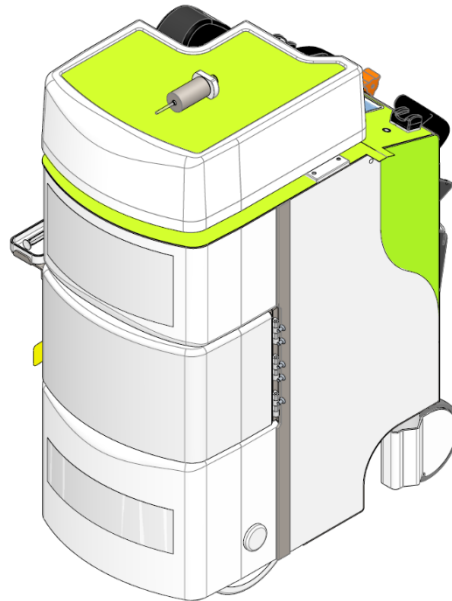


# La radioprotection des techniciens lors d'examens cardiaques au N13-ammoniaque dans un service de Médecine nucléaire à l'aide du Posijet®

## Travail de Bachelor



Tirée de : LemerPax, 2021

**Marion Lucas N° 15337108**  
**Paquin Gabriel N° 15311889**  
**Tanari Anatole N° 18544619**

Directeur du Travail de Bachelor :

- Brault Denis – Responsable module Médecine nucléaire filière TRM HEdS-Genève

Membres du jury :

- Brault Denis – Responsable module Médecine nucléaire filière TRM HEdS-Genève
- Bois Frédéric, PhD – Responsable développement des radiopharmaceutiques HUG

**Genève, septembre 2021**

# **AVERTISSEMENT**

La rédaction et les conclusions de ce travail n'engagent que la responsabilité de ses auteur-e-s et en aucun cas celle de la Haute Ecole de Santé Genève, du Jury ou du Directeur ou Directrice de Travail de Bachelor.

Nous attestons avoir réalisé seuls le présent travail, sans avoir utilisé d'autres sources que celles indiquées dans la liste des références bibliographiques.

02.09.2021

Marion Lucas, Paquin Gabriel, Tanari Anatole.

# AVANT-PROPOS

Nous tenons à remercier Monsieur Denis Brault, notre directeur de travail de Bachelor et responsable du module de Médecine Nucléaire ainsi que Monsieur Frédéric Bois, PhD Responsable développement des radiopharmaceutiques aux HUG pour leur précieuse collaboration, leur soutien et leur disponibilité tout au long de ce projet.

Monsieur Jérôme Pirello, Chef TRM aux Hôpitaux Universitaire de Genève (HUG) et Madame Sophie Namy, Responsable laboratoire de radiopharmacie, pour leur accueil, la mise à disposition des images et des appareils de mesures ainsi que des quatre bagues dosimétriques.

Nous souhaitons remercier également l'intégralité des équipes de TRM et de laborantins des HUG pour leur accueil, leur gentillesse et pour leur participation active à l'étude avec le port du dosimètre.

1	Introduction.....	10
1.1	Abstract.....	12
1.2	Mots clés.....	13
1.3	Abréviations.....	14
2	Cadre théorique.....	15
2.1	La radioactivité.....	15
2.1.1	Origine de la radioactivité.....	15
2.1.2	Définition de l'activité d'une source radioactive.....	15
2.1.3	Notion de demi-vie.....	16
2.1.4	Décroissance de la radioactivité.....	17
2.2	Les types de rayonnements.....	17
2.2.1	La courbe de stabilité.....	18
2.2.2	La désintégration « $\beta +$ ».....	20
2.2.3	L'annihilation du « $\beta +$ ».....	20
2.3	Interaction des rayonnements dans la matière.....	22
2.3.1	Le rayonnement de freinage.....	22
2.3.2	Rayonnement de collision.....	23
2.3.3	L'effet photoélectrique.....	24
2.3.4	L'effet Compton.....	24
2.4	L'exposition à la radioactivité.....	27
2.4.1	Le rayonnement cosmique.....	27
2.4.2	Le rayonnement terrestre.....	27
2.4.3	Les radioisotopes artificiels.....	28
2.4.4	La radioactivité pour une utilisation médicale.....	28
2.5	Radiobiologie.....	28
2.5.1	Effets déterministes.....	29
2.5.2	Effets stochastiques.....	31
2.6	Dosimétrie.....	32
2.6.1	La dose absorbée « D ».....	32
2.6.2	Grandeurs de protection.....	32
2.6.2.1	La dose équivalente « H ».....	32
2.6.2.2	La dose efficace « E ».....	33
2.6.2.3	L'équivalent de dose individuel en profondeur « Hp(10) ».....	33
2.6.2.4	L'équivalent de dose individuel en surface « Hp(0,07) ».....	34
2.6.3	Grandeurs opérationnelles.....	34
2.6.3.1	L'équivalent de dose ambiant H*(10).....	34
2.6.3.2	L'équivalent de dose directionnel H*(0,07).....	34

2.7	Législation de la radioprotection .....	35
2.8	Lois de Radioprotection .....	36
2.8.1	Relation de Bethe (TEL) .....	36
2.8.2	Loi de l'inverse du carré de la distance.....	37
2.8.3	Facteur T et facteur F .....	37
2.8.4	Les principes de la radioprotection .....	38
2.9	Blindage d'une source $\beta^+$ .....	39
2.10	Limites de dose .....	39
2.10.1	Limite maximale légale .....	39
2.10.2	Dépassement de la limite de dose.....	42
2.11	Radioprotection opérationnelle .....	43
2.11.1	Dosimètres.....	43
2.11.2	Contamination.....	45
2.11.3	Secteurs surveillés et contrôlés .....	47
2.11.4	Équipements de protection nécessaires pour un examen PET-CT .....	48
2.11.5	Méthode Monte Carlo .....	49
2.12	Automates de préparation et d'injection de dose.....	52
2.12.1	Rôle théorique de l'injecteur automatique.....	52
2.12.1.1	Efficacité relative des injecteurs automatiques.....	52
2.12.1.2	Le système d'injection automatique Posijet.....	54
2.12.1.3	Composition et fonctionnalité de Posijet.....	55
2.12.2	Posijet dédié au $^{13}\text{NH}_3$ aux HUG .....	56
2.13	L'examen du myocarde au PET-CT .....	57
2.13.1	Quelques rappels anatomiques et physiologiques du cœur .....	57
2.13.2	Maladies de perfusions cardiaques .....	61
2.13.3	L'étude du myocarde au PET/CT.....	63
2.13.4	Les radiopharmaceutiques.....	64
2.13.4.1	$^{13}\text{NH}_3$ .....	65
2.14	Déroulement de l'examen de perfusion cardiaque au $^{13}\text{NH}_3$ .....	66
2.14.1	Indications pour un PET-CT $^{13}\text{NH}_3$ .....	66
2.14.2	Préparation et injection .....	66
2.15	Interprétation des images.....	72
2.15.1	Images normales .....	72
2.15.2	Images pathologiques.....	73
3	L'optimisation de la radioprotection pour des TRM de médecine Nucléaire lors de la réalisation d'examen cardiaque au N13-ammoniaque avec l'aide du système Posijet® .....	74
3.1	Problématique .....	74

4	Méthode et matériel.....	75
4.1	Contexte.....	75
4.2	Analyse de l'organisation aux HUG pour une procédure NH3.....	75
4.3	Analyse des relevés dosimétriques qui ont dépassé la dose (2019) .....	76
4.4	Matériel utilisé .....	76
4.5	Conditions des mesures.....	77
5	Résultats et discussions.....	80
5.1	La base de données.....	80
5.2	La normalisation des mesures .....	81
5.3	Le débit de dose des seringues de stress et de repos.....	82
5.4	Les valeurs des bagues dosimétriques.....	84
5.5	Les valeurs concernant le TRM en charge du Posijet.....	84
5.6	Les valeurs concernant le TRM en charge des injections.....	86
5.7	Tableau récapitulatif des valeurs concernant le .....	88
	TRM et analyse.....	88
6	Conclusion.....	89
7	Difficultés rencontrées.....	90
8	Perspectives.....	91
9	Bibliographie.....	92
10	Annexes.....	105

Figure 1 : Courbe de stabilité des éléments .....	18
Figure 2 : Schéma de désintégration.....	19
Figure 3 : Schéma de l'émission d'une désintégration $\beta^+$ .....	20
Figure 4 : Schéma de la désintégration du $^{18}\text{F}$ -FDG.....	21
Figure 5 : Schéma du rayonnement de collision .....	23
Figure 6 : Schéma de l'effet photoélectrique .....	24
Figure 7 : Schéma sur l'effet Compton .....	25
Figure 8 : Schéma de prédominance de l'effet Compton en fonction de l'énergie des photons et du numéro atomique de l'absorbant .....	26
Figure 9 : Schéma de l'action des effets directs et indirects .....	29
Figure 10 : Schéma de cassures simple brin et double brin de l'ADN .....	30
Figure 11 : Tableau récapitulatif d'une radioexposition .....	31
Figure 12: Tableau des tâches techniques de l'expert en radioprotection .....	36
Figure 13 : Représentation graphique de la loi de l'inverse du carré de la distance .	37
Figure 14 : Formule des facteurs T et F avec $\mu$ coefficient massique total d'atténuation en $\text{cm}^{-1}$ et x épaisseur de l'écran en cm .....	38
Figure 15 : Blindages utilisés selon le type de rayonnement .....	39
Figure 16 : Limites annuelles de dose en Suisse en mSv.....	40
Figure 17 : Photographie de dosimètres passifs corps-entier .....	43
Figure 18 : Types de secteur de travail en fonction de l'activité manipulée .....	47
Figure 19 : Produits commercialisés par LemerPax.....	49
Figure 20 : Cartographie 3D des débits de dose équivalente ambiante autour des locaux d'injection lors d'une forte affluence de patients. Simulation effectuée avec le logiciel RayXpert 1.4.3.1. Temps de calcul de 30 heures. ....	50
Figure 21 : Model Dose Mapping d'ORAMED obtenu lors d'injection de Tc-99m avec et sans porte-seringue blindé. ....	52
Figure 22 : : Box Plot montrant la gamme des doses enregistrées au bout de l'index pour chaque partition de seringue selon chaque technique. Une différence significative ( $p < 0,01$ ) peut être observée entre les techniques de partitionnement manuelles et automatisées.....	54
Figure 23 : Schéma des différentes parties composant le Posijet.....	55
Figure 24 : Posijet ouvert dédié aux N13 ammoniac aux HUG.....	57
Figure 25 : Schéma anatomique du cœur. ....	58

Figure 26 : Schéma représentant la petite circulation en bleue et la grande circulation en rouge .....	59
Figure 27 : Schéma anatomiques des coronaires .....	60
Figure 28 : Schéma d'une rupture de plaque d'athérome .....	62
Figure 29 : Transport du flacon de la solution mère de N13-Ammonia .....	68
Figure 30 : Photo de la partie du Posijet où l'on place le pot blindé contenant le flacon de solution.....	68
Figure 31 : Écran de contrôle de l'injecteur Posijet. ....	69
Figure 32 : Seringue contenant la dose de $^{13}\text{NH}_3$ prête à être injecté au patient avec son protège-seringue.....	70
Figure 33 : TRM prêt pour l'injection du MRP $^{13}\text{NH}_3$ dans le service de Médecine Nucléaire des HUG.....	70
Figure 34 : Schéma du déroulement d'un examen PET-CT N13-Ammonia aux HUG .....	71
Figure 35 : Interprétation d'un examen cardiaque normal .....	72
Figure 36 : Interprétation d'un examen cardiaque pathologique .....	73
Figure 37 : Bague dosimétrique utilisée par les TRM.....	76
Figure 38 : Dosimètre de modèle 6150 AD 6 .....	77
Figure 39 : Schéma du déroulement d'un examen avec les porteurs des bagues....	78
Figure 40 : Mesure d'une seringue à l'aide du dosimètre.....	79
Figure 41 : Comparaison de dose entre le système IRIDE et d'autres automates....	91



Formule 1 : Activité au temps t en fonction du nombre d'atome au temps t.....	15
Formule 2 : Activité au temps t en fonction du nombre de moles.....	16
Formule 3 : Activité au temps t en fonction de l'activité initiale et de la période.....	17
Formule 4 : Activité au temps t en fonction de la décroissance radioactive .....	17
Formule 5 : Dose absorbée « D » .....	32
Formule 6 : Dose équivalente « H » .....	32
Formule 7 : Dose efficace « E » .....	33
Formule 8 : Équivalent de dose ambiant $H^*(10)$ .....	34
Formule 9 : Équivalent de dose directionnel $H^*(0,07)$ .....	34
Formule 10 : Relation de Bethe-Bloch (TEL).....	36
Formule 11 : Loi de l'inverse du carré de la distance .....	37
Formule 12 : Dose équivalente aux extrémités en fonction du facteur de correction	40

# 1 Introduction

Les maladies cardiovasculaires sont aujourd'hui la première cause de mortalité et la troisième cause d'hospitalisation en Suisse. Elles participent à une hausse croissante des coûts de la santé. En 2018, les décès pour maladies cardiovasculaires ont représenté 29% de l'ensemble des décès pour l'homme et 32% de l'ensemble des décès pour la femme (OFS, 2018). Parmi les facteurs de risque nous retrouvons l'hypertension, le tabagisme, le cholestérol, le diabète et la sédentarité. Il est possible de diagnostiquer précocement l'ischémie ou l'infarctus myocardique par différentes techniques d'imagerie telles que l'examen PET-CT de perfusion myocardique.

Lors de cet examen, le radiopharmaceutique  $^{13}\text{N}$ -Ammoniaque ( $^{13}\text{NH}_3$ ) est injecté au patient dans la circulation sanguine pour permettre de visualiser la perfusion du myocarde. Les images sont réalisées par l'intermédiaire d'une « caméra TEP ».

Cet appareil détecte les radiations émises par le radiopharmaceutique afin de produire des images du cœur. Cela permet de mettre en évidence les zones du myocarde qui présentent un défaut de perfusion. Le but est de déterminer s'il y a une ischémie ou une nécrose du tissu.

La technique est plus performante que la scintigraphie et présente une meilleure résolution spatiale avec la possibilité d'obtenir des données quantitatives sur le flux et la réserve coronarienne. Cela permet d'orienter la prise en charge vers un traitement adéquat.

Cependant, malgré ses avantages, la perfusion myocardique au  $^{13}\text{NH}_3$  reste un examen irradiant, notamment lors de la préparation et l'injection du radiopharmaceutique. Dans le service de médecine nucléaire des Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG), les techniciens en radiologie médicale (TRM) qui injectent le radiopharmaceutique aux patients ont été impactés par l'irradiation du  $^{13}\text{NH}_3$  et la demande croissante de ces examens.

En effet, les relevés dosimétriques de certains collaborateurs du service ont démontré un dépassement de la limite autorisée aux extrémités par l'Office fédéral de la santé publique (OFSP).

Pour faire suite à cette problématique, le service a dû rechercher des solutions afin d'optimiser la radioprotection du personnel. Des études ont été menées sur le terrain et l'une des principales solutions a été l'obtention d'un injecteur automatique, le Posijet, proposé par la société Lemerpax basée à Nantes.

Cet automate a été adapté pour répondre aux besoins de radioprotection des techniciens du service lors de la préparation des seringues de  $^{13}\text{NH}_3$ .

Nous allons voir dans le cadre de ce travail, si la radioprotection est suffisamment optimisée à l'aide de ce système. Pour cela, nous allons chercher à quantifier le nombre de seringues qu'un TRM peut préparer et/ou injecter en une année avec le Posijet, tout en respectant la limite de dose aux extrémités.

## 1.1 Abstract

**Objectifs** : Optimiser la radioprotection des techniciens en radiologie médicale lors d'examens cardiaques au N13-ammoniaque ( $^{13}\text{NH}_3$ ) dans le service de Médecine nucléaire des Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG) à l'aide du Posijet®.

**Méthodologie** : L'étude porte uniquement sur la préparation et l'injection de 72 seringues de  $^{13}\text{NH}_3$  durant 4 jours en avril et mai 2021, soit 36 seringues de repos et 36 seringues de stress.

- Utilisation de trois dosimètres bagues passifs. L'une des bagues était systématiquement portée par le technicien responsable de la préparation de dose. Les deux autres bagues étaient attirées à chaque PET-CT. Lors des injections les TRM devaient les porter. Cela a permis d'obtenir une dose totale reçue en mSv.
- Utilisation d'un débitmètre Geiger-Müller qui a permis la mesure du débit de dose des seringues prêtes à l'injection.
- Création et utilisation d'une base de données Excel recensant toutes les valeurs relevées.

**Résultats** : Les résultats montrent que l'utilisation du Posijet offre une radioprotection lors des examens cardiaques au  $^{13}\text{NH}_3$  ce qui permet de maintenir des débits de dose inférieurs aux limites établies.

**Conclusion** : L'utilisation du Posijet permet actuellement de gérer le volume de 1500 injections annuelles sans dépassement de la limite de dose autorisée pour les collaborateurs. C'est une nette augmentation par rapport à 2018 où des dépassements de doses avaient été observés après seulement 770 seringues.

## 1.2 Mots clés

Radioprotection

Posijet

PET-CT

Médecine nucléaire

$^{13}\text{NH}_3$

Perfusion myocardique

Dosimètre bague

Hôpitaux Universitaires de Genève

Automatisation

Dosimétrie

## 1.3 Abréviations

ADN = Acide désoxyribonucléique  
ALARA = As Low As Reasonably Achievable  
Bq = Becquerel  
CIPR = Commission Internationale de Protection Radiologique  
CNA = Caisse nationale d'assurance  
CS = Contamination surfacique  
CT = Computerized tomography  
CTA = Coronaro-CT  
DLP = Produit dose longueur  
FDG = Fluro-déoxy-glucose  
HLPC = Chromatographie liquide à haute performance  
HUG = Hôpitaux Universitaire de Genève  
IRA = Institut de Radiophysique de Lausanne  
keV = kilo électron-volt  
LA = Limite d'autorisation  
LAL = Limulus ameobosite lysate  
 $^{13}\text{NH}_3$  = Azote 13 – ammoniaque  
MeV = Méga électron-volt  
MRP = Médicament radiopharmaceutique  
NRD = Niveaux de référence diagnostique  
OFSP = Office Fédérale de la Santé Publique  
ORaP = Ordonnance sur la radioprotection  
PET = Tomographie par émission de position  
RX = Rayons X  
R $\gamma$  = Rayons  $\gamma$   
SPECT = Tomographie par émission monophotonique  
TEL = Transfert d'énergie linéique  
TRM = Technicien en radiologie médicale  
UV = Rayonnement Ultra-violet

## 2 Cadre théorique

### 2.1 La radioactivité

#### 2.1.1 Origine de la radioactivité

Depuis l'apparition de l'être humain sur Terre, il est soumis aux radiations naturelles. Cependant, c'est seulement en 1896 qu'Henri Becquerel met en évidence les rayons uraniques. C'est à partir de ce moment-là que l'Homme s'est mis à faire des recherches et à en comprendre son origine.

La matière est constituée naturellement d'un noyau, ainsi que d'électrons qui gravitent tout autour de ce dernier. Une majorité d'entre eux sont dits stables du fait de leur constitution au niveau de leur structure électronique. En revanche une autre partie de ces atomes est considérée comme instable (CNRS, 2016).

#### 2.1.2 Définition de l'activité d'une source radioactive

Lorsqu'un élément radioactif se désintègre il émet un rayonnement. Il se transforme soit en un noyau stable qui ne sera plus radioactif, soit en un autre élément instable qui poursuivra sa désintégration. Ces éléments en constante désintégration possèdent une activité qui représente le nombre de désintégration par seconde et s'exprime en Becquerel [Bq]. L'activité de la source sera proportionnelle à la quantité de noyaux radioactifs composant celle-ci ainsi que de la constante de désintégration «  $\lambda$  ». Ainsi on peut définir deux formules permettant de calculer l'activité d'un échantillon au temps  $t$  :

$$A_{(t)} = \lambda \times N_{(t)}$$

*Formule 1 : Activité au temps  $t$  en fonction du nombre d'atome au temps  $t$*

Ou  $A_{(t)}$  représente l'activité au temps  $t$  exprimée en Bq,  $\lambda$  la constante de désintégration en  $s^{-1}$  et  $N_{(t)}$  le nombre d'atomes au temps  $t$ .

La seconde formule représentant l'activité en fonction du temps est définie par :

$$A_{(t)} = \lambda \times \frac{m}{M} \times N_{av}$$

*Formule 2 : Activité au temps t en fonction du nombre de moles*

Ou m représente la masse de l'échantillon, M la masse molaire de l'atome et  $N_{av}$  le nombre d'Avogadro.

L'activité d'une source se calcule au temps (t), c'est-à-dire que la décroissance est définie par une durée. Un élément radioactif se désintègre en un certain temps, appelé la demi-vie.

### 2.1.3 Notion de demi-vie

La demi-vie d'un élément ou la période radioactive est le temps «  $T_{1/2}$  » au bout duquel 50% des noyaux contenus dans l'échantillon se seront désintégrés.

Par analogie on peut définir que l'activité de :

- 1  $T_{1/2} = \frac{A_0}{2}$  on estime que 50% de l'activité initiale a disparu
- 2  $T_{1/2} = \frac{A_0}{4}$  on estime que 75% de l'activité initiale a disparu
- 3  $T_{1/2} = \frac{A_0}{8}$  on estime que 87,5% de l'activité initiale a disparu

Où  $A_0$  définit l'activité initiale de l'échantillon

On remarque donc que la décroissance radioactive suit une courbe exponentielle. De ce fait lorsque l'on veut calculer l'activité d'un échantillon au temps «  $T_{1/2}$  » on a :

$$\frac{A_0}{2} = A_0 \times e^{-\lambda T_{1/2}}$$

Ceci nous donne :

$$\ln 2 = \lambda T_{1/2} \text{ donc notre constante de désintégration est } \lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}}$$



### 2.1.4 Décroissance de la radioactivité

L'émission de particules ou de rayonnements par les noyaux radioactifs est appelée la décroissance radioactive. (CNRS, 2015).

Lorsque la demi-vie de l'élément radioactif est atteinte, l'activité de celui-ci est divisée par deux. La décroissance radioactive suit une courbe exponentielle.

De ce fait, pour calculer l'activité d'un échantillon après que « n » périodes ou demi-vie se soient écoulées on a :

$$A(t) = \frac{A_0}{2^n}$$

*Formule 3 : Activité au temps t en fonction de l'activité initiale et de la période*

Ceci nous permet de calculer l'activité lorsque le nombre de périodes est connu.

Or dans certains cas nous devons calculer une activité à un temps « t ».

On a :

$$A(t) = A_0 \times e^{-\left(\frac{\ln 2}{T_{1/2}}\right)xt}$$

et

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}}$$

Donc l'activité à un temps « t » est définie par :

$$A(t) = A_0 \times e^{-\lambda t}$$

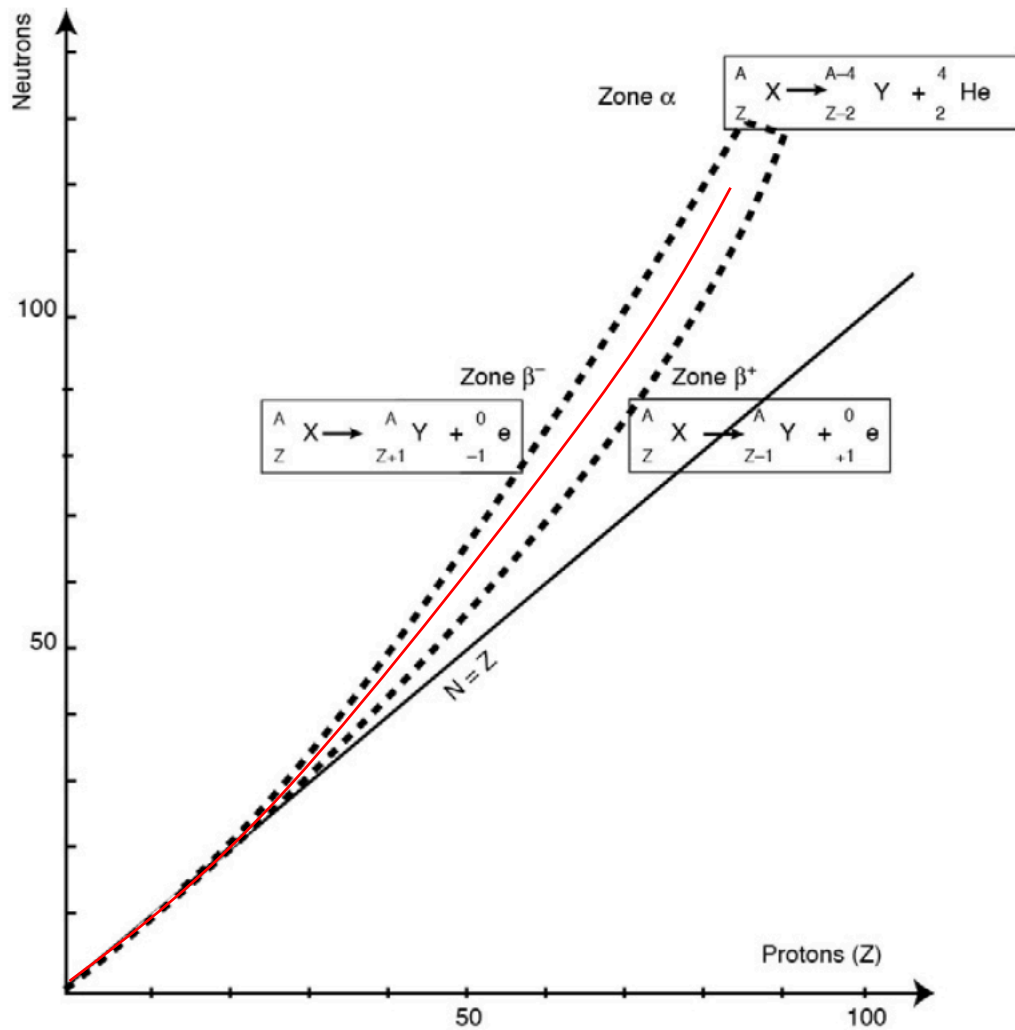
*Formule 4 : Activité au temps t en fonction de la décroissance radioactive*

## 2.2 Les types de rayonnements

Lorsque des transformations nucléaires se produisent dans des noyaux instables, des rayonnements de type «  $\alpha$  », «  $\beta$  » ou neutrons peuvent se produire. (Cordoliani & Foehrenbach, 2014).

### 2.2.1 La courbe de stabilité

La courbe de stabilité permet de comparer la stabilité et l'instabilité d'un atome par rapport à son nombre de protons et de neutrons. En rouge, nous pouvons voir la vallée de la stabilité qui concerne tous les isotopes stables.



Tirée de : Cordoliani & Foehrenbach, 2014

Figure 1 : Courbe de stabilité des éléments

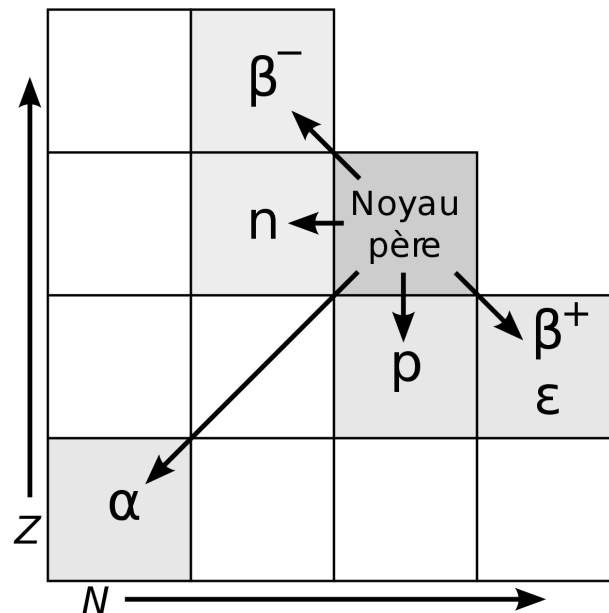
Si on suit la bissectrice en noir où le numéro atomique  $Z$  est égal au nombre de neutrons ( $N$ ) on peut définir que les atomes ayant un  $Z$  inférieur ou égal à 30 sont stables car  $Z=N$ .

D'après Cordoliani & Fohrenbach (2014), « Dans les atomes légers, le nombre de neutrons est égal au nombre de protons. » (p.15)

On remarque que le nombre de neutrons augmente plus vite que le nombre de protons. La droite représentant la relation entre Z et N s'écarte de la vallée de stabilité en rouge. On observe donc que certains isotopes deviennent instables.

- Au-delà de  $Z=80$  les noyaux sont dits « lourds » et « instables » et se trouvent dans la « zone  $\alpha$  ». Ils vont émettre deux protons et deux neutrons (correspondant à un noyau d'hélium) ainsi qu'un ou plusieurs rayonnements «  $\gamma$  ».
- Les atomes situés dans la « zone  $\beta +$  » de la courbe ont un excès de protons. Au cours de la désintégration ils vont se débarrasser d'un proton au profit d'un neutron par émission d'une particule «  $\beta +$  » ou par phénomène de capture électronique.
- Les atomes situés dans la « zone  $\beta -$  » de la courbe de stabilité ont un excès de neutrons. Au cours de la désintégration ils vont se débarrasser d'un neutron au profit d'un proton par émission d'une particule «  $\beta -$  ».

De ce fait nous pouvons résumer les différentes désintégrations par le schéma suivant :



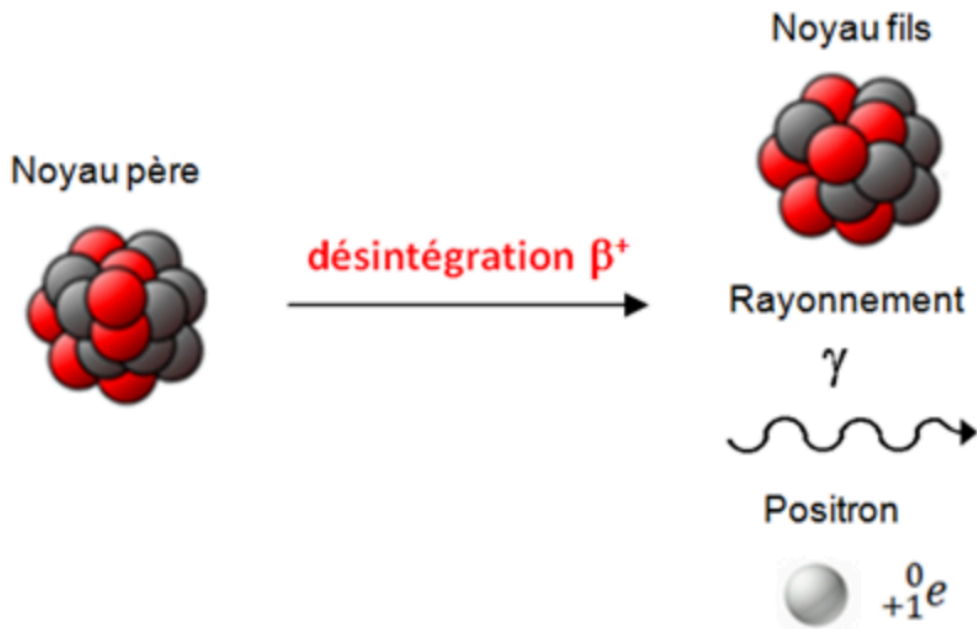
Tirée de : [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Radioaktive\\_Zerfallsarten\\_in\\_der\\_Nuklidkarte.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Radioaktive_Zerfallsarten_in_der_Nuklidkarte.svg)

Figure 2 : Schéma de désintégration

### 2.2.2 La désintégration « $\beta +$ »

Au cours de ce travail nous allons nous pencher sur le PET-CT, c'est pourquoi nous privilégions la désintégration «  $\beta +$  ». En effet le principe d'imagerie PET-CT repose sur la tomographie par émission de positons, qui est la caractéristique principale de cette désintégration.

Lorsqu'une désintégration «  $\beta +$  » se produit, un électron positif appelé positon ( $e^+$ ) est émis par le noyau. Le noyau étant électriquement neutre, ceci s'explique par la transformation d'un proton en un neutron. Le noyau fils sera différent du noyau père (Z-1).



Tirée de : <https://www.afterclasse.fr/fiche/394/la-radioactivite-et-les-reactions-nucleaires/schema>

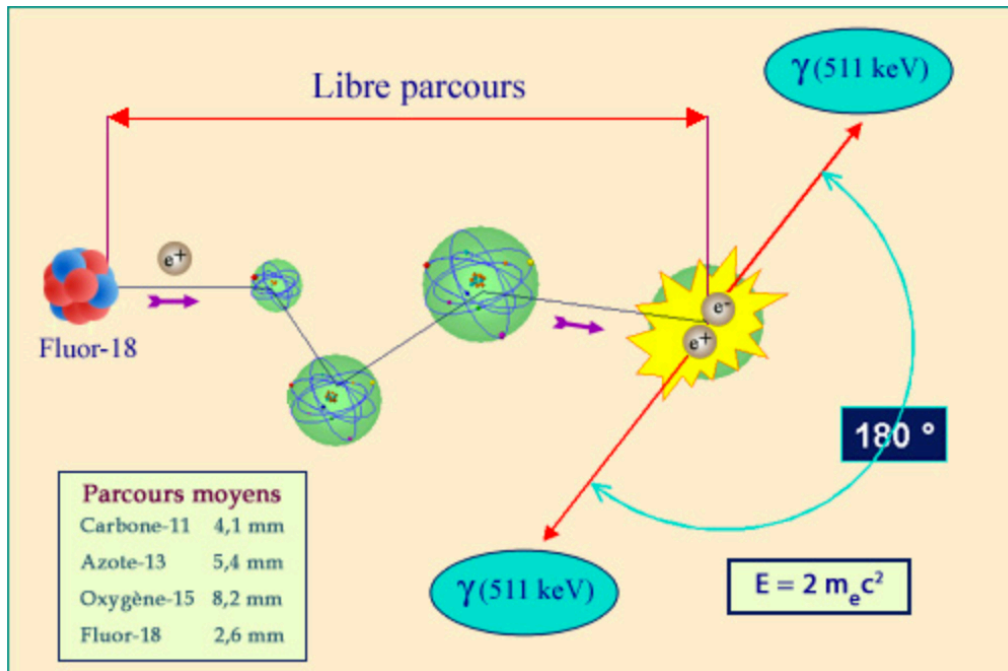
Figure 3 : Schéma de l'émission d'une désintégration  $\beta^+$

### 2.2.3 L'annihilation du « $\beta +$ »

Lorsqu'un positon est émis dans la matière, il va être freiné par ionisation des électrons du milieu. Sa trajectoire n'est pas linéaire à cause des interactions entre électrons ou d'un choc avec un noyau.

Lorsque le positon est suffisamment ralenti, il s'annihile avec un électron. Les deux éléments étant des antiparticules, ils seront attirés par leurs charges opposées et

totallement détruits lors de la réaction d'annihilation. Ceci aboutit à une émission de deux rayons  $\gamma$  de 0.511MeV chacun orientés à 180° l'un de l'autre (correspondant à l'énergie de masse d'un électron) comme nous pouvons le voir sur la figure ci-dessous.



Tirée de : [https://www.laradioactivite.com/site/pages/Parcours\\_beta.htm](https://www.laradioactivite.com/site/pages/Parcours_beta.htm)

Figure 4 : Schéma de la désintégration du 18F-FDG

Ce principe d'annihilation est utilisé en médecine nucléaire pour l'examen de PET-CT afin d'obtenir des images métaboliques ou des images de perfusion. Les isotopes tels que le  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{11}\text{C}$  se substituent facilement aux éléments stables présents dans les molécules biologiques sans modifier le comportement métabolique. La courte demi-vie de ces isotopes permet d'obtenir des images de bonne qualité sans pour autant exposer le patient à une irradiation trop importante (Ratib & Lerch, s. d.). C'est pour cela qu'ils sont utilisés pour l'imagerie. Le positon émis va parcourir une courte distance dans la matière en fonction du radioisotope et donc de l'énergie cinétique qu'il va libérer. Par exemple un positon de  $^{13}\text{N}$  va parcourir environ 5,4mm dans les tissus avant de perdre toute son énergie cinétique.

## 2.3 Interaction des rayonnements dans la matière

D'après Cordoliani & Foehrenbach (2014), « Les particules  $\beta$  subissent deux types d'interaction avec les atomes : soit des collisions avec les électrons du nuage, soit un freinage à proximité du noyau. » (p.25).

### 2.3.1 Le rayonnement de freinage

Le rayonnement de freinage aussi connu sous le nom allemand de « Bremsstrahlung » résulte de l'interaction entre des molécules porteuses d'une charge électrique se déplaçant quasiment à la même vitesse que celle de la lumière. Les électrons et les positons ont de très faibles masses. De ce fait, leur vitesse peut approcher celle de la lumière et dans ce cas être confrontée à ce phénomène. (Radioactivité : Bremsstrahlung, 2016).

Lorsque l'électron ou le positon incident est soumis à la charge d'un noyau dans la matière, son énergie cinétique diminue et sa trajectoire est déviée. Cette énergie cinétique perdue est compensée par l'émission d'un photon de freinage.

Son énergie dépend de l'énergie de l'électron ou positon incident et de la distance d'interaction avec le noyau.

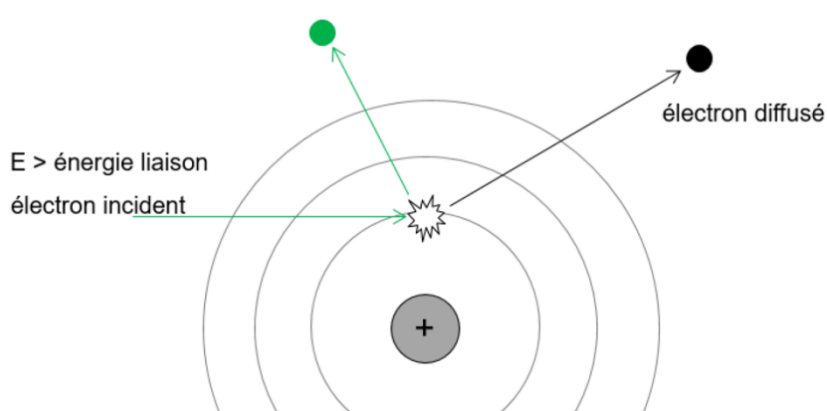
Une longue distance d'interaction entrainera une faible énergie du photon de freinage (domaine de l'infrarouge, du visible ou de l'UV) tandis qu'une faible distance d'interaction permettra au photon d'obtenir une forte énergie (domaine du rayon X ou gamma).

Bien que les rayonnements  $\beta$  soient amenés à traverser la matière ou à passer à proximité de noyaux atomiques, le rayonnement de freinage intervient relativement peu. Effectivement, les électrons ou positons issus de la désintégration radioactive sont pour la plupart d'énergie inférieure au MeV. Or, pour que la perte d'énergie liée au Bremsstrahlung l'emporte sur l'ionisation (rayonnement de collision), des énergies de plusieurs MeV sont nécessaires (*Radioactivité : Bremsstrahlung*, 2016).

### 2.3.2 Rayonnement de collision

Le rayonnement de collision ou l'ionisation a lieu lorsqu'un électron ou positon incident vient interagir avec un électron atomique dans la matière. Si l'énergie de l'électron ou positon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron cible, alors celui-ci sera expulsé en dehors de l'atome. Cet électron éjecté laisse l'atome à l'état d'ion positif, on parle alors d'atome ionisé.

C'est la réorganisation de sa structure électronique qui va entraîner la libération d'un photon d'énergie caractéristique de l'atome. La figure 5 nous montre le mécanisme.



Tirée de : Vermot-Gaud, T., [Support de cours], 2019

*Figure 5 : Schéma du rayonnement de collision*

Contrairement aux électrons ou aux positons, les photons ne sont pas chargés électriquement. Ce qui signifie qu'il est possible pour un photon de traverser de la matière de manière « infinie » sans subir d'interactions. Leur portée peut être considérable en fonction de leur énergie ainsi que de la matière traversée.

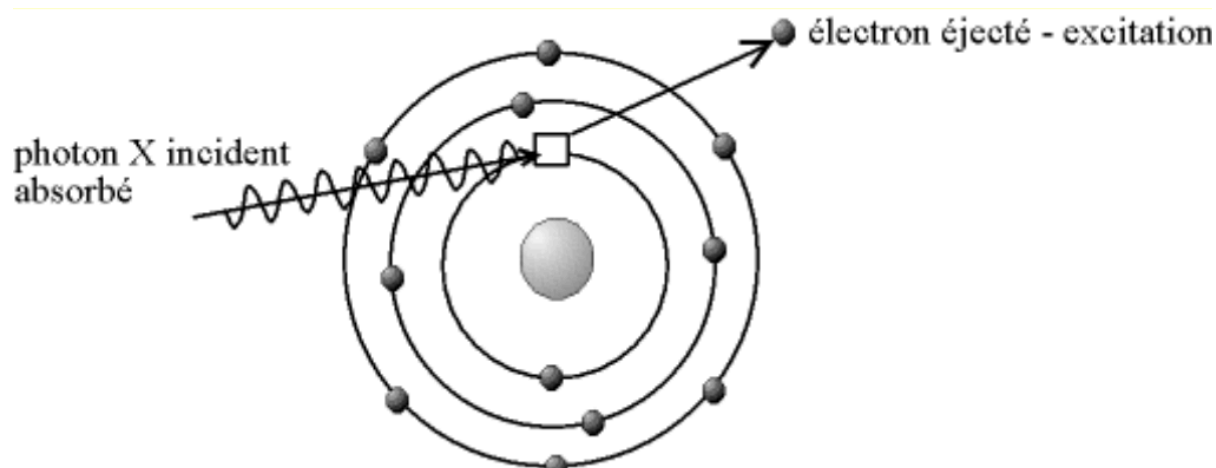
Les photons sont qualifiés de rayonnements "indirectement ionisants" puisqu'ils vont produire des électrons de recul qui eux seront ionisants. (*Rayonnements ionisants. Généralités - Risques - INRS, 2019*)

### 2.3.3 L'effet photoélectrique

Ce phénomène se produit la plupart du temps à basse énergie. En effet, lorsqu'un photon incident possédant une faible énergie entre en collision avec un électron atomique celui-ci pourra ioniser l'atome. Pour que cet effet soit possible, il est primordial que l'énergie incidente soit plus élevée ou égale à l'énergie de liaison de l'électron cible.

De ce fait lorsque le photon a cédé la totalité de son énergie à un électron d'une couche profonde, il disparaît. L'électron éjecté est remplacé par une cascade électronique des électrons situés sur les couches périphériques. L'énergie est alors libérée sous forme de rayonnement de fluorescence.

Le photon incident sera donc complètement absorbé.



Tirée de : <http://deuns.chez.com/sciences/fluo/fluo2.html>

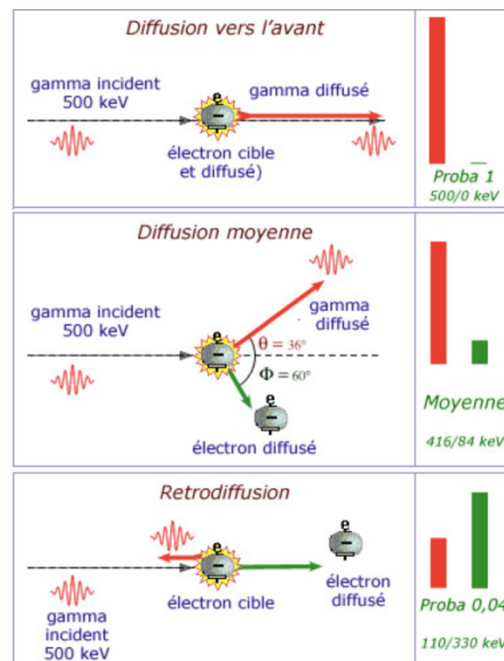
Figure 6 : Schéma de l'effet photoélectrique

### 2.3.4 L'effet Compton

Un photon incident rentre en collision avec un électron atomique, une partie de son énergie sera transférée à l'électron et ionisera l'atome. L'énergie restante du photon sera émise dans une autre direction sous forme de photon diffusé.



Ce dernier à la particularité de pouvoir être émis dans n'importe quelle direction par rapport à son point de collision.



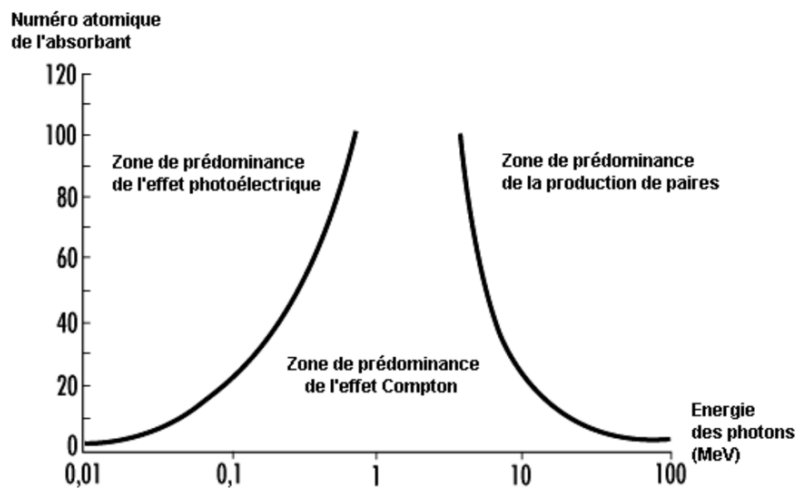
Tirée de : [https://www.laradioactivite.com/site/pages/Effet\\_Compton.htm](https://www.laradioactivite.com/site/pages/Effet_Compton.htm)

Figure 7 : Schéma sur l'effet Compton

La direction dans laquelle le photon diffusé sera émis aura une incidence directe sur l'énergie de celui-ci. Sur la figure 7, les calculs ont été effectués pour un photon incident de 500 keV, proche de l'énergie utilisée au PET-CT en médecine nucléaire. Lorsque le photon diffusé est émis vers l'avant, il ne perd pas d'énergie. C'est le cas le plus probable. Il peut arriver cependant que le photon diffusé soit émis dans une autre direction. Dans ce cas, son énergie dépend du cosinus de l'angle de déviation. Enfin, l'énergie du photon diffusé est la plus faible lorsque que celui-ci rebondit vers l'arrière propulsant l'électron diffusé vers l'avant.

Effectivement, selon Cordoliani & Foehrenbach (2014) : « Le rapport de l'énergie ainsi absorbée à l'énergie emportée par le photon diffusé est d'autant plus important que l'énergie de photon incident est plus grande ».

De ce fait, l'effet Compton devient prépondérant sur l'effet photoélectrique lorsque l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron sur sa couche externe.



Tirée de : [https://www.researchgate.net/figure/Dominance-relative-des-trois-differents-modes-dinteractions-photon-matiere-33\\_fig6\\_330245450](https://www.researchgate.net/figure/Dominance-relative-des-trois-differents-modes-dinteractions-photon-matiere-33_fig6_330245450)

Figure 8 : Schéma de prédominance de l'effet Compton en fonction de l'énergie des photons et du numéro atomique de l'absorbant

En observant la figure 8, nous nous rendons compte que plus le numéro atomique de l'atome est faible plus l'effet Compton dominera avec une faible énergie incidente. Le corps humain étant majoritairement composé d'atomes avec un faible numéro atomique  $Z$ , l'effet Compton dominera rapidement sur l'effet photoélectrique.

Pour l'imagerie de PET-CT l'énergie utilisée est de 0.511 MeV, c'est donc l'effet Compton qui sera majoritairement prédominant.

Cet effet est nuisible en imagerie médicale car il est responsable de plusieurs ionisations inutiles dans le patient qui engendrent une irradiation supplémentaire non négligeable. De plus, il contribue à l'émission d'un photon diffusé qui sera à son tour responsable de la détérioration de la qualité de l'image finale.

De ce fait, le patient est le principal émetteur de rayonnement diffusé et ceci a pour conséquence d'augmenter le niveau d'irradiation en salle d'examen.

Ce phénomène est responsable de l'augmentation de la dose professionnelle lorsque le TRM est en contact rapproché avec le patient. Cela peut par la suite être à l'origine de cancers radio-induits.

## 2.4 L'exposition à la radioactivité

### 2.4.1 Le rayonnement cosmique

L'être humain est constamment soumis au rayonnement cosmique, plus on se trouve en altitude, plus la dose reçue est élevée car l'atténuation est diminuée. D'après l'OFSP on estime que le rayonnement est environ cent fois plus élevé à 10 000 mètres d'altitudes qu'à 500 mètres.

« La dose associée au rayonnement cosmique s'élève en moyenne à 0,4 mSv par an. » (OFSP, 2018)

### 2.4.2 Le rayonnement terrestre

En plus des éléments cosmiques, nous retrouvons de la radioactivité naturelle sur Terre. Celle-ci provient de la désintégration des étoiles qui a eu lieu il y a plusieurs milliards d'années. Ces radioéléments que sont l'uranium 238, l'uranium 235, le thorium 232 et le potassium 40 ont des demi-vies qui se mesurent en milliards d'années.

Les principaux radionucléides que nous pouvons retrouver sur Terre sont issus de filiations radioactives de ces derniers.

De ces désintégrations, nous retrouvons les radioéléments suivants : le radium, le polonium ainsi que le radon.

Le radon constitue la partie la plus importante de l'irradiation naturelle en Suisse. Celle-ci se fait par inhalation du gaz contenue dans l'air. La dose annuelle naturelle reçue provenant du radon a été revue à la hausse et atteint maintenant 3.2mSv par an. (OFSP, 2018).

Les doses perçues par les rayonnements cosmiques ainsi que par les radionucléides présents dans les sols sont faibles. En Suisse, on estime que le rayonnement terrestre produit une dose de 0,35 mSv par an. (OFSP, 2018).

### 2.4.3 Les radioisotopes artificiels

En plus de la radioactivité naturelle, l'Homme a développé des radioisotopes artificiels principalement utilisés dans l'imagerie médicale en médecine nucléaire. Dans certains cas, ils peuvent également être utilisés à des fins thérapeutiques.

Des réacteurs de recherche sont nécessaires pour la création de ces radioisotopes. Leur production consiste à capturer des neutrons dans un matériau cible en activant ou en produisant des radioisotopes issus de la fission du matériau cible par bombardement de neutrons thermiques (Agence internationale de l'énergie atomique, 2018).

### 2.4.4 La radioactivité pour une utilisation médicale

Dans le cadre de notre travail, on s'intéressera à un radiopharmaceutique majeur utilisé dans l'imagerie cardiaque au PET-CT ; le  $^{13}\text{NH}_3$ . On évoquera également brièvement l'utilisation du  $^{18}\text{F}$ -FDG, un autre radiopharmaceutique utilisé pour l'examen de viabilité cardiaque au PET-CT.

Ils sont de plus en plus utilisés dans l'imagerie médicale actuelle et sont responsables d'une partie non négligeable de l'irradiation annuelle reçue par la population suisse.

« En Suisse, un tiers de la dose annuelle de rayonnement moyenne reçue par la population provient des applications radiologiques médicales. » (OFSP, 2020).

## **2.5 Radiobiologie**

« La radiobiologie concerne l'étude des effets biologiques d'une exposition à des rayonnements ionisants sur les êtres vivants » (Al-Issa et al., 2017)

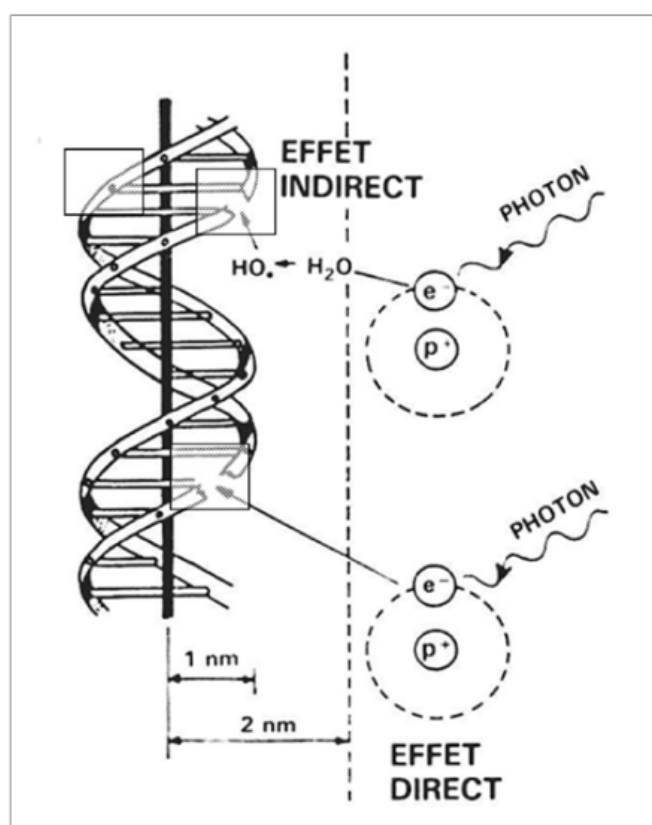
Les lésions cellulaires à court terme forment les effets déterministes. En revanche, lorsqu'on s'intéresse au risque accru à long terme de mutations cellulaires provoquant des cancers radio-induits on parle d'effets stochastiques.

### 2.5.1 Effets déterministes

Les radiations issues des isotopes radioactifs ont pour propriété d'interagir avec le milieu vivant afin de créer des réactions d'excitations et d'ionisations. Les effets déterministes sont principalement la conséquence de lésions entraînant la perte de l'homéostasie cellulaire. On parle d'effets déterministes car ils apparaissent obligatoirement lorsqu'un certain seuil de dose est absorbé dans le tissu.

Ce seuil peut varier en fonction de l'individu, du tissu irradié et du laps de temps pendant lequel la dose a été absorbée.

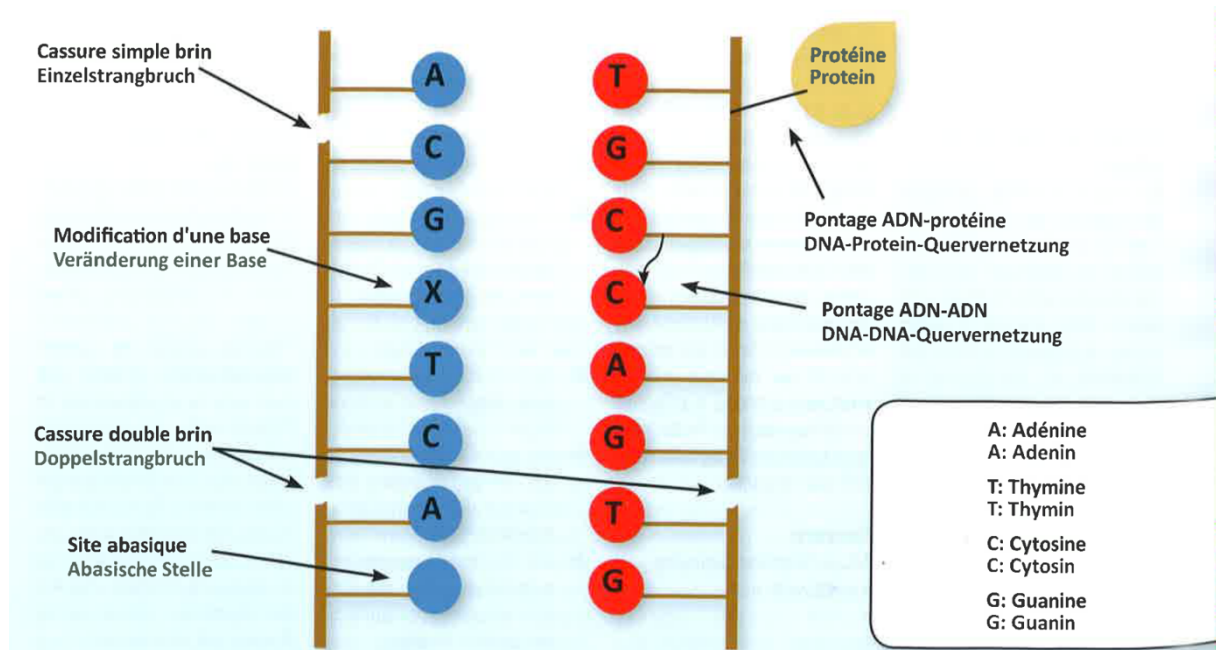
Le rayonnement peut induire un effet sur la cellule par action directe ou indirecte. Lorsque la radiation impacte directement l'ADN de la cellule provoquant une lésion de la chaîne, on parle d'effet direct. L'action indirecte signifie que la radiation va provoquer une radiolyse de l'eau intracellulaire, qui va libérer des radicaux libres ( $H^+$  et  $-OH$ ) très réactifs dans la cellule qui vont impacter l'intégrité de l'ADN.



Tirée de : Lemoine, 2016

Figure 9 : Schéma de l'action des effets directs et indirects

Pour rappel, l'ADN est constitué d'acide désoxyribonucléique agencé en double-brin de nucléotides. Lorsqu'il est atteint, un système de réparation permet de régénérer les nucléotides abîmés. L'effet direct ou indirect peut provoquer des lésions simples. Le brin est réparé en quelques secondes ou minutes de manière identique. En revanche, ces deux effets peuvent également provoquer des lésions doubles brins se réparant en quelques heures et pouvant engendrer des erreurs de réparations, viables ou non viables pour la cellule.



Tirée de : Al-Issa et al., 2017

Figure 10 : Schéma de cassures simple brin et double brin de l'ADN

Si l'ADN est correctement réparé il n'y aura pas d'effets causés par la radiation.

Lorsque la réparation est impossible, la cellule meurt et les effets déterministes apparaissent en quelques heures à quelques semaines.

La mort cellulaire immédiate est possible de deux façons :

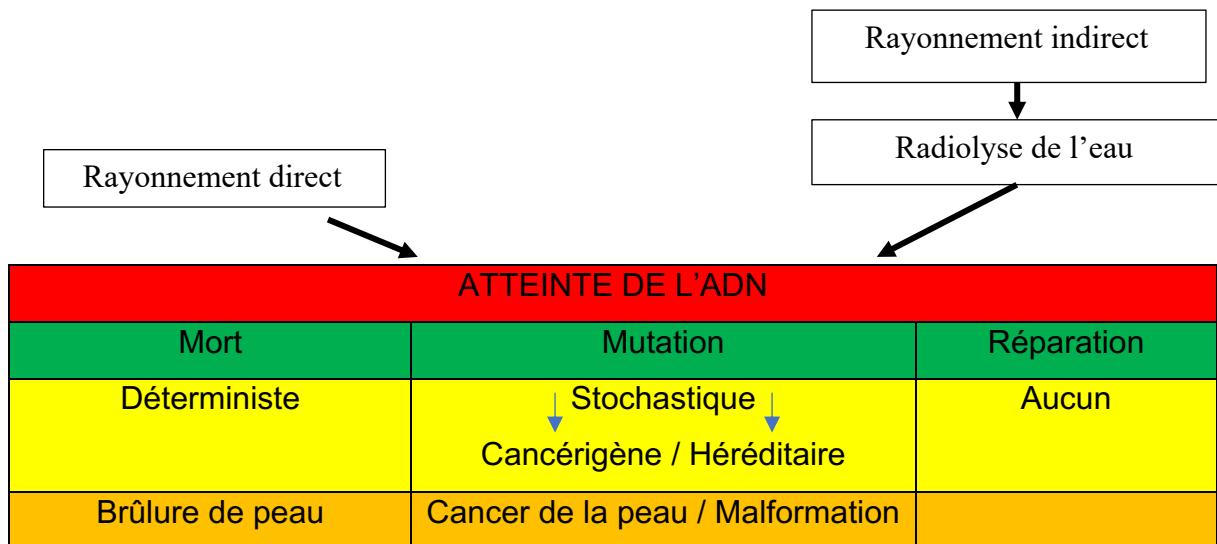
- La mort par nécrose lorsque la dose reçue est extrêmement élevée.
- La mort par apoptose, qui est un mécanisme cellulaire de destruction programmée qui intervient même à faible dose et pour une cellule isolée.

Si la séquence d'ADN n'est pas fidèlement réparée, ceci pourrait amener à une mutation génétique et ainsi, à un effet stochastique.

### 2.5.2 Effets stochastiques

« Les effets stochastiques ou aléatoires résultent d'une mutation radio-induite. Lorsqu'une mutation touche une cellule somatique elle peut engendrer un cancer. Si une mutation s'est produite dans une cellule germinale, elle peut conduire à des effets héréditaires » (Al-Issa et al., 2017)

Pour qu'un effet stochastique soit présent, il est essentiel que la mutation induite par la réparation cellulaire soit viable pour assurer la survie de la cellule. On considère que lorsque la dose délivrée augmente, le risque d'apparition croît tout en gardant la gravité constante. En général, un effet stochastique se produit tardivement, c'est-à-dire plusieurs années voire même plusieurs dizaines d'années après l'irradiation.



Légende :

Effet sur la cellule
Effet sur l'organisme
Exemples

Tirée de : Collection personnelle

Figure 11 : Tableau récapitulatif d'une radioexposition

## 2.6 Dosimétrie

### 2.6.1 La dose absorbée « D »

La dose absorbée est traduite par le rapport entre l'énergie déposée dans un endroit précis de la matière «  $E_t$  » et la masse de la matière en question «  $m$  ».

Elle est définie par l'équation suivante :

$$D = \frac{E_t}{m}$$

*Formule 5 : Dose absorbée « D »*

L'unité est le J/kg qui est définie par le Gray « Gy ».

La dose absorbée peut être utilisée pour n'importe quel rayonnement qu'il soit directement ou indirectement ionisant. (*Formation d'experts en radioprotection dans l'utilisation de matières radioactives non scellées dans un secteur de travail B/C*, 2018)

### 2.6.2 Grandeurs de protection

Ce sont des grandeurs calculées à partir d'une pondération de la dose absorbée par des facteurs multiplicatifs. Elles permettent l'évaluation du risque mais pas l'effet tissulaire en lui-même. Elles sont non mesurables.

#### 2.6.2.1 La dose équivalente « H »

La dose équivalente « H » prend en compte le type de rayonnement et la dose absorbée. En effet, suivant le type de rayonnement, les effets sur l'organisme diffèrent. Elle s'exprime en Sievert « Sv » et quantifie l'énergie déposée dans un tissu en fonction du rayonnement utilisé.

Elle s'exprime par la relation suivante :

$$H = D \times W_R$$

*Formule 6 : Dose équivalente « H »*



Où  $D$  exprime la dose absorbée en J/kg et  $W_R$  le facteur de pondération du rayonnement en fonction des particules. Ce facteur donne plus de poids aux particules lourdes et chargées qui déposent leur énergie sur de courte distance.

#### 2.6.2.2 La dose efficace « E »

La dose efficace est la somme pondérée des doses équivalentes « H » dans tous les tissus du corps humain. Elle définit l'impact de l'irradiation sur les tissus. Elle s'exprime par la relation :

$$E = \sum_T W_T \times H$$

*Formule 7 : Dose efficace « E »*

Où  $W_T$  est le facteur de pondération du tissu ou de l'organe qui exprime une fraction de son risque radiologique et  $H$  la dose équivalente reçue par l'organe ou le tissu. La dose efficace porte la même unité que la dose équivalente, elle s'exprime en Sievert « Sv ».

Les professionnels en contact avec la radioactivité sont constamment surveillés par des dosimètres permettant de s'assurer que la dose est réduite au minimum possible et qu'elle reste dans les limites autorisées.

#### 2.6.2.3 L'équivalent de dose individuel en profondeur « Hp(10) »

L'équivalent de dose individuel  $H_p(10)$  exprime la dose dans les tissus mous à 10mm de profondeur.

#### 2.6.2.4 L'équivalent de dose individuel en surface « Hp(0,07) »

L'équivalent de dose individuel Hp(0,07) exprime la dose en surface à 0,07mm dans les tissus mous.

### 2.6.3 Grandeurs opérationnelles

#### 2.6.3.1 L'équivalent de dose ambient H\*(10)

Cette grandeur nous permet de déterminer le débit de dose aux organes en fonction d'une source et de ses divers paramètres d'irradiation.

Elle est définie par la relation suivante :

$$H^*10 = \frac{A \times T \times t}{r^2} \times h_{10}$$

*Formule 8 : Équivalent de dose ambient H\*(10)*

Où A détermine l'activité de la source en GBq, T le facteur de transmission du blindage, t le temps d'exposition en heure, r la distance de la source en mètre et h<sub>10</sub> l'index de dose du radioisotope.

Cette grandeur s'exprime en mSv/h.

L'équivalent de dose ambient nous permet d'estimer la dose efficace « E » et donc d'estimer le risque stochastique. Cette dose est valable pour des rayonnements pénétrants tels que les Rx ou Ry.

#### 2.6.3.2 L'équivalent de dose directionnel H\*(0,07)

L'équivalent de dose directionnel permet d'évaluer un débit de dose à la peau en fonction d'une source et de ses divers paramètres d'irradiations.

Elle est définie par la relation suivante :

$$H^*0,07 = \frac{A \times T \times t}{(10r)^2} \times h_{0,07}$$

*Formule 9 : Équivalent de dose directionnel H\*(0,07)*

Où A détermine l'activité de la source en GBq, T le facteur de transmission du blindage, t le temps d'exposition en heure, r la distance de la source en mètre et  $h_{0,07}$  l'index de dose du radio-isotope.

Cette grandeur s'exprime en mSv/h

L'équivalent de dose directionnel permet d'évaluer le dose équivalente « H » et donc d'estimer l'irradiation de la peau. Elle est valable pour des rayonnements peu pénétrants comme les rayonnements alpha.

## 2.7 Législation de la radioprotection

La radioprotection est un sujet prédominant dans un département de médecine nucléaire. Il est donc essentiel pour le TRM ainsi que pour le laborantin de maîtriser les règles de radioprotection dans l'exécution de leur travail quotidien.

D'après l'ORAP (2019), ces experts en radioprotection possèdent « les connaissances, la formation et l'expérience requises [...] afin d'assurer une protection efficace des personnes et de l'environnement ; les experts en radioprotection sont chargés de la mise en œuvre des prescriptions légales et de l'élaboration de directives opérationnelles de radioprotection ainsi que de leur contrôle au sein de l'entreprise » (p. 4)

La figure 12 issue de la directive de l'OFSP « Tâches de l'expert en radioprotection » nous présente la distinction entre ces deux domaines :

**A** Installations génératrices de rayonnements ionisants

**B** Utilisation de matières radioactives scellées et/ou non scellées

## Tâches techniques

	A	B
Établissement de secteurs contrôlés ou de secteurs surveillés pour la limitation et le contrôle de l'exposition aux rayonnements (art. 78 à 82 et 85 ORaP [3])	✓	✓
Contrôle de la planification et exécution des mesures de radioprotection liée à la construction ( <i>blindages</i> )	✓	✓
Contrôle périodique du débit de dose ambiante à l'intérieur et à l'extérieur du secteur contrôlé conformément à l'annexe 2 OUMR [7]; directive OFSP sur les valeurs directrices pour les débits de dose ambiante [8]		✓
Contrôle annuel du fonctionnement du matériel dans les secteurs de travail et les zones		✓
Coordination de la maintenance, du contrôle d'état et du contrôle de stabilité prescrits par la loi pour l'ensemble de l'installation, surveillance des mesures d'assurance de la qualité (directives OFSP)	✓	✓
Contrôles réguliers de la contamination dans les secteurs contrôlés ( <i>surfaces de travail, sols, vêtements professionnels, récipient de protection, etc.</i> )		✓
Libération et décontamination après la cessation des activités impliquant des matières radioactives (art. 83 et 106 ORaP [3])		✓
Coordination de la maintenance, du contrôle d'état et du contrôle de stabilité prescrits par la loi pour les activimètres (art. 61 OUMR [7], directive OFSP sur les activimètres [9])		✓
Évaluation, entretien et assurance de la qualité des instruments de mesure	✓	✓
Vérification annuelle de l'étanchéité des sources radioactives scellées		✓
Contrôle annuel des sources radioactives scellées de haute activité et, le cas échéant, de leurs conteneurs de protection		✓
Contrôle annuel du fonctionnement des moyens de protection	✓	✓

Tirée de : OFSP, 2018

Figure 12: Tableau des tâches techniques de l'expert en radioprotection

## 2.8 Lois de Radioprotection

### 2.8.1 Relation de Bethe (TEL)

Cette formule nous permet de déterminer le transfert d'énergie linéique (TEL). C'est-à-dire l'énergie perdue par les particules ionisantes sur leurs trajectoires. Cela permet de mesurer la « nuisance biologique du rayonnement » et d'évaluer la dangerosité de l'isotope radioactif.

$$TEL = \frac{K \times z^2 \times n \times Z}{v^2}$$

K : constante  
 Z : charge de la particule  
 n : nombre de particules  
 Z : numéro atomique  
 V : vitesse de la particule

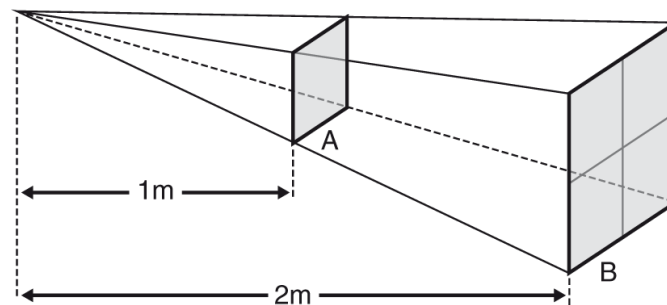
Formule 10 : Relation de Bethe-Bloche (TEL)

La valeur du TEL est élevée pour les particules  $\alpha$ , moyenne pour les particules  $\beta$  et faible pour les photons  $\gamma$ . Dans le cadre du  $^{13}\text{NH}_3$  utilisé au PET-CT, c'est le rayonnement  $\beta$  qui est à prendre en compte. Le dépôt d'énergie dans les tissus est

par conséquent plus élevé que pour les rayons X ou le champ magnétique utilisé en radiodiagnostic. Ainsi, davantage de prudence et d'efficacité seront indispensables lors de la manipulation des isotopes en médecine nucléaire.

### 2.8.2 Loi de l'inverse du carré de la distance

La loi de l'inverse du carré de la distance, concernant les énergies ou les forces sont applicables en radioprotection. Comme l'illustre la figure 13, nous pouvons imaginer un premier opérateur se trouvant à 1 mètre d'une source de  $^{13}\text{NH}_3$  de 230 MBq. Un deuxième opérateur se trouvant à 2 mètres de la source recevra 4 fois moins de dose par unité de surface que le premier opérateur. La distance est donc un facteur primordial en radioprotection.



Tirée de : Whaltes & Drage, 2019

*Figure 13 : Représentation graphique de la loi de l'inverse du carré de la distance*

La formule 11 nous permet donc d'apprécier la relation entre la distance de la source et son débit de dose, les deux étant inversement proportionnels.

$$\text{Débit de dose} \propto \frac{1}{\text{Distance}^2}$$

Tirée de : UNIL, s.d

*Formule 11 : Loi de l'inverse du carré de la distance*

### 2.8.3 Facteur T et facteur F

Nous allons désormais aborder les facteurs de transmission T et les facteurs d'atténuation F. Comme nous l'avons vu, toute particule ionisante peut voir son activité réduite et limitée par un blindage, c'est-à-dire une matière de densité adaptée pour

réduire le rayonnement. Pour caractériser l'efficacité de ces écrans de protection, nous pouvons utiliser les formules suivantes.

Facteur de transmission	$T = \frac{I_x}{I_0} = e^{-\mu x}$
Facteur d'atténuation	$F = \frac{1}{T} = \frac{I_0}{I_x} = e^{\mu x}$

Tirée de : Collection personnelle

Figure 14 : Formule des facteurs  $T$  et  $F$  avec  $\mu$  coefficient massique total d'atténuation en  $cm^{-1}$  et  $x$  épaisseur de l'écran en  $cm$

Dans ces formules,  $I_x$  représente la fluence des photons après la traversée de l'écran d'épaisseur  $x$  et  $I_0$  représente la fluence initiale des photons avant l'écran. Par exemple, un facteur de transmission de  $\frac{1}{2}$  ou un facteur de d'atténuation de 2 signifient que le blindage arrêtera la moitié du rayonnement «  $\beta$  ». ( $\mu =$  coefficient massique total d'atténuation en  $cm^{-1}$  et  $x$  épaisseur de l'écran en  $cm$ )

#### 2.8.4 Les principes de la radioprotection

Toute activité en médecine nucléaire faisant appel à la radioactivité (PET, scintigraphie, scanner...) nécessite de respecter les principes de la radioprotection d'après l'ordonnance sur la radioprotection (ORaP). Selon le chapitre 2 de l'ORaP 814.501, les principes sont les suivants :

- Justification
- Optimisation
- Limites de dose

La justification signifie que le bénéfice doit toujours l'emporter sur le risque encouru par le rayonnement lors d'acte médical.

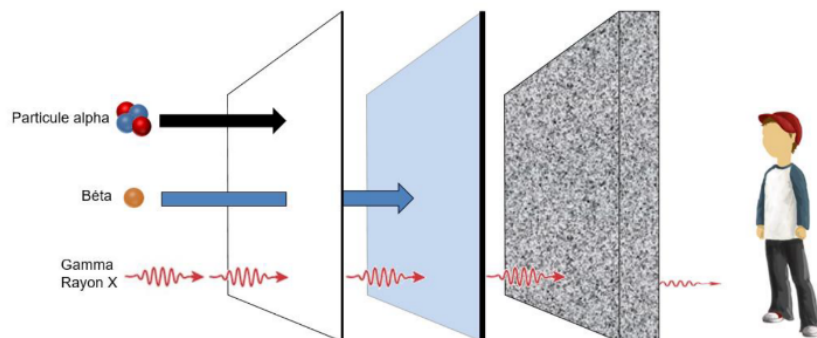
L'optimisation définit que pour une situation d'exposition pour un patient donné, le nombre d'expositions, la dose individuelle et le nombre d'intervenants exposés doivent être limités.

Les limites de dose caractérisent des valeurs en mSv à ne pas dépasser en cas de situation d'exposition planifiée.

Ces principes de gestion du risque en Suisse rejoignent celui d'ALARA établi pour la première fois en 1977 par la Commission Internationale de Protection Radiologique

(CIPR). Cet acronyme de l'expression anglo-saxonne « As Low As Reasonably Achievable » signifie qu'il faut mettre en œuvre les « actions de protection les plus efficaces jugées « raisonnables » quels que soient les niveaux d'exposition » (Gauron & Lefaure, 2007)

## 2.9 Blindage d'une source $\beta^+$



Tirée de : T. Vermot-Gaud (communication personnelle [Support de cours], 2018)

Figure 15 : Blindages utilisés selon le type de rayonnement

Pour se protéger, le travailleur en laboratoire de médecine nucléaire doit aussi prendre en compte le type de blindage de l'élément radioactif. Selon la figure 15, une paroi de plexiglas d'une épaisseur de l'ordre du centimètre est utile pour se protéger du rayonnement  $\beta$ . Cependant, concernant une source  $\beta^+$ , la fin de la trajectoire dans le plexiglas aboutit à l'émission de deux photons de 511 keV. La présence d'un matériau de Z élevé comme le plomb est donc à privilégier pour une atténuation efficace (Institut de Radiophysique de Lausanne (IRA), 2018).

## 2.10 Limites de dose

### 2.10.1 Limite maximale légale

Dans le cadre de la réglementation de l'utilisation des sources radioactives dans le domaine de la santé l'OFSP a décidé d'imposer des limites de dose annuelle

mesurées à l'aide d'un dosimètre corps entier porté au niveau de la poitrine par tous les professionnels exposés. Celles-ci sont répertoriées dans le tableau ci-dessous. La catégorie A appartient aux professionnels qui manipulent régulièrement des installations ou des sources radioactives telles que les TRM. La catégorie B appartient aux professionnels qui manipulent ces dernières occasionnellement comme les dentistes ou les vétérinaires.

	Catégorie A	Catégorie B	Public
Dose efficace	20	6	1
Dose aux extrémités	500	150	1
Dose à la peau	500	150	50
Dose au cristallin	20	15	1

Femmes enceintes : 1 mSv/période de grossesse

Jeunes entre 16 et 18 ans : 6 mSv/an

Irradiation médicale : pas de limite

Tirée de : Collection personnelle

*Figure 16 : Limites annuelles de dose en Suisse en mSv*

La dose efficace pour le professionnel ne doit pas dépasser la limite de 20 mSv par année. Les limites de dose équivalentes ne doivent pas dépasser 20 mSv par année pour le cristallin et 500 mSv pour la peau, les mains et les pieds. Pour les jeunes professionnels de 16 à 18 ans, la dose efficace est limitée à 6 mSv par année. En ce qui concerne les femmes enceintes, leur engagement professionnel n'est possible que s'il est garanti que la dose efficace reçue ne dépassera pas 1 mSv durant la grossesse.

Ces limites de dose sont consultables à tout moment dans l'ordonnance sur la radioprotection (ORaP) éditée régulièrement par l'OFSP. La détermination de la dose équivalente aux extrémités lors de la manipulation de sources non scellées a été revue dans la dernière édition de l'ORaP 814.501.43 en 2018 avec l'application d'un facteur de correction de 5.

$$H_{extr} = f_E \times H_p(0,07)$$

*Formule 12 : Dose équivalente aux extrémités en fonction du facteur de correction*



«  $H_p(0,07)$  est l'équivalent de dose indiqué par le dosimètre-bague et  $f_E$  le facteur de correction qui vaut désormais 5 » (art. 13 de l'Ordonnance sur la radioprotection du 26 avril 2018 [ORaP]).

Pour analyser les relevés dosimétriques des services d'imagerie, de radiothérapie ou de médecine nucléaire, l'OFSP consulte les mesures de tous les dosimètres passifs. De plus L'OFSP « gère le registre dosimétrique central dans lequel sont enregistrés les résultats de la dosimétrie de toutes les personnes exposées aux rayonnements dans le cadre de leur profession depuis 1989 » (OFSP, 2018). Cela permet une surveillance efficace de ces professionnels et d'établir aussi des statistiques annuelles.

Concernant le public, l'OFSP exige une limite de dose efficace et de dose équivalente pour le cristallin de 1 mSv par année ainsi que de 50 mSv/an pour les extrémités. (OFSP, 2018).

« Il n'est pas fixé de limites de dose pour les patients soumis à des rayonnements à des fins médicales » (OFSP, 2018). Ainsi, pour un patient donné, le bénéfice apporté par l'exécution d'examen radiologiques doit être supérieur aux risques d'expositions à la radiation. Pour cela, des niveaux de références diagnostiques sont utilisés.

En définitive, les objectifs de la radioprotection permettent de limiter à un niveau acceptable les effets stochastiques et de prévenir les effets déterministes pour les intervenants d'un examen en médecine nucléaire, que ce soit le patient, les accompagnants ou les opérateurs.

### 2.10.2 Dépassement de la limite de dose

En Suisse, l'OFSP a mis en place une ordonnance sur la radioprotection. En cas de dépassement d'une ou des limites de doses stipulé dans le paragraphe 2.10.1 il faut se référer à l'article 58 et 59 de l'ORap.

Selon l'article 58 (ORaP, 2019) si une personne professionnellement exposée aux radiations dépasse une limite de dose, elle ne doit pas accumuler pendant le reste de l'année civile :

- Une dose efficace supérieure à 1 mSv
- Une dose équivalente au cristallin supérieur à 15 mSv, et une dose équivalente à la peau aux mains et aux pieds supérieurs à 50 mSv.

Dans le cas d'un dépassement de dose, l'autorité de surveillance se charge du dossier et décide si elle doit placer la personne sous contrôle médical ou non.

Selon l'article 59 al.2 et 3 de (ORaP, 2019) :

- Les données relatives aux dommages précoces constatés.
- Les données relatives aux maladies ou aux prédispositions particulières qui motivent une décision prononçant l'inaptitude de la personne.
- Les données relatives à la dosimétrie biologique.

Doivent être communiquées par le médecin à l'autorité de surveillance. Si la personne concernée est un employé, la caisse nationale d'assurance (CNA) doit également être avisée.

Depuis l'application du facteur 5, les professionnels préparant les doses de  $^{13}\text{NH}_3$  dans le service de médecine nucléaire des HUG ont vu leur dose annuelle augmenter et dépasser la limite de 500mSv autorisée.

## 2.11 Radioprotection opérationnelle

### 2.11.1 Dosimètres

Afin d'assurer le suivi dosimétrique des collaborateurs dans un service de médecine nucléaire, il est nécessaire de porter un dosimètre personnel passif pour mesurer la dose équivalente. Ce dernier est porté au niveau de la poitrine (car présence de nombreux organes vitaux) tel un badge pour toute personne exposée au rayonnement. L'équivalent de dose individuel « Hp10 » peut ainsi être mesuré et assimilé à la dose reçue par le corps entier. Il faut également porter un dosimètre passif d'extrémité lors de manipulations de sources radioactives non scellées. Idéalement ce dosimètre se porte au doigt où la dose la plus élevée est attendue. Le dosimètre passif utilise le principe de thermoluminescence (TLD). Lorsque les rayonnements interagissent avec la pastille du dosimètre, les électrons dans le cristal passent à des niveaux d'énergies supérieurs et se retrouvent piégés. Lors de la lecture du dosimètre, le cristal est chauffé ce qui provoque un retour des électrons à leur état fondamental. Ce retour provoque une émission de photons lumineux proportionnelle aux rayonnements reçus. (*Dosilab : Dosimétrie passive*, 2020). Ce sont des dosimètres qui absorbent l'énergie de rayonnement au même titre que le tissu humain et permettent de calculer Hp10 et Hp0.07.



Tirée de : Collection personnelle

*Figure 17 : Photographie de dosimètres passifs corps-entier*

Dans certains cas, lors de manipulations de sources à hauts débits de dose au niveau des mains, le port d'un dosimètre bague est obligatoire. Ceci est valable pour les actions suivantes :

- Manipulation de sources  $\gamma$  d'un volume annuel d'utilisation de plus de 200 fois la limite d'autorisation (LA)
- Manipulation de sources  $\beta$  d'une énergie maximale supérieure à 1 MeV dans des secteurs de travail de type B ou d'un volume annuel d'utilisation de plus de 200 LA
- Examens de radiologie interventionnelle dans le domaine des doses élevées

Dans le cadre d'autres activités dépassant une dose aux extrémités annuelle de 25mSv, l'autorité de surveillance peut également exiger le port du dosimètre bague. (OFSP, 2019)

Pour les travailleurs intervenant en zone contrôlée, il est obligatoire de porter un dosimètre actif qui permet le suivi en instantané du débit de dose et de la dose intégrée. Leur sensibilité est supérieure au dosimètre passif (1  $\mu$ Sv - 9,99 Sv) et le débit de dose est mesurable de 5  $\mu$ Sv/h à 3 Sv/h. Ils peuvent détecter les rayons X et  $\gamma$ . Une alarme peut être réglée selon le besoin pour ne pas dépasser une certaine limite de dose. L'avantage de ces dosimètres actifs est que l'information sur la dose reçue est obtenue en temps réel ce qui permet une radioprotection bien plus importante contrairement à un dosimètre passif où l'information concernant la dose est reçue à la fin du mois.

Il existe aussi des moniteurs de surveillance, comme le compteur *Automess AD6*, de type Geiger-Muller qui permet de détecter tous les rayonnements car il dispose de sondes spécifiques pour les  $\beta$ ,  $\gamma$  et photons X. Il est adapté aux énergies de 60 keV à 1.3 MeV avec un débit de dose de 0  $\mu$ Sv/h à 99.9 mSv/h.

Ce débitmètre a pour but de calculer le débit de dose ambiant équivalent H\*10. Il est constitué d'un cylindre creux rempli de gaz. Lorsqu'une particule chargée d'une émission  $\beta$ ,  $\gamma$  ou X pénètre à l'intérieur du cylindre, le gaz s'ionise. Il y a création de paires « électrons-ions » très mobiles qui vont être attirées par l'anode centrale. Ils

vont à leur tour ioniser de nouvelles molécules de gaz, on parlera du phénomène d'avalanche d'électrons. Cette impulsion va former un signal électrique et c'est celui-ci qui sera mesuré. Ce détecteur est très sensible (*Radioactivité - Exemple de mesure de l'activité : le compteur Geiger-Müller*, 2019).

Ensuite, des moniteurs de contamination surfacique, employés lors de contaminations, permettent de mesurer l'activité par unité de surface, en coups ou Bq/cm<sup>2</sup>. Ces moniteurs de type chambre proportionnelle permettent facilement de mesurer des énergies  $\gamma$  et  $\beta$  comprises entre 50 keV et 7 MeV pour un débit de 1  $\mu$ Sv/h à 100 mSv/h. Afin de respecter la législation, les laboratoires doivent être équipés de ce moniteur étalonné et vérifié par l'Institut de Radioprotection de Lausanne (IRA) ou l'institut Paul Scherrer (PSI) à Villigen. Lorsque le technicien quitte le service, il doit également être contrôlé par un autre type de moniteur de contamination surfacique, le contrôleur mains-pieds. Cela permet de s'assurer que les mains ou les chaussures n'ont pas été contaminées lors d'une procédure.

Enfin, le dosimètre utilisé pour mesurer l'activité d'un échantillon ou d'une incorporation est le moniteur de radioactivité. Le type le plus utilisé en laboratoire chaud est l'activimètre. Il permet de mesurer l'activité précise en Bq des doses de MRP préparées.

### 2.11.2 Contamination

Lors de manipulation de sources radioactives non scellées, une contamination peut survenir.

C'est-à-dire, une présence anormale de radioactivité à des endroits non désirés tels que des vêtements de travail ou de protection, sur le corps humain ou bien même sur certaines surfaces ou locaux de travail. Une manipulation avec davantage de précautions et une meilleure pratique peuvent permettre de limiter ce risque de contamination.

La contamination peut être surfacique ou corporelle. Lors d'une contamination surfacique il est nécessaire de procéder comme suit :

- S'assurer du port du dosimètre personnel.
- Porter des moyens de protection contre la contamination (gants, lunettes blindées, tenue de travail couvrante, surblouse, surchaussures, filtre respiratoire, scaphandre pressurisé si haute radioactivité).
- Choisir l'instrument de mesure de contamination en fonction de la source.
- Mesurer la zone contaminée et noter les coups.
- Marquer la zone contaminée.
- Si la source n'est pas fixée, nettoyer la contamination avec de l'eau courante en premier lieu puis avec un kit de décontamination.
- Re-mesurer après la décontamination.
- Quitter la zone et utiliser un moniteur mains-pieds pour tous les intervenants. (ORaP, 2019).

Lors de contamination corporelle, par inhalation, ingestion, voie cutanée ou plaie, il convient d'engager la décontamination le plus rapidement possible. Le lavage des mains à l'eau savonneuse est préconisé comme le « meilleur rapport disponibilité/efficacité pour se décontaminer » (Cherbuin, N. communication personnelle, 2019). « 2 à 3 cycles de rinçage avec de l'eau savonneuse de 90 secondes dans les 10 minutes après la contamination permettent d'éliminer 90 à 95% de cette dernière » (Cherbuin, N. communication personnelle, 2019). D'autres produits chimiques spécifiques peuvent aussi être utilisés avec précaution pour la décontamination (Ca-DTPA, Ca-EDTA, eau de Javel 0,1%, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>).

Les solutions pour éviter ces situations sont l'application de méthodes de travail et un confinement des sources radioactives.

Concernant l'exposition, la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) a émis des recommandations à propos de la gestion du risque d'exposition en introduisant trois situations possibles dans sa dernière publication 103 (2007) :

- Les situations d'exposition planifiée sont des situations impliquant l'introduction et l'exploitation délibérées de sources. Les situations d'exposition planifiée

peuvent entraîner à la fois des expositions dont la survenue est anticipée (expositions normales) et des expositions dont la survenue n'est pas anticipée (expositions potentielles)

- Les situations d'exposition d'urgence sont des situations qui peuvent se produire pendant l'exploitation dans une situation planifiée, ou à partir d'un acte malveillant ou de toute autre situation imprévue, et nécessiter une action urgente afin d'éviter ou de réduire des conséquences non souhaitables.
- Les situations d'exposition existante sont des situations d'exposition qui existent déjà lorsqu'une décision doit être prise pour les contrôler, y compris les situations d'exposition prolongée qui peuvent faire suite aux urgences (p.109-124).

### 2.11.3 Secteurs surveillés et contrôlés

D'après l'OFSP, il est défini deux secteurs de travail pour le rayonnement, le secteur surveillé et le secteur contrôlé. Pour le premier, il s'agit d'un lieu accueillant des installations génératrices de rayonnement ionisants ou des sources radioactives scellées, représentant le seul risque d'exposition externe. Par exemple, un service avec des CT-scanners est un secteur surveillé. Cependant, quand ce secteur accueille le stockage et l'utilisation de sources radioactives non-scellées et que cela peut provoquer une contamination, il est défini secteur contrôlé. (ORaP, 2019)

Ces secteurs sont déterminés de type A, de type B ou de type C en fonction de l'activité manipulée.

Type	Activité maximale
Normal	1 LA
Type C	100 LA
Type B	10 000 LA
Type A	>10 000 LA

Tirée de : Collection personnelle

Figure 18 : Types de secteur de travail en fonction de l'activité manipulée

La limite d'autorisation ( $L_A$ ) exprime « l'activité limite au-dessus de laquelle la manipulation d'un nucléide est soumise à autorisation » (Université de Lausanne, s.d.). Exprimée en becquerel, il faut se référer à l'annexe III de l'ORaP pour la  $L_A$  de chaque radionucléide.

#### 2.11.4 Équipements de protection nécessaires pour un examen PET-CT

Les radiopharmaceutiques couramment utilisés au PET-CT, sont manipulés sous forme non scellée. Leur émission de rayons  $\gamma$  de haute énergie nécessite donc de respecter certaines contraintes d'installation. Premièrement, l'installation d'une machine de type PET-CT est dédiée « à une salle qui doit être ventilée en dépression et respecter un taux de renouvellement en air de 5 volumes par heure » (Balny et al., 2004, p. 187). Les parois de cette salle sont construites de telles sortes qu'elles limitent toutes émissions radioactives.

Pour manipuler les MRP au sein d'un laboratoire dédié, il est nécessaire d'installer une hotte à flux laminaire blindée qui répond aux critères d'asepsie et de radioprotection. En outre, une fois le MRP administré au patient, ce dernier doit patienter dans une salle de repos dédiée pour limiter les contacts. Lors de certains examens il peut directement être pris en charge. De plus les « containers de transport et les caches-seringues doivent être adaptés à l'énergie élevée » (Balny et al., 2004, p. 188). Ces derniers sont composés généralement de 5mm d'épaisseur de tungstène. Aussi, un paravent de blindage est adéquat lors des contacts prolongés auprès du patient (injection, retrait de voie veineuse). Finalement, pour le stockage des sources radioactives et leur élimination, il est nécessaire d'être équipé d'un confinement dédié, d'une armoire blindée pour le rangement de sources radioactives non-utilisées et de poubelles plombées pour l'élimination de matériel radioactif usagé. (Balny et al., 2004).



D'autres équipements supplémentaires sont proposés afin de travailler dans des conditions de radioprotection optimales. En voici quelques-uns fabriqués par la société *LemerPax*.



Tirée de : LemerPax, 2021

Figure 19 : Produits commercialisés par LemerPax

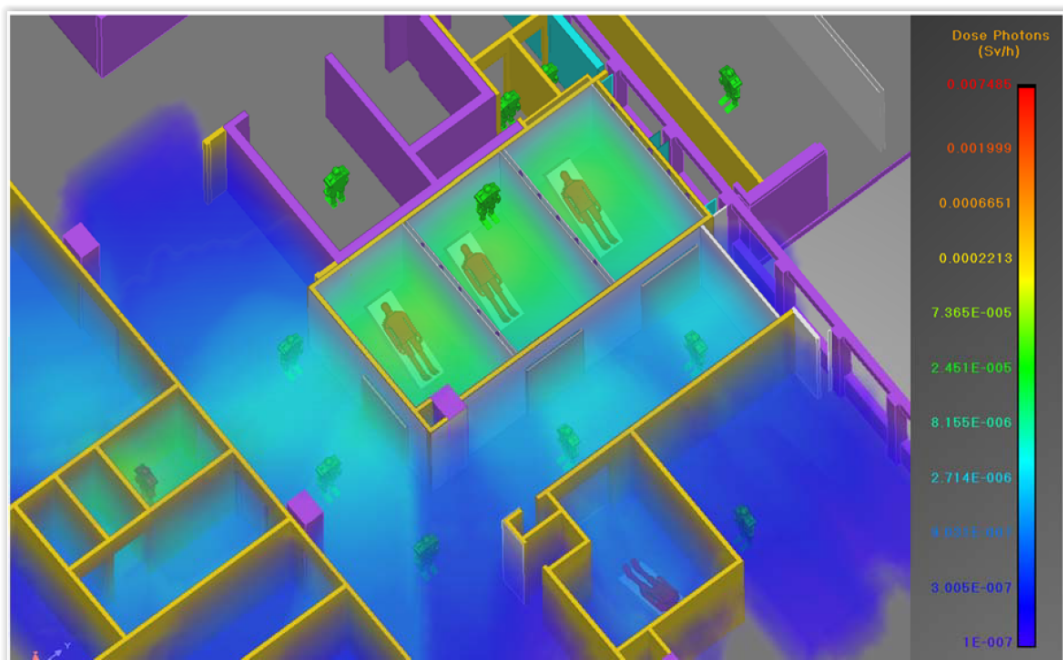
À la partie supérieure gauche de la figure 19, il y a un protège-seringue blindé pour les hautes énergies. À droite, il s'agit du colis *POSISAFE* dédié au transport des colis de type « A » avec un blindage de 30 millimètres de plomb. Dans la partie inférieure gauche nous trouvons une valisette blindée pour transporter les doses, résistante aux chocs et étanche. Finalement, la partie inférieure droite abrite un bouclier mobile de protection à hauteur variable.

#### 2.11.5 Méthode Monte Carlo

Comme mentionné dans le paragraphe 2.2.2, le rayonnement résulte des processus de désintégration du noyau et d'émissions de particules comme des  $\beta^+$  ou des électrons pour obtenir un noyau plus stable. Cependant, ces processus sont régis par des phénomènes aléatoires. Il y a une « certaine probabilité pour que telle ou telle

particule soit émise dans des directions, elles aussi, aléatoires » (A. Ruch, travail de Bachelor, 2016, p.23). Il est donc impossible de calculer ici précisément que la probabilité de l'évènement ait lieu. De plus, la conséquence des radiations ionisantes sur l'individu est un phénomène très variable selon le contexte (temps d'exposition, débit de dose, nature de l'isotope, TEL etc.). Cependant, on peut chercher les valeurs moyennes de dose dans un volume donné en se basant sur la méthode de Monte-Carlo.

Il s'agit d'une simulation par technique probabiliste, qui « regroupe différents algorithmes mathématiques visant à estimer une valeur numérique par la mise en scène de procédés aléatoires » (A. Ruch, travail de Bachelor, 2016, p.23). Le nom Monte-Carlo fait « référence aux jeux de hasard pratiqués dans le célèbre casino de Monaco » (A. Ruch, travail de Bachelor, 2016, p.23). En médecine nucléaire, plusieurs études ont été réalisées avec ce procédé. Dans le travail de bachelor de A. Ruch pour la Haute école du paysage, d'ingénierie et d'architecture de Genève, une simulation de différentes situations d'irradiation en médecine nucléaire a été réalisée avec le logiciel *RayXpert*. L'approche par Monte-Carlo a par exemple permis de calculer en 30 heures une cartographie de dose des locaux lors d'une forte affluence de patients.



Tirée de : A. Ruch, 201

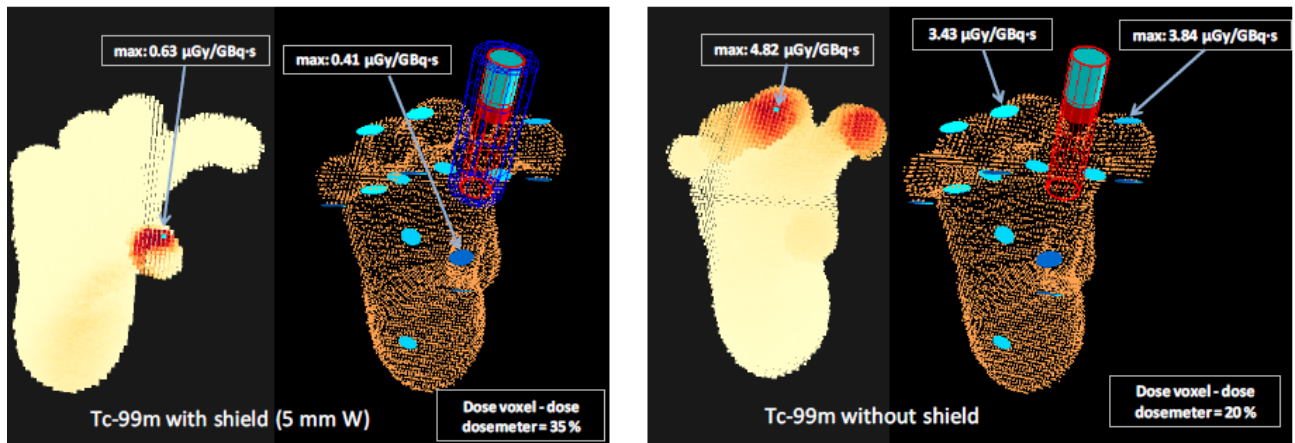
*Figure 20 : Cartographie 3D des débits de dose équivalente ambiante autour des locaux d'injection lors d'une forte affluence de patients. Simulation effectuée avec le logiciel RayXpert 1.4.3.1. Temps de calcul de 30 heures.*

Aussi, dans l'article *DOSIS: An integrated computational tool for patient-specific dosimetry in nuclear medicine by Monte Carlo and dose point kernel approaches* de la revue *Applied Radiation and Isotopes*, l'étude fait état d'un outil de calcul DOSIS, qui permet au moyen de la méthode de Monte-Carlo, de réaliser une dosimétrie spécifique au patient lors d'un examen PET-CT ou SPECT-CT. Il a été démontré que les résultats préliminaires ont confirmé que DOSIS était une boîte à outils fiable et précise pour une dosimétrie interne personnalisée basée notamment sur des images planaires PET-CT ou SPECT-CT (Pérez & Valente, 2019).

Pour conclure cette partie, nous allons nous intéresser à ORAMED. C'est une société en partie engagée dans l'optimisation des pratiques médicales en médecine nucléaire. Depuis 2010, elle mène une large campagne mondiale de mesures de dose des opérateurs de plusieurs services de médecine nucléaire. Ici, des simulations de Monte-Carlo ont été utilisées pour déterminer à quel point les doses évaluées pouvaient être considérées comme intrinsèquement liées à ces procédures (Ferrari et al., 2011).

La figure 21 nous montre le résultat d'une expérience de manipulation de seringue contenant du Tc-99m avec et sans porte-seringue blindé de 5mm. Des pastilles TLD ont été fixées sur un modèle de main en plastique afin de modéliser la dose reçue au niveau de chaque extrémité selon un modèle 3D. Le résultat montre une dose plus importante sans le blindage, pour un débit de dose de 4,82 uGy/Gbq.s maximum au niveau du majeur. Avec le blindage, le débit de dose maximum relevé est de 0,62 uGy/Gbq.s. au niveau du pouce.





Tirée de : N. Cherbuin (communication personnelle [Support de cours], 2019)

Figure 21 : Model Dose Mapping d'ORAMED obtenu lors d'injection de Tc-99m avec et sans porte-seringue blindé.

Ces études nous montrent donc que la radioexposition du personnel de médecine nucléaire et des patients est un sujet préoccupant. Parfois comme nous avons pu le voir dans la section 2.10.1, la limite de dose aux extrémités peut être dépassée. Cela nécessite de trouver des solutions adaptées pour limiter cette radioexposition le mieux possible. Pour cela, des systèmes automatisés sont apparus ces dernières années pour faciliter la préparation et l'injection de dose au PET-CT notamment. Il s'agit des automates de préparation et/ou d'injection de dose.

## 2.12 Automates de préparation et d'injection de dose

Aux HUG, le service de médecine nucléaire a choisi d'installer deux automates pour la préparation de doses ainsi que l'injection de  $^{18}\text{F}$ -FDG et de  $^{13}\text{NH}_3$  afin de limiter la dose aux extrémités des collaborateurs.

Nous allons donc aborder l'une des solutions techniques pouvant permettre de limiter la dose, les injecteurs automatiques ou automates de préparation de doses.

### 2.12.1 Rôle théorique de l'injecteur automatique

#### 2.12.1.1 Efficacité relative des injecteurs automatiques

La constante augmentation des examens de PET-CT est responsable d'une importante irradiation des TRM et laborantins. A partir de ce constat, la radioprotection

occupe une place de plus en plus importante dans les services de médecine nucléaire et l'utilisation d'injecteurs automatiques devient incontournable.

Effectivement Stritt & Linder confirme ces propos :

« Une augmentation moyenne d'environ 20% par an du nombre d'examens réalisés par TEP au cours de la dernière décennie » (Stritt & Linder, 2011, traduction libre).

De manière plus élargie, l'article *Health Physics Society \* 2017 Affiliate Members* publié dans la revue *Health Physics* aborde le thème du personnel médical exposé aux radiations et parle des possibilités d'améliorations. Il est montré que l'utilisation de radiations en médecine au cours de la dernière décennie a généré une forte demande qui ne cesse de croître. Les doses au personnel médical exposé ont par conséquent augmenté. Spécifiquement en médecine nucléaire, selon cette revue *Health Physics* (2017) :

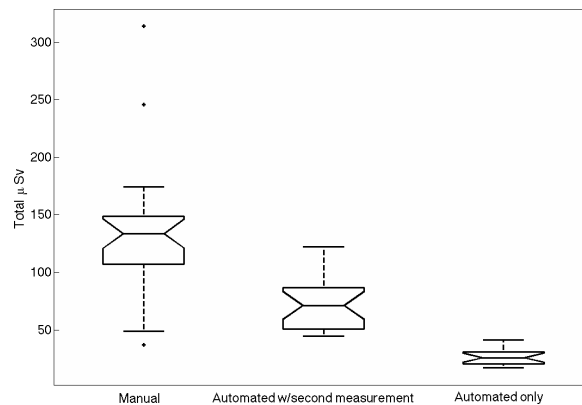
Le projet européen d'optimisation de la radioprotection du personnel médical (ORAMED) sur la dosimétrie des extrémités en médecine nucléaire a noté que 35 % des travailleurs dépassent 250 mSv/an et 20% des travailleurs dépassent 500 mSv/an en équivalent de dose de surface (traduction libre).

Il est donc important de continuer à contrôler les doses au moyen de dosimètres aux extrémités et de respecter les principes de justification, d'optimisation et de limitation au maximum.

Afin de contrer ce problème grandissant, plusieurs entreprises ont mis au point petit à petit leurs propres systèmes d'injecteurs automatiques.

Pour la réalisation des examens PET du service d'imagerie de l'hôpital St. Thomas à Londres, les opérateurs sont passés de la méthode manuelle de partitionnement des doses à un nouveau système semi-automatisé produit par *TEMA Sinergie* permettant une réduction de la dose aux extrémités.

A l'aide de cet injecteur, 300 procédures de partitionnements sur une série d'opérateurs ont été réalisées et ont permis d'affirmer que la dose moyenne au bout de l'index lors de la manipulation de l'automate a été réduite de 80% en comparaison avec la technique de partitionnement manuelle sans automate.



Tirée de : O'doherty et al., 2014

Figure 22 : : Box Plot montrant la gamme des doses enregistrées au bout de l'index pour chaque partition de seringue selon chaque technique. Une différence significative ( $p < 0,01$ ) peut être observée entre les techniques de partitionnement manuelles et automatisées

Ce graphique nous montre non seulement comment regrouper toutes les mesures de dose en un seul graphique mais nous prouve également l'efficacité de l'injecteur automatique en termes de radioprotection lors de la préparation de doses. Grâce à celui-ci nous pouvons également apprécier l'écart-type ce qui confirme que l'automatisation de la préparation de doses est vraiment plus intéressante en termes de radioprotection.

### 2.12.1.2 Le système d'injection automatique Posijet

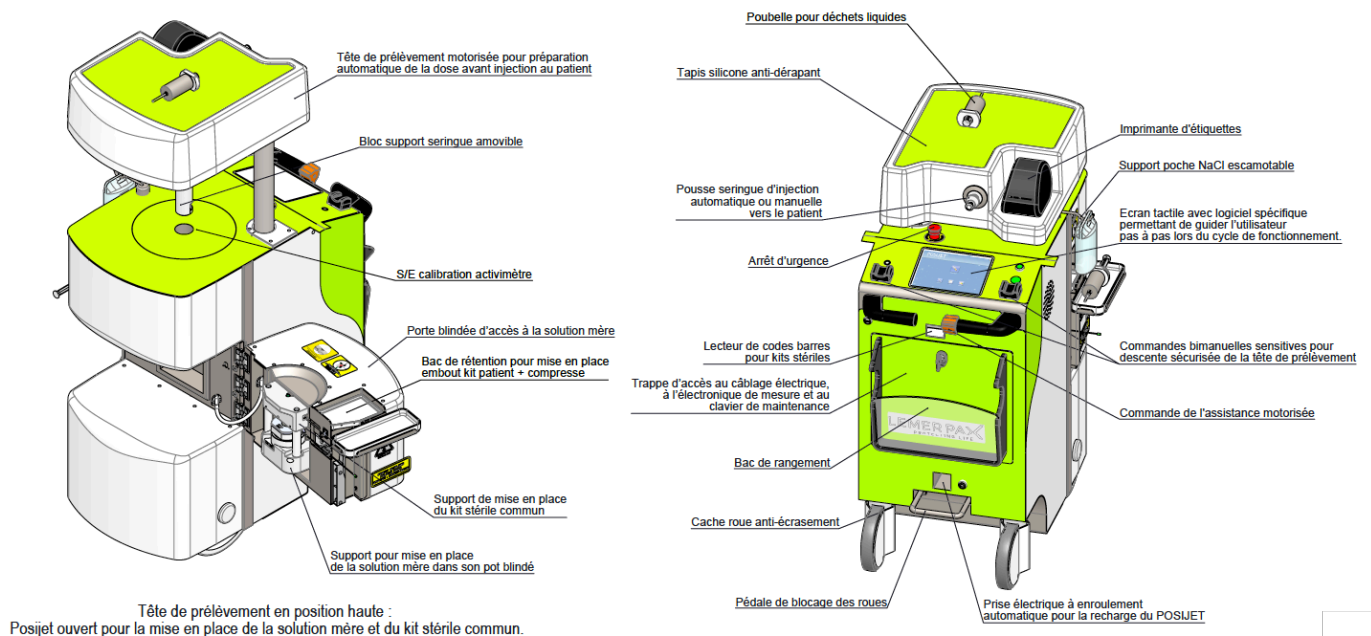
Dans le cas de notre travail, nous nous intéresserons au Posijet de la société Lemerpax.

Celui-ci est effectivement utilisé dans le service de médecine nucléaire des HUG dans le but d'essayer de diminuer la dose reçue aux extrémités par les TRM.

*Retour d'expérience sur l'utilisation du nouveau Posijet de LemerPax* est un article issu de la revue *Médecine Nucléaire* qui nous présente une étude de 2017 sur l'utilisation de ce Posijet V3 à l'hôpital privé du confluent de Nantes. On apprend que

ce dernier a été évalué sur une durée de 9 mois avec environ 10 techniciens travaillant dessus. Il en ressort que malgré son poids important (380kg) la mini motorisation permet une meilleure maniabilité de la machine pour tout le personnel. De plus, les dispositifs Ethernet et Wifi permettent une connexion constante avec les systèmes améliorant la sécurité dans toutes les étapes supportées par le radiotraceur. En revanche, lors de l'utilisation de la machine, « vingt différents types de messages d'erreurs ont été relevés. Leur occurrence a diminué dans le temps avec l'apprentissage des utilisateurs et grâce aux différentes améliorations mécaniques et logicielles (8 versions) apportées » (Galvez et al., 2017). Un des points forts de cette machine en plus d'assurer la radioprotection des utilisateurs est la préservation de dose. En effet, la machine est capable de prélever la dose quasiment similaire à la dose prescrite. L'utilisation de la dose est maximale ce qui pourrait permettre d'optimiser la production.

### 2.12.1.3 Composition et fonctionnalité de Posijet



Tirée de : LemerPax, 2021

Figure 23 : Schéma des différentes parties composant le Posijet

Ces nombreux composants et ses dernières technologies permettent de prélever des doses extrêmement précises dans la solution. Lorsque l'appareil est en marche, il réduit considérablement l'exposition du technicien aux rayonnements.

Cet appareil est essentiellement formé de plomb. C'est en son centre que l'on place la solution mère dans laquelle sera extraite la solution fille qui sera prête pour être injectée au patient. Le constructeur assure un débit de dose inférieur à  $25 \mu\text{Sv/h}$  à 5cm de la paroi lorsque l'appareil est fermé, ceci est en conformité avec la directive européenne du 30 octobre 1981.

### 2.12.2 Posijet dédié au $^{13}\text{NH}_3$ aux HUG

Un Posijet a spécialement été acheté en mars 2019 dans le service de médecine Nucléaire des HUG pour les examens de  $^{13}\text{NH}_3$ . Ceci dans le but de pallier le problème de dépassement de la limite de dose aux extrémités lors de la préparation de seringues de N13-ammoniaque.

La demi-vie très courte du  $^{13}\text{NH}_3$  ne permet pas d'utiliser le Posijet dédié à l'injection des doses de  $^{18}\text{FDG}$  car les sécurités ralentissent la préparation de la dose.

C'est la raison pour laquelle les HUG ont dû se doter d'un second Posijet.

Les ingénieurs en informatiques de la société Lempax sont intervenus pour supprimer quelques sécurités informatiques sur le Posijet dédié aux examens cardiaques. Tout cela avec comme but de gagner du temps et de perdre le moins d'activité possible.





Tirée de : Collection personnelle

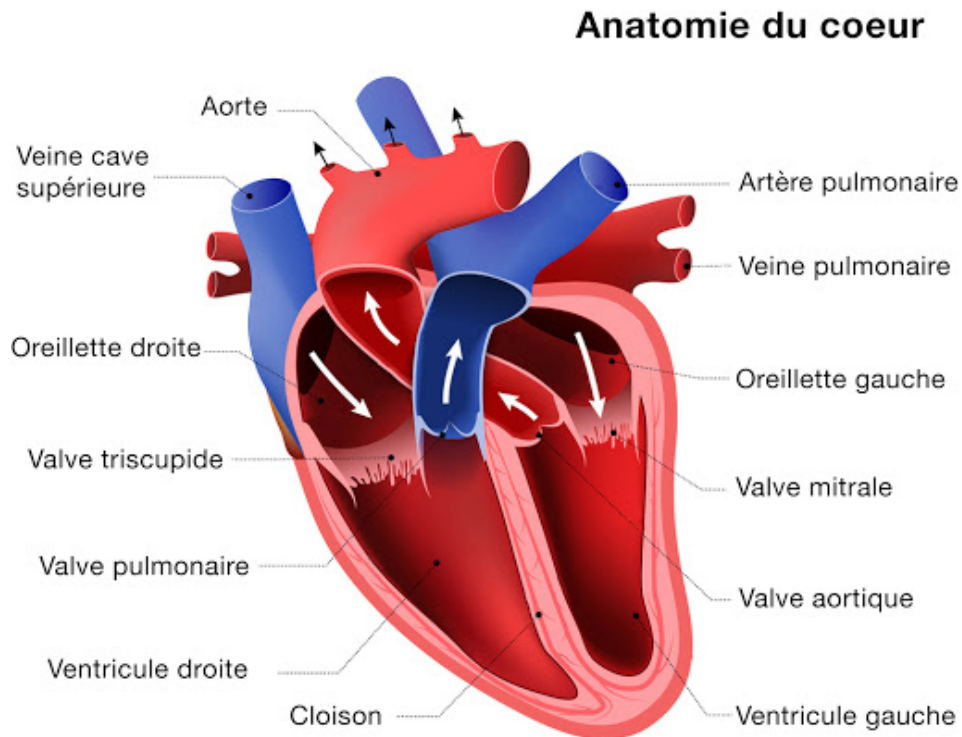
*Figure 24 : Posijet ouvert dédié aux N13 ammoniac aux HUG*

## **2.13 L'examen du myocarde au PET-CT**

### **2.13.1 Quelques rappels anatomiques et physiologiques du cœur**

Le cœur fait partie des organes vitaux du corps humain et est l'élément essentiel du système vasculaire. Situé dans le médiastin il est en forme de cône s'étendant du deuxième au cinquième espace intercostal et mesure environ 15cm. Son orientation est oblique, de ce fait nous retrouvons l'apex du cœur à gauche. Organe central du médiastin, il est situé postérieurement au sternum, antérieurement à la colonne thoracique, latéralement aux plagues pulmonaires et supérieurement au diaphragme. Le cœur est entouré par le péricarde, membrane séreuse permettant les mouvements physiologiques de celui-ci. Au niveau tissulaire il est constitué extérieurement par

l'épicarde, et intérieurement par l'endocarde. Au milieu on retrouve la couche musculaire qu'on appelle le myocarde.



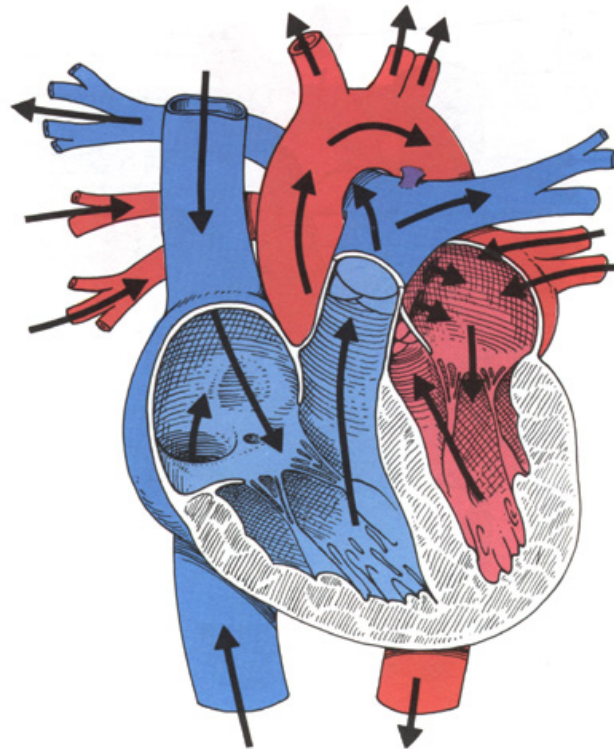
Tirée de : <http://cardiopole.fr/actu/devenez-incollable-sur-le-fonctionnement-du-coeur/>

*Figure 25 : Schéma anatomique du cœur.*

Il est divisé en quatre parties, les oreillettes et les ventricules situés à droite et à gauche. Le sang désoxygéné provenant des veines entre dans l'oreillette droite, le sang circule ensuite entre l'oreillette droite et le ventricule droit. Ces deux cavités sont séparées par la valve tricuspide. Celle-ci permet d'empêcher le reflux de sang lors de la contraction du ventricule. Le ventricule se contracte permettant l'expulsion du sang vers le parenchyme pulmonaire. Entre le ventricule droit et le tronc pulmonaire se trouve la valve pulmonaire. Lorsque le sang a été oxygéné par les poumons, il revient dans l'oreillette gauche par le biais des veines pulmonaires. Il circule de l'oreillette au ventricule gauche, ces deux cavités étant séparées cette fois par la valve mitrale. Une fois dans le ventricule gauche le sang est éjecté dans l'aorte de manière à être redirigé dans tout le corps. Entre le ventricule gauche et l'aorte nous retrouvons la valve aortique.

Le cœur possède deux circulations, la petite circulation ou circulation pulmonaire emmenant le sang du cœur aux poumons représentée par l'oreillette et le ventricule droit.

On parle ensuite de grande circulation ou circulation systémique qui distribue le sang dans tout le corps représentée par l'oreillette et le ventricule gauche.



Tirée de : <https://www.afblum.be/bioafb/coeur/coeur.htm>

Figure 26 : Schéma représentant la petite circulation en bleue et la grande circulation en rouge

Le « cœur droit » qui permet l'oxygénation du sang en le transportant du cœur aux poumons ne nécessite pas un gros effort, le ventricule droit est donc plus fin. Le « cœur gauche » permet la répartition du sang dans l'organisme ce qui lui demande un effort plus important, c'est pour cela que la paroi du ventricule gauche est plus épaisse.

Lorsque le cœur se contracte pour permettre l'éjection du sang on parle de systole et lorsqu'il se relâche permettant son remplissage, on parle de diastole.

Malgré son rôle de « pompe » le cœur est avant tout un muscle et nécessite d'être oxygéné de manière continue. La perfusion du cœur est assurée de manière continue par son réseau de coronaires.

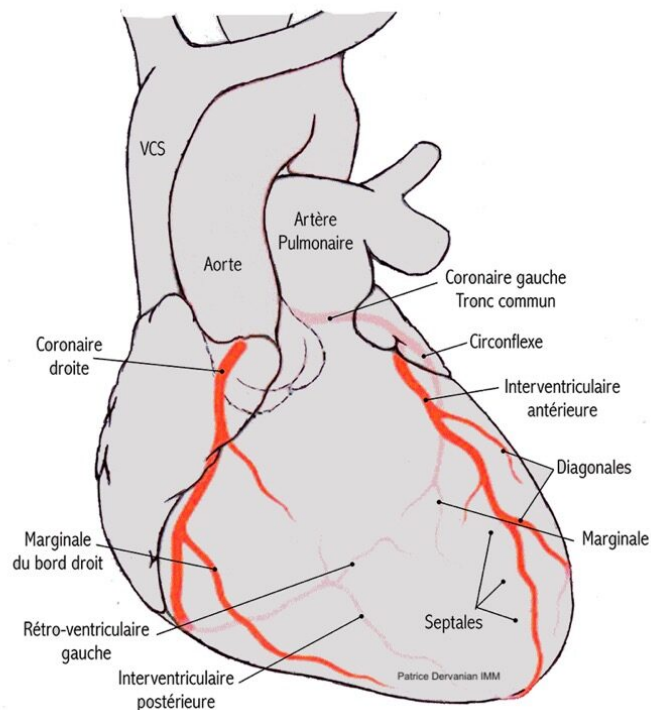
Il est constitué de deux artères coronaires principales se divisant par la suite. La première, l'artère coronaire gauche possède un tronc commun puis se divise en artère

circonflexe permettant l'irrigation latérale, ainsi qu'en interventriculaire antérieure permettant l'irrigation antérieure.

La seconde, l'artère coronaire droite permet l'irrigation droite du cœur. Elle se divise en marginale droite et en interventriculaire postérieure permettant l'irrigation postéro-inférieure.

Les artères coronaires gauche et droite prennent naissance à la base de l'aorte ascendante.

## Territoires coronaires (Distribution anatomique)



*Tirée de : <https://www.e-cardiogram.com/territoire-electrique>*

*Figure 27 : Schéma anatomiques des coronaires*

### 2.13.2 Maladies de perfusions cardiaques

Le mode de vie, les habitudes alimentaires, la sédentarité et les facteurs génétiques peuvent avoir des effets néfastes et irréversibles sur la santé de notre réseau coronarien. En effet les maladies cardiovasculaires sont un problème de santé publique majeur en suisse.

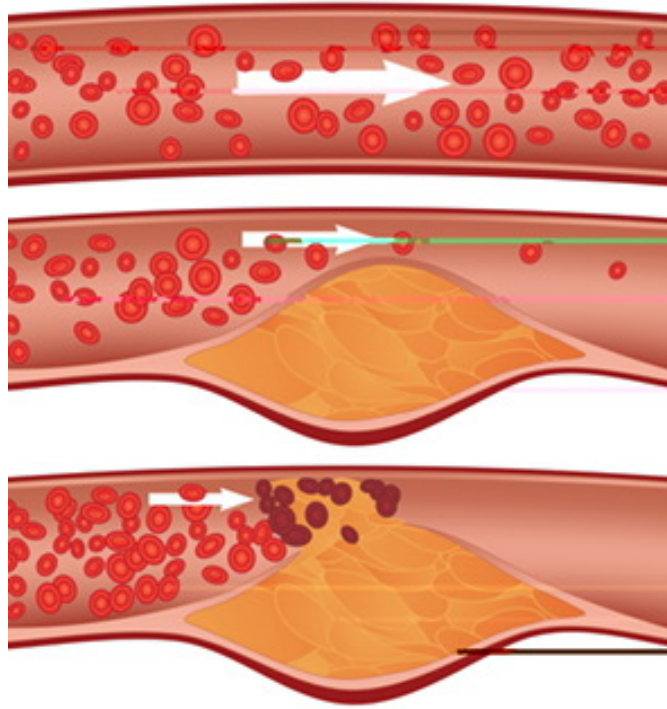
Selon l'Office Fédérale de la Santé Publique :

« Les maladies cardio-vasculaires (p. ex., les infarctus ou les accidents vasculaires cérébraux) sont la principale cause de mortalité en Suisse et dans le monde. Chaque année, près d'un tiers des décès dans notre pays leur sont imputables, soit plus de 20 000 » (OFSP, 2018)

On dénombre de nombreuses pathologies considérées comme des maladies cardio-vasculaires mais nous nous concentrerons sur les cardiopathies ischémiques telles que l'angine de poitrine et l'infarctus provoqués par une obstruction du réseau coronarien.

L'obstruction coronarienne suivant son degré peut être extrêmement grave voir fatale pour une personne.

Elle est la cause de l'athérosclérose qui se caractérise par le dépôt de plaques lipidiques ou athérome sur la paroi des artères. Cette évolution lente peut à terme créer des lésions sur les parois artérielles, obstruer des vaisseaux ou bien même complètement se rompre. L'athérosclérose touche toutes les artères et notamment les coronaires.



Tirée de : <https://www.lesmotsdelanature.fr/blog/coeur/ath%C3%A9roscl%C3%A9rose/>

*Figure 28 : Schéma d'une rupture de plaque d'athérome*

Lorsque les plaques d'athéromes se déposent dans les coronaires, elles induisent un rétrécissement de la lumière du vaisseau appelé sténose. Le flux sanguin dans les coronaires est ainsi diminué. Lorsqu'une plaque d'athérome se rompt, on observe la formation d'un caillot sanguin à la suite de l'activation du mécanisme de coagulation qui va être à l'origine de l'obstruction de l'artère coronaire en question.

A la suite d'une rupture de plaque, l'artère peut être complètement ou partiellement obstruée. Il est de ce fait possible que les symptômes ressentis par le patient n'apparaissent qu'à l'effort dans le cas d'obstruction partielle. En effet, les besoins en oxygène du cœur sont accrus car la perfusion du cœur est diminuée. On parle d'angine de poitrine. Elle est à différencier de l'infarctus qui est une complication. Les symptômes sont présents même au repos.

On parle d'infarctus lors d'une obturation soudaine et complète d'une ou de plusieurs artères coronaires dans la plupart du temps liée à un caillot de sang ou une plaque d'athérome. Lorsqu'une artère est obstruée elle n'arrive plus à acheminer l'oxygène et les nutriments dans les territoires situés en aval de la coronaire. Plus le temps s'écoule plus le risque de nécrose du tissu est important et le pronostic vital est engagé. (OFSP, s. d.)

### 2.13.3 L'étude du myocarde au PET/CT

Le PET-CT (positon emission tomography- Computer tomography), en français le TEP-TDM (tomographie par émission de positons – tomodensitométrie) est une technique d'imagerie qui combine l'acquisition avec la fusion d'images scintigraphiques et scanographiques. Grâce à ces deux types d'images, les différents examens PET-CT amènent des informations métaboliques et anatomiques (Dillenseger, J., & Moerschel, E. 2014).

L'examen cardiaque au PET-CT utilise des rayonnements d'une énergie de 511 keV, il est donc plus irradiant qu'une scintigraphie cardiaque par SPECT (environ 140 keV avec le  $^{99m}\text{Tc}$ ). En revanche il permet une analyse quantitative précise de la perfusion des différents segments myocardiques ainsi qu'une diminution du temps d'examen total estimé à environ quatre heures pour la scintigraphie de stress et de repos à environ 30 minutes pour l'examen PET. (P. Monney et al., 2008)

De plus, selon Monney et al., :

« La sensibilité de détection de lésions sténosantes à l'angiographie est de 95% pour une spécificité de 82% pour le PET, correspondant à un rendement diagnostique supérieur à celui du SPECT. »(p.1311)

L'étude de la perfusion cardiaque au PET-CT peut se réaliser avec du rubidium-82 ou avec de l'ammoniaque marqué à l'azote-13, tous deux injectés par voie intraveineuse. En plus de la perfusion, la viabilité myocardique peut-être observée à l'aide d'un examen PET-CT grâce au 18-F-FDG. Ceci permet d'étudier la viabilité du tissu myocardique à la suite d'une maladie coronarienne. Ceci repose sur la captation du glucose par le cœur.

#### 2.13.4 Les radiopharmaceutiques

Afin de bien comprendre les techniques d'acquisition d'un examen PET-CT, il est primordial de connaître ce que représente un radiopharmaceutique. En médecine nucléaire, les différents radiopharmaceutiques aussi appelés médicaments radiopharmaceutiques sont utilisés soit dans un but thérapeutique comme l'iode 131 lors du traitement de la thyroïde, soit à des fins diagnostiques comme lors de bilans d'extension tumorale au FDG, de bilan de perfusion ou de viabilité cardiaque. Un radiopharmaceutique à deux principales composantes, l'une est radioactive et l'autre est non radioactive. La première se constitue d'un radionucléide, aussi appelé marqueur radioactif, qui va permettre la détection de l'endroit recherché en émettant des rayons. La deuxième se constitue d'une molécule biologique, aussi appelé vecteur, qui par ses fonctions pharmacocinétiques ira se fixer sur une zone d'intérêt. Ainsi, le MRP est métabolisé par le tissu en question et permet la détection par une émission de rayonnement.

Les radionucléides des MRP sont généralement fabriqués de manière artificielle soit dans un réacteur nucléaire par fission nucléaire ou par bombardement neutronique de la cible, soit dans un cyclotron un accélérateur de particules qui permet notamment la fabrication du F18, NH3 ou encore de l'iode 131. Ils peuvent aussi provenir d'un générateur en utilisant le radionucléide mère de l'élément en question comme c'est le cas pour le Tc99m. L'acquisition des images doit être faite en prenant en compte la demi-vie des différents radioisotopes. Si celle-ci est dépassée, il n'y aura plus d'émissions de rayons et il sera impossible d'obtenir une image concluante (Dillenseger, J., & Moerschel, E. 2014).



#### 2.13.4.1 $^{13}\text{NH}_3$

Aux HUG, le radiopharmaceutique N13-ammoniaque est fabriqué par l'Unité Cyclotron depuis 2015. Il est utile notamment pour les examens cardiovasculaires pour analyser la perfusion myocardique. Sa durée de vie est d'environ 10 minutes (9,965min), c'est pour cela qu'il doit être injecté chez le patient directement après sa fabrication. (Wisconsin Medical Radiopharmacy, 2021)

Le marqueur radioactif est l'azote 13 ( $^{13}\text{N}$ ), le vecteur biologique est l'ammoniaque ( $\text{NH}_3$ ). Après l'injection du MRP, il se répand dans la circulation sanguine et se diffuse rapidement dans les tissus notamment dans le myocarde, le foie, le cerveau et les reins. Une fois entré dans les cellules myocardiques par diffusion passive ou active via un échangeur sodium-potassium, soit il est converti par la glutamine synthétase en glutamine N13 et il rejoindra ensuite le pool d'acide aminé de la cellule et y restera piégé. Soit il retourne dans la circulation par diffusion passive à travers la membrane (Dilsizian et al., 2009). La désintégration du N-13 se fait par émissions de positons, ce qui permettra une détection du MRP par les détecteurs de la caméra. L'absorption du N-13 par le myocarde est proportionnelle au flux sanguin coronarien. Ainsi une hypoperfusion myocardique entrainera une hypofixation du radiopharmaceutique qui traduira une baisse de la perfusion myocardique (Carvajal-Juarez et al., 2019).

Du fait de sa courte demi-vie le  $^{13}\text{NH}_3$  doit être produit sur place à l'aide d'un cyclotron. Afin de s'assurer de la qualité du radiopharmaceutique il doit subir les contrôles qualités suivants :

- Contrôle du pH, il doit être compris entre 4,5 et 7,5.
- Pureté du radionucléide déterminée par la mesure du temps de demi-vie ou par le spectre d'émission du rayonnement gamma. Il doit y avoir au minimum 99,5% d'émission à 511KeV.
- Pureté radiochimique déterminée par la HLPC, supérieure à 95%.
- Bactériologique par mesure de la stérilité
- Présence d'endotoxine déterminée par le test limulus ameobosite lysate (LAL). (Rajeev et al., 2009)

Lorsque la solution mère est produite, elle est envoyée dans le service de médecine nucléaire et servira à la réalisation de 4 doses.

## 2.14 Déroulement de l'examen de perfusion cardiaque au $^{13}\text{NH}_3$

### 2.14.1 Indications pour un PET-CT $^{13}\text{NH}_3$

La principale indication pour un examen PET-CT cardiaque chez les patients est la suspicion ou la présence avérée d'une maladie coronarienne. Cette procédure impliquera une imagerie de repos et de stress pharmacologique dans le but d'évaluer la perfusion myocardique.

D'autres indications peuvent mener à cet examen :

- Après un test non invasif équivoque pour le diagnostic ou le pronostic d'une maladie coronarienne.
- Étendue et localisation d'ischémie chez des patients sujets à des artefacts pouvant conduire à un test équivoque (patients obèses).
- Étendue et localisation d'ischémie chez des patients incapables d'effort ergométrique, avec bloc de branche gauche ou rythme électro-entraîné.
- Quantification du flux myocardique pour déterminer la répercussion hémodynamique de sténoses connues ou pour le diagnostic de maladie tritronculaire balancée.
- Quantification du flux myocardique à la recherche d'une atteinte de la microcirculation par syndrome X\* (P Monney et al., 2008).

\*Ensemble de signes physiologiques augmentant le risque de diabète, maladies cardiaques et d'accidents vasculaires cérébraux.

### 2.14.2 Préparation et injection

La production du radionucléide  $^{13}\text{NH}_3$  est réalisée par l'intermédiaire d'un cyclotron. Cet accélérateur à particules permet un bombardement d' $\text{O}^{16}$  par des protons, ce qui engendrera l'émission de particules alpha et la production du  $\text{N}^{13}$ . (Rajeev et al., 2009).

Jusqu'en mars 2019, le service de médecine nucléaire des HUG préparait les seringues de  $^{13}\text{NH}_3$  manuellement à partir de la solution mère. En raison de sa courte demi-vie, l'activité de la solution mère est très importante. À cela s'ajoute l'émission de positons d'une énergie de 511KeV.

Cette manipulation était extrêmement irradiante pour les techniciens. En effet, 770 seringues ont été préparées en 2018 dans le service. Plusieurs techniciens ont dépassé la dose limite de 500 mSv aux extrémités.

Pendant la production de la dose de N13-ammonia un TRM s'occupe du patient. Il s'assure qu'il ne souffre pas d'épilepsie ou que celui-ci n'ait pas ingéré un ou plusieurs des produits suivants au minimum 12 heures avant l'examen :

- Méthylxanthines comme par exemple du thé, du café, du chocolat, des bananes ou des kiwis.
- Théophylline

En cas de consommation de l'un de ses aliments, l'examen doit être repoussé. Ces aliments sont antagonistes du Rapiscan (médicament injecté lors du stress) et peuvent interférer l'un avec l'autre.

Il n'est pas nécessaire qu'il soit à jeun car le  $^{13}\text{NH}_3$  est un examen qui n'est pas dépendant de la glycémie contrairement à l'examen au  $^{18}\text{FDG}$ . Une fois les contre-indications vérifiées, le TRM peut procéder à la pose d'une voie veineuse et à l'installation du patient.

Une fois le patient installé sur la table, des électrodes lui sont posées sur le torse de manière à ce que le cardiologue puisse surveiller de potentiels signes de souffrance cardiaque. De plus elles servent également à l'obtention d'un PET-CT Gated dans le but d'avoir une cinétique du ventricule gauche.



Tirée de : Collection personnelle

*Figure 29 : Transport du flacon de la solution mère de N13-Ammonia*

À la figure 29, nous observons au centre un pot blindé qui contient le flacon de solution mère servant à la réalisation de quatre seringues de N13-ammoniaque.

Ce pot constitué de plomb sera placé au centre du Posijet comme illustré à la figure 29.



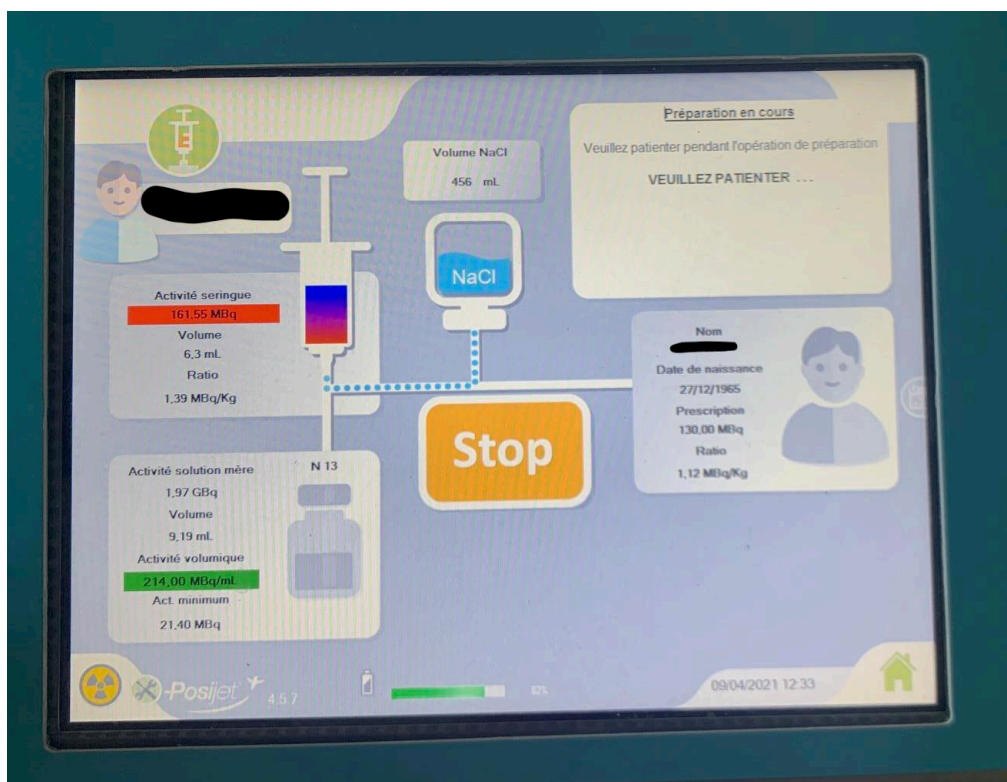
Tirée de : Collection personnelle

*Figure 30 : Photo de la partie du Posijet où l'on place le pot blindé contenant le flacon de solution*

Le pot blindé se positionne au centre de ce volet. Le couvercle de celui-ci est ensuite retiré afin de placer l'opercule blindé. Enfin le système de prélèvement de dose peut être mis en place. Les aiguilles passent à travers l'orifice de l'opercule blindé. Une fois que tout est correctement mis en place l'automate peut être fermé.

Lorsque l'injecteur automatique est prêt à l'emploi, la préparation de doses peut commencer. Elle se fait grâce à l'interface tactile (figure 31). La sélection du patient et l'activité souhaitée pour l'injection se fera directement à partir de cet écran. Ainsi, l'automate prélèvera la dose demandée, soit environ 130 MBq pour l'examen de repos et environ 230 MBq pour l'examen de stress. Le Posijet prélève la dose dans la solution mère avec une marge d'erreur de plus ou moins 30 MBq et l'injectera dans une seringue (figure 32). La seringue contenant la solution fille sera ensuite remplie pour compléter avec une solution de NaCl.

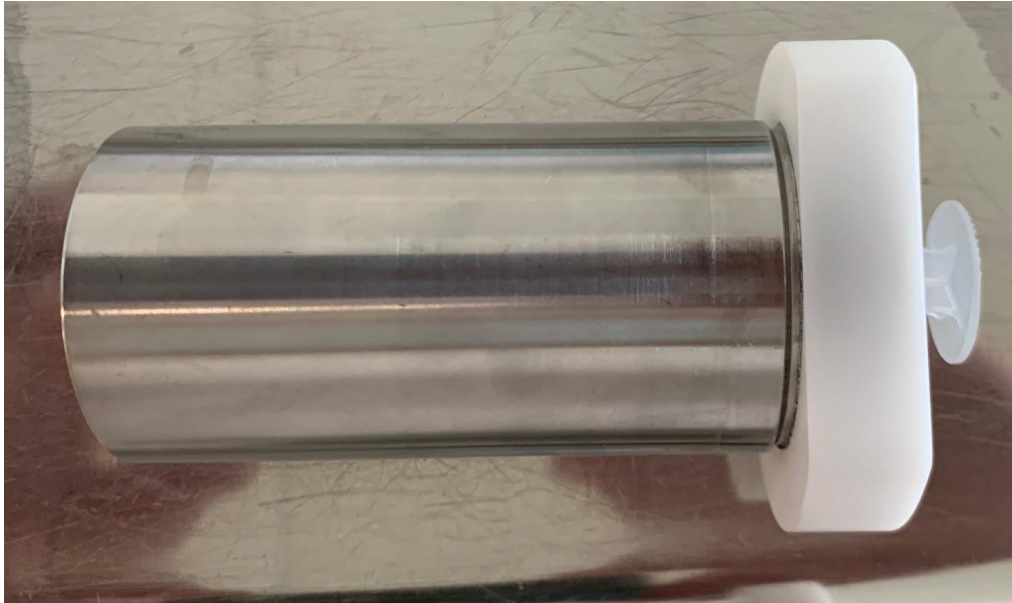
Comme nous pouvons le voir sur la figure 31 l'activité volumique est de 214 MBq/mL. Lors d'un examen il est demandé une dose de 130 ou 230  $\pm$  30 MBq, ce qui représente une infime quantité de solution. De ce fait pour injecter la dose en totalité il est nécessaire de la diluer avec du NaCl.



Tirée de : Collection personnelle

Figure 31 : Écran de contrôle de l'injecteur Posijet

Une fois la procédure terminée, la seringue est placée dans une boîte de protection permettant son transport jusqu'au patient dans la salle d'examen ;



Tirée de : Collection personnelle

*Figure 32 : Seringue contenant la dose de  $^{13}\text{NH}_3$  prête à être injectée au patient avec son protège-seringue*



Tirée de : Collection personnelle

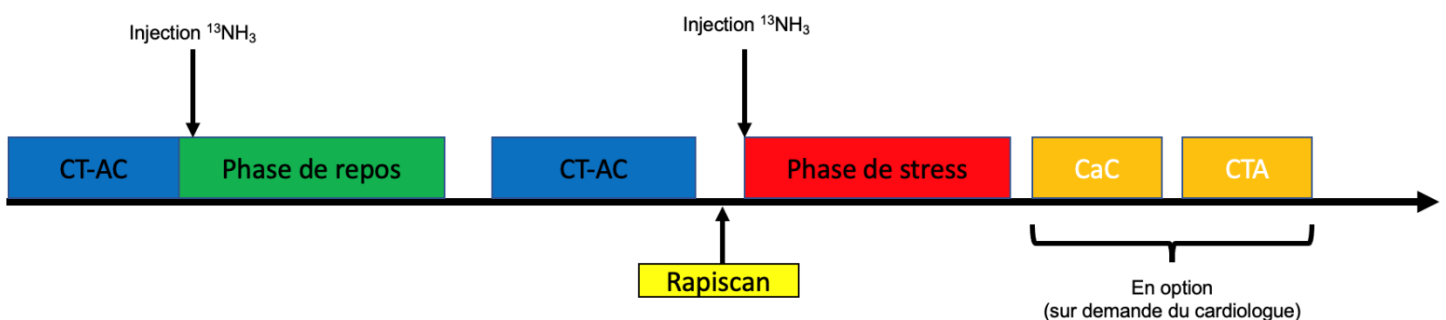
*Figure 33 : TRM prêt pour l'injection du MRP  $^{13}\text{NH}_3$  dans le service de Médecine Nucléaire des HUG*

La première acquisition est de type scanographique via le CT. Elle donne des informations sur l'anatomie du patient mais également sur un paramètre physique qui est l'atténuation. Une fois l'acquisition terminée, le TRM injecte 130MBq de  $^{13}\text{NH}_3$  par voie intraveineuse. L'acquisition PET débute immédiatement après l'injection, elle dure environ 10 minutes.

Lorsque la première phase de repos est terminée, une deuxième acquisition CT est effectuée pour la phase de stress. Lorsque l'acquisition CT est terminée, un vasodilatateur coronarien (*Rapiscan*) est administré au patient. Celui-ci doit être injecté rapidement suivi de l'injection de 230 MBq de  $^{13}\text{NH}_3$ . Comme pour la partie de repos, un rinçage de la tubulure avec une solution de NaCl physiologique est effectué. L'acquisition des images PET débute immédiatement après l'injection du MRP pour une durée de 10 minutes. Un coronaro-CT (CTA) peut être effectué à la suite selon la demande du cardiologue.

#### Contre-indications au Rapiscan :

Les patients ne doivent pas présenter une hypotension sévère, un angor instable ou une insuffisance cardiaque décompensée. L'épilepsie est également une contre-indication absolue. Le Rapiscan peut potentiellement provoquer des réactions graves pouvant mettre en jeu le pronostic vital du patient si ces contre-indications ne sont pas respectées (*compendium.ch*, 2020).



Tirée de : Collection personnelle

Figure 34 : Schéma du déroulement d'un examen PET-CT N13-Ammonia aux HUG

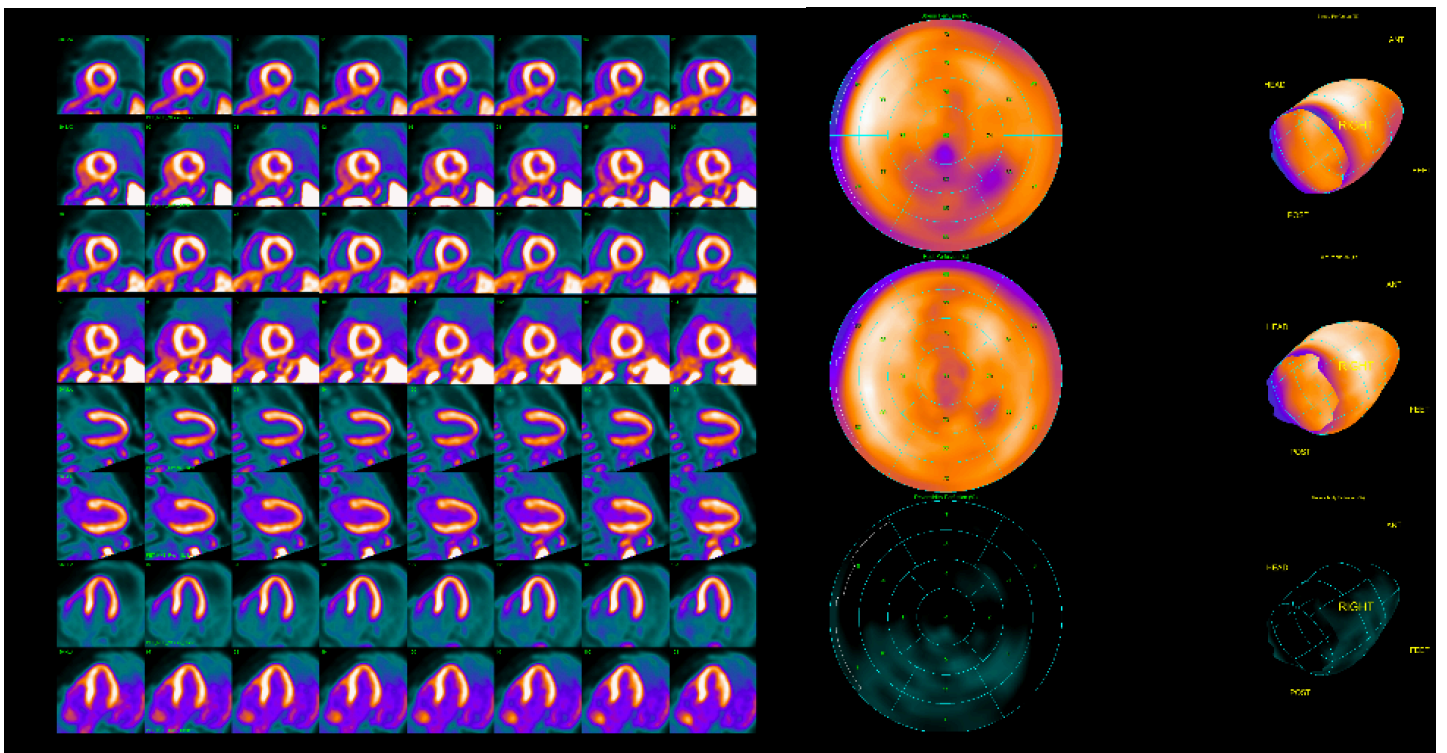
## 2.15 Interprétation des images

### 2.15.1 Images normales

Lorsque l'examen de perfusion cardiaque au  $^{13}\text{NH}_3$  est terminé, les résultats sont présentés de la manière suivante :

- A gauche une planche représentant les deux examens réalisés. L'examen de repos, puis l'examen de stress dans les trois axes principaux du cœur.
- A droite nous retrouvons l'œil de bœuf ou Bull's eyes en anglais.

Nous observons une fixation du  $^{13}\text{NH}_3$  homogène dans le myocarde au repos comme pendant la phase de stress. Cet examen cardiaque est tout à fait normal.



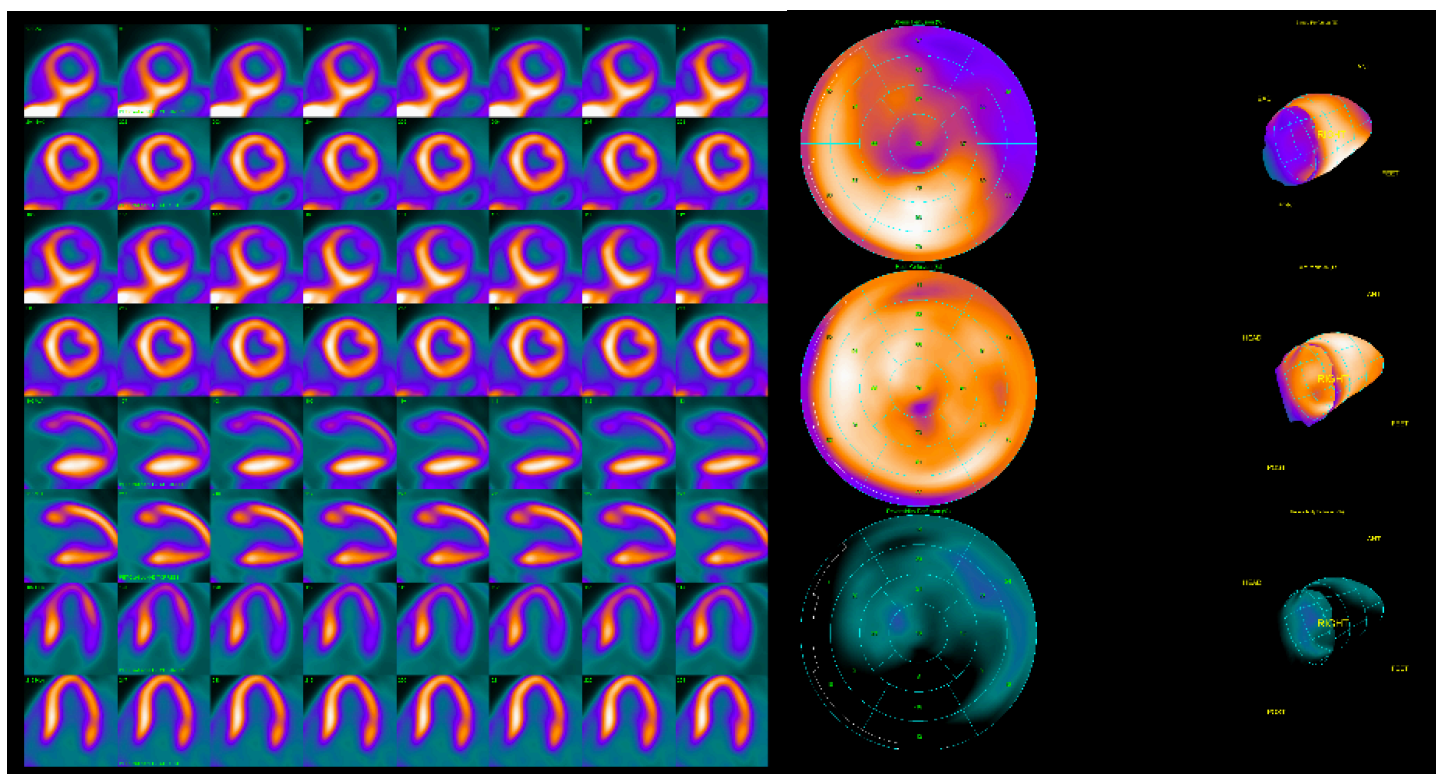
Tirée de : J.Pirello (communication personnelle), 2021

Figure 35 : *Interprétation d'un examen cardiaque normal*



### 2.15.2 Images pathologiques

Lorsque l'on relève une fixation hétérogène du radiopharmaceutique au niveau du myocarde, nous sommes face à une situation pathologique. Les zones hypo perfusées du myocarde traduisent une mauvaise ou un arrêt total de la perfusion myocardique.



Tirée de : J.Pirello (communication personnelle), 2021

Figure 36 : *Interprétation d'un examen cardiaque pathologique*

Dans le cas de ce patient, lors de la phase de repos nous n'observons pas de zone hypo perfusée sur la planche. En revanche lors de l'examen de stress une hypoperfusion apparait nettement qui se retrouve sur le bull's eye.

Une hypoperfusion apparaissant lors de l'épreuve d'effort, invisible ou presque lors de la phase de repos est signe d'ischémie. Ces images nous montrent une ischémie myocardique. L'ischémie est réversible.

### **3 L'optimisation de la radioprotection pour des TRM de médecine Nucléaire lors de la réalisation d'examen cardiaque au N13-ammoniaque avec l'aide du système Posijet®**

#### **3.1 Problématique**

Durant ces dernières années, le nombre d'examens de PET-CT au NH<sub>3</sub> pour l'étude de la perfusion myocardique a considérablement augmenté. Le service de médecine nucléaire des HUG est passé de 770 injections en 2018 à 1500 injections en 2020. Les doses préparées pour cet examen ont une activité de l'ordre de 130 MBq pour les examens de repos et de 230 MBq pour les examens de stress. La demi-vie du radiopharmaceutique est de 10 minutes. Il a donc fallu optimiser les moyens de radioprotection avec des portes-seringues blindés, une coordination des techniciens pour préparer et injecter le radiopharmaceutique avant la fin du temps de demi-vie ainsi qu'un relai entre les techniciens pour l'injection de la dose.

Malgré ces précautions, les relevés de dose de 2018 ont montré un dépassement de la limite autorisée aux extrémités de plus de 500 mSv/an chez certains techniciens. En même temps, un facteur de correction de 5 a été mis en place par l'OFSP pour calculer l'équivalent de dose aux extrémités  $H_p(0,07)$  à l'origine de cet important dépassement de dose. Le service a donc dû réévaluer ses moyens de radioprotection en optant pour l'utilisation d'un Posijet, automate de préparation et d'injection de doses dédié à l'examen au NH<sub>3</sub>.

Au travers de ce travail, nous avons relevé les débits de doses des seringues produites par le Posijet. Ensuite nous avons demandé aux techniciens de porter une bague dosimétrique lors de la préparation et de l'injection des seringues de repos et de stress. Enfin, ces mesures nous ont permis d'évaluer statistiquement le nombre maximum de seringues qu'un technicien peut potentiellement préparer et injecter dans l'année sans dépasser la limite autorisée et donc d'estimer l'efficacité en termes de radioprotection de cet automate.

## 4 Méthode et matériel

### 4.1 Contexte

Pour ce travail, nous avons choisi comme démarche de procéder à une analyse statistique dans le but de connaître le nombre maximum de seringues qu'un TRM peut préparer et/ou injecter lors d'une perfusion myocardique au  $^{13}\text{NH}_3$ . Ceci, sans dépasser la limite de dose autorisée aux extrémités. Nous avons eu l'occasion d'assister à plusieurs examens au  $^{13}\text{NH}_3$  afin de mieux caractériser les différentes étapes de la procédure. Pour estimer la dose reçue, nous avons dû équiper les TRM de bagues dosimétriques supplémentaires dédiées au niveau de l'index de la main dominante lors de la préparation ainsi que de l'injection. Une base de données a été créée avec les résultats obtenus sur le logiciel Microsoft Excel. Le but est de comparer la dose reçue aux extrémités lors de la préparation puis de l'injection.

### 4.2 Analyse de l'organisation aux HUG pour une procédure NH3

Dans un premier temps, nous sommes allés observer le déroulement des examens de  $^{13}\text{NH}_3$ . Nous avons notamment observé l'organisation de l'équipe pour ces examens. Un TRM s'occupe de préparer les seringues de  $^{13}\text{NH}_3$  via le Posijet, 2 autres TRM s'occupent d'injecter les doses aux patients. Lors de l'injection les TRM sont équipés de gants en nitrile et des protèges seringues plombées sont utilisés pour optimiser la radioprotection. Les TRM font un tournus pour l'injection du  $^{13}\text{NH}_3$  aux patients. Tous les TRM sont équipés de bagues dosimétriques, portés sur l'index de la main qui injecte le radiopharmaceutique.

### 4.3 Analyse des relevés dosimétriques qui ont dépassé la dose (2019)

#### 4.4 Matériel utilisé

Pour réaliser notre étude nous avons eu besoin de 3 bagues dosimétriques. Une pour le technicien au Posijet et les 2 autres pour les injections de  $^{13}\text{NH}_3$ .



Tirée de : Dossilab.ch

*Figure 37 : Bague dosimétrique utilisée par les TRM*

Cette bague repose sur le même principe que le dosimètre à thermoluminescence (TLD). Elle permet de mesurer la dose reçue par le technicien aux extrémités. La valeur relevée correspond à l'équivalent de dose individuelle en surface  $H_p(0,07)$ .

Nous avons également eu besoin d'un dosimètre (modèle 6150 AD 6) pour calculer le débit de dose de chaque seringue de  $^{13}\text{NH}_3$ .



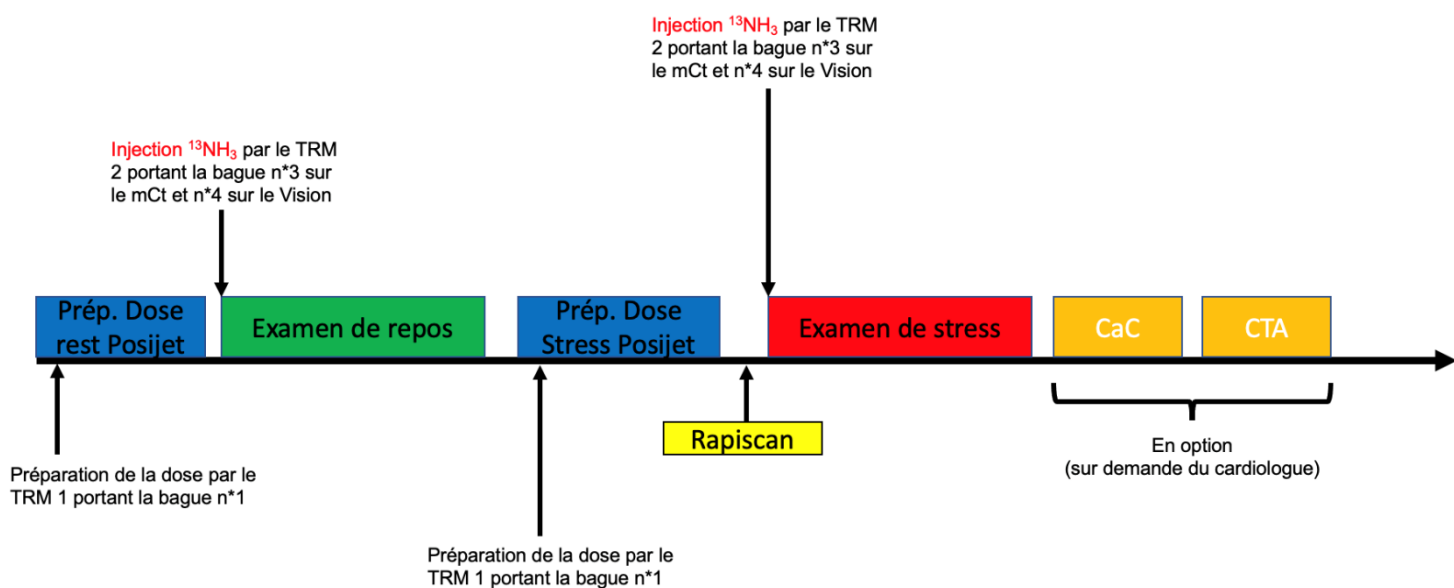
Tirée de : Collection personnelle  
Figure 38 : Dosimètre de modèle 6150 AD 6

## 4.5 Conditions des mesures

Nous avons pris des mesures durant quatre après-midi sur 72 seringues préparées au total. Pour ce faire nous avons d'abord présenté notre projet à l'équipe pour décider de sa faisabilité. Nous avons ensuite cherché à obtenir des bagues dosimétriques pour notre étude. La responsable de l'équipe du « Laboratoire de Radiopharmacie », nous en a fourni 4 qui pouvaient être envoyées aux laboratoires de l'Institut de

Radioprotection de Lausanne pour obtenir la valeur mesurée. Nous les avons numérotées de 1 à 4 pour les identifier, seules les bagues 1, 3 et 4 nous ont été utiles.

- La bague n°1 était destinée au technicien responsable de la préparation de dose.
- La bague n°3 était réservée au technicien qui venait récupérer la seringue dans une valisette plombée en salle de préparation pour aller l'injecter au patient du PET-CT « mCT ».
- La bague n°4 était portée par le technicien qui venait récupérer puis injecter la dose au patient pour faire l'examen sur le PET-CT « Vision ».



Tirée de : Collection personnelle

Figure 39 : Schéma du déroulement d'un examen avec les porteurs des bagues

Aussi, un dosimètre nous a permis de mesurer le débit de dose émis par la seringue prête à être utilisée, juste avant de la placer dans une valisette blindée. Pour la mesure, nous avons placé le dosimètre au contact du protège seringue blindé. Ensuite la préparation de  $^{13}\text{NH}_3$  est placée dans une valisette plombée et part pour l'injection. Les valeurs affichées par le dosimètre ont été directement enregistrées sur un tableau Excel. En fonction du débit de dose relevé et de l'activité présente dans la seringue, nous avons pu normaliser nos valeurs. Cette normalisation est exprimée en  $\mu\text{Sv/h/MBq}$ .



Tirée de : Collection personnelle

Figure 40 : Mesure d'une seringue à l'aide du dosimètre

Le dosimètre a volontairement été placé sur le flanc de la seringue, à l'endroit où le blindage est le plus efficace. C'est à cet endroit-là que la radioprotection est censée être la plus importante.

## 5 Résultats et discussions

### 5.1 La base de données

Cette base de données Excel contient : le numéro de la seringue, le jour et l'heure de l'injection, la production de la solution mère, l'activité en MBq et le débit de dose de la seringue en mSv/h, l'examen de repos ou de stress et sa normalisation en  $\mu\text{Sv/h/MBq}$ .

Tableau 1 : Base de données des 72 seringues

Ref_seringues	Jour	Production	Activité_MBq	Heure_d_inj	Debit_dose_mSv/h	Type_examen	Normalisation_uSv/h/MBq
1	08/04/2021	1	205,11	13:09	2,55	REST	12,43235337
2	08/04/2021	1	267,43	13:13	3,44	REST	12,86317915
3	08/04/2021	1	253,38	13:21	3,26	STRESS	12,86605099
4	08/04/2021	1	253,08	13:28	3,25	STRESS	12,84178916
5	08/04/2021	2	174,73	13:47	1,95	REST	11,16007555
6	08/04/2021	2	158,55	13:50	1,8	REST	11,35288553
7	08/04/2021	2	242,89	13:58	3,05	STRESS	12,55712462
8	08/04/2021	2	239,35	14:01	2,87	STRESS	11,99080844
9	08/04/2021	3	81,91	14:28	0,91	REST	11,10975461
10	08/04/2021	3	142,37	14:31	1,73	REST	12,1514364
11	08/04/2021	3	244,94	14:38	3,13	STRESS	12,77863967
12	08/04/2021	3	245,8	14:42	3,14	STRESS	12,77461351
13	08/04/2021	4	190,19	15:04	2,34	REST	12,30348599
14	08/04/2021	4	162,72	15:07	1,83	REST	11,24631268
15	08/04/2021	4	240,17	15:14	2,94	STRESS	12,24132906
16	08/04/2021	4	250,83	15:18	3,22	STRESS	12,8373799
17	09/04/2021	1	205,28	12:30	2,55	REST	12,42205768
18	09/04/2021	1	166,99	12:33	1,87	REST	11,19827535
19	09/04/2021	1	270,29	12:41	3,47	STRESS	12,83806282
20	09/04/2021	1	267,34	12:44	3,41	STRESS	12,75529289
21	09/04/2021	2	219,88	13:10	2,63	REST	11,96106967
22	09/04/2021	2	188,508	13:12	2,29	REST	12,14802555
23	09/04/2021	2	251,31	13:19	3,24	STRESS	12,8924436
24	09/04/2021	2	268,28	13:22	3,45	STRESS	12,85969882
25	09/04/2021	3	180,34	13:50	2,13	REST	11,81102362
26	09/04/2021	3	150,56	13:53	1,79	REST	11,88894793
27	09/04/2021	3	259,49	14:00	3,31	STRESS	12,7557902
28	09/04/2021	3	243,68	14:03	3,09	STRESS	12,68056467
29	09/04/2021	4	176,43	14:29	1,98	REST	11,22258119
30	09/04/2021	4	169,53	14:33	1,92	REST	11,32542913
31	09/04/2021	4	261,54	14:38	3,34	STRESS	12,77051311
32	09/04/2021	4	249,21	14:44	3,18	STRESS	12,76032262
33	09/04/2021	5	175,62	15:12	1,97	REST	11,21740121
34	09/04/2021	5	149,172	15:15	1,79	REST	11,99957097
35	09/04/2021	5	246,87	15:23	3,15	STRESS	12,7597521
36	09/04/2021	5	250,67	15:27	3,21	STRESS	12,80568078
37	05/05/2021	1	65	13:19	0,82	REST	12,61538462
38	05/05/2021	1	144,437	13:23	1,76	REST	12,18524339
39	05/05/2021	1	212,386	13:28	2,58	STRESS	12,14769335
40	05/05/2021	1	184,74	13:30	2,22	STRESS	12,0168886
41	05/05/2021	2	193,14	13:55	2,36	REST	12,21911567
42	05/05/2021	2	162,072	14:00	1,82	REST	11,22957698
43	05/05/2021	2	250,246	14:08	3,2	STRESS	12,78741718
44	05/05/2021	2	226,733	14:11	2,7	STRESS	11,90827978
45	05/05/2021	3	163,554	14:38	1,84	REST	11,250107
46	05/05/2021	3	167,928	14:41	1,88	REST	11,19527417
47	05/05/2021	3	250,892	14:47	3,22	STRESS	12,83420755
48	05/05/2021	3	236,879	14:51	2,82	STRESS	11,90481216
49	05/05/2021	4	165,639	15:19	1,85	REST	11,16886724
50	05/05/2021	4	142,005	15:22	1,73	REST	12,18266962



51	05/05/2021	4	244,007	15:30	3,11 STRESS	12,74553599
52	05/05/2021	4	173,173	15:33	1,95 STRESS	11,26041588
53	05/05/2021	5	200,002	15:55	2,5 REST	12,499875
54	05/05/2021	5	166,762	15:58	1,87 REST	11,21358583
55	05/05/2021	5	264,363	16:07	3,37 STRESS	12,74762353
56	05/05/2021	5	250,843	16:10	3,22 STRESS	12,8367146
57	19/05/2021	1	169,194	13:07	1,92 REST	11,34792014
58	19/05/2021	1	177,182	13:10	2,04 REST	11,5135849
59	19/05/2021	1	249,854	13:18	3,19 STRESS	12,76745619
60	19/05/2021	1	241,902	13:21	3,01 STRESS	12,44305545
61	19/05/2021	2	198,878	13:49	2,4 REST	12,0676998
62	19/05/2021	2	142,664	13:52	1,73 REST	12,12639489
63	19/05/2021	2	251,351	13:59	3,24 STRESS	12,8903406
64	19/05/2021	2	240,888	14:02	2,95 STRESS	12,24635515
65	19/05/2021	3	160,588	14:28	1,81 REST	11,27107879
66	19/05/2021	3	147,536	14:31	1,78 REST	12,06485197
67	19/05/2021	3	245,517	14:38	3,14 STRESS	12,78933842
68	19/05/2021	3	243,104	14:43	3,08 STRESS	12,66947479
69	19/05/2021	4	137,209	15:19	1,68 REST	12,24409478
70	19/05/2021	4	120,187	15:22	1,39 REST	11,56531072
71	19/05/2021	4	183,05	15:31	2,21 STRESS	12,07320404
72	19/05/2021	4	113,4	15:37	1,34 STRESS	11,81657848

## 5.2 La normalisation des mesures

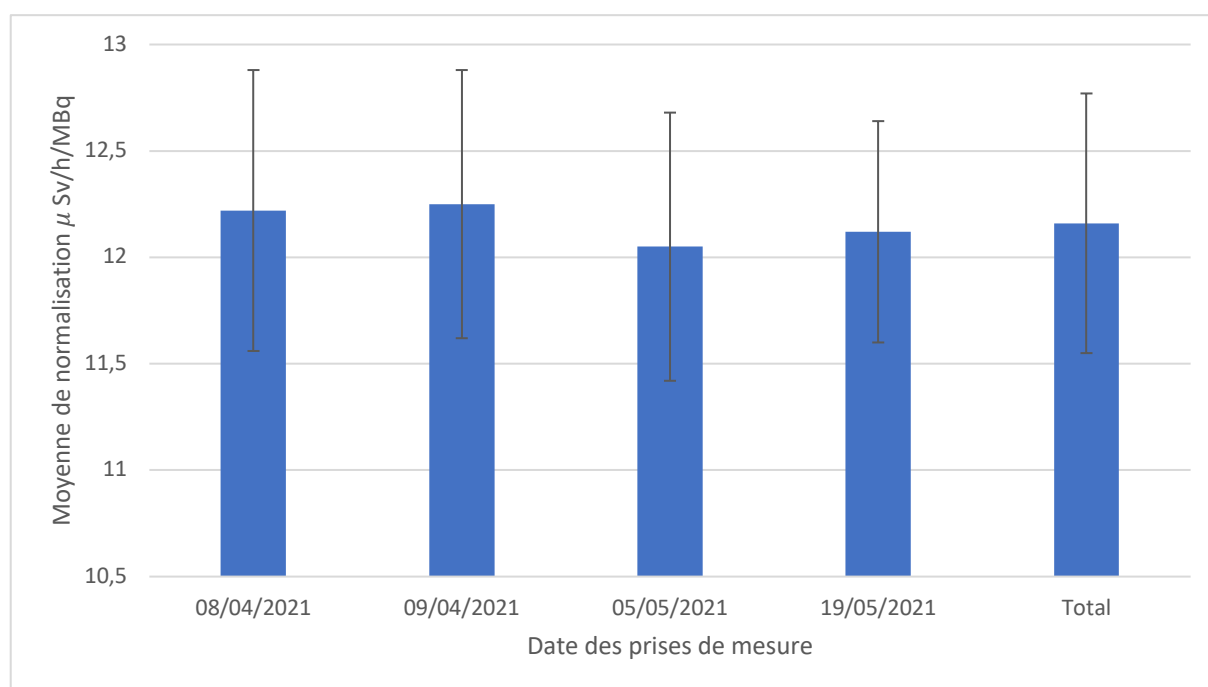
Avec l'aide de la base de données, nous avons obtenu les moyennes des normalisations ainsi que leur écart type pour chaque jour de prise de mesures. Les résultats sont retranscrits dans le tableau ci-dessous.

Tableau 2 : Moyenne des normalisations des différents jours et leur écart-type

	08/04/2021	09/04/2021	05/05/2021	19/05/2021	Total
Moyenne en $\mu\text{Sv/h/MBq}$	12,22	12,25	12,05	12,12	12,16
Écart-type en $\mu\text{Sv/h/MBq}$	0,66	0,63	0,63	0,52	0,61

La normalisation moyenne totale est de :  $12,16 \pm 0,61 \mu\text{Sv/h/MBq}$ .

A partir de ce tableau nous avons obtenu le graphique 1 :



Graphique 1 : Normalisation des mesures en  $\mu\text{Sv/h/MBq}$  en fonction des jours

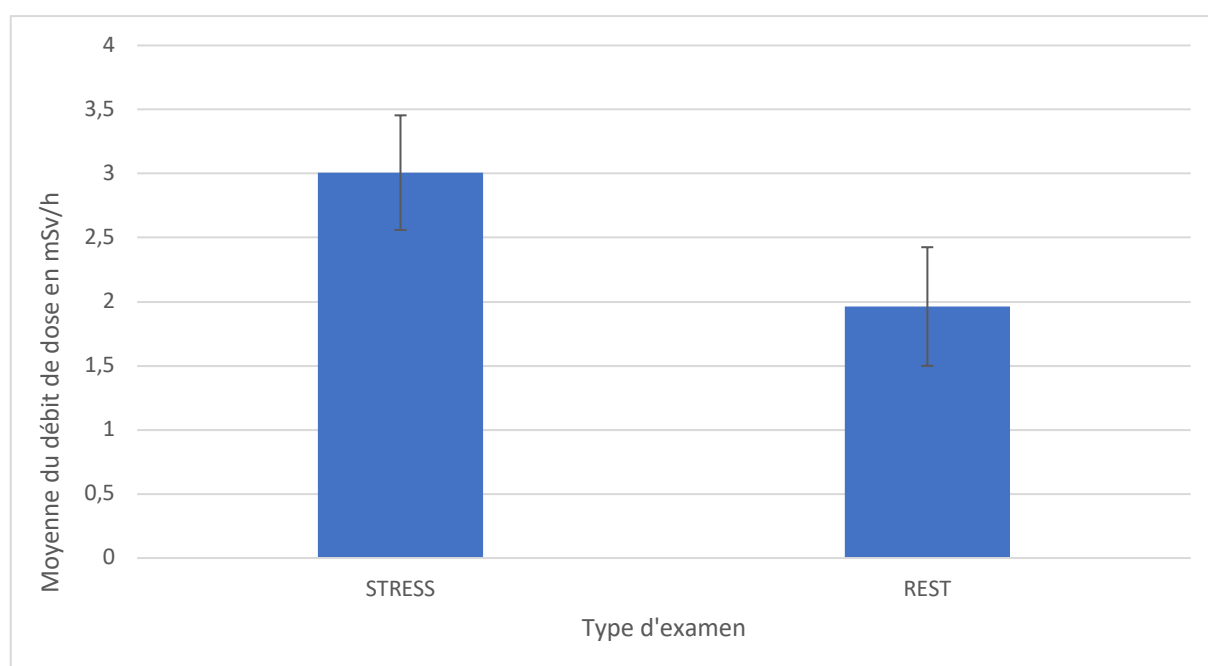
Les mesures ont été prises durant les 4 jours de présence sur site de la même manière. On observe que les moyennes de normalisation varient très légèrement entre les différents jours, de 12,05 à 12,25  $\mu\text{Sv/h/MBq}$  soit de l'ordre d'environ 0,2  $\mu\text{Sv/h/MBq}$ . Nous estimons que cette différence de moyenne est marginale puisqu'elle est englobée par l'écart type. De ce fait on peut affirmer que nos valeurs sont relativement stables et reproductibles.

### 5.3 Le débit de dose des seringues de stress et de repos

Comme il a déjà été mentionné, les seringues de repos contiennent une activité d'environ  $130\text{MBq} \pm 30\text{MBq}$ . Tandis que les seringues de stress, elles, contiennent une activité avoisinant les  $230\text{MBq} \pm 30\text{MBq}$ . Le calcul des moyennes des débits de doses de stress et de repos est retranscrit dans le tableau suivant.

Tableau 3 : Moyenne des débits de dose de stress et de repos et leur écart-type

	STRESS	REST
Moyenne Débit_Dose en mSv/h	3,01	1,96
Écart-type Débit_Dose en mSv/h	0,45	0,46



Graphique 2 : Moyenne du débit de dose en fonction de l'activité lié au type d'examen

Sur les 72 seringues mesurées, les seringues de stress sont environ 1,5 fois plus irradiantes que les seringues de repos.

$$F_{dose} = \frac{3,01}{1,96} \approx 1,54$$

Le rapport entre les activités injectés au repos et en phase de stress est de 230/130 qui est environ égal à 1,77. Nous injectons environ 1 à 2 fois plus d'activité lors de la phase de stress que lors de celle de repos. Le rapport des différents débits de dose de 1,54 est donc du même ordre de grandeur que celui des activités injectées.

## 5.4 Les valeurs des bagues dosimétriques

Les bagues dosimétriques que les TRM ont portées durant les prises de mesures ont été envoyées à l'IRA pour analyse. Les mesures relevées sont les suivantes :

Tableau 4 : Valeurs des bagues dosimétriques portés par les TRM

	Bague Posijet	Bague PET-CT « mCT »	Bague PET-CT « Vision »
Dose reçue en mSv	1,1	1,5	1,8
<b>Total en mSv</b>	<b>1,1</b>	<b>3,3</b>	

Un TRM injectant le  $^{13}\text{NH}_3$  au patient reçoit au bout de 72 seringues (36 seringues de repos et 36 seringues de stress) 3,3 mSv aux extrémités. En revanche le TRM qui prépare les 72 seringues avec le Posijet a reçu 1,1 mSv, soit un gain en radioprotection de l'ordre de 66%.

## 5.5 Les valeurs concernant le TRM en charge du Posijet

Nous avons défini au paragraphe 2.10.1 que la dose limite aux extrémités telle que mesurée par la bague dosimétrique ne doit pas dépasser les 500mSv/an, après multiplication par un facteur 5 de la dose mesurée, soit 100 mSv/an.

Nous estimons que le TRM en charge du Posijet prépare autant de seringues de repos que de seringues de stress. En se basant uniquement sur les valeurs mesurées lors de notre étude nous obtenons  $N_{\text{seringues/pos}}$  :

$$N_{\text{seringues/pos}} = \frac{72 \times 100}{1,1} \approx 6545 \text{ seringues}$$

Le TRM manipulant le Posijet pourra alors manipuler environ 6545 seringues avant de dépasser le seuil légal maximal de dose aux extrémités.

En revanche si nous considérons qu'il ne manipule pas autant de seringues de stress que de seringues de repos nous aurons des valeurs différentes. Nous savons que les 36 seringues de stress sont 1,54 fois plus irradiantes que les seringues de repos.

Nous cherchons maintenant à déterminer la dose émise par les 36 seringues de stress et celle émise par les seringues de repos pour l'opérateur qui manipulait le Posijet :

$$\begin{aligned}
 1,54 * 36x + 36x &= 1,1 \\
 &= 55,44x + 36x = 1,1 \\
 &= 91,44x = 1,1 \\
 x &= \frac{1,1}{91,44} \approx 0,012
 \end{aligned}$$

Or  $S_{36stress/pos} = 1,54 * 36 * 0,012 \approx 0,67 \text{ mSv}$ .

Donc les 36 seringues de stress sont responsables d'environ 0,67 mSv reçus aux extrémités pour l'opérateur du Posijet.

En ce qui concerne les 36 seringues de repos on obtient :

$$S_{36rest/pos} = 1,1 - 0,67 = 0,43 \text{ mSv}$$

Elles sont responsables d'environ 0,43 mSv.

On ne s'intéresse maintenant qu'à un seul et unique type de seringues. Nous allons estimer sur la base de nos valeurs cette fois, le nombre de seringues que l'opérateur du Posijet pourrait préparer avant d'atteindre le seuil maximal de 500mSv.

$$N_{seringues/stress\_pos} = \frac{36 \times 100}{0,67} \approx 5373 \text{ seringues}$$

$$N_{seringues/rest\_pos} = \frac{36 \times 100}{0,43} \approx 8372 \text{ seringues}$$

Un opérateur qui selon nos relevés de mesures préparerait uniquement des seringues pour l'examen de stress au N13-ammonia pourrait produire environ 5373 seringues

par an. En revanche s'il prépare uniquement les seringues pour l'examen de repos il pourrait en faire environ 8372.

## 5.6 Les valeurs concernant le TRM en charge des injections

Concernant le TRM qui injecte les doses de  $^{13}\text{NH}_3$ . En préparant 72 seringues il a cumulé 3,3 mSv aux extrémités. Si on se base sur les valeurs mesurées au cours de notre étude nous obtenons  $N_{\text{seringues/pos}}$  :

$$N_{\text{seringues}} = \frac{72 \times 100}{3,3} \approx 2181 \text{ seringues}$$

Si un TRM injecte le même nombre de seringues de repos que de seringues de stress, il est possible pour lui d'injecter environ 2181 seringues de la même manière dont elles ont été injectées durant l'étude.

Dans le service des HUG, les TRM injecte les seringues de  $^{13}\text{NH}_3$  à tour de rôle. De ce fait un TRM est susceptible d'injecter plus de seringues de stress que de repos et vice-versa.

Nous allons chercher à définir de la même manière que celle utilisée pour l'opérateur du Posijet le nombre de seringues de repos et de stress qu'un technicien peut injecter.

Nous cherchons premièrement à définir la dose émise par les 36 seringues de stress et les 36 seringues de repos.

$$\begin{aligned} 1,54 * 36x + 36x &= 3,3 \\ &= 55,44x + 36x = 3,3 \\ &= 91,44x = 3,3 \\ x &= \frac{3,3}{91,44} \approx 0,036 \end{aligned}$$

Or  $S_{36\text{stress/inj}} = 1,54 * 36 * 0,036 \approx 1,99 \text{ mSv}$ .

Donc les 36 seringues de stress sont responsables d'environ 1,99 mSv reçus aux extrémités.

En ce qui concerne les 36 seringues de repos on obtient :

$$S_{36rest/inj} = 3,3 - 1,99 = 1,31 \text{ mSv}$$

Elles sont responsables d'environ 1,3 mSv.

Sur cette base, nous calculons le nombre de seringues de N13-ammoniaque d'un seul et unique type qu'un TRM peut injecter avant de dépasser la limite légale.

$$N_{seringues/stress\_inj} = \frac{36 \times 100}{1,99} \approx 1809 \text{ seringues}$$

$$N_{seringues/rest\_inj} = \frac{36 \times 100}{1,31} \approx 2748 \text{ seringues}$$

Un TRM qui, selon nos relevés de mesures injecterait uniquement des seringues pour l'examen de stress au N13-ammoniaque pourrait donc injecter environ 1809 seringues. En revanche s'il injecte uniquement les seringues pour l'examen de repos il pourrait en injecter environ 2748.

## 5.7 Tableau récapitulatif des valeurs concernant le TRM et analyse

Tableau 5 : Récapitulatif des valeurs obtenues en fonction de nos mesures

	TRM Inj	TRM Inj_STRESS	TRM Inj_REST	TRM Pos	TRM Pos_STRESS	TRM Pos_REST
Nombre seringues*	2181	1809	2748	6545	5373	8372
Équivalent Jours**	<b>136</b>	<b>226</b>	<b>343</b>	<b>409</b>	<b>671</b>	<b>1046</b>

\*Nombre de seringues avant de dépasser la dose maximale autorisée aux extrémités

\*\*Équivalent en nombre de jours basé sur une journée type aux HUG, soit 4 productions de  $^{13}\text{NH}_3$ /jour, (8 seringues de repos et 8 seringues de stress).

En 2018 la cardiologie nucléaire aux HUG a produit 770 seringues de  $^{13}\text{NH}_3$ . Lors de cette production les techniciens qui préparaient les doses ont vu leur limite de dose aux extrémités être dépassée. Aujourd'hui avec l'aide du Posijet, un seul technicien peut préparer environ 6545 seringues. Auparavant, au bout de 770 seringues produites par l'entière du service, certains avaient déjà dépassé la dose aux extrémités. Ceci représente environ 409 après-midis de production pour un seul technicien, bien loin des 48 après-midis nécessaires pour l'ensemble des techniciens du service lors de la production 770 seringues. Le Posijet a apporté un réel gain de radioprotection.

Si les mesures de radioprotection sont suivies, le seuil des 500 mSv aux extrémités lors de la production de doses en une année ne peut être atteint compte tenu du volume actuel

En 2020, le nombre de seringues produites a doublé par rapport à 2018 pour passer à environ 1500 injections de  $^{13}\text{NH}_3$ . Malgré la nette augmentation des examens de perfusion cardiaque, la limite de dose aux extrémités ne sera toujours pas dépassée. En revanche, en ce qui concerne le TRM qui injecte, il est limité à 2181 seringues s'il injecte le même nombre de seringues de stress que de repos. Avec la constante augmentation du nombre d'examen de  $^{13}\text{NH}_3$  en cardiologie nucléaire, il faudra être vigilant pour le TRM et respecter et appliquer toutes les règles de radioprotection avec rigueur. De plus, ces valeurs statistiques concernent uniquement le N13-ammoniaque, il faudra alors prendre en compte l'irradiation associées aux autres examens.



## 6 Conclusion

En conclusion, cette étude nous a permis d'objectiver l'utilité du Posijet dans l'optimisation de la radioprotection pour les TRM du service de médecine nucléaire des HUG.

Nous avons constaté que grâce à ce système, un seul TRM peut préparer environ 8,5 fois plus de seringues que le nombre de seringues produit par le service auparavant lorsqu'il ne possédait pas cet injecteur automatique. Cela représente environ 6545 seringues pour un technicien seul contre 770 pour l'ensemble des techniciens auparavant.

En 2020, 1500 seringues de  $^{13}\text{NH}_3$  ont été produites par l'ensemble du service des HUG. Compte tenu du volume actuel, du suivi des règles de radioprotection et du nombre de seringues qu'un technicien peut préparer seul, il n'est plus possible de dépasser la limite de dose maximale aux extrémités lors de la réalisation d'examen au N13-ammoniaque.

L'utilisation d'un Posijet représente un réel moyen de radioprotection lors de la préparation de dose de  $^{13}\text{NH}_3$ . Toutefois, l'injection se fait toujours manuellement, il faut donc appliquer les moyens de radioprotection comme la distance, le temps d'injection ainsi que l'utilisation de porte-seringues plombés et de gants.

Au niveau organisationnel, il est important qu'un tournus se fasse entre les TRM pour l'injection du radiopharmaceutique. Le TRM en charge de l'injection peut injecter environ 2181 seringues avant de dépasser la dose maximale, ce qui représente environ 136 journées. Effectivement, les TRM qui injectent le radiopharmaceutique sont environ 3 fois plus impactés que le TRM au Posijet s'il injecte le même nombre de seringues de repos que de stress.

Toutes les mesures de radioprotection doivent être prises en compte qu'elles soient organisationnelles, techniques ou comportementales et cela doit permettre aux TRM de ne pas dépasser la limite de dose autorisée par l'OFSP aux extrémités.

## 7 Difficultés rencontrées

Notre étude était en début d'année ciblée sur le Posijet utilisé pour le  $^{18}\text{F}$ -FDG. Nous avons dû en cours d'année rediriger notre problématique pour l'examen au  $^{13}\text{NH}_3$  car le sujet nous permettait davantage d'analyser l'optimisation de la radioprotection. Il a donc fallu revoir la rédaction de notre état de l'art pour la consacrer davantage autour du sujet de la perfusion myocardique.

La deuxième difficulté rencontrée était en rapport avec le planning des examens au  $^{13}\text{NH}_3$  aux HUG. Nous avons prévu de réaliser nos mesures pour l'étude durant le mois d'avril. Il n'a cependant pas toujours été simple de trouver un créneau où nous étions tous les trois disponibles et où la production de  $^{13}\text{NH}_3$  avait bien lieu. En effet, la production est assurée par le cyclotron. Il est arrivé plusieurs fois qu'on ne puisse pas effectuer nos mesures car il est souvent tombé en panne. Les examens ont donc été reportés. Le PET-CT a aussi subi une panne une journée avant notre venue. Nous avons donc dû revenir durant le mois de mai pour finir de réaliser les mesures. Néanmoins, le délai d'envoi des bagues dosimétriques à l'IRA pour obtenir les résultats a été rapide et nous a permis d'exploiter les valeurs obtenues dans les temps.

Enfin, nous avons réussi à terminer notre travail à temps en respectant une certaine organisation. Ce travail nous a permis d'apprendre à collaborer à trois étudiants pour mener à bien une étude. Cela nous a appris à considérer les avis de chacun concernant les différentes parties de notre écrit même lorsqu'ils étaient différents.

## 8 Perspectives

Notre étude a permis d'analyser des mesures de dose pour 72 seringues. Afin d'obtenir des résultats plus précis, l'étude pourrait être portée sur une durée plus longue.

Nous avons également recherché des données sur des injecteurs automatiques fabriqués par d'autres constructeurs que LemerPax pour analyser leurs performances. Le système d'injection automatique IRIDE de la société italienne Comecer a retenu notre attention. L'étude publiée en 2020 de Skovorodko et al. a permis de démontrer une réduction de dose de 33% entre 2014 et 2018 avec l'utilisation de ce système lors de manipulation de  $^{18}\text{F}$ -FDG.

A l'aide d'une comparaison d'études, le système IRIDE s'est avéré plus efficace en termes de radioprotection pour les TRM que le système Posijet lors de la manipulation de  $^{18}\text{F}$ -FDG. La Figure 39 nous montre une dose moyenne de 5.06 nSv/MBq avec le système IRIDE et une dose moyenne de 39,75-83 nSv/MBq avec le système Posijet.

Comparison of study results with similar studies.

Study	$^{18}\text{F}$ -FDG injection method	Dose/MBq (nSv/MBq)	Radiation dose per patient study for radiology technologist ( $\mu\text{Sv}$ patient)	Prescribed activity (MBq)
This study	<b>IRIDE</b> (Comecer)	5.06	1.67 $\pm$ 0.19 (for steps 3 and 5)	330 $\pm$ 28.8*
This study	ALTHEA/WIS (Comecer)	7.09	2.32 $\pm$ 0.40 (for steps 3 and 5)	330 $\pm$ 28.8*
Costa et al., 2018 [2]	Shielded hot-cell, individual shield syringes are assigned to each patient.	17.95	5.1 $\pm$ 1.7	284
Antic et al., 2014 [13]	The Intego (Medrad) and semiautomatic dispensing system	–	4.2–7 (Medrad) 5–6 (semiautomatic) (both for steps 2–5)	–
Lecchi et al., 2012 [7]	The Intego (Medrad)	9.54	2.43 $\pm$ 0.24 (for steps 2–5)	254.6
Covens et al., 2010 [5]	The Posijet	39.75–63.6	15.9 $\pm$ 3.3 (for steps 3 and 5)	250–400
Kop et al., 2010 [8]	Koenders system and Docking Station	8.37–21.9	3.1 (optimized), 8.1 (not optimized steps 1–5)	370
Leide-Svegborn, 2010 [14]	Shielded syringe	13.3–16.6	4–5	300
Cuillet et al., 2005 [4]	Semiautomatic injector	9.4	3.24 $\pm$ 2.1 (for steps 2–5)	345 $\pm$ 84

*Tirée de : Skovorodko et al., 2020*

*Figure 41 : Comparaison de dose entre le système IRIDE et d'autres automatés*

Notre étude pourrait donc se poursuivre selon la même méthode de mesures de dose entre IRIDE et le Posijet afin de vérifier si le système IRIDE présente également une meilleure radioprotection que le système Posijet avec une procédure  $^{13}\text{NH}_3$ .

## 9 Bibliographie

*Actualités 2019 du service d'ingénierie biomédicale à Genève aux HUG | HUG - Hôpitaux*

*Universitaires de Genève.* (s. d.). Consulté 14 décembre 2020, à l'adresse

<https://www.hug.ch/service-ingenierie-biomedicale/2019>

Agence internationale de l'énergie atomique. (2018, avril 5). *La production de radio-isotopes dans les réacteurs de recherche* [Text]. IAEA.

<https://www.iaea.org/fr/themes/la-production-de-radio-isotopes-dans-les-reacteurs-de-recherche>

Al-Issa, M., Balet, G., Cutruzzola, V., Fumeaux, C., Hirschi, L., Gagnebin, M., Goumaz, M., & Ding, S. (2017). *Notions de radiobiologie et profession TRM = Begriffe der Radiobiologie und des Berufs der Fachperson für medizinisch-technische Radiologie.*

*Analyse élémentaire par fluorescence X - 2 [deuns].* (s. d.). Consulté 11 juin 2021, à

l'adresse <http://deuns.chez.com/sciences/fluor/fluor2.html>

Approaches. *Applied Radiation and Isotopes*, 150, 135-140.

<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.05.031>

Balny, F., Bouhier, I., Alberini, J.-L., Petegnief, Y., & Poignant, S. (2004). Contraintes de radioprotection et d'aménagement d'une unité de tomographie par émission de positons (TEP). *ITBM-RBM*, 25(3), 185-190.

<https://doi.org/10.1016/j.rbmret.2004.03.005>

Bhargava, P. (2016). *Figure 1. Structure and metabolism of FDG. In FDG, 18 F is substituted...* ResearchGate. [https://www.researchgate.net/figure/Structure-and-metabolism-of-FDG-In-FDG-18-F-is-substituted-for-the-normal-hydroxyl\\_fig14\\_230850387](https://www.researchgate.net/figure/Structure-and-metabolism-of-FDG-In-FDG-18-F-is-substituted-for-the-normal-hydroxyl_fig14_230850387)

Bonardel, G. (2014a). Radioprotection en médecine nucléaire : Pourquoi et comment faire mieux ? *Médecine Nucléaire*, 38(3), 188-199.

<https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2014.03.002>

Bonardel, G. (2014b). Radioprotection en médecine nucléaire : Pourquoi et comment faire mieux ? *Médecine Nucléaire*, 38(3), 188-199.

<https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2014.03.002>

British Nuclear Medicine Society 46th Annual Spring Meeting, ICC Birmingham 14th–16th April 2018: (2018). *Nuclear Medicine Communications*, 39(4), 346-395.

<https://doi.org/10.1097/MNM.0000000000000814>

Carvajal-Juarez, I., Monroy-Gonzalez, A., Espinola-Zavaleta, N., Meave-Gonzalez, A., & Alexanderson-Rosas, E. (2019). PET/CT with <sup>13</sup>N-ammonia : Characteristics and Utility in Coronary Artery Disease. *Annals of Nuclear Cardiology*, 5(1), 63-68.

<https://doi.org/10.17996/anc.19-00100>

*Cas client—Unité mobile d'imagerie médicale & radioprotection—HUG*. (s. d.). Lemer

Pax. Consulté 26 janvier 2021, à l'adresse <https://www.lemerpax.com/garantir-des-conditions-de-radioprotection-optimales-dans-une-unite-mobile-dimagerie-medicale-lexemple-des-hug-en-suisse/>

Cheng, K. T. (2004). [<sup>13</sup>N]Ammonia. In *Molecular Imaging and Contrast Agent Database (MICAD)*. National Center for Biotechnology Information (US).

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK23075/>

*Coeur*. (2019). Consulté 1 juin 2021, à l'adresse

<https://www.afblum.be/bioafb/coeur/coeur.htm>

Commission internationale de protection contre les radiations, Nénot, J.-C., & Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (France). (2009). *Recommandations 2007*. Éd. Tec & doc ; [Lavoisier].

Compendium.ch. (s. d.). compendium.ch. Consulté 14 décembre 2020, à l'adresse

<https://compendium.ch/fr/product/1363959-rapiscan-sol-inj-400-mcg-5ml>

Cordoliani, Y.-S., & Foehrenbach, H. (2014a). 1—Nature et origine des rayons ionisants.

In Y.-S. Cordoliani & H. Foehrenbach (Éds.), *Radioprotection en milieu médical (Troisième Édition)* (p. 9-19). Elsevier Masson. <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-73982-8.00001-3>

Cordoliani, Y.-S., & Foehrenbach, H. (2014b). 2—Interaction des rayonnements ionisants

avec la matière. In Y.-S. Cordoliani & H. Foehrenbach (Éds.), *Radioprotection en milieu médical (Troisième Édition)* (p. 21-29). Elsevier Masson.

<https://doi.org/10.1016/B978-2-294-73982-8.00002-5>

Covens, P., Berus, D., Vanhavere, F., & Caveliers, V. (2010). The introduction of

automated dispensing and injection during PET procedures : A step in the optimisation of extremity doses and whole-body doses of nuclear medicine staff.

*Radiation Protection Dosimetry*, 140(3), 250-258. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncq110>

Damien, P., Guilloux, V., Blanc-Béguin, F., Guillo, P., & Salaün, P. Y. (2015). Recherche

de contamination atmosphérique dans un service de médecine nucléaire. *Médecine Nucléaire*, 39(2), 192-198. <https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2014.10.001>

De Beco, V., Le Bars, D., & Scherrmann, J.-M. (2008). Le fluor 18 en radiopharmacie.

*Annales Pharmaceutiques Françaises*, 66(1), 60-65.

<https://doi.org/10.1016/j.pharma.2007.12.002>

Denis Bard & Lévesques. (s. d.). *Rayonnements ionisants*.

Dillenseger, J., & Moerschel, E. (2014). Chapitre 11 : Généralités en médecine nucléaire.

In *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie : Quand la théorie éclaire la pratique* (Elsevier Masson, p. 305-313).

Dilsizian, V., Bacharach, S. L., Beanlands, R. S., Bergmann, S. R., Delbeke, D., Gropler, R. J., Knuuti, J., Schelbert, H. R., & Travin, M. I. (2009). PET myocardial perfusion and metabolism clinical imaging. *Journal of Nuclear Cardiology*, 16(4), 651-651.

<https://doi.org/10.1007/s12350-009-9094-9>

*Directive Tâches de l'expert V01 01.06.2019.* (s. d.). 5.

*Dosilab : Contact.* (s. d.). Consulté 14 juin 2021, à l'adresse <https://www.dosilab.ch/ch-fr/contact>

*Dosilab : Dosimétrie passive.* (2020). <https://www.dosilab.fr/dosimetrie-passive>

El Ajmi, W., Fraj, A., Bouguerra, C., Hammami, H., & Sellem, A. (2019). Suivi dosimétrique du profil de poste dans un service de médecine nucléaire. *Médecine Nucléaire*, 43(2), 213. <https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2019.01.115>

Elsevier. (s. d.). *Effets biologiques associés aux rayons X.* Elsevier Connect. Consulté 28 janvier 2021, à l'adresse <https://www.elsevier.com/fr-fr/connect/imagerie-medicale/effets-biologiques-associes-aux-rayons-x,-risques-et-radioprotection-pratique>

Ferrari, P., Sans-Merce, M., Carnicer, A., Donadille, L., Fulop, M., Ginjaume, M., Gualdrini, G., Mariotti, F., & Ruiz, N. (2011). Main results of the Monte Carlo studies carried out for nuclear medicine practices within the ORAMED project. *Radiation Measurements*, 46(11), 1287-1290. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.07.009>

*Figure 1.5 : Dominance relative des trois différents modes...* (2018). ResearchGate. [https://www.researchgate.net/figure/Dominance-relative-des-trois-differents-modes-dinteractions-photon-matiere-33\\_fig6\\_330245450](https://www.researchgate.net/figure/Dominance-relative-des-trois-differents-modes-dinteractions-photon-matiere-33_fig6_330245450)

*Formation d'experts en radioprotection dans l'utilisation de matières radioactives non scellées dans un secteur de travail B/C.* (s. d.).

- Galvez, D., Cormier, N., & Froger, S. (2017). Retour d'expérience sur l'utilisation du nouveau Posijet de LemerPax. *Médecine Nucléaire*, 41(3), 174.  
<https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2017.02.095>
- Gauron, C., & Lefaure, C. (2007). *La Commission internationale de protection radiologique (CIPR)*. 5.
- Ginjaume, M., Perez, S., & Ortega, X. (2006). Improvements in extremity dose assessment for ionising radiation medical applications. *Radiation Protection Dosimetry*, 125(1-4), 28-32. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncl533>
- HEALTH PHYSICS SOCIETY • 2017 AFFILIATE MEMBERS: (2017). *Health Physics*, 113(2), 166. <https://doi.org/10.1097/HP.0000000000000001>
- Hôpital du Valais. (2009). *PET - Scanner Informations aux patients*.
- I, S., & H, Y. (2018). Finger Radiation Doses Received By Different Nuclear Medicine Working Professions in Three PET/ CT Centers. *The Egyptian Journal Nuclear Medicine*, 17(2), 63-77. <https://doi.org/10.21608/egyjnm.2018.46235>
- Interaction des rayonnements ionisants avec la matière | Elsevier Enhanced Reader*. (s. d.). <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-73982-8.00002-5>
- International Commission on Radiological Protection (Éd.). (1988). *Radiation dose to patients from radiopharmaceuticals : A report of a Task Group of Committee 2 of the International Commission on Radiological Protection* (1. ed). Pergamon Press.
- J.-P. Ketterer D.O. Slosman A. Spiliopoulos Th. Rochat. (s. d.). *Utilité du PET-scan pour le diagnostic et le bilan d'extension du cancer pulmonaire non-petites-cellules*. Revue Médicale Suisse. Consulté 13 décembre 2020, à l'adresse <https://www.revmed.ch/RMS/2000/RMS-2325/20959>
- Kaljevic, J., Stankovic, K., Stankovic, J., Ciraj-Bjelac, O., & Arandjic, D. (2016). HAND DOSE EVALUATION OF OCCUPATIONALLY EXPOSED STAFF IN NUCLEAR



MEDICINE. *Radiation Protection Dosimetry*, 170(1-4), 292-296.

<https://doi.org/10.1093/rpd/ncv500>

Kemerink, G. J., Vanhavere, F., Barth, I., & Mottaghy, F. M. (2012). Extremity doses of nuclear medicine personnel : A concern. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 39(3), 529-532. <https://doi.org/10.1007/s00259-011-1973-z>

Kopec, R., Budzanowski, M., Budzyńska, A., Czepczynski, R., Dziuk, M., Sowinski, J., & Wyszomirska, A. (2011). On the relationship between whole body, extremity and eye lens doses for medical staff in the preparation and application of radiopharmaceuticals in nuclear medicine. *Radiation Measurements*, 46(11), 1295-1298. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.07.036>

Kumar, R., Sharma, P., Bandopadhyaya, G., Pant, G., Dwivedi, D., Dwivedi, A., Snehlata, Lochab, S., Naswa, N., Malhotra, A., & Bal, C. (2011). Radiation exposure to nuclear medicine personnel handling positron emitters from Ge-68/Ga-68 generator. *Indian Journal of Nuclear Medicine*, 26(2), 86.

<https://doi.org/10.4103/0972-3919.90258>

Lecchi, M., Lucignani, G., Maioli, C., Ignelzi, G., & Del Sole, A. (2012). Validation of a new protocol for 18F-FDG infusion using an automatic combined dispenser and injector system. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 39(11), 1720-1729. <https://doi.org/10.1007/s00259-012-2174-0>

Leide-Svegborn, S. (2012). External radiation exposure of personnel in nuclear medicine from 18F, 99mTC and 131I with special reference to fingers, eyes and thyroid. *Radiation Protection Dosimetry*, 149(2), 196-206. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncr213>

LemerPax. (2021). *Médecine nucléaire*. <https://www.lernerpax.com/medecine-nucleaire/>

Lemoine, T. (2016). *RADIOBIOLOGIE EFFETS DES RAYONNEMENTS IONISANTS SUR L 'HOMME*. 52.

- Lonceint, R. (2017). Gérer collectivement les tensions organisationnelles du travail : Les stratégies d'articulation des logiques de soin et de radioprotection en médecine nucléaire. *RIMHE : Revue Interdisciplinaire Management, Homme & Entreprise*, 25(1), 29. <https://doi.org/10.3917/rimhe.025.0029>
- Lonceint, R., & Geffroy, B. (2019). Soigner tout en se protégeant : La gestion des tensions dans l'activité de travail en médecine nucléaire. *Journal de gestion et d'économie médicales*, N° 2(2), 159. <https://doi.org/10.3917/jges.192.0159>
- M. Zimmermann, F. Lüthi, A. Zouhair, N. Ketterer, J.O. Prior, M.E. Kamel, & A. Bischof-Delaloye. (s. d.). *Apport du PET en oncologie*. Revue Médicale Suisse. Consulté 14 décembre 2020, à l'adresse <https://www.revmed.ch/RMS/2005/RMS-20/30404>
- Médecine nucléaire : Équipements de radioprotection*. (s. d.). Lemer Pax. Consulté 28 janvier 2021, à l'adresse <https://www.lerempax.com/medecine-nucleaire/>
- Merce, M. S. (s. d.). *ORAMED: Dosimétrie des extrémités en médecine nucléaire (Groupe de travail n°4)*. 4.
- Morgat, C., Vimont, D., Hindié, E., Fernandez, P., & Buj, S. (2019). Étude dosimétrique de préparations de médicaments radiopharmaceutiques au 68Ga. *Médecine Nucléaire*, 43(5-6), 381-385. <https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2019.04.007>
- Nature et origine des rayons ionisants | Elsevier Enhanced Reader*. (s. d.). <https://doi.org/10.1016/B978-2-294-73982-8.00001-3>
- O. Ratib. (s. d.). *Le scanner PET-CT : Nouvel outil d'imagerie moléculaire*. Revue Médicale Suisse. Consulté 12 décembre 2020, à l'adresse <https://www.revmed.ch/RMS/2004/RMS-2490/23947>
- O'Doherty, J., Woods, E., Modde, L., & Mackewn, J. (2014). Validation of an automated dose-dispensing system for 18F-FDG administrations and associated reduction in

operator extremity dose. *Nuclear Medicine Communications*, 35(2), 151-159.

<https://doi.org/10.1097/MNM.000000000000027>

OFSP, O. fédéral de la santé publique. (s. d.-a). *Dosimétrie et exposition au rayonnement*

*dans un cadre professionnel*. Consulté 28 janvier 2021, à l'adresse

<https://www.bag.admin.ch/bag/fr/home/gesund-leben/umwelt-und-gesundheit/strahlung-radioaktivitaet-schall/dosimetrie-berufliche-strahlenexposition.html>

OFSP, O. fédéral de la santé publique. (s. d.-b). *Maladies cardio-vasculaires*. Consulté 1

juin 2021, à l'adresse

<https://www.bag.admin.ch/bag/fr/home/krankheiten/krankheiten-im-ueberblick/herz-kreislauf-erkrankungen.html>

OFSP, O. fédéral de la santé publique. (s. d.-c). *Vidéos de formation pour les*

*établissements médicaux*. Consulté 13 décembre 2020, à l'adresse

<https://www.bag.admin.ch/bag/fr/home/gesetze-und-bewilligungen/gesuche-bewilligungen/bewilligungen-aufsicht-im-strahlenschutz/informationen-fuer-medizinische-betriebe/schulungsfilme-medizinische-betriebe.html>

OFSP, O. fédéral de la santé publique. (2018a). *Exposition de la population suisse aux*

*rayonnements*. Office fédéral de la santé publique.

<https://www.bag.admin.ch/bag/fr/home/gesund-leben/umwelt-und-gesundheit/strahlung-radioaktivitaet-schall/strahlung-gesundheit/strahlenexposition-der-schweizer-bevoelkerung.html>

OFSP, O. fédéral de la santé publique. (2018b). *Radioprotection : Principes de base*.

<https://www.bag.admin.ch/bag/fr/home/gesund-leben/umwelt-und-gesundheit/strahlung-radioaktivitaet-schall/strahlung-gesundheit/grundprinzipien-im-strahlenschutz.html>

OFSP, O. fédéral de la santé publique. (2019). *Dose équivalente aux extrémités*.

<https://www.bag.admin.ch/bag/fr/home/gesund-leben/umwelt-und-gesundheit/strahlung-radioaktivitaet-schall/dosimetrie-berufliche-strahlenexposition/extremitaetendosis.html>

OFSP, O. fédéral de la santé publique. (2020). *Applications médicales des*

*rayonnements*. <https://www.bag.admin.ch/bag/fr/home/gesund-leben/umwelt-und-gesundheit/strahlung-radioaktivitaet-schall/strahlenanwendungen-in-der-medizin.html>

*ORaP.pdf*. (s. d.).

*Origine de la radioactivité*. (2015). L'association Belge de Radioprotection.

<http://www.bvsabr.be/radioactivitybvsabr.asp?p=4&s=15&lang=FR>

P Monney, J.O Prior, E Rizzo, D Locca, A Bischof Delaloye, S.D Qanadli, & X

Jeanrenaud. (2008). *Imagerie cardiaque non invasive : Apport spécifique en clinique des nouvelles modalités (II)*. Revue Medicale Suisse. <https://www.revmed.ch/revue-medicale-suisse/2008/revue-medicale-suisse-159/imagerie-cardiaque-non-invasive-apport-specifique-en-clinique-des-nouvelles-modalites-ii>

Pérez, P., & Valente, M. (2019). DOSIS : An integrated computational tool for patient-specific dosimetry in nuclear medicine by Monte Carlo and dose point kernel approaches. *Applied Radiation and Isotopes*, 150, 135-140.

<https://doi.org/10.1016/j.apradiso.2019.05.031>

*PET/CT - Examen—Cancer du sein | HUG - Hôpitaux Universitaires de Genève*. (s. d.).

Consulté 26 décembre 2020, à l'adresse <https://www.hug.ch/cancer-du-sein/examen-petct>

*PET/CT - Service de médecine nucléaire et imagerie moléculaire à Genève aux HUG*.

(s. d.). Consulté 20 décembre 2020, à l'adresse <https://www.hug.ch/medecine-nucleaire-imagerie-moleculaire/examens-pet-tomographies-emission-positons>

Piquemal, M., Leenhardt, J., Djaileb, L., Bedouch, P., Vuillez, J. P., & Desruet, M. D.

(2019). Validation d'une préparation automatisée de traceurs radiomarqués :

Réalisation d'un test de remplissage aseptique. *Médecine Nucléaire*, 43(2), 212-213.

<https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2019.01.113>

*Posijet® : Injecteur de radiopharmaceutiques haute énergie.* (s. d.). Lemer Pax. Consulté

26 janvier 2021, à l'adresse <https://www.lerpax.com/produits/posijet/>

*Préparateur-injecteur Posijet® : Versatilité et performance.* (2020, novembre 23). Lemer

Pax. <https://www.lerpax.com/preparateur-injecteur-posijet-versatilite-et-performance/>

*Radioactivite : Bremsstrahlung.* (2016). La radioactivité.

<https://www.laradioactivite.com/site/pages/Bremsstrahlung.htm>

*Radioactivite : Effet Compton.* (2015). La Radioactivité.

[https://www.laradioactivite.com/site/pages/Effet\\_Compton.htm](https://www.laradioactivite.com/site/pages/Effet_Compton.htm)

*Radioactivite : Effet Photoelectrique.* (2015). La Radioactivité.

[https://www.laradioactivite.com/site/pages/Effet\\_Photoelectrique.htm](https://www.laradioactivite.com/site/pages/Effet_Photoelectrique.htm)

*Radioactivite : Les origines.* (2016). La Radioactivité.

<https://www.laradioactivite.com/site/pages/lesorigines.htm>

*Radioactivite : Parcours des bêta.* (2015). La Radioactivité.

[https://www.laradioactivite.com/site/pages/Parcours\\_beta.htm](https://www.laradioactivite.com/site/pages/Parcours_beta.htm)

*Radioactivité—Exemple de mesure de l'activité : Le compteur Geiger-Müller.* (2019).

[http://res-nlp.univ-lemans.fr/NLP\\_C\\_M13\\_G03/co/grain3-2-0.html](http://res-nlp.univ-lemans.fr/NLP_C_M13_G03/co/grain3-2-0.html)

Rajeev, K., Harkirat, S., Mattakaottu, J., Surendra, P. A., & Guru, P. B. (2009). Production of nitrogen-13-labeled ammonia by using 11MeV medical cyclotron : Our experience.

*Hellenic Journal of Nuclear Medicine.*

Rannou, A. (1999). Connaissance actuelle des sources d'irradiation naturelle.

*Radioprotection*, 34(4), 505-519. <https://doi.org/10.1051/radiopro:1999114>

Ratib, O., & Lerch, R. (s. d.). *Tomographie à émission de positrons et exploration du myocarde*. 2(8), 9.

*Rayonnements ionisants. Généralités—Risques—INRS*. (2019).

<https://www.inrs.fr/risques/rayonnements-ionisants/generalites.html>

*RMS\_idPAS\_D\_ISBN\_pu2008-21s\_sa03\_art03.pdf*. (s. d.). Consulté 1 juin 2021, à l'adresse

[https://www.revmed.ch/view/571422/4540744/RMS\\_idPAS\\_D\\_ISBN\\_pu2008-21s\\_sa03\\_art03.pdf](https://www.revmed.ch/view/571422/4540744/RMS_idPAS_D_ISBN_pu2008-21s_sa03_art03.pdf)

Ruch, A. S. (s. d.). *SIMULATIONS ET RADIOPROTECTION DE DIFFERENTES SITUATIONS D'IRRADIATION EN MEDECINE NUCLEAIRE*. 60.

Skovorodko, K., Bareikè, M., Gudelis, A., & Gricienè, B. (2020). Occupational exposure in a PET/CT facility using two different automatic infusion systems. *Physica Medica*, 77, 169-175. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.08.014>

Spasic, E., & Bernardini, M. (2018a). Répartiteur de dose des médicaments radiopharmaceutiques : Contrôle qualité sur deux sites hospitaliers et comparaison avec la législation en vigueur en France. *Médecine Nucléaire*, 42(2), 97-103.

<https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2018.02.002>

Spasic, E., & Bernardini, M. (2018b). Répartiteur de dose des médicaments radiopharmaceutiques : Contrôle qualité sur deux sites hospitaliers et comparaison avec la législation en vigueur en France. *Médecine Nucléaire*, 42(2), 97-103.

<https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2018.02.002>

statistique, O. fédéral de la. (s. d.-a). *Causes de décès spécifiques*. Consulté 1 juin 2021, à l'adresse

<https://www.bfs.admin.ch/bfs/fr/home/statistiken/gesundheit/gesundheitszustand/sterblichkeit-todesursachen/spezifische.html>

statistique, O. fédéral de la. (s. d.-b). *Maladies cardiovasculaires*. Consulté 6 juin 2021, à l'adresse

<https://www.bfs.admin.ch/bfs/fr/home/statistiken/gesundheit/gesundheitszustand/krankheiten/herz-kreislauf-erkrankungen.html>

Stritt, N., & Linder, R. (2011). Measures taken by the supervisory authority to reduce extremity doses in nuclear medicine facilities in Switzerland. *Radiation Measurements*, 46(11), 1315-1320. <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2011.06.002>

Thakral, P., Sen, I., Simecek, J., Marx, S., Kumari, J., Kumar, S., Tandon, P., Dureja, S., & Pant, V. (2020). Radiation Exposure to the Nuclear Medicine Personnel During Preparation and Handling of <sup>213</sup>Bi-Radiopharmaceuticals. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 48(1), 68-72. <https://doi.org/10.2967/jnmt.119.230516>

Vantai, H., Prior, J., Wissmeyer, M., & Lepage, B. (2013). Tendances en médecine nucléaire : Renouvellement du TEP/TDM au sein du service de médecine nucléaire du centre hospitalier universitaire Vaudois (CHUV), Suisse. *IRBM*, 34(3), e1-e8. <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2012.10.003>

Wisconsin Medical Radiopharmacy. (2021). *Ammonia N-13—FDA prescribing information, side effects and uses*. <https://www.drugs.com/pro/ammonia-n-13.html#s-34090-1>

Wolff, Q., Verdier, J., Ben Mahmoud, S., & Rondelot, G. (2019). Impact de l'utilisation d'un automate avec communication directe entre zone de préparation et zone d'injection de médicaments radiopharmaceutiques TEP. *Médecine Nucléaire*, 43(2), 213. <https://doi.org/10.1016/j.mednuc.2019.01.114>

Wrzesien, M., & Olszewski, J. (2012). Hand exposure of nuclear medicine workers during administration of radioiodine. *Radiation Protection Dosimetry*, 151(1), 147-152.

<https://doi.org/10.1093/rpd/ncr447>

Zimmermann, F. Lüthi, A. Zouhair, N. Ketterer J.O. Prior M.E. Kamel A. Bischof-Delaloye. (2005). *Apport du PET en oncologie*. *Revue Médicale Suisse*. Consulté 14 décembre 2020, à l'adresse <https://www.revmed.ch/RMS/2005/RMS-20/30404>

Zoccarato, O., Matheoud, R., Zanni, D., Fantinato, D., Brambilla, M., & De Crescenzo, S. (2016). Extremity doses assessment of nuclear medicine personnel involved in <sup>99m</sup>Tc-radiopharmaceuticals preparation : A multicenter study – Preliminary results. *Physica Medica*, 32, 123. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2016.01.425>



# 10 Annexes

Journée de mesures 08/04/2021

		REST				STRESS			
16 seringue		ACTIVITE MBq	HEURE D'INU	DEBIT DE DOSE mSv/h	NORMALISATION mSv/h/MBq	ACTIVITE	HEURE D'INU	DEBIT DE DOSE	NORMALISATION mSv/h/MBq
PROD 1		205,11	13:09	2,55	0,012432353	253,38	13:21	3,26	0,012866051
		267,43	13:13	3,44	0,012863179	253,08	13:28	3,25	0,012841789
PROD 2		174,73	13:47	1,95	0,011160076	242,89	13:58	3,05	0,012557125
		158,55	13:50	1,82	0,011479029	239,35	14:01	2,87	0,011990808
PROD 3		81,91	14:28	0,91	0,011109755	244,94	14:38	3,11	0,012696987
		142,37	14:31	1,73	0,012151436	245,8	14:42	3,14	0,012774614
PROD 4		190,19	15:04	2,34	0,012303486	240,17	15:14	2,94	0,012241329
		162,72	15:07	1,82	0,01184857	250,83	15:18	3,22	0,01283738

20 seringues	REST					STRESS				
	ACTIVITE MBq	HEURE D'INJ	DEBIT DE DOSE mSv/h	NORMALISATION mSv/h/MBq	ACTIVITE MBq	HEURE D'INJ	DEBIT DE DOSE mSv/h	NORMALISATION mSv/h/MBq		
PROD 1	205,28	12:30	2,55	0,012422058	270,29	12:41	3,47	0,012838063		
	166,99	12:33	1,84	0,011018624	267,34	12:44	3,41	0,012755293		
PROD 2 : 2,8 GBq	219,88	13:10	2,63	0,01196107	251,31	13:19	3,24	0,012892444		
	188,508	13:12	2,29	0,012148026	268,28	13:22	3,45	0,012859699		
PROD 3 : 2,53 GBq	180,34	13:50	2,17	0,012032827	259,49	14:00	3,31	0,01275579		
	150,56	13:53	1,8	0,011955367	243,68	14:03	3,09	0,012680565		
PROD 4 : 2,105 GBq	176,43	14:29	1,98	0,011222581	261,54	14:38	3,34	0,012770513		
	169,53	14:33	1,92	0,011325429	249,21	14:44	3,18	0,012760323		
PROD 5 : 3,084 GBq	175,62	15:12	1,97	0,011217401	246,87	15:23	3,15	0,012759752		
	149,172	15:15	1,8	0,012066608	250,67	15:27	3,21	0,012805681		

20 seringues	REST				STRESS			
	ACTIVITE MBq	HEURE D'INU	DEBIT DE DOSE mSv/h	NORMALISATION mSv/h/MBq	ACTIVITE MBq	HEURE D'INU	DEBIT DE DOSE mSv/h	NORMALISATION mSv/h/MBq
PROD 1 : 2,9 GBq	65	13:19	0,82	0,012615385	212,386	13:28	2,53	0,011912273
	144,437	13:23	1,76	0,012185243	184,74	13:30	2,22	0,012016889
PROD 2 : 3,28 GBq	193,14	13:55	2,36	0,012219116	250,246	14:08	3,2	0,012787417
	162,072	14:00	1,83	0,011291278	226,733	14:11	2,7	0,01190828
PROD 3 : 4,54 GBq	163,564	14:38	1,84	0,011249419	250,892	14:47	3,22	0,012834208
	167,928	14:41	1,86	0,011076176	236,879	14:51	2,82	0,011904812
PROD 4 : 2,95 GBq	165,639	15:19	1,85	0,011168867	244,007	15:30	3,11	0,012745536
	142,005	15:22	1,73	0,01218267	173,173	15:33	1,95	0,011260416
PROD 5 :	200,002	15:55	2,5	0,012499875	264,363	16:07	3,37	0,012747624
	166,762	15:58	1,84	0,011033689	250,843	16:10	3,22	0,012836715

16 seringues	REST						STRESS					
	ACTIVITE MBq	HEURE D'INU	DEBIT DE DOSE mSv/h	NORMALISATION mSv/h/MBq	ACTIVITE MBq	HEURE D'INU	DEBIT DE DOSE mSv/h	NORMALISATION mSv/h/MBq				
PROD 1 : 2,349 GBq	169,194	13:07	1,92	0,01134792	249,854	13:18	3,19	0,012767456				
	177,182	13:10	1,99	0,011231389	241,902	13:21	3,01	0,012443055				
PROD 2 : 2,328 GBq	198,878	13:49	2,4	0,0120677	251,351	13:59	3,24	0,012890341				
	142,664	13:52	1,73	0,012126395	240,888	14:02	2,95	0,012246355				
PROD 3 : 2,453 GBq	160,588	14:28	1,81	0,011271079	245,517	14:38	3,14	0,012789338				
	147,536	14:31	1,78	0,012064852	243,104	14:43	3,08	0,012669475				
PROD 4 : 1,38 GBq	137,209	15:19	1,71	0,012462739	183,05	15:31	2,21	0,012073204				
	120,187	15:22	1,39	0,011565311	113,4	15:37	1,34	0,011816578				