

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université SAAD DAHLAB BLIDA 1

Faculté des Sciences



Mémoire fin d'étude

Présenté pour l'obtention du diplôme de MASTER

En domaine : science de la matière

Filière : physique

Spécialité : physique médicale

Option : Radiothérapie

Par : SEDDIKI Ibtissem

Sujet :

Etude de la mise en place d'une unité TEP/TDM dans un centre hospitalier.

MA-530-59-1

Soutenu publiquement, le 15 octobre 2015 devant le jury composé de :

Mr. Chekirine Mamoune	Maitre Assistant A, USDB	Président
Mme. Larabi Karima	Maitre assistant B, USDB	Examinatrice
Mme. Cherfi Amel	Maitre assistant B, USDB	Promotrice

Remerciements :

« A l'issue de ce travail, nous remercions Dieu tout puissant pour la volonté, la santé et la patience qu'il nous a donné durant ces longues années d'études »

Aucun travail n'est possible dans l'isolement. Les rencontres, les conseils et les encouragements constituent des aides précieuses souvent décisives. C'est pourquoi nous tenons à remercier ici tous ceux qui ont contribué à ce travail parfois sans le savoir ou du moins sans mesurer la portée de leur influence.

Mes plus profonds remerciements s'adressent à Madame CHERFI Amel pour avoir proposé et dirigé ce travail et pour son continuel suivi tout au long de la réalisation et de la correction de ce mémoire. Je lui exprime toute ma reconnaissance pour sa méthode de travail, sa patience et pour la confiance qu'elle m'a accordé. Il m'est impossible de lui exprimer toute ma gratitude en seulement quelques lignes, mais je dirai j'avais de la chance de l'avoir comme promotrice. Merci pour tout.

Je remercie Monsieur CHIKIRINE professeur à l'université de Blida qui m'a fait l'honneur de présider ce jury.

J'adresse aussi mes remerciements à Madame LARABI pour avoir accepté de faire partie du jury.

Mes remerciements s'adressent à Monsieur SIDI MOUSSA Ahmed, physicien médical, pour ses conseils et sa rigueur scientifique.

Mes remerciements a madame MOHAMED SAID Yamina et au corps professoral et administratif de la Faculté des sciences de SAAD DAHLEB Blida : Madame OUIR, AMINA, KAHINA, NESRINE, AICHA, FAIZA. Pour la richesse et la qualité de leur enseignement et qui déploient de grands efforts pour assurer à leurs étudiants une formation actualisée.

A.

Mes chers parents, mon frère

Mes amis,

Merci beaucoup

Liste des abréviations

ALARA : (As Low As Reasonably Achievable) Aussi bas que raisonnablement possible.

BaF2: Fluorure de baryum.

BGO :germanate de bismuth.

CDA: Couche de demi-atténuation.

CDC: Cahier de charge.

CT :Computedassisted Tomography

DIA : Dispositif d'injection automatique.

FDG :Fluorodeoxyglucose

GSO :Orthosilicate de gadolinium.

LDR : Ligne de réponse.

LSO : Orthosilicate de lutétium.

LuAp: Luthetium aluminium Perovskite.

Nal(Tl) : Iodure de sodium dopé au thallium.

ROI : (Region Of Interest) Région d'intérêt.

RX : Rayon X.

TDM: Tomodensitometrie.

TEP : Tomographe par émission de positon.

TLD : Détecteur thermoluminescent.

TOF :(Time Of Flight) Temps de vol.

Z_{eff}: Numéro atomique effectif.

JO : « Jora » Le journal officielle république algérienne.

DIA : Dispositif d'injection automatique.

Glossaire

Fraction de diffusé : représente le rapport entre le taux de coïncidences vraies (diffusées et non diffusées) et le taux de coïncidences vraies diffusées.

Initialisation du système : synchronisation de la console d'acquisition avec le statif, contrôles mécaniques, accès aux données d'étalonnage,

SUV (Standardized Uptake Value) : est une mesure semi quantitative de la fixation du ^{18}F FDG au sein d'un tissu et donc de la consommation de glucose de ce tissu qui peut être corrigée pour la surface corporelle, le volume partiel et la glycémie. Cet index renseigne sur la captation locale du tissu étudié par rapport à l'activité injectée rapportée au volume de dilution du patient (poids-taille).

Transmission à blanc : Transmission sans patient.

SOMMAIRE

Introduction generale.....	01
Chapitre I : L'imagerie TEP	
I.1 Introduction.....	02
I.2 Le principe de l'imagerie TEP.....	02
I.2.1 Les radiopharmaceutiques.....	03
I.2.1.1 Les traceurs utilisés en TEP.....	03
I.2.1.2 Le principe du cyclotron.....	04
I.2.1.3 Le traceur FDG.....	05
I.2.2 Les bases physiques de la TEP.....	06
I.2.2.1 La désintégration β^+	06
I.2.2.2 l'annihilation positon-électron.....	06
I.2.2.3 l'interaction des photons avec la matière.....	06
I.2.3 Le système de détection.....	10
I.2.3.1 Le cristal scintillant.....	10
I.2.3.2 Le photomultiplicateur.....	12
I.2.3.3 Le circuit de coïncidence.....	12
I.2.4 Le mode d'acquisition et la reconstruction tomographique.....	13
I.2.5 Les différents événements détectés en TEP.....	13
I.2.6 Les performances de la TEP.....	14
I.2.6.1 Le temps de vol.....	14
I.2.6.2 La résolution spatiale.....	15
I.2.6.3 La sensibilité.....	17
I.2.6.4 Le temps mort.....	17
Chapitre II : L'imagerie TDM	
II.1 Introduction.....	18
II.2 Le principe de la TDM	19

II.2.1	La production des rayons X.....	19
II.2.2	L'interaction des rayons X avec la matière.....	20
II.2.3	La formation de l'image.....	21
II.3	Les composantes du scanner	22
II.3.1	Le statif.....	22
II.3.2	Le générateur de rayons X.....	23
II.3.3	Le tube à rayon X.....	23
II.3.4	Les filtres.....	24
II.3.5	Les collimateurs.....	24
II.3.6	Le système de détection.....	25
II.4	Les différentes générations de scanner ;.....	26
II.4.1	Le scanner hélicoïdal	26
II.5	Les paramètres d'acquisition.....	28

Chapitre III : L'imagerie hybride TEP/TDM

III.1	Introduction.....	29
III.2	L'Intérêt du couplage TEP/TDM	30
III.2.1	La correction de l'atténuation	30
III.2.2	La localisation anatomo –fonctionnelle	32
III.3	La Réalisation de l'examen TEP/TDM au 18FDG	32
III.3.1	Les indications de l'examen	32
III.3.1.1	Les avantages de la TEP/TDM au FDG	32
III.3.1.2	Les inconvénients de la TEP/TDM au FDG	33
III.3.2	Le déroulement de l'examen	33
III.3.3	Les contre – indications et précautions d'emploi.....	33
III.3.3.1	Les contre – indications.....	33
III.3.3.2	Les précautions d'emploi	34
III.4	Le Contrôle qualité du TEP/TDM.....	34

III.4.1	Le Contrôle qualité de la partie TEP.....	35
III.4.1.1	La fréquence des tests	36
III.4.1.2	Les sources utilisées.....	37
III.4.1.3	Les fantômes et objets tests utilisés.....	38
III.5	Les centres TEP/TDM dans le monde	41
Chapitre IV : Contraintes liées à la mise en place de la TEP/TDM		
IV.1	Introduction.....	42
IV.2	Les contraintes réglementaires	42
IV.2.1	Les principaux textes Algériens en matière de radioprotection	42
IV.2.1.1	Les limites de doses relatives à l'exposition du personnel et du public.....	44
IV.2.1.2	Les dispositifs de protection radiologique.....	45
IV.2.1.2.1	La délimitation des zones.....	45
IV.2.1.2.2	Protection contre l'exposition externe.....	47
IV.3	Les contraintes liées à la mise en place d'une TEP	48
IV.3.1	Les contraintes liées aux radiopharmaceutiques.....	48
IV.3.1.1	Production et approvisionnement en 18FDG.....	49
IV.3.1.2	La réception et mise en œuvre du 18FDG.....	50
IV.3.1.3	Methode automatique de préparation des doses a injecter.....	52
IV.3.1.4	La gestion des déchets du 18 FDG.....	53
IV.3.2	Les contraintes liées aux infrastructures.....	53
IV.3.2.1	Le laboratoire chaud.....	55
IV.3.2.2	La salle d'injection.....	56
IV.3.2.3	Les sanitaires.....	57
IV.3.3	La surveillance dosimétrique individuelle en médecine nucléaire (TEP et hors TEP)	57
IV.3.3.1	Les dosimètres.....	57

IV.3.3.2 La surveillance radiologique du lieu de travail.....	59
IV.4 Les contraintes liées à la partie TDM.....	61
IV.4.1 La salle d'examen.....	61
IV.5 Les contraintes liées au système hybride TEP/TDM.....	61
IV.5.1 La salle d'examen.....	61
IV.6 Etablissement des cahiers des charges.....	62
IV.6.1 Etablissement des cahiers des charges pour l'acquisition du système.....	62
IV.6.2 L'équipement complémentaire.....	62
IV.6.3 La formation du personnel.....	62
Conclusion générale	64
Annexe A.....	66
Annexe B.....	68
Bibliographie	

Liste des figures

Figure N°	Titre	Page
I.1	Le radiopharmaceutique.	03
I.2	Cyclotron utilisé en médecine nucléaire.	04
I.3	Schéma descriptif du cyclotron.	05
I.4	La structure chimique de FDG.	05
I.5	Annihilation positon-électron	06
I.6	Atténuation des photons dans le milieu.	07
I.7	L'effet photoélectrique.	08
I.8	L'effet Compton.	08
I.9	La diffusion Rayleigh.	09
I.10	Création de paire.	09
I.11	Principe physique de TEP.	10
I.12	Chaîne de détection en TEP.	10
I.13	Principe de photomultiplicateur.	12
I.14	Fonctionnement de la fenêtre de coïncidence.	13
I.15	Détections des photon d'annihilation.	13
I.16	Les différents événements détectés en TEP (a : coïncidences vraies, b : coïncidences diffusées, c : coïncidences fortuites, d : les événements simples).	14
I.17	Les temps d'arrivée des photons d'annihilation.	15
I.18	Mesure de la résolution spatiale : acquisition des images (a) et calcul de la largeur à mi-hauteur des profils obtenus (b).	15
I.19	Résolutions spatiales d'une coupe de l'image reconstruite d'une source ponctuelle selon les trois axes.	16
I.20	Le temps mort : (a) temps mort paralysant, (b) temps mort non paralysant, (c) perte de comptage en fonction de l'activité présente.	17

II.1	Classes de rayonnements électromagnétiques.	19
II.2	Schéma d'un tube à rayons X.	19
II.3	Interaction des rayons X avec les matériaux.	20
II.4	Prédominance des effets en fonction de l'élément absorbeur et de l'énergie des photons.	20
II.5	Echelle de Hounsfield.	21
II.6	Exemple d'un scanner hélicoïdal	23
II.7	Principe de fonctionnement avec et sans filtration	24
II.8	Schéma d'une collimation primaire et secondaire	24
II.9	Les détecteurs solides	25
II.10	Comparaison du système de détection en scanner monocoupe et multicoupes	25
II.11	Les quatre générations de scanners	27
II.12	Comparaison entre scanner séquentiel et hélicoïdal.	27
III.1	Imageur TEP/TDM (a) BiographyCT, Siemens Medical Solutions. (b) Gemini TF Big Bore system, Philips Company. (c) Discovery PET/CT 600, GE Healthcare	29
III.2	Représentation schématique d'une acquisition combinée TEP/TDM	29
III.3	Tube capillaire.	38
III.4	Fantôme circulaire (FlangedJaszczak ECT Phantoms).	39
III.5	Fantôme cylindrique Jaszczak	40
III.6	Fantôme de type lung – spine du fantôme elliptique Jaszczak	39
III.7	Jeu de sphères creuses de diamètre croissant.	40
III.8	Jeu d'inserts cylindriques creux.	41
IV.1	Signalisation particulière des zones.	46
IV.2	Colis de transport de la source de FDG et les différents confinements	51
IV.3	Aiguille pour ponction lombaire.	51

IV.4	Protège seringue	51
IV.5	Coffret de transport plombé	51
IV.6	Chariot de transport	52
IV.7	Automate de préparation des seringues de [18F]-FDG.	52
IV.8	Injecteur automatique	53
IV.9	Service de médecine nucléaire du C.H.U. DE NANCY	54
IV.10	Enceinte blindée défilée au FDG ((1) chariot plombé, (2)).	55
IV.11	Disposition de la salle d'injection des patients en boxes	56
IV.12	Guichet transmurale((a) vue depuis l'enceinte blindée, (b) vue depuis les deux boxes de repos)	56
IV.13	Dosimètres portés à l'avant du torse.	58
IV.14	Dosimètre d'extrémités.	58
IV.15	Dosimètres utilisés pour la surveillance individuelle en médecine nucléaire	59
IV.16	La chambre d'ionisation « Babyline » (a) et le détecteur Geiger-Müller.	60
IV.17	Le pupitre de commande	61

Liste des tableaux

Tableau	Titre	Page
I.1	Les propriétés des radioisotopes les plus courants en TEP.	03
I.2	Caractéristiques des principaux scintillateurs utilisés en tomographie par émission de positons.	11
III.1	Fréquence des différents tests	37
III.2	Principales sources utilisées pour le contrôle de qualité	38
IV.1	Limites de doses relatives à l'exposition du personnel	44
IV.2	Classification des travailleurs.	44
IV.3	Limites de doses relatives à l'exposition des apprentis et étudiants	45
IV.4	Limites de doses relatives à l'exposition des personnes du public.	45
IV.5	Principales émissions du fluor – 18	49
IV.6	Exemples de CDA pour le ^{18}F .	49

INTRODUCTION GENERALE

Depuis la première image obtenue en 1895 par Roentgen, l'imagerie a connu d'importants progrès. Les différentes technologies d'imagerie actuelles sont devenues un outil indispensable pour les praticiens en matière de diagnostic. Chacune de ces modalités apporte des informations variées et complémentaires tant sur l'anatomie que le fonctionnement des organes. Cependant, ces informations sont obtenues séparément et sont donc difficiles à corréler.

Une des avancées technologiques en médecine nucléaire consiste à associer un tomographe à émission de positons à un scanner. L'image obtenue est alors une fusion entre une image fonctionnelle, apportant des informations métaboliques des cellules, et une image anatomique.

Cette combinaison a permis non seulement une meilleure localisation des lésions et des anomalies de fonctionnement mais une correction plus rapide de l'atténuation des images fonctionnelles.

Cependant, l'installation de cet appareil hybride est confrontée à de nombreuses contraintes. Ces contraintes sont d'abord liées à la réglementation de l'utilisation des sources radioactives, aux infrastructures devant accueillir ce type de système et l'équipement nécessaire à son fonctionnement.

D'autre part, dans le cadre global de l'assurance qualité, tout appareil d'imagerie doit faire objet d'un programme de contrôle de qualité. Ce contrôle permet d'en évaluer les performances.

L'objectif de ce projet de master est de répertorier les principales contraintes liées à *l'installation d'une unité TEP/TDM dans un centre hospitalier et le matériel nécessaire pour son fonctionnement et le suivi de ses performances ainsi que le matériel de radioprotection.*

Dans le premier et deuxième chapitre, nous rappellerons le principe des imageries TEP et TDM respectivement.

Le troisième chapitre sera dédié à l'imagerie hybride TEP/TDM.

Puis dans le chapitre quatre, nous aborderons les différentes contraintes de mises en place des systèmes TEP/TDM.

Nous terminerons par une conclusion.

Chapitre I

L'imagerie TEP

L'imagerie la tomographie par émission de positons

I.1 Introduction :

La tomographie par émission de positons (TEP) est une modalité d'imagerie apparue dans les années 1990. Son principe est d'introduire dans l'organisme un radiopharmaceutique résultant du couplage entre une molécule pharmaceutique dénommée « vecteur » et d'un isotope radioactif dénommé « marqueur », émetteur de positon. Une fois le radiopharmaceutique introduit dans l'organisme, il va se concentrer dans des régions pathologiques ciblées par le vecteur. Les positons émis par le radioélément vont alors s'annihiler avec les électrons du milieu. Ce processus d'annihilation va entraîner l'émission de deux photons à 180 degrés. Ces deux photons sont alors détectés par une couronne de détecteur selon un principe de coïncidence. Ce principe repose sur la détection simultanée de deux photons sur une même ligne de réponse (LDR). En collectant l'ensemble des LDRs, on sera capable grâce à des méthodes de reconstruction d'établir une cartographie 3D des lieux d'émission des positons. Cette cartographie constitue une image estimant la distribution du radiopharmaceutique, représentative d'une fonction particulière. La TEP est donc une modalité d'imagerie fonctionnelle. Elle possède une grande sensibilité mais souffre d'une faible résolution spatiale.

I.2 Le principe de l'imagerie TEP :

La TEP est une technique d'imagerie scintigraphique basée sur l'utilisation de radiopharmaceutiques marqués par un radionucléide émetteur de positon. La distribution des molécules marquées est visualisée, à l'aide de caméra dédiée, in vivo ce qui nous permet d'obtenir une image fonctionnelle de l'organe étudié.

L'imagerie TEP se distingue de la scintigraphie conventionnelle par des particularités qui sont essentiellement liées à la nature des isotopes utilisés. Ces derniers sont des éléments de faible numéro atomique, de période courte (2,1 min - 109,8 min) et émetteurs de positons. Cependant, la très courte période physique de certains isotopes requiert leur production dans un cyclotron situé sur le centre d'utilisation ou à courte distance de celui-ci. C'est ainsi que

des cyclotrons de petites tailles appelés « baby » cyclotrons ont été conçus pour pouvoir être utilisés dans les hôpitaux [Lib98].

I.2.1 Les radiopharmaceutiques :

Un radiopharmaceutique ou radiotracer est un médicament à visée diagnostique, pronostique ou thérapeutique. Il est composé d'un isotope radioactif appelé marqueur associé le plus souvent à une molécule dénommée vecteur qui présente un tropisme prédéterminé pour un organe ou une pathologie (figure 1.1)[Che13].

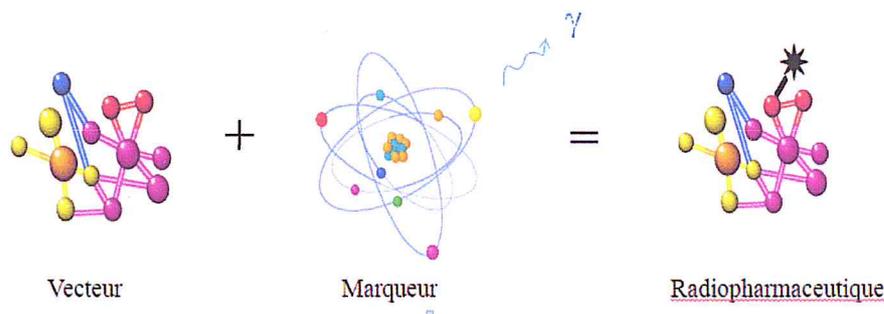


Figure I.1 : Le radiopharmaceutique.

I.2.1.1 Les traceurs utilisés en TEP :

Les principaux isotopes utilisés en TEP sont le carbone-11, l'azote-13, l'oxygène-15 et le fluor-18 (tableau 1.1). Ces éléments sont produits à l'aide d'un cyclotron.

Radioélément	C ¹¹	N ¹³	O ¹⁵	F ¹⁸
Période (min)	20	10	2.1	109.8
E _{max} (MeV)	0.98	1.19	1.72	0.63
E _{moyen} (MeV)	0.39	0.49	0.73	0.25
Parcours max dans l'eau (mm)	3.9	5	7.9	2.3
Parcours moyen dans l'eau (mm)	1.7	2	2.7	1.4

Tableau I.1 : Les propriétés des radioisotopes les plus courants en TEP [Lab07].

I.2.1.2 Le principe du cyclotron :

Le cyclotron a été inventé en 1930 par Ernest. O Lawrence. C'est un accélérateur électromagnétique circulaire de haute fréquence (figure I.2). Au départ, le cyclotron était dédié à la recherche puis son utilisation fut étendue à des applications médicales, essentiellement dans la production des isotopes médicaux dont ceux utilisés pour la tomographie d'émission par positons (TEP).

Son principe de fonctionnement est basé sur l'utilisation de l'action combinée d'un champ magnétique et d'un champ électrique pour délivrer un faisceau de particules chargées accélérées.

Il est formé deux électrodes semi-cylindriques les "Dees", séparées par un petit intervalle (figure I.3). Des particules chargées sont émises par un dispositif situé au voisinage du centre et sous l'action du champ électrique et magnétique, sont accélérés dans un parcours circulaire ce qui permet d'obtenir un faisceau de particules ayant une énergie cinétique élevée de quelques MeV à une trentaine de MeV. Ce faisceau est dirigé vers une cible provoquant une réaction nucléaire dont le résultat est un radionucléide. Le choix du matériau cible, le type et l'énergie des projectiles déterminent ce dernier.



Figure 1.2 : Cyclotron utilisé en médecine nucléaire.

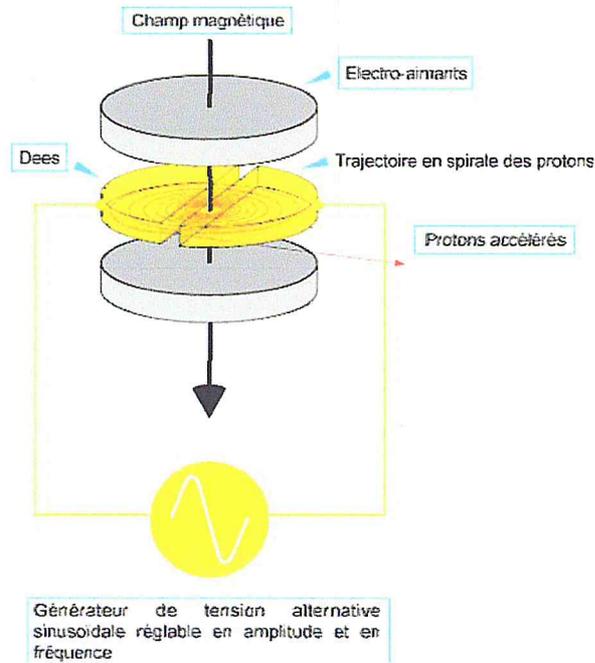


Figure I.3 :Schéma descriptif du cyclotron[Mat05].

I.2.1.3Le traceur FDG :

Une des caractéristiques des cellules cancéreuses est leur forte consommation en glucose par rapport aux cellules saines. En oncologie, le radiopharmaceutique le plus utilisé en TEP est un analogue de glucose, le Fluorodeoxyglucose (FDG) [Nal09]. Cette molécule est couplée à un isotope radioactif le fluor - 18 (figure 1.4).

Le fluor – 18 est produit dans des cyclotrons le plus souvent par bombardement d’une cible constituée d’eau enrichie en oxygène – 18 par des protons d’énergie supérieure à 16 MeV selon la réaction $^{18}\text{O}(p,n)^{18}\text{F}$ [Sta10].

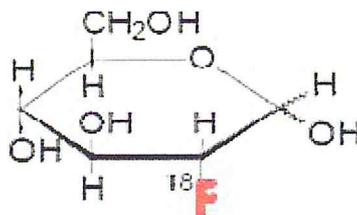
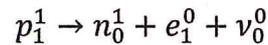


Figure 1.4 : La structure chimique de FDG [Maj14].

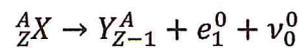
I.2.2 Bases physiques de la TEP :

I.2.2.1 Désintégration β^+ :

En imagerie TEP, le radiopharmaceutique utilisé est marqué avec un émetteur de positon. Le positon, noté e^+ , est une particule chargée ayant les mêmes caractéristiques de l'électron mais de charge opposée. Il est émis par un élément radioactif possédant un excès de proton. Il y a alors émission d'un positon (e^+) et d'un neutrino (ν).



La disparition du noyau père, ainsi que la création du noyau fils et l'émission du positon et du neutrino s'opèrent selon le schéma suivant :



Cette désintégration ne concerne que les atomes artificiels.

I.2.2.2 Annihilation positon-électron :

Le positon, une fois émis par le radiopharmaceutique, va perdre son énergie cinétique par collisions multiples puis il va s'annihiler avec un électron des tissus produisant deux photons de 511 keV chacun, émis simultanément à 180° ($\pm 0,5^\circ$) (figure I.5).

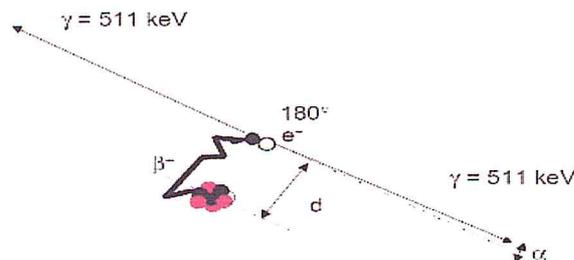


Figure 1.5 : Annihilation positon-électron.

I.2.2.3 Interaction des photons avec la matière :

Les photons, lorsqu'ils traversent une certaine épaisseur de matière peuvent interagir avec celle-ci et disparaître par absorption ou diffusion (figure I.6). Ceci crée une atténuation exponentielle du faisceau avec l'augmentation de l'épaisseur de l'absorbant telle que donnée par l'expression suivante [Mey70] :

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{I.1}$$

Où :

I_0 : intensité initiale.

I : nombre de photons transmis dans la même direction après la traversée d'un milieu d'épaisseur x .

μ : Coefficient d'atténuation linéique.

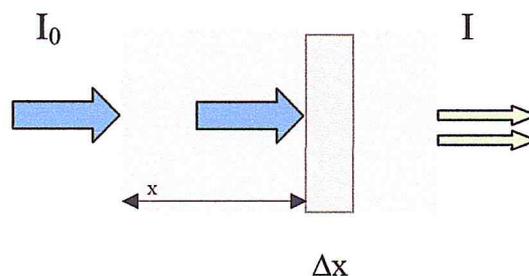


Figure I.6 : Atténuation des photons dans le milieu.

La probabilité d'interaction d'un photon par unité de longueur de matériau traversé est exprimée par μ (coefficient d'atténuation linéique en cm^{-1}). Ce coefficient dépend de l'énergie du photon et de la nature du matériau. Il a par conséquent une probabilité non nulle de traverser la matière sans interagir, tout photon ayant subi une interaction absorption, diffusion dans le matériau est éliminé [Bou82].

Les différentes interactions que peut avoir le photon avec la matière sont essentiellement : l'effet photoélectrique, les diffusions Rayleigh et Compton et la production de paire.

Ces interactions sont indépendantes, dans ce cas le coefficient d'atténuation linéaire est la somme de la contribution de chacun de ces effets :

$$\mu_{\text{tot}} = \mu_{\text{(photoélectrique)}} + \mu_{\text{(Compton)}} + \mu_{\text{(production de paire)}} + \mu_{\text{(Rayleigh)}}$$

Dans la gamme d'énergie du rayonnement γ pour la TEP ($E \leq 511 \text{ keV}$), les photons interagissent selon trois mécanismes : par effet photoélectrique, Compton et Rayleigh [Rei07]. La création de paire est négligée compte tenu des énergies de photons mises en jeu.

a) L'effet photoélectrique :

L'effet photoélectrique est l'interaction d'un photon avec un électron orbital étroitement lié (figure 1.7). L'énergie du photon est complètement absorbée par l'électron orbital qui est éjecté par l'atome, avec une énergie cinétique.

$$T = h\nu_0 - E_l \quad \text{I.2}$$

Avec E_l étant l'énergie de liaison de l'électron dans l'atome.

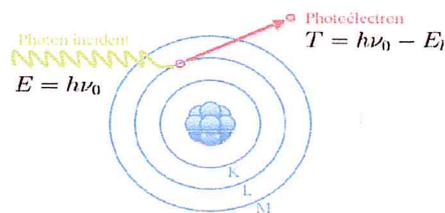


Figure I.7 : L'effet photoélectrique [Sta10].

Le réarrangement de l'atome, suite à l'effet photoélectrique, est suivi d'émission de rayons X caractéristiques et d'électrons Auger.

La section efficace de l'effet photoélectrique σ augmente rapidement avec la charge Z du noyau et décroît avec l'énergie, elle est proportionnelle à $z^5 / (h\nu)^{3.5}$.

b) L'effet Compton (diffusion élastique) :

C'est l'interaction d'un photon d'énergie $E = h\nu_0$ avec un électron libre ou faiblement lié et au repos (Figure I.8). Le photon transfère une partie de son énergie à l'électron sous forme d'énergie cinétique. Un photon d'énergie $E' = h\nu'$ est alors diffusé selon un angle θ .

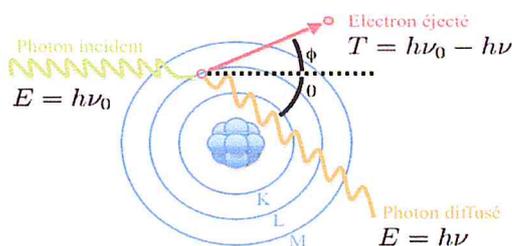


Figure I.8 : L'effet Compton [Sta10].

Les lois de conservation de l'énergie et de la quantité de mouvement permettent d'obtenir l'expression de l'énergie du photon diffusé :

$$h\nu_0 = \frac{h\nu}{1 + \varepsilon(1 - \cos\theta)} \quad \text{I.3}$$

Où : $\varepsilon = \frac{h\nu}{m_e c^2}$

Avec : m_e : la masse de l'électron.

La section efficace Compton est proportionnelle à $\frac{Z}{E}$.

c) La diffusion Rayleigh :

La diffusion de Rayleigh est un processus d'interaction de photons de faibles énergies avec les électrons atomiques liés. Le photon incident est diffusé sans changement d'énergie avec un angle de diffusion faible (figure I.9).

Cette diffusion est prédominante pour les photons de faible énergie et pour les matériaux ayant des numéros atomiques élevés.

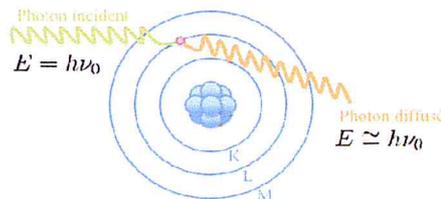


Figure I.9 : La diffusion Rayleigh [Sta10].

d) La création de paire:

La création de paire se produit lorsque l'énergie du photon est supérieure ou égale à $2m_e c^2$ soit 1,022 MeV [Pod06]. Dans ce cas, ce dernier se matérialise dans le champ d'un noyau en un pair électron positon (figure I.10). La section efficace de la création de la paire est proportionnelle à Z^2 et augmente avec E_γ , contrairement à l'effet photoélectrique et l'effet Compton.

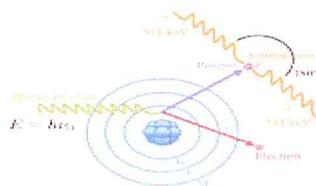


Figure I.10 : Création de paire [Sta10].

I.2.3 Le système de détection :

Le principe de détection en TEP repose sur la détection en coïncidence des photons d'annihilation de 511 KeV chacun (figure I.11). Pour cela, une caméra TEP est constituée généralement d'une série de couronnes de détecteurs élémentaires répartis en anneaux autour du patient, chaque détecteur est constitué d'un cristal scintillateur associé à un photomultiplicateur et à un circuit de coïncidence (figure I.12) [Dre02].

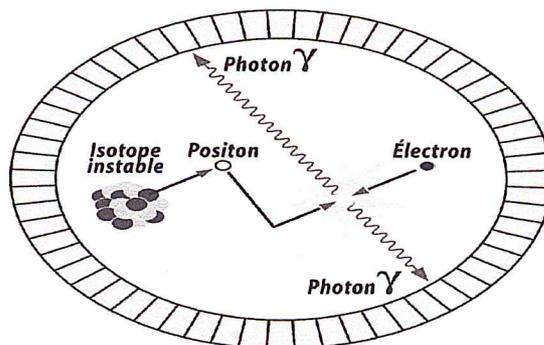


Figure I.11 : Principe physique de TEP [Ric06].

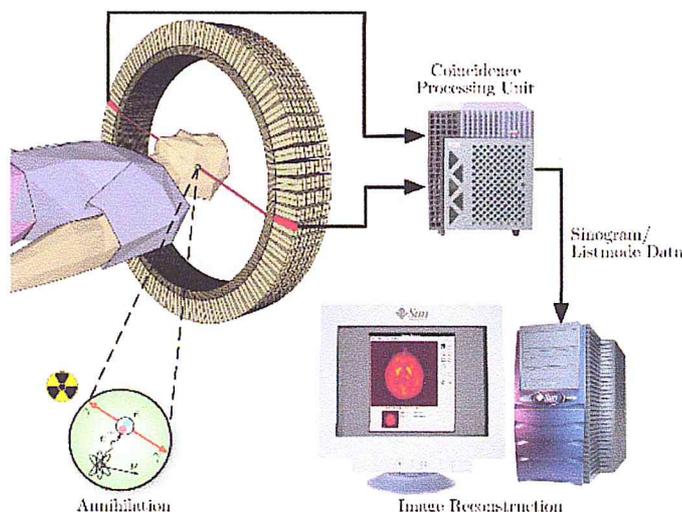


Figure I.12 : Chaîne de détection en TEP [Dav11].

1.2.3.1 Le cristal scintillant :

Le cristal scintillant a pour rôle de transformer les rayonnements γ en photons visibles. Pour la TEP, le scintillateur idéal doit avoir les caractéristiques suivantes [Dre02] :

- **une densité élevée**, pour offrir une efficacité de détection satisfaisante pour les photons de 511keV.
- **une efficacité de conversion lumineuse importante** : c'est-à-dire un nombre de photons de scintillation important par rayonnement gamma détecté.
- **une faible constante de décroissance** : c'est l'émission d'un grand nombre de photons lumineux par unité de temps
- **une bonne transparence par rapport aux photons de scintillation**: afin que ceux-ci ne soient pas atténués dans le milieu avant la surface d'entrée du PM.
- **des propriétés physiques favorables** :
 - Insensibles à la température
 - Non hygroscopiques.
 - Facilement produits et usinés.

-Les principaux scintillateurs utilisés pour la TEP et leurs caractéristiques essentielles sont représentées dans le tableau suivant :

		NaI(Tl)	BGO	BaF2	GSO	LSO	LuAp
Paramètres d'atténuation à 511 keV	Densité (g/cm ³)	3.67	7.13	4.9	6.71	7.35	8.34
	Z_{eff}	50	73	54	58	65	65
	μ à 511 keV	0.38	0.90	0.45	0.67	0.80	0.91
	Photofraction (%)	18	42	19	26	33	32
Caractéristiques de l'émission lumineuse	Constante de temps (ns)	230	300	0.8 630	60(90%) 60(10%)	40	18
	Rendement lumineux relatif (%NaI(Tl))	100	22	5 21	20	75	25

Tableau 1.2 : Caractéristiques des principaux scintillateurs utilisés en tomographie par émission de positons [Dre02].

NaI(Tl) : iodure de sodium dopé au thallium ; BGO : germanate de bismuth ; BaF2 : fluorure de baryum ; GSO : orthosilicate de gadolinium ; LSO : orthosilicate de lutétium ; LuAp : luthetium aluminium Perovskite ; Z_{eff} : numéro atomique effectif.

L'iodure de sodium dopé au thallium (NaI(Tl)) a longtemps été le cristal de référence en TEP en raison de son rendement lumineux très élevé. Cependant, à cause de sa faible densité il a été remplacé par le BGO qui présente une densité et un numéro atomique plus élevé. Actuellement, des cristaux tel que le LSO et de LYSO sont développés car il possède une constante de décroissance de 40 ns. Cet avantage permet de réduire le taux de coïncidences fortuites [Nal09].

1.2.3.2 Le photomultiplicateur :

Le rôle du photomultiplicateur est de convertir le signal lumineux émis par le cristal en signal électrique. Il est constitué généralement d'un tube à vide en verre, d'une photocathode (souvent une couche mince d'alliage alcalin), d'une structure accélératrice (les dynodes) et d'une anode (figure I.13).

Les photons visibles sont convertis par la photocathode en électrons par effet photoélectrique. Ces électrons sont accélérés et focalisés vers la première dynode qui multiplie leur nombre par émission secondaire. Les électrons produits vont à leur tour frapper la deuxième dynode et, ainsi de dynodes en dynodes, portées à des potentiels électriques croissants, on obtient un signal électrique amplifié de l'ordre de 10^6 . Le flux d'électron atteignant l'anode déclenchera une impulsion électrique proportionnelle à l'énergie déposée dans le cristal.

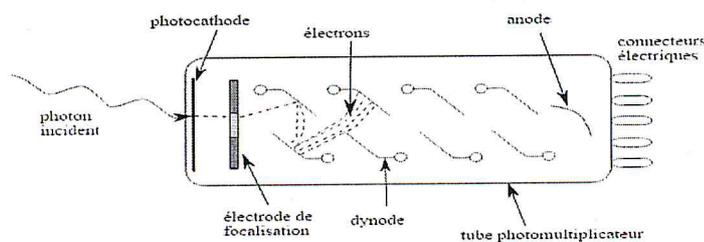


Figure I.13 : Principe de photomultiplicateur [Mic06].

1.2.3.4 Le circuit de coïncidence :

Les détecteurs sont couplés deux par deux par un circuit de détection de coïncidence. Chaque couple définit alors un volume élémentaire correspondant à une ligne de réponse (LDR) ou ligne de coïncidence. Une LDR est caractérisée par son angle d'orientation et par la plus courte distance entre la LDR et le centre d'anneau qui est formé par les détecteurs. Une coïncidence n'est enregistrée que si la détection d'un photon par un détecteur est suivie par la détection d'un photon par le détecteur opposé dans un intervalle de temps appelé fenêtre

temporelle de l'ordre de 6 à 15 ns [Sor10] (figure 1.14). D'un autre côté, et afin d'éliminer les photons déviés ou atténués, une fenêtre énergétique de coïncidence est utilisée, tolérant des photons d'énergie entre 425 keV et 650 keV.

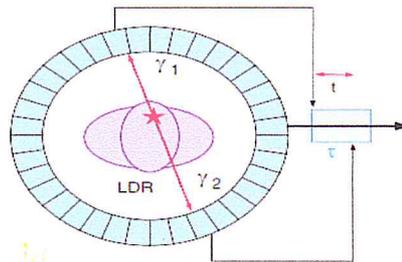


Figure I.14 : Fonctionnement de la fenêtre de coïncidence.

I.2. 4 Le mode d'acquisition et la reconstruction tomographique :

Les coïncidences acquises sont enregistrées sur un ordinateur sous format mode liste ou sous la forme de sinogramme.

En mode liste, les informations telles que la vitesse, l'énergie et l'information temporelle des coïncidences sont stockées.

Par contre, en mode sinogramme c'est l'information spatiale qui est connue. Les données sont stockées sous forme de matrice de projections.

La reconstruction tomographique vise à calculer la distribution de la radioactivité au sein de coupe en utilisant l'ensemble des informations rangées dans le sinogramme [Dre02].

I.2.5 Les différents événements détectés en TEP :

La définition d'une fenêtre énergétique et temporelle permet la détection de photons provenant d'une même réaction d'annihilation (figure I.15). Ces événements correspondent à des coïncidences vraies (figure I. 16a). Cependant, en raison de la résolution en énergie et de la résolution temporelle limitée des appareils de mesure, des événements parasites sont détectés et forment une source de bruit sur l'image [Dre02]. Avec les coïncidences vraies, Il existe deux autres types de coïncidences : les diffusées (squatters) et les fortuites (randoms).

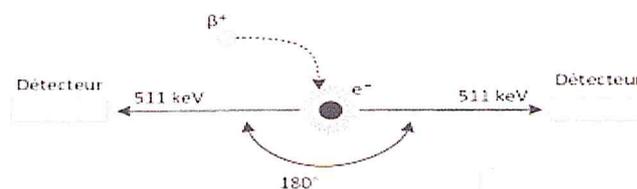


Figure I.15 : Détection des photons d'annihilation.

a) Les coïncidences diffusées :

La diffusion Compton subie dans le patient ou dans le détecteur par au moins un des deux photons d'annihilation est à l'origine des coïncidences diffusées (figure I.16.b). Il en résulte des lignes de réponses erronées conduisant à des erreurs de localisation.

b) Les coïncidences fortuites :

Les coïncidences fortuites se produisent lorsque deux photons issus de deux différentes annihilations sont détectés dans une même fenêtre temporelle (figure I.16.c). Le taux de coïncidences fortuites introduit un bruit. Ce taux dépend linéairement de la fenêtre temporelle et augmente comme le carré de la radioactivité présente dans le champ de vue du système de mesure [Ben98].

c) Les évènements simples :

Un évènement simple correspond à la détection d'un seul des photons d'annihilation et l'absorption du second par la matière. La ligne de réponse est alors non mesurée ce qui entraîne une faible efficacité de détection (figure I.16.b) .

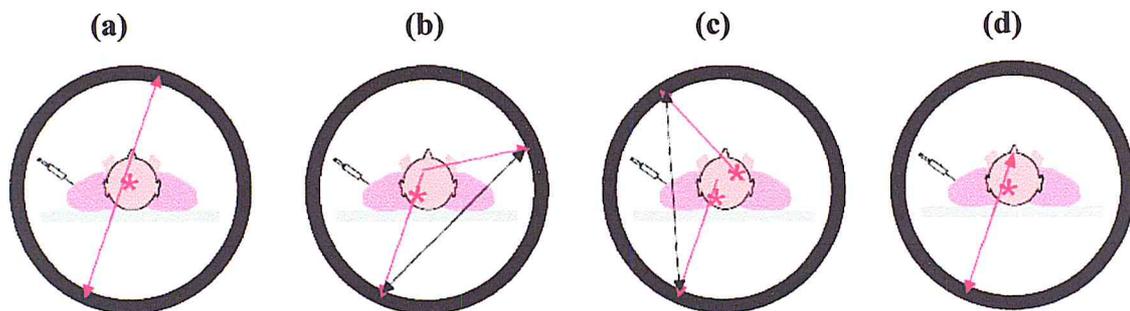


Figure I.16 : Les différents évènements détectés en TEP (a : coïncidences vraies, b : coïncidences diffusées, c : coïncidences fortuites, d : les évènements simples) [Dav11].

I.2.6 Les performances de la TEP :

I.2.6.1 Le temps de vol :

Le temps de vol (en anglais TOF pour time of flight) désigne la différence des temps d'arrivée des deux photons détectés en coïncidence. En effet, si deux photons ayant une vitesse c parcourent des distances x_1 et x_2 respectivement, leur détection se fait à des temps différents T_1 et T_2 (figure I.17). Dans ce cas x (la distance entre le lieu d'annihilation et le centre de la couronne) est donné par la relation [Loi10]:

$$x = \frac{(T_2 - T_1) \cdot c}{2} \quad \text{I.4}$$

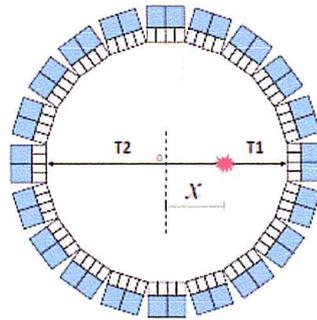


Figure I.17 : Les temps d'arrivée des photons d'annihilation.

L'estimation des temps d'arrivée de chaque photon, grâce à l'information de décalage temporel entre les deux détections, permettrait donc de définir une probabilité de position de l'annihilation le long de la LDR [Mou11]. C'est le principe de la tomographie par temps de vol ou TOF.

I.2.6.2 La résolution spatiale :

La résolution spatiale est définie comme étant la plus petite distance séparant deux objets que l'on peut distinguer dans une image. Elle représente donc la capacité d'un imageur à séparer deux sources ponctuelles. Sa mesure s'obtient par l'acquisition d'images de sources ponctuelles placées à différentes localisation dans le champ de vue du tomographe et le calcul de la longueur à mi-hauteur des profils [Nal09].

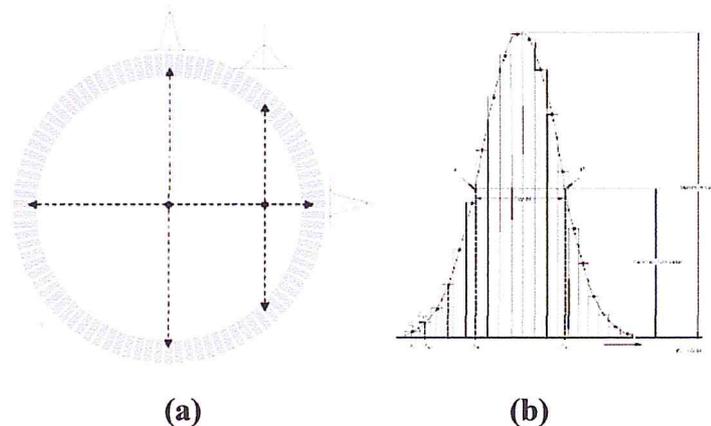


Figure I.18: Mesure de la résolution spatiale : acquisition des images (a) et calcul de la largeur à mi-hauteur des profils obtenus (b)[Nal09].

La résolution spatiale est influencée et peut être dégradée par plusieurs facteurs comme [Ray07]:

- la distance parcourue par le positon entre son lieu d'émission et d'annihilation et la colinéarité des photons d'annihilation.
- La géométrie de la TEP, à savoir son diamètre, la taille des éléments des détections élémentaires.
- Le choix de la méthode de reconstruction ... etc.

Afin de prendre en compte ces facteurs, Moses et De renzo ont proposé une formule empirique pour le calcul de la résolution spatiale de l'image au centre de champ de vue [Ray07].

$$R_s = a \sqrt{\left(\frac{d}{2}\right)^2 + (0,0022 D)^2 + r^2 + b^2} \quad \text{I.5}$$

Avec :

a : facteur de dégradation dû à la reconstruction.

d : taille des cristaux (élément de détection élémentaire)

D : diamètre du scanner

r : parcours moyen du positon.

b : l'imprécision sur la détermination de la localisation de l'interaction du photon dans le détecteur.

La résolution spatiale est mesurée selon trois directions : radiale, tangentielle et axiale (figure I.19) [Mag11].

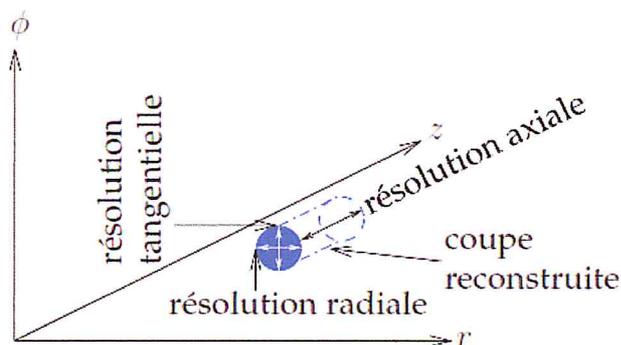


Figure I.19 : Résolutions spatiales d'une coupe de l'image reconstruite d'une source ponctuelle selon les trois axes [Rey07].

I.2.6.3 La sensibilité :

Comme nous l'avons vu dans le paragraphe I.2.3.3, deux photons détectés en coïncidence, peuvent ne pas provenir d'une même annihilation. Les événements détectés ne sont donc pas forcément des coïncidences vraies. La sensibilité représente le nombre de coïncidences vraies détectés pour une activité donnée d'une source placée dans le champ vue. Elle désigne l'efficacité de détection de l'imager et est calculée par la relation [Ani10].

$$S = \frac{(T_{vraie} - T_{bdf})}{A} \quad \text{I.6}$$

Où :

T_{vraie} : le taux de coïncidences vraies.

T_{bdf} : le taux de coïncidences dues au bruit de fond (en absence de sources).

A : activité de la source.

I.2.6.4 Le temps mort :

Chaque module de détection nécessite un temps pour l'analyse et le traitement d'un évènement individuel. Cette durée est appelée temps morts. Pendant ce laps de temps, l'arrivée d'un nouvel évènement n'est pas mesurée. On parle de système non paralysable lorsque le module perd sa sensibilité après détection du 1^{er} évènement, par contre, si le module reste sensible, l'évènement supplémentaire va prolonger le temps de traitement, dans ce cas, le système est dit paralysable (figure I.20).

Le temps mort est responsable des pertes de comptage à taux de comptage élevés.

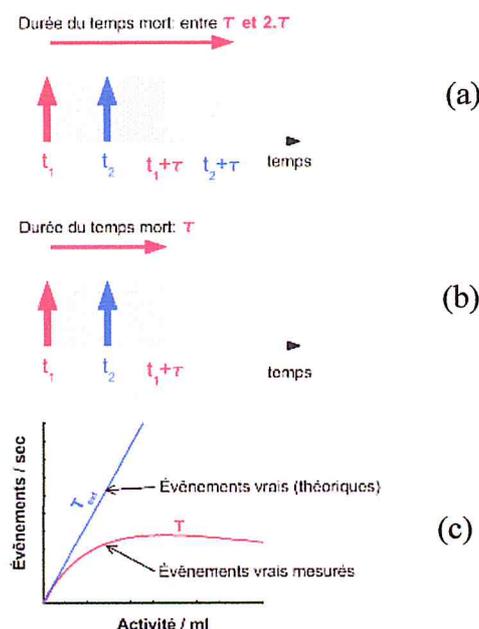


Figure I.20 : Le temps mort : (a) temps mort paralysant, (b) temps mort non paralysant, (c) perte de comptage en fonction de l'activité présente [Lab07].

Chapitre II

L'imagerie TDM

II.1 Introduction :

La tomographie X médicale (ou TDM pour tomodensitométrie) appelée aussi Computerized Tomography (CT) scan ou Computed Assisted Tomography (CAT) scan par les Anglo-Saxons est une modalité d'imagerie morphologique permettant de fournir, dans un plan de coupe, la distribution de la densité de tissus humains [Gra02]. Elle repose sur la détection d'un faisceau de rayons X tournant autour du patient et de l'analyse de son interaction avec la matière. Contrairement à la radiologie conventionnelle, où le faisceau transmis est détecté et visualisé à l'aide d'un film ou d'un amplificateur de luminance pour l'obtention d'images bidimensionnelles, en TDM, il est détecté électroniquement puis numérisé. L'image est ensuite reconstruite grâce à des algorithmes de reconstruction puis visualisée. L'acquisition de plusieurs coupes adjacentes, à partir des différentes projections, conduit à l'information tridimensionnelle.

La mise en point de la TDM a été considérée comme la découverte la plus importante en radiologie depuis celle des rayons X par Roentgen en 1895 [Oua13]. Son développement est étroitement lié à celui de l'informatique. En effet, la reconstruction de la géométrie bidimensionnelle d'un objet à partir de ses différentes projections mesurées autour de celui-ci a été décrite par le théorème de Radon en 1917, cependant, sa mise en pratique n'a été possible qu'après l'avènement d'ordinateurs de plus en plus puissants.

Simultanément aux travaux du mathématicien Radon, un dermatologue français, André Bocage, réalise la première expérience d'imagerie tomographique. Il imagine les mouvements d'une source de rayonnement X et d'un film radiographique dans des directions opposées. Ce principe de visualisation en coupe constitue la première expérience d'imagerie tomographique, pour cela, Bocage est considéré comme le père de la tomographie [Ver09].

En 1961, Oldendorf, un neurologue Américain, réalise les premières applications pratiques de la théorie de reconstruction de Radon en médecine et démontra la faisabilité de la TDM [Oua13]. Ce concept fut utilisé deux années plus tard par Allan McLeod Cormack qui publia ses travaux dans deux articles du "Journal of Applied Physics" en 1963 et 1964, mais ses publications avaient suscité peu d'intérêt, jusqu'en 1970, année où Hounsfield construit le premier tomodensitomètre. Le premier scanner utilisable en clinique fut installé le 1^{er} octobre 1971, et pratiqué avec succès, dans un hôpital de Londres, sur un patient atteint d'un kyste

cérébral. En 1975, Hounsfield construit le premier scanner corps entier. Depuis, plusieurs générations de scanners ont vu le jour.

II.2 Le principe de la TDM :

La tomodensitométrie comme la radiologie est basée sur l'utilisation des rayons X. Les rayons X sont une forme de rayonnement électromagnétique constitué de photons dont l'énergie va de quelque eV à plusieurs dizaines de MeV et de longueur d'onde comprise entre 10^{-12} et 10^{-14} m (figure II.1). Ils peuvent être générés par un tube à RX appelé tube de Coolidge (figure II.2).

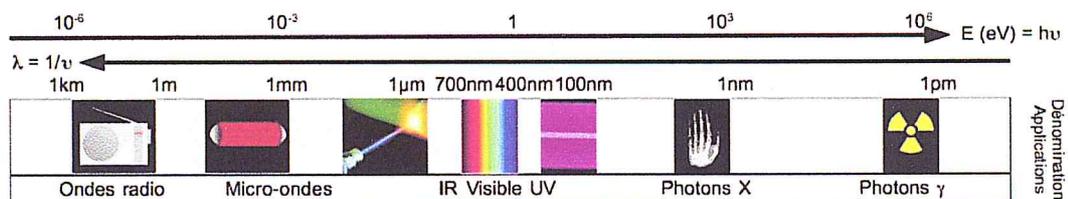


Figure II.1 : Classes de rayonnements électromagnétiques.

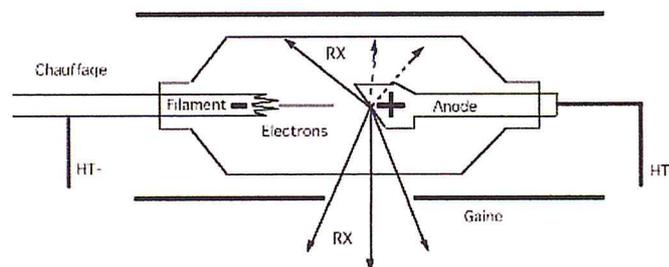


Figure II.2 : Schéma d'un tube à rayons X.

II.2.1 La production des rayons X :

Le principe des tubes à rayons X est le suivant. Dans une enceinte de verre où règne un vide poussé, des électrons sont émis par un filament chauffé par un courant électrique. Ces électrons sont accélérés par un champ électrique créé par une différence de potentiel entre le filament qui sert de cathode et l'anode. Les électrons frappent violemment la cible que constitue le métal de l'anode et produisent des rayons X selon deux types d'interactions. D'une part, les électrons sont freinés par les atomes de la cible ce qui provoque un rayonnement continu de freinage appelé aussi Bremsstrahlung. D'autre part, les électrons excitent les atomes de la cible, ceux-ci réémettent un rayonnement X caractéristique.

Le rendement de productions des rayons X est faible (de l'ordre de 0,2 %). Le reste de l'énergie se dissipe sous forme de chaleur évacuée par un système de refroidissement.

II.2.2 L'interaction des rayons X avec la matière :

Lorsqu'un faisceau de rayons X traverse un objet et pénètre un milieu, son intensité diminue progressivement. Cette atténuation est due essentiellement à l'interaction des photons avec les électrons.

Les phénomènes d'interaction sont à l'origine des applications en radiodiagnostic (figure II.3). Dans la gamme des photons utilisés en radiographie, les mécanismes d'atténuation sont l'effet photoélectrique et la diffusion Compton (figure II.4).

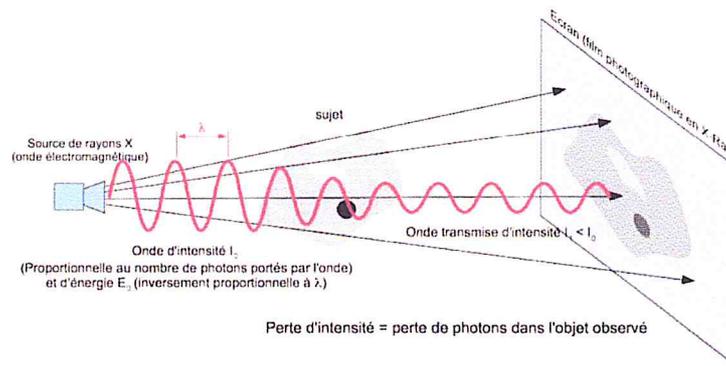


Figure II.3 : Interaction des rayons X avec les matériaux [Bal13].

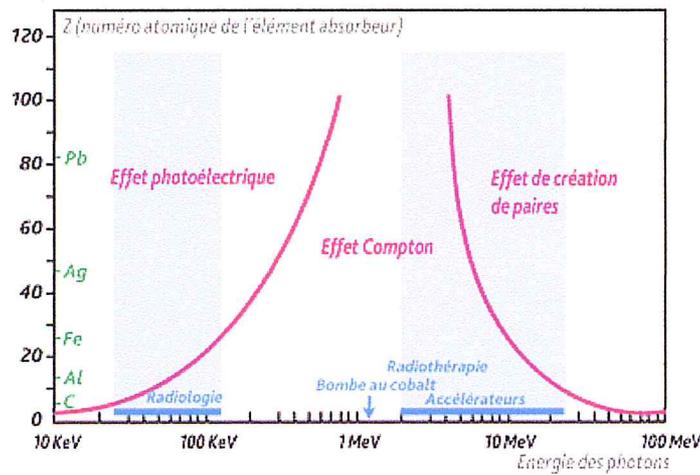


Figure II.4 : Prédominance des effets en fonction de l'élément absorbeur et de l'énergie des photons.

L'intensité du faisceau X atténuée par les différentes structures anatomiques rencontrées dépend de la densité de ces structures, de leur composition anatomique et du spectre d'énergie du faisceau de rayons X. La variation de l'intensité est, comme nous l'avons vu dans le paragraphe I.2.2.3 donnée par la loi de Lambert-Beer (formule I.1).

II.2.3 La formation de l'image :

Le principe de formation des images radiologiques repose sur la mesure de l'atténuation des rayons X. En TDM, le tube à rayons X est associé à des rangées de détecteurs dont le nombre varie selon la génération du scanner. L'ensemble est en mouvement autour du patient et plusieurs projections sont acquises. Ces projections représentent des profils d'atténuation résultant de la traversée de la même coupe selon différents angles de rotation. La reconstruction de ces projections permet d'obtenir une image formée de pixel. Chaque pixel de cette image contient une information de densité sur un point de la coupe. Cette densité est traduite en niveau de gris permettant de distinguer les différents organes.

Les coefficients de densité des différents tissus sont exprimés en unités Hounsfield (UH) [Sol01] et leurs valeurs sont affectées d'une couleur sur une échelle, allant de - 1000 à + 3000, et ou des valeurs sont affectées aux densités fondamentales (- 1000 pour l'air, -60 à - 120 pour la graisse, 0 pour l'eau et + 1000 pour l'os) (figure II.5). L'indice Hounsfield ou l'indice CT est rapporté à celui de l'eau et est relié aux valeurs des coefficients d'atténuation par la formule suivante :

$$CT = \frac{\mu_{tissus} - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \times 1000 \text{ UH}$$

Où : μ_{tissus} et μ_{eau} sont respectivement le coefficient d'atténuation linéaire des tissus considérés et le coefficient d'atténuation de l'eau.

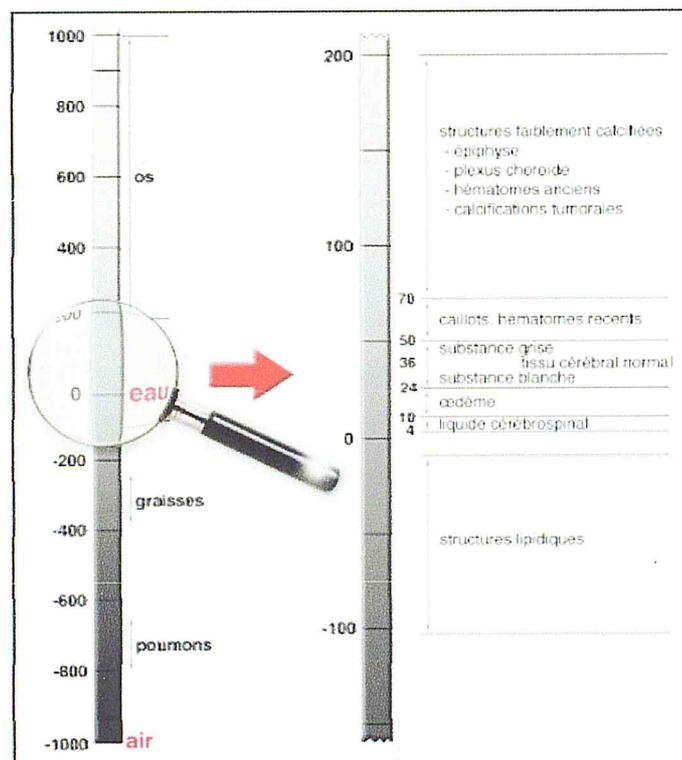


Figure II.5 : Echelle de Hounsfield [Oua13].

II.3 Les composantes du scanner :

Les éléments de base d'un scanner sont les suivants (figure II.6) [Hub03] :

II.3.1 Le statif :

Le statif comporte le système d'acquisition des données et la table d'examen sur laquelle repose le patient. La table d'examen circule à l'intérieur de l'anneau du statif (le tunnel) ; elle permet une avancée pas à pas (mode incrémental) ou continue (acquisition hélicoïdale). Le tunnel est parfois équipé d'un système de repérage et de visée.

Le système de détection comprend un générateur, le tube à rayons X, le système de détection et le système de refroidissement du tube (figure II.6).



Figure II.6: Exemple d'un scanner hélicoïdal [Lag13].

II.3.2 Le générateur de rayons X :

Le générateur alimente le tube à rayons X et lui fournit une haute tension continue variant de 80 à 140 kV et un ampérage constant de 10 à 500 mA. Les scanners actuels nécessitent des puissances de l'ordre de 50 W.

II.3.3 Le tube à rayon X :

L'acquisition des données nécessite un tube à rayons X. Son principe est expliqué dans le paragraphe II.2.1 (voir figure II.2). L'émission des rayons X s'arrête instantanément avec l'arrêt de l'alimentation du tube en haute tension [Bou82]. Les tubes doivent pouvoir résister à des contraintes thermiques très élevée, pour cela, ils sont refroidis par des systèmes à huile, eau et air [Aur01].

II.3.4 Les filtres :

Les rayons X émis par le tube ont des niveaux énergétiques variés [Hub03]. Les photons de basse énergie contribuent à augmenter la dose délivrée à la peau et ne contribuent pas à la formation de l'image [Bou82]. Afin d'éliminer ces rayons, des filtres de faible épaisseur sont placés à la sortie du tube.

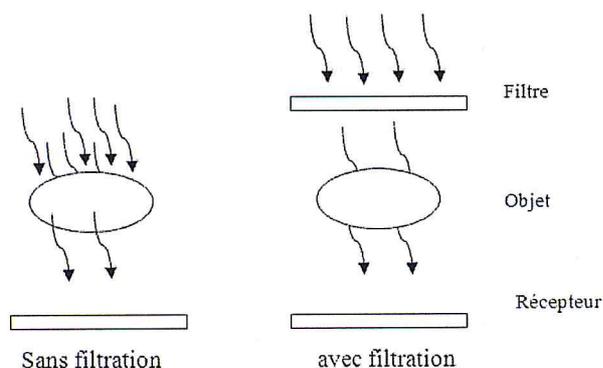


Figure II.7 : Principe de fonctionnement avec et sans filtration [Bou82].

II.3.5 Les collimateurs :

Les collimateurs sont composés de plaque de plomb. Il existe deux sortes de collimation (figure II.8). Une collimation primaire placée entre le tube et le patient dont le rôle est de calibrer le faisceau et de limiter les radiations inutiles. La collimation secondaire est placée entre le patient et les détecteurs. Son but est d'éliminer le rayonnement diffusé par le patient [Sol01].

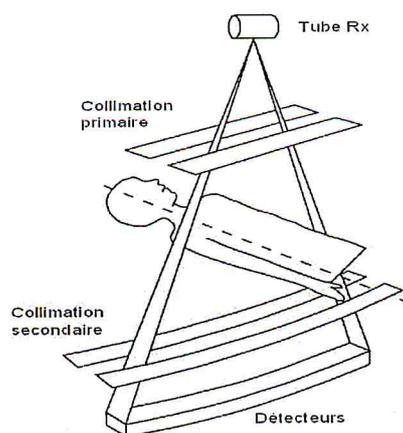


Figure II.8 : Schéma d'une collimation primaire et secondaire [Sol01].

II.3.6 Le système de détection :

Le rôle du système de détections est de transformer les photons X en signal électrique. Il existe deux sortes de détecteurs : les chambres d'ionisation au Xénon et les détecteurs solides. Ce sont ces derniers qui équipent les scanners actuels en raison de leur efficacité et leurs performances. Dans ce cas, l'énergie des photons X est absorbée par un scintillateur qui la convertit en photons lumineux. Ces photons sont convertis en signal électrique par une matrice de photodiodes (figure II.9) [Bru12].

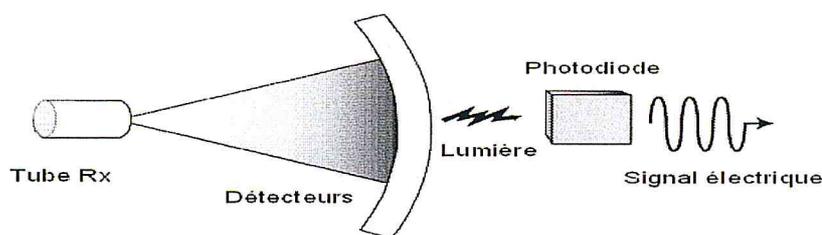


Figure II.9 : Les détecteurs solides [Sch01].

Les détecteurs sont disposés en couronne en face du tube à rayons X. Un scanner monocoupe contient une seule barrette de détection. Cette barrette est constituée de près de 900 détecteurs placés côté à côté. Les scanners multi – barrettes comprennent 16, 40 voir 64 rangées de détecteurs (figure II.10).

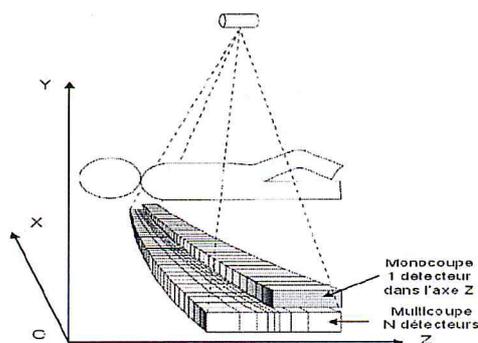


Figure II.10 : Comparaison du système de détection en scanner monocoupe et multicoupe [Sch01].

II.4 Les différentes générations de scanner :

Il existe quatre générations de scanners (figure II.11):

Première génération :

Dans cette génération, correspondant à celle du premier scanner conçu par Hounsfield, le tube était couplé à un seul détecteur. La réalisation d'une coupe s'obtenait par un mouvement de translation le long de la structure étudiée, puis d'une rotation. Le temps de coupe était de l'ordre de 4 minutes.

Deuxième génération :

Commercialisée vers 1974, cette génération comportait un tube couplé à une barrette de 7 à 60 détecteurs dans le plan de rotation du tube. La coupe était toujours obtenue par un mouvement de translation rotation.

Troisième génération :

Elle dispose d'un tube et une série de détecteurs (500 à 1000). L'ensemble effectue un mouvement de rotation autour du patient. La majorité des appareils actuels en service sont de type 3ème génération.

Quatrième génération :

Cette génération comporte plusieurs milliers de détecteurs fixes formant une couronne autour du patient. La source par contre est mobile est décrit un mouvement de rotation.

II.4.1 Le scanner hélicoïdal :

Les premiers scanners utilisés furent à rotation séquentiel : dans un plan de coupe fixe, une coupe était acquise à chaque rotation, la coupe suivante était réalisée après translation du lit (figure II.12.a). L'acquisition était ensuite répétée coupe après coupe. Le scanner hélicoïdal, appelé aussi scanner à rotation continue, apparait en 1989. Son principe d'acquisition repose sur une rotation continue du tube autour du lit d'examen qui se déplace à une vitesse constante et fixée (pas ou pitch en anglais) dans l'anneau. Le tube décrit alors une figure géométrique à type hélicoïdale (figure II.12.b). L'avantage de cette acquisition est sa rapidité et la qualité des images obtenues. Actuellement, la plupart des appareils sont à

rotation continue et sont associés à un nombre plus important de détecteurs assurant ainsi l'accélération de l'acquisition et l'augmentation des volumes explorés.

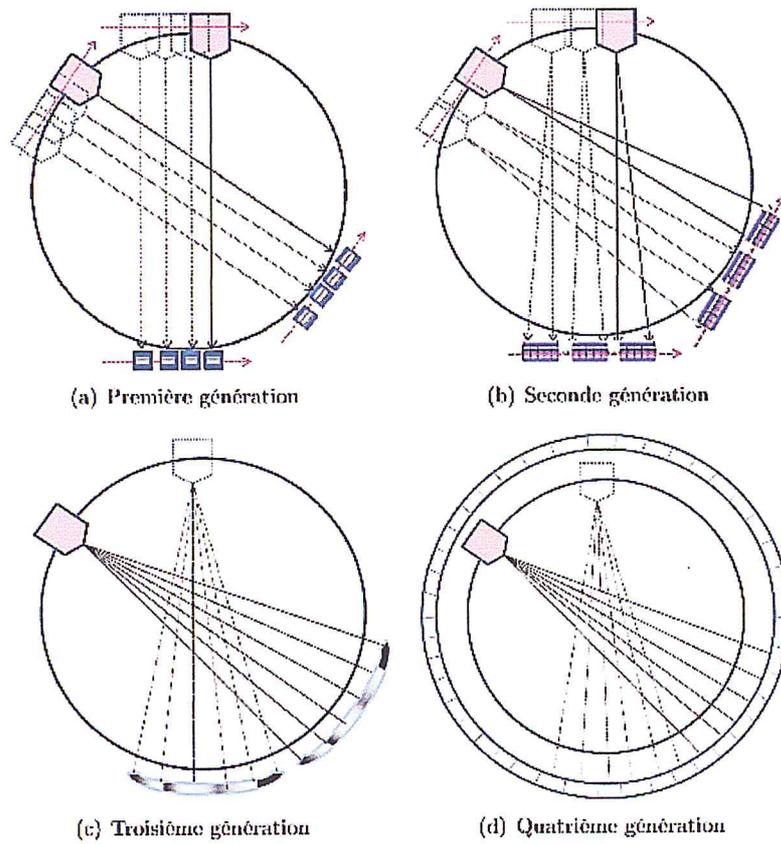


Figure II.11 : Les quatre générations de scanners [Oua13].

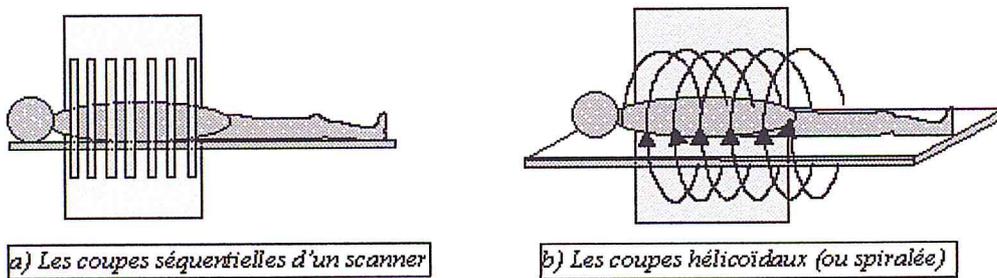


Figure II.12 : Comparaison entre scanner séquentiel et hélicoïdal.

II.5 Les paramètres d'acquisition :

La dose délivrée par un scanner dépend de plusieurs paramètres. Certains d'entre eux peuvent être modifiés pour une optimisation des examens [Cor02].

L'épaisseur de coupe :

L'épaisseur de coupe est déterminée par les collimations primaires et secondaires. Etant proportionnelle aux structures analysées, elle est choisie selon l'examen effectué.

La charge (mAs):

La charge est le produit du courant (mA) appliqué à la cathode par le temps d'application de ce courant. La réduction de la charge ou son augmentation réduira ou augmentera dans la même proportion l'exposition du patient et donc permettra d'ajuster la dose délivrée.

La tension du tube radiogène (kV):

La tension appliquée entre l'anode et la cathode du tube est choisie en fonction du type d'examen. Plus les matériaux seront denses, plus la tension devra être forte [Bal13].

Le pitch (le pas) :

En TDM, le pas ou pitch en anglais est le rapport entre le pas de l'hélice c'est-à-dire la distance parcourue par la table pendant une rotation de 360° du tube et l'épaisseur de coupe.

Chapitre III
L'imagerie hybride
TEP/TDM

III.1 Introduction :

Les modalités d'imagerie médicale apportent des informations de nature différente. Ces informations peuvent être anatomiques ou fonctionnelles. Les informations fonctionnelles sont de faibles résolutions spatiales (de l'ordre de 5 mm) et offrent peu de repères anatomiques. La combinaison des images fonctionnelles avec les images anatomiques, de meilleure résolution (de l'ordre de 1 mm) permet une meilleure localisation et interprétation des données et donc une amélioration du diagnostic. Cependant, la corrélation des images issues de différentes modalités est difficile, puisque celles-ci sont obtenues séparément, à des instants différents, d'où l'intérêt de développer des systèmes hybrides associant deux technologies différentes mais complémentaires.

Plusieurs systèmes d'imagerie hybrides ont vu le jour et ont été commercialisés. Les systèmes TEP/TDM (figure III.1) datent des années 2000. Le premier appareil hybride a été installé à l'Université de Pittsburgh en 1998 et le premier appareil fut commercialisé aux Etats Unis en 2001. Depuis 2006, il n'existe plus de PET vendu seul sur le marché, mais il est maintenant couplé à un TDM.

Ces systèmes permettent l'acquisition en succession immédiate d'images TDM et TEP : le patient est placé sur une table d'examen qui passe d'abord par la partie TDM puis se déplace vers la partie TEP. Les images obtenues sont ensuite superposées donnant une image fusionnée (figure III.2), dont la lecture donne des résultats meilleurs qu'une lecture côte à côte d'images TEP et TDM prises indépendamment.

L'intérêt d'une telle fusion permet non seulement la localisation plus précise des lésions mais l'utilisation de l'information fournie par le TDM pour la correction de l'atténuation des images TEP [Per09]. Dans ce cas, la carte d'atténuation des photons X est utilisée pour corriger les images TEP de l'atténuation des photons gamma dans les tissus.

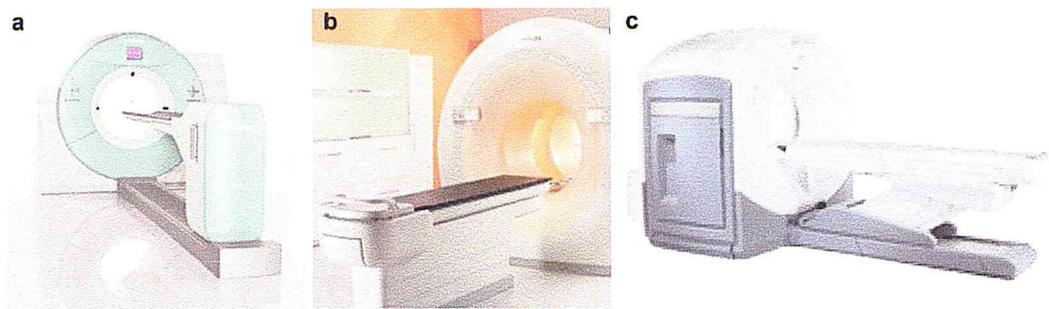


Figure III.1: Imageur TEP/TDM (a) BiographyCT, Siemens Medical Solutions. (b) Gemini TF Big Bore system, Philips Company. (c) Discovery PET/CT 600, GE Healthcare

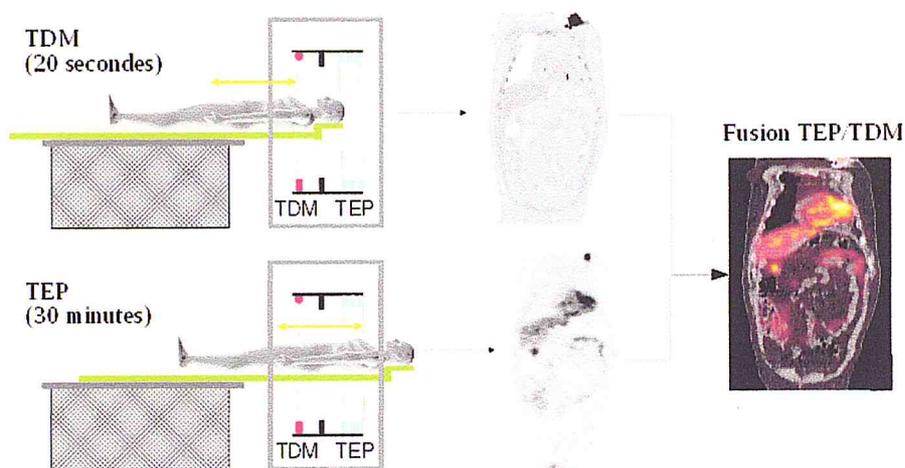


Figure III.2: Représentation schématique d'une acquisition combinée TEP/TDM [Wal11].

III.2 Intérêt du couplage TEP/TDM :

III.2.1 La correction de l'atténuation :

L'une des limites de l'imagerie TEP est l'atténuation des photons d'annihilation dans le patient. C'est un phénomène non isotrope dans l'organisme. Il varie en fonction de la direction d'incidence, du fait que les tissus soient de densité non uniforme et que leurs épaisseurs soient variables.

L'atténuation va engendrer des biais de quantification en TEP en plus des artéfacts qui vont apparaître sur les images telles que [Est14]:

- une apparence d'augmentation d'activité à la périphérie du patient.
- une diminution de la captation de l'activité dans les organes au centre du patient.
- une augmentation de l'activité dans les poumons.

La correction de l'atténuation nécessite la connaissance de la distribution des coefficients d'atténuation au sein du patient. Ces données étaient obtenues à l'aide de mesures de transmission de sources radioactives telles que le germanium ou le césium. Ces mesures posaient non seulement des problèmes importants de radioprotection mais allongeaient sensiblement la durée de l'exploration. Une autre approche consistait à réaliser des acquisitions TEP puis une acquisition TDM sur des appareils non couplés ce qui posait d'importants problèmes de recalage d'images en raison du déplacement du patient.

Le couplage TEP-TDM permet un gain de temps considérable pour la correction de l'atténuation. En effet, une acquisition dure de 30 secondes à quelques minutes en TDM. Une acquisition avec une source de germanium dure 10 à 15 minutes et 3 à 4 minutes avec une source de césium [Has05]. D'autre part, la correction d'atténuation basée sur la TDM est plus précise en raison de la très grande résolution spatiale.

III.2.2 La localisation anatomo – fonctionnelle :

L'imagerie TEP fournit une information fonctionnelle mais peut néanmoins souffrir d'une faible résolution spatiale et d'un manque de repères anatomiques. A l'inverse, l'imagerie TDM ne présente pas de spécificité vis-à-vis d'un événement biologique mais permet une très bonne lecture anatomique. La fusion d'images fonctionnelles et anatomiques fut réalisée, dans un premier temps, sur des acquisitions obtenues séparément, mais cette méthode nécessitait le développement d'algorithmes de recalage d'image. Par contre, l'acquisition d'images TEP/TDM au cours de la même procédure, ne nécessite pas de logiciel de recalage complexe [Fil08].

L'avantage de ce couplage a permis d'obtenir une localisation anatomique de la distribution du radiotraceur dans le patient. Le fait de disposer de repères anatomiques permet de décrire et d'identifier avec plus de précision les anomalies observées sur les images TEP [Nre04].

III.3 Réalisation de l'examen TEP/TDM au 18 FDG:

III.3.1 Les indications de l'examen :

La TEP/TDM au 18 FDG est indiquée en oncologie pour l'exploration des localisations tumorales particulièrement quand celles-ci sont inaccessibles avec les autres modalités d'imagerie. Ce diagnostic permet une prise en charge plus précoce du patient. L'utilisation du 18 FDG repose sur le fait que les cellules bénignes et les cellules malignes ne métabolisent pas le sucre de la même façon [Gam13].

Ils existent d'autres indications de la TEP/TDM hors oncologie tels que la cardiologie, la neurologie, les maladies inflammatoires,

L'apport de l'imagerie TEP pour la planification de traitement en radiothérapie a été démontré dans plusieurs études. En effet, la segmentation du volume cible en TDM est plus compliquée puisqu'il y a peu de différences entre les densités des tissus sains et celle de la tumeur. L'imagerie TEP apporte à cet examen l'information physiologique complémentaire. La fusion TEP/TDM permet ainsi une réduction de la variabilité de délimitation du volume cible et donc une réduction de la dose aux organes à risque et une dose intensifiée à la tumeur [Lem12].

III.3.1.1 Les avantages de la TEP/TDM au FDG :

Cette modalité présente plusieurs avantages, parmi eux [Gam13] :

- L'absence d'effet secondaire.
- L'absence de perturbation par les prothèses et implants métalliques.
- La rapidité de l'examen.
- Une meilleure résolution spatiale.
- Une acquisition tomographique dans les 3 plans de l'espace.
- Un repérage anatomique par TDM.
- Exploration du corps entier.
- Un meilleur rapport signal/bruit.

- Une moindre irradiation du patient.
- Une meilleure reproductibilité.

III.3.1.2 Les inconvénients de la TEP/TDM au FDG :

L'imagerie TEP/TDM présente des inconvénients, les principaux sont [Gam13]:

- l'incapacité ou du moins ses limites dans l'exploration de certains organes tels que le cerveau, le myocarde, les reins, la vessie, ...en raison de l'hyperfixation physiologique du ¹⁸F₁₈FDG dans ces organes.
- Sa difficulté de réalisation chez les patients diabétiques non équilibrés.
- Son coût élevé.
- Sa moindre accessibilité.

III.3.2 Le déroulement de l'examen :

Avant la réalisation de l'examen TEP/TDM, un formulaire est adressé au patient (Annexe 1). Ce formulaire comprend les informations administratives classiques en plus de l'historique clinique du patient. Ce dernier permet de recueillir ses antécédents afin de repérer ceux qui peuvent conduire à des résultats faussement positifs.

Le patient doit éviter tout exercice physique 24 h avant l'examen et se présenter à jeun 6 h avant l'examen. Un contrôle glycémique est systématique et est réalisé avant l'injection du FDG. L'injection se fait par intraveineuse avec une activité adaptée au poids du patient (5,5 MBq/Kg) [Bru06]. L'acquisition TDM débute 60 minutes après l'injection puis elle est suivie de l'acquisition TEP. Durant les deux examens, le patient doit éviter tout mouvement.

III.3.3 Les contre – indications et précautions d'emploi :

III.3.3.1 Les contre - indications :

La seule contre-indication de la TEP/TDM est la grossesse. Il est donc primordial de discuter le bénéfice/risque d'un tel examen [Mon04]. Une fois l'examen justifié, la femme enceinte doit être prise en charge. Les doses qui lui seront injectées au TEP et les doses reçues en TDM devront être optimisées selon le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable), c'est-à-dire qu'elles doivent être aussi basses que possible.

En cas d'allaitement : celui-ci est interrompu d'une durée de 6 heures après l'examen, la dosimétrie au nourrisson est alors $< 1\text{mSv}$.

III.3.3.2 Les précautions d'emploi :

Avant la réalisation de l'examen, certaines précautions sont nécessaires afin d'éviter tout erreur de diagnostic [Duc09]:

- a- **La glycémie** : L'examen est réalisé après un jeûne de quatre à six heures, avec une glycémie inférieure à 7 mmol/L. La présence d'une hyperglycémie au moment de l'injection du FDG aura tendance à réduire la fixation tumorale du FDG [Mon04].
- b- **En cas de chimiothérapie** : L'examen doit être programmé trois semaines après la chimiothérapie (ou juste avant un cycle dans le cadre de l'évaluation de la réponse précoce au traitement).
- c- **En cas de chirurgie** : programmer l'examen au moins un mois après une chirurgie.
- d- **En cas de radiothérapie** : programmer l'examen trois mois après une radiothérapie.

III.4 Contrôle qualité du TEP/TDM :

L'assurance qualité est définie comme étant « l'ensemble des opérations prévues et systématiques nécessaire pour garantir, avec un niveau de confiance satisfaisant, qu'une installation, un système, une pièce d'équipement ou une procédure fonctionnera de manière satisfaisante conformément à des normes convenues »¹. Le contrôle de qualité fait partie de l'assurance de qualité. Il représente « l'ensemble des opérations destinées à maintenir ou à améliorer la qualité. Il englobe la surveillance, l'évaluation et le maintien aux niveaux requis de toutes les caractéristiques d'exploitation des équipements »¹.

Dans le cadre global de l'assurance qualité, tout appareil d'imagerie doit faire objet d'un programme de contrôle qualité [Voy10]. Ce contrôle consiste à évaluer les performances du système d'imagerie selon une périodicité définie par le constructeur ou le service. Il vise d'abord à garantir la sécurité du patient et de l'utilisateur et à maintenir ou à améliorer la qualité de l'image afin de fournir aux radiologues des images comportant les données nécessaires leur permettant de porter un diagnostic fiable.

¹Directive européenne 2013/59/Euratom du 5/12/2013.

On procède au contrôle de qualité du système d'imagerie dès son installation afin d'évaluer ses performances initiales et de vérifier qu'elles correspondent aux spécifications annoncées par le constructeur. Ce test correspond au test d'acceptance. Ce contrôle est suivi par des tests de référence qui sont effectués lors de déplacements de l'appareil ou en cas de réparations importantes ou interventions pouvant modifier la réponse du système. Finalement des tests de routine sont effectués périodiquement pour le suivi régulier du fonctionnement de l'appareil [Che13].

Selon le Décret exécutif n°10-178 du 25 Rajab 1431 correspondant au 8 juillet 2010, le contrôle de qualité des appareils de diagnostic et de traitement revient au physicien médical. Cette tâche doit être effectuée selon un protocole écrit et documenté.

Les systèmes hybrides, comme tout appareil d'imagerie, sont soumis à une obligation de maintenance et de contrôle de qualité. Leur mise en service doit s'accompagner de la mise en place d'un programme d'assurance qualité spécifique. Ce programme doit être élaboré conjointement par les manipulateurs, physiciens et médecins [Had09].

Les contrôles de qualité du TEP/TDM comprennent des contrôles spécifiques à chaque système en plus de tests relatifs aux interactions des deux modalités tels que l'exactitude de la carte d'atténuation et l'exactitude de la correction d'atténuation [SFP08].

Dans ce qui suit, nous discuterons le contrôle de qualité de la partie TEP, la modalité TDM ne sera considérée que dans son interaction avec la TEP. Le but étant de répertorier le matériel nécessaire pour le contrôle de qualité. Ce matériel peut être proposé par le constructeur comme il peut être acquis indépendamment.

III.4.1 Contrôle qualité de la partie TEP :

Il existe sur le marché divers systèmes TEP, chacun de ces modèles propose des solutions technologiques différentes. Afin d'évaluer leurs performances des critères standards ont été définis. Les plus connus sont les normes IEC-61675-1 (Commission Electronique Internationale), IEC-61948-3 ainsi que le standard industriel NEMA NU-2 2001 (National Electrical Manufacturers Association) [Nal09] (Annexe2). Ils existent des protocoles plus simplifiés pouvant être pratiqués dans des conditions cliniques, avec des objets tests plus réduits et d'un usage courant au milieu hospitalier comme ceux issus des travaux de la SFPM,

comme qu'il peut y'avoir des protocoles spécifiques à chaque système proposés par les constructeurs.

Les principaux tests effectués sur la TEP concernent les performances suivantes :

- La résolution spatiale.
- La fraction de coïncidences diffusées.
- Le taux de comptage et sensibilité.
- L'exactitude des corrections.
- La qualité d'image.

III.4.1.1 La fréquence des tests :

Les différents tests à effectuer sur un système TEP/TDM et leur fréquence sont résumés dans le tableau III.1.

Fréquence	Test	Suivi/ contrôle	Description de test	Durée immobilisation
Quotidien	Transmission à blanc	C	Inspection visuelle ou analyse pixel a pixel	30 à 45 minutes suivant les systèmes
	Initialisation de TEP	C	Analyse par programme constructeur	
	Initialisation de TDM	C	Etalonnage dans l'air	
Mensuel après étalonnage	Correction d'atténuation	C	Analyse de ROI pour différentes conditions d'atténuation	1 heure
	Uniformité de la coupe reconstruite	C	Analyse de ROI	
	SUV	C	Analyse de ROI	
Annuel après mise à jour	Résolution spatiale	S	Calcule de largeur de profil	2 heures
	Fraction de diffusés	S	Calcul au niveau de sinogrammes	12heures
	Taux de comptage et sensibilité	S	Acquisition successives	
	Qualité d'image	S	Analyse de ROI	2heures

ROI : Région d'intérêt.

Tableau III.1 :Fréquence des différents tests [Sfp08].

III.4.1.2 Les sources utilisées:

Les sources utilisées pour les différents tests sont répertoriées dans le tableau III.2. Ces sources sont émettrices de positons. Elles peuvent être scellées, sous forme ponctuelle ou linéaire, ou non scellées. Les sources scellées doivent être régulièrement remplacées.

Radionucléide	Energie du γ (KeV)	Période	Type
^{18}F	511	109,7 min	Non scellée
^{24}Na	511 1274	2,6 ans	Scellée
^{68}Ge (^{68}Ga)	511 1077 1883	288 jours (67,7)	Scellée (non scellée)

Tableau III.2 :Principales sources utilisées pour le contrôle de qualité [Sfp08].

III.4.1.3 Les fantômes et objets tests utilisés :

Les principaux objets tests utilisés pour la mesure des performances du système TEP sont les suivants :

a) Les tubes capillaires :

Il s'agit de tube en verre de diamètre interne de 1 mm et de diamètre externe de 2 mm.

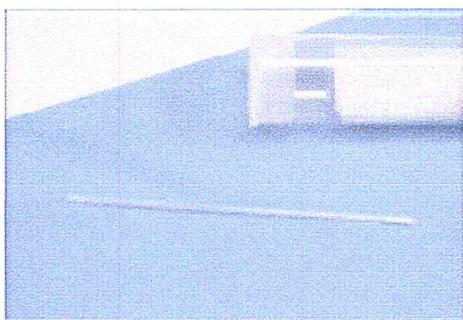


Figure III.3 : Tube capillaire.

Ces capillaires sont utilisés pour les tests suivants :

- La résolution spatiale.
- Le calibrage de la taille des voxels
- La concordance des axes géométriques TEP/TDM.

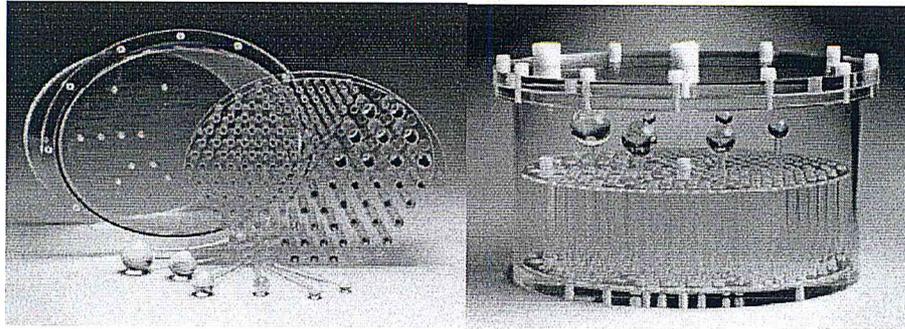


Figure III.5 : Fantôme cylindrique Jaszczak.

2-Les inserts :

Des inserts sont utilisés pour le contrôle de l'image tel que :

- L'insert poumon : ce sont soit des billes de polystyrène soit des inserts de type lung – spine du fantôme elliptique Jaszczak.

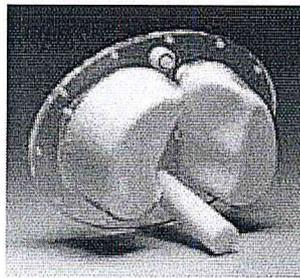


Figure III.6 : Fantôme de type lung – spine du fantôme elliptique Jaszczak.

- Un jeu de 6 sphères creuses de diamètre interne croissant, compris entre 10 mm et environ 37 mm.



Figure III.7 : Jeu de sphères creuses de diamètre croissant.

L'exactitude de la carte **d'atténuation** est mesurée à l'aide de jeu d'inserts cylindriques creux.



Figure III.8 : Jeu d'inserts cylindriques creux.

III.5 Les centres TEP/TDM dans le monde :

Le coût élevé des systèmes TEP/TDM a freiné le développement de cette technologie dans le monde. Le coût de l'appareil lui-même est d'environ 2,5 millions d'euros, son installation environ 800 000 euros et son budget de fonctionnement est de 2 millions d'euros par an. La dose de fluor 18 est estimée à 500 euros.

Il ya actuellement dans le monde environ 670 PET/TDM partagé comme suit (statistiques Décembre 2014):

- 285 en Amérique (270 en Amérique du Nord).
- 275 en Europe.
- 85 en Asie.
- 20 en Océanie.
- 4 en Afrique (Maroc, Tunisie, Egypte et Afrique du sud).

Comparée à ses voisins du Maghreb, l'Algérie connaît un retard considérable dans ce domaine. Cependant, plusieurs projets sont en cours particulièrement dans des centres privés.

Chapitre IV

Contraintes liées à la mise en place de la TEP/TDM

IV.1 Introduction :

L'apport diagnostique des systèmes TEP – TDM a été évalué dans plusieurs études. Cette imagerie multimodale à la fois morphologique et fonctionnelle, comme nous en avons discuté dans le chapitre précédent, permet une meilleure qualité d'image et offre des informations complémentaires permettant de localiser au mieux les lésions et d'optimiser les procédures thérapeutiques. Cependant l'implantation d'une telle unité est confrontée à plusieurs contraintes. Ces contraintes sont tout d'abord liées à l'aspect réglementaire d'une telle installation qui, impose le suivi des procédures relatives à l'installation de tout équipement comportant l'utilisation de sources radioactives, puis aux espaces devant accueillir ce genre matériel lourd et encombrant et les locaux attenants et annexes et enfin à l'acquisition de matériel et équipement spécifiques ainsi que de matériel de radioprotection, tout ceci, en prenant en compte des spécificités de chacune des modalités.

Dans ce chapitre, nous allons répertorier ces contraintes et recenser les principales actions devant être engagées pour mener à bien l'installation du TEP - TDM.

IV.2 Les contraintes réglementaires :

Les effets des rayonnements ionisants sont apparus très rapidement. Le premier cas de cancer radio - induit a été signalé en 1902. Cependant, et malgré leurs risques, la réglementation liée à leur utilisation s'est imposée beaucoup plus tardivement. C'est ainsi, que des textes ont été élaborés en matière de radioprotection pour protéger l'homme contre les dangers des rayonnements ionisants.

IV.2.1 Les principaux textes Algériens en matière de radioprotection :

En Algérie, les mesures de protection contre les rayonnements ionisants ont été fixées principalement par le Décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005. Ce décret régit la détention et l'utilisation des sources et matières radioactives ainsi que des appareils émettant des rayonnements ionisants.

En effet, toute personne physique ou morale détenant ou devant utiliser une source de rayonnements ionisants dont l'activité est supérieure à certaines limites doit solliciter une autorisation auprès du commissariat à l'énergie atomique. Les demandes d'autorisation sont accompagnées d'une déclaration comportant les données suivantes :

Pour la déclaration portant sur les matières radioactives :

- Le nom du radioélément et son activité initiale à la date de fabrication (en Becquerel);
- L'état physico-chimique de la source ;
- Sa forme, scellée ou non scellée ;
- Le certificat de conformité de la source radioactive établi par un organisme habilité ;
- Le nom et l'adresse complète du fournisseur ;
- Le type d'appareil renfermant la source et ses documents de certification ;
- L'utilisation prévue de la source ;
- La localisation et le lieu d'entreposage de la source ;
- Les options d'évacuation envisagées en fin de l'utilisation[Art07].

Pour la déclaration portant sur les appareils générateurs de rayonnements ionisants :

- Les caractéristiques techniques de l'appareil et les dispositifs de protection prévus ;
- La date et le lieu de fabrication de l'appareil ;
- Le nom et l'adresse complète du fabricant ;
- Les certificats d'homologation de l'équipement selon les normes nationales ou internationales pertinentes.

En outre, tout employeur doit indiquer sa raison sociale, l'activité en cours et celle envisagée pour l'utilisation des sources de rayonnements et les dates envisagées de début et de cessation de son activité [Art07].

Il peut être requis également :

- a) Le certificat du test de contrôle de qualité lorsqu'il s'agit d'équipements prototypes ;
- b) Le certificat de qualification en radioprotection ou le certificat d'aptitude à l'utilisation des radioéléments des personnes appelées à manipuler les sources de rayonnements ionisants ;

- c) L'attestation d'affiliation du personnel à un service de médecine du travail ;
- d) L'attestation de suivi dosimétrique du personnel ;
- e) Un plan d'action et de secours pour les situations d'urgence radiologique, approuvé par les services compétents de la protection civile ;
- f) Un certificat d'étalonnage des détecteurs de rayonnements ionisants.

Le commissariat à l'énergie atomique doit rendre une décision dans un délai maximum de deux (2) mois. Si une autorisation est délivrée, sa durée ne peut excéder cinq (5) années. Si un renouvellement de l'autorisation est souhaité, sa demande est effectuée trois mois avant sa date d'expiration [Art07].

IV.2.1.1 Les limites de doses relatives à l'exposition du personnel et du public:

Les limites de doses relatives à l'exposition du personnel sont définies dans l'article 18 du même décret. Elles sont :

Dose efficace	Dose équivalente
20 mSv par an en moyenne sur cinq années consécutives ; 50 mSv en une seule année ;	Cristallin de 150 mSv en un an ; Extrémités (mains et pieds) ou à la peau de 500 mSv en un an.

Tableau IV.1 : Limites de doses relatives à l'exposition du personnel

L'article 19, classe les travailleurs selon les doses reçues (Tableau IV.3). Il existe deux catégories de travailleurs selon ces doses.

Catégorie	Exposition
A	Travailleurs dont les conditions habituelles de travail sont susceptibles d'entraîner le dépassement des trois dixièmes (3/10) des limites annuelles de dose.
B	Travailleurs non susceptibles de recevoir, dans les conditions habituelles de travail, des doses supérieures à trois dixièmes (3/10) des limites annuelles.

Tableau IV.2 : Classification des travailleurs.

Pour les apprentis et étudiants (âgés de 16 à 18 ans), l'exposition professionnelle doit être maîtrisée de sorte que les limites ci-après ne soient pas dépassées :

Dose efficace	Dose équivalente
6mSv en un an; 50 mSv en une seule année ;	Cristallin de 50 mSv en un an ; Extrémités (mains et pieds) ou à la peau de 150 mSv en un an

Tableau IV.3 : Limites de doses relatives à l'exposition des apprentis et étudiants

Concernant le public, l'article 84 du décret stipule que l'exposition de personnes du public ne doit pas dépasser les limites indiquées dans le tableau IV.4 :

Dose efficace	Dose équivalente
- 1mSv en un an; - 5 mSv (dans des circonstances particulières) en une seule année à condition que la dose moyenne sur cinq années consécutives ne dépasse pas 1 mSv par an ;	- Au Cristallin de 15 mSv en un an ; - A la peau de 50 mSv en un an

Tableau IV.4 : Limites de doses relatives à l'exposition des personnes du public.

IV.2.1.2 Les dispositifs de protection radiologique :

Les dispositifs de protection radiologiques sont traités dans la section 3 du décret. La législation algérienne, dans l'article 24, impose à l'utilisateur d'installation renfermant des sources de rayonnements ionisants des dispositifs de protection radiologique de manière à ce que les doses reçues par les travailleurs ne dépassent pas les limites fixées (voir tableau précédent). D'un autre côté, l'utilisateur doit veiller à l'optimisation de la radioprotection, c'est-à-dire à maintenir les doses au niveau le plus bas que l'on puisse raisonnablement atteindre.

IV.2.1.2.1 La délimitation des zones :

Les zones spécialement réglementées devant faire l'objet d'une signalisation distincte lorsque le risque d'exposition ou de contamination dépasse les limites de dose fixées pour le public doivent être délimitées et l'accès à ces zones est limité seulement aux personnes

autorisées. La durée de présence de ces personnes dans ces zones doit être la plus réduite possible.

Les zones sont classées comme suit :

- **une zone contrôlée** : l'accès à cette zone est réglementé pour des raisons de protection radiologique, dans laquelle les travailleurs sont susceptibles de dépasser, dans les conditions normales de travail, les trois dixièmes (3/10) de l'une des limites de dose fixées.

- **une zone surveillée** : dans laquelle les travailleurs sont susceptibles de dépasser, dans les conditions normales de travail, un dixième (1/10) de l'une des limites de dose fixées.

Les zones surveillées doivent être délimitées par des moyens appropriés et des panneaux réglementaires doivent être disposés aux points d'accès à celles-ci. La dosimétrie d'ambiance dans ces zones doit être assurée à l'aide d'un ou de plusieurs dosimètres témoins et les niveaux d'exposition doivent être vérifiés dans ces zones.

Les accès de chaque zone doivent faire l'objet d'une signalisation particulière. L'arrêté interministériel du 20 Janvier 2012 (JO du 25 Mars 2012) a par la suite fixé la signalisation particulière des zones réglementées contenant les sources de rayonnements ionisants (figure IV.1).

- La zone contrôlée est signalée par un trèfle vert sur fond blanc.

- La zone surveillée est signalée par un trèfle gris-bleu sur fond blanc.

À l'intérieur d'une zone contrôlée, des zones interdites d'accès dénommées "zones interdites" peuvent être délimitées par une bande rouge et signalées par un trèfle rouge sur fond blanc.

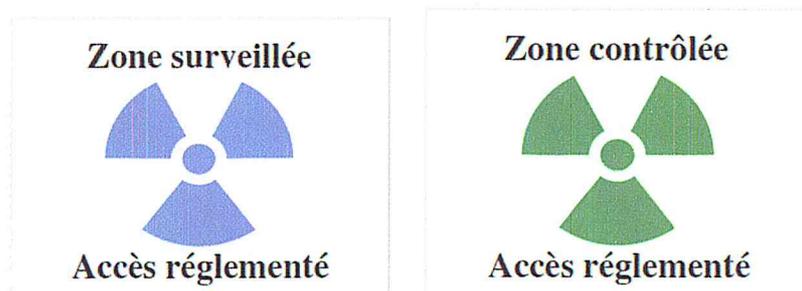


Figure IV.1 : Signalisation particulière des zones.

IV.2.1.2.2 Protection contre l'exposition externe :

L'utilisation des sources radioactives peut provoquer soit une exposition externe, une contamination externe ou une contamination interne. L'exposition externe peut être provoquée par une source radioactive située à distance de l'individu. Une contamination externe par contre, est provoquée par un produit radioactif qui s'est déposé sur la peau, les vêtements ou les plans de travail, dans ce cas, les produits radioactifs peuvent être incorporé dans l'organisme. La contamination interne, quant à elle se produit lorsque les produits radioactifs ont pénétré dans l'organisme par inhalation, ingestion ou par voie cutanée [Cnr07].

La réglementation algérienne prévoit les mesures suivantes pour la protection contre l'exposition externe :

- le blindage de la source radioactive.
- l'installation d'obstacles physiques autour de la source pendant son fonctionnement ;
- l'installation d'écrans fixes ou mobiles et l'utilisation d'appareils de manipulation à distance, appropriés au type de rayonnement ;
- la vérification périodique du bon fonctionnement de tous les dispositifs de mesure de rayonnements ionisants ;
- l'installation de dispositifs de mesure de rayonnements ionisants avec signalisation sonore et visuelle ;
- le port de dispositifs et équipements de protection individuelle.

Concernant la contamination, la protection est réalisée par :

- le confinement des sources radioactives ;
- l'aménagement efficient du lieu de travail par le confinement de la source, l'emploi de surfaces lisses et imperméables, ainsi que l'enlèvement des objets superflus ;
- la mise en place d'une ventilation appropriée qui doit assurer un renouvellement de l'air et le maintien des locaux en dépression afin d'éviter la dispersion de la contamination ;
- l'équipement des postes de travail en moyens appropriés à la manipulation de substances radioactives ;

- la disposition des boîtes à gants qui doivent être hermétiques, ventilées et en dépression par rapport aux locaux de travail ;
- le fonctionnement de la ventilation qui doit pouvoir être assuré en cas de coupure de l'alimentation électrique ;
- l'équipement des postes de travail en hottes ou enceintes fermées sous dépression ;
- l'équipement en moyens appropriés de lutte contre l'incendie ;
- le port de dispositifs et d'équipements de protection individuelle.

IV.3 Les contraintes liées à la mise en place d'une TEP :

L'installation d'une TEP requiert à côté de l'équipement caméra TEP, l'installation éventuelle d'un cyclotron pour la production des isotopes radioactifs ainsi que de nombreux équipements annexes [Bar90]. Un tel équipement implique des contraintes quant aux locaux nécessaires à son implantation. D'autre part, un examen TEP nécessite l'injection au patient d'un radioélément. L'utilisation d'un produit radioactif va donc entraîner des contraintes liées à l'utilisation de rayonnements ionisants [Mou04].

IV.3.1 Les contraintes liées aux radiopharmaceutiques :

Étant donné que le traceur le plus utilisé en imagerie TEP est le ^{18}F – FDG, nous évaluerons les contraintes liées à son utilisation. Ce radiopharmaceutique entre en compétition avec le glucose. Il s'accumule dans les cellules cancéreuses permettant leur visualisation [Has05] grâce à son marquage au fluor 18 qui le rend radioactif. Le fluor 18 est produit dans un cyclotron. Sa demi-vie de 109 minutes nécessite donc la proximité d'un cyclotron du centre de médecine nucléaire afin de garantir son approvisionnement. Dans le cas contraire, une étude relative à sa livraison doit être effectuée. Cette étude évaluera l'aspect financier de cette opération ainsi que les temps de trajet d'acheminement du produit.

En terme de dosimétrie 1 mCi soit 37 MBq d'émetteur de positon engendrent un débit de dose de 60 mSv.h à 1 cm. La dosimétrie est surtout pénalisante par la particule β^+ . Cette particule est émise avec une énergie maximum égale à 0,634 MeV [IRS13] (voir tableau IV.5). Les β^+ sont arrêtés par quelque millimètre dans la matière. Il est donc nécessaire de manipuler ces sources derrière des écrans blindés afin de minimiser l'exposition et de respecter les règles classiques de radioprotection (augmentation de la distance source opérateur et limitation de la durée auprès de la source).

Compte tenu de l'énergie du rayonnement émis par le fluor 18, le port du tablier de protection radiologique n'apporte aucune protection supplémentaire et n'est donc pas justifié

Le patient représente lui aussi une source importante de rayonnement suite au phénomène d'annihilation et de l'émission de photons d'énergie de 0,511 MeV. Le matériau constituant les écrans doit alors être efficace et son épaisseur suffisante pour atténuer ce rayonnement. Le tableau IV.6 donne les valeurs de CDA (couche de demi -atténuation) en mm de différents matériaux pour le ^{18}F pour (énergie 0,511 MeV)[Cas05].

Principales émissions	Énergie (KeV)		Pourcentage d'émission (%)
	E_{\max}	E_{moy}	
β^+ (spectre continu)	634	250	96.7
	511		194
Photons d'annihilation	511		194

Tableau IV.5 : Principales émissions du fluor – 18 [IRS13].

Radio nucléide	Énergie	CDA (mm)			
		Béton	Acier	Plomb	Tungstène
^{18}F	511 KeV	47	15	4.8	1.56

Tableau IV.6 : Exemples de CDA pour le ^{18}F .

On note que grâce à la sensibilité des tomographes actuels, les doses injectées aux patients ont été réduites par un facteur de 3 à 5 [Bar99].

IV.3.1.1 Production et approvisionnement en ^{18}F FDG :

L'approvisionnement des TEP en radiopharmaceutiques peut être effectué de deux manières [Mat07] :

- **Avoir recours à un distributeur externe :** C'est une solution qui permet de s'affranchir d'un projet complexe et coûteux. Mais cette solution présente des inconvénients tels que :

- une dépendance vis à vis des conditions de distribution et de prix proposées par les fournisseurs.

- une exclusion de toute activité de recherche utilisant les radiotraceurs de demi-vie courte et leur éventuelle utilisation en pratique clinique.

- **L'implantation d'un cyclotron** : Cette opération nécessite un investissement considérable sur le plan humain et financier, mais permet d'envisager une production locale de radiopharmaceutiques tant pour la routine clinique que pour la recherche. La production imposera cependant un personnel compétent et très spécialisé. Le coût de fonctionnement du cyclotron varie suivant la structure et le personnel qu'il requiert (entre un et deux millions d'euros par an).

IV.3.1.2 La réception et mise en œuvre du 18FDG :

Une fois le 18FDG réceptionné, il est emmené au laboratoire chaud. Le numéro de colis, la date d'arrivée, la dose totale contenue dans le flacon et le numéro de lot sont enregistrés sur un registre réservé à cet effet. À l'ouverture du colis, le pot de 18FDG est à chaque fois vérifié. Cette vérification concerne [Maj14] :

- Le nom de marque du 18FDG ;
- Le lot du 18FDG ;
- Le numéro du flacon ;
- L'activité volumique à l'heure de calibration ;
- La date d'expiration.



La source multi - dose est présentée dans un socle plombé (figure IV.2). Elle est déposée dans une boîte à gants plombée. Selon les prescriptions médicales, des doses, dont l'activité est mesurée par un activimètre, seront prélevées par des radiopharmaciens pour être injectées aux patients. Ces doses, selon les examens, varient entre 300 et 600 MBq.

Il est recommandé d'utiliser des aiguilles à ponctions lombaire pour les prélèvements. Ces aiguilles permettent d'augmenter la distance par rapport à la source (figure IV.3). Il existe actuellement sur le marché de nombreux systèmes automatisés pour la préparation des seringues (figure IV.7) mais ces équipements sont d'un coût assez élevé (de l'ordre de 150 000 euros).

Les seringues sont ensuite disposées dans un protège seringue plombé (figure IV.4) et déposées dans un coffret plombé portable (figure IV.5) permettant le transport de la source vers le lieu d'injection. Le nombre de protèges seringues dépend de l'activité prévisionnelle et du nombre de salles d'injection. Il existe des chariots de transport avec des protections en plomb pour transporter la seringue sans risque d'exposition (figure IV.6).

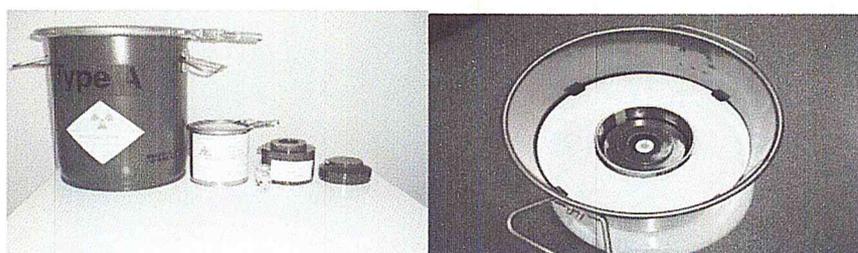


Figure IV.2 : Colis de transport de la source de FDG et les différents confinements [Vis04].

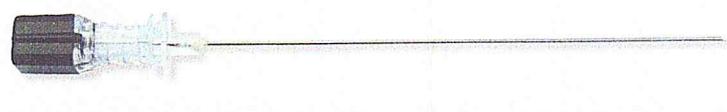


Figure IV.3 : Aiguille pour ponction lombaire.

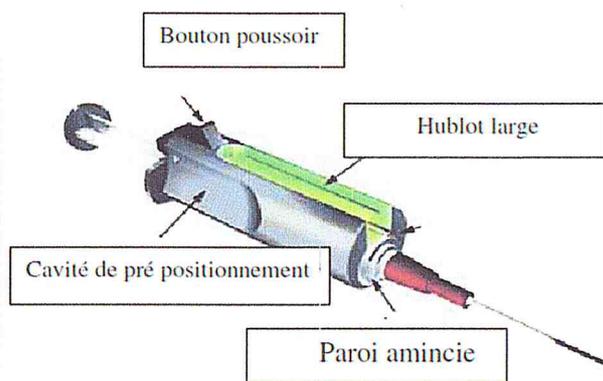
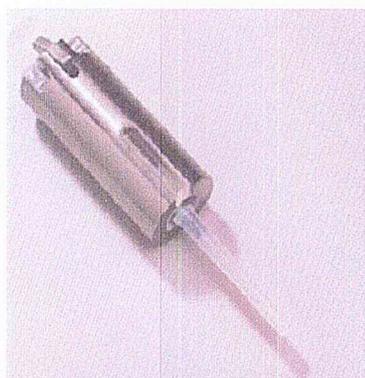


Figure IV.4 : (a) Protège seringue [Mou04], (b) Schéma du protège seringue [Maj14].

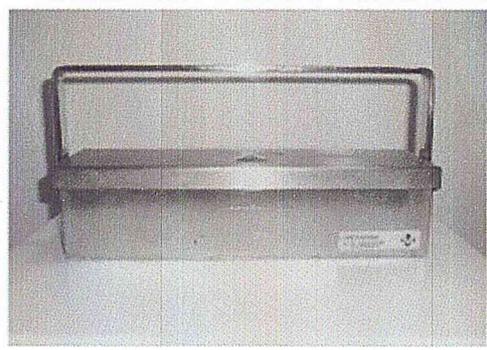


Figure IV.5 : Coffret de transport plombé [Vis04].



Figure IV.6 : Chariot de transport [Mou04].



Figure IV.7 : Automate de préparation des seringues de [18F]-FDG.

IV.3.1.3 Méthode automatique de préparation des doses à injecter :

La préparation des doses peut s'effectuer de manière automatique grâce à un dispositif d'injection automatique (DIA). Le DIA permet d'administrer des doses très précises aux patients (à 0,1 MBq près). Cette méthode d'injection permet une meilleure radioprotection du personnel. La dose reçue au niveau des doigts est réduite d'un facteur 5 comparée à la méthode manuelle [Maj14] (figure IV.8).



Figure IV.8 :Injecteur automatique.

IV.3.1.4 La gestion des déchets du ^{18}F FDG :

Les déchets solides tels que les seringues contaminées, les tubulures utilisées dans l'injection du ^{18}F FDG, les cotons et flacons contaminés sont jetés dans des poubelles plombées destinées aux déchets hautes énergies disposées dans le laboratoire chaud ainsi que les boxes d'injection. Le ^{18}F FDG présente l'avantage d'avoir une courte période. En 24 heures, ces déchets perdent 95 % de leur activité. Ils peuvent être donc éliminés après ce délai comme des déchets conventionnels suffisants. Certains centres préfèrent les garder dans ces poubelles pendant une semaine minimum pour des raisons d'économies de sacs de collecte et dans un souci de réduction de volume de matières destinées au broyage [Maj14].

IV.3.2 Les contraintes liées aux infrastructures :

Chaque centre possède ses caractéristiques propres, mais on peut définir principalement quatre secteurs [Bar99]:

- Le secteur de production radiopharmaceutique : il est généralement doté d'un cyclotron, un laboratoire de radiochimie équipé de cellules blindées et d'automates de synthèses, un laboratoire de radiopharmacie.

- Le secteur caméra : il comprend les pièces réservées au système de détection et sa console de contrôle, la salle de préparation des patients et une salle d'analyses sanguines.

- Le secteur de traitement des examens : dans ce secteur les données recueillies sont exploitées à l'aide de système informatique.

- Le secteur administratif.

L'organisation des locaux dans un service de médecine nucléaire est un point important pour la radioprotection du personnel et des patients. Elle doit être étudiée soigneusement de telle manière à minimiser les trajets des sources et des patients pour éviter toutes expositions inutiles.

Dans la figure suivante, un exemple de disposition des locaux et du circuit du patient est présenté.

- (1) → Le patient arrive dans le service et est vu par un médecin.
- (2) → Il passe ensuite dans la salle d'injection. Le manipulateur contrôle sa glycémie et lui fournit des explications sur l'examen.
- (3) → Le patient transite ensuite dans un box de repos où est pratiquée l'injection.
- (4) → Au bout d'une heure de repos, le patient est conduit dans la salle d'examen.

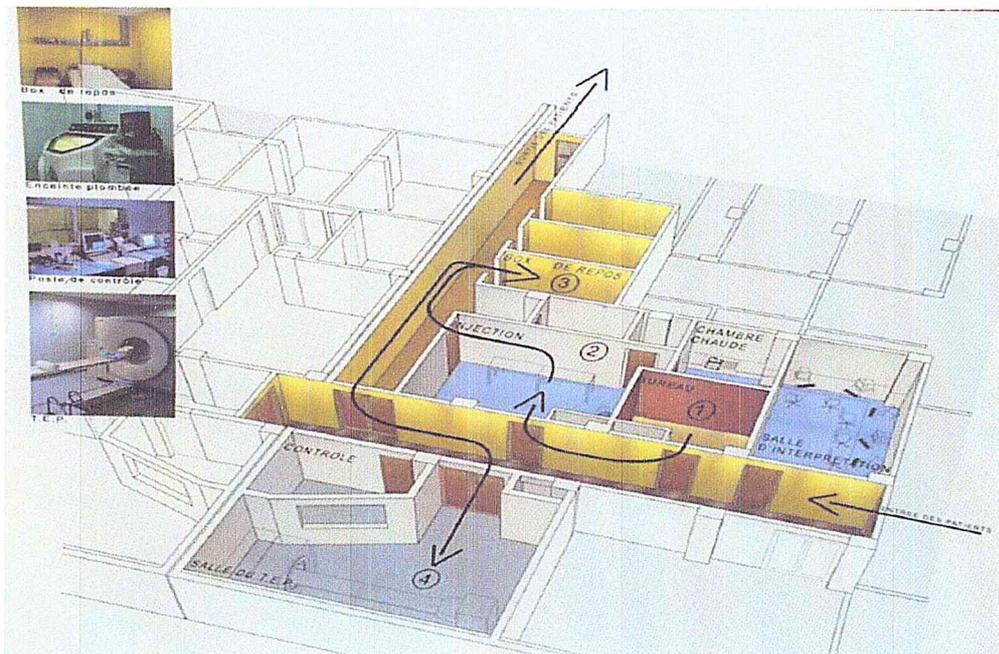


Figure IV.9 Service de médecine nucléaire du C.H.U. DE NANCY [Gui04].

Les locaux où sont appliquées les substances radioactives ou dans lesquels il existe un risque élevé de contamination ou d'exposition doivent être regroupés dans une zone contrôlée. L'accès à cette zone n'est réservé qu'aux personnes exposées aux rayonnements dans l'exercice de leur profession et aux patients devant passer des examens. La zone contrôlée doit être équipée de sorte que les patients ne soient pas obligés de la quitter dans la période entre l'application du radiopharmaceutique et la fin de l'examen [OFS07].

Des exigences de construction doivent s'appliquer aux secteurs suivants :

- le secteur caméra.
- le laboratoire chaud
- les locaux de stockage

Pour calculer les blindages, il faut tenir compte des paramètres suivants :

- Les activités effectuées
- les distances par rapport aux zones d'accès
- la durée d'une éventuelle exposition des personnes
- les débits de dose ambiante autorisés dans les pièces contiguës
- les paramètres spécifiques au radioélément utilisé.

IV.3.2.1 Le laboratoire chaud :

Le laboratoire chaud désigne une pièce isolée intégrée au service de médecine nucléaire. Cette salle est équipée pour la manipulation ou le traitement de substances fortement radioactives. Elle doit répondre à toutes les spécifications de ce type de local (notamment la ventilation en dépression avec un taux de renouvellement d'air de 10 volumes par heure).

Il n'est pas nécessaire d'avoir un laboratoire chaud individuel pour la manipulation du FDG par contre, l'énergie des β^+ étant plus importante que celle des radioéléments classiques utilisés en médecine nucléaire, il est nécessaire de prévoir des enceintes spécifiques renforcées par des épaisseurs supplémentaires de plomb (figure IV.10).



Figure IV.10 : Enceinte blindée défilée au FDG ((1) chariot plombé, (2) l'enceinte).

IV.3.2.2 La salle d'injection :

Il est recommandé d'avoir des boxes d'injections individualisés (au minimum trois) dans la salle d'injection (figure IV.11). Ces boxes devront être séparés par des murs en parpaings pleins. Ils sont munis de fauteuils de repos, de caméras de surveillance, de lumière modulable et de poubelles plombées réservées aux déchets radioactifs.

La disposition en boxes permettra de diminuer l'exposition du patient par un autre patient mais aussi d'éviter l'exposition du manipulateur par plusieurs patients. Le nombre de boxes sera fonction du nombre d'examens quotidiens prévus et des protocoles utilisés [Pas04].

La salle d'injection doit être contiguë au laboratoire chaud avec une ouverture (passe-plat) (figure IV.12) permettant le transfert direct des seringues contenant le radiopharmaceutique vers la salle d'injection.

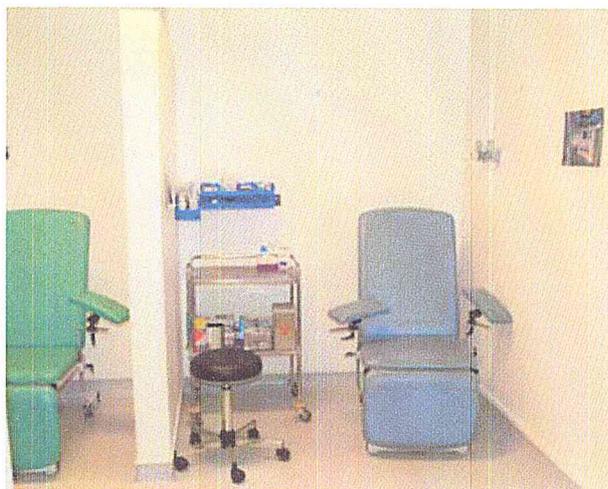


Figure IV.11 : Disposition de la salle d'injection des patients en boxes [Gui04].



Figure IV.12 : Guichet transmurale((a) vue depuis l'enceinte blindée, (b) vue depuis les deux boxes de repos)

IV.3.2.3 Les sanitaires :

Les substances radioactives ne doivent pas être remises à l'égout afin de ne pas contaminer l'environnement. Des sanitaires devront donc être réservés aux patients injectés au FDG et devront être obligatoirement reliés à une fosse septique permettant la dilution et le retardement de l'évacuation du radioélément. La fosse de décroissance est interposée entre les sanitaires et le collecteur de l'établissement hospitalier. Le contenu devra être vérifié et ne devra être rejeté dans le réseau d'assainissement qu'après avoir vérifié que l'activité volumique résiduelle est inférieure à 10 Bq/L [IRS13].

IV.3.3 La surveillance dosimétrique individuelle en médecine nucléaire (TEP et hors TEP) :

La dosimétrie consiste à mesurer ou à estimer des doses de rayonnement et à attribuer ces doses à des personnes. Il existe trois méthodes de détermination des doses de rayonnement reçues par les humains : la dosimétrie personnelle, la surveillance indirecte par mesure des débits de dose ou des concentrations de substances nucléaires en suspension dans l'air, ou la surveillance indirecte par analyse des voies de pénétration dans l'environnement[CCS12].

La dosimétrie personnelle sert principalement à vérifier les doses reçues par les travailleurs du service de médecine nucléaire. L'exposition externe est généralement mesurée à l'aide de dosimètres, adaptés aux différents types de rayonnement, portés par le personnel. L'exposition interne est réalisée par des méthodes directes et des méthodes indirectes. La méthode directe, dite anthroporadiométrique, est une mesure in vivo. Elle consiste à estimer la radioactivité présente dans le corps par un détecteur externe positionné à des endroits spécifiques autour du corps. La méthode indirecte consiste à détecter les quantités de substances radioactives éliminées de l'organisme [Lar10].

IV.3.3.1 Les dosimètres :

Les dosimètres sont classés en deux catégories : les dosimètres passifs et les dosimètres actifs. Les dosimètres passifs sont utilisés pour la surveillance individuelle ou d'ambiance pour dresser à posteriori un bilan dosimétrique. Ils produisent un signal radio-induit qui sera stocké dans l'appareil. Le dosimètre est ensuite traité par un laboratoire spécialisé où les résultats seront analysés.

Un dosimètre actif produit un signal radio-induit et affiche une lecture directe de la dose détectée ou du débit de dose en temps réel.

Les dosimètres utilisés pour estimer les doses efficaces ,c'est-à-dire l'évaluation de la dose corps entier sont habituellement portés entre la taille et le cou, à l'avant du torse, et devant la source radioactive (figure IV.13). Des dosimètres peuvent également être portés aux extrémités ou près des yeux pour mesurer la dose équivalente reçue par ces tissus (figure IV.14) [CCS12].La surveillance dosimétrique d'extrémités (les mains, avant-bras) est réalisée principalement au moyen de dosimètres complémentaires tels que les dosimètres bagues à TLD ou doigtier pour les bouts de doigts, mais également, par le dosimètre « poignet » par des émulsions photographiques [Lar10] (figure IV.15).



Figure IV.13 : Dosimètres portés à l'avant du torse[CCS12].



Figure IV.14 : Dosimètre d'extrémités [CCS12].



(a) : Bague dosimètre (b) : Film poignet(c) : Stylo dosimètre (d) : Film dosimètre

Figure IV.15 : Dosimètres utilisés pour la surveillance individuelle en médecine nucléaire [Lar10].

IV.3.3.2 La surveillance radiologique du lieu de travail :

La surveillance radiologique dans un service de médecine nucléaire a pour but d'évaluer, dans des conditions normales de travail, les doses susceptibles d'être délivrées aux travailleurs suite à des expositions externes et internes aux rayonnements ionisants. Elle permet d'identifier les dangers et d'estimer les risques encourus, afin de mettre en œuvre les actions de prévention adaptées et d'apporter des éléments pour la gestion des incidents éventuels. Elle est régie par plusieurs facteurs tels que le type de travail accompli, la classification des lieux de travail, les conditions de travail ainsi que la fréquence d'utilisation de substances radioactives.

La surveillance de l'exposition est réalisée en temps réel grâce à des détecteurs de type chambre d'ionisation telle que la babyline (figure IV.16 (a)) ou de type détecteurs à gaz comme le Geiger-Muller (figure IV.6(b)). Il s'agit d'une catégorie de détecteurs à lecture directe ou à alarme avec des gammes d'énergie d'utilisation et débit de dose spécifiques.

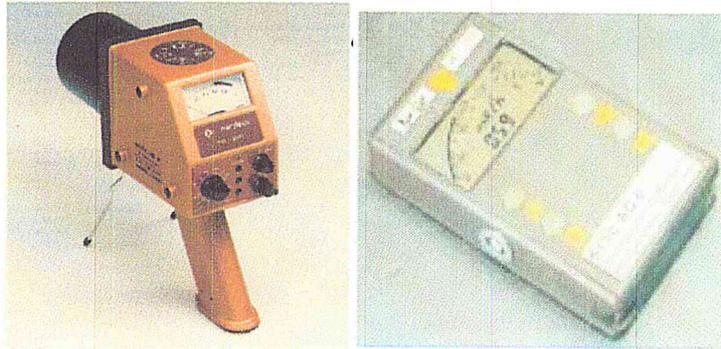
La mesure de la contamination s'effectue grâce à des détecteurs à gaz ou à scintillation à sonde multiples selon le type de rayonnements à détecter. Le caractère préventif de l'alarme sonore ou lumineuse fait de ces détecteurs les plus favorisés.

Pour ce qui est de la surveillance des lieux de travail en temps différé, on peut distinguer :

- Des dosimètres de même nature que ceux utilisés pour la surveillance individuelle du personnel tels que les films à émulsion photographique ou à thermoluminescence.

- Des appareils de prélèvement d'air à l'aide d'analyseurs fixes ou dans les zones de respiration des travailleurs à l'aide d'analyseurs d'air individuels. Ces appareils contiennent des filtres sur lesquelles s'accumulent les aérosols et les gaz radioactifs, généralement ces derniers sont en charbon actif pour piéger la vapeur de l'iode radioactif, dans le but de l'échantillonnage de l'air inhalé par les travailleurs ;

- Dans le cas d'une contamination de surfaces, après un contrôle préliminaire à l'aide d'un détecteur adapté à la nature des rayonnements en cause, un frottis sur la zone définie de la surface avec des matériaux tels que du papier-filtre ou du coton-tige imbibé d'alcool est nécessaire. Ces matériaux sont choisis pour leur capacité de transférer les contaminants de la surface et de les relâcher selon le besoin pour les analyser [Lar10].



(a)

(b)

Figure IV.16 : La chambre d'ionisation « Babyline » (a) et le détecteur Geiger-Müller.

IV.4 Les contraintes liées à la partie TDM :

Pour la partie TDM, les contraintes sont également liées à la radioprotection puisque le scanner est aussi une source de rayonnement ionisant. Seulement, l'exposition due au scanner est nettement inférieure à celle due aux rayonnements des produits radioactifs utilisés en TEP. De ce fait, la mise aux normes du service vis-à-vis de la partie TEP le mets en norme vis-à-vis de la partie TDM.

IV.4.1 La salle d'examen :

La salle d'examen doit avoir une superficie minimum de 20 m². Le pupitre de commande derrière lequel se trouve le personnel médical doit être séparé du reste de la pièce par une vitre plombée (figure IV.17).

La mise en tension du générateur devra être signalée par un dispositif lumineux.



Figure IV.17 : Le pupitre de commande.

IV.5 Les contraintes liées au système hybride TEP/TDM :

IV.5.1 La salle d'examen :

Les systèmes hybrides proposés par les constructeurs ont des dimensions importantes. Il est donc nécessaire de prévoir une salle d'examen ayant des dimensions suffisantes pour pouvoir accueillir le TEP-TDM (superficie de 8mx5m ou moins [AIE10]). D'un autre côté, cet équipement pèse en moyenne 3 tonnes. Ce poids nécessite une étude de charge au niveau du plancher.

La stabilité de la température et de l'alimentation électrique de la salle d'examen doivent être assurée pour protéger le système.

IV.6 L'établissement des cahiers des charges :

IV.6.1 L'établissement des cahiers des charges pour l'acquisition du système :

L'acquisition d'un système TEP/TDM, comme pour tout équipement lourd, nécessite la rédaction d'un cahier des charges (CDC). Un CDC est un document contractuel décrivant ce qui est attendu du maître d'œuvre (le fournisseur) par le maître d'ouvrage (le service hospitalier). Ce dernier permettra de réaliser un appel d'offre auprès des fournisseurs. Les différentes offres seront ensuite examinées par une commission réunissant les différents acteurs (les médecins, les cadres de la santé, les radiophysiciens ...). Cette commission comparera les aspects financiers et techniques caractérisant les différents équipements. Les offres seront ensuite classées selon les critères suivants [Mou04] :

- Les performances techniques de l'équipement.
- L'ergonomie et la facilité d'utilisation de l'équipement.
- Le coût financier (achat et maintenance).

En plus des spécificités techniques, des clauses de maintenance préventives et curatives et de garantie devront être rédigées dans le cahier des charges. Il sera précisé les durées et les conditions de garantie ainsi que les fréquences des maintenances.

IV.6.2 L'équipement complémentaire :

Un cahier des charges doit aussi être prévu pour l'acquisition de matériel spécifique de radioprotection pour la manipulation des produits radioactifs. Ce matériel concerne des équipements de manipulation des sources radioactives (paragraphe IV.3.1.2) ainsi que des équipements pour la radioprotection et le suivi dosimétrique du personnel (paragraphe IV.3.3.1).

IV.6.3 La formation du personnel :

Des sessions de formation du personnel concerné (médecins, manipulateurs, physiciens, ...) doivent être programmées au préalable dans des sites dotés de TEP/TDM. Cette formation est par la suite renforcée après l'acquisition du système.

Le décret présidentiel n° 14-195 du 8 Ramadhan 1435 correspondant au 6 juillet 2014 fixe les dispositions de sécurité nucléaire applicables à la protection physique des installations nucléaires, des matières nucléaires et de la sécurité des sources radioactives.

Les articles 18 et 19 réglementent la formation, la qualification et le recyclage du personnel chargé de la protection des matières nucléaires, des installations nucléaires et de la sécurité des sources radioactives. Ce personnel doit être qualifié, sa qualification doit être validée par le commissariat à l'énergie atomique et sa formation doit être continue.

CONCLUSION

L'imagerie à émission de positons (TEP) connaît actuellement un essor important. Cette modalité permet de détecter des tumeurs cancéreuses à des stades très précoces et de déterminer leur nature (bénigne ou maligne). Cela permet d'optimiser le diagnostic, le traitement, le suivi et l'évaluation de l'efficacité thérapeutique. Cet examen est de plus en plus souvent couplé avec un scanner (TDM).

Les machines hybrides associant un système d'imagerie à émission de positons et un scanner ont un double intérêt. L'acquisition en succession immédiate d'images TEP et TDM permet de les fusionner et de repérer ainsi les structures anatomiques aux quelles appartiennent des foyers de fixation du FDG en TEP. Grâce à cette fusion, des erreurs de localisation et donc d'interprétation peuvent être évitées. D'autre part, les informations obtenues grâce au TDM permettent la correction de l'atténuation en TEP avec un gain important de temps.

Dans ce travail, en premier lieu, nous avons recensé les principales contraintes liées à la mise en place de l'imagerie TEP/TDM dans un centre hospitalier.

L'installation de ce type de matériel doit se faire dans le respect des textes législatifs concernant l'installation de systèmes comportant l'utilisation de sources radioactives. En Algérie, des textes réglementent la détention et l'utilisation des sources et matières radioactives ainsi que les appareils émettant des rayonnements ionisants. Ils comprennent des dispositifs en matière de radioprotection afin de protéger les travailleurs et le public contre les dangers des rayonnements ionisants.

Les infrastructures devant accueillir ces systèmes doivent répondre à des normes en termes de superficie, d'accès et de radioprotection.

L'acquisition d'un système TEP/TDM nécessite l'établissement d'un cahier de charge. Ce dernier comprend les exigences du centre hospitalier vis-à-vis du système ainsi que les clauses de maintenance et de garantie. Les offres des fournisseurs potentiels doivent être étudiées selon les performances techniques, l'ergonomie et le coût financier de l'équipement.

Un cahier de charge doit aussi être prévu pour l'acquisition de matériel de radioprotection.

Le personnel devant utiliser le système doit impérativement suivre des formations.

En second lieu, nous avons recensé le matériel nécessaire pour la réalisation du contrôle de qualité de la partie TEP. Ce matériel permet d'évaluer les performances du système selon des protocoles standards pouvant être simplifiés afin d'être pratiqué en clinique.

Annexe 1

(Exemple de formulaire de demande
d'examen TEP)

Département d'Imagerie Scintigraphique - TEP

Centre Cardiologique du Nord

32 /36 rue des Moulins Gémeaux, 93207 SAINT-DENIS CEDEX

Tél 01 48 20 04 33

Fax 01 42 43 00 74

Dr Mohamed GUERNOU
93 1 70179 1

Dr David LUSSATO
93 1 70140 3

Dr Mathieu QUENEAU
93 1

Dr Bernard SONGY
93 1 70137 9

CONDUITE A TENIR concernant les patients ayant un examen TEP

Respectez impérativement l'heure de rendez-vous.

Cet examen nécessite une présence de vos patients 2 heures environ dans notre service.

Comment demander un rendez-vous d'examen TEP ?

- Par fax, en nous renvoyant le document joint dûment rempli au 01.42.43.00.74
- Par téléphone au 01.48.20.04.33

Contre indication :

La grossesse est la seule contre indication (dosage de β -HCG à effectuer si besoin ou examen en première partie de cycle).

Préparation spéciale pour cet examen :

- Le patient peut prendre ses médicaments habituels.
- Le patient peut boire uniquement de l'eau plate (non sucrée, non gazeuse) à volonté.
- Il est impératif que vos patients viennent **à jeun** dans le service.
 - Si le patient n'est pas diabétique :
A jeun 6 heures avant l'examen, sans manger, sans fumer et sans mâcher de chewing-gum.
 - Si le patient est diabétique :
Petit déjeuner léger 5 heures avant l'examen.
- **Pas de perfusion de Glucosé 6 heures avant l'heure du rendez-vous.**

Déroulement de l'examen :

- Arrivée dans le service à jeun, formalités administratives et contrôle glycémique.
- Injection IV d'un traceur ^{18}F FDG sans aucun effet secondaire.
- Réalisation des images 1 heure après injection du produit.
- Une fois l'examen terminé, le patient attend que le médecin vérifie les images pour être libéré.
- Les résultats seront transmis directement au médecin prescripteur.

Département d'Imagerie Scintigraphique - TEP

Centre Cardiologique du Nord

32 /36 rue des Moulins Gémeaux, 93207 SAINT-DENIS CEDEX
Tél 01 48 20 04 33 Fax 01 42 43 00 74

DEMANDE DE RENDEZ-VOUS TEP

MERCI DE NOUS ENVOYER CETTE DEMANDE PAR FAX AU : 01.42.43.00.74

MEDECIN PRESCRIPTEUR

Nom du médecin :

Tampon prescripteur

Tél/Fax :

Mail :

INFORMATIONS PATIENT

NOM : PRENOM : Date de naissance :

Adresse :

Téléphone. Dom : Port : Mail :

Patient Hospitalisé : OUI NON Tél. du service :

POIDS : TAILLE :

**Patient à jeun 6 heures avant
Pas de perfusion de glucosé**

DATE DE RENDEZ-VOUS SOUHAITEE

Urgence Dans la semaine Au delà

MOTIF DE LA DEMANDE - INDICATION

RENSEIGNEMENTS

Indication TEP :

- Bilan initial
- Bilan de récidence
- Réponse thérapeutique

Diabète :

- Non Oui
- DNID
- DID
- Equilibré

Antécédents :

Date dernière Chimiothérapie :

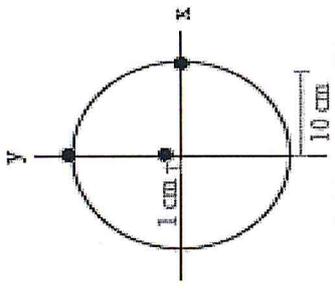
Date dernière Radiothérapie :

Date dernière Chirurgie :

Annexe 2

(Description des tests selon les normes
NEMA et l'IEC)

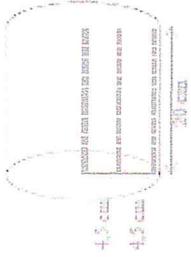
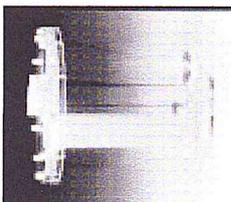
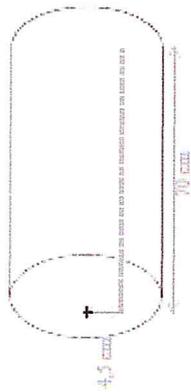
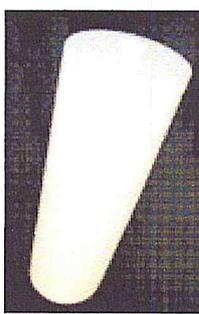
RESOLUTION SPATIALE

		NEMA-1994	IEC-1998	NEMA-2001
Principe	La résolution spatiale est déterminée dans les 3 directions (radiale, tangentielle et axiale) à l'aide de sources quasi-ponctuelles (capillaires en verre) et des lignes sources dans l'air.			
Objet test	<p>Résolution transverse : trois lignes sources parallèles à l'axe de l'appareil, à 1, 5 et 10 cm de l'axe de l'appareil.</p> <p>Résolution axiale : sources ponctuelles placées à 0, 5, 10 cm de l'axe de l'appareil. Les sources sont placées successivement à 0, 2, 4, 6, 8, 10 cm le long de l'axe de l'appareil.</p>	<p>Résolution transverse : ligne source insérée parallèlement à l'axe de l'appareil à une distance de 1, 5, 10, 15 cm de l'axe.</p> <p>Résolution axiale : sources ponctuelles placées aux mêmes positions radiales que pour la résolution transverse. Les sources sont placées successivement à 0, 2, 4, 6, 8, 10 cm le long de l'axe de l'appareil.</p>	<p>Trois sources ponctuelles placées dans le même plan axial.</p> 	
Acquisition	Test réalisé avec une faible activité de ¹⁸ F. Échantillonnage spatial le plus fin possible.	Test réalisé avec une faible activité de ¹⁸ F. Échantillonnage spatial < LMH/10	Test réalisé avec une faible activité de ¹⁸ F. Deux acquisitions sont effectuées en disposant cet arrangement au centre du champ de vue, puis décalé dans le sens axial d'un quart de longueur du champ de vue axial. Échantillonnage spatial le plus fin possible.	
Traitement des données	Correction des événements fortuits et du temps mort. Reconstruction avec FBP et filtre rampe.	Reconstruction avec un filtre rampe.	Reconstruction avec FBP sans apodisation ni filtrage.	
Analyse	Mesure de la LMH et de la LDH déterminée par une interpolation linéaire entre les pixels adjacents à la moitié de la valeur maximale de la fonction réponse. Ces largeurs sont converties en mm en multipliant par la taille du pixel.			

FRACTION DE COINCIDENCES DIFFUSEES

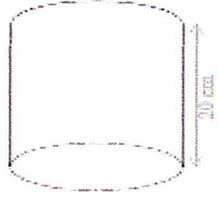
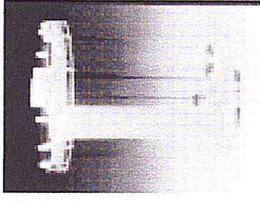
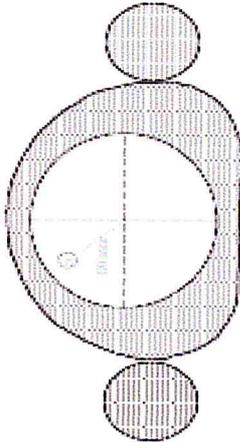
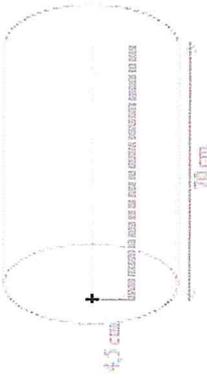
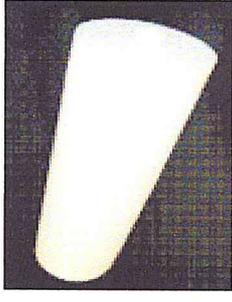
NEMA-1994 et IEC-1998

NEMA-2001

<p>L'acquisition est commune pour la mesure des taux de comptage et pour la vérification des corrections du temps mort et des fortuits. Des acquisitions sont réalisées à intervalle régulier jusqu'à obtenir un taux de fortuits et une perte par temps mort négligeables. En extrapolant le taux de coïncidences vraies mesuré à basses activités, on peut estimer la perte en taux de comptage à de hautes activités puis la fraction de diffusé.</p>	<p>Les corrections de fortuits et de temps mort sont supposées efficaces. Connaissant les limites de l'objet radioactif, le taux de diffusé est estimé à l'intérieur et à l'extérieur de l'objet.</p>	<p>L'acquisition est commune pour la mesure des taux de comptage et pour la vérification des corrections du temps mort et des fortuits. Des acquisitions sont réalisées à intervalle régulier jusqu'à obtenir un taux de fortuits et une perte par temps mort négligeables. En extrapolant le taux de coïncidences vraies mesuré à basses activités, on peut estimer la perte en taux de comptage à de hautes activités puis la fraction de diffusé.</p>
<p>Ligne source placée dans un cylindre plein de 70 cm de longueur parallèlement à son axe à une position radiale excentrée de 4,5 cm.</p>	<p>Ligne source placée dans un cylindre de 20 cm de longueur rempli d'eau parallèlement à l'axe du cylindre. La ligne source est placée à une position radiale de 0, 4,5 et 9 cm de l'axe du cylindre.</p>	<p>Ligne source placée dans un cylindre plein de 70 cm de longueur parallèlement à son axe à une position radiale excentrée de 4,5 cm.</p>
<p>Objet test</p>	 	 
<p>Acquisition</p>	<p>Ligne source remplie avec une faible activité de ^{18}F. Le cylindre est centré dans le champ de vue. Trois acquisitions sont réalisées en plaçant la ligne source aux 3 positions.</p>	<p>Ligne source remplie avec une forte activité de ^{18}F. Le cylindre est centré dans le champ de vue. Des acquisitions d'une durée $\leq T_{1/2}$ sont périodiquement effectuées, jusqu'à atteindre un taux de fortuits et une perte de comptage inférieurs à 1 %. La soustraction en ligne des fortuits ne doit pas être utilisée lors de l'acquisition.</p>
<p>Traitement des données</p>	<p>Correction du temps mort et des fortuits. Pas de reconstruction</p>	<p>Aucune correction. Pas de reconstruction. Seule la dernière acquisition réalisée est utilisée pour mesurer la fraction de diffusé.</p>

	<p>Pour chaque sinogramme, les projections sont alignées de façon à obtenir au centre du sinogramme le pixel d'intensité maximale. Après cette étape, la somme des projections est réalisée. Les événements non diffusés sont supposés être répartis dans une bande de largeur fixe autour du pixel d'intensité maximale (bande de 4 cm pour NEMA-1994 et de $4 \times \text{LMH}$ pour IEC). Les coïncidences diffusées présentes à l'intérieur de la bande sont estimées par une interpolation linéaire en fonction des événements (supposés diffusés) à l'extérieur de la bande. Le nombre de coïncidences totales et le nombre de coïncidences correspondant au rayonnement diffusé peuvent alors être calculés pour les 3 positions de la source. La fraction de diffusé totale est alors calculée en fonction des 3 acquisitions.</p>	<p>Pour chaque sinogramme, les projections sont alignées de façon à obtenir au centre du sinogramme le pixel d'intensité maximale. Après cette étape la somme des projections est réalisée. Tous les événements situés à l'extérieur d'une bande de 4 cm autour du pixel d'intensité maximale sont supposés diffusés ou fortuits. Les coïncidences diffusées et fortuites présentes à l'intérieur de la bande sont estimées par une interpolation linéaire. Le nombre de coïncidences totales et le nombre de coïncidences diffusées et fortuites peuvent être calculés pour chaque acquisition. Pour la dernière acquisition, les coïncidences fortuites sont considérées négligeables et le nombre de coïncidences diffusées et fortuites est égal au nombre de coïncidences diffusées. La fraction de diffusé peut alors être mesurée pour cette dernière acquisition.</p>
<p>Analyse</p>		

MESURE DES TAUX DE COMPTAGE

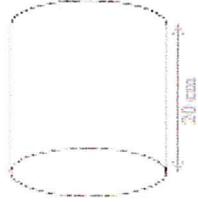
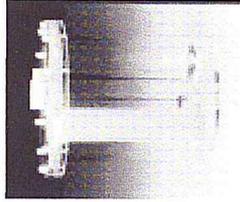
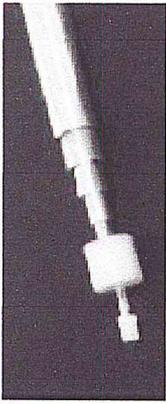
		NEMA-1994	IEC-1998	NEMA-2001
Principe	Des acquisitions sont réalisées jusqu'à obtenir un taux de forts et une perte par temps mort négligeables. En extrapolant le taux de vrais mesurés pour ces basses activités, on peut estimer le taux de coïncidences vraies.	<p>Obtenir un taux de forts et une perte par temps mort négligeables. En extrapolant le taux de vrais mesurés pour ces basses activités, on peut estimer le taux de coïncidences vraies.</p>	<p>Pour cette norme, le taux de coïncidences vraies inclut les coïncidences vraies non diffusées et les coïncidences diffusées. La procédure évalue la relation entre le taux de coïncidences vraies et l'activité présente dans 3 configurations.</p>	<p>L'acquisition est commune avec la mesure de la fraction de diffusé (NEMA-2001).</p>
Objet test	<p>Cylindre creux de 20 cm de longueur.</p>  	<p>Cylindre creux de 20 cm de longueur. Ligne source pouvant être introduite dans le cylindre parallèlement à son axe. Objet test thoracique creux et deux cylindres reproduisant les membres supérieurs. A l'aide des différents objets, 3 configurations d'imagerie (cérébrale, cardiaque ou abdominale) sont simulées.</p> 	<p>Objet test identique à celui proposé pour la mesure de la fraction de diffusé (NEMA-2001).</p>  	

Acquisition	Cylindre rempli d'une forte activité de ^{18}F , centré dans le champ de vue. Des acquisitions sont réalisées à un intervalle $< T_{1/2}$ jusqu'à atteindre un taux de fortuits $< 1\%$.	Cylindre et ligne source remplis d'une forte activité de ^{18}F . Le cylindre est centré dans le champ de vue. Les autres objets sont soit vides, soit remplis d'eau. Des acquisitions sont réalisées à un intervalle $< T_{1/2}$ jusqu'à atteindre un taux de fortuits et une perte de comptage $< 1\%$.	L'acquisition est commune avec celle de la mesure du rayonnement diffusé (NEMA-2001).
Traitement des données	Aucune correction. Pas de reconstruction.	Correction des coïncidences fortuites. Pas de reconstruction.	Le traitement est similaire à celui de la mesure du rayonnement diffusé (NEMA-2001).
Analyse	Pour chaque acquisition, le taux de coïncidences fortuites est obtenu à partir du taux de photons uniques ou par ligne à retard. A partir du taux de coïncidences vraies et diffusées des 3 dernières acquisitions, on calcule par extrapolation le taux de coïncidences vraies et diffusées qui serait obtenu sans perte par temps mort. Le pourcentage de perte par temps mort est calculé comme pourcentage d'erreur entre le taux mesuré et le taux extrapolé. Le nombre de coïncidences diffusées et vraies est déterminé dans une ROI rectangulaire centrée dans la direction axiale sur les sinogrammes. Pour chaque acquisition, connaissant la fraction de diffusé, on détermine le taux de coïncidences vraies.	Le taux de coïncidences mesurées (vraies et diffusées) et le taux de coïncidences fortuites sont déterminés en fonction de l'activité. Le facteur de conversion entre l'activité et le vrai taux de coïncidences sans perte de comptage est déterminé à l'aide des 3 dernières acquisitions.	Le début de l'analyse est similaire à celui de la mesure du rayonnement diffusé. Pour chaque acquisition, le nombre d'événements total et le nombre d'événements diffusés et fortuits sont connus. Le taux de coïncidences vraies est calculé comme la différence entre le taux de coïncidences totales et le taux de coïncidences fortuites et diffusées. Connaissant la fraction de diffusé, le taux de coïncidences fortuites et le taux de coïncidences diffusées sont calculés. Le NEC est calculé comme le ratio du carré du taux de coïncidences vraies et du taux de coïncidences totales.

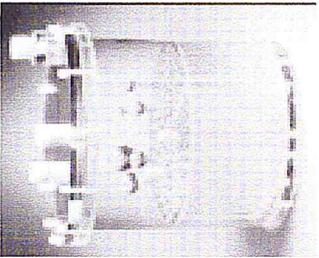
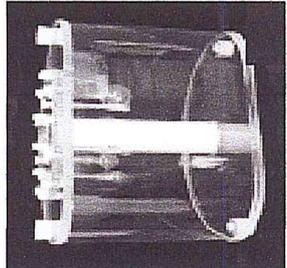
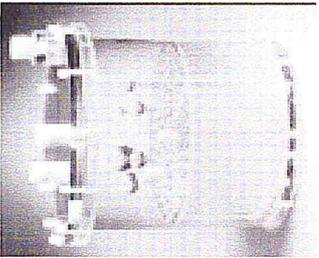
VERIFICATION DES CORRECTIONS DE PERTE DE COMPTAGE ET DE RAYONNEMENT FORTUIT

	IEC-1998	NEMA-2001
Principe	L'acquisition est commune avec la mesure des taux de comptage (IEC-1998). Dans le cas de cette norme, le taux de coïncidences vraies inclut les coïncidences vraies non diffusées et les coïncidences diffusées. Après reconstruction et corrections des pertes de comptage, des fortuits et de la décroissance, le nombre de coïncidences vraies doit être identique quelque soit la configuration clinique.	L'acquisition est commune avec la mesure de la fraction de diffusé (NEMA-2001). En extrapolant le taux mesuré pour les basses activités et en le comparant au taux de vrais corrigé du temps mort et des fortuits, on peut estimer l'exactitude des corrections de temps mort et de fortuits.
Objet test	Objets test identiques à ceux proposés pour la mesure des taux de comptage (IEC-1998).	Objet test identique à celui proposé pour la mesure de la fraction de diffusé (NEMA-2001).
Acquisition	Série d'acquisitions pour les 3 configurations commune avec celles des taux de comptage (IEC-1998).	Série d'acquisitions commune avec celle de la mesure du rayonnement diffusé (NEMA-2001).
Traitement des données	Corrections de pertes de comptage et de la décroissance radioactive. Reconstruction.	Toutes les corrections disponibles. Reconstruction avec la méthodologie clinique.
Analyse	Une région d'intérêt est tracée autour de l'objet radioactif. Pour chaque acquisition, le nombre de coïncidences vraies, le nombre de coïncidences vraies corrigées des pertes de comptage et le nombre de coïncidences vraies corrigées des pertes de comptage et de la décroissance radioactive sont mesurés. A bas taux de comptage, le nombre de coïncidences vraies corrigées des pertes de comptage et de la décroissance radioactive doit être constant pour les acquisitions successives.	Pour chaque acquisition, on détermine le taux de coïncidences vraies dans une région d'intérêt circulaire, centrée sur le champ de vue transverse. On calcule également le taux de coïncidences vraies qui serait obtenu sans perte de temps mort et sans fortuits par extrapolation des taux de comptage obtenus dans la même région pour les 3 dernières acquisitions réalisées. Le pourcentage d'erreur relative entre le taux de coïncidences vraies mesuré et le taux extrapolé est alors déterminé.

SENSIBILITE

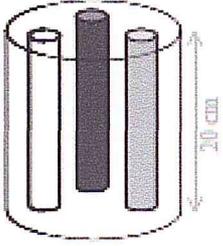
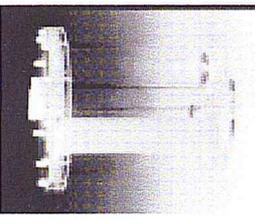
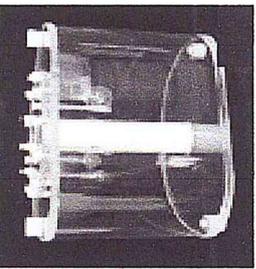
	NEMA-1994	IEC-1998	NEMA-2001
Principe	<p>Connaissant l'activité placée dans un objet uniforme et le nombre de coups corrigés des pertes de comptage, on peut obtenir la sensibilité du système pour la géométrie de l'objet.</p> <p>Objet test cylindrique creux de 20 cm de longueur dont le volume est connu avec précision.</p>	<p>Connaissant l'activité placée dans un objet uniforme et le nombre de coups détectés à bas taux de comptage, on peut obtenir la sensibilité du système pour la géométrie de l'objet.</p>	<p>Acquisitions successives de sensibilité réalisées avec des milieux atténuants croissants. Par extrapolation, on peut obtenir la sensibilité sans milieu atténuant.</p>
Objet test			
Acquisition	<p>Le cylindre est rempli uniformément avec une faible activité de ^{18}F. Il est centré dans le champ de vue, son activité est connue avec précision.</p>		<p>Test réalisé avec une faible activité de ^{18}F. La ligne source est centrée dans le champ de vue transverse. Deux séries d'acquisitions avec une distance radiale de 0 et 10 cm. Pour chaque série, les différents manchons métalliques sont ajoutés au fur et à mesure.</p>
Traitement des données	<p>Corrections des événements fortuits et du temps mort. Pas de reconstruction.</p>	<p>Correction des événements fortuits. Pas de reconstruction.</p>	<p>Correction de la décroissance. Pas de reconstruction.</p>
Analyse	<p>La sensibilité pour les événements non diffusés est calculée en fonction de la fraction de diffusé, du nombre d'événements acquis, de la durée d'acquisition et de l'activité.</p>		<p>Les taux de comptages mesurés sont extrapolés au cas sans atténuation. La sensibilité est obtenue en divisant la valeur obtenue sans atténuation par l'activité mesurée.</p>

QUALITE IMAGE

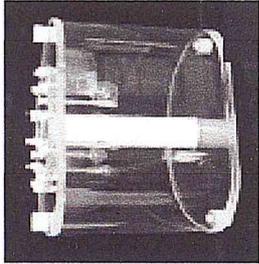
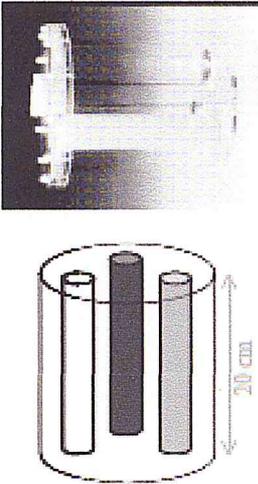
		IEC-1998	NEMA-2001
Principe	<p>L'acquisition d'un objet test contenant des lésions chaudes permet de visualiser la qualité image et l'effet de la taille des lésions.</p>	<p>Objet test cylindrique creux de longueur 20 cm pouvant contenir dans le même plan 6 sphères creuses de diamètre compris entre 10 et 37 mm.</p> 	<p>L'acquisition d'un objet test thoracique contenant des lésions froides et chaudes de différents diamètres permet de comparer la qualité image dans des conditions cliniques.</p> <p>Objet test thoracique creux pouvant contenir six sphères creuses de diamètre compris entre 10 et 37 mm et un insert cylindrique de densité similaire au poumon. Ligne source placée dans un cylindre plein de longueur 70 cm.</p> 
Objet test			
Acquisition	<p>Les objets sont remplis avec une faible concentration de ^{18}F. Une acquisition avec les sphères radioactives placées dans le cylindre vide et une acquisition sans les sphères avec le cylindre rempli de solution radioactive.</p>		<p>L'objet thoracique est rempli avec une concentration clinique de ^{18}F. Les 4 plus petites sphères sont remplies avec une concentration 4 ou 8 fois supérieure. Les 2 plus grosses sphères sont remplies d'eau. L'objet test thoracique est placé de façon à ce que les sphères soient centrées dans le champ de vue. Le cylindre de 70 cm contenant la ligne source est accolé à l'objet thoracique à l'extérieur du champ de vue.</p>
Traitement des données	<p>Toutes les corrections disponibles sont appliquées (correction d'atténuation analytique). Reconstruction avec un filtre rampe.</p>		<p>Corrections et reconstruction utilisées en méthodologie clinique.</p>

<p>Analyse</p>	<p>La coupe passant par le centre des sphères est sélectionnée. Des ROI circulaires de diamètre égal à la LMH de l'appareil sont dessinées sur chaque sphères. Une ROI de diamètre 15 cm est dessinée sur l'image du cylindre uniforme. Les rapports entre concentration mesurée et concentration théorique sont calculés dans les sphères et le cylindre. Le coefficient de recouvrement est ensuite déterminé pour chaque sphère.</p>	<p>La coupe passant par le centre des sphères est sélectionnée. Une ROI circulaire de diamètre identique à celui de la sphère est dessinée sur chaque sphère. Des ROI circulaires de mêmes diamètres sont dessinées dans l'objet thoracique. Les rapports de concentration mesurés dans les ROI des sphères et dans les ROI de l'objet thoracique sont calculés. Connaissant les concentrations théoriques, le pourcentage de recouvrement de contraste est ensuite déterminé pour les sphères radioactives et les sphères non radioactives.</p>
----------------	---	--

VERIFICATION DE LA CORRECTION DE L'ATTENUATION

NEMA-1994 et IEC-1998		NEMA-2001
Principe	<p>Vérifier la correction de l'atténuation pour un milieu de densité non uniforme. La méthode n'est prévue que pour des appareils équipés d'un dispositif de mesure de transmission.</p> <p>Objet test cylindrique de 20 cm de longueur contenant trois inserts cylindriques de diamètre 5 cm simulant trois coefficients d'atténuation différents (air, eau, solide).</p>	<p>L'acquisition d'un objet test thoracique contenant un insert non radioactif de densité pulmonaire permet de vérifier l'exactitude des corrections d'atténuation et de diffusion.</p> <p>Objet test identique à celui proposé pour la mesure de la qualité image (NEMA-2001).</p>
Objet test	 	
Acquisition	<p>Les inserts sont non radioactifs. Acquisition en transmission sans radioactivité. Acquisition en émission avec le cylindre rempli d'une faible activité de ^{18}F.</p>	<p>Acquisition commune avec celle de la mesure de la qualité image (NEMA-2001).</p>
Traitement des données	<p>Correction du temps mort, des événements fortuits, de la diffusion et de l'atténuation. Reconstruction standard.</p> <p>Des ROI circulaires de 3 cm de diamètre sont dessinées sur les 3 inserts cylindriques et dans le cylindre. Le rapport de concentration entre chaque insert non radioactif et le cylindre radioactif est calculé. Ces rapports en pourcentage représentent l'erreur relative pour les 3 milieux. La non uniformité de la correction d'atténuation est calculée en fonction des concentrations mesurées dans les ROI du cylindre.</p>	<p>Traitement des données commun avec celui de la mesure de la qualité image (NEMA-2001).</p>
Analyse		<p>Analyse des données commune avec celle de la vérification de la correction de la diffusion (NEMA-2001)</p>

VERIFICATION DE LA CORRECTION DE L'ATTENUATION

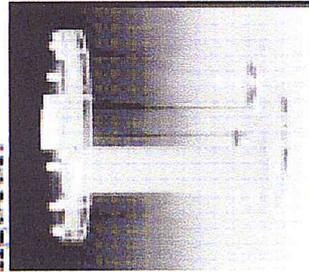
NEMA-1994 et IEC-1998		NEMA-2001	
Principe	<p>Vérifier la correction de l'atténuation pour un milieu de densité non uniforme. La méthode n'est prévue que pour des appareils équipés d'un dispositif de mesure de transmission.</p> <p>Objet test cylindrique de 20 cm de longueur contenant trois inserts cylindriques de diamètre 5 cm simulant trois coefficients d'atténuation différents (air, eau, solide).</p>	<p>L'acquisition d'un objet test thoracique contenant un insert non radioactif de densité pulmonaire permet de vérifier l'exactitude des corrections d'atténuation et de diffusion.</p> <p>Objet test identique à celui proposé pour la mesure de la qualité image (NEMA-2001).</p>	
Objet test			
Acquisition	<p>Les inserts sont non radioactifs. Acquisition en transmission sans radioactivité. Acquisition en émission avec le cylindre rempli d'une faible activité de ^{18}F.</p>	<p>Acquisition commune avec celle de la mesure de la qualité image (NEMA-2001).</p>	
Traitement des données	<p>Correction du temps mort, des événements fortuits, de la diffusion et de l'atténuation. Reconstruction standard.</p> <p>Des ROI circulaires de 3 cm de diamètre sont dessinées sur les 3 inserts cylindriques et dans le cylindre. Le rapport de concentration entre chaque insert non radioactif et le cylindre radioactif est calculé. Ces rapports en pourcentage représentent l'erreur relative pour les 3 milieux. La non uniformité de la correction d'atténuation est calculée en fonction des concentrations mesurées dans les ROI du cylindre.</p>	<p>Traitement des données commun avec celui de la mesure de la qualité image (NEMA-2001).</p>	
Analyse		<p>Analyse des données commune avec celle de la vérification de la correction de la diffusion (NEMA-2001)</p>	

UNIFORMITE

NEMA-1994

L'acquisition d'un objet test uniformément radioactif permet de visualiser les non-uniformités dans le champ de vue.

Objet test cylindrique de 20 cm de longueur.



Objet test rempli uniformément avec une activité de ^{18}F , centré dans le champ de vue axial et décentré de 2,5 cm verticalement.

Toutes les corrections disponibles sont appliquées. Reconstruction standard par FBP.

Le volume reconstruit du cylindre est fractionné en régions carrées de 1 cm de côté. Pour chaque région, le nombre d'événements moyen, maximal et minimal sont déterminés. A l'aide de ces valeurs, la non-uniformité de chaque coupe, du volume et du système sont déterminées.

Principe

Objet test

Acquisition

Traitement des données

Analyse

Annexe 3

(Calcul des blindages d'une unité TEP)

[Ofs07]

1. Calcul du facteur d'atténuation (F) :

Le facteur d'atténuation d'un blindage (F) correspond au rapport entre le débit de dose ambiante sans blindage et le débit de dose ambiante autorisé (H) avec le blindage correspondant. Il se calcule comme suit :

$$\text{Facteur d'atténuation} = \frac{A \cdot h_{10} \cdot f_t}{H \cdot r^2}$$

où :

A = activité effectuée.

r = distance entre la source radioactive et l'endroit à protéger.

f_t = facteur relatif au temps de séjour.

H = débit de dose ambiante maximal autorisé.

h_{10} = débit de dose équivalente ambiante.

2. Activité effectuée (A) :

L'activité exprimée en GBq, sur laquelle se base le calcul de l'épaisseur du blindage, se réfère à l'activité appliquée sur un patient pesant 70 kg. Elle est fixée à 0,35 Gbq pour le F-18 FDG.

3. Distance (r) :

Les distances, exprimées en m, pour le calcul des blindages résultent de la distance entre la source radioactive (patient) et la zone de séjour la plus proche possible. Le point de référence de la source radioactive pour calculer les distances se base sur le tableau suivant :

Local	Position de la source radioactive	Remarques
Salle de scanner TEP	Au centre du TEP-CT-Gantry, à hauteur du lit du patient	La disposition du Gantry et du lit du patient doit être visible sur le plan de radioprotection.
Salle d'application Salle de repos du patient	Au centre et à la hauteur du lit/de la chaise du patient	L'aire de positionnement du lit du patient doit figurer sur le plan de radioprotection. Les distances se réfèrent au point le plus proche de l'aire de positionnement indiquée.
WC pour les patients	Au centre de la pièce	

4. Facteur relatif à la période de séjour (f_i) :

La période de séjour possible des patients dans les locaux de la zone contrôlée influe sur le blindage nécessaire par rapport aux zones contiguës. On part du principe que durant la période de travail totale (40 h/semaine), des patients seront présents dans les salles d'application, de repos et de scanner. Comme les débits de dose ambiante autorisés (H) se basent sur une exposition pendant 40 heures de fonctionnement, un facteur relatif à la période de séjour 1 est appliqué aux locaux où séjournent les patients et, pour les toilettes destinées aux patients TEP, un facteur 0,1.

5. Débit de dose ambiante (H)

Les débits de dose ambiante maximaux autorisés en $\mu\text{Sv/h}$ dans les pièces contiguës sont cités au tableau suivant :

Zone à protéger des rayonnements ionisants	Débit de dose ambiante maximal [$\mu\text{Sv/h}$]
à l'intérieur de la zone contrôlée	
Secteur de travail (local de scanner, salle d'application, laboratoire B/C)	2,5
Local de séjour (bureau, salle de repos, salle de contrôle, local d'examen)	2,5
Locaux pour séjours brefs (couloir, WC, local de stockage, salle de repos pour les patients, vestiaire pour les patients)	25
à l'extérieur de la zone contrôlée	
Locaux pour séjours prolongés (chambres de patients, salles d'examen, bureau)	0,5
Locaux pour séjours brefs (couloir, WC, zone d'attente pour les patients, salle d'archivage et local de stockage) zones extérieures, espaces verts et zones de passage	2,5

6. Débit de dose équivalente ambiante (h_{10})

Le débit de dose équivalente ambiante en $(\mu\text{Sv/h})/\text{GBq}$ à un mètre de distance se réfère aux indications:

Nuclide	Débit de dose équivalente ambiante [$(\mu\text{Sv/h})/\text{GBq}$ à 1 m]
F-18, C-11, N-13	160
O-15	161
Ga-68	149
Rb-82m	436

7. Effets de multiples sources radioactives sur une zone à protéger :

Si une zone à protéger subit l'influence de plusieurs sources radioactives, il est nécessaire de tenir compte de la somme de toutes les sources pour le calcul des blindages. Un blindage supplémentaire peut s'avérer nécessaire en présence de diverses sources radioactives si celles-ci ne sont pas suffisamment affaiblies par des cloisons ou des distances éloignées. Un exemple de situation où un blindage supplémentaire est nécessaire.

8. Calcul de l'épaisseur du matériau (d) pour le blindage nécessaire

Le facteur d'atténuation (F) pour les radionucléides correspondants et pour le matériau habituel de blindage en fonction de la densité de masse surfacique : $\rho \cdot d$ en g/cm^2 . L'épaisseur (d) en cm du blindage nécessaire s'obtient en divisant la valeur de l'abscisse par la densité (ρ) du matériel de blindage correspondant en g/cm^3 .

Les courbes annotées par « béton normal » sont valides pour le béton (densité de 2,2 à 2,4 g/cm^3) et en tenant compte de la densité correspondante, même pour les murs de briques et autres bétons légers.

$$\text{Épaisseur du matériau de blindage} = d = \frac{\text{densité par unité de surface}}{\text{épaisseur du matériau de blindage}} = \frac{\rho \cdot d}{\rho}$$

où :

d = épaisseur du matériau (en cm)

$\rho \cdot d$ = densité de masse surfacique (en g/cm^2), selon l'annexe 3 ORaP

ρ = densité du matériau de blindage (en g/cm^3)

9. Densité des matériaux de construction :

Pour calculer l'épaisseur des blindages, il faut tenir compte, en principe, de la densité des matériaux qui sont déclarés par l'architecte responsable ou indiqués sur les plans de construction. Si ceux-ci ne sont pas connus, les densités standard du tableau ci-dessous s'appliquent :

Matériau de construction	Densité [g/cm^3]
Plomb	11,3
Fer	7,8
Béton baryté	3,2
Béton	2,3

Matériau de construction	Densité [g/cm^3]
Calcaire arénacé	1,9
Brique	1,2
Plâtre	0,84

BIBLIOGRAPHIE

- [AIE10] : AIEA.Planning a clinical PET Center.IAEA Human Health N°12.2010.
- [Ani10] : Nadège Anizan. Imagerie quantitative à l'iode – 124 en tomographie par émission de positons du petit animal. Thèse de Doctorat. Université de Nantes. 2010.
- [Aur01] : Christophe Auriac. Tomodensitométrie. Technologie et principes. CHRU de Tours. 2001.
- [Bal13] : Hugo Balacey. Mise en place d'une chaîne complète d'analyse de l'arbre trachéo-bronchique à partir d'examen(s) issus d'un scanner-CT : de la 3D vers la 4D. Thèse de Doctorat. Université Bordeaux I. 2013.
- [Bar98] : D. Le Bars. Production du FDG. Revue de l'ACOMEN. vol.4, N°1. 1998.
- [Bar99] : D. Le Bars. L'environnement d'une camera TEP. Cermep. Lyon.1999.
- [Ben98] : B. Bendriem. Les détecteurs de positons : Caméra PET - Caméra PET-SPECT. Revue de l'ACOMEN, 1998, vol.4, n°1.
- [Bou82] : G. Bouchier. Abrégé de biophysique odontologique radiologique et thérapeutique physique. Masson. 1982.
- [Bru06] : Claire Bruna. Apport du morpho-TEP au 18F-Fluorodeoxyglucose dans la recherche de primitif inconnue. Thèse doctorat. Université Henri Poincaré. Nancy1.2006
- [Bru12] : Laura Brullé. Développement de stratégies d'imagerie multi - modalités pour la pharmacologie des agents anticancéreux. Thèse de Doctorat. Université d'Orléans. 2012.
- [CCS12] : Commission canadienne de sûreté nucléaire (CCSN). Introduction à la dosimétrie. INFO-0827. 2012.
- [Che13] : Cherfi Amel. Modélisation d'une gamma camera. Thèse de magister. USTHB. 2013
- [Cnr07] : CNRS. Les cahiers de prévention. Guide de radioprotection. 2007.
- [Cor02] : Y. S. Cordoliani et all. Vade-mecum du scanner hélicoïdal : estimation des doses, choix des paramètres. Journal de radiologie. Vol 83, N° 6-C. 2002.

- [Dre02]:** O de Dreuille et all. Principe et technique de la tomographie par émission de positons (TEP).Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS. 2002.
- [Est14] :** Estéban Espinosa et Eric Lavallée. Imagerie hybride. Echo. Vol.34 N°1. 2014.
- [Fil08]:** J.E. Filmont,L. Mabile. Fusion TEP-TDM et TEP-IRM. Journal deradiologie. Volume 89, n° 10 page 1340.2008.
- [Gam13] :**Alexandre Gameiro.Application de la Tomographie par émission de positons au 18 Fluorodéoxyglucose ou TEP-TDM au 18 FDG dans le diagnostic et le suividesvascularites des artères de gros calibre : à propos d’une série rétrospective de 60TEP-TDM réalisées chez36 patients. Thèse de doctorat.Université Bordeaux 2 – Victor Segalen. 2013.
- [Gra02] :** Pierre Grangeat. La tomographie médicale. Imagerie morphologique et imagerie fonctionnelle. Hermes /La voisier. 2002.
- [Gui04] :** Christophe Guionnet. La radioprotection du personnel dans une unité de tomographie par émission de positons.2004 ;
- [Hap09] :**SebastienHapdey et all. Imagerie hybride: principe, dosimétrie et contrôle de qualité.Hybride SPECT/CT: Principe, dosimetry and control. MédecineNucléaire 33 (2009) 285-289.
- [Has05]:** HAS. Évaluation et état des lieux de la tomographie par Émission de positons couplée à la tomodensitométrie (TEP-TDM). Service évaluation en santé publique. Service évaluation économique. 2005.
- [Hub03] :** J. Hubert, J.L. Descotes, A.Blum .Tomodensitométrie. Progrès en Urologie (2003), 13, 783-794.
- [Irs13] :** IRSN. Radioprotection : Radionucléides. Fluor – 18. Ed4311. 2013.
- [Lab07]:** Anthonin Reilhac Laborde. Validation et exploitation d’un simulateur TEP de Monte Carlo. Thèse de doctorat. Institut national des sciences appliquées de Lyon. 2007.
- [Lag13]:** Cheyrou – Lagreze Marion. Mise en ligne d’un atlas tomodensitométrique d’images normales d’abdomen du chien. Thèse de doctorat. INP Toulouse. 2013.
- [Lem12]:**Amandine Le Maître. Optimisation de l’utilisation e l’imagerie TEP pour la planification de traitement en radiothérapie. Thèse de doctorat. Université de Bretagne Occidentale. 2012.

- [Lar10]:** Larabi Karima. Les aspects physiques liés à l'introduction de la modalité TEP en médecine nucléaire. Thèse de Magister. USTHB. 2010.
- [Lem12]:** Amandine Le Maître. Optimisation de l'utilisation et l'imagerie TEP pour la planification de traitement en radiothérapie. Thèse de doctorat. Université de Bretagne Occidentale. 2012.
- [Lib98]:** John Libbey Eurotext. Tomographie par émission de positons (TEP) et [F-18]-Fluorodeoxyglucose (FDG) en oncologie. Bulletin de cancer. 1998.
- [Loi10]:** Lois C. et al. An assessment of the impact of incorporating time-of-flight information into clinical PET/CT imaging. J Nucl Med, 2010.
- [Mag11]:** Magdy M. Khalil. Basic Sciences of Nuclear Medicine. Springer Verlag Berlin Heidelberg. 2011.
- [Maj14] :** El Hormaoui Majdouline. Les radiopharmaceutiques de la production à l'injection aux patients : l'exemple du FDG18. Université Mohamed Souissi. 2014.
- [Mat05]:** Mathieu Dupin et al. Projet d'intégration. Master Management des Technologies en Santé (MTS), UTC. 2005.
- [Mer07] :** Merheb Charbel. Optimisation de la reconstruction complète 3D en tomographie par émission de positons du petit animal par modélisation Monte Carlo de la matrice système. Thèse de Doctorat. Université Paris XI. 2007.
- [Mic06] :** Michael E. Phelps. PET physics, instrumentation and scanners. Springer. 2006.
- [Mon04]:** Jacques Monteil. Réalisation pratique d'un examen TEP/TDM : de l'indication au compte-rendu. Médecine nucléaire-imagerie fonctionnelle et métabolique. vol.28.N°5. 2004.
- [Mou04]:** Julien Mouchel. Mise en place d'une unité TEP-Scanner au CHU de Caen. Université de technologies de Compiègne. UTC. 2004.
- [Mou11] :** Mazen Moussallem. Optimisation de la délimitation automatique des tumeurs pulmonaires à partir de l'imagerie TEP/TDM pour les planifications dosimétriques des traitements par radiothérapie. Thèse de Doctorat. Université Claude Bernard Lyon 1. 2011.
- [Nal09] :** Julia Nalis. Synchronisation respiratoire en tomographie par émission de positons couplée à un tomodensitomètre : Etude des paramètres d'acquisition et comparaison de deux systèmes de synchronisation. Thèse de doctorat. Université de Toulouse III. 2009.

- [Oua13]** : Hamid Ouamara. Comparaison de la micro-tomodensitométrie par comptage de photons et par intégration de charges avec le dispositif d'irradiation Pixscan. Thèse de Doctorat. Université Aix - Marseille. 2013.
- [Pas04]** :J. Pasquier et all. Installation d'un TEP-TDM : réglementation, cahier des charges, locaux et matériels. Institut Paoli Calmette. Marseille. 2004
- [Per09]** : Perrine Tylski. Caractérisation des tumeurs et de leur évolution en TEP/TDM au ^{18}F -FDC. Thèse Doctorat. Université Paris – Sud 11. 2009.
- [Pod06]**: E. B. Podgorsak. Radiation physics for medicalphysicists.Springer. 2006.
- [Rei07]**: AnthoninReilhac-Laborde. Validation et exploitation d'un simulateur TEP de Monte Carlo. Thèse de doctorat. Institut national des sciences appliquées de Lyon.2007.
- [Rey07]** : Martin Rey. Etude du tomographe de haute résolution pour petites animaux Clear pet par la méthode de Monte Carlo. Thèse de doctorat.2007.
- [Ric06]**:Richard Zimmermann. La médecine nucléaire La radioactivité au service du diagnostic et de la thérapie EDP science. 2006.
- [Sch01]** : SchoumanClaeys. Bases physiques des rayons X. CERF. 2001.
- [Sfp08]** : Société Française de physique Médicale. Contrôle de qualité et mesure des performances en tomographie par émission de positon.2008
- [Sol01]** :SolaCroup and all. Bases physiques des rayons X. CERF. 2001.
- [Sor10]**:M.Soret. Principe et technique de la tomographie d'émission de positons couplée à la tomodensitométrie. EMC Elsevier Masson. 2010.
- [Sta10]**:Stan Nicole. Étude et construction d'un tomographe TEP/TDM pour petits animaux. Combinant modules phoswichà scintillateurs et détecteur à pixel hybrides. Thèse de Doctorat. Université de la méditerranée. Aix-marseille2.Faculté des sciences de luminy. 2010.
- [Ver09]**: M.Vermandel, X. Marchandise. Revue générale D'une « nouvelle sorte de rayonnement » à la tomodensitométrie : une histoire du scanner. From a “new kind of radiation” to tomography: A history of the computed tomography. IRBM 30. (2009)33-39.
- [Vis04]**: H. Visseaux, J.P. Vuillez, J.Y. Giraud. Etude dosimétrique et optimisation de la radioprotection en scintigraphie au [F-18]-FDG. Médecine Nucléaire - Imagerie fonctionnelle et métabolique. 2004 - vol.28 - n°5.

[Voy10] : Cyril Voyant. Mise en œuvre du contrôle de qualité d'une caméra TEMP-TDM, ACOMEN. 2010.

[Wal11] :Daphné Wallach. Compensation du mouvement respiratoire en TEP/TDM à l'aide de la super-résolution. Thèse de Doctorat.Ecole Doctorale SICMA. 2011.

