

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
République algérienne démocratique et populaire
وزارة التعليم العالي و البحث العلمي
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique
المركز الجامعي لعين تموشنت
Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent
Institut des Sciences et de la Technologie
Département de Génie Electrique



Projet de fin d'études
Pour l'obtention du diplôme de Master en :
Domaine : SCIENCE ET TECHNOLOGIE
Filière : GENIE ELECTRIQUE
Spécialité : électronique biomédical
Thème

Electronique IRM et Imagerie TEP-IRM

Présenté Par :

- 1) MAACHOU imene
- 2) BOUGHALEM djouhar

Devant le jury composé de :

Mr. Benchrif kadour	MAA	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Président
Dr. Benyahia karima	MCA	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Encadrante
Mr . Bengana fatih	MAA	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Examineur

Année universitaire 2014/2015

Laboratoire : Chimie Appliquée

SOMMAIRE

REMERCIEMENT	i
DIDECACES.....	ii
Listes des figures.....	iv
Liste des tableaux	ix
Introduction générale.....	Erreur ! Signet non défini.
Chapitre I :Imagerie Résonance Magnétique	
I. Historique :.....	3
II.IRM (Imagerie par résonance magnétique) :	5
III .Rappel physique :	6
IV. Interaction Noyau - Champ Magnétique :	7
V. Principe de la RMN :.....	9
VI. La relaxation :	11
VI.1La Relaxation longitudinale dite Relaxation T1 :	11
V.2.La relaxation transversale dite relaxation T2 :	12
VII .Composantes d'un équipement IRM:	16
VIII. Configuration de base d'un imageur par résonance magnétique :.....	25
IX. Application de l'IRM :	31
X.Le déroulement de l'examen :	33
XI. Les Avantages et les Inconvénients :	35
Chapitre II :Tomographie par Emission de Positron	
I.Historique :.....	37
II. TEP (Tomographie par Emission de Positons):.....	38
III. La physique du TEP :	39
III.1.Bases physiques de la TEP :.....	39
IV. Les Radios Traceurs enTEP :	41
IV.1.La Production de Radios Traceurs en TEP :	44
V. Interactions du Rayonnement γ avec la matière :.....	45
VI. Appareillage :	47
VI.1.Détection des γ en coïncidence et collimation électronique :	47
VI.2.La Chaîne de Détection en TEP :.....	49
VI.2.1.Cristal Scintillateur :.....	49
VI.2.1.1Analyse des principaux cristaux disponibles :	51
VI.2.1.2. Diffusion des photons dans le cristal :	51
VI.2.2.Le Guide de la lumière:.....	53
VI.2.3. Les Photos Détecteurs:.....	53
VI.2.3.1.Les Tubes Photomultiplicateurs(TPM).....	53
VI.2.3.2.Photodiode à Avalanche (PDA) :	56
VI.3.Le Circuit Electronique :	60
VII. Types d'Evènements en TEP:.....	62
VIII. Modes d'acquisition bidimensionnels et tridimensionnels :	64
IX. Le Développement de TEP :	66

SOMMAIRE

IX.1.Nouveaux détecteurs :	66
X.L'examen du TEP :	66
XI. Application de la TEP en Médecine :.....	67
XII.Les Avantages et les Inconvénients:.....	68
ChapitreIII:ImagerieHybride.....	
I.Historique :.....	70
II. Imagerie TEP-IRM :	71
III. Appareillage de TEP-IRM :	71
III.1.Prouesse technologique :	71
III.2. Deux examens en UN:.....	73
III.3 .Une installation modulaire révolutionnaire :.....	73
III.4. Aspect techniques de l'imagerie TEP-IRM:.....	75
III.4.1. TEP et IRM intégrés :.....	75
III.4.2 .TEP et IRM bout a bout :	81
III.4.3 .TEP et IRM cote à cote:	83
III.5 .Ouvrir TEP-IRM machine complexe :	83
IV. Sécurité TEP-IRM :.....	90
V .Application de TEP-IRM :	91
V.1. Les applications cliniques : la caractérisation des tumeurs cérébrales :.....	91
V.2 .Les applications cliniques : bilan pré chirurgical des épilepsies :.....	93
V.3 .Autres applications :	93
V.3.1 Maladies vasculaires :.....	93
V.3.2 Tumeurs des nerfs périphériques :.....	93
VI. Avantages de TEP-IRM :	94
VII.IRM-TEP en Algérie :.....	98
CONCLUSION Générale.....	99
Bibliographie.....	100



Remerciment :

Nous remercions ALLAH le tout puissant de nous avoir donné le courage et la volonté de mener à terme ce présent travail.

Nous remercierons énormément Dr BENYAHIA karima d'avoir accepté de nous encadrer et nous lui somme très reconnaissantes pour ces précieuses aides pendant les moments difficiles de notre recherche. ,

Nous adressons notre remerciements les plus sincères a nos enseignants et aux personnes qui nous ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire ainsi qu'à la réussite de cette formidable année universitaire



© Ladié Lynn
<http://ladielynn.com>



Dedicaces

Je didie cet humble travail avec grand amour, sincérité et fierté :

A mes chères parents sources de tendresse et de noblesse

A mes frères : abdelmalek,abdelhadi et abdelhakim

Et ma belle sœur karima et le chouchou de la maison mohamed nadir

A mes chères grand parents

A mes oncles et mes tantes et leurs ptites familles et à ma tante benyahia amaria

Et mes cousines :hanane,soumia,sarah et nour El hoda

Je dédie également ce travail a mes collègues de ma promotion « électronique biomédical 2014 /2015 ».

Je tiens a le dédier à mes chères amies: djouher et sarah ainsi qu'au personnel de la clinique privée »Abdelalli » à Telemcen

Et à tous ceux qui me connaissent de prés ou de loin

Maachou Imene



© Ladie Lynn
<http://ladielynn.com>



Dedicaces

*Avec un énorme plaisir, que je dédie mon travail à mes très chers parents qui m'ont soutenus tout au long de ma vie ainsi mes sœurs Leila ,Soumia ,hadjira et sa famille et mon frère Mohamed , Ameur et Abderrahmane set leurs famille et Ahmed
Et à toute ma famille.
A mes chers grands parents.*

Je dédie également ce travail a mes collègues de ma promotion « électronique biomédical 2014 /2015 ».

Je tiens a dédie mes cousine : Nesrine,Ibtissem et mes chères amies : Sarah, Imene, et Asmaa

BOUGHALEM Djouhar



© Ladie Lynn
<http://ladielynn.com>

Liste de figure

Chapitre I : Imagerie Résonance Magnétique IRM

Figure (I-1) : Appareil IRM	5
Figure (I-2): Examen IRM du crane.....	5
Figure (I-3) : La composition de l'atome.	6
Figure (I-4) : Mouvement de précession du moment magnétique de spin autour d'un champ magnétique	8
Figure (I-5) : Déroulement de l'expérience de RMN.....	10
Figure (I-6) : Courbe de « repousse » de l'aimantation M_z suite à une impulsion RF 90°	12
Figure (I-7) : Courbe de décroissance de l'aimantation transversale.....	13
Figure (I-8) : Emission - réception du signal.....	14
Figure (I-9) : a) FID d'un système élémentaire (un proton isolé) ; b) FID d'un système complexe.....	15
Figure (I-10) : Les différents aimant.....	18
Figure (I-11) : Les différentes antennes en IRM.....	20
Figure (I-12) : Diagramme de la chaîne d'émission.....	21
Figure (I-13) : Etapes de la calibration d'une impulsion radiofréquence.....	21
Figure (I-14) : Diagramme de la chaîne de réception.....	22
Figure (I-15) : salle d'informatique.....	23
Figure (I-16) : salle de technique.....	24
Figure (I-17) : Installation d'un blindage HF (cage de Faraday) pour la salle d'examen.....	25
Figure (I-18) : Configuration de base d'un imageur par résonance magnétique	26
Figure (I-19): la distribution électrique en IRM.....	27
Figure (I-20): Quelques exemples d'organes explorés avec l'IRM.....	32
Figure (I-21) : IRM-Sein.....	33

Liste de figure

Chapitre II : Tomographie par Emission de Positron TEP

Figure (II-1) : Appareil TEP et Examen de TEP.....	38
Figure (II-2) : Schéma illustrant les principes physiques de la TEP	40
Figure (II-3) : Représentation géométrique de la molécule de [18F]-FDG.....	42
Figure (II-4) : Représentation géométrique de la molécule de [18F]- Fluor DOPA.....	42
Figure (II-5) : Représentation graphique de la molécule de [11C] Méthionine.....	42
Figure (II-6) : Représentation graphique de la molécule de [11C] Raclopride.....	42
Figure (II-7) : Exemple de cyclotron.....	44
Figure (II-8) : principales interactions entre rayonnement et matière pour des photons de 511keV.....	46
Figure (II-9) : Détection en coïncidence des photons en TEP.....	48
Figure (II-10) : Principe de cristal scintillateur.....	49
Figure (II-11) : Nouveau design de cristal.....	52
Figure (II-12) : Erreur d'emplacement de la LDR due aux interactions Compton du photon γ dans les cristaux du détecteur.....	52
Figure (II-13) : Principe de fonction du tube photomultiplicateur.....	54
Figure (II-14) : Fonctionnement du tube photomultiplicateur.....	55
Figure (II-15) : Image de tube photomultiplicateur.....	55
Figure (II-16) : Le principe d'une PDA.....	56
Figure (II-17) : Gain et courant de fuite d'une PDA en fonction de la tension de polarisation inverse.....	57
Figure (II-18) : Eléments d'une caméra TEP	58
Figure (II-19) : Couronne de détecteur.....	59
Figure (II-20) : Le circuit électronique des appareils TEP.....	60
Figure (II-21) : Schéma des différents types d'événements détectés en TEP.....	63
Figure (II-22) : mode d'acquisition 2D et mode d'acquisition 3D.....	65

Liste de figure

Chapitre III : Imagerie Hybride TEP-IRM

Figure (III-1): TEP-IRM.....	71
Figure (III-2): machine TEP-IRM.....	73
Figure (III-3) : principe de l'intégration de détecteur TEP dans une IRM.....	75
Figure (III-4) : L'insert de PET est entièrement intégré dans un système IRM 3T.....	77
Figure (III-5) : Photos de MR-compatible PET module de détecteur.....	78
Figure (III-6) : Placement de l'insert de PET à l'intérieur de 3-T scanner IRM.....	79
Figure (III-7): L'Ingenuity TF de Philips Healthcare.....	81
Figure (III-8) : schéma de principe montrant la configuration globale d'un premier mode de réalisation de la présente invention, y compris une vue de côté et de face.....	84
Figure (III-9): est une vue en perspective montrant la configuration des parties essentielles du premier mode de réalisation et modifications de ceux-ci.....	85
Figure (III-10) : schéma de principe montrant la configuration globale d'un deuxième mode de réalisation de la présente invention, y compris une vue de côté et une vue de face.....	87
Figure (III-11) : organigramme montrant une modification de la procédure de diagnostic / traitement selon la présente invention.....	88
Figure (III-12): image cérébral (A) traceurs spécifiques (B).....	91
Figure (III- 13): Imagerie par résonance magnétique IRM.....	94
Figure (III- 14): Tomographie par émission de positon	95
Figure (III- 15) : Combinaison hybride TEP-IRM	96

Liste des tableaux

Chapitre I : Imagerie Résonance Magnétique IRM

Le tableau (I-1) : Interaction noyau - champ magnétique 7

Chapitre II : Tomographie par Emission de Positron TEP

Tableau (II-1) : Isotopes émetteurs de positons et traceurs radioactifs.....45

Tableau (II-2) : Propriétés des cristaux scintillateurs.....52

Tableau (II-3) : Comparaison entre mode 2D et 3D..... 67

Résumé :

La médecine moderne se base sur le dépistage précoce des pathologies qui se situent au niveau des différentes parties du corps humain, ainsi que le traitement précoce, il existe dans le domaine de la radiologie une technologie moderne appelée IRM, TEP et imagerie hybride TEP-IRM. Cette dernière technique est capable de montrer à la fois le détail anatomique d'une région du corps, et aussi les informations biochimiques fonctionnelles. Pour la réalisation de ce but on aura besoin de la disponibilité de ces appareils, leurs bons fonctionnements et d'une bonne maintenance et une bonne formation des ingénieurs dans ce domaine ainsi que la vigilance des médecins radiologues.

Mots clés: IRM, TEP, imagerie hybride TEP-IRM

Abstract:

Modern medicine is based on the early detection of pathologies that are located in different parts of the body, and early treatment, there are in the field of radiology modern technology called MRI, PET and PET-MRI hybrid imaging . The latter is able to demonstrate both the anatomical detail of a region of the body, and also the functional biochemical information. To achieve this goal we will need the availability of these devices, their smooth operations and good maintenance and good training of engineers in this field as well as the vigilance of radiologists.

Keywords: MRI, PET, PET-MRI hybrid imaging

ملخص

ويستند الطب الحديث على الكشف المبكر عن الأمراض التي تقع في أجزاء مختلفة من الجسم، وتوفر العلاج لها، وهناك في مجال التكنولوجيا الحديثة للأشعة التصوير بالرنين المغناطيسي، التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني و التصوير الهجين الذي يتمثل في اقترانهما . ويتميز هذا الأخير على إظهار كل من التفاصيل التشريحية للجسم، وأيضا المعلومات الحيوية الوظيفية في نفس الوقت. لتحقيق هذا الهدف سنحتاج الى توافر هذه الأجهزة، وتشغيلها بشكل سليم وصيانة جيدة والتدريب الجيد من المهندسين في هذا المجال فضلا عن يقظة اختصاصي الاشعة.

الكلمات الرئيسية: التصوير بالرنين المغناطيسي، التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني، التصوير الهجين

Introduction Générale

Le Génie-biomédical est une science qui se réfère au domaine de la santé et qui traite les équipements médicaux. Il englobe quatre catégories d'équipements :

- Le traitement thérapeutique, tels que : Bistouri chirurgical, Electrochoc
- Le contrôle et analyse : Moniteur de surveillance, ECG, spectrophotomètre, etc.
- La prévention : Autoclave,
- Le diagnostic : Radiographie, Echographe, Scanner, IRM, tep, etc.

Dans ce mémoire, nous allons étudier des équipements de la catégorie : Diagnostic, en l'occurrence l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) et TEP (Tomographie par Emission de Positons) se référant à l'Imagerie Médicale.

L'Imagerie Médicale est le procédé par lequel nous pouvons visualiser l'intérieur du corps humain et d'explorer un ou plusieurs organes du corps. Cependant, l'IRM ou imagerie par résonance magnétique est l'une des techniques d'imagerie médicale les plus récentes. Elle permet de visualiser avec une grande précision les organes et tissus mous, dans différents plans de l'espace. Il est ainsi possible de déterminer la position exacte de lésions autrement invisibles. Réalisé sous la direction d'un médecin radiologue, l'IRM est une technique complexe, qui nécessite de la part de l'opérateur une bonne connaissance de l'appareillage et surtout des paramètres d'exploration permettant d'optimiser la qualité de l'image. Elle suppose aussi le respect de quelques règles quant à l'accueil, l'installation et la surveillance du patient afin d'assurer sa sécurité et favoriser le rendement diagnostique pour un résultat optimal, sans oublier les règles de sécurité qui doivent s'appliquer au personnel. Le déroulement d'une exploration IRM doit tenir compte de ces éléments matériels et humains et respecter une chronologie stricte pour éviter toute erreur préjudiciable au patient ou à la réussite de l'examen.

À la fin des années 1970, une nouvelle technique d'examen d'imagerie médicale est apparue : la tomographie par émission de positons dont le nom est le plus souvent abrégée en TEP. Dès le départ, la TEP est apparue comme une technique extrêmement intéressante. En effet, ses caméras permettaient d'obtenir des images tout aussi bien de la circulation du sang que de

Introduction Générale

l'oxygène dans le corps, que ce soit au niveau du cerveau, du cœur et des principaux organes, et ceci sans perturber leur fonctionnement.

La tep est aujourd'hui beaucoup utilisée en oncologie clinique et ce, pour deux raisons. D'une part, de nouvelles caméras se sont développées et permettent maintenant d'examiner l'ensemble du corps. D'autre part, cette technique peut être utile à différents stades de la maladie, que ce soit lorsque l'on cherche à voir si le cancer s'est propagé à d'autres endroits dans le corps ou pour déterminer si un traitement s'est montré efficace. Elle nécessite encore un matériel complexe et coûteux (notamment la présence d'un cyclotron ou l'achat d'isotopes très coûteux). Il en résulte la nécessité d'une évaluation précise et différentielle de ses indications.

Les techniques modernes d'imagerie médicale sont capables de montrer le détail anatomique d'une région du corps, et aussi de donner des informations biochimiques fonctionnelles, mais pas toujours les deux à la fois. Dans une nouvelle approche, on combine les effets de la tomographie par émission de positons (TEP) avec ceux de l'imagerie par résonance magnétique (IRM). Le scanner IRM fournit des images donnant un bon contraste dans les tissus mous, alors que la caméra TEP mesure la distribution des radio-isotopes se désintégrant sous l'effet de l'émission de positons. Aujourd'hui, il y a trois grandes sociétés qui proposent des scanners TEP/IRM pour l'ensemble du corps. Ces systèmes hybrides s'appuient sur des photos détecteurs placés dans un fort champ magnétique, exactement comme les expériences le font dans le domaine de la physique des particules.

Ce mémoire est réparti en trois chapitres. Le premier chapitre intitulé « électronique IRM » présente le principe et la base sur la partie électrique, le deuxième chapitre intitulé « tomographie par émission de positons » présente le principe de fonctionnement le troisième chapitre intitulé « imagerie hybride TEP-IRM » présente l'appareillage et les applications médicales et puis on termine le mémoire avec une conclusion générale.

I. Historique :

Le principe de l'IRM repose sur la résonance magnétique nucléaire, découverte en 1938 par le physicien américain Isaac Rabi



Isaac Rabi

L'imagerie à résonance magnétique (IRM) est une technique qui a été développée et qu'on a commencé à utiliser en 1971. Malgré cela, l'idée de l'IRM est beaucoup plus vieille, et remonte jusqu'en 1925, avec l'hypothèse de l'existence du spin par George Uhlenbeck et Samuel Goudsmit, qui suggèrent que l'électron tourne sur lui-même, d'où le nom de spin.



George Uhlenbeck



Samuel Goudsmit

Encore dans la théorie, en 1927, le principe d'exclusion de Pauli met en équation le mouvement pour décrire le comportement des atomes, mais qui ne peut pas encore être utilisé, le spin des atomes n'étant découvert qu'en 1943, avec l'expérience d'Otto Stern qui mit en évidence le spin des atomes, et qui donna ensuite raison à Pauli et à G. Uhlenbeck et S. Goudsmit.



Wolfgang



Pauli Otto Stern

En 1946, les premières applications concrètes de la résonance magnétique nucléaires commencent à prendre forme, avec en tête l'idée de l'utiliser à des fins médicales par Félix Bloch et Edward Mills Purcell, qui recevront pour cela le prix Nobel de Physique en 1



Edward Purcell



Félix Bloch

Par la suite, l'évolution de cette technique se fera très rapidement, puisque les premières images d'un IRM seront prises en 1973, par Paul Lauterbur et Raymond Vahan Damadian ; Puis, seulement 2 ans plus tard, Peter Mansfield parviendra à prendre une image de tissus humains.



Paul Lauterbur



Peter Mansfield

Enfin, la première image IRM d'un être humain vivant sera effectuée par Damadian en 1977.

De nos jours, les images IRM sont obtenus grâce à la résonance des molécules d'eau, notamment parce qu'elles sont très nombreuses dans notre organisme (70%), mais aussi parce que la RMN ne fonctionne pas sur tous les noyaux.

II.IRM (Imagerie par résonance magnétique) :

L'IRM est une méthode d'imagerie d'investigation in vivo non traumatique, capable d'étudier des tissus dits mous tels que le cerveau, la moelle épinière et les muscles. Elle permet d'avoir une vue 2D ou 3D d'une partie du corps. Elle repose sur la technique de résonance magnétique nucléaire (RMN).



Figure (I-1): Appareil IRM

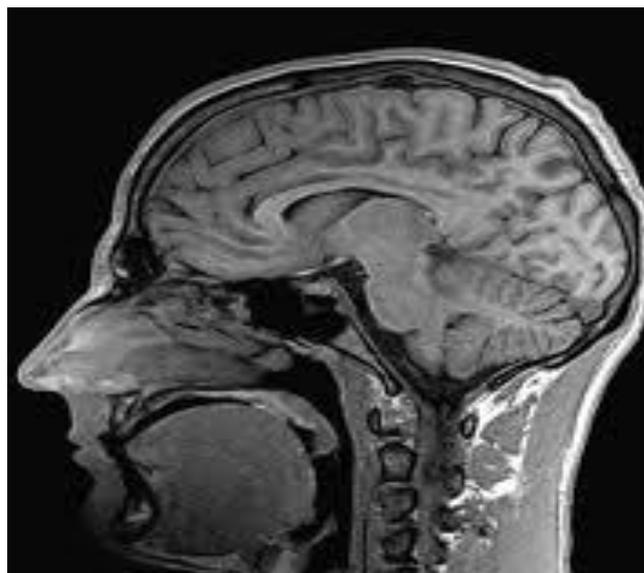


Figure (I-2): Examen IRM du crane

III .Rappel physique :

Un atome est la plus petite partie indivisible d'un corps simple. Il est généralement constitué d'un noyau composé de protons et de neutrons autour desquels se trouvent des électrons.fig. (3)

- proton : particule possédant une charge électrique de signe positif.
- neutron : particule neutre qui n'a pas de charge électrique.
- électron : particule possédant une charge électrique de signe négatif.

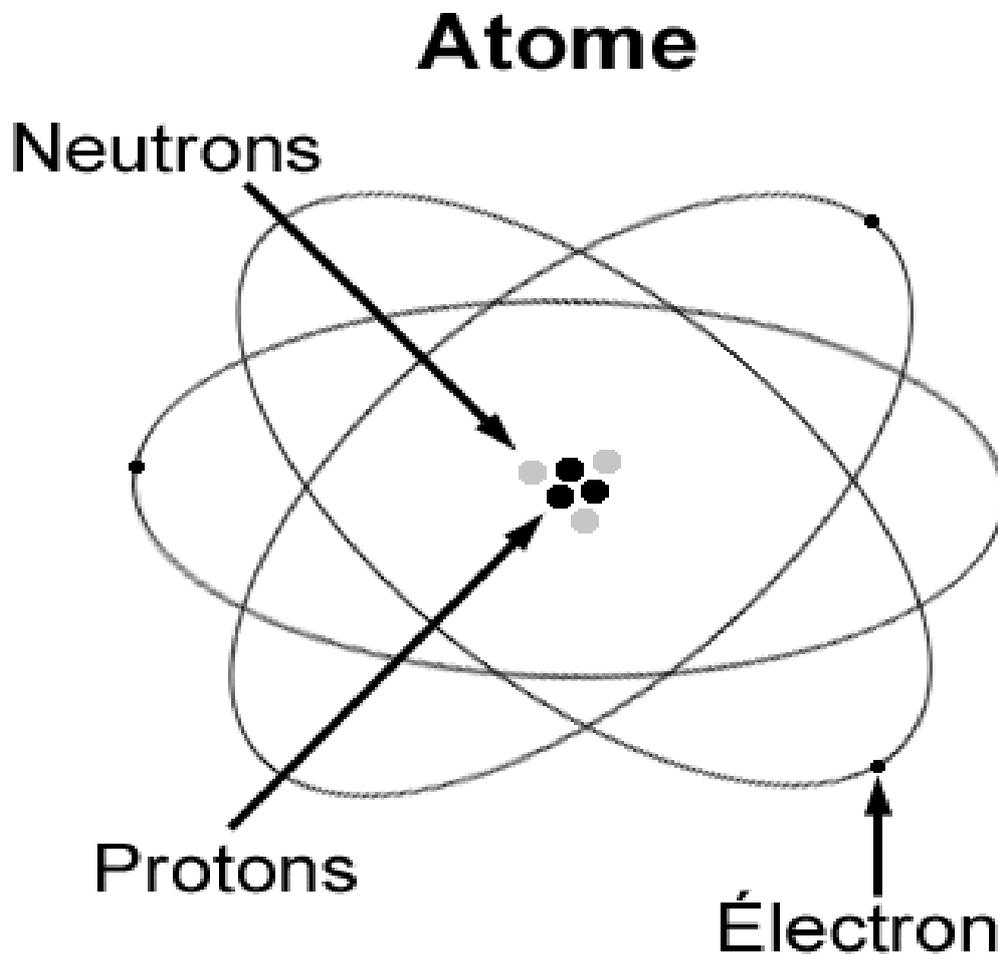


Figure (I-3) : La composition de l'atome.

IV. Interaction Noyau - Champ Magnétique :

L'IRM et la RMN ont pour base le même effet physique : la possibilité pour certains noyaux atomiques d'interagir avec un champ magnétique. Pour que cette interaction soit observée, le noyau doit avoir un spin nucléaire non-nul. Le spin nucléaire est une caractéristique quantique intrinsèque du noyau comme sa masse et sa charge, il peut prendre des valeurs entières ou demi-entières : 0, 1/2, 1 et 3/2 pour les noyaux les plus courants (tableau 1) On remarque que les isotopes d'un élément peuvent avoir des spins différents.

Spin nucléaire	0 (ces noyaux sont inactifs en IRM et RMN)	1/2	1	3/2
noyau	12C, 16O	1H, 13C, 15N, 19F, 31P	2H (deutérium), 14N	11B, 23Na, 35Cl, 37Cl

Le tableau (I-1) : Interaction Noyau - Champ Magnétique

En présence d'un champ magnétique B_0 , le spin nucléaire donne naissance à un moment magnétique de spin μ dont l'amplitude est proportionnelle à la valeur du spin. Cet effet n'est donc observable que si le spin est non nul, les noyaux de spin nul sont inexploitable en RMN et IRM. Le moment μ est animé d'un mouvement de précession autour de l'axe de B_0 , tel une toupie autour de la verticale, avec une pulsation propre ω_0 proportionnelle à l'intensité B_0 .fig (4) [1]

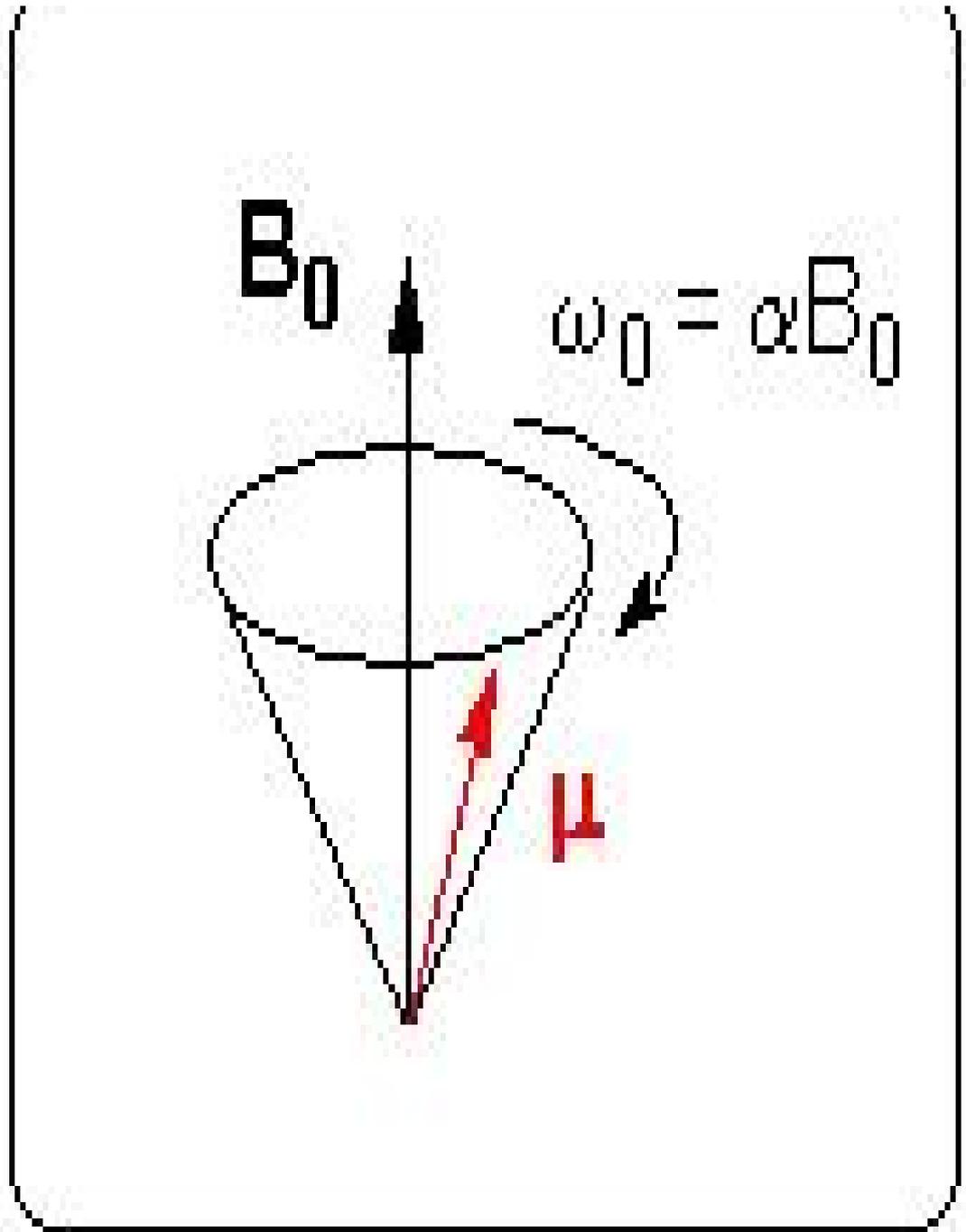


Figure (I-4) : Mouvement de précession du moment magnétique de spin autour d'un
Champ magnétique.

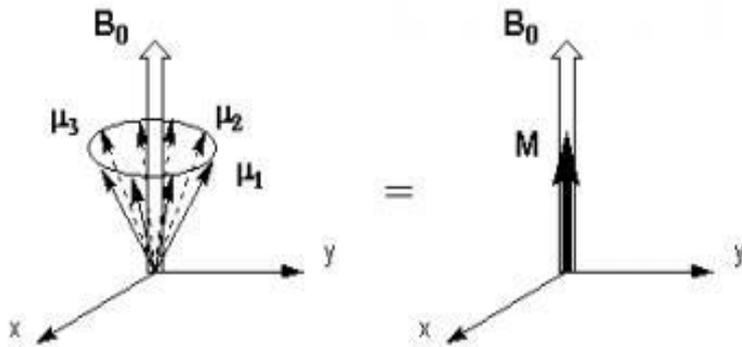
V. Principe de la RMN :

Le principe de la mesure de résonance magnétique nucléaire est de mettre le moment μ en mouvement de précession autour d'un champ B_0 puis de perturber ce mouvement à l'aide d'un deuxième champ magnétique B_1 appliqué pendant un court instant. Cela dévie la trajectoire de μ , mais une fois B_1 disparu, il retrouve son mouvement initial en présence de B_0 seul. Ce retour à l'équilibre s'accompagne d'une émission d'ondes électromagnétiques que l'on peut détecter : c'est le signal mesuré en RMN et IRM.

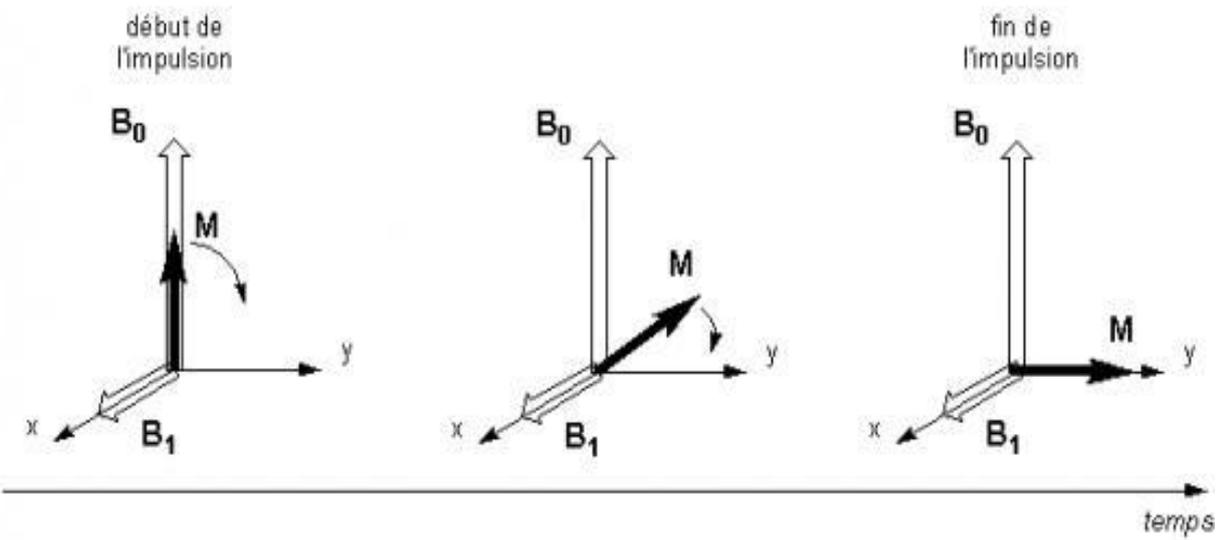
Examinons plus en détail ce qui se passe pendant une expérience de RMN. Pour cela considérons un ensemble de spins nucléaires non-nuls, par exemple les spins d'un groupe de proton, noyau de l'hydrogène, de spin $1/2$. C'est le noyau le plus utilisé en RMN comme en IRM.

-On applique un champ magnétique statique B_0 tous les moments μ pré cessent autour de l'axe de B_0 avec une pulsation propre μ_0 . La résultante de l'ensemble des moments est une aimantation M alignée suivant B_0 (figure5.a.) On s'intéresse maintenant à cette aimantation résultante M . On applique ensuite un champ B_1 dans une direction perpendiculaire à B_0 . Ce champ n'est pas uniforme mais alternatif de fréquence égale à la fréquence de précession des moments μ autour de B_0 que l'on appelle la fréquence de résonance. Les moments magnétiques subissent maintenant l'action de la résultante $B_0 + B_1$ qui a pour effet de déplacer M autour de l'axe de B_1 (figure5.b). Une fois que M a basculé dans le plan perpendiculaire à B_0 , on coupe le champ B_1 . Le système est alors hors-équilibre et l'aimantation M tend à retrouver sa position initiale en présence de B_0 seul. On observe un retour à l'équilibre (figure5.c) qui s'accompagne d'une émission d'onde électromagnétique que l'on peut détecter : c'est le signal de RMN[2].

a) équilibre initial du système de spin soumis à B_0



b) impulsion du champ B_1



c) retour à l'équilibre sous B_0 seul

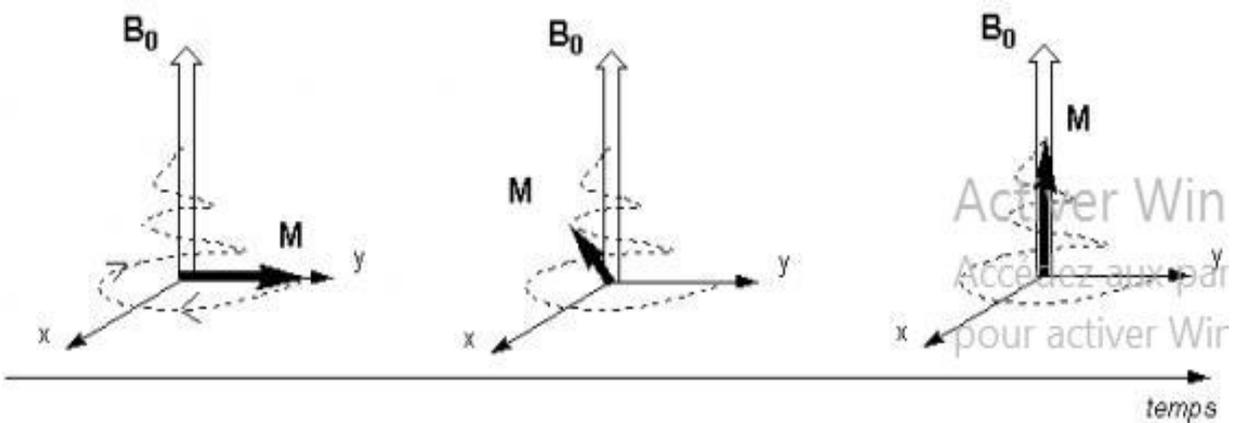


Figure (I-5) : Déroulement de l'expérience de RMN

Pour que la séquence précédente puisse se dérouler convenablement, les champs magnétiques mis en jeu doivent présenter les caractéristiques suivantes :

-B0 doit être très intense. Pour obtenir des champs d'une telle intensité, il faut avoir recours à des bobines supraconductrices refroidies à l'hélium liquide.

-B1 est un champ radiofréquence alternatif de fréquence égale à la fréquence de précession des moments μ autour de B0 et de faible intensité (de l'ordre de 10^{-3} T.) Il n'est activé que durant une courte impulsion (de l'ordre de 10μ s.) Il est généré par l'application d'un courant sinusoïdal dans une bobine d'axe perpendiculaire à B0.

VI. La relaxation :

On parle de relaxation quand, après absorption de l'énergie électromagnétique fournie par, les noyaux tendent à retrouver la distribution de Boltzmann (c'est à dire quand revient à sa position d'équilibre). On peut la décomposer en deux phénomènes, la relaxation longitudinale et la relaxation transversale.

VI.1 La Relaxation longitudinale dite Relaxation T1 :

Ou encore relaxation « spin-réseau » correspond au retour à l'équilibre énergétique du système. T1 sera d'autant plus court que ces hydrogènes seront liés à de grosses molécules, le temps de relaxation T1 de l'eau pure pour l'hydrogène est d'environ 3 secondes, celui de l'eau dans les tissus est de l'ordre de 0,5 seconde. Il se définit par la durée au bout de laquelle l'aimantation longitudinale a récupéré 63% de sa valeur initiale.

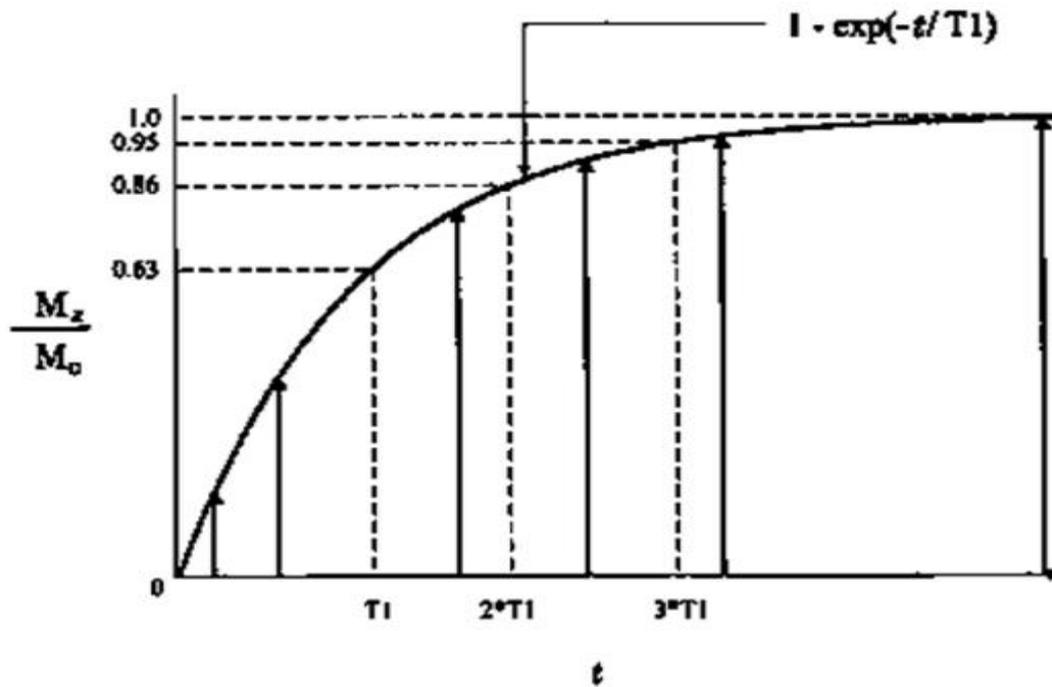


Figure (I-6) : Courbe de « repousse » de l'aimantation M_z suite à une impulsion RF 90°.

V.2.La relaxation transversale dite relaxation T2 :

Représente la décroissance de la composante transversale. Elle est en fait due à la désynchronisation des aimantations élémentaires dans leur mouvement autour du champ magnétique B_0 , désynchronisation qui est liée aux interactions entre les aimantations nucléaires de noyaux voisins. Ces interactions créent des modifications locales du champ magnétique, et sont responsables de ces déphasages qui vont détruire la composante transversale. La relaxation T2 est toujours inférieure au temps de relaxation T1. T2 dépend lui aussi de la mobilité des atomes ou des molécules sur lesquelles ces atomes d'hydrogène sont engagés. Ce temps est encore appelé temps de relaxation « spin-spin ».

Le temps de relaxation T2 de l'eau pure est de 3 secondes, et dans les tissus il est de l'ordre de 50 ms. Il se définit par la durée au bout de laquelle l'amplitude du signal FID a diminué de 63%.

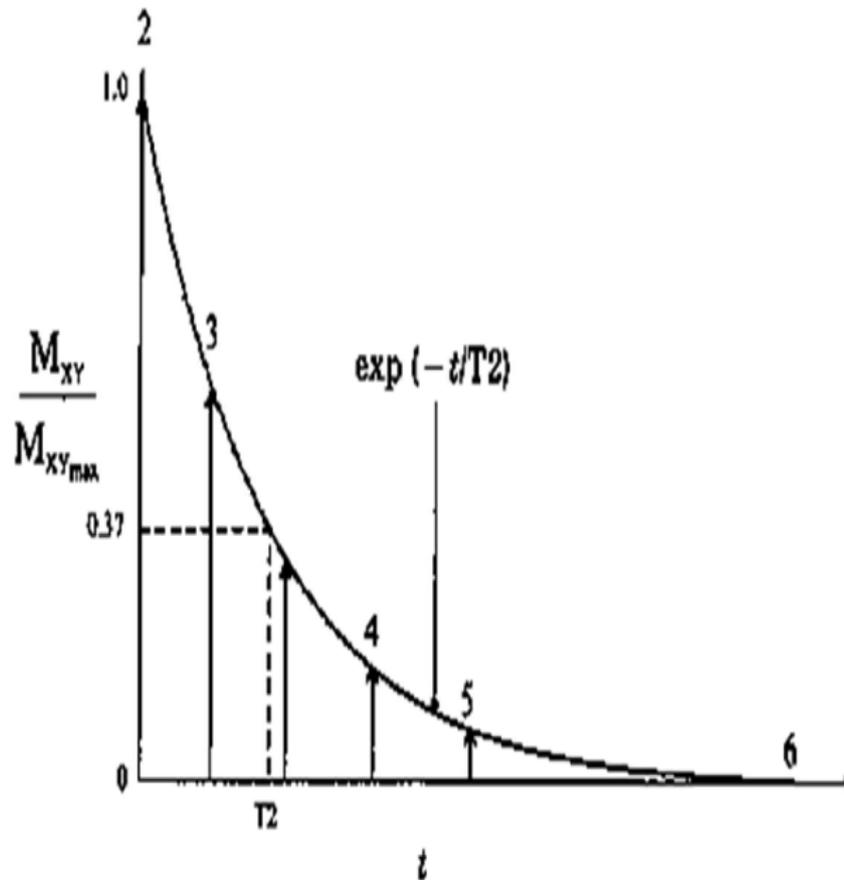


Figure (I-7) : Courbe de décroissance de l'aimantation transversale.

Ces temps de relaxation vont varier pour un tissu donné selon l'organisation physico-chimique de l'eau dans ce tissu, et c'est sur ces variations qu'on s'appuiera pour détecter au sein d'un tissu les modifications liées à la présence d'une lésion.

Le signal RMN :

La mesure du signal RMN est étroitement liée au dispositif d'émission de l'impulsion. Le champ B_1 est induit par la circulation d'un courant dans une bobine solénoïde (figure a.8) Lorsque l'on coupe l'impulsion B_1 le système de spin retourne à l'équilibre en produisant un champ électromagnétique qui induit un courant dans cette même bobine (figure b.8) Elle sert donc à la fois de système d'émission et de réception. Ce courant induit est le signal effectivement mesuré.

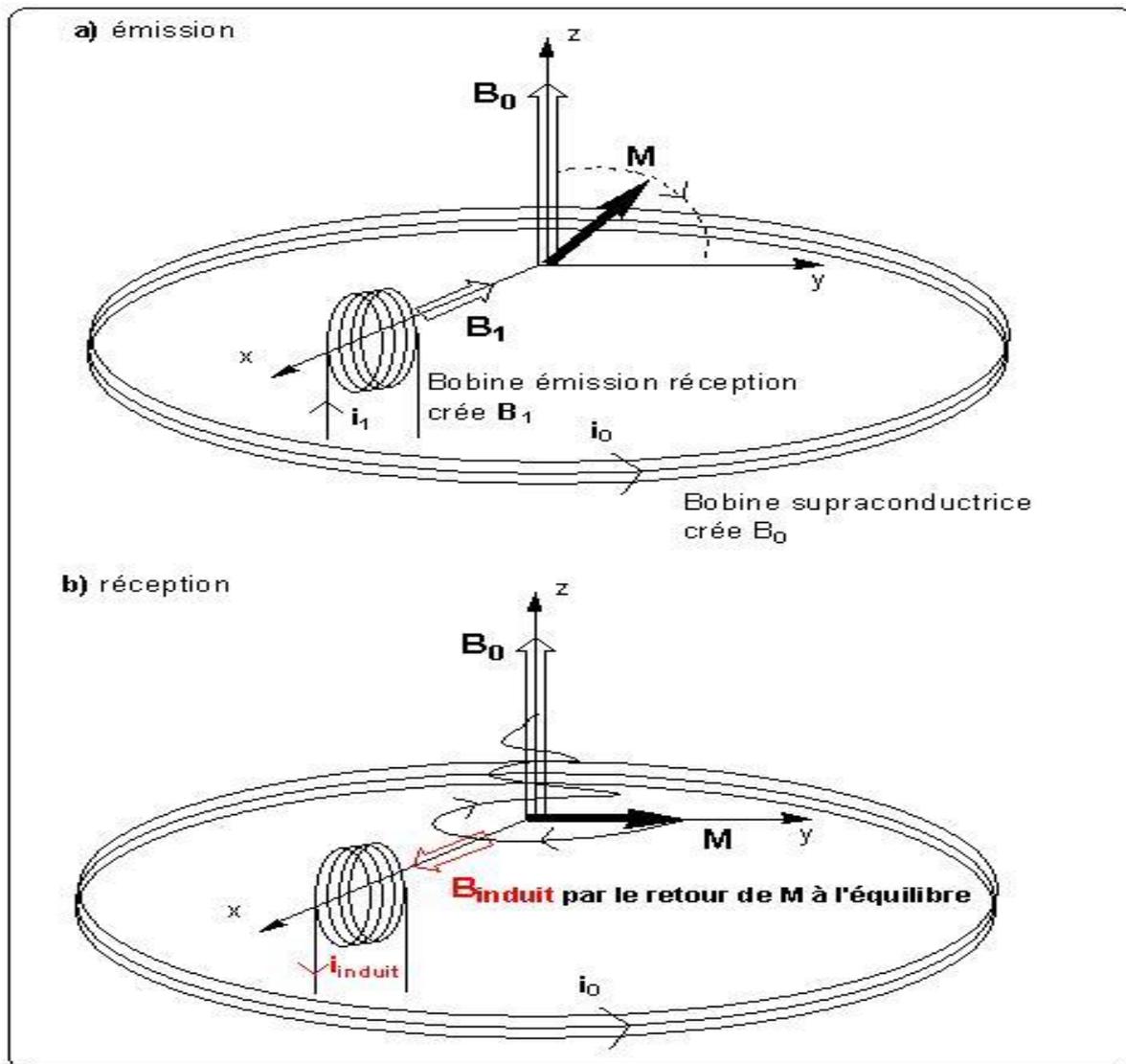


Figure (I-8) : Emission - réception du signal

La courbe qui donne le courant induit en fonction du temps est appelée FID pour Free Induction decay ou « signal de précession libre » en français. Son allure pour un système élémentaire (un proton isolé) est relativement simple : il s'agit d'une sinusoïde amortie exponentiellement (figure 9.a) Mais elle se complique très vite avec le nombre de noyaux mis en jeu : on obtient alors une somme de sinusoïdes amorties de caractéristiques différentes et le FID devient ininterprétable (figure 9.b) Pour pouvoir exploiter la mesure il faut faire appel à une opération mathématique de traitement du signal : la transformée de Fourier [3].

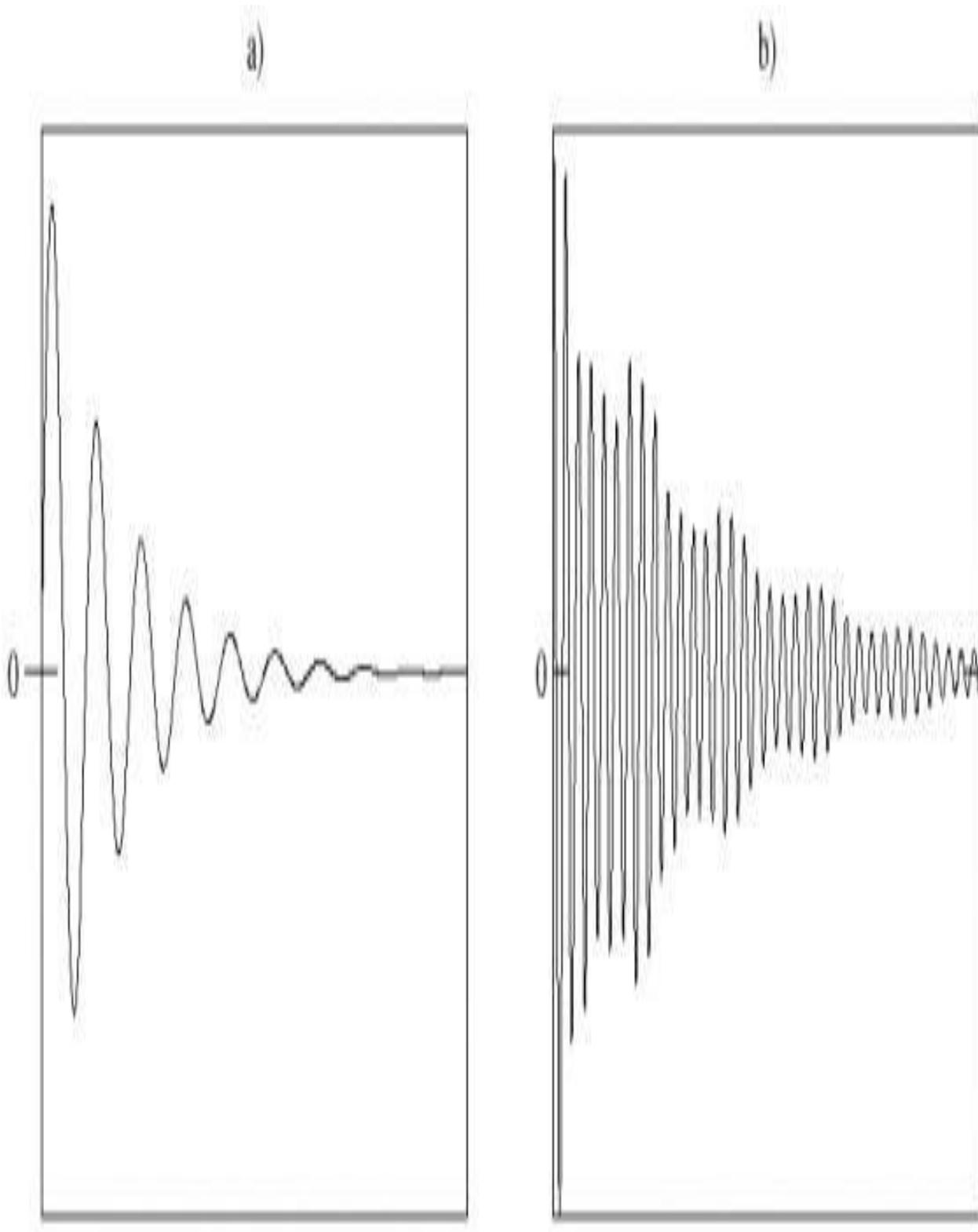


Figure (I-9) : a) FID d'un système élémentaire (un proton isolé) ; b) FID d'un système complexe

VII .Composantes d'un équipement IRM:

Un système IRM se compose de trois parties:

- Salle d'examen
- Salle de commande
- Salle technique

La salle d'examen :

L'aimant :

Il s'agit de l'élément de base de l'appareil. Il produit le champ B_0 qui doit être intense et homogène. L'intensité de B_0 est un des éléments conditionnant la qualité de l'image : le rapport signal sur bruit augmente en même temps que lui. L'homogénéité du champ est assurée par des bobines additionnelles de correction appelées bobines de shim fig. (10)

Les aimants peuvent être classés selon l'intensité de leur champ :

- Bas champ: $< 0,5$ T.
- Champ moyen: entre 0,5 et 1 T.
- Haut champ: > 1 T.

Il existe trois types d'aimant :

- les aimants résistifs :

Ce sont des électro-aimants constitués d'un enroulement de fil de cuivre. Forts consommateurs de courant électrique, ils nécessitent un système de refroidissement. Les champs obtenus avec ce type d'aimant sont de faible intensité (0,3T).

-les aimants permanents :

Ils sont constitués d'un bloc aimanté, ils ne consomment donc aucun courant électrique et ne nécessitent aucun refroidissement. Cependant, ils présentent un poids élevé pour un champ magnétique relativement faible.

-les aimants supraconducteurs :

Ce sont les plus répandus. Ils utilisent le phénomène de supraconduction. Un tel aimant est constitué d'une bobine supraconductrice et d'un cryostat contenant de l'hélium liquide à -269°C permettant de maintenir la bobine à l'état supraconducteur. Ces aimants permettent l'obtention de champs élevés sans pratiquement consommer de courant électrique.

Les spécifications de l'aimant définissent la qualité du champ magnétique en terme de :

- Valeur de champ magnétique et stabilité.
- Type (résistif, supraconducteur, permanent).
- Caractéristiques physiques (poids, la taille, champ de fuite).
- Homogène.

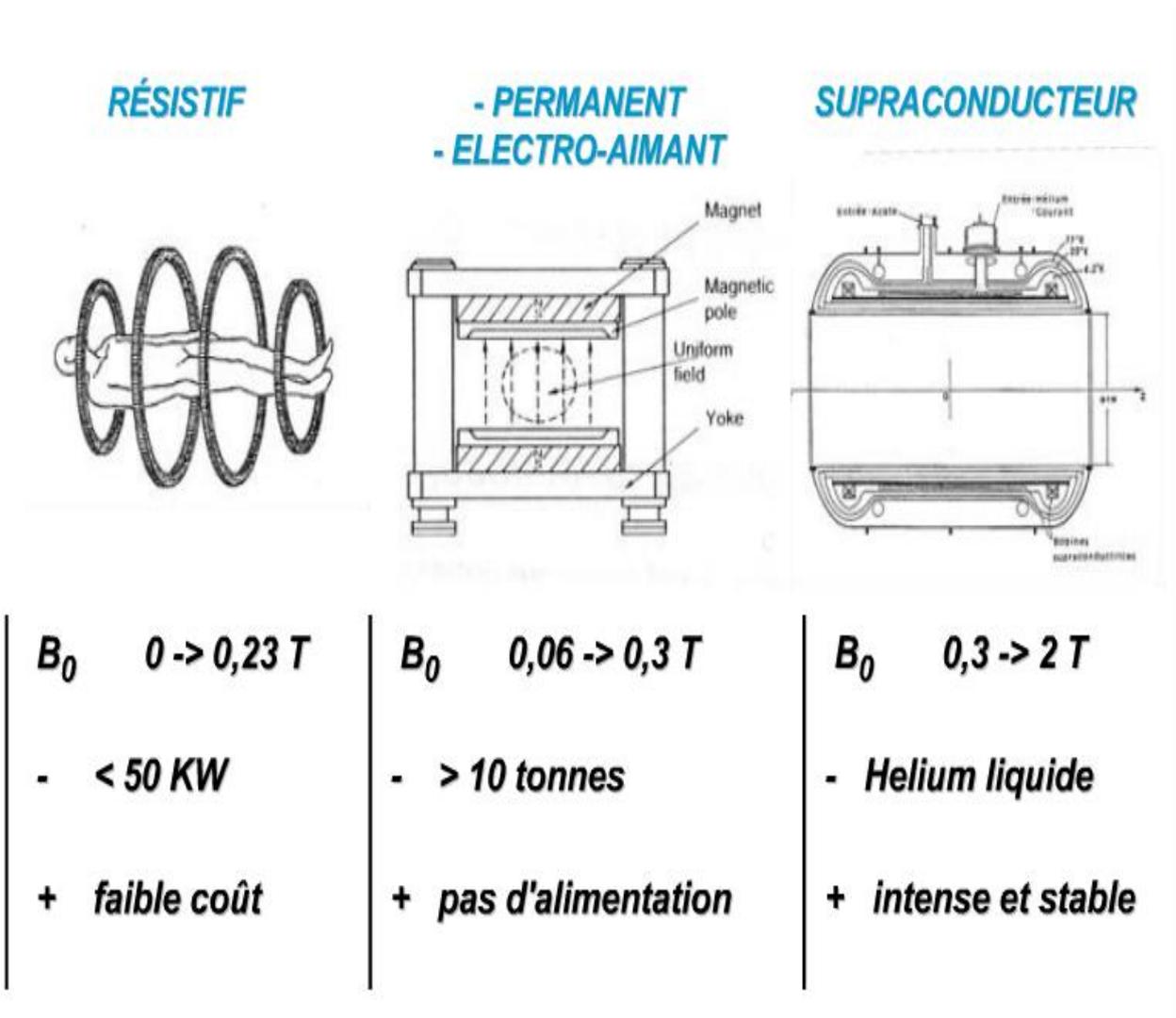


Figure (I-10) : Les différents aimants.

Les bobines de gradient :

Il s'agit de trois bobines métalliques enfermées dans le cryostat et placées autour du tunnel de l'aimant. On les nomme respectivement : bobine X (suivant l'axe droite-gauche), bobine Y (suivant l'axe avant-arrière) et bobine Z (suivant l'axe haut-bas).

Elles permettent de localiser le signal RMN. Les gradients doivent réaliser une variation linéaire de l'intensité magnétique le long d'une direction de l'espace. Compte tenu de l'intensité du champ , il ne s'agira que d'une variation. Cette variation va modifier la fréquence de précession des protons. De ce fait, on pourra réaliser des coupes car seuls certains protons

pourront entrer en résonance avec l'onde radio. Cette variation de champ est obtenue grâce à des paires de bobines disposées dans chacune des directions de l'espace.

Les antennes :

Les antennes jouent un rôle très important dans la chaîne d'acquisition car elles permettent l'émission des impulsions radiofréquences et la réception du signal.fig. (11)

On distingue deux types d'antennes :

-L'antenne de radiofréquence (émettrice) :

Elle émet une impulsion électromagnétique qui sélectionne des protons H⁺ au sein de l'organisme et d'une zone précise du corps (champs exploré) et permet ainsi la réalisation d'image.

-Les antennes réceptrices :

Elles permettent de recevoir les signaux électromagnétiques émis par les protons H⁺ après sélection par l'antenne de radiofréquence.

-Les antennes en réseau phrasé :

Constituées de plusieurs petites antennes possédant chacune leur propre système de réception du signal [4].



Figure (I-11) : Les différentes antennes en IRM.

La chaîne de radiofréquence :

Pour les valeurs du champ magnétique statique délivré par les aimants utilisés en pratique la fréquence des ondes de résonance (42.6 MHz/T) appartient au domaine des radiofréquences (RF). Ce qui justifie la terminologie employée. La chaîne (RF) se compose d'une partie émettrice des impulsions de résonance et d'une partie réceptrice du signal de RMN. La bobine (ou antenne) d'émission génère le champ de radiofréquence tournant B_1 perpendiculairement à B_0 qui induit le phénomène de résonance. Fig. (12).

Réception du signal de RMN peut être assurée par la même antenne qui fonctionne alors en mode émetteur-récepteur, soit par une antenne différente. L'antenne est à l'interface entre le patient et l'aimant.

➤ **Emission RF :**

La chaîne d'émission est constituée d'un synthétiseur de fréquence, suivi d'un modulateur d'amplitude, puis d'un émetteur de puissance RF.

La fréquence de l'onde RF doit être stable et parfaitement contrôlée et l'émetteur de puissance doit être linéaire quel que soit la puissance RF de sortie.

La puissance de crête de l'impulsion RF délivrée à l'antenne est de l'ordre de 1 KW à 20KW.

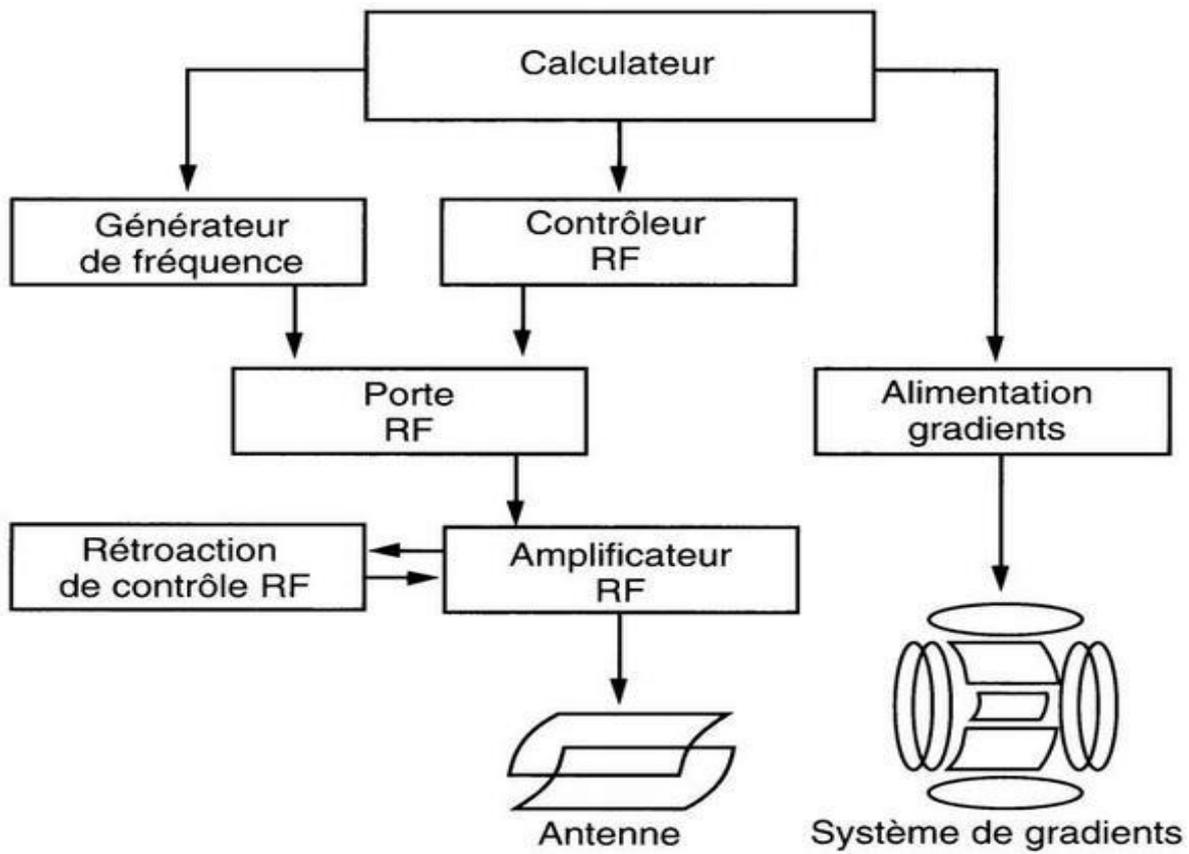


Figure (I-12) : Diagramme de la chaîne d'émission.

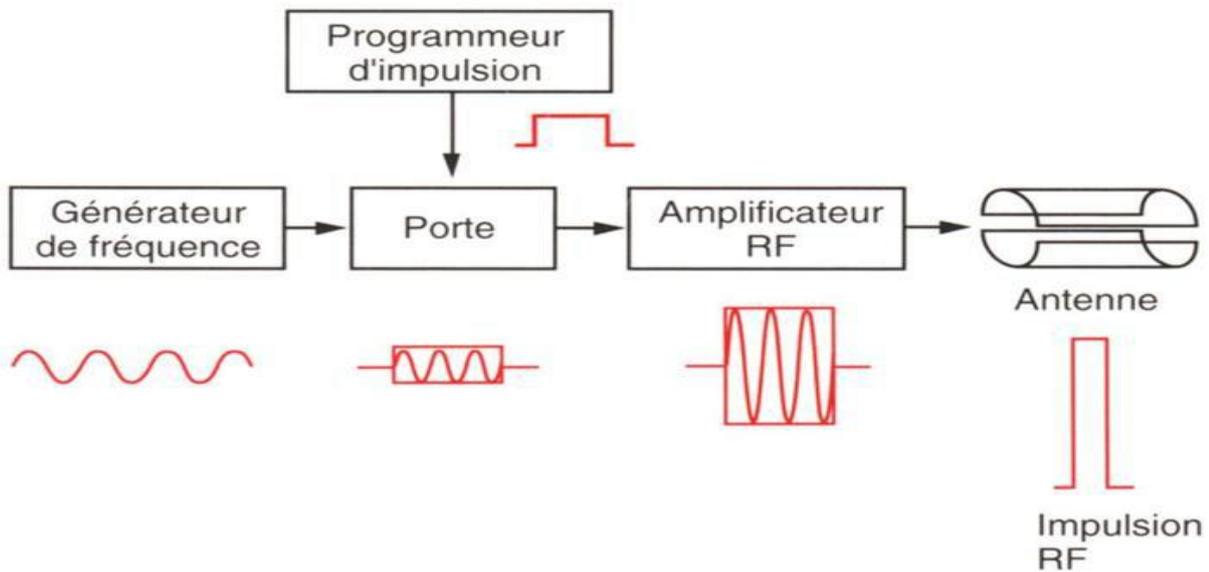


Figure (I-13) : Etapes de la calibration d'une impulsion radiofréquence.

➤ **Réception RF :**

La chaîne de réception a pour point de départ l'antenne RF qui est accordée à la fréquence de résonance des spins. Le signal est pré amplifié, filtré, il est ensuite numérisé dans le convertisseur analogique numérique (CAN) pour être traité [5].

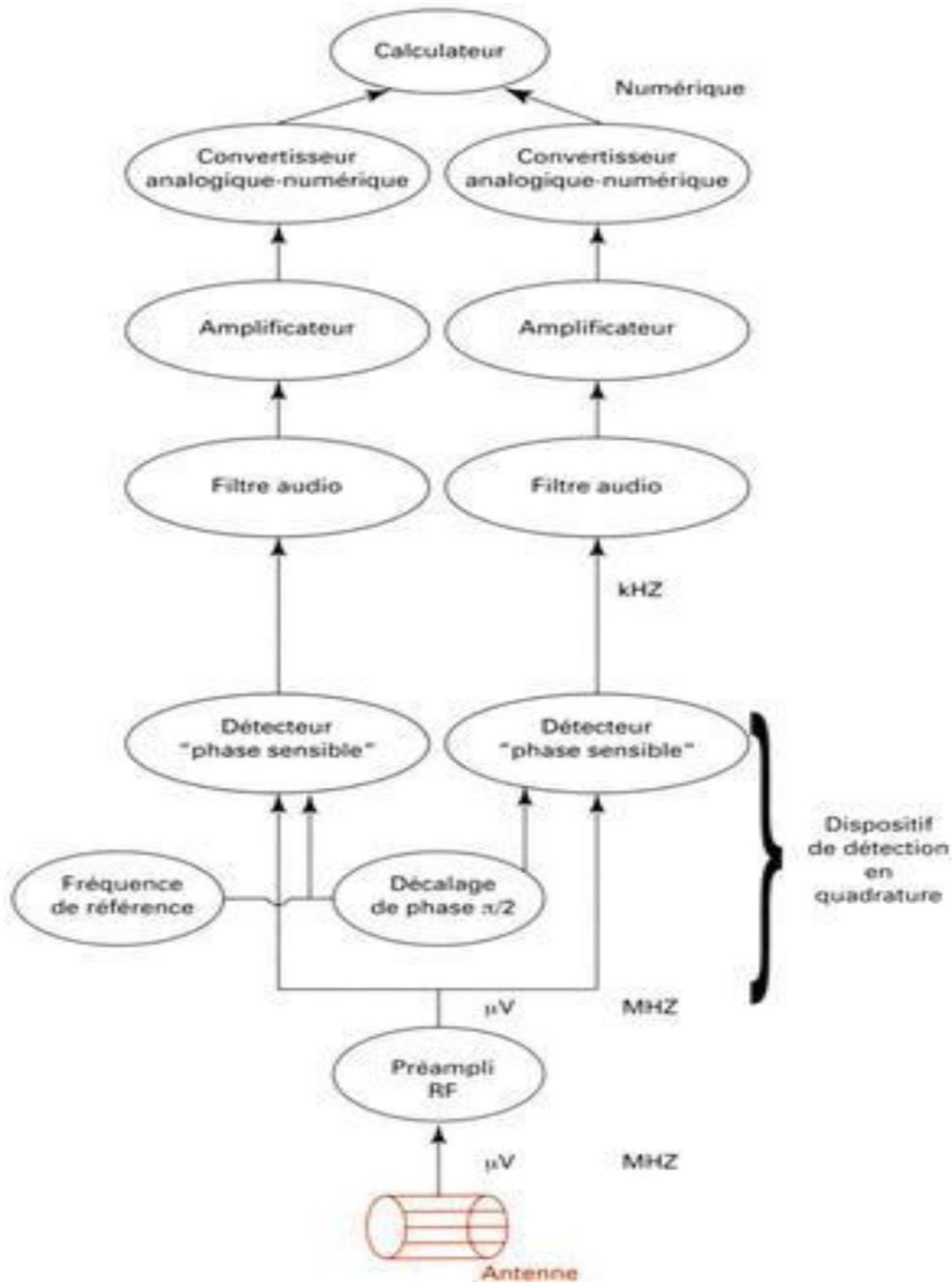


Figure (I-14) : Diagramme de la chaîne de réception

La salle de commande:

Le système informatique :

La salle de commande doit être positionnée dans l'axe de l'aimant de façon à donner aux opérateurs le meilleur angle de vue du patient, à travers un châssis de vision. C'est l'endroit où le manipulateur enregistre, par l'intermédiaire du pupitre de commande. Il reçoit les signaux électriques émis par les antennes réceptrices applique de nombreuses opérations mathématiques dont la plus importante est la transformée de Fourier et produit des images. Les différents paramètres de l'IRM et réceptionne les données sous forme d'image.



Figure (I-15) : salle d'informatique

La salle technique:

La salle technique regroupe les multiples armoires techniques telles que le groupe de puissance (alimentation de l'aimant, des bobines de gradient, émetteur..), il doit être positionné à proximité de la salle d'examen pour limiter les longueurs de câbles mettant en jeu des puissances importantes. Le groupe informatique assurant l'interface entre la salle examen/salle de contrôle est également situé dans ce local pour protéger ses organes (ordinateurs et périphériques) du champ magnétique produit par l'IRM tout comme le groupe de puissance. Cette salle doit être climatisée pour protéger ces installations sensibles à la température.



Figure (I-16) : salle de technique

La cage de faraday :

Les informations produites par la résonance magnétique ont une intensité très faible .pour éviter de perturbations liées aux ondes électromagnétiques ambiante, l'aimant est placé dans une pièce strictement hermétique dont les parois sont recouvertes de plaques de cuivre soudées. Cette pièce est appelée cage de faraday.

Un blindage radiofréquence (cage de Faraday) est nécessaire pour la salle d'examen.

Ce blindage protège l'installation IRM et l'environnement contre des perturbations radio électriques [6].



Figure (I-17) : Installation d'un blindage HF (cage de Faraday) pour la salle d'examen.

VIII. Configuration de base d'un imageur par résonance magnétique :

- l'aimant qui crée le champ magnétique statique B_0 .
- les bobines de gradients de champ magnétique statique qui produisent une variation de B_0 dans les trois directions de l'espace et permettent de coder spatialement le signal de RMN.
- les bobines de champ radiofréquences(RF) qui génèrent un champ de radiofréquence B_1 tournant perpendiculaire et détecte le signal de RMN.
- le calculateur qui pilote les systèmes électroniques.

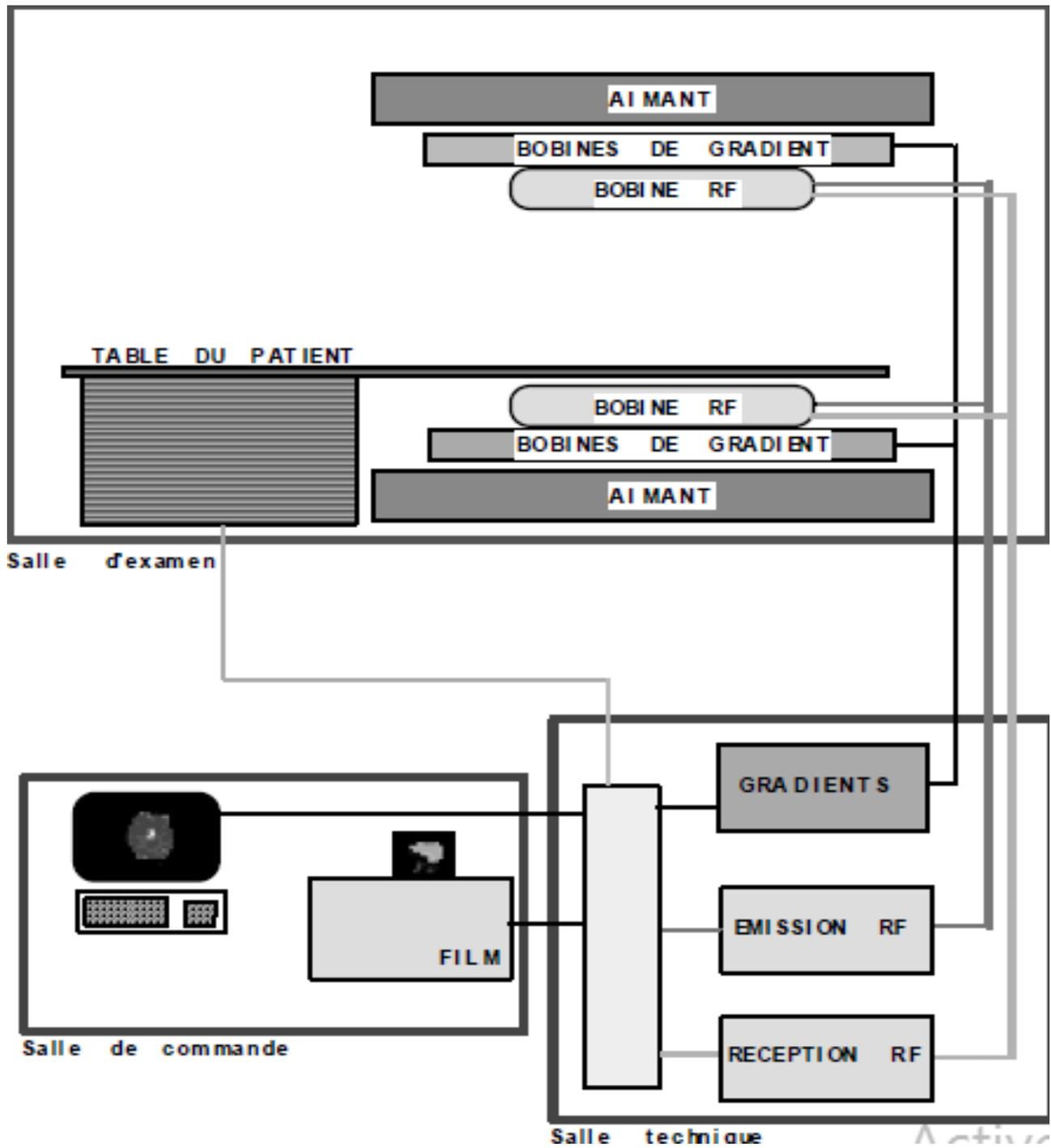


Figure (I-18) : Configuration de base d'un imageur par résonance magnétique.

Schéma de principe de distribution électrique en IRM :

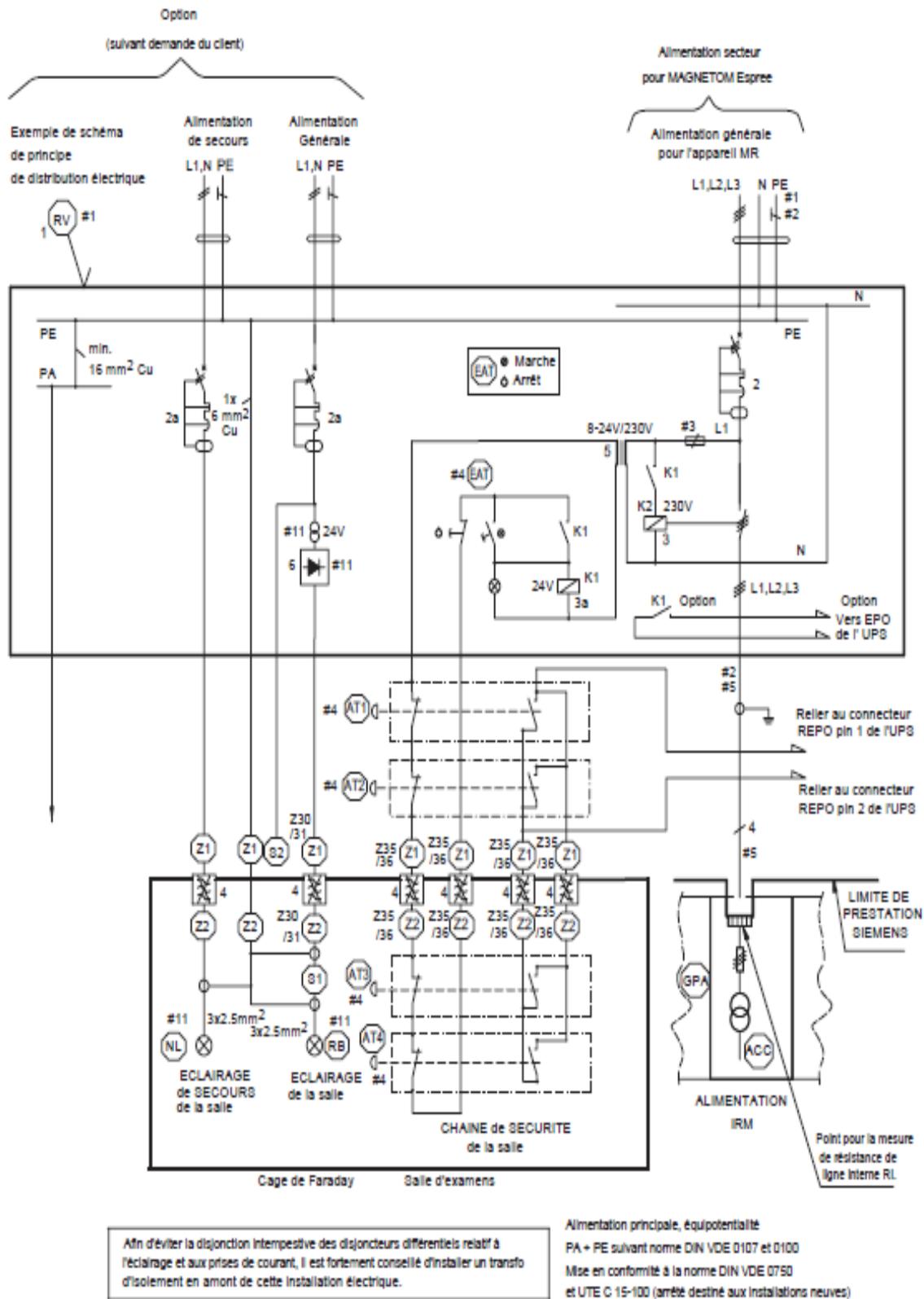
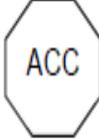
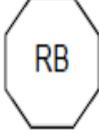
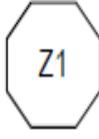


Figure (I-19) : la distribution électrique en IRM.

Légende et identification des éléments électriques :

	Bouton marche / arrêt		Armoire de distribution générale
	Armoire électronique et distribution		Arrêt d'urgence Poste de commandes double contact à verrouillage mécanique
	Armoire Gradient		Arrêt d'urgence Local technique double contact à verrouillage mécanique
	Armoire de refroidissement		Arrêt d'urgence Salle d'examens double contact à verrouillage mécanique
	Eclairage de secours de la Salle d'examens		Arrêt d'urgence Salle d'examens double contact à verrouillage mécanique
	Eclairage de la Salle d'examens		Filtre RF externe cage de Faraday
	Bouton éclairage à l'intérieur de la Salle d'examens		Filtre RF interne cage de Faraday
	Bouton éclairage à l'extérieur de la Salle d'examens		

1	Distribution locale
2	Disjoncteur différentiel de commande d'un organe de coupure adapté à l'utilisation FI $I_{\Delta N}$ 125A/30mA courbe D
2a	Disjoncteur différentiel de commande d'un organe de coupure adapté à l'utilisation $I_{\Delta N}$ 30mA
3	Coupure générale
3a	Commande coupure générale
4	Filtres H.F Art. N° 3162567 2 jeux sont fournis avec l'appareil
5	Transformateur / Nota : La tension de sortie de ce transformateur doit être la même tension d'alimentation que pour K1
6	Redresseur
PE	Protection équipotentielle reliée directement au puits de TERRE GENERAL
A/C	Fusible lent (exemple : 80 A/C)

Détail des arrêts d'urgence double contacts :

- L'onduleur Power ware 9125-3000i a un connecteur REPO et lorsqu'il est en court-circuit, l'onduleur ne fournit pas sa tension à sa sortie.
- L'onduleur a une autonomie de 10 minutes pour que l'utilisateur puisse fermer les applications en cours. Cette autonomie varie en fonction de la puissance de l'onduleur.

#1 L'armoire principale électrique RV est à prévoir dans la proximité de l'installation MR, (exemple : salle technique / informatique), mais en dehors de la courbe des 3 m T.

Les systèmes de comptage et les systèmes d'alimentation en continu (redresseur) sont à prévoir en dehors de la courbe des 2 m T. Autrement il faut prévoir un blindage magnétique.

Les accessoires tels que armoire de climatisation, éclairage, sont à prévoir sur une alimentation électrique séparée de la MR.

#2 Spécifications aux bornes de l'armoire électrique :

Perturbation haute fréquence : max.1 volt dans la gamme 10KHZ-30KHZ.

Pic de tension: max.100volt entre phases L1, L2, L3 et Terre.

#3 Se conformer également à la réglementation en vigueur dans le pays concerné.

#4 La mise sous tension de l'installation IRM se fait au moyen de la marche arrêt (EAT) dans le local Technique ou à proximité de la salle de commande. Un circuit d'arrêt d'urgence double contact à verrouillage mécanique (AT) est à prévoir dans chaque local de l'installation IRM.

Prévoir en cas de coupure électrique, une remise sous tension automatique de l'armoire du système de froid.

Le circuit de sécurité (avec arrêt d'urgence AT) doit être réalisé de telle façon que lors du déverrouillage des Arrêts d'urgence, l'installation IRM, ne soit pas remise automatiquement sous tension.

Cette remise sous tension doit s'effectuer au moyen d'un bouton marche / arrêt.

Pour le circuit marche / arrêt de l'installation IRM, il faut utiliser le système compris dans le boîtier d'alarme(AB) situé dans la salle de commande.

#5 Pour la connexion de l'armoire de puissance GPA/ACC dans la salle technique, depuis l'armoire électrique (RV souple), il faut utiliser un câble blindé.

#6 Prévoir dans le local technique informatique, une liaison téléphonique (avec accès direct de l'extérieur) avec boîtier de raccordement pour RJ45.

#7 du fait du champ magnétique important, il est impératif de n'avoir aucun matériau ferromagnétique dans la salle d'examen et la salle d'aimant.

#8 Séparer les câbles, chacun les uns des autres. Les câbles HF, de signaux et de puissance devront être séparés dans les chemins de câbles. Les câbles gradients doivent être séparés des câbles signaux et câbles HF ainsi que des autres de 30 cm.

Ne jamais passer les câbles « ENSEMBLE » dans les chemins de câbles.

Les passages de câbles sont à la charge du client.

Les ouvertures dans les cloisons doivent tenir compte des dimensions des prises pré câblées (50x50 mm).

#9 La caméra de documentation (reprographe) peut se trouver dans une pièce annexe.

Le champ doit y être ≤ 1 m T.

#11 Recommandations relatives à l'éclairage

Salle d'examens, Salle de Commandes et d'interprétation :

L'installation d'éclairage doit être conforme aux normes électriques (circuit de coupure classe I avec différentiel IΔN 30mA et mise à la terre).

La commande d'éclairage doit être indépendante du marché / arrêt de l'appareil MR.

Deux filtres 25 Ampères / 350 Volt Max en continu sont disponibles pour le circuit d'éclairage au niveau du panneau porte-filtre Siemens.

L'intensité lumineuse recommandée par salle doit correspondre à 500 Lux.

Une seule commande d'éclairage au niveau de la salle de contrôle.

Plusieurs circuits de commandes sont envisageables dans la salle d'examens pour les lampes, au-dessus du lit patient, autour du lit patient, et au-dessus de l'aimant.

IX. Application de l'IRM :

L'Imagerie par résonance magnétique sert aujourd'hui dans de nombreux cas médicaux. En effet, on l'utilise pour des applications médicales variées grâce à sa capacité à explorer presque tous les organes ou articulations du corps humain. A la différence d'une simple radiographie qui ne peut observer que les os du corps, l'IRM est beaucoup plus performante puisqu'elle permet d'explorer les tissus mous de l'organisme.

L'IRM permet d'explorer en détail tous les tissus et organes non remplis d'air :

-muscles, cœur (valves et piliers du cœur), tissu vasculaire (IRM cardiaque)

-tissu nerveux et cérébral (IRM cérébrale)

-hypophyse (IRM hypophysaire)

-glandes mammaires (IRM du sein)

-muscles utérins, ovaires et trompes (IRM pelvien)

-viscères digestifs (IRM abdominal);

-muscles para-vertébraux et moelle osseuse (IRM rachis)

-glande thyroïde (IRM de la thyroïde).

Elle permet de visualiser parfaitement la plupart des anomalies, malformations ou tumeurs présentes dans un tissu, non ou mal visibles sur une radiologie conventionnelle. La qualité des images obtenues est très supérieure à celle de la radiographie conventionnelle mais, cependant, est moins précise que celle du scanner.

Suivant la composante en eau des tissus analysés, les images seront différentes, les teintes changeront, et il sera alors possible de déterminer avec précision s'il s'agit d'une tumeur ou d'une infection. Il est ainsi possible de réaliser des coupes dans tous les plans de l'espace et ce de pratiquement n'importe quelle partie du corps humain comme si l'on effectuait une étude à ciel ouvert sans, bien entendu, toucher le malade. Les anomalies détectées par l'IRM ne sont pas forcément des cancers. Selon l'endroit du corps où est réalisé l'examen, le patient porte différentes sortes « d'antennes ». Ce sont des prothèses, faites dans un matériau qui amplifie le champ magnétique, qui enveloppent l'endroit du corps que l'on veut visualiser.

Cependant on ne peut pas visualiser les organes creux comme les intestins ou les poumons car ils ne contiennent pas assez d'hydrogène, car remplis d'air, et apparaissent de couleur foncée lors d'un IRM. Fig. (20)

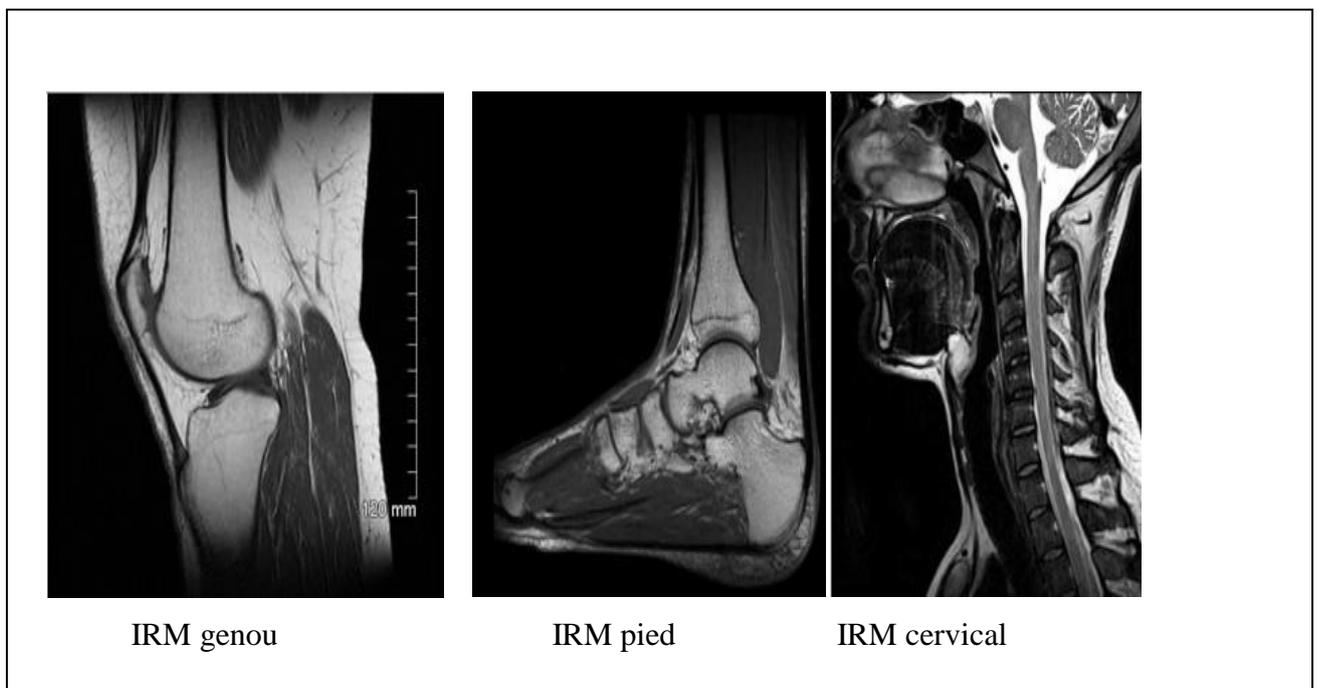


Figure (I-20): Quelques exemples d'organes explorés avec l'IRM

Un exemple d'application d'IRM :

L'IRM mammaire :

L'IRM a fait énormément de progrès ces dernières années en ce qui concerne la détection du cancer du sein. L'IRM a révélé des résultats très positifs car elle s'est avérée sensible à 100% pour le dépistage du cancer du sein. Après plusieurs années de recherche, un médecin affirme que toutes les anomalies du sein peuvent être détectées grâce à l'IRM même si la mammographie ne les détecte pas.

L'IRM permet aussi de visualiser si les anomalies ont besoin d'être traitées ou non.

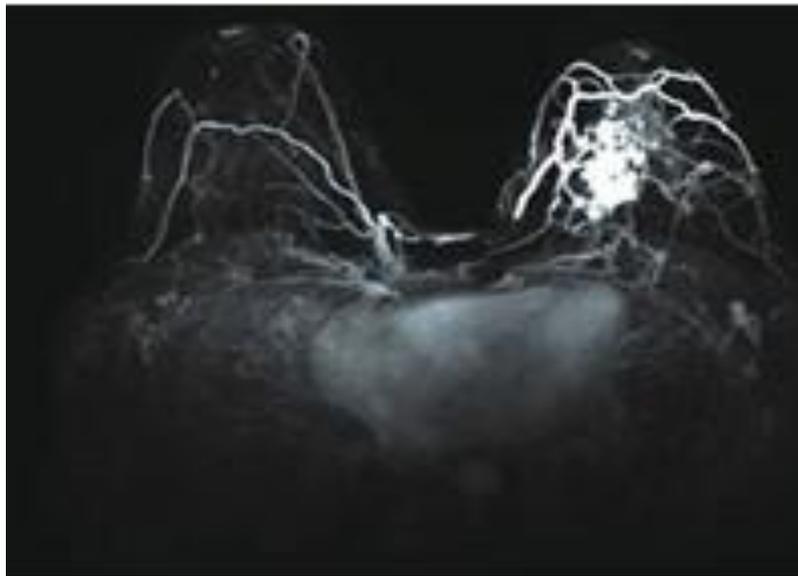


Figure (I-21) : IRM-Sein

X. Le déroulement de l'examen :

Le patient est accueilli par un technicien (ou une technicienne) qu'il installera "dans l'IRM". Au préalable, il laissera dans une cabine de déshabillage, son prothèse dentaire et auditive amovibles, ces lunettes, bijoux, épingles à cheveux et montre, et ces chaussures, ceintures et tout objet métalliques contenus dans ces poches (pièces de monnaie, clés, stylo...). Les cartes à piste magnétique sont détruites par l'IRM, mieux vaut donc ne pas les garder sur soi. Les téléphones cellulaires seraient aussi endommagés.

Pendant l'examen, il sera allongé sur un lit confortable, il entendra un bruit fort de martelage entrecoupé de silences. Il sera en permanence en contact avec l'opérateur qui peut l'entendre et lui parler par l'intermédiaire d'un interphone. L'examen dure entre 15 et 40 minutes. Parfois il est nécessaire d'injecter un produit en intra veineux, au pli du coude pour améliorer les images.

L'IRM est un examen inoffensif, si l'on respecte les contre-indications. Pour que les images soient exploitables par le médecin, votre coopération avec l'équipe de technicien est indispensable.

Cet examen peut être réalisé chez l'enfant, même très jeune, il peut nécessiter une légère prémédication sédatrice, celle-ci n'est la plupart du temps pas nécessaire, un des parents pouvant rester à côté de l'enfant en salle d'IRM.

Les contre-indications formelles :

- Le port d'un pacemaker.
- Le port de certaines valves cardiaques (comportant une partie métallique).
- Les implants magnétiques cochléaires.
- Les neurostimulantes.
- Le matériel d'injection automatisée implanté (pompe à insuline par exemple).
- Les corps étrangers intra oculaires (en cas de doute, une radiographie du crâne de face est demandée avant de passer l'examen).

Risques, dangers et effets secondaires de l'IRM :

Les champs magnétiques utilisés dans l'IRM (plus de 1 500 fois le champ magnétique terrestre) n'ont jamais provoqué de conséquences particulières connues pour l'homme.

Les seuls risques sont liés à la présence de métaux (prothèse, pacemaker, débris après accident) : ils peuvent bouger sous l'action du champ magnétique. Un questionnaire est donc remis au patient avant l'examen, sur lequel il doit signaler la présence de tous corps étrangers métalliques dans son corps.

Le produit de contraste à base de gadolinium est généralement bien toléré. D'éventuelles manifestations allergiques étant possibles (les accidents graves sont exceptionnels), il faut impérativement signaler à la prise de rendez-vous, tout phénomène allergique connu : produits de contraste, médicaments, asthme, eczéma...

Cet examen remarquable souffre en fait de trois inconvénients majeurs : le bruit important, le confinement et la durée.

Le malaise claustrophobe est courant ! De nouveaux appareils IRM à champ ouvert sont destinés particulièrement aux patients obèses, claustrophobes ou restant difficilement immobiles allongés (insuffisants respiratoires, personnes agitées, anxieuses ou douloureuses). Ils sont encore trop peu nombreux, une dizaine, compte tenu des besoins.

XI. Les Avantages et les Inconvénients :

Avantage :

-L'IRM possède, elle aussi, de nombreux avantages. Elle est, en l'absence d'injection de produits de contraste, non invasive.

-De plus, la résonance magnétique utilise champ magnétique qui n'expose le patient à aucuns risques majeurs. C'est également l'une des seules techniques d'imageries qui permet une bonne visualisation de la graisse et de l'eau.

- en tant qu'imagerie fonctionnelle elle a permis de grandes avancées en neurologie.

Inconvénients :

-Cet examen remarquable souffre en inconvénient majeur : le bruit

-D'une part, la durée typique d'acquisition en IRM est de l'ordre de quelques minutes. Cependant, plusieurs coupes peuvent être acquises pendant ce temps. Par ailleurs, des séquences de plus en plus rapides permettent actuellement de raccourcir les temps d'examens. Toutefois, la durée d'un examen IRM est toujours plus importante.

-D'autre part, en raison de la haute technicité du matériel, et du nombre plus faible de patients examinés, le prix d'un examen IRM est environ deux fois plus élevé que celui d'un examen TDM. De plus, l'installation représente encore un investissement qui peut être très important.

Donc les contraintes sont surtout financières, à environ 3 millions d'euros avec un prix de revient de 450 € par examen).

- Enfin l'IRM possédant un champ magnétique intense, peut perturber les appareils électroniques et les enregistreurs magnétiques. Il s'agit alors d'utiliser du matériel compatible IRM.

Ces avantages et inconvénients font au total que l'IRM donne dans la plupart des cas des images de meilleure qualité et contenant plus d'informations anatomiques que les autres méthodes d'imagerie médicale, au moins dans l'étude des organes fixes tels que le cerveau ou les membres. Par contre cet avantage n'est pas toujours aussi évident lorsque, en raison de la durée d'acquisition, les mouvements respiratoires gênent considérablement l'interprétation des images au niveau de l'abdomen et du thorax. Par ailleurs, même lorsque la qualité est supérieure, le rapport coût-efficacité de l'IRM n'est pas toujours le meilleur dans un diagnostic donné.

I. Historique :

La Tomographie par Emission de Positons a toute une histoire ; Le premier cyclotron médical fut installé en 1955 à l'hôpital d'Hammersmith à Londres. Plusieurs développeurs en instrumentation en médecine nucléaire ont montré l'avantage de la détection en coïncidence des photons d'annihilation par rapport à la collimation des simples photons de 511 keV, principalement en terme de sensibilité. Le concept de la tomographie d'émission et de transmission a été présenté par David Kuhl et Roy Edwards vers la fin des années 50. A la fin des années 1960, G. Brownell et son groupe ont montré la faisabilité d'un examen TEP, en développant des outils permettant de travailler en coïncidence sur une gamma-caméra à deux détecteurs. Ce système a connu plusieurs évolutions vers des détecteurs qui tournent autour du patient, puis vers un anneau complet de détecteurs. C'est en 1973 qu'Edward J. Hoffman et Michael Phelps ont développé le premier Tomographe à Emission de Positons à l'université de Washington à Saint Louis. En 1976, les premières images de patients explorés par le fluor déoxy glucose (FDG) marqué au Fluor-18 ont été publiées. En 1976, Plusieurs institutions ont proposé des développements de systèmes TEP composés de cristaux d'iodure de sodium dopés au Thallium (NaI(Tl)) couplés un à un à des tubes photomultiplicateurs et arrangés sur un détecteur hexagonal tout autour du patient. Plus tard, les systèmes ont évolué vers des anneaux circulaires contenant des cristaux de germanate de bismuth (BGO).

A la fin des années 80 et au début des années 90, des nouvelles améliorations ont mené à la réalisation de systèmes TEP corps entier [Dahlbom et al. 1992]. Le développement au niveau de l'électronique et des cristaux scintillants tels que le BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$), le LSO (Lu_2SiO_5 (Ce)), le GSO (Gd_2SiO_5), etc. a permis l'amélioration nette de la qualité des images en TEP clinique.

De nos jours, plusieurs scanners TEP haute performance sont sur le marché et les recherches continuent à les améliorer.

II. TEP (Tomographie par Emission de Positons):

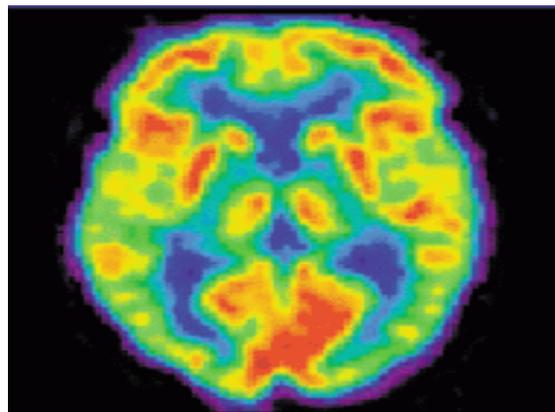
La Tomographie par Émission de Positons ou " TEP " est un examen isotopique. Il consiste à injecter un produit légèrement radioactif (isotope) dans le corps, qui va se fixer sur les tumeurs et/ou métastases. L'isotope le plus fréquemment utilisé lors d'une tep est le FDG.

L'imagerie TEP utilise les propriétés particulières des émetteurs bêta plus (β^+) qui sont administrés dans l'organisme sous forme de produits marqués se fixant spécifiquement sur les tissus ou organes ciblés. Les émetteurs de positons ont la particularité de produire, par annihilation, deux photons gamma. Ces deux photons sont émis dans deux directions rigoureusement opposées avec une énergie de 511 keV : leur détection nécessite un appareillage équipé de détecteurs disposés en couronne autour du patient.



L'appareil tep en 1965

l'appareil tep aujourd'hui



Examen de TEP

Figure (II-1) : Appareil TEP et Examen de TEP

III. La physique du TEP :

III.1. Bases physiques de la TEP :

L'imagerie TEP repose sur la détection en coïncidence de deux photons de 511 keV émis antiparallèlement à la suite de l'annihilation d'un positron avec un électron du milieu environnant (résultant de la réaction matière- antimatière). Le positron est créé à la suite de la désintégration d'un atome instable (surcharge en protons) se désintégrant par le mode (β^+) fig. (II-2).



Où p^+ est un proton, n un neutron, β^+ un positron, ν un neutrino et un photon d'annihilation ayant une énergie de 511 keV. L'atome instable sert de radio traceur qui est incorporé à l'intérieur d'un radio pharmaceutique qui est ensuite injecté au patient. Ce produit radio pharmaceutique est conçu avec une fonction spécifique afin de mettre en évidence un phénomène biochimique qui s'accumule préférentiellement dans certains tissus, ou se joint spécifiquement des récepteurs cellulaires à l'intérieur du sujet. Le radio pharmaceutique le plus commun est le fluor-deoxy glucose (FDG), un analogue du glucose, absorbé par toutes les cellules du corps, mais préférentiellement par les cellules les plus actives métaboliquement, comme par exemple les myocytes cardiaque ou les cellules cancéreuses.

La détection en coïncidence est habituellement réalisée par un anneau circulaire de détecteurs entourant le patient. Chaque paire de détecteurs interceptant le champ utile du tomographe forme une ligne de réponse, plusieurs milliers par anneau, et enregistre les photons émis à plusieurs angles dans un même plan. L'ajout de plusieurs anneaux de détecteurs permet d'obtenir un ensemble de lignes de réponses en trois dimensions et augmente la sensibilité de l'appareil. [7]

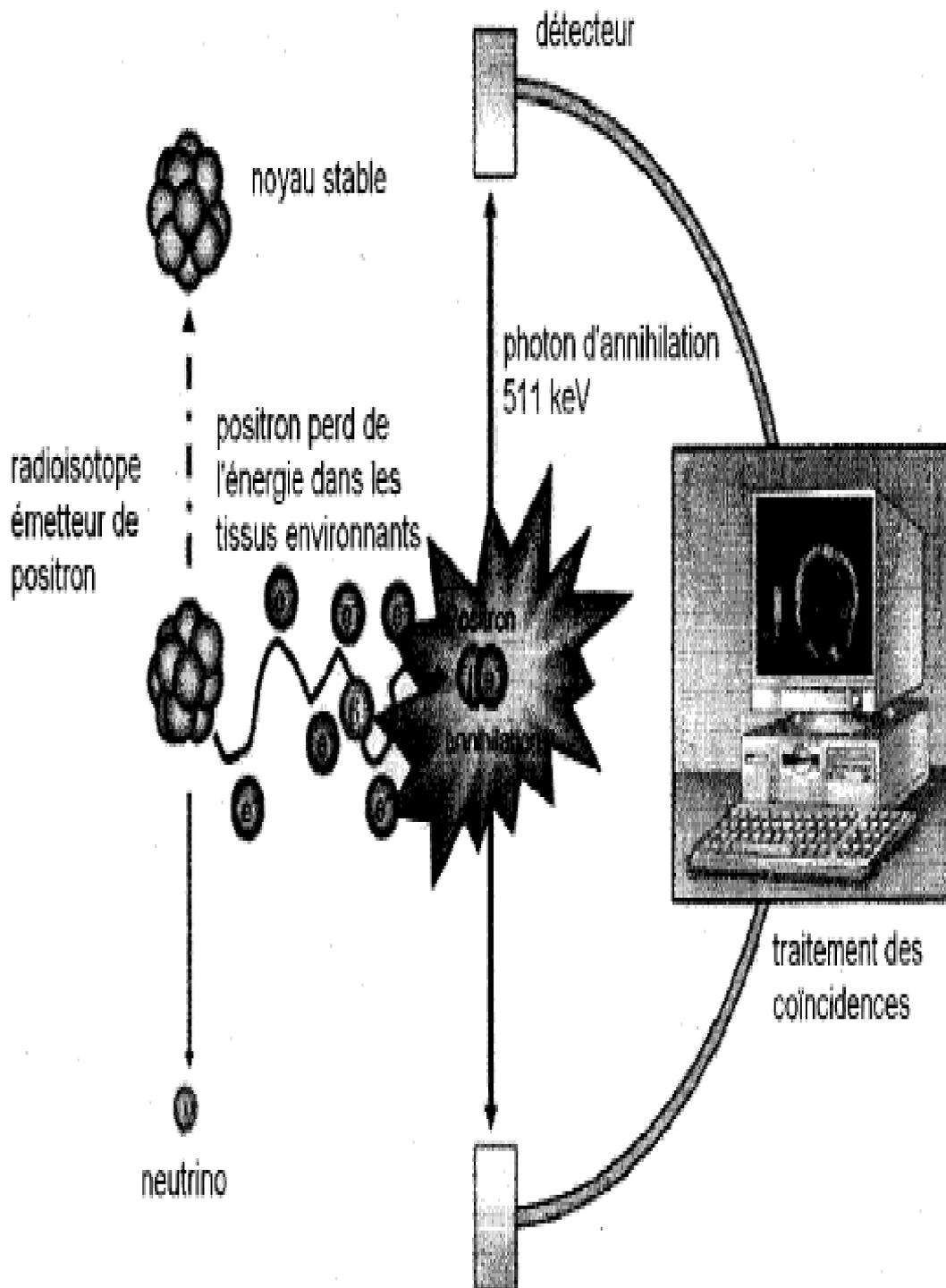


Figure (II-2) : Schéma illustrant les principes physiques de la TEP; désintégration de l'atome instable, émission du positron, diffusion et annihilation de ce dernier avec un électron, émission de deux photons de 511 keV, détection en coïncidence des deux photons et traitement des coïncidences pour la reconstruction de l'image.

IV. Les Radios Traceurs en TEP :

En tomographie par émission de positons, les radionucléides sont des molécules marquées avec des isotopes émetteurs de positons, tels que l'Oxygène 15 (^{15}O ; 2,07 min), l'Azote 13 (^{13}N ; 9,97 min), le Carbone 11 (^{11}C ; 20,3 min) et le Fluor 18 (^{18}F ; 109,7 min). Ces radionucléides sont produits par réaction nucléaire, en bombardant par un faisceau de particules (protons ou deutons) accélérées, des cibles constituées par des éléments naturels appropriés.

La courte durée de demi-vie des radionucléides nécessite la présence d'un cyclotron et d'un système de synthèse de ces radionucléides à proximité du lieu d'utilisation. Le radio traceur le plus utilisé (80% des examens) est le fluor-deoxy glucose marqué au ^{18}F (^{18}F FDG).

Le ^{18}F -FDG est un radio traceur polyvalent, son mécanisme d'action lui permet désintégrer dans toutes les cellules en fonctionnement ou en croissance (cerveau, cœur, tumeurs et métastases). Il est capable de détecter presque tous les types de cancers et certaines petites métastases.

Voici quelques exemples de radio-traceurs les plus utilisés en TEP :

1. Le [^{18}F] FDG est la molécule la plus utilisée dans les centres TEP pour suivre le métabolisme du glucose dans des pathologies comme l'épilepsie, les tumeurs cancéreuses, les dégénérescences ou les atteintes cardiaques. Fig. (3)
2. La [^{18}F] Fluor DOPA permet de suivre la synthèse de dopamine dans les noyaux cérébraux qui contrôlent le mouvement, et est très utilisée dans les études de la maladie de Parkinson et dans les tumeurs neuroendocrines digestives. Fig. (4)
3. La [^{11}C] Méthionine est un acide aminé indicateur de la synthèse protéique, utilisé en TEP pour les études du métabolisme des tumeurs. Fig. (5)
4. Le [^{11}C] Raclopride est un ligand antagoniste des récepteurs post-synaptiques dopaminergiques D2, utilisé dans l'étude des maladies dégénératives chez les patients présentant des troubles du mouvement, par exemple dans la maladie de Parkinson. Fig. (6)

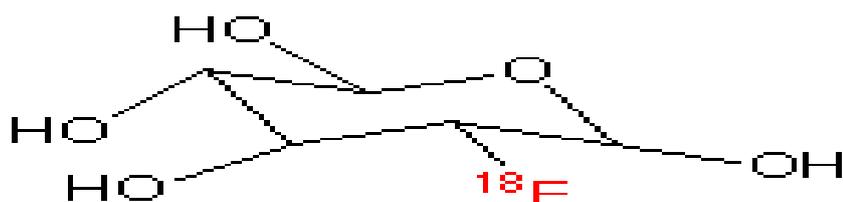


Figure (II-3) : Représentation géométrique de la molécule de [18F]-FDG.

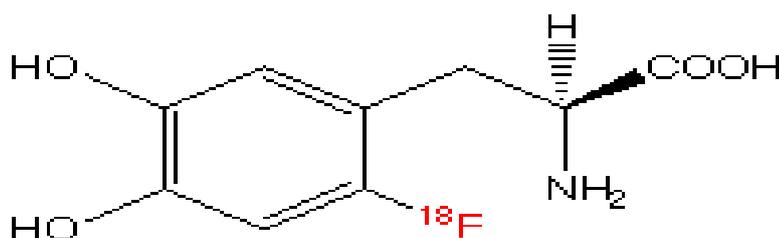


Figure (II-4) : Représentation géométrique de la molécule de [18F]- Fluor DOPA.

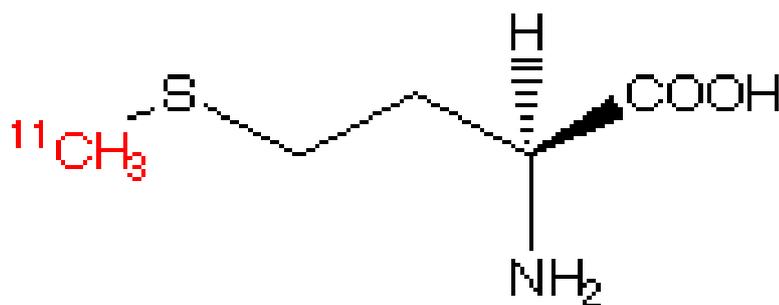


Figure (II-5) : Représentation graphique de la molécule de [11C] Méthionine.

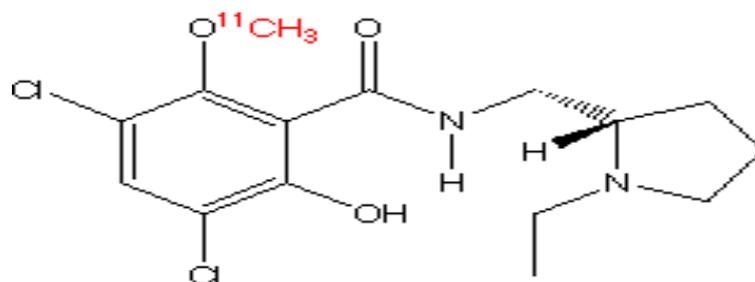


Figure (II-6) : Représentation graphique de la molécule de [11C] Raclopride.

Isotope	Demi-vie	Traceur radioactif	Application
F 18	110'	F 18 Déoxi-glucose FDG	Oncologie Neurologie Cardiologie
C 11	20'	C 11 méthionine	Oncologie
O 15	20'	O2, CO2	Neurologie
N 13	10'	N 13	Cardiologie

Tableau (II-1) : Isotopes émetteurs de positons et traceurs radioactifs

Les traceurs utilisés en TEP sont donc des émetteurs de positrons choisis spécifiquement en fonction du phénomène biologique étudié. Une fois injectés, ils se fixent sur l'organe (ou la région) cible étudié(e) et se désintègrent en émettant des positrons. Ces Derniers s'annihilent avec les électrons constituant le milieu biologique en émettant deux Photons de 511keV qui constituent le signal détecté en TEP.

IV.1.La Production de Radios Traceurs en TEP :

La TEP repose sur l'utilisation de radio traceur, molécules spécifiques portant un atome radioactif émetteur de positons. Pour obtenir ces atomes radioactifs de courte durée de vie, il est nécessaire de recourir à un cyclotron.fig. (7)

Un cyclotron est un accélérateur de particules qui utilise la combinaison d'un champ magnétique (circulation de trajectoire), d'un champ électrique (accélération électrostatique) et d'une radiofréquence (synchronisation des accélérations).des faisceaux de protons (noyaux de l'atome d'hydrogène) ou de deutons (noyaux formés par l'association d'un proton et d'un neutron) peuvent ainsi être obtenus.

Le bombardement des noyaux cibles par les particules accélérés va créer des noyaux excédentaires en proton, des éléments à très courtes période qui se désexcitent par émission de positons.la courte période est favorable d'un point de vue dosimétrique .mais empêche le transport des radioéléments à grande distance.et oblige à disposer à proximité d'un cyclotron dédié ou partagé.et la présence d'un laboratoire radio chimique.



Figure (II-7) : image de cyclotron

V. Interactions du Rayonnement γ avec la matière :

Une fois introduit dans le corps, le radio pharmaceutique va se fixer à sa cible. Son repérage se fait grâce au rayonnement γ que produit la désintégration de son marqueur.

Le devenir de ce rayonnement dans la matière biologique puis dans le détecteur résulte des phénomènes d'interactions du rayonnement avec la matière.

On retiendra que ces phénomènes sont au nombre de trois essentiellement : l'effet photoélectrique, l'effet Compton et l'effet Rayleigh. Fig. (8)

a) .L'effet photoélectrique :

Le photon incident cède toute son énergie à un électron orbital du milieu qu'il traverse. Si l'énergie ainsi transférée excède l'énergie de liaison de l'électron, celui-ci est alors éjecté de sa couche électronique : on parle alors de photoélectron. Cet effet implique plus généralement des électrons des couches internes (K ou L). Il est d'autant plus important que l'énergie du photon incident est faible et que le numéro atomique du milieu est élevé.

b).L'effet Compton :

Le photon incident interagit avec un électron des couches les plus périphériques des atomes et seule une partie de son énergie est transmise à l'électron, sous forme d'énergie cinétique.

L'énergie restante est attribuée à un photon secondaire, ou photon diffusé, émis dans une direction différente de celle du photon primaire. Aux niveaux des énergies considérées en TEP, cet effet prédomine largement dans les tissus par rapport à l'effet photoélectrique.

c).L'effet Rayleigh :

Contrairement à la diffusion Compton, la diffusion Rayleigh est une diffusion élastique, c'est à-dire sans transfert d'énergie. Ainsi, le photon incident est dévié par un électron du milieu, mais sans perte d'énergie. [8]

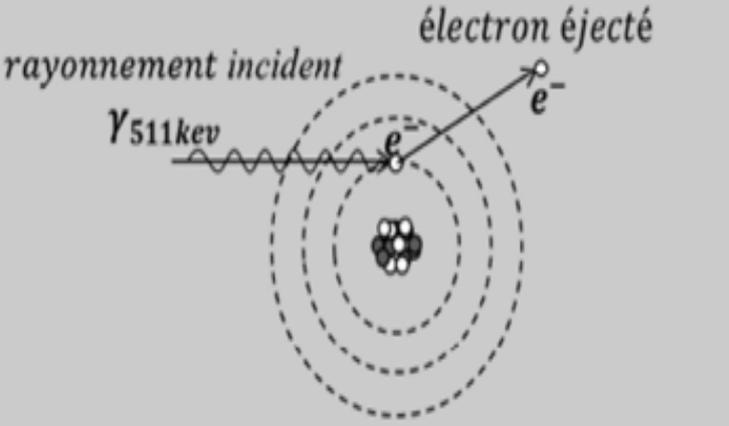
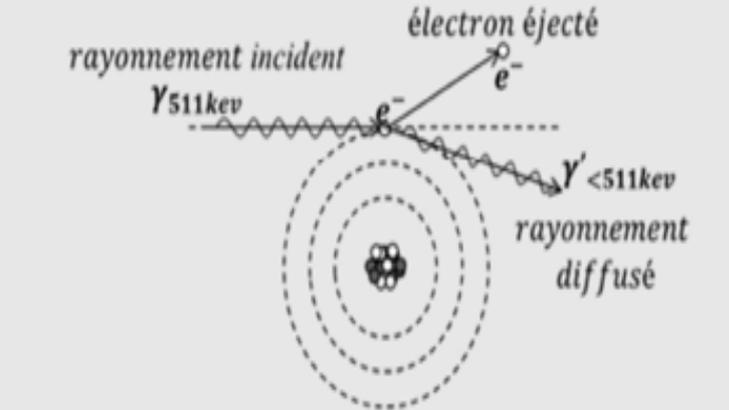
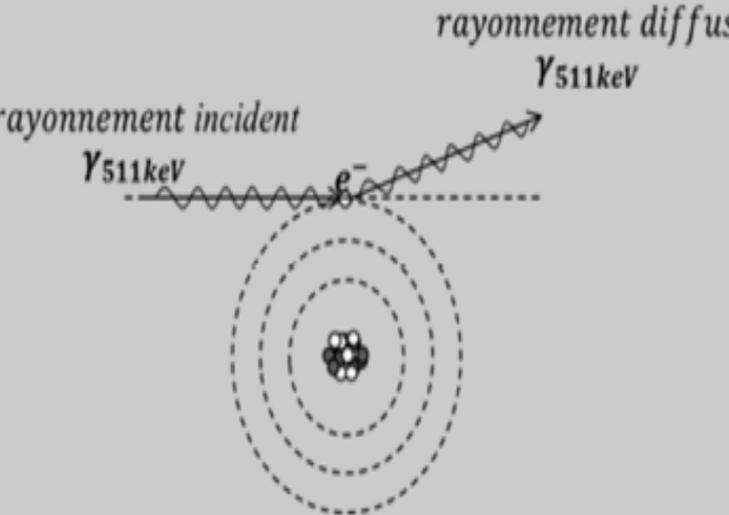
Interaction	Description
Effet photoélectrique	 <p>The diagram shows an atom with a nucleus and several concentric electron shells. An incident photon, labeled $\gamma_{511\text{keV}}$, is shown as a wavy line entering from the left. It is absorbed by an electron in one of the shells. An arrow labeled "électron éjecté" (e^-) points away from the atom, indicating the ejection of the electron. The photon's energy is completely transferred to the electron.</p>
Diffusion Compton	 <p>The diagram shows an atom with a nucleus and concentric electron shells. An incident photon, labeled $\gamma_{511\text{keV}}$, enters from the left. It interacts with an electron in one of the shells. The photon is scattered away at an angle, labeled $\gamma' < 511\text{keV}$ and "rayonnement diffusé". The electron is recoiled, labeled "électron éjecté" (e^-).</p>
Effet Rayleigh	 <p>The diagram shows an atom with a nucleus and concentric electron shells. An incident photon, labeled $\gamma_{511\text{keV}}$, enters from the left. It is scattered by the atom, labeled "rayonnement diffusé" $\gamma_{511\text{keV}}$. The energy of the photon remains the same, but its direction is changed.</p>

Figure (II-8) : principales interactions entre rayonnement et matière pour des photons de 511keV.

VI. Appareillage :

VI.1. Détection des γ en coïncidence et collimation électronique :

En TEP, la mesure d'un événement correspond à la détection en coïncidence des deux photons d'annihilation. Le système de détection le plus utilisé est constitué de plusieurs cristaux scintillateurs couplés à un ou plusieurs tubes photomultiplicateurs (TPM).fig. (9)

Tout photon entrant dans la chaîne de détection est analysé individuellement. Il perd soit une partie de son énergie (par une ou plusieurs interactions Compton), soit la totalité de son énergie (par interaction photoélectrique comme première interaction ou après un ou plusieurs effets Compton suivis d'une interaction par effet photoélectrique) avec les électrons du cristal qui vont exciter d'autres électrons du réseau cristallin et générer des mécanismes de scintillation. L'énergie lumineuse ainsi créée, proportionnelle à l'énergie déposée dans le cristal, va alors être dirigée vers la photocathode du TPM à l'aide d'un guide de lumière. Une impulsion électrique, dont l'intégrale est proportionnelle à l'énergie lumineuse, apparaîtra au niveau de l'anode du TPM et sera traitée par une électronique d'acquisition adaptée :

-L'amplification, la mise en forme, la discrimination en énergie et la localisation sont réalisées par des techniques dérivées de celles employées en scintigraphie conventionnelle sur les gamma caméras au moyen de chaînes de détection plus ou moins intégrées en TEP selon la complexité de l'architecture des cellules de détection du système TEP.

-La discrimination en temps repose sur un circuit de coïncidence qui, reliant deux détecteurs en vis-à-vis, n'autorise l'enregistrement d'un événement que si les deux photons sont détectés dans un intervalle de temps (fenêtre de coïncidence) de quelques nanosecondes, donc pratiquement en même temps. Ainsi, seules les désintégrations situées entre les deux détecteurs peuvent théoriquement contribuer au comptage. Le volume élémentaire assimilé à une ligne, dite ligne de réponse (LDR), définie par ces deux détecteurs détermine la direction de l'émission. La forme de collimation ainsi constituée est appelée collimation électronique par opposition à la collimation mécanique employée sur les gamma-caméras. De plus, elle permet, si l'on dispose d'un ensemble de détecteurs entourant totalement le patient, de mesurer toutes les directions d'émission. [9]

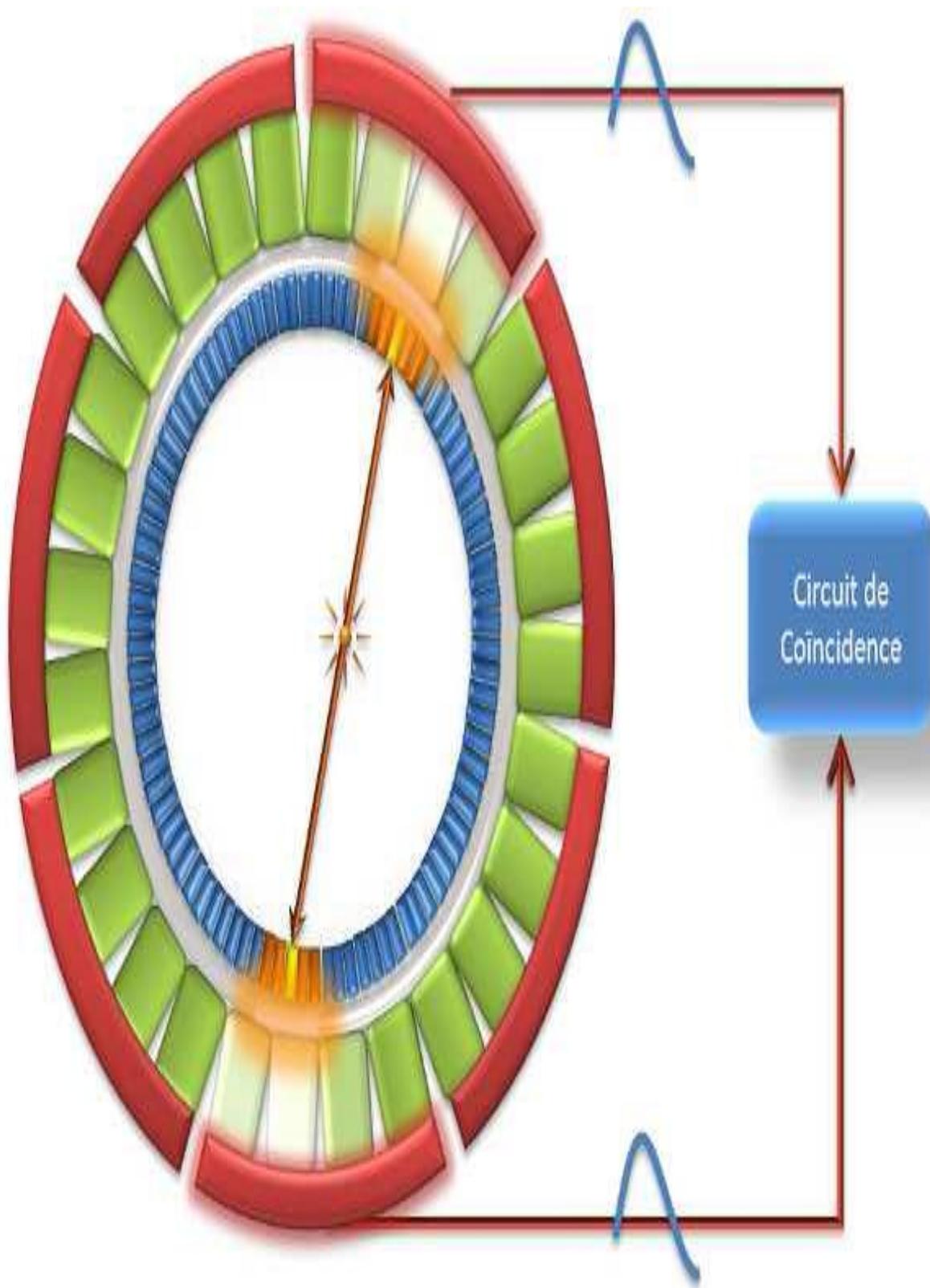


Figure (II-9) : Détection en coïncidence des photons en TEP.

VI.2.La Chaîne de Détection en TEP :

VI.2.1.Cristal Scintillateur :

Un scintillateur est un matériau transparent qui convertit l'énergie perdue par ionisation en impulsion de lumière. la lumière émise par le scintillateur peut ensuite être détectée par un photomultiplicateur ou des photodiodes et transformée en signal électrique. L'intensité de ce signal permet de quantifier l'énergie incidente absorbée par le scintillateur. il existe essentiellement cinq types de scintillateurs : les scintillateurs liquides, les plastiques, les verres, les gaz inertes et les cristaux inorganiques. Leur choix dépend de l'application visée et dans le travail présenté, seuls les cristaux inorganiques sont envisagés.

Les matériaux scintillateurs sont utilisés dans de nombreux domaines, comme l'imagerie médicale, la physique des hautes énergies, l'exploration géophysique et la sécurité dans les aéroports...en particulier, la tomographie par émission de positons(TEP) est une technique d'imagerie médicale particulièrement intéressante car elle permet de suivre in-vivo un métabolisme par injection de produits radio-pharmaceutiques.fig. (10)

En tomographie, le matériau scintillateur est soumis à des irradiations gamma ; plusieurs étapes consécutives vont ensuite conduire à l'émission finale .le processus de scintillation peut être divisé en trois parties :

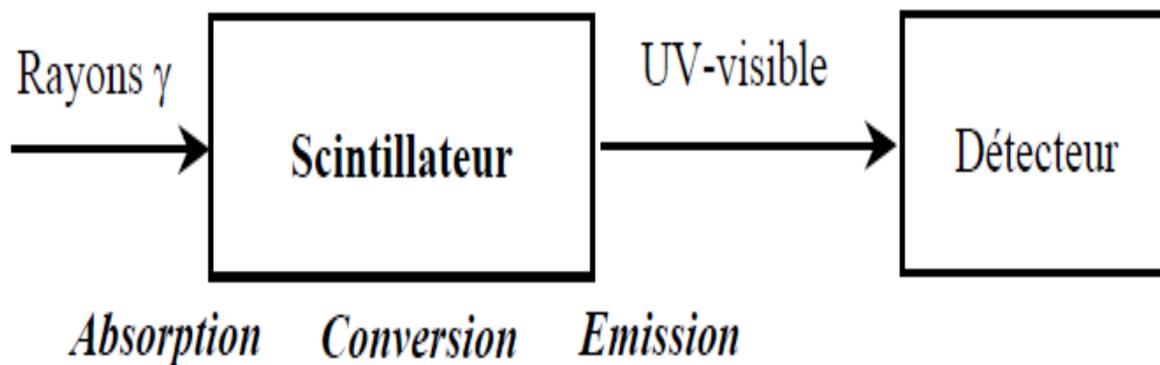


Figure (II-10) : Principe de cristal scintillateur.

Ces trois étapes conditionnent quelques-uns des critères de choix d'un bon scintillateur :

Un fort pouvoir d'absorption du rayonnement, lié à la densité du matériau notamment, une réponse rapide et un rendement lumineux élevé.

Le tableau présente les caractéristiques des principaux scintillateurs en TEP :

Cristal	NaI	LSO	LYSO	LGSO	GSO	BGO
Densité (g/cm ³)	3,67	7,35	7,19	6,5	6,71	7,13
Z _{effective}	50	64	63	58	58	73
Temps de décroissance (ns)	230	40	40	65-75	60/600	60/300
Rendement lumineux relatif	100	75	85	45	40	30
Indice de réfraction	1,85	1,82	1,81	~1,8	1,8	2,15
Maximum d'émission (nm)	410	420	420	~415	430	480

Tableau (II-2) : Propriétés des cristaux scintillateurs.

VI.2.1.1 Analyse des principaux cristaux disponibles :

L'iodure de Sodium dopé au Thallium NaI(Tl) :

découvert par Hofstadter en 1948, C'était le matériau le plus employé jusqu'à présent caractérisé par une bonne résolution en énergie, sa disponibilité dans le marché et la facilité de le tailler dans des différentes dimensions et géométries par rapport aux autres cristaux utilisés en TEP, il possède l'avantage de permettre d'obtenir des grandes surfaces de détection pour un coût modéré. Les appareils TEP-NaI(Tl) sont constitués d'un ensemble de six détecteurs rectangulaires ou curvilignes disposés en anneau autour du patient.

Le Germanate de Bismuth BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$):

Ce cristal a été découvert par Weber et Monchamp en 1970. Les détecteurs les plus récents sont des cristaux scintillateurs en BGO. Le germanate de bismuth est actuellement le plus utilisé du fait de sa densité élevée qui entraîne une bonne efficacité de détection. Chaque bloc de BGO est découpé en 64 cristaux élémentaires de détection, et est couplé à 4 photomultiplicateurs pour former un bloc détecteur.

Ortho silicate de lutétium (LSO) et ortho silicate de gadolinium (GSO) : ce sont des scintillateurs denses, rapides et résolus en énergie, qui permettront de réduire la fenêtre temporelle de coïncidence vers 6 ns, et ainsi de limiter le taux de coïncidences aléatoires.

VI.2.1.2. Diffusion des photons dans le cristal :

Une autre source d'erreur, c'est le diffusé des photons γ dans les cristaux fig. (11). En effet, lorsqu'un photon arrive dans le scintillateur, il interagit avec ce dernier par effet photoélectrique ou par effet Compton. Si ce photon subit une interaction Compton, comme première interaction dans le cristal, il va déposer une partie de son énergie avant de changer de direction et de déposer une partie ou toute son énergie, à un autre point du même ou d'un autre cristal. Ce qui induit une erreur de positionnement équivalente à la distance entre le point de la première interaction du photon avec le cristal et le barycentre de la scintillation lumineuse calculé électroniquement après la lecture du signal lumineux par les photomultiplicateurs. [10] fig. (12)

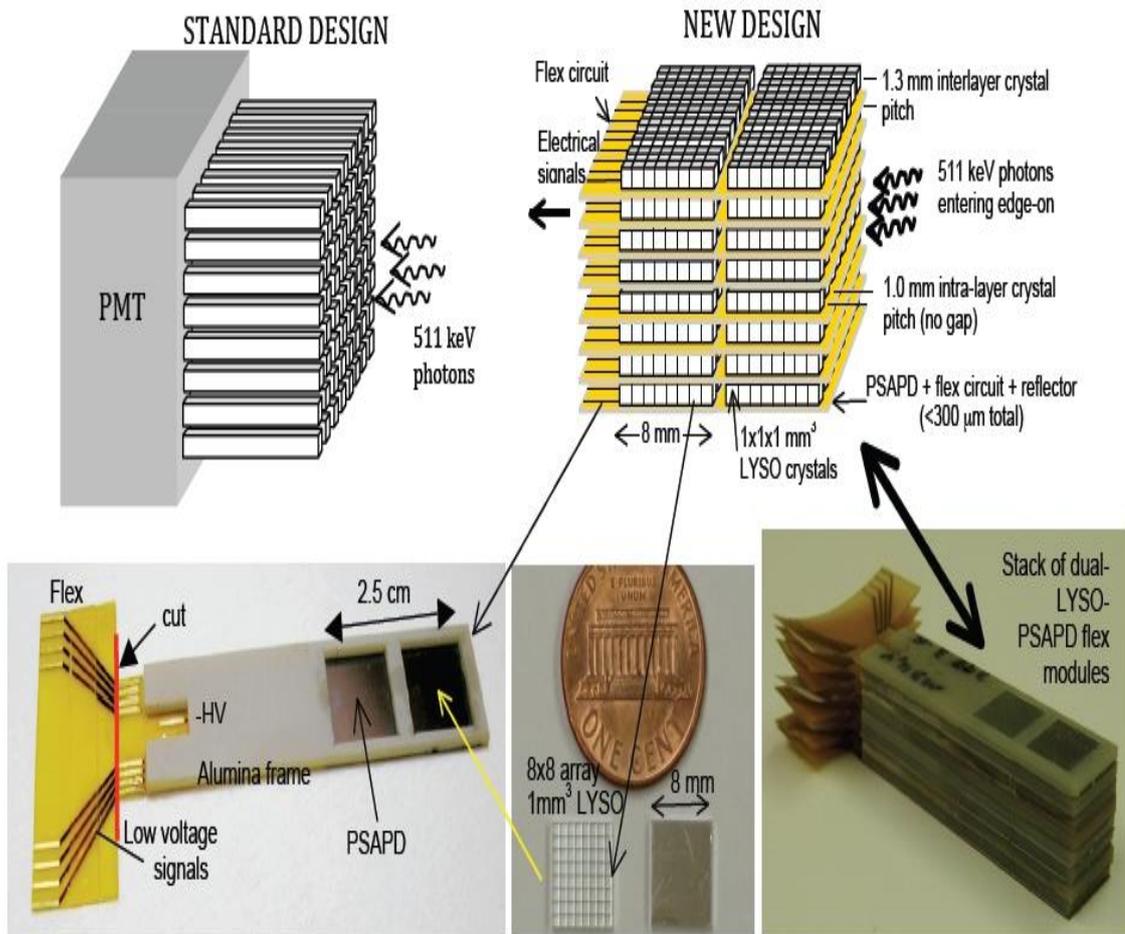


Figure (II-11) : Nouveau design de cristal

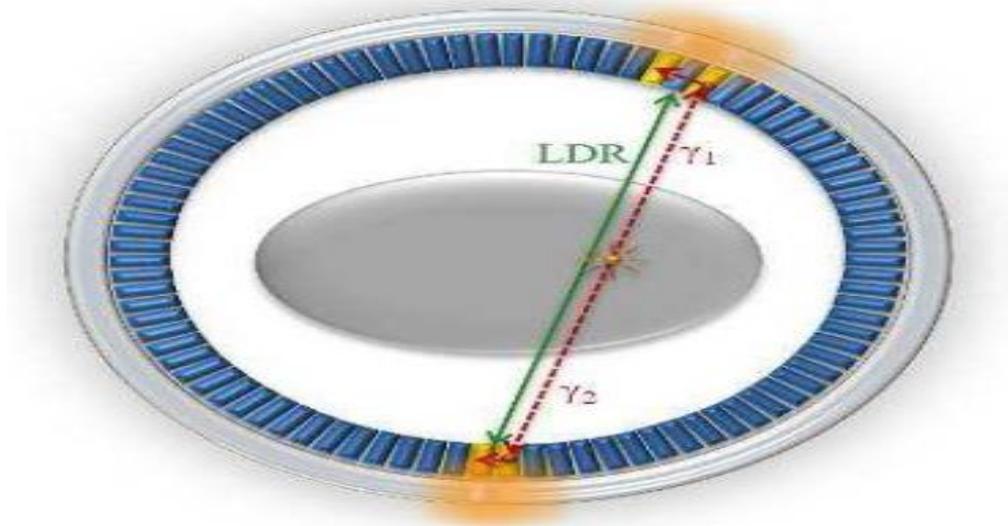


Figure (II-12): Erreur d'emplacement de la LDR due aux interactions Compton du photon γ dans les cristaux du détecteur.

VI.2.2. Le Guide de Lumière :

Le guide de lumière assure le couplage optique entre les cristaux et les TPM. Il est fait d'un matériau possédant un indice de réfraction proche de celui du cristal, de façon à optimiser le transport de la lumière vers les TPM. La forme et l'épaisseur du guide de lumière sont soigneusement adaptées à la forme de la photocathode du TPM.

Le guide de lumière aide également à réduire les variations d'efficacité de collection de la lumière par les TPM: la perte de lumière engendrée par les espaces morts que ne couvrent pas la face d'entrée des TPM est réduite par le guide de lumière, qui collecte la lumière émise dans ces espaces morts et la dirige vers la photocathode du TPM. [11]

VI.2.3. les Photos Détecteurs :

Les photos détecteurs jouent un rôle primordial dans le traitement des signaux dans les TEP. En effet, ils permettent de transformer les rayons lumineux à la sortie des cristaux en signaux électriques. Plusieurs photo détecteurs sont disponibles sur le marché et sont déjà utilisés dans des scanners médicaux comme les tubes photomultiplicateurs (TMP) fig. (15), les tubes photomultiplicateurs sensibles à la position (PMTSP) et les photodiodes à avalanches (PDA). D'autres types de photo détecteurs sont en cours de développement comme les photomultiplicateurs au silicium (Si PM).

VI.2.3.1. Les Tubes Photomultiplicateurs (TPM) :

Un tube photomultiplicateur est un détecteur photosensible très utile pour la détection des faibles quantités de lumière. Une surface sensible à la lumière, appelée photocathode, permet d'absorber le photon et d'émettre un électron par effet photoélectrique. Cet électron sera multiplié par un nombre défini de dynodes avant d'être collecté par l'anode de façon plus spécifique fig. (13), les photons arrivent à travers une fenêtre en verre ou en quartz pour frapper les photocathodes. Les dynodes sont polarisées avec une tension suffisante pour accélérer les photoélectrons à une énergie cinétique capable d'arracher des électrons sur les dynodes subséquentes produisant ainsi le gain du TPMs (tube photomultiplicateurs) fig. (14). Le signal à la sortie de l'anode est un courant proportionnel à l'énergie du photon à l'entrée. Les tubes photomultiplicateurs possèdent un gain très élevé entre 10^5 et 10^8 . Ce gain varie en fonction du nombre des dynodes et de la tension appliquée à leurs bornes. Le courant de fuite des émissions thermiques dans la cathode, le bruit électronique et le courant de fuite entre les dynodes sont les principales causes de cette génération de courant. Le refroidissement des

tubes photomultiplicateurs diminue le bruit généré par les fluctuations thermiques. Les PMTs (tube photomultiplicateurs) possèdent une bonne résolution temporelle inférieure à 1 ns. Cependant, ils sont très sensibles au champ magnétique à cause de la faible énergie des électrons qui circulent d'une dynode à une autre (de l'ordre de 100 eV). Donc, un bon blindage magnétique est nécessaire pour les protéger même du champ magnétique terrestre. Les PMTs (tube photomultiplicateurs) possèdent un autre inconvénient, il s'agit de leur faible efficacité quantique (rapport des photons émis par photons incidents) qui se situe typiquement entre 25% et 45%. Enfin, les PMTs nécessitent des tensions entre 1000 et 2000 V pour les polariser.

Le potentiel de chaque dynode est fixé par un diviseur de tension, et l'ensemble est polarisé à une tension élevée (800-1500V). Le gain est de l'ordre de 10^5 à 10^7 .

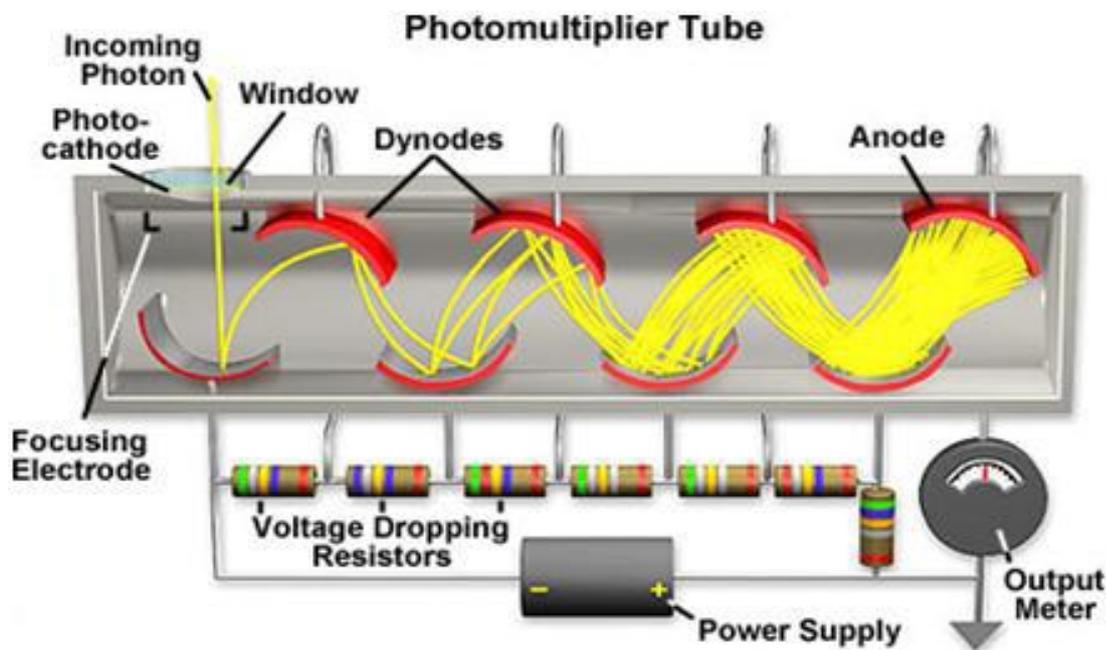


Figure (II-13) : Principe de fonction du tube photomultiplicateur

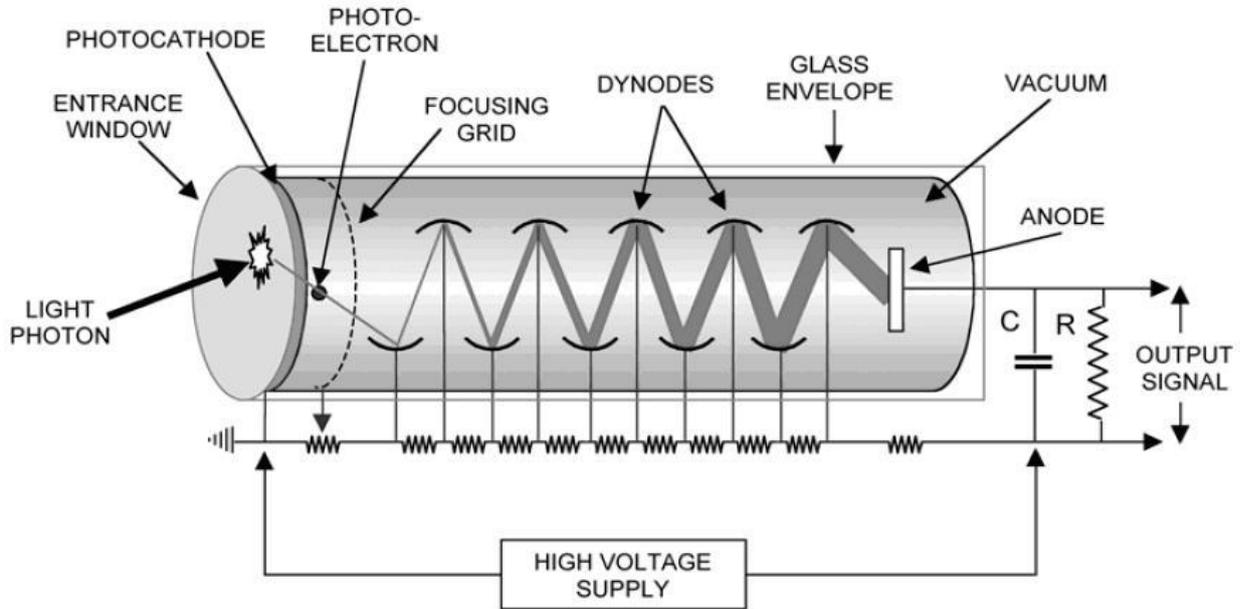


Figure (II-14) : Fonctionnement du tube photomultiplicateur

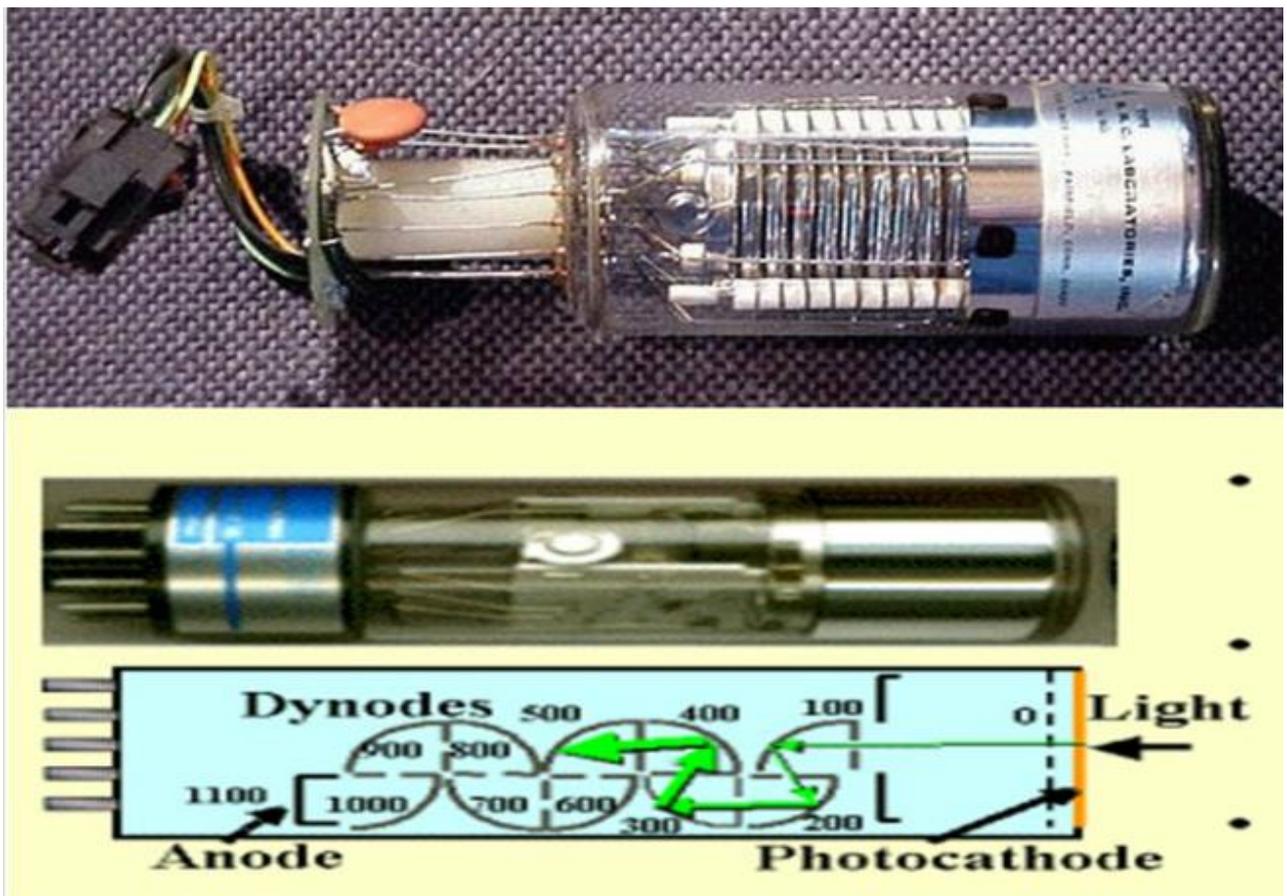


Figure (II-15) : Image de tube photomultiplicateur.

VI.2.3.2. Photodiode à Avalanche (PDA) :

Une photodiode à avalanche est une photo détectrice à base de semi-conducteur. C'est une jonction PN formée par un silicium dopé positivement P et une région dopée négativement N. Il y a une zone neutre de charge entre les deux régions appelée zone de déplétion. Lorsqu'un photon arrive sur la cathode, il excite les porteurs de charge et crée des paires électron-trou. Ces paires se déplacent de chaque côté de la zone de déplétion et sont accélérées grâce au champ électrique présent dans cette zone créée par la polarisation de la diode. De plus, lorsque la diode est polarisée en inverse près de sa tension de claquage, un effet avalanche se crée. Les porteurs de charge accélèrent et entraînent la création d'autres paires électron-trou par ionisation. Fig. (16)

Le gain d'une photodiode est de 10^2 seulement et il augmente en fonction de la tension de polarisation inverse. Le courant de fuite de la photodiode dépend également de cette tension de polarisation inverse et comme la montre figure, un optimum entre le gain et le bruit peut être obtenu en fonction de la tension de polarisation. La PDA est un composant invariant au champ magnétique et possède un rendement lumineux de 90%. Cependant, elle est très sensible aux variations de la tension et de la température. Elle a donc besoin d'être opérée avec des gains modérés et des amplificateurs à faible bruit [12].fig. (17)

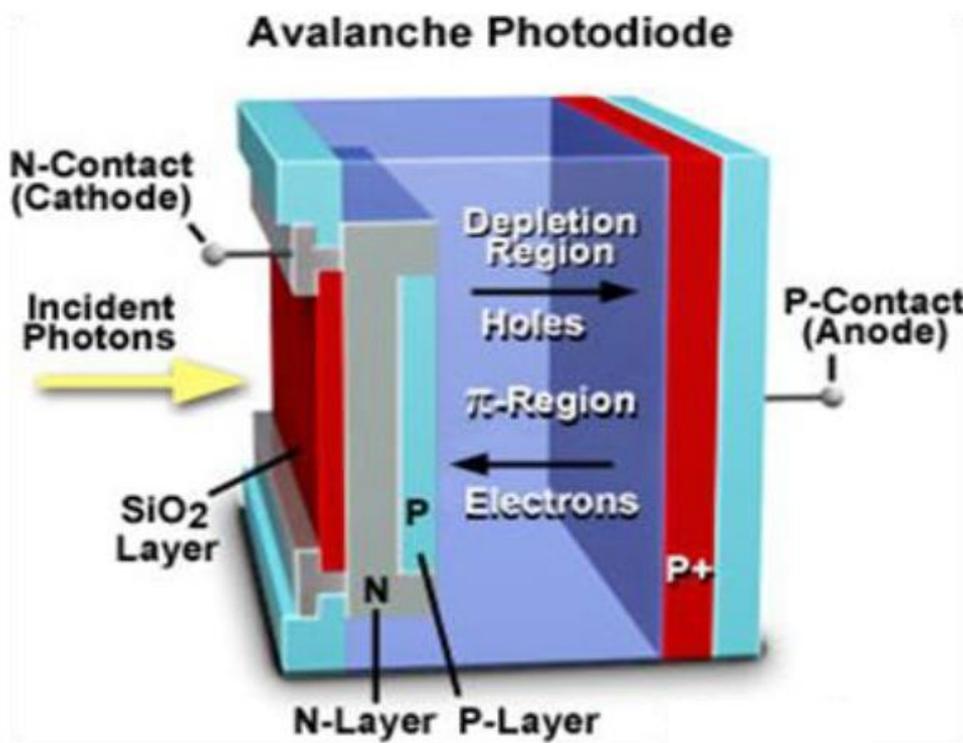


Figure (II-16) : Le principe d'une PDA

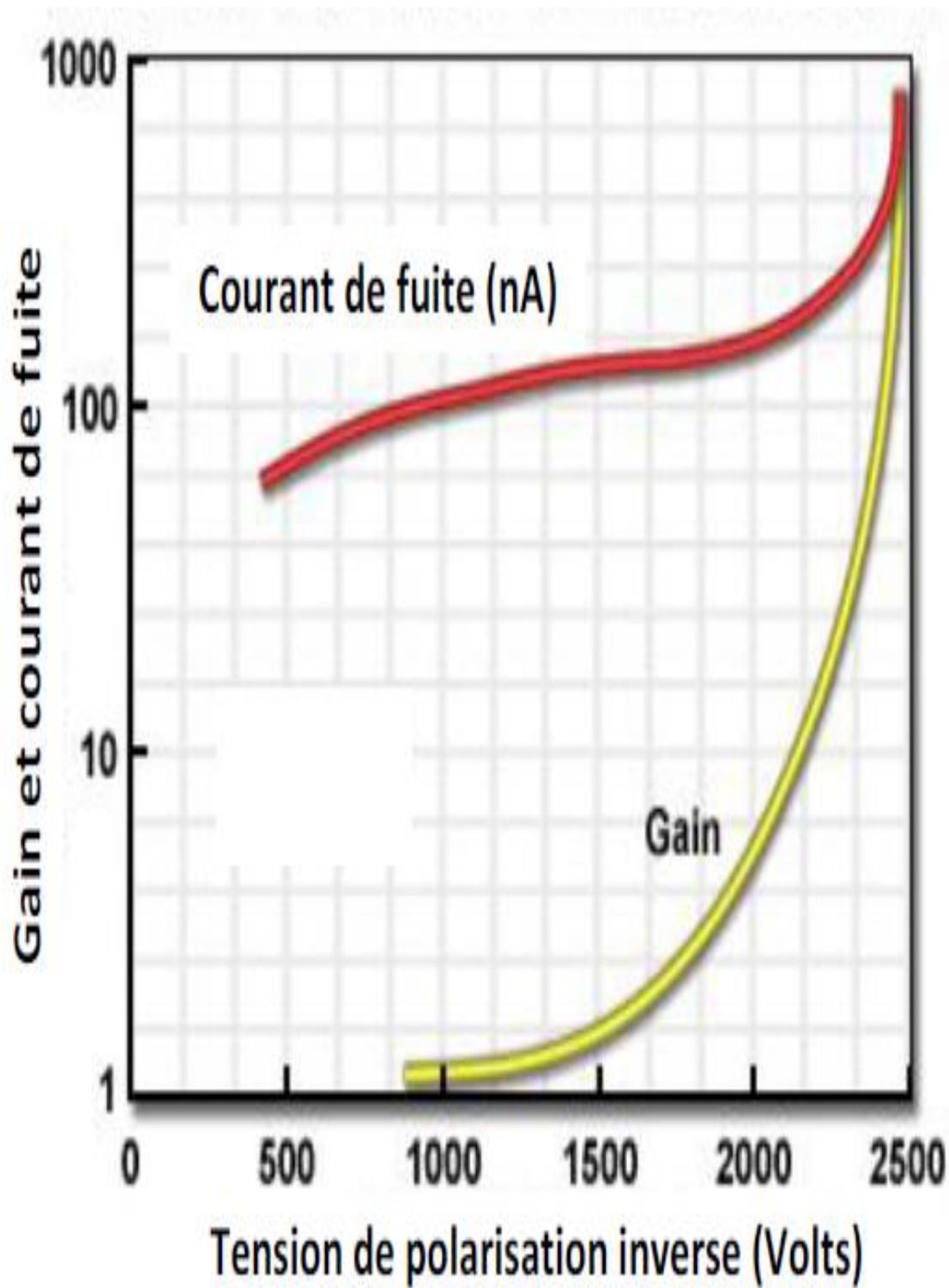


Figure (II-17) : Gain et courant de fuite d'une PDA en fonction de la tension de polarisation inverse.

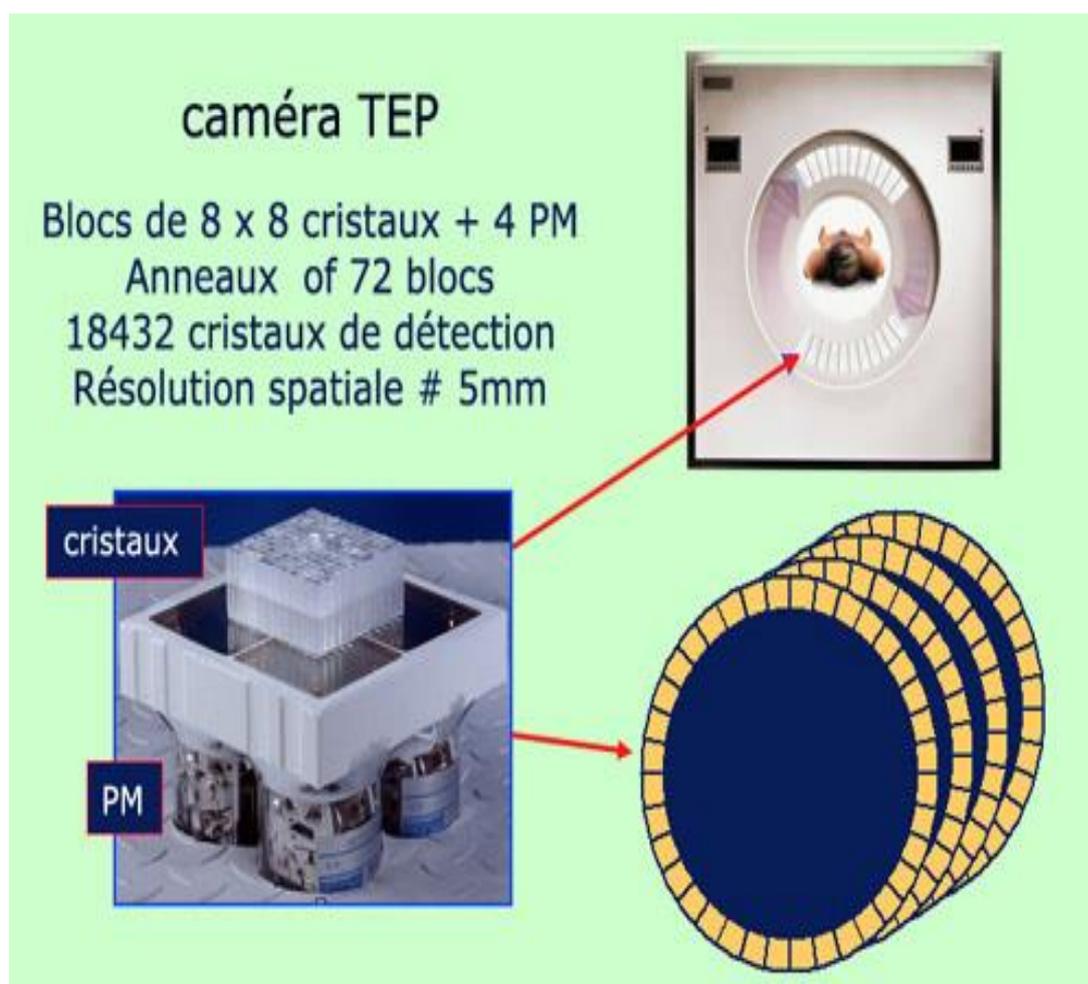


Figure (II-18) : Eléments d'une caméra TEP :

La figure montre les éléments constitutifs d'une caméra TEP. Dans cet exemple, on trouve au niveau élémentaire 8 x 8 cristaux de scintillateurs vus par 4 photomultiplicateurs, le tout formant un bloc de détection. 72 de ces blocs sont réunis en un anneau. L'ensemble, formé de 4 anneaux, entoure le lit d'examen où se trouve le patient et peut se déplacer le long de l'axe du lit. Grâce à ces anneaux, des données sont prises simultanément à tous les angles. On obtient ainsi des images dans l'espace sans augmenter l'irradiation. La spatiale, c'est à dire la précision de la reconstruction est environ de 5 mm.

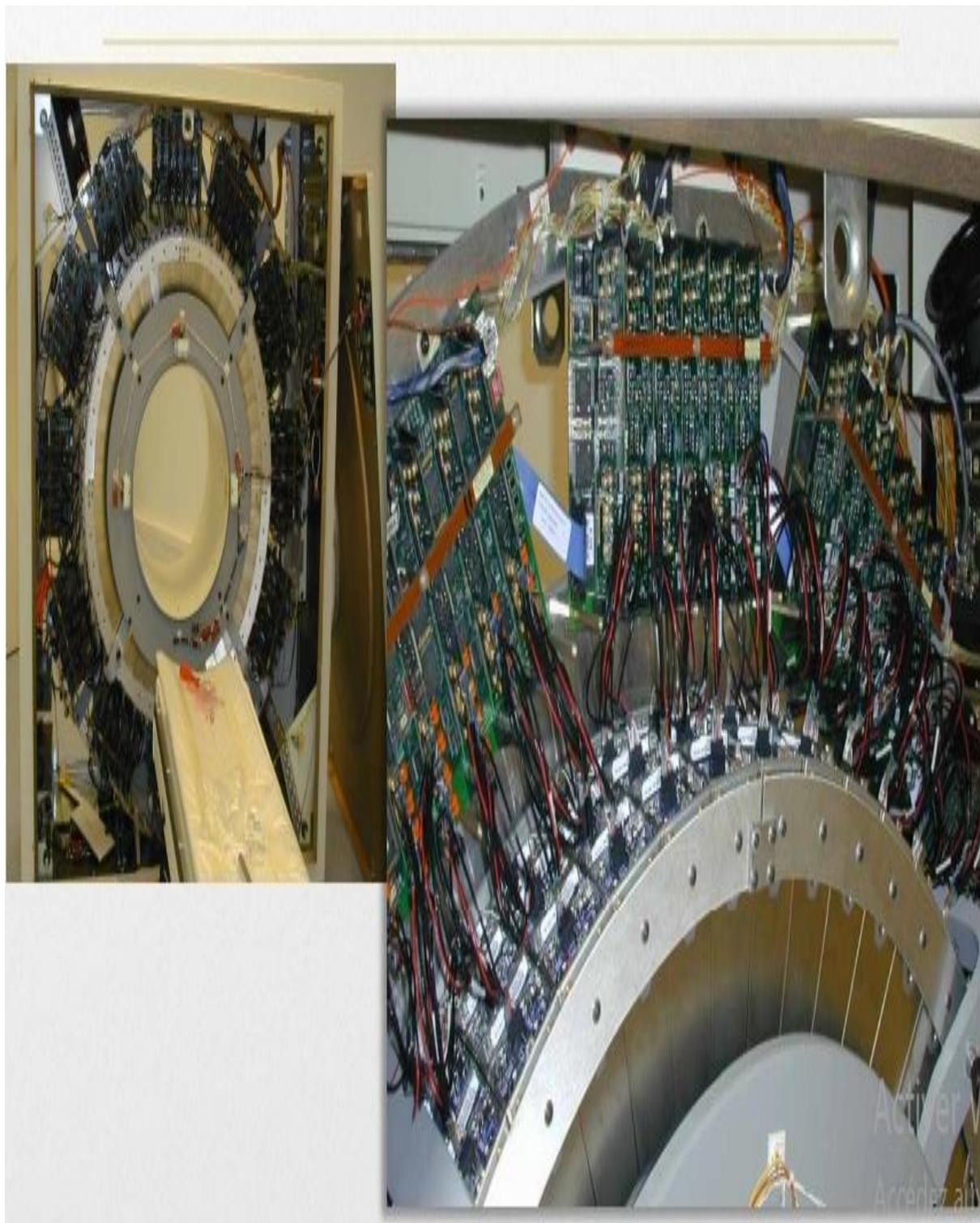


Figure (II-19) : Couronne de détecteur

VI.3. Le Circuit Electronique :

Dans la majorité des appareils TEP actuels, le circuit électronique comprend cinq parties principales :

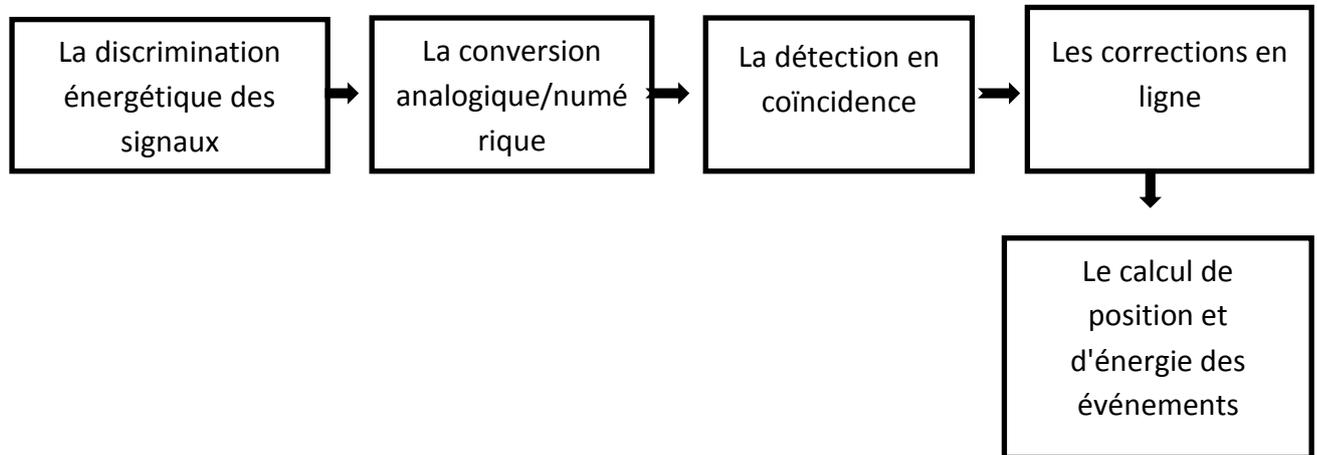


Figure (II-20) : Le circuit électronique des appareils TEP

- **La discrimination énergétique des signaux** : Cette étape consiste à rejeter tous les signaux de basse énergie, considérés comme parasites qui saturent l'électronique et qui contribuent au bruit dans l'image.
- **La conversion analogique/numérique** : Chaque signal accepté lors du tri au niveau du discriminateur sera digitalisé individuellement, tout en gardant comme information la position, l'énergie et le temps de détection du signal.
- **La détection en coïncidence** : La discrimination en temps repose sur un circuit de coïncidence qui, reliant deux détecteurs en vis-à-vis, n'autorise l'enregistrement d'un événement que si les deux photons sont détectés dans un intervalle de temps (fenêtre de coïncidence) de quelques nanosecondes. Ainsi, seules les désintégrations situées entre les deux détecteurs peuvent théoriquement contribuer au comptage. La forme de collimation ainsi constituée est appelée "collimation électronique" par opposition à la "collimation mécanique" employée sur les gamma-caméras.
- **Le calcul de position et d'énergie des événements** : Étant donné que pour chaque événement de la chaîne coïncidence, on dispose de la position des TPM et l'énergie déposée dans chacun d'eux, la position finale de l'événement est calculée comme étant le centre de gravité de ces TPM pondérés par l'énergie déposée dans chacun d'eux.

$$X_G = \frac{\sum_i X_i E_i}{\sum_i E_i}, Y_G = \frac{\sum_i Y_i E_i}{\sum_i E_i} \text{ et } Z_G = \frac{\sum_i Z_i E_i}{\sum_i E_i} \quad (\text{II-2})$$

Avec X_i et Y_i représentent respectivement les coordonnées transversale et axiale des TPM dans les scanners, pondérés chaque fois d'une énergie E_i . X_G et Y_G représentent respectivement les coordonnées transversale et axiale du centre de gravité de la scintillation dans l'appareil.

L'énergie de l'événement sera la somme de l'énergie déposée dans chacun des TPMs.

$$E = \sum_i E_i \quad (\text{II-3})$$

• **Les corrections en ligne** : En pratique, la réponse des TPM n'est pas homogène sur toute sa surface photosensible et son gain est trop dépendant de la température et de la tension appliquée. Ces imperfections, additionnées à celles dues aux zones mortes entre les TPMs, impliquent des erreurs dans le calcul de position et d'énergie des événements. Pour cela, lors d'une acquisition, on corrige ces effets à l'aide de tables de corrections mises à jour régulièrement. Ces corrections incluent :

- L'ajustement du gain des TPM, permettant de vérifier l'étalonnage des TPM et la stabilité de leurs performances dans le temps.

-La correction en énergie : La réponse des TPM est maximale au centre et décroît progressivement en s'éloignant de celui-ci. L'ajustement est établi en multipliant la réponse de chaque TPM par un facteur de normalisation afin d'uniformiser la réponse sur toute la surface du détecteur. Montre la réponse en énergie du système avant et après la correction en énergie.

-La correction de distorsion : Son rôle est de modifier les cartographies et ainsi éliminer les espaces morts. C'est une opération d'homogénéisation qui corrige les distorsions spatiales systématiques de chacun des TPM. [13]

Ce circuit est suivi d'un ordinateur qui va traiter les informations obtenues et former l'image

Tomographique en déterminant le lieu d'annihilation.

VII. Types d'Evènements en TEP:

Les coïncidences détectées peuvent être de 3 types différents : les coïncidences Vraies, fortuites et diffusées fig. (21)

Les coïncidences vraies :

Les coïncidences vraies sont celles bien localisées sur la ligne de projection, n'interagissant pas dans le patient et qui constituent une information utile pour la reconstruction.

Coïncidences fortuites :

Le troisième type de coïncidence se produit lorsque deux photons, issus de deux annihilations indépendantes, sont détectés simultanément dans la même fenêtre temporelle de coïncidence et considérées issue de la même annihilation [18]. Ce type de coïncidence, appelée fortuite, entraîne une mauvaise localisation de l'annihilation ainsi qu'une réduction des capacités de comptage du détecteur. Les LORs fortuites sont le plus souvent corrigées avec une ligne de retard, composée de deux circuits de coïncidences décalés dans le temps.

Coïncidences diffusées :

Déviation angulaire de l'un des photons émis avec un électron du milieu. Cette interaction appelée effet Compton entraîne une mauvaise localisation de l'annihilation sur une ligne de réponse virtuelle. La fenêtre de coïncidence énergétique permet de supprimer les LORs diffusées ayant interagi avec le milieu. Selon les différents modes d'acquisition en TEP, les photons diffusés représentent jusqu'à 10% des LORs en TEP-2D et 40% en TEP-3D. Indispensable pour l'analyse quantitative des images TEP. [14]

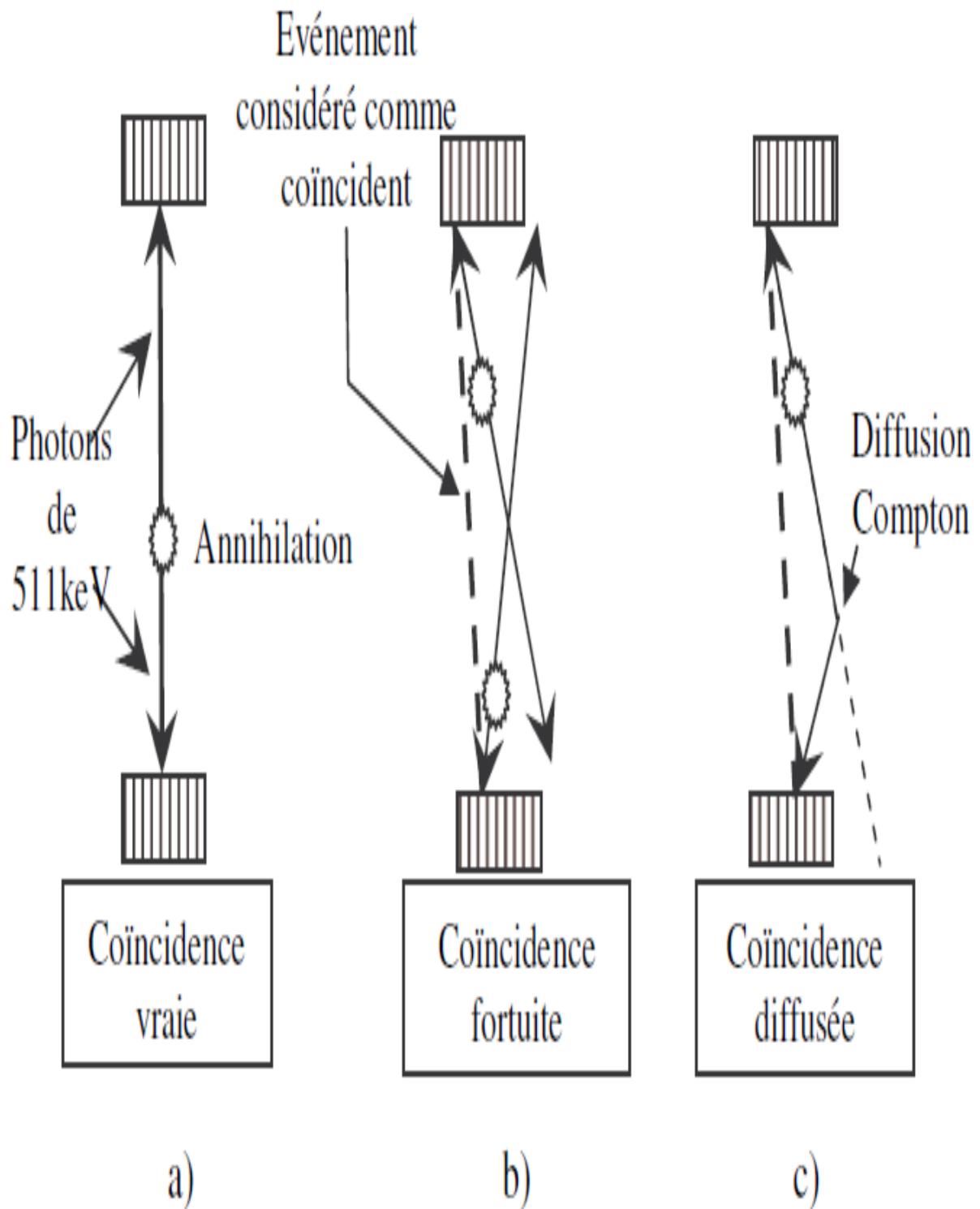


Figure (II-21) : Schéma des différents types d'événements détectés en TEP.

VIII. Modes d'acquisition bidimensionnels et tridimensionnels :

L'acquisition des images TEP est réalisée en mode bidimensionnel (2D) ou tridimensionnel (3D). En mode 2D, des septa en tungstène placés entre les anneaux de détection assurent une collimation dans la direction axiale. Les septa réduisent l'angle des coïncidences acceptées, ce qui diminue la part du rayonnement diffusé dans les coïncidences détectées (Figure 22).

En mode 3D, l'absence de collimation augmente le nombre de coïncidences détectées mais introduit un écart de sensibilité entre le centre et les bords du champ de vue. En effet, étant donnée la géométrie de détection, deux photons émis à 180° au centre du champ de vue auront une plus grande probabilité d'être détectés que des photons émis au bord du champ de vue. Le nombre de coïncidences détectées est donc plus élevé au centre du champ de vue. Cet effet est partiellement compensé par un chevauchement des champs de vue mesurés lors de l'acquisition. De plus, en raison de l'absence de septa, le nombre de coïncidences diffusées est sensiblement plus élevé en mode 3D.

Acquisition 2D	Acquisition 3D
-On replace des septa devant les détecteurs.	-Acquisition plus courte.
-comme pour un gamma caméra.	-Activité plus faible (diminution des fortuits).
-Moins de fortuits.	-Plus de sensibilité.
-Moins de diffusés.	-Temps de reconstruction plus longs.
-Temps d'acquisition plus long.	-Avec plus de diffusés et de fortuits.

Tableau (II-3) : Comparaison entre mode 2D et 3D

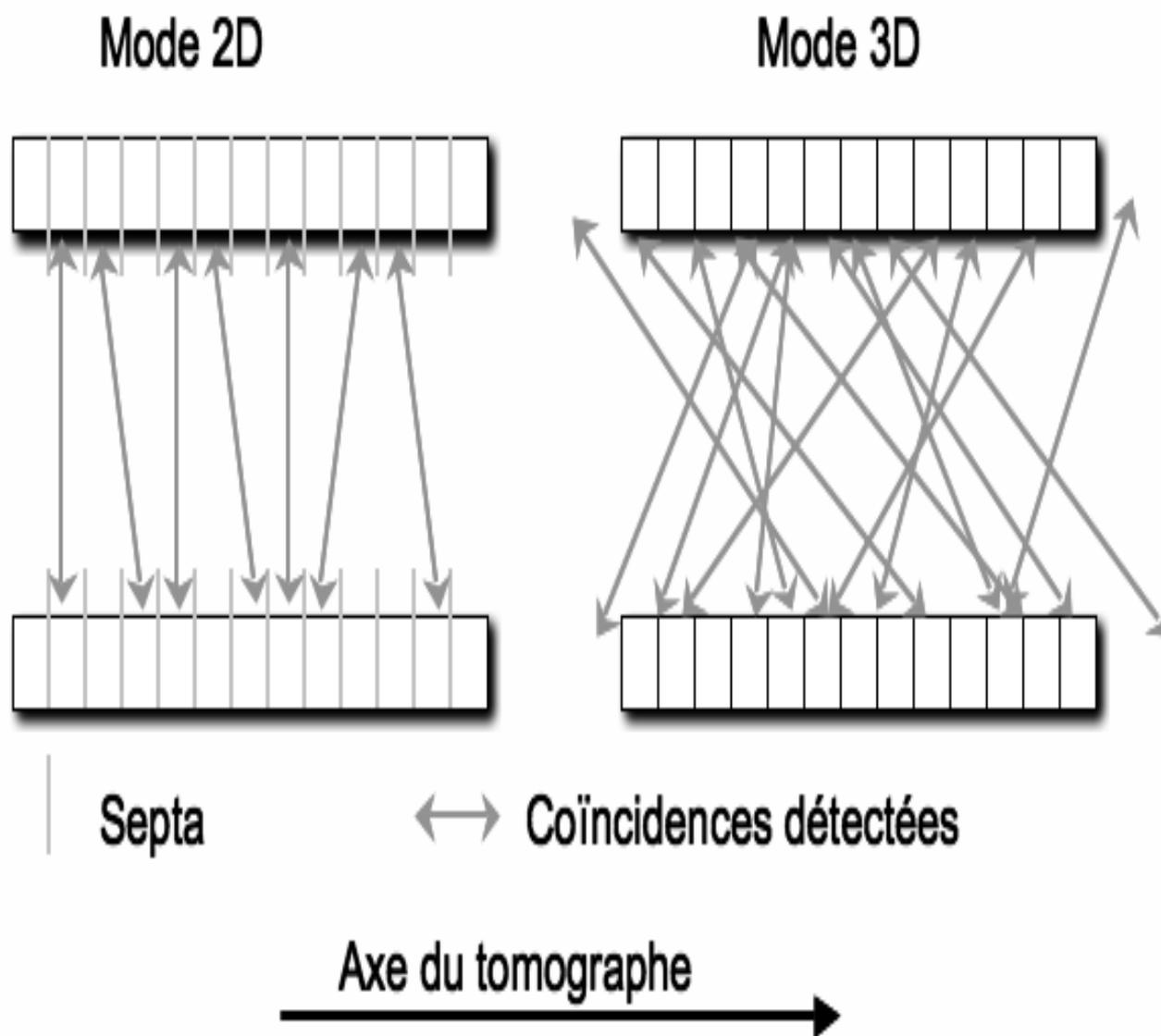


Figure (II-22) : mode d'acquisition 2D et mode d'acquisition 3D

IX. Le Développement de TEP :

IX.1.Nouveaux détecteurs :

Avec l'utilisation de plus en plus répandue de la TEP, de nouveaux tomographes apparaissent ou sont en cours de développement. Citons par exemple les détecteurs au xénon liquide comme celui développé au laboratoire Subatech de Nantes. Dans ce type de détecteurs, le cristal scintillant est remplacé par du xénon liquide dont le rendement de scintillation est très élevé. Cependant, pour l'instant. Elle est en recherche Par ailleurs, il est à noter que ce détecteur est également en cours d'adaptation pour une nouvelle génération de TEP à trois gammas. Dans ce nouveau mode d'imagerie, des isotopes émetteurs à la fois de positrons et de photons sont utilisés. Les deux photons d'annihilation sont détectés par les méthodes TEP habituelles et le troisième photon est détecté par un télescope Compton. De cette manière, la résolution spatiale de la TEP pourrait être améliorée, le troisième photon détecté donnant une information supplémentaire sur le lieu de l'annihilation. [15]

X.L'examen du TEP :

Un examen de TEP dure environ 2 heures et se déroule en 2 étapes :

Dans un premier temps, lorsque le patient arrive, il devra être à jeun afin que le produit radioactif ne se mélange pas avec l'alimentation. Ensuite on le place dans une salle où un manipulateur en imagerie nucléaire vient lui faire une injection de glucose radioactif, qui est en réalité un dérivé de glucose mélangé à du Fluor 18, diffusé dans le corps par l'intermédiaire du flux sanguin. Il est injecté dans la veine humérale située dans le pli de coude. Après l'injection le patient doit patienter une heure afin que le sucre se fixe sur tous les organes et les tissus. Il leur est conseillé de faire le moins de mouvements possibles pour que le sucre ne se fixe pas sur les muscles car ceci pourrait fausser les résultats. Après la période d'incorporation du produit, il est demandé au patient d'aller aux toilettes pour vider la vessie avant la prise des clichés.

Dans un second temps, on amène le patient à la salle d'examen où il est placé sur la table du tep, vêtu d'une blouse médicale. Il est en position allongée. L'examen durera environ 30 minutes pour une exploration totale du corps humain. Après la prise des clichés le

radiologue vérifie la qualité des images. Les clichés sont ensuite récupérés un médecin spécialisé observera et interprétera les résultats. Une fois l'examen terminé il est important de bien s'hydrater afin d'éliminer le produit radioactif par les urines.

XI. Application de la TEP en Médecine :

Il existe de nombreuses applications médicales de la TEP en tant qu'imagerie fonctionnelle. En cancérologie, la TEP utilise comme traceur le Fluor-Deoxy glucose. Ce traceur est chimiquement proche du glucose présent dans les tissus qui, comme les tumeurs, possèdent un métabolisme glucidique élevé. L'accumulation des traceurs sur la tumeur permet de la détecter facilement. C'est pourquoi la TEP est utilisée lors des différentes étapes de traitement du cancer (prévention, détection).

En neurologie la TEP est également très sollicitée. En effet, grâce à l'utilisation du traceur (oxygène 15), elle peut détecter les variations de débit sanguin dans le cerveau et donc observer son activité. De plus, la diversité des traceurs permet d'étudier des mécanismes très spécifiques de l'activité cérébrale. Par exemple, le carbone 11 permet d'étudier, en neuropsychiatrie, l'activité synaptique liée à la dopamine.

Enfin, la TEP est utilisée en cardiologie pour faire des diagnostics après un infarctus.

Aspects pratiques :

-Contre-indications :

Il n'y a pas de contraindications spécifiques à cet examen, à l'exception de la grossesse et de l'allaitement. De telles situations sont assez rares en cancérologie et nécessiteraient une discussion éthique qui va bien au-delà de l'utilisation du tep.

Le diabète n'est pas une contraindication mais doit être pris en compte pour l'interprétation des images.

-Précautions particulières :

Aucune précaution particulière ne doit être prise à l'exception de l'élimination du radio-isotope, via la diurèse, mais la radioactivité excrétée est peu importante compte tenu de la demi-vie de l'isotope.

-Aspects financiers :

Un examen standard avec du 18FDG coûte aux alentours 1.000 € (chiffres 2009). La dose de 18FDG coûte environ 500 €. Il s'agit ainsi d'un examen coûteux dont les indications doivent être posées avec précision.

La dose de coûte environ 400 €. L'installation (machine, ordinateur, logiciels) coûte entre 900.000 € et 2.100.000 €, selon les caractéristiques de la machine.

De fait, les médecins doivent étudier avec précision le rôle de la tomographie par émission de positons dans le diagnostic.

XII. Les Avantages et les Inconvénients :

➤ Les avantages :

1. Pour le patient :

- La TEP est un examen non douloureux ne durant que 15 minutes et ne présente aucun effet secondaire.
- -La durée de vie de la radioactivité est courte (une demi-journée pour le fluor 18). L'exposition aux rayonnements est donc très faible.
- -La quantité de substance radioactive injectée est tellement faible qu'elle n'affecte pas le fonctionnement normal du corps.

2. Pour les médecins :

- -La tomographie par émission de positons peut aider à détecter des altérations suggérant la présence d'une maladie avant même que des changements visibles ne soient détectables par d'autres examens d'imagerie comme l'IRM.
- -Dans le cas du cancer, la TEP est plus précise que l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) et possède le grand avantage de pouvoir repérer la présence de métastases chez le patient.

➤ Les inconvénients :

- L'examen au fluor deoxy glucose est inefficace pour les personnes atteintes de diabète puisque la répartition du glucose est différente dans leur corps. De plus, si un patient a

absorbé beaucoup de glucose avant l'examen, le résultat sera entièrement faussé, s'il y a injection de fluor deoxyglucose.

- Cet examen est contre-indiqué pour la femme enceinte car il y a un risque de malformation du fœtus.
- Il y a aussi quelques cas rares, comme par exemple une réaction allergique due à l'examen provoquant gonflements, douleurs ou rougeurs.

I. Historique :

L'idée de développer un instrument combiné PET / IRM va remonter au milieu des années 1990 (avant même la première commerciale PET / CT est devenue disponible). Alors que le travail PET / IRM commencé en modifiant les détecteurs de PET classiques à éviter d'exposer les photomultiplicateurs (PMT) aux champs magnétiques forts, le potentiel de la technologie relativement nouvelle photo diode à avalanche (APD) aux chocs cet effort a été réalisé. La première PET / IRM des approches centrées sur les systèmes d'imagerie animale.

La société Siemens a dépassé en 2010 un déficit technologique, en exposant une IRM 3 Teslas intégrant un PET dans un seul et même statif : le « Bio graph mMR ». C'est en utilisant des photos diodes en avalanches pour recueillir le signal P.E.T. que la Société Siemens a réussi à intégrer l'ensemble de détection dans le tunnel de l'IRM. Cette nouvelle IRM devrait permettre de réaliser la majeure partie des examens hormis certains examens sur les poumons. La couverture d'exploration du PET augmente également à 26 cm de couverture contre 15 habituellement. Un exemplaire a été installé courant novembre 2010 à l'hôpital universitaire de Munich pour étude.

Les concurrents avaient déjà travaillé le couplage de ces deux types d'imageries mais les acquisitions n'avaient jamais été réalisées dans un même tunnel.

La société Philips exposait cette année pour la première fois sa solution « Ingenuity TF PET/MR » basée sur deux systèmes espacés de trois mètres avec une table de transfert au milieu permettant de mouvoir le patient du PET vers l'IRM 3 Teslas Achieva.

La société Général Electric Health Care a quand à elle plutôt axé ses recherches sur l'interopérabilité des solutions informatiques des deux systèmes PET et IRM.

II. Imagerie TEP-IRM :

L'imagerie hybride par tomographie par émission de positons/imagerie par résonance magnétique (TEP/IRM) est une technologie récente, qui suscite un intérêt croissant de la part de la communauté médicale en raison de ses applications cliniques potentielles [16] et qui combine les informations moléculaires et métaboliques fournies par la TEP avec les données morphologiques et fonctionnelles fournies par l'IRM. Fig. (1)

III. Appareillage de TEP-IRM :

Des appareils qui associent la tomographie par émission de positons (TEP) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM) sont actuellement mis au point. L'appareil de TEP-IRM constitue un progrès de plus par rapport à un hybride antérieur, soit le TEP-TDM, lequel associe la TEP à la tomodensitométrie (TDM).

III.1.Prouesse technologique :

La société Philips a réalisé une prouesse en réunissant dans un seul équipement les modalités de l'imagerie à résonance magnétique (IRM) et celle de la tomographie à émission de positon (PET). Sans que les champs magnétiques de l'un n'interfèrent sur le fonctionnement de l'autre, deux appareils ont été réalisés et seront testés dans un premier temps dans le cadre de recherches cliniques. L'un à New York, au Mount Sinai Hospital, l'autre à Genève, aux hôpitaux universitaires.

Durant cette phase de test, cette nouvelle technologie hybride sera utilisée en routine clinique pour des patients ayant besoin de passer les deux examens.

Cet appareil fusionne les deux meilleures technologies de la médecine nucléaire (TEP-ou PET en anglais-et IRM), pour donner une imagerie médicale quasi-par faite du patient.

L'appareil soulage également le patient puis qu'il peut passer les deux examens en une seule fois.



Figure (III-1): TEP-IRM

III.2. Deux examens en UN:

L'association de l'imagerie à résonance magnétique à la tomographie par émission de positons autorise la mise en évidence, sur un même cliché, de l'activité métabolique des organes et du fonctionnement biochimique des tissus.

Actuellement, sur deux appareils distincts, et souvent agencés sur deux jours différents. Les résultats sont ainsi souvent difficiles à corrèler avec exactitude, car le patient n'a pas, au millimètre près, la même position ni la même orientation dans chacun des deux scanners.

Avec la nouvelle technique hybride, les spécialistes de l'imagerie s'attendent à mieux appréhender certaines maladies complexes comme les cancers ORL, les cancers du sein ou de la prostate, et à surveiller de plus près les effets des traitements.

La simultanéité des deux examens apporte un confort supplémentaire aux patients en réduisant l'attente des résultats, tout en améliorant les capacités diagnostiques et la précision de l'examen.

III.3 .Une installation modulaire révolutionnaire :

Au-delà de ses caractéristiques technologiques uniques, le scanner TEP-IRM impressionne également par un concept inédit de conditionnement et d'utilisation.

En effet, la machine est glissée dans un module autonome, créée par la société suisse X-ion sorte de grand container pouvant accueillir des installations lourdes d'imagerie médicale Fig. (2).

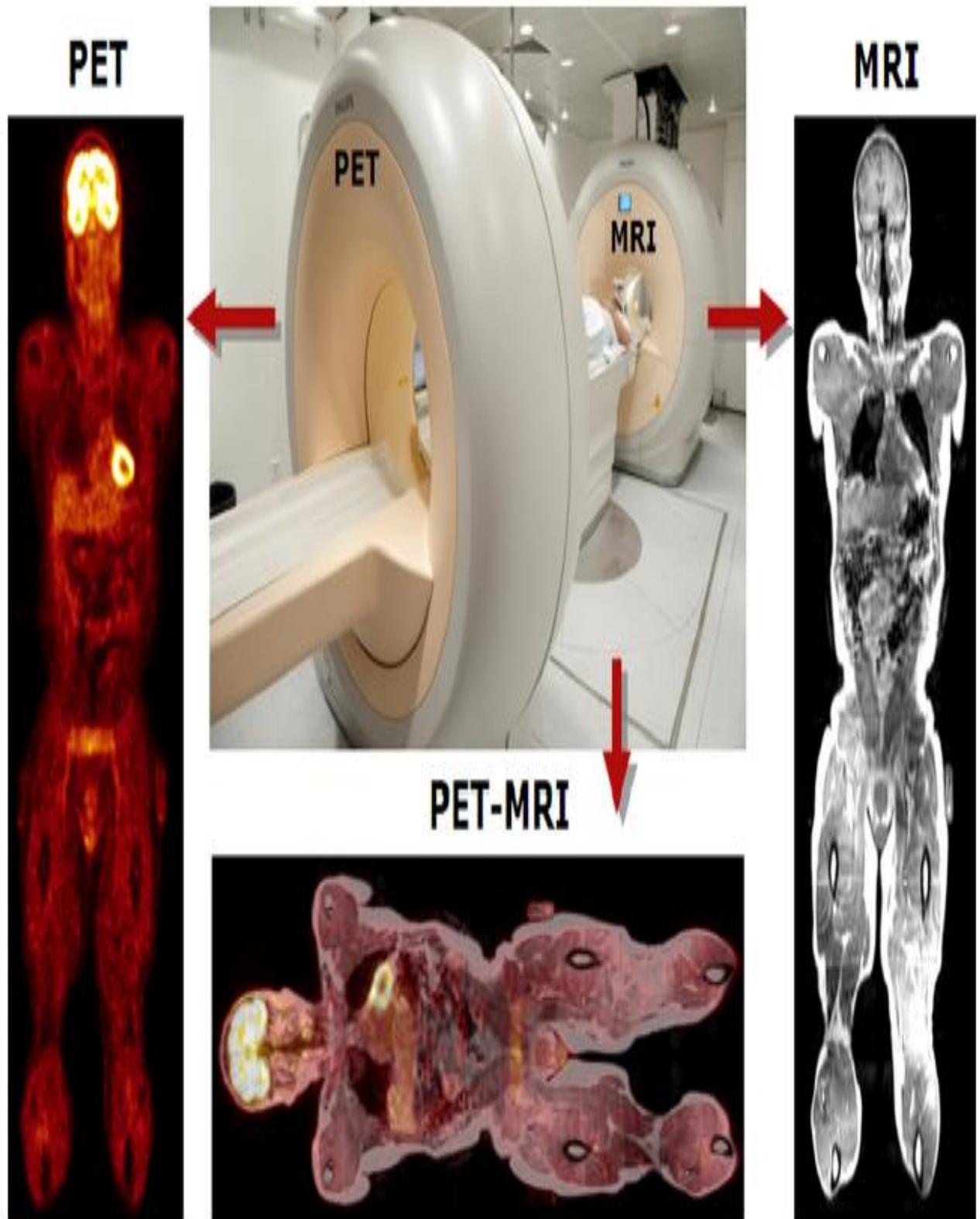


Figure (III-2): machine TEP-IRM

III.4. Aspect techniques de l'imagerie TEP-IRM:

Le principe de fonctionnement d'un TEP-IRM est la combinaison d'informations provenant de sources différentes, l'imagerie métabolique de la TEP et l'imagerie morphologique et fonctionnelle de l'IRM.

L'assemblage de ces deux techniques a été difficile à réaliser en raison notamment des interférences entre les matériels : les champs magnétiques importants nécessaires à l'IRM perturbent les photomultiplicateurs TEP et l'électronique inhérente à la TEP perturbe les acquisitions IRM.

D'autres difficultés consistent en la manière de fusionner des images tridimensionnelles des tissus mous. la mise en correspondances de deux images sans repères fixes identifiables, la divergence des images qui augmente avec le délai entre leur acquisition, etc.

Ces problèmes ont amené certains industriels à développer des solutions techniques diverses :

III.4.1. TEP et IRM intégrés :

La société siemens Médical a développé le biographe mMR (moléculaire magnétique résonance) qui incorpore dans une seule machine les technique TEP et IRM et permet une acquisition 3D simultanée du corps entier fig.(3) .

L'anneau de détections TEP et les photomultiplicateurs (insensibles aux champs magnétiques) sont intégrés a l'intérieur d'un système IRM 3 tesla.fig. (4.5.6)

L'acquisition se fait selon un protocole IRM standard tandis que la caméra TEP collecte les données en arrière-plan.

Une acquisition simultanée corps entier peut durer entre 45 et 75 minute suivant un protocole impliquant ou non un produit de contraste.

L'appareil peut également être utilisé en tant qu'appareil IRM « stand alone ».

Sa nature intégrant les deux fonctions dans un seul appareil lui permet de ne pas occuper plus de place qu'une IRM conventionnelle.

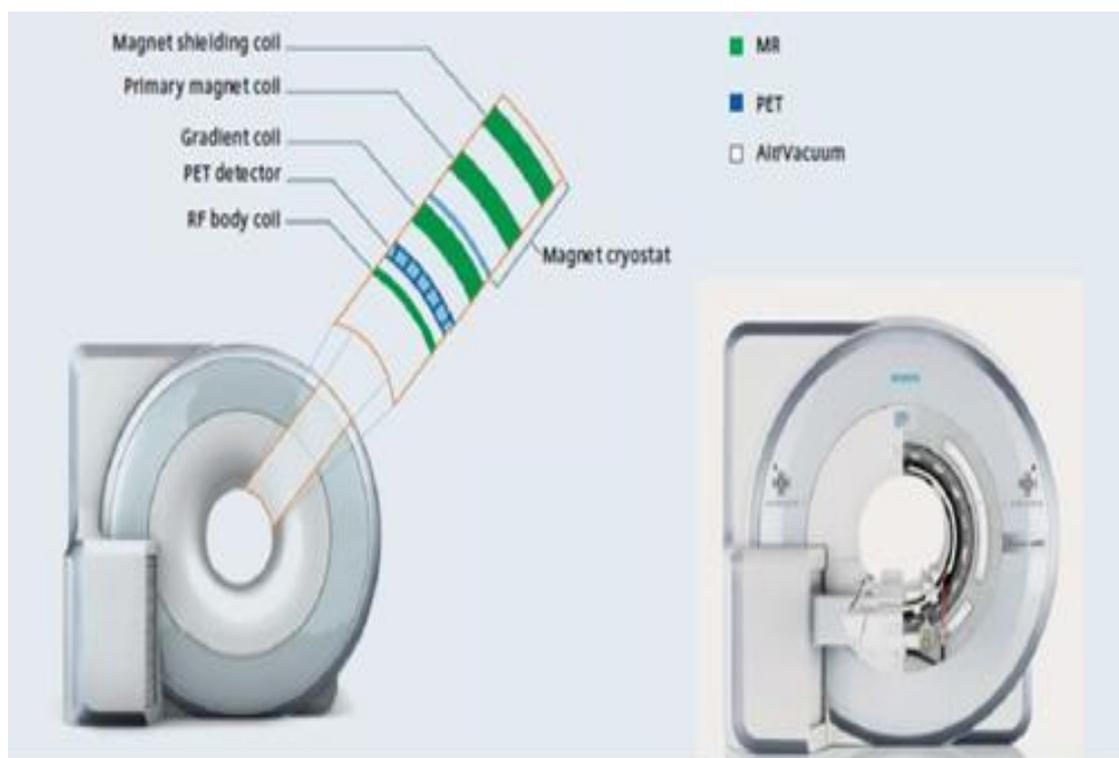


Figure (III-3) : principe de l'intégration de détecteur TEP dans une IRM

Vert : parties de l'IRM

Bleu : parties de la TEP

Magnet shielding coil: bobine d'auto blindage

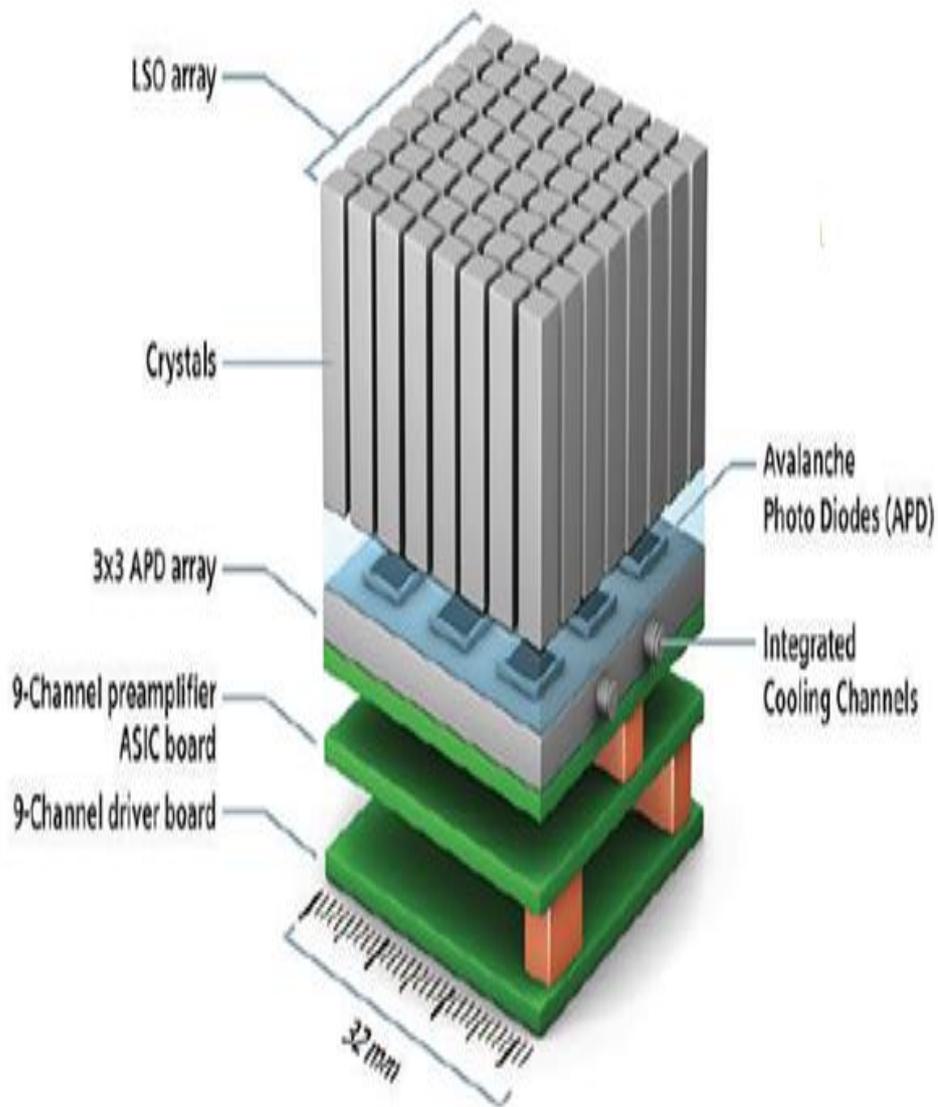
Primary magnet coil : bobine magnétique primaire

Gradient coil : bobine de gradients

PET detector : détecteur TEP

RF body coil : bobine de radiofréquence corps entré

Magnet cryostat : cryostat pour l'aimant



Nouveau détecteur en tomographie par émission de positon :

- Utilisation de diode a avalanche
- System compact intégré dans le tunnel IRM
- Insensible aux champs magnétiques
- Résolution spatial et sensible

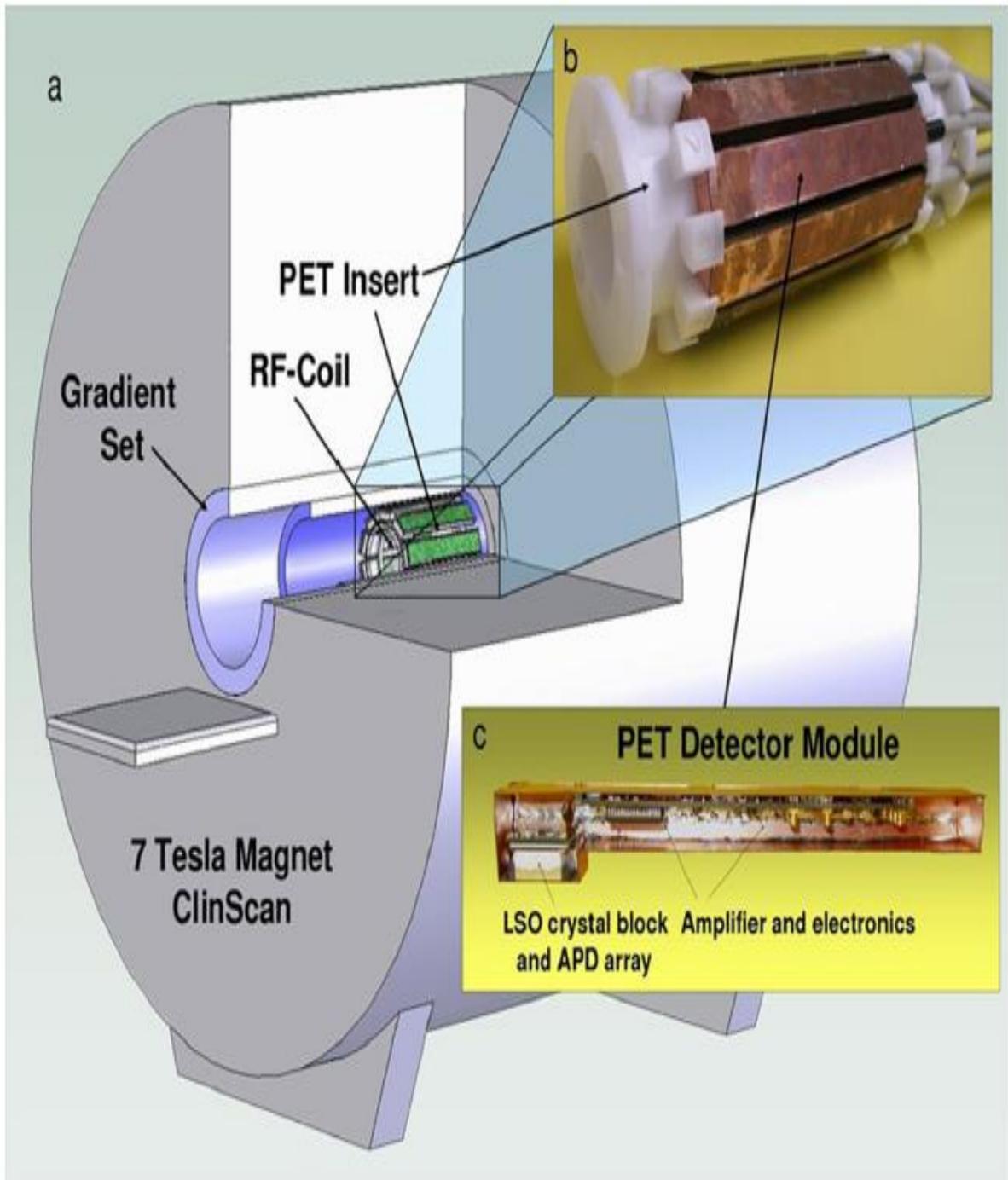


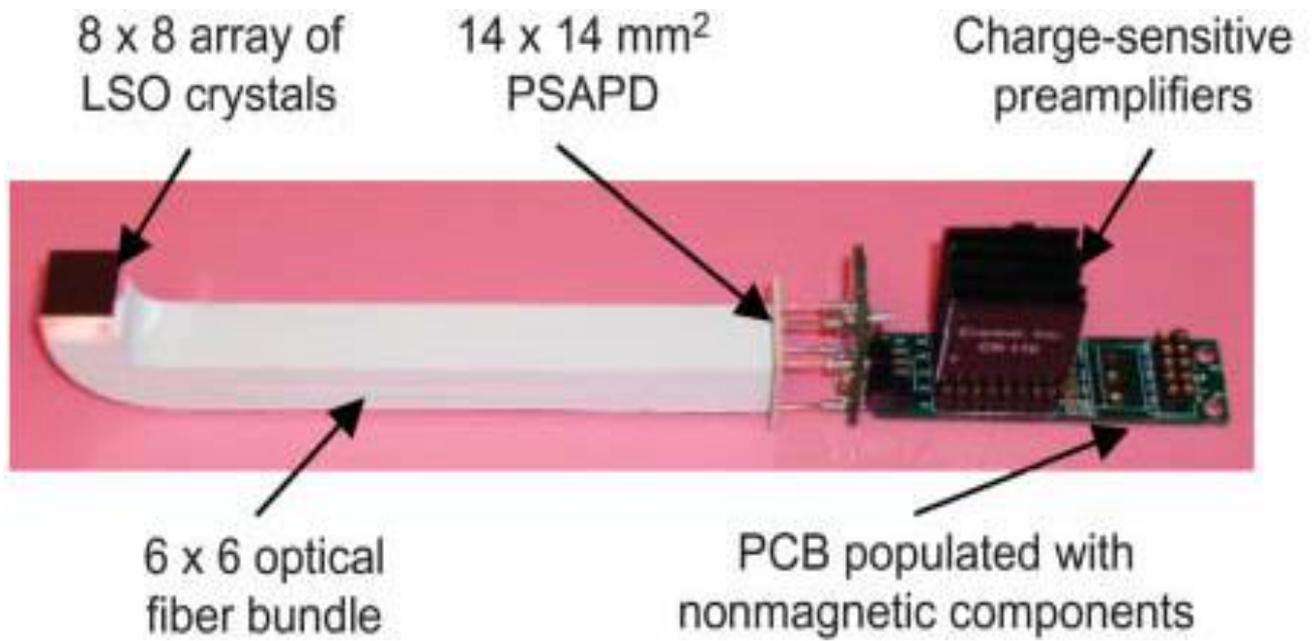
Figure (III-4) : L'insert de PET est entièrement intégré dans un système IRM 3T. (A) Dessin de combinaison PET / IRM, montrant le PET insert placé à l'intérieur du scanner IRM, correspondant aux centres des deux champs de vision.

(B) Photographie de l'IRM insert de PET compatible, composé de dix modules de détection.

(C) l'unité de PET module de détection montrant le bloc de scintillateur LSO,

APD-gamme, et le préamplificateur intégrés dans un IRM blindage en cuivre compatible.

C



B

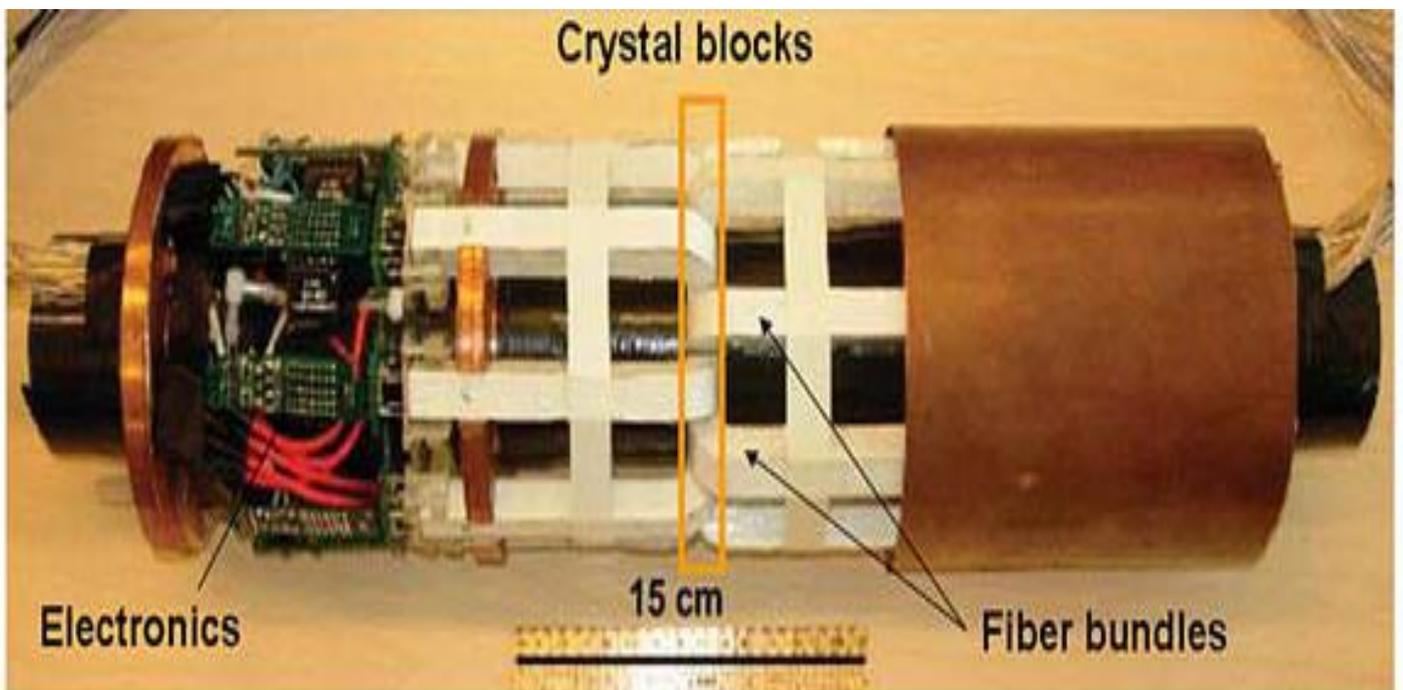


Figure (III-5) : Photos de MR-compatible PET module de détecteur (c) et de complet Scanner TEP MR-compatible (B) constitué de 10 modules de détecteur.

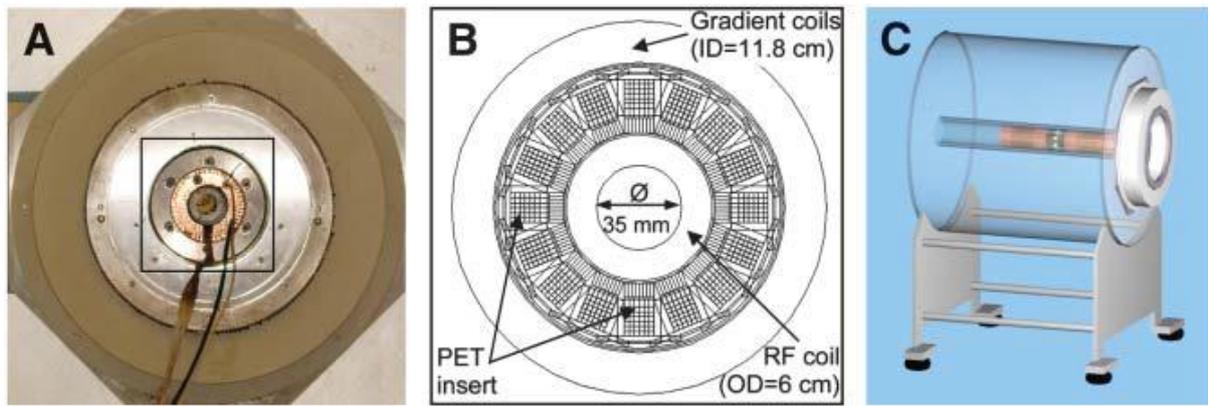


Figure (III-6) : Placement de l'insert de PET à l'intérieur de 3-T scanner IRM: la photographie (A) et le dessin (B) montrent vue agrandie insérer et bobine RF en place à l'intérieur MR. Scanner, et le dessin (C) montre axial placement.

III.4.2 .TEP et IRM bout a bout :

Le système développé par Philips Healthcare l'ingenuity TF PET/IRM. Combine des dispositifs TEP caméra « temps de vol » Astonish au Gemini TF et IRM Achieva 3T installés a une distance d'environ 3 mètre l'un de l'autre mais connectés par un lit d'examen unique, pivotant de 180° et permettant un déplacement du patient sans que sa position ne change entre les deux examens.

Des éléments protecteurs isolent l'électronique et les photomultiplicateurs du tomographe TEP des effets du champ magnétique de l'IRM.

D'autres modifications de ces composants ont également été appliquées pour diminuer leur risque de parasiter les images d'IRM fig. (7).

Une acquisition corps entier dure entre 24 et 30 minutes : 6 minutes d'IRM pour le calcul des coefficients d'atténuation et 18 à 24 minutes d'images TEP en six a huit position de lit de trois minutes a chaque fois.

Chacun des dispositifs est utilisable individuellement. Néanmoins, l'unicité du lit d'examen interdit un usage simultané des deux appareils.

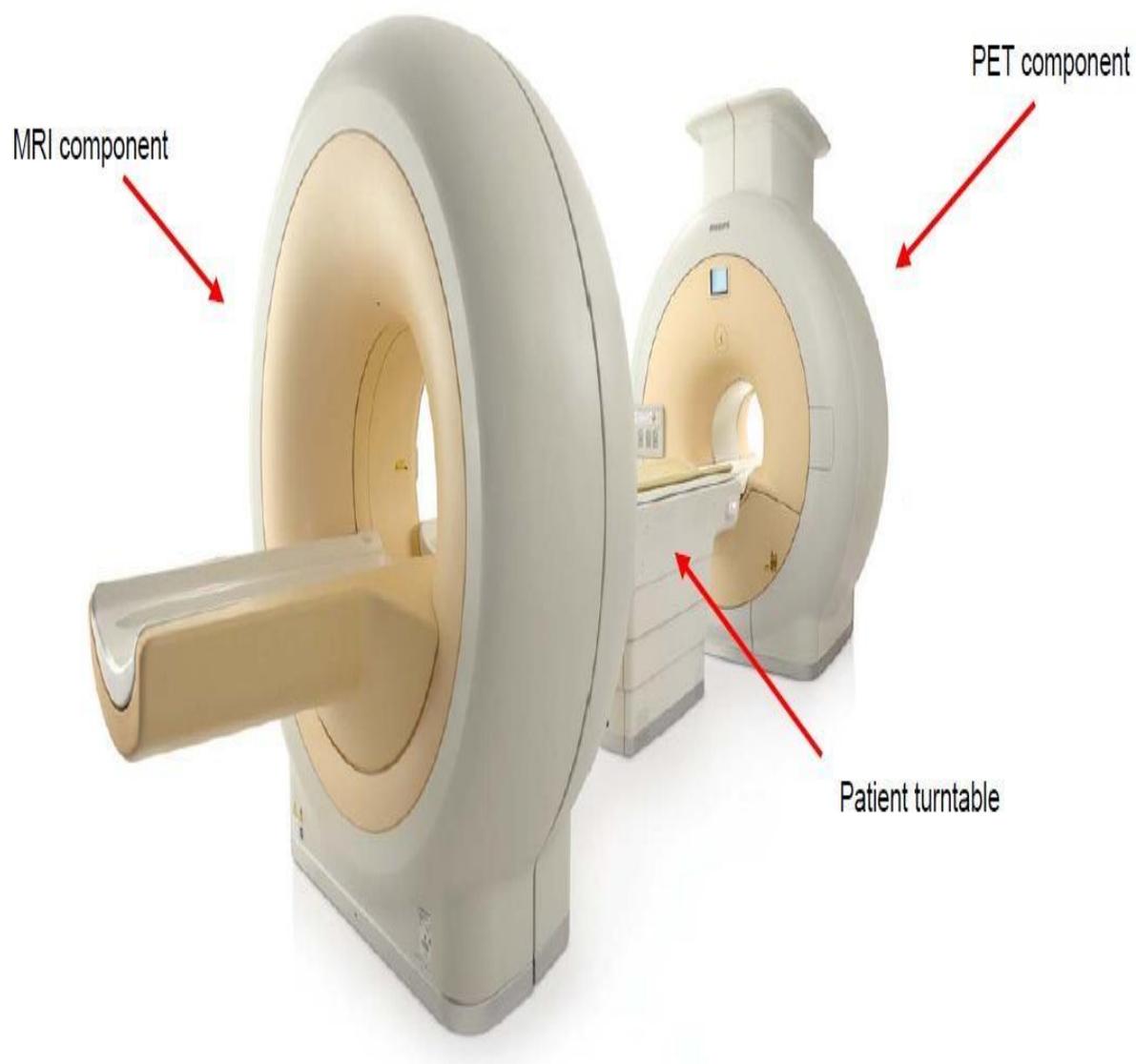


Figure (III-7): Ingenuity TF de Philips Healthcare

III.4.3 .TEP et IRM cote à cote:

La société General Electric ne propose pas de matériel spécialement dédié a cette technique hybride mais propose un complexe de salles adjacentes permettant de transférer le patient d'un scanner a l'autre a l'aide d'une table mobile.

Les deux examens se font séparément et le référentiel de la table d'examens reste le même en s'assurant toute fois que le patient reste parfaitement immobile entre les deux examens. Cette solution permet aussi l'utilisation indépendante des deux imageurs.

Elle suppose, si l'on vise à réduire les délais entre acquisitions des personnels médicaux et techniques des deux disciplines concernées sur le même plateau technique.

A noter que les systèmes Biography mMR et Ingenuity TF ont obtenu depuis 2011 leur autorisation d'utilisation dans différentes parties du mondes :

Europe (marquage CE), Etats-Unis (autorisation FDA), Canada et Australie.

III.5 .Ouvrir TEP-IRM machine complexe :

Une machine PET / IRM hybride qui combine un dispositif de PET avec un appareil d'IRM, comprend: un dispositif ouvert de PET qui a un champ de vue au moins une partie de ce qui est un espace ouvert accessible depuis l'extérieur de PET; et un dispositif ouvert IRM qui a un champ IRM de vue au moins une partie qui est un espace ouvert accessible depuis l'extérieur, et l'espace ouvert du champ PET de vue et l'espace ouvert du champ IRM de vue sont autorisés à se chevaucher l'autre au moins en partie. Il est ainsi possible de mesurer simultanément l'image et le même espace ouvert accessible de l'extérieur par le dispositif PET et l'appareil d'IRM, acquérant ainsi des informations fonctionnelles et des informations morphologiques en même temps.

Ci-après, des modes de réalisation de la présente invention vont être décrits en détail en référence aux dessins. Comme le montre la Fig. 8, un premier mode de réalisation de la présente invention comprend un dispositif d'IRM ouvert 20 de ce qu'on appelle doublé type de beignet, comprenant deux aimants 22 et 24 qui sont disposées à l'écart dans la direction de l'axe du corps d'un sujet 8. Antimagnétique PET détecteur anneaux 32 et 34 sont disposés dans les ports de patients sur les côtés respectifs de constituer anneaux composites 42 et 44.

L'espace entre les deux séparés, anneaux composites opposés 42 et 44 est l'espace ouvert chevauchement de l'IRM et PET.

Dans la Fig. 8, les bagues composites 42 et 44, y compris les détecteurs PET anneaux 32 et 34 disposés dans les aimants 22 et 24, respectivement, sont disposés de l'autre dans la direction de l'axe du corps du sujet 8 comme représenté sur la Fig. 9 (A). Toutefois, la configuration du système ne se limite pas à celle-ci. Comme le montre la Fig. 9 (B), les anneaux composites opposés 42 et 44 peuvent être disposés à part dans une direction orthogonale à l'axe du corps du sujet. Comme le montre la Fig. 9 (C), les circulaires anneaux de détecteur de PET 32 et 34 peuvent être disposés à l'écart dans la direction de l'axe du corps de l'objet 8 dans l'espace ouvert d'un dispositif d'IRM ouvert en forme de hamburger 50. En variante, comme représenté sur la Fig. 9 (D), elliptiques anneaux de détecteur de PET 52 et 54 peuvent être disposés à l'écart dans la direction de l'axe du corps de l'objet 8 dans l'espace ouvert de l'appareil d'IRM ouvert en forme de hamburger 50.

Selon l'exemple de la Fig. 9 (A), la tête de l'objet est facilement accessible. Selon l'exemple de la Fig. 9 (D), la distance entre les aimants 22 et 24 de l'appareil d'IRM peut être réduite 50 pour la miniaturisation de l'appareil.

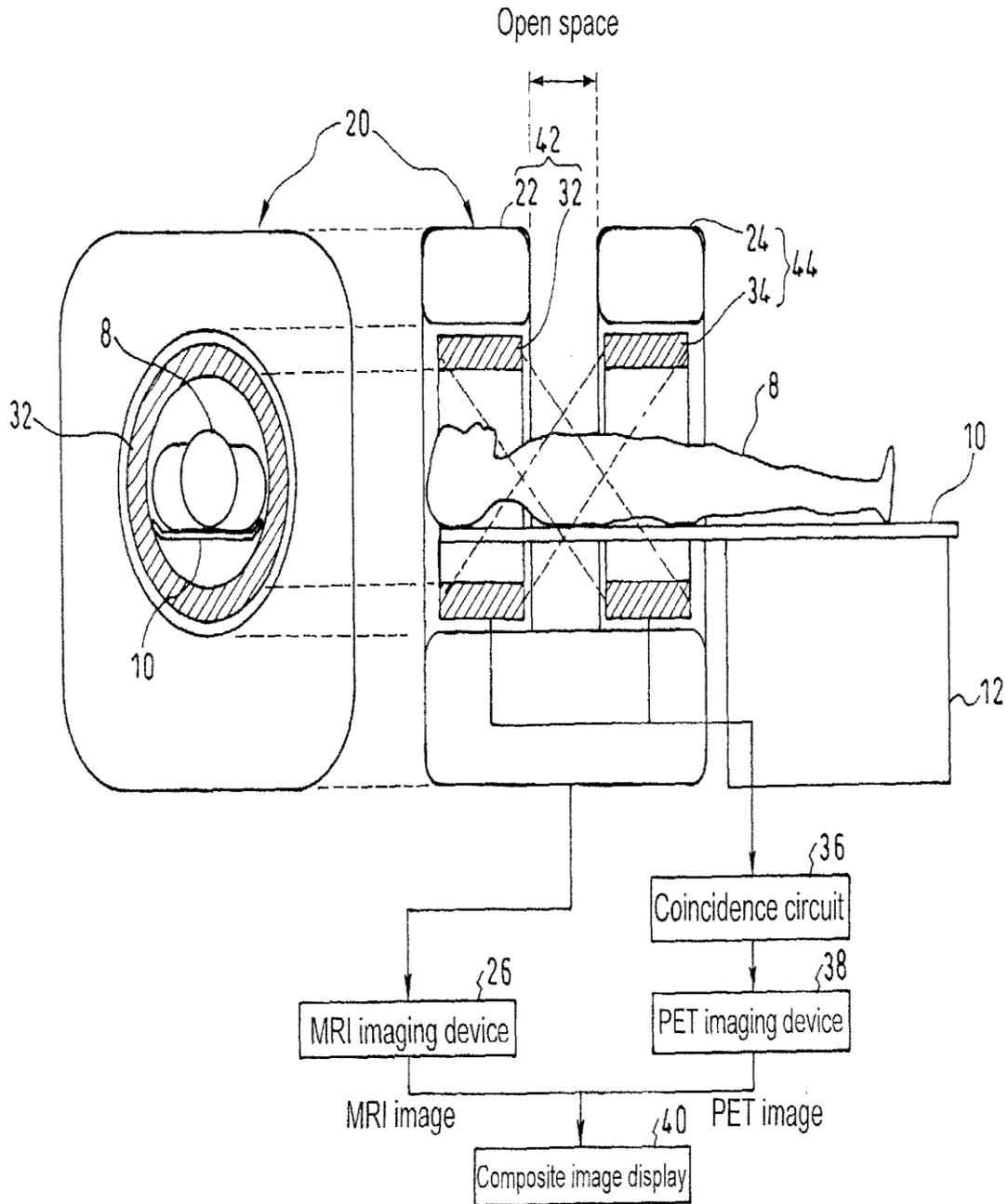


Figure (III-8) : schéma de principe montrant la configuration globale d'un premier mode de réalisation de la présente invention, y compris une vue de côté et de face.

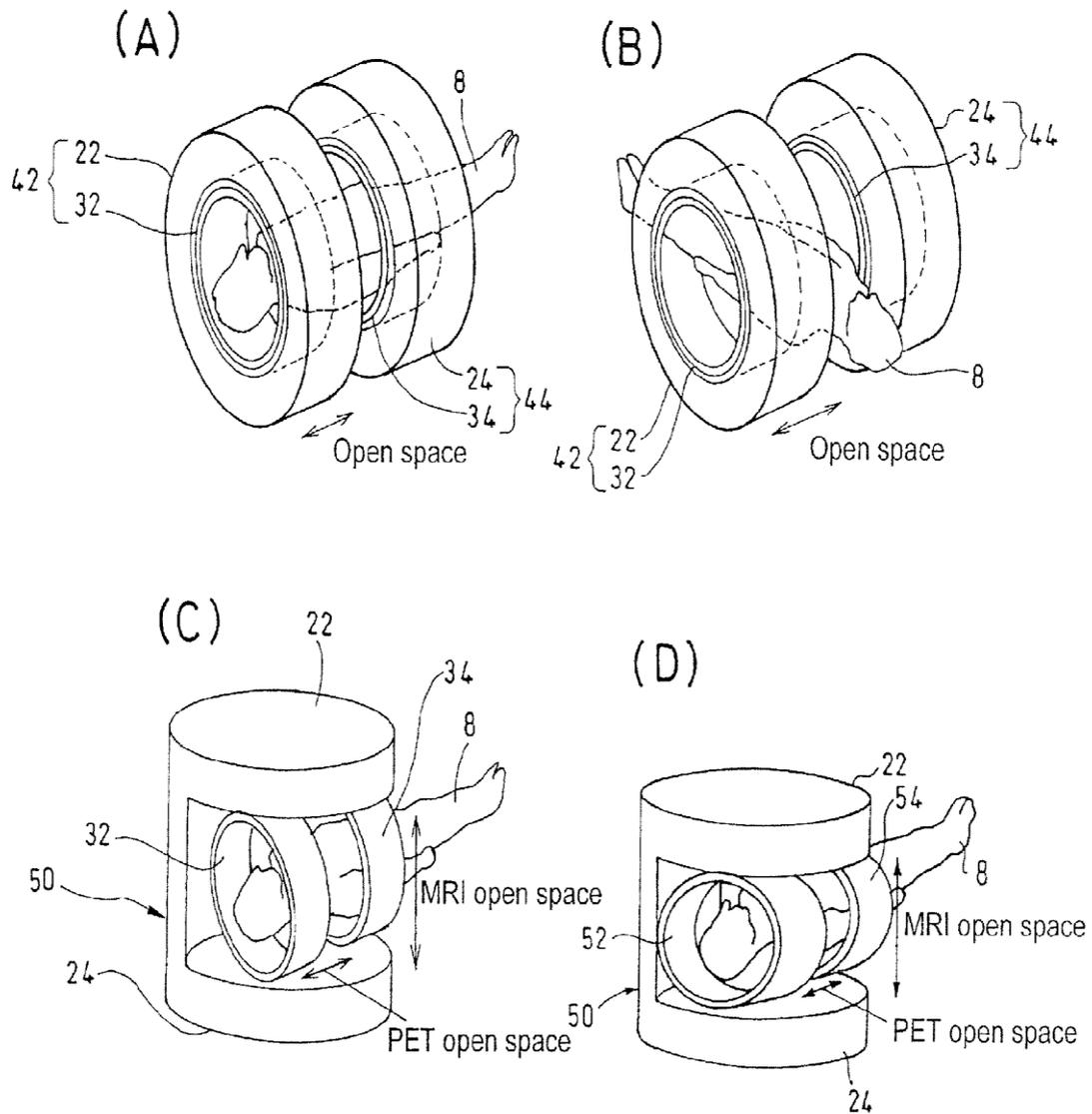


Figure (III-9): est une vue en perspective montrant la configuration des parties essentielles du premier mode de réalisation et modifications de ceux-ci.

Ensuite, un deuxième mode de réalisation de la présente invention va être décrit en détail avec référence aux Fig. 10. Dans le présent mode de réalisation, une bobine RF 60 pour l'IRM est fixée à ou disposée de façon mobile sur le lit 10. La bobine RF 60 et / ou le lit 10 est / sont déplacé dans la direction de l'axe du corps de l'objet 8 de sorte que la bobine RF 60 pénètre dans l'espace ouvert pour rendre le champ de vue PET et le champ IRM de vue se chevauchent. La bobine RF a généralement une structure de châssis cylindrique circulaire pour entourer la zone touchée. La bobine RF a généralement beaucoup d'ouvertures et de ne pas interférer avec l'accès à la zone touchée.

Selon le présent mode de réalisation, le bobinage à haute fréquence 60 et / ou 10 le lit peut être déplacé dans l'axe du corps du sujet 8 pour ajuster le champ de vision de l'image IRM en position.

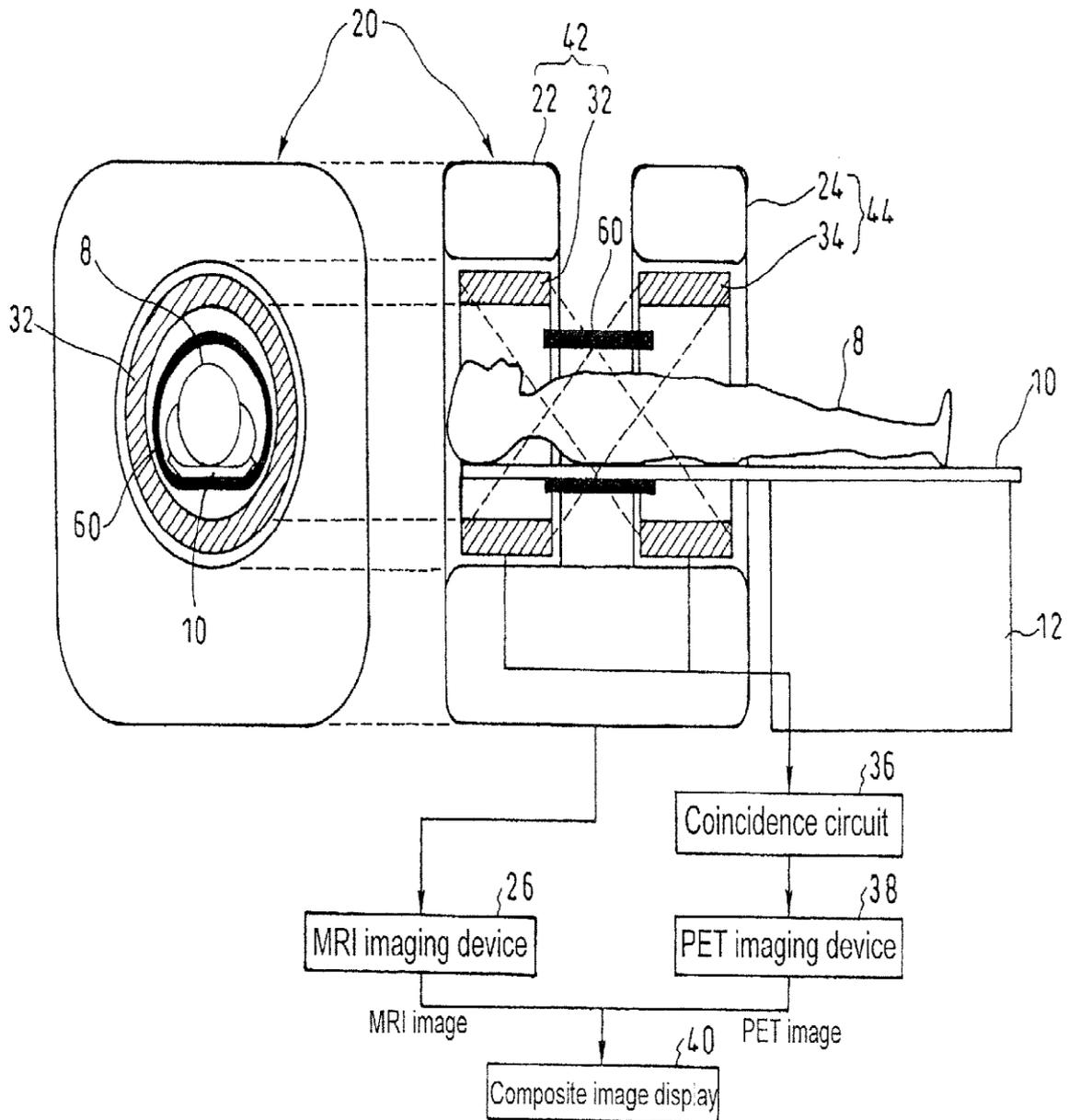


Figure (III-10) : est un schéma de principe montrant la configuration globale d'un deuxième mode de réalisation de la présente invention, y compris une vue de côté et une vue de face.

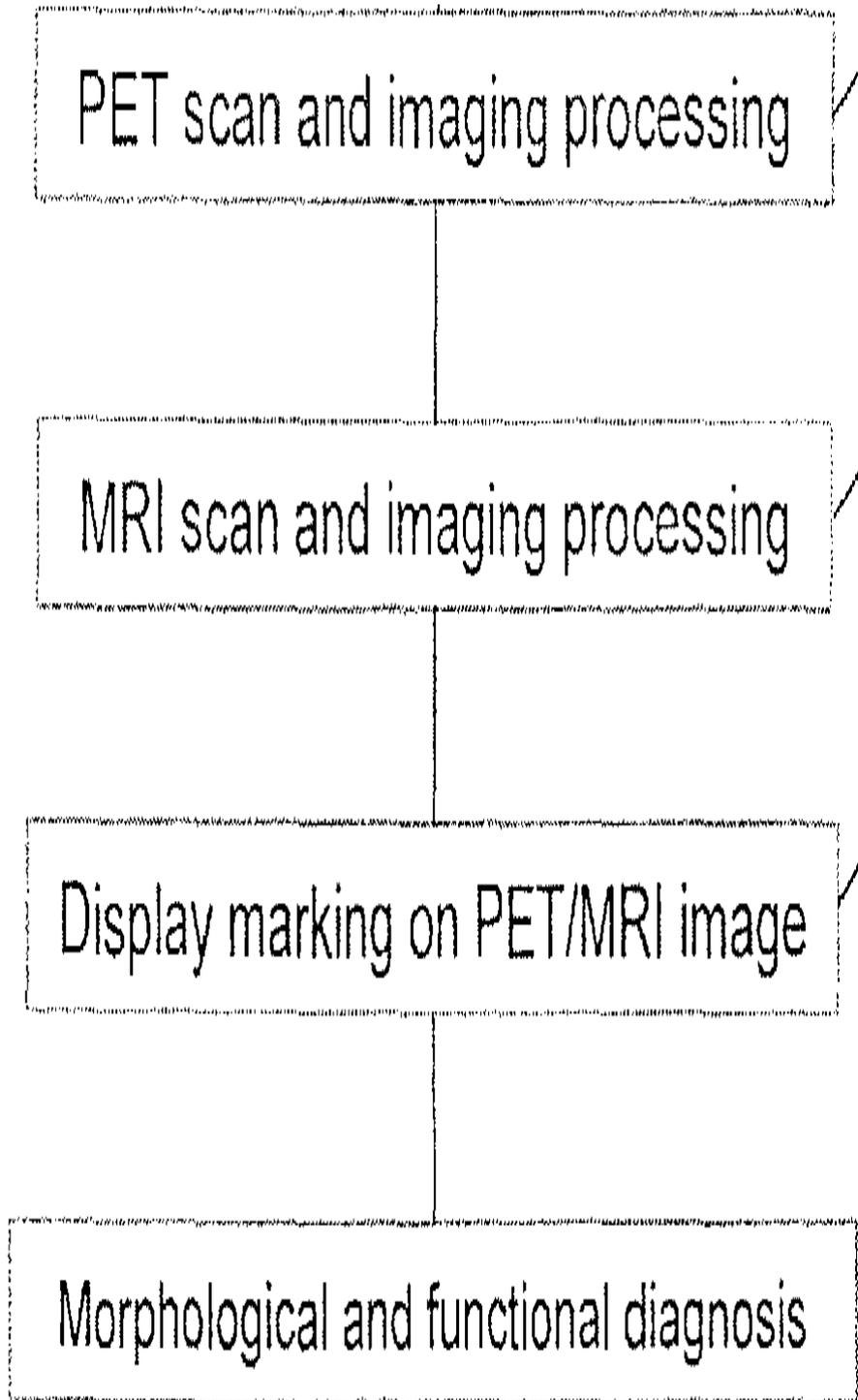


Figure (III-11) : organigramme montrant une modification de la procédure de diagnostic / traitement selon la présente invention.

- **APPLICATION INDUSTRIELLE :** La présente invention est applicable à PET / IRM machines hybrides qui combinent en général un dispositif de PET et d'un dispositif d'IRM, de sorte que des informations fonctionnelles et des informations morphologiques peuvent être acquis simultanément dans le même espace ouvert qui est accessible de l'extérieur. Il est ainsi possible de fournir un espace ouvert très utile adaptée au traitement et analogues.

IV. Sécurité TEP-IRM :

Aucune étude abordant des enjeux de sécurité spécifiques aux machines hybrides n'a été identifiée. Cependant, les différents rapports prospectifs rappellent que les problèmes de sécurité des deux technologies mises en jeu s'appliquent aux machines hybrides. Ainsi les dispositifs TEP/IRM sont contraindiqués pour les populations pour qui l'usage d'une des technologies est contraindiqué : par exemple, pour l'IRM, les personnes à risque lors de l'utilisation d'un champs magnétique (femme enceinte, enfant de moins de deux ans...) ou équipé d'un dispositif non compatible à l'IRM (pacemakers non-compatible, cœur artificiel...), et pour la TEP, les patients jeunes et les enfants, dont les changements physiologiques liés à la croissance les exposent à de plus importants risques relatifs aux rayonnements répétés.

Les risques habituellement associés au rayonnement et pouvant entraîner un développement de cancer lors d'examens TEP répétés sont évidemment à prendre en considération.

Cependant, plusieurs études abordant ce risque suggèrent qu'un examen TEP/IRM permettrait de réduire la dose effective de rayonnement par rapport à un examen TEP/TDM

Pour le personnel, les normes de radioprotection lors d'un examen TEP sont appliquées (protections, zone de stockage séparée...), mais un risque d'entraîner une exposition plus importante du personnel existe en raison d'une préparation plus longue du patient pour un examen TEP/IRM par rapport à un examen TEP/TDM.

V .Application de TEP-IRM :

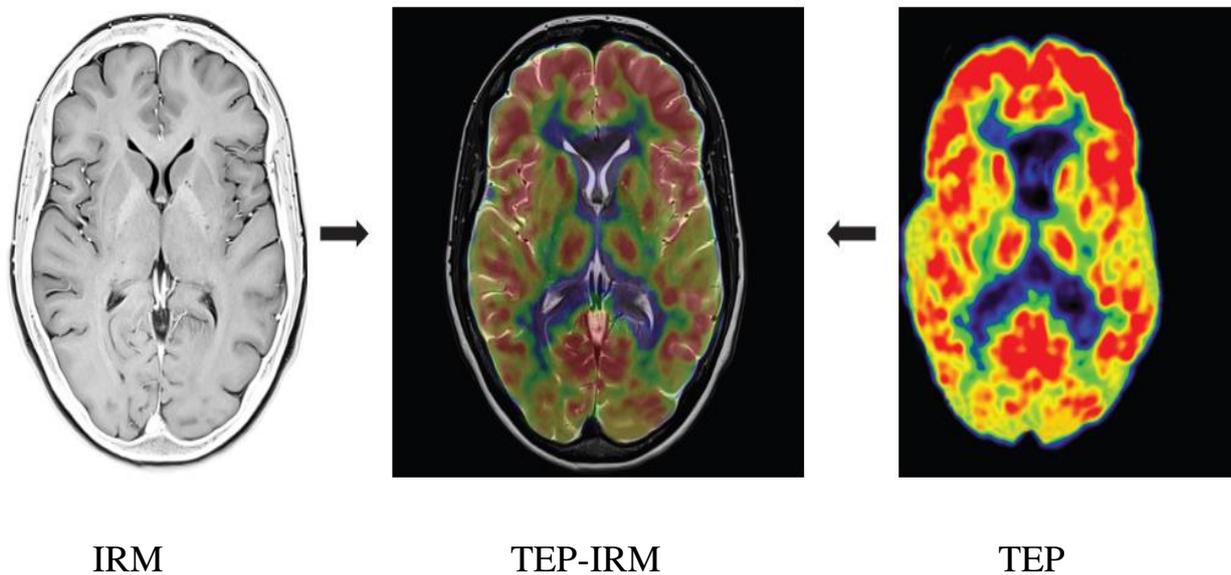
V.1. Les applications cliniques : la caractérisation des tumeurs cérébrales :

L'IRM est la méthode de choix pour l'évaluation des tumeurs cérébrales.

Bien que cette technique permette une excellente visualisation de ces tumeurs, il y a encore des limitations pour définir précisément les limites de la lésion, en particulier des composantes infiltratives de bas grade, pour identifier les remaniements post-thérapeutiques et pour évaluer la réponse aux traitements.

L'information moléculaire de la TEP, en particulier avec des traceurs spécifiques, tels que ¹¹C-méthionine et ¹⁸F-FDG fig. (12-b) est aujourd'hui un outil établi dans le diagnostic et le suivi des tumeurs primaires cérébrales, principalement dans les gliomes [17]. Dans l'évaluation diagnostique et dans le staging, cette modalité peut être utilisée pour guider la biopsie des tumeurs hétérogènes. Elle peut aider à déterminer l'étendue des tumeurs et à les différencier de l'œdème péri lésionnel. Elle peut également être utile pour le choix du traitement. L'imagerie TEP avec des analogues d'acides aminés peut aider à différencier les modifications post-thérapeutiques des récurrences tumorales ou encore évaluer de façon précoce la réponse aux traitements [18]. Ainsi, l'association de la TEP et de l'IRM est susceptible d'améliorer la sensibilité diagnostique des gliomes et peut permettre d'étudier plus en détail les rapports entre l'absorption du traceur et les modifications de perfusion et d'intégrité de la barrière hémato-encéphalique, conduisant à une meilleure caractérisation des tissus tumoraux. Fig. (12-a)

A



B

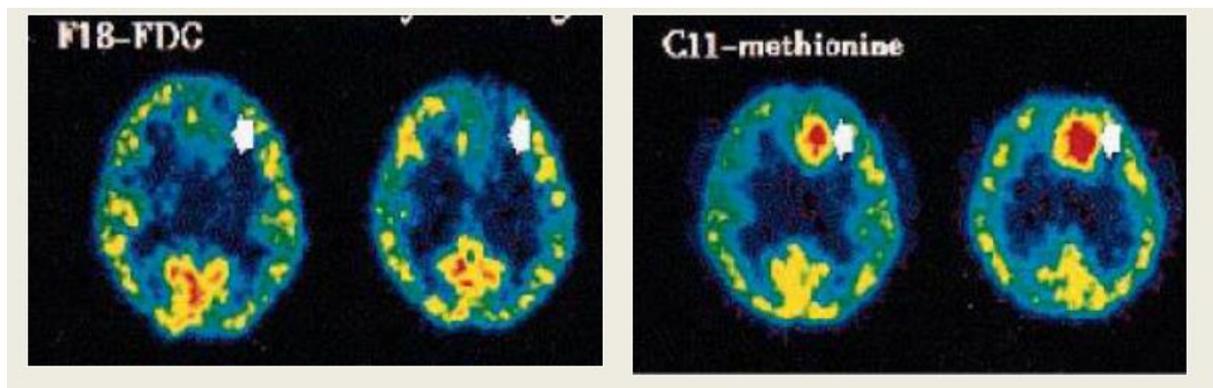


Figure (III-12): image cérébral (A) traceurs spécifiques (B)

V.2 .Les applications cliniques : bilan pré chirurgical des épilepsies :

L'imagerie TEP joue un rôle très important dans le diagnostic pré chirurgical des épilepsies. En pratique clinique, le 18F-FDG est le traceur le plus utilisé : le but est d'identifier un hypo métabolisme focal (diminution de captation du glucose) correspondant à la zone dysfonctionnelle à l'origine des crises épileptiques [19]. L'intérêt principal réside dans l'étude des cas négatifs à l'IRM ou dans l'identification de la lésion épileptogène parmi plusieurs visibles à l'IRM. Le 11C-flumazenil, un ligand pour les récepteurs GABA, se fixe également de façon moindre au niveau du cortex épileptogène par rapport au cortex sain. L'imagerie TEP est toujours interprétée en association avec l'imagerie morphologique et fonctionnelle fournie par l'IRM, indispensable dans le domaine du bilan pré chirurgical de l'épilepsie. Pour le diagnostic des dysplasies corticales, par exemple, la fusion des images TEP et IRM permet un gain diagnostique significatif.

V.3 .Autres applications :

V.3.1 Maladies vasculaires :

L'utilisation de l'imagerie hybride TEP/IRM permet l'évaluation du réseau vasculaire, des atteintes parenchymateuses ainsi que des altérations fonctionnelles et dégénératives locales et à distance, comme par exemple le phénomène de diaschisis. L'IRM a énormément évolué pour fournir des mesures de plus en plus précises de la perfusion cérébrale avec des séquences avec et sans l'utilisation du produit de contraste, ce dernier atout semble prometteur surtout chez les patients avec une insuffisance rénale et chez les enfants.

V.3.2 Tumeurs des nerfs périphériques :

L'IRM est l'examen de choix pour l'étude des nerfs périphériques. Récemment, la neuro-graphie par IRM a été intégrée en routine clinique. La TEP, rarement réalisée pour cette indication, peut toutefois apporter des informations métaboliques utiles pour l'analyse des lésions suspectes[20]. Par exemple, l'analyse postopératoire par IRM seule reste difficile et la TEP peut améliorer nettement la délimitation exacte de la tumeur résiduelle métaboliquement active, comme récemment démontré.

VI. Avantages de TEP-IRM :

Cette nouvelle avancée technique permet maintenant de réaliser les examens TEP/IRM:

- en un seul examen
- dans une seule et unique pièce
- pour une solution corps entier

Cela entraîne une réduction de la durée des procédures, une organisation plus aisée et des résultats plus rapides.

- Un seul examen permet un gain de temps pour le patient et une productivité optimisée.
- Les patients ne programment qu'un seul et unique examen.
- La qualité d'image et la précision de la fusion des images sont améliorées grâce à la diminution des mouvements ou des interruptions.

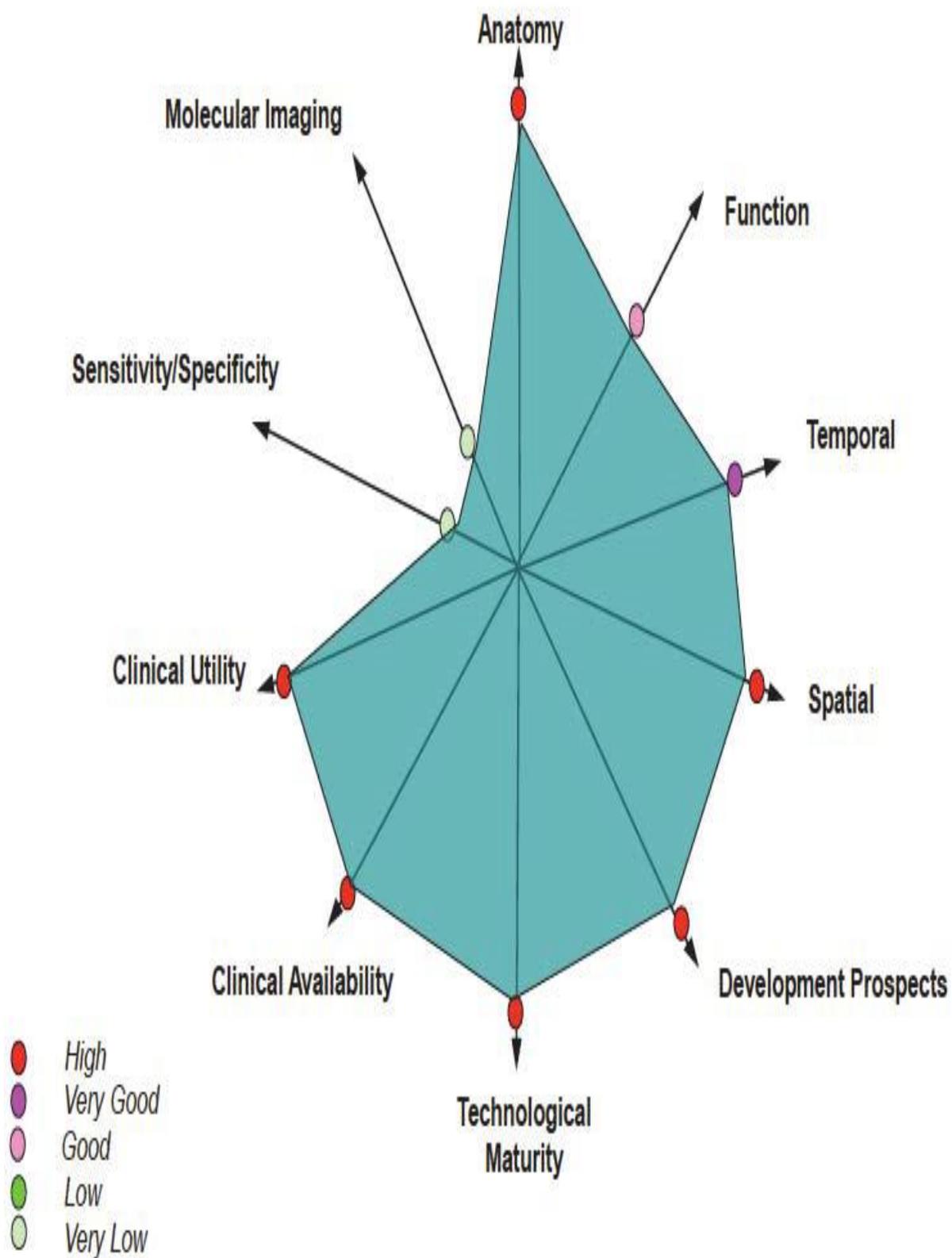


Figure (III- 13): Imagerie par résonance magnétique IRM

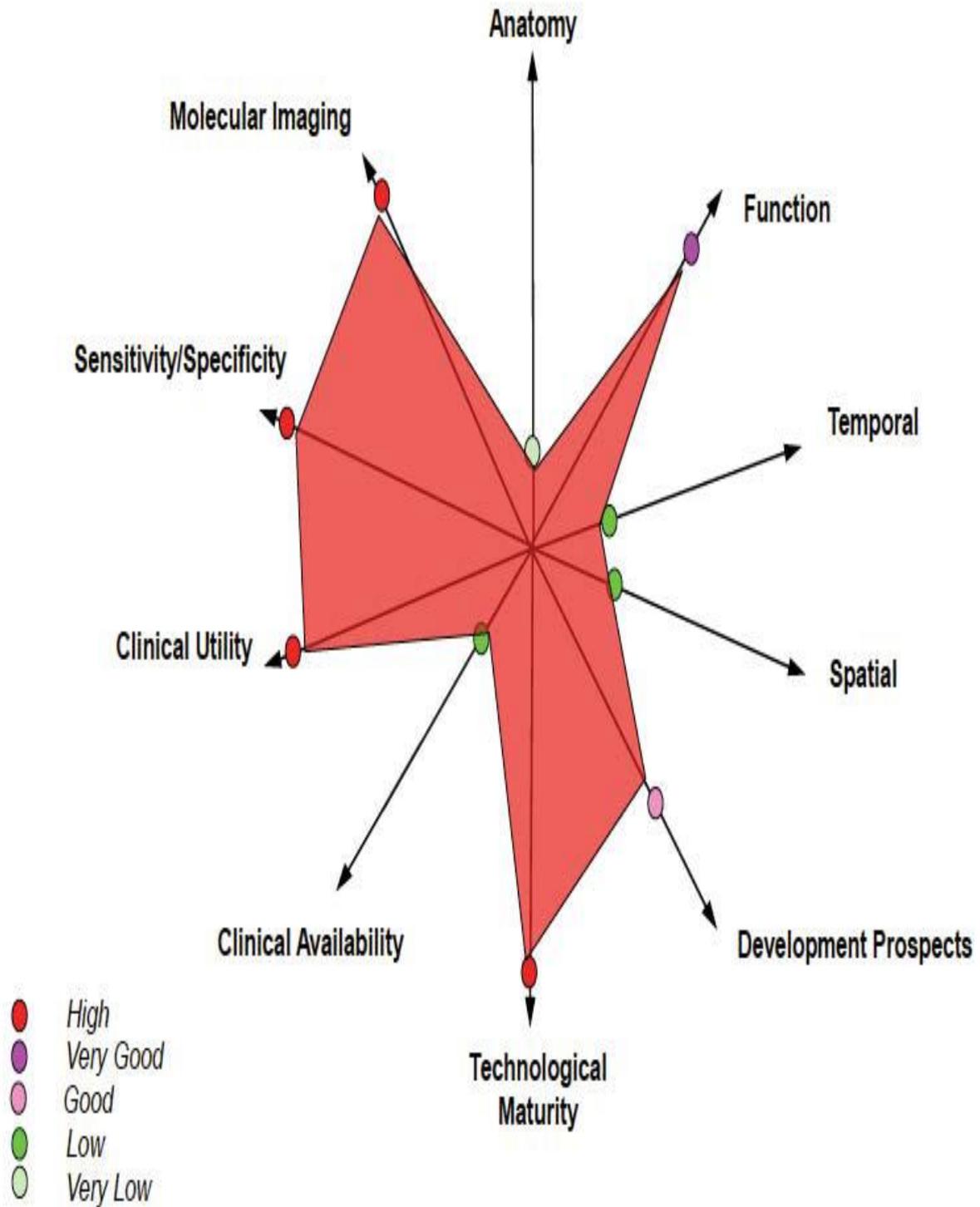


Figure (III- 14): Tomographie par émission de positon

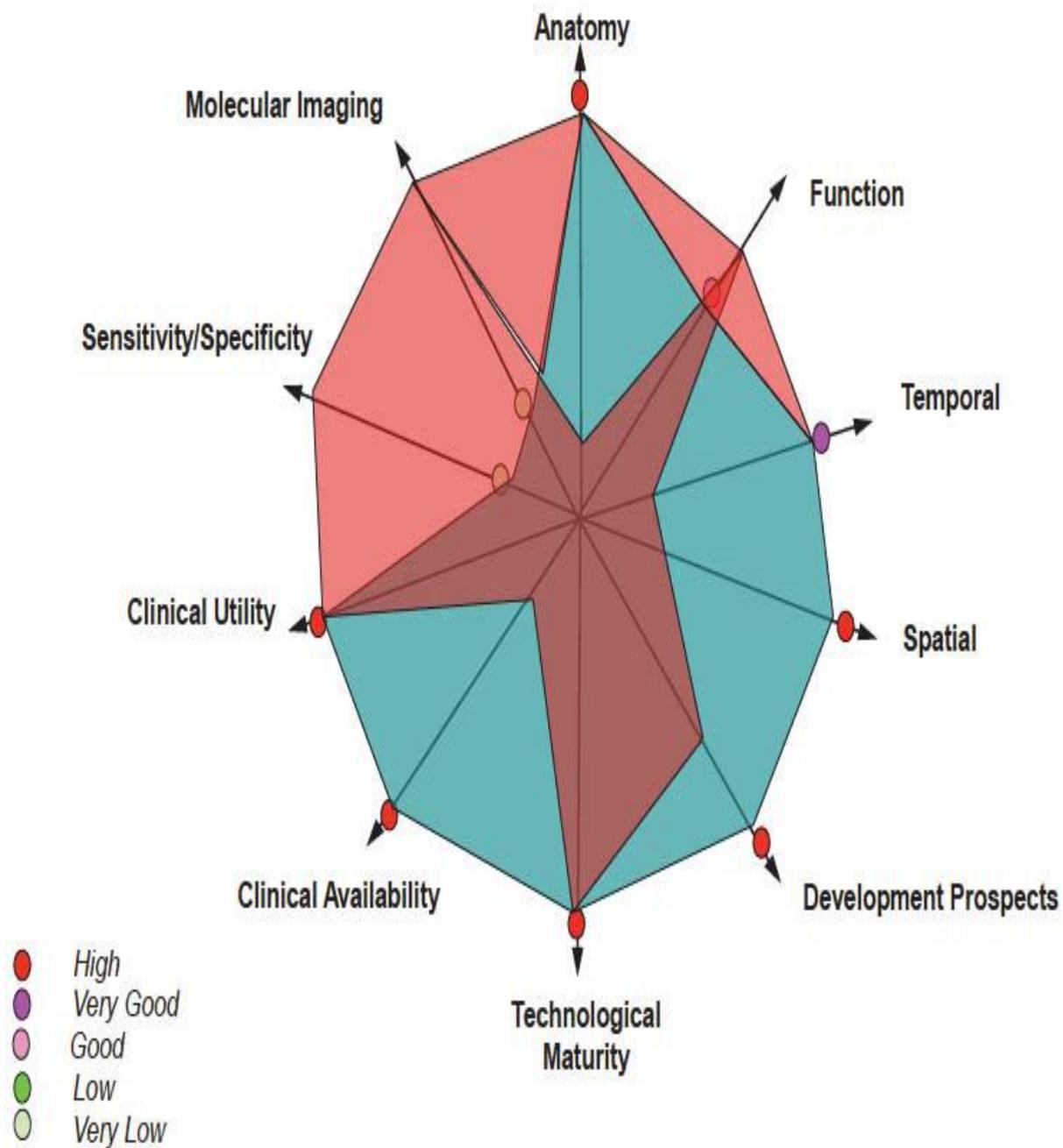


Figure (III- 15) : Combinaison hybride TEP-IRM

VII.IRM-TEP en Algérie :

Le bon fonctionnement du matériel médical est une des premières garanties de la qualité des soins. Chaque jour, les équipes de maintenances veillent à la disponibilité et la fiabilité des appareils médicaux indispensables pour l'hôpital. Et La maintenance opérationnelle d'appareils aussi sophistiqués nécessite une véritable expertise.

Le problème à l'origine de ce manque de ce matériel est le financement, bien que le secteur du matériel médical est relativement touché par la crise économique, et les ressources financières allouées a ce secteur sont réduites par rapport a d'autres secteurs et comme la machine TEP-IRM coute très cher cela dit que la majorité des spécialistes refusent de qualifier cet achat.

La disponibilité d'IRM est limitée dans les hôpitaux sauf ou niveau des chefs-lieux, cela du au manque des médecins radio diagnostique spécialisé en imagerie résonance magnétique et en particule, le problème des finances qui revient très cher pour les hôpitaux ainsi que le manque des ingénieurs de la maintenance dans le domaine biomédical pour entre tenir cet équipement qui demande suivi rigoureux et vigilant.

C'est durant notre stage de formation que nous avons constaté ce problème car on a rencontrées des difficultés pour accéder à cet appareil.

Et concernant la TEP n'est pas encore instaurée vue sa cherté.

Nb: la TEP il n'y a qu'un seul appareil en Algérie à Tizi-Ouzou clinique privé « Mahmoudi » qui ne sera disponible qu'à partir le mois de juillet 2015.

Conclusion Générale

Les appareils d'imagerie médicale sont nécessaires pour diagnostiquer des différentes pathologies. Parmi elles, L'IRM qui est une technologie très moderne, bien que le principe sur lequel se base cette technologie soit connu depuis longtemps et malgré le modernisme de cet appareillage il est déjà devenu indispensable à la technologie moderne. En effet, les IRM ont permis de faire de grands progrès pour soigner certaines pathologies surtout situées au niveau cérébral. Cette technologie étant très performante et inoffensive pour la santé de l'homme, elle devrait se développer de plus en plus dans l'avenir.

Les principes de l'imagerie PET et les caractéristiques des différents systèmes de détection ont été revus. La tomographie corps entier pose encore un certain nombre de problème de stratégie d'acquisition (optimisation des temps d'acquisition, mise en place d'une stratégie utilisable de mesure de transmission pour la correction d'atténuation, correction de diffusé). De plus, les systèmes fonctionnant en mode 3D (sans septa) sont plus sensibles à l'influence des sources radioactives externes au champ de vue. Des études systématiques qui évaluent l'influence des performances des instruments, des stratégies d'acquisition, des méthodes de reconstruction et de quantification d'images devraient générer de nouvelles idées et permettre la conception de caméras plus performantes.

La technologie hybride d'imagerie TEP/IRM développée a surmonté les difficultés techniques pour proposer des appareils pouvant mettre en œuvre les atouts des techniques d'imagerie TEP et IRM. Cependant, si la preuve est faite de la réduction de dose effective de radiation obtenue pour une durée d'examen et une organisation adaptée à l'utilisation en routine, des indications cliniques exploitant les atouts de la technique de TEP/IRM pourraient rapidement émerger.

En attendant les résultats d'études plus approfondies et a plus long terme les machines hybrides de TEP/IRM semblent pour l'instant être destinées uniquement a la recherche clinique.

Bibliographie

[1]D. Canet, 2ème éd. 2002, Dunod.

[2]P.-W. Atkins, J. de Paula, 2ème éd. 2004, De Boeck.

[3]Ecole doctorale EEA ; DEA Images & Systèmes Equipe (09/2002) : H. Saint-Jalmes (PR), D. Graveron-Demilly (IR) L. Bouchet-Fakri (MC), S. Cavassila (MC), B. Favre (MC), E. Perrin (MC) ; Doctorants : M. Armenean (OC, HSJ, 02), C. Armenean (EP, HSJ, 05), F. Jaillon (HSJ, 03), F. Pilleul (OB, HSJ, 05), H. Ratiney (DG, SC, 04), H. Sanchez (CC, HSJ, 03) ; DEA : F. Lairi (DG), F. Seguro (ABC, HSJ), V. Surrel (EP), Z. Zhai (SC),

[4]Jacques BITTOUN, Unité de Recherche en Résonance Magnétique Médicale (ESA 8081 – CNRS) CIERM - Université Paris-Sud, Hôpital de Bicêtre -94270 Le Kremlin-Bicêtre-France.

[5]Arena I, Morehouse HT, Safir j.MR imaging artifacts that simulate disease :how to recognize and eliminate theme. radiographic 1995 ;15 :1373-1394.

[6]VLAARDINGERBROEK M.T., DEN BOER J.A., "Magnetic Resonance Imaging" (2ème édition), Borders, 1998.

[7]V.V. Selivanov, Y. Picard, J. Cadorette et al, "Detector response models for statistical iterative image reconstruction in high resolution PET", IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 47, no. 3, 2000.

[8]Knoll G F 1989 Radiation Detection and measurement , second edition. Wiley.

[9]Thon A, Degenhardt C, Fiedler K, Frach T, Rütten W and Solf T 2004 Rate-dependence of the key performance parameters in an Anger logic based PET detector IEEE Nucl. Sci. Symp. Conf. Rec. 6 3375 – 3379.

[10]Zeng, G. (2001). Image reconstruction : a tutorial. Comput Med Imaging Graph, 25 :97{103. 26}

[11]Septembre 2007. Norme européenne NF EN 62464-1

[12]Bailey D L, Meikle S R 1994 A convolution-substraction scatter correction method for 3D PET. Phys. Med. Biol 39 411-424.

Bibliographie

- [13]Spring, K. R. et Davidson. M. W. Concept in Digital Imaging Technology: Avalanche Photodiodes. Dans Hamamatsu. [http://learn.hamamatsu.com/articles/ photomultipliers.html](http://learn.hamamatsu.com/articles/photomultipliers.html). (page consultée le 15 janvier 2013).
- [14]Levin C S, Tornai M P, Cherry S R, MacDonald L R and Hoffman E J 1997 Compton scatter and x ray crosstalk and the use of very thin intercrystal septa in high resolution PET detectors IEEE Trans. Nucl. Sci. 44 218–224.[16]V.V. Selivanov, Y. Picard, J. Cadorette et al, "Detector response models for statistical iterative image reconstruction in high resolution PET", IEEE Trans. Nucl. Sci, vol. 47, no. 3, 2000.
- [15]Casey, M, and Nutt, R. (1986). A multy Cristal two dimensional BGO detector system for positron emission tomography . IEEE Trans Nucl Sci 33, 460-463.
- [16]Ratib O, Beyer T. Whole-body hybrid PET/MRI: ready for clinical use? Eur J Nucl Med Mol Imaging 2011;38:992–5.
- [17]Dunet V, Rossier C, Buck A, Stupp R, Prior JO. Performance of 18F-fluoro-ethyl-tyrosine (18F-FET) PET for the differential diagnosis of primary brain tumor: a systematic review and meta-analysis. J Nucl Med 2012;53:207–14.
- [18]Cussoneau J. P. et al , Nuclear medical imaging using coincidences from 44Sc radionuclide with liquid xenon as detection medium. In ARRONAX International Scientific Committee.
- [19]Kumar A, Semah F, Chugani HT, Theodore WH. Epilepsy diagnosis: positron emission tomography. Handb Clin Neurol 2012;107:409–24.
- [20]Bronstein Y, Tummala S, Rohren E. F-18 FDG PET/CT for detection of malignant involvement of peripheral nerves: case series and literature review. Clin Nucl Med 2011;36:96–100.