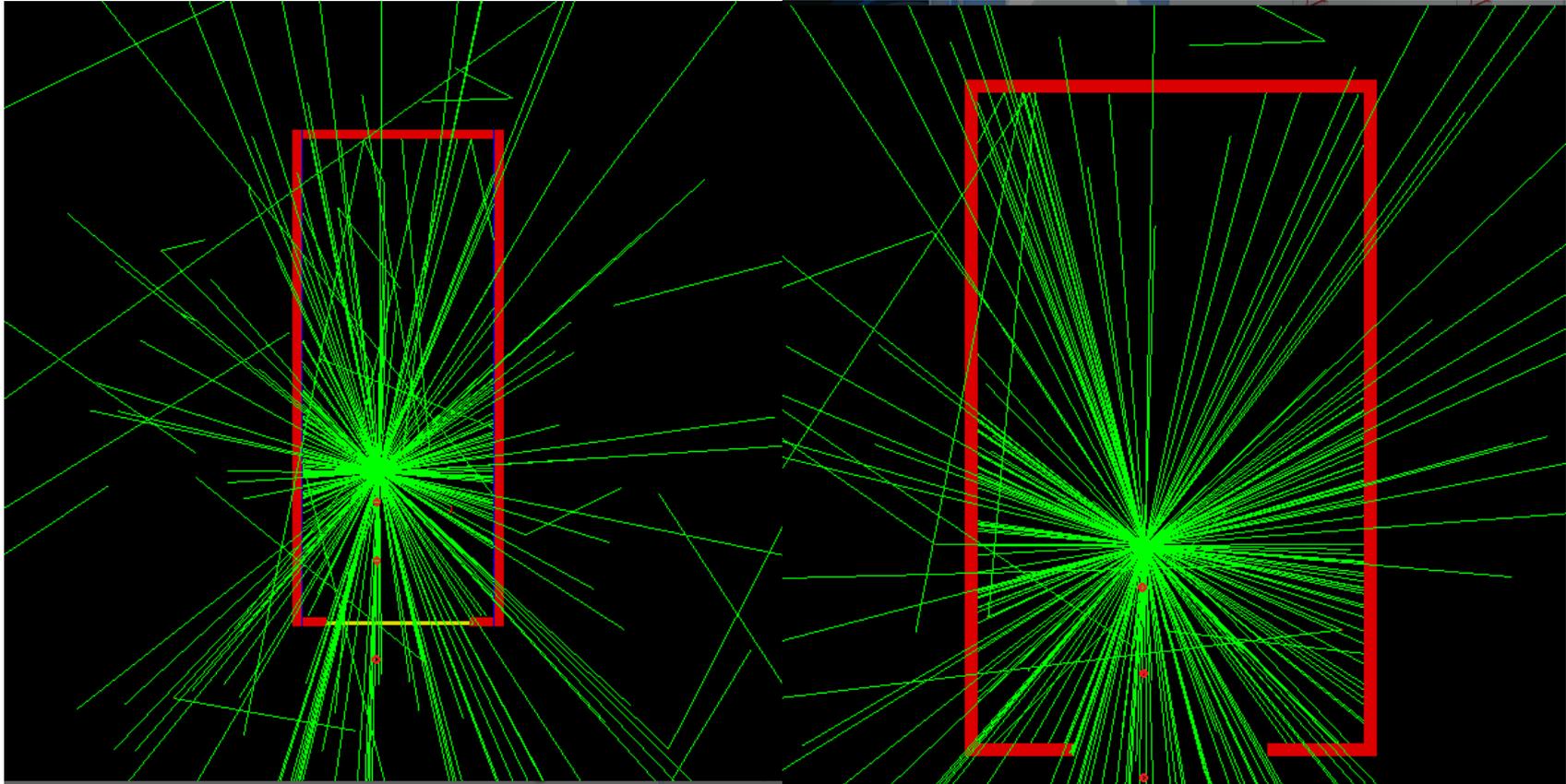
**debimetre<sup>2000</sup>**

# MESURES CLINIQUES

- Les moyens de protection



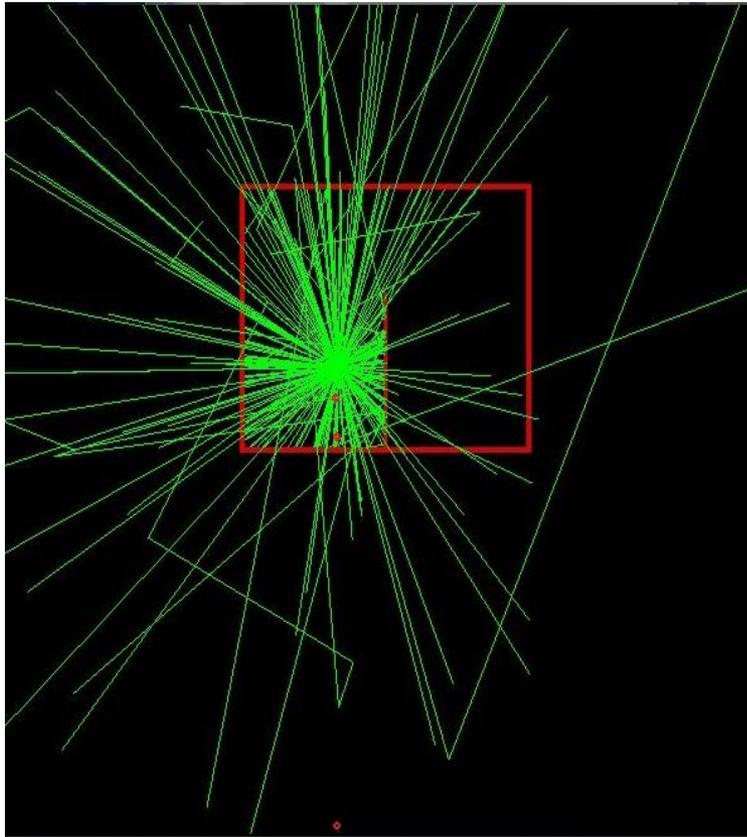
# SIMULATION MONTE CARLO



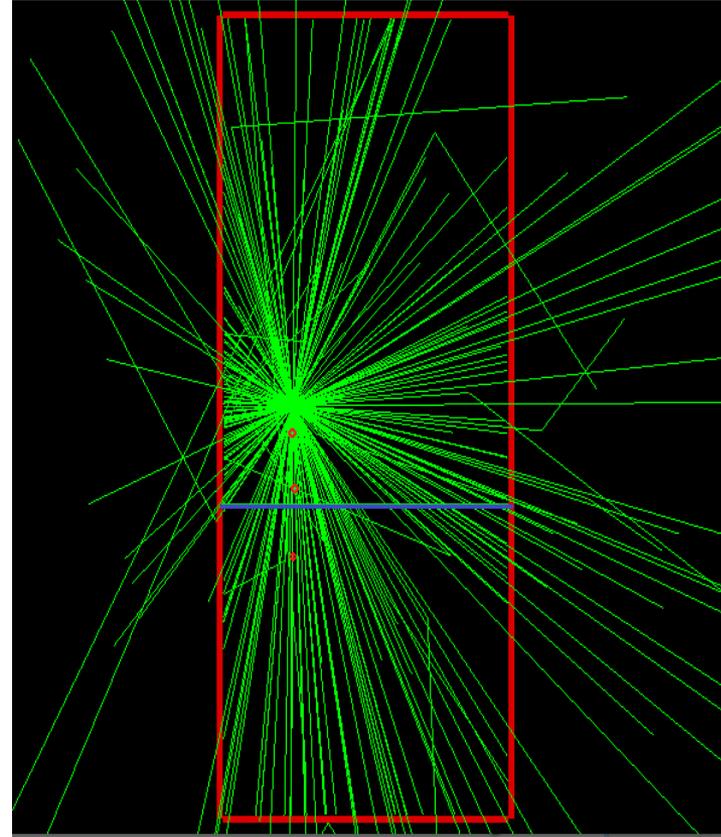
**Laboratoire chaud**

**Salle d'injection**

# SIMULATION MONTE CARLO



**La salle d'attente**



**Salle Gamma**

# PLAN

- Introduction
- Matériel et méthodes
- Résultats et Discussion
  - Résultats numériques
  - Résultats cliniques
  - Résultats de simulation
- Conclusion
- Perspectives

# RÉSULTATS NUMÉRIQUES

09/07/2018

Distance (m)	Sans protection		Avec protection (6 mm de W)	
	Débit de dose horaire (mSv/h)	Débit de dose annuel (mSv/an)	Débit de dose horaire (mSv/h)	Débit de dose annuel (mSv/an)
0,1	1,443000	10,53900	$1,4430 \times 10^{-8}$	$1,0539 \times 10^{-7}$
1,0	0,014430	0,10539	$1,4430 \times 10^{-10}$	$1,0539 \times 10^{-9}$
2,0	0,003607	0,02634	$3,6075 \times 10^{-11}$	$2,6349 \times 10^{-10}$

$$\dot{D}_1 \times d_1^2 = \dot{D}_2 \times d_2^2$$

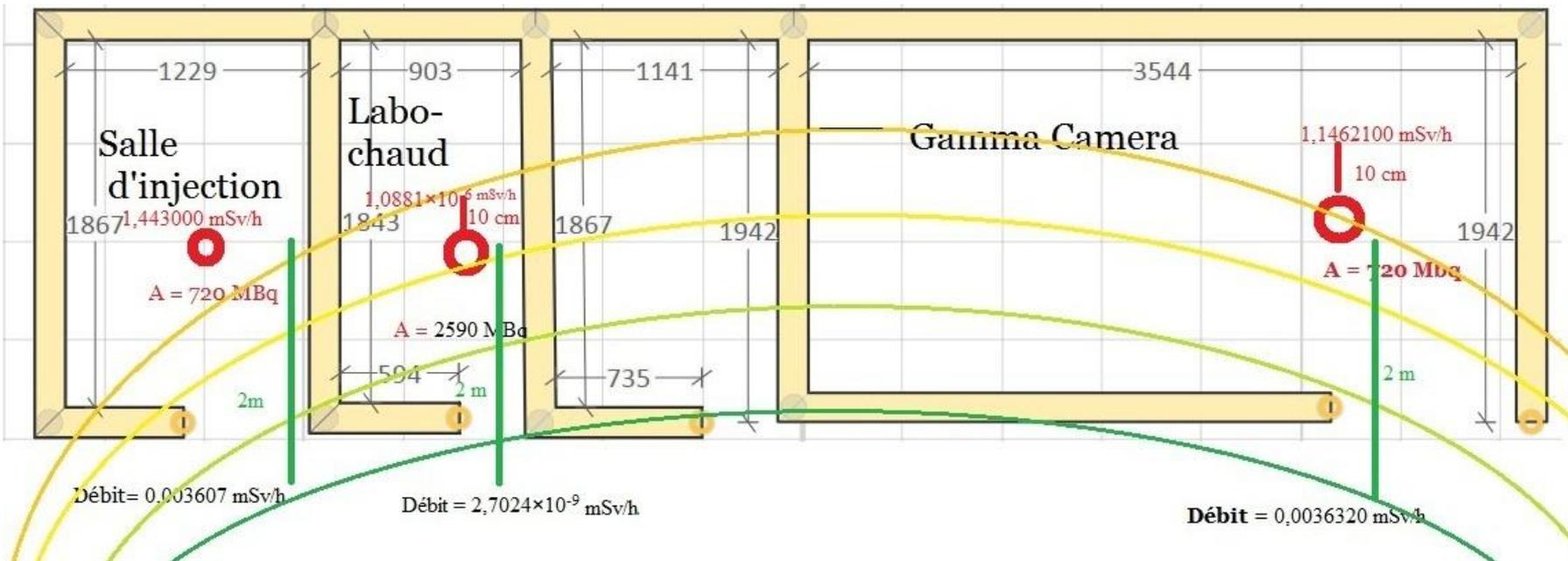
D'où :

$$\frac{\dot{D}_1}{\dot{D}_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

# RÉSULTATS NUMÉRIQUES

- Variation du débit de débit de dose en fonction de la distance pour les Différentes salles

09/07/2018



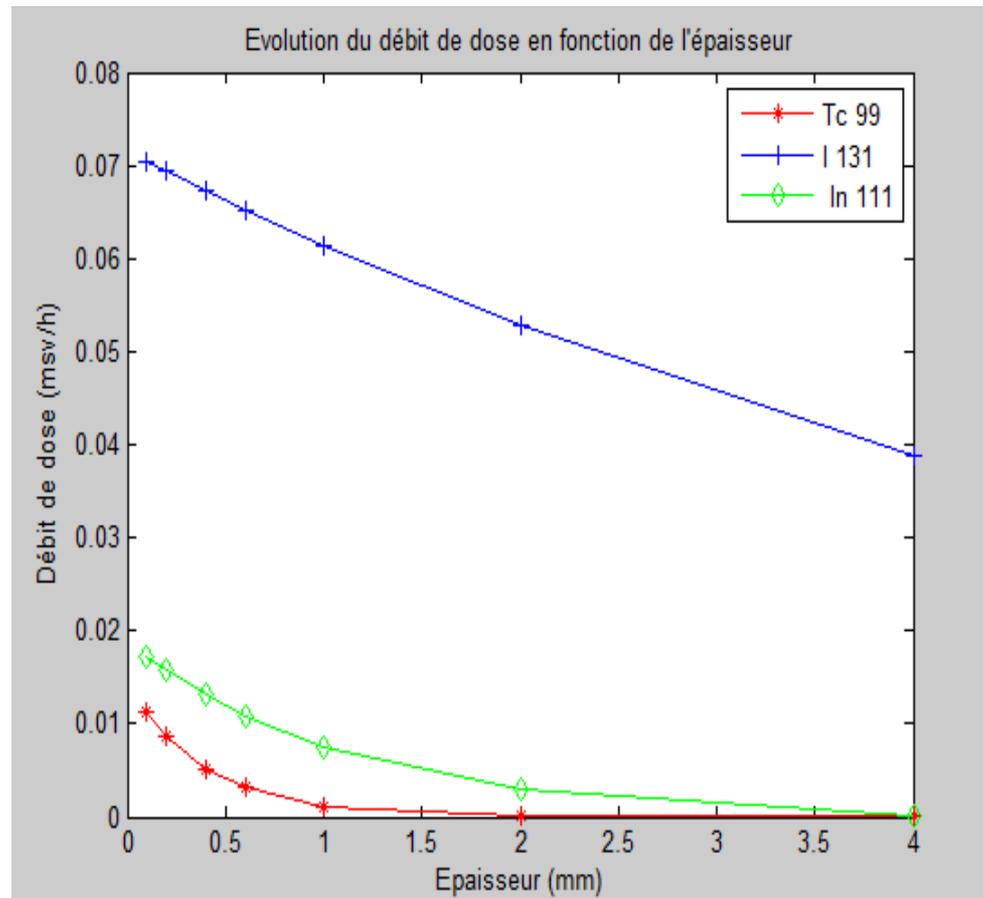
# RÉSULTATS NUMÉRIQUES

- Evolution du débit de dose en fonction de l'épaisseur

$T_{1/2}({}^{99m}\text{Tc}) = 6,02$  heures

$T_{1/2}({}^{131}\text{I}) = 8$  jours

$T_{1/2}({}^{111}\text{In}) = 2,8$  jours



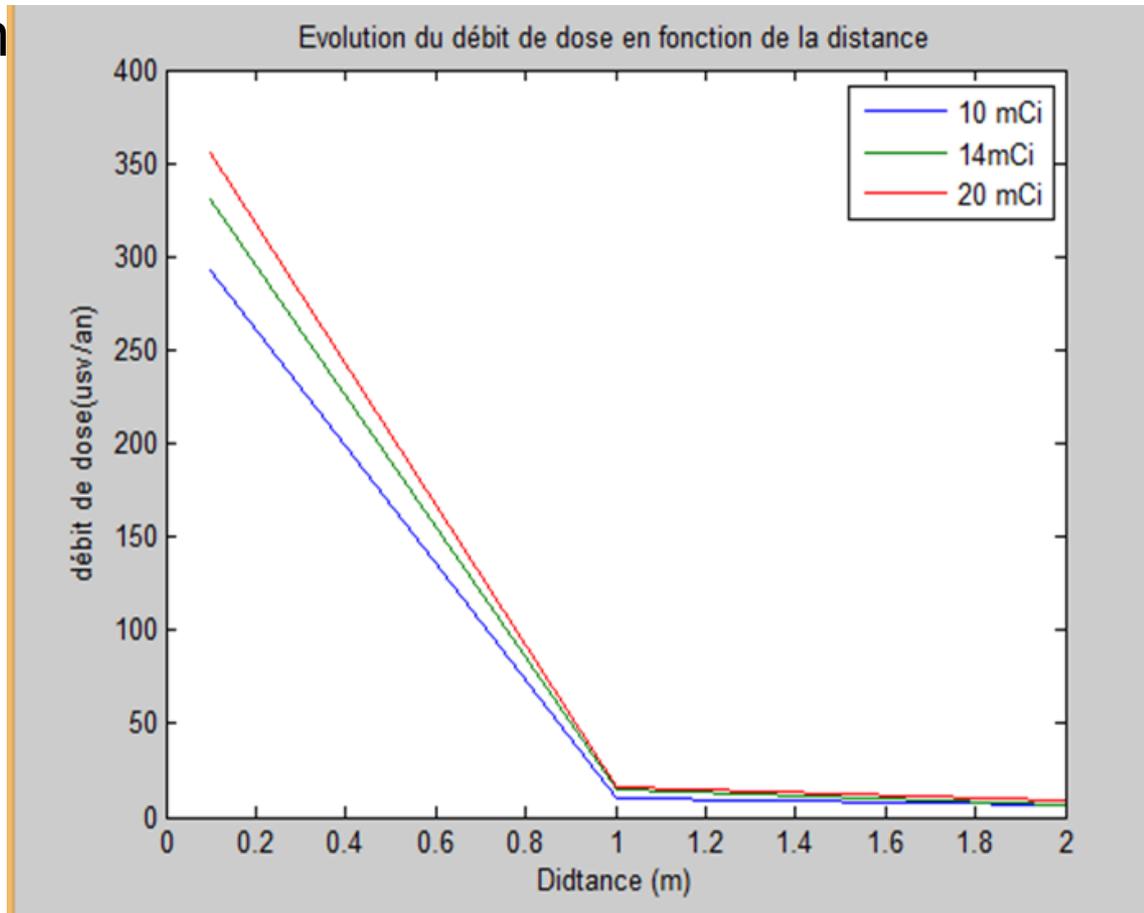
# RÉSULTATS CLINIQUES

- Mesures cliniques du débit de dose reçus pour des seringues de différentes activités

		Débit de dose ( $\mu\text{Sv/h}$ )		
		10 (mCi)	14 (mCi)	20 (mCi)
Activité (mCi)	Distance (m)			
0,1		280,00	320,00	355,00
1,0		10,10	14,90	16,20
2,0		6,32	7,10	9,10

# RÉSULTATS CLINIQUES

- Evolution distance



# RÉSULTATS CLINIQUES

- Mesures cliniques des débits de dose reçus au niveau du laboratoire chaud

Distance (m)	Babyline ( $\mu\text{Gy/h}$ )	Débitmètre ( $\mu\text{Sv/h}$ )	Incertitude (%)
0,1	0,70	0,75	00,06
1,0	0,30	0,42	28,57
2,0 (Porte ouverte)	0,20	0,27	25,00
2.0 (Porte fermée)	0,10	0,15	33,00

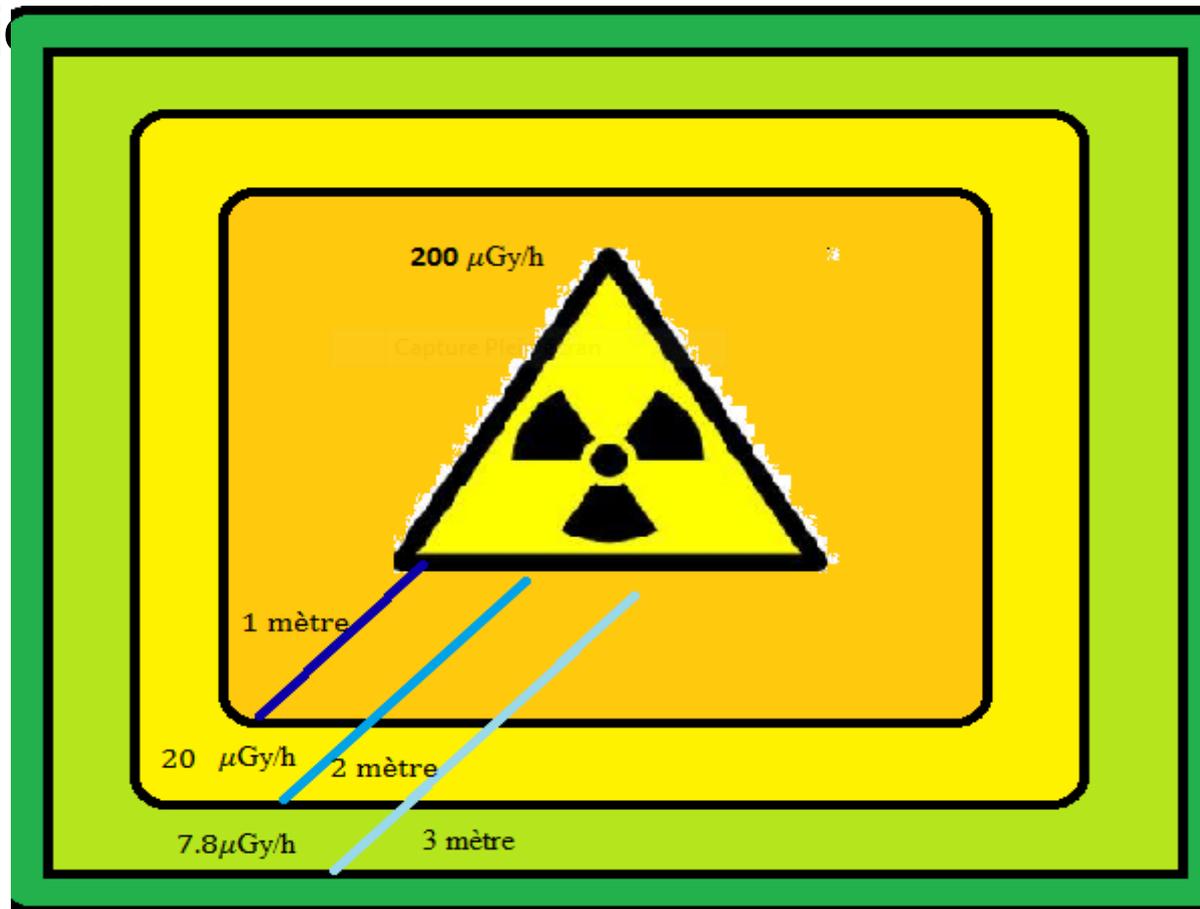
# RÉSULTATS CLINIQUES

09/07/2018

La distance (m)	Babyline ( $\mu\text{Gy/h}$ )		Débitmètre ( $\mu\text{Sv/h}$ )		Incertitude(%)	
	Sans protection	Tungstène (6mm)	Sans protection	Tungstène (6mm)	Sans protecteur	Tungstène (6mm)
0,1	200,0	20,00	305,0	15,50	34,42	22,50
1,0	20,0	10,00	16,20	12,20	19,00	18,00
2,0 (porte ouverte)	7,8	0,45	9,10	0,69	14,00	53,00
2,0 (porte fermée)	1,0	0,20	0,44	0,37	56,00	45,94

# RÉSULTATS CLINIQUES

- Distribution de débit de dose en fonction de la distance d'une source de  $Tc^{99}$  Dans la salle d'injection



# RÉSULTATS DE SIMULATION

- Doses reçues par simulation au niveau de laboratoire chaud

La distance (m)	Dose (Gy)	
	Porte ouverte	Porte fermée
0,1	$8,32 \cdot 10^{-7}$	$8,34 \cdot 10^{-7}$
1,0	$8,36 \cdot 10^{-9}$	$9,11 \cdot 10^{-9}$
2,0	$2,32 \cdot 10^{-9}$	$9,66 \cdot 10^{-12}$

# RÉSULTATS DE SIMULATION

- Comparaison des deux résultats cliniques et de simulation en pourcentage

	Distance (m)	Mesures cliniques (%)	Résultats de simulation (%)
Salle d'attente	0,1	1	1
	1,0	0,39	0,10
	2,0	$3 \times 10^{-3}$	0,00
Salle Gamma	0,1	1	1
	1,0	0,46	0,10
	2,0	$7 \cdot 10^{-3}$	$3 \cdot 10^{-4}$

# PLAN

- Introduction
- Matériel et méthodes
- Résultats et Discussion
- **Conclusion**
- Perspectives

# CONCLUSION

- Evaluation de la dose reçue par le personnel du service de médecine nucléaire de l'EHU d'Oran
- Vérification et évaluation du zonage radiologique de l'unité de scintigraphie
- Simulation Monte Carlo GATE complète de l'unité de médecine nucléaire

# CONCLUSION

- Accord des résultats obtenus pour les différentes méthodes étudiées dans ce mémoire avec les niveaux d'exposition limite annuelle (20 mSv catégorie A, 1 mSv pour le public...) respectivement.

# PLAN

- Introduction
- Matériel et méthodes
- Résultats et Discussion
- Conclusion
- **Perspectives**

# PERSPECTIVES

- Étendre cette étude à d'autres radio-isotopes de la médecine nucléaire ( $^{111}\text{In}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ , ...)
- Implanter des images tomographiques (TEP, CT,...) pour simuler des sources incorporées à l'intérieur d'un patient pendant la simulation pour tenir compte de l'atténuation des rayonnements avec le patient.

# PERSPECTIVES

- Étendre les calculs de dose à des distributions de 2 et 3D dimensions pour une meilleure maîtrise des distributions spatiales.
- Implanter les macros de simulation GATE dans des clusters de calcul, pour permettre d'obtenir des faisceaux avec des plus grand nombre de particules et avec des temps de simulation réaliste.

ÀM

09/07/2018

Merci de votre attention