

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

TOMOGRAPHIE CARDIAQUE EN MÉDECINE NUCLÉAIRE:
COMPARAISON ENTRE DIFFÉRENTES MÉTHODES D'ACQUISITION

Gnahoua ZOABLI

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

RAPPORT DE PROJET PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION DU
DIPLOME DE MAÎTRISE EN INGÉNIERIE (M.Ing.)

(GÉNIE BIOMÉDICAL)

AVRIL 1995

© Gnahoua ZOABLI, 1995

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce rapport de projet intitulé:

**TOMOGRAPHIE CARDIAQUE EN MÉDECINE NUCLÉAIRE:
COMPARAISON ENTRE DIFFÉRENTES MÉTHODES D'ACQUISITION**

présenté par: ZOABLI Gnahoua

en vue de l'obtention du diplôme de: Maîtrise en ingénierie (M. ing.)

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de:

M. MATHIEU Pierre A., D.Sc.A., directeur d'études et président

M. MONGRAIN Rosaire, PhD, membre

À ma famille, à mon pays.

REMERCIEMENTS

J'aimerais exprimer ma gratitude à tous ceux qui ont contribué à la réalisation de ce projet, notamment le personnel du service de génie biomédical (GBM) de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont (HMR), les médecins impliqués dans ce projet, ainsi que le support et la collaboration des services de GBM de l'hôpital Notre Dame (HND) et de l'Institut de Cardiologie (ICM) de Montréal.

Mes remerciements vont plus particulièrement à M. Robert PRUD'HOMME, responsable du service de GBM de HMR, qui a grandement facilité mon travail par de judicieux conseils et orientations. Encore mes remerciements à Jean-Maurice DOUESNARD, mon superviseur clinique pour son si précieux encadrement, Denis DEROME et Michel JUTRAS pour leur disponibilité à mon égard malgré leurs activités quotidiennes. Tous mes remerciements à M. Pierre A. MATHIEU pour l'excellence de l'encadrement académique et la pertinence de sa contribution.

Je voudrais enfin remercier le Ministère de la Santé et de la Protection Sociale de la République de Côte d'Ivoire et la Banque Africaine de Développement pour le support financier qu'ils m'ont accordé au cours de ces études de maîtrise.

RÉSUMÉ

En médecine nucléaire, il y a sur le marché une grande variété de caméras gamma et autant de techniques d'acquisition des images. Dans ce cadre, notre projet vise à identifier les approches permettant d'obtenir le meilleur diagnostic de l'infarctus du myocarde. Plus particulièrement, on a cherché à identifier les modalités optimales d'acquisition pour une caméra à deux détecteurs. À cette fin, on a comparé la technique à deux détecteurs placés soit perpendiculairement (i.e. en "L") ou parallèlement l'un à l'autre. Dans chaque cas, des acquisitions effectuées sur un arc de cercle de 180° ou de 360° ont été réalisées.

À partir de la littérature, on a identifié les éléments plus susceptibles de constituer une solution optimisée pour l'acquisition des images pour le diagnostic des infarctus. Étant donné leur popularité, notre revue de littérature couvre aussi les études portant sur les appareils à trois détecteurs. Ces caractéristiques optimales ont ensuite été comparées à celles en usage dans un hôpital universitaire. Dans le cadre du projet, un fantôme adapté au diagnostic en cardiologie a été conçu et un logiciel a été créé pour traiter l'information contenue dans les images. Il a ainsi été plus facile de comparer la performance des diverses procédures d'acquisition que nous avons étudiées.

En autant que le coeur du patient est constamment maintenu au centre du champ d'acquisition des deux détecteurs disposés en "L", il apparait que la meilleure technique

consisterait en une acquisition de 64 projections prises en mode arrêt-départ sur un arc de 180° et où le positionnement des détecteurs est fait avec une détection de contour.

ABSTRACT

In nuclear medicine, new systems offer various acquisition techniques with different gamma cameras. It is thus desirable to optimize the acquisition method with respect to the technical properties of the camera and for the specificity of the diagnosis. Our study is concerned with the performance of cameras with two detectors. The perpendicular setting is compared to the parallel disposition, both for an acquisition angle of 180° or 360° .

The literature dealing with this subject were synthesized for the identification of an optimized technique for the diagnosis of cardiac infarction. Our review also deals with triple head detectors because of their popularity. The optimal characteristics were then compared with the technique used in a university hospital. For quality control purposes, a special phantom was developed. A software program was created to extract the information contained in the images and facilitate comparison between the different acquisition techniques considered in this study.

When the heart is constantly maintained into the center of the detectors' field of view, the best technique consist in obtaining 64 projections acquired in a step-and-shoot mode, with an acquisition of 180° while the detectors position is controled by a body contour detection system.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	iv
REMERCIEMENTS	v
RÉSUMÉ	vi
ABSTRACT	viii
TABLE DES MATIÈRES	ix
LISTE DES FIGURES	xi
LISTE DES TABLEAUX	xiii
LISTE DES ABRÉVIATIONS	xiv
LISTE DES ANNEXES	xv
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 CAMÉRA GAMMA EN MÉDECINE NUCLÉAIRE	3
1.1 CAMÉRA GAMMA	4
1.2 INFORMATIQUE ASSOCIÉE	18
1.3 TYPES D'EXAMENS	20
1.4 RADIOPROTECTION ET CONTRÔLE DE QUALITÉ	20
1.4.1 Dosimétrie	20
1.4.2 Radioprotection	23
1.4.3 Contrôle de qualité en médecine nucléaire	24
CHAPITRE 2 REVUE DE LITTÉRATURE	27

	x
2.1 MODE D'ACQUISITION DES IMAGES	27
CHAPITRE 3 EXPÉRIMENTATION ET RÉSULTATS	42
3.1 PRÉSENTATION DES TECHNIQUES ACTUELLES	42
3.2 MISE EN OEUVRE D'UNE TECHNIQUE OPTIMISÉE	45
3.3 PRÉSENTATION DU FANTÔME CARDIAQUE ARTHUR	48
3.4 APPAREILLAGE ET PROCÉDURES	50
3.5 RÉSULTATS	55
CONCLUSION	64
RÉFÉRENCES	68
ANNEXE 1: Programme CardioGBM	73
ANNEXE 2: Quelques notions importantes	91
ANNEXE 3: Rétroprojection filtrée	98
ANNEXE 4: Convention de coupes utilisée en SPECT cardiaque	105

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1: Vue d'ensemble de la caméra gamma Anger	4
Figure 1.2: Différentes sortes de collimateurs	5
Figure 1.3: Résolution géométrique du collimateur parallèle	7
Figure 1.4: Tubes photomultiplicateurs hexagonaux	9
Figure 1.5: Schéma du principe de la localisation	10
Figure 1.6: Effet Compton	11
Figure 1.7: Illustration du signal Z	13
Figure 1.8: Effet de l'épaisseur du cristal sur la résolution et la sensibilité du système .	15
Figure 1.9: Schéma typique d'un dosimètre	21
Figure 1.10: Exemple de fantôme	26
Figure 2.1: Comparaison des images issues du mode continu (C) vs arrêt-départ (AD)	29
Figure 2.2: Comparaison du mode circulaire vs non-circulaire	29
Figure 2.3: Variation de la résolution en fonction de la distance coeur-détecteur	33
Figure 2.4: Résolution (FWHM) vs atténuation (comptes relatifs) pour des acquisitions de 180° et 360°	34
Figure 2.5: Représentation schématique de l'acquisition symétrique	36
Figure 2.6: Représentation schématique de l'acquisition asymétrique	36
Figure 2.7 Départ de l'acquisition pour obtenir une reconstruction optimale à 180°	38
Figure 2.8: Configurations de base	39

Figure 2.9: Comparaison de 2 parallèles (DUAL), 2 "L" (DUAL "L") et 3 détecteurs (TRIPLE) en référence à un seul détecteur	41
Figure 3.1: Tomographie SPECT avec la caméra gamma Vertex	43
Figure 3.2: Illustration de la technique optimale	46
Figure 3.3: Fantôme Arthur	49
Figure 3.4: Protocole utilisé pour renommer les fichiers images	54
Figure 3.5: Prévisions théoriques	56
Figure 3.6: Tranche d'Arthur (colonne gauche) et sa représentation sous forme de contours (colonne droite)	58
Figure 3.7: Autres résultats obtenus en doublant le temps d'acquisition	60
Figure 3.8: Quelques résultats obtenus avec le troisième test	61
Figure A.3.1: Étapes du processus de rétroprojection	100
Figure A.3.2: Système de coordination en SPECT	101
Figure A.3.3: Filtre RAMP	102
Figure A.3.4: Illustration de la superposition linéaire de la rétroprojection (LSBP) et la rétroprojection filtrée (LSFBP)	104

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1: Énergies et demie-vies de quelques radio-traceurs utilisés en cardiologie . .	4
Tableau 2.1: Résolution dans le mode circulaire vs non-circulaire	30
Tableau 2.2: Contraste dans le mode circulaire vs non-circulaire	32
Tableau 2.3: Nombre de détecteurs et utilisation principale	40
Tableau 3.1: Comparaison entre la technique optimisée (T. optimale) et la technique présentement utilisée à l' HMR (T. HMR)	47

LISTE DES ABRÉVIATIONS

HMR: Hôpital Maisonneuve-Rosemont

GBM: génie biomédical

SPECT: single photon emission computed tomography

MIBI: methoxy-isobutil-isonitrile

NEMA: National Electrical Manufacturers Association

AAPM: American Association of Physicists in Medicine

TPM: tube photomultiplicateur

SPAH: source plane d'activité homogène

LISTE DES ANNEXES

ANNEXE 1: Programme CardioGBM	73
ANNEXE 2: Quelques notions importantes	91
ANNEXE 3: Rétroprojection filtrée	98
ANNEXE 4: Convention de coupes utilisée en SPECT cardiaque	105

INTRODUCTION

Ce projet en médecine nucléaire, vise à identifier les caractéristiques d'acquisition offrant la meilleure qualité d'image en tomographie cardiaque. Étant donné que la qualité d'une image radio-isotopique est proportionnelle au nombre de photons gamma captés par le détecteur, une méthode d'acquisition sera dite meilleure si elle fournit une image permettant d'obtenir un meilleur diagnostic. L'acquisition est influencée par plusieurs facteurs pratiques liés au patient, à l'équipement et à la méthode d'acquisition elle-même. Dans ce contexte, l'ensemble des conditions assurant le meilleur comptage produira les meilleurs résultats.

Dans le cadre du présent projet, il s'agit de comparer différentes techniques d'acquisition d'images avec une caméra gamma à deux détecteurs afin d'identifier celle qui offre le meilleur compromis entre le temps d'acquisition et la qualité de l'image. Nous allons chercher ici à identifier dans la littérature les paramètres les plus susceptibles de donner les meilleurs résultats en tomographie cardiaque, et les comparer à ceux en usage à l'hôpital Maisonneuve-Rosemont.

Pour se familiariser avec la technologie, le premier chapitre propose une introduction à la médecine nucléaire et à la caméra gamma. Le second chapitre est une revue de littérature où l'on met en exergue les principaux paramètres influençant la qualité de la détection. Une

attention particulière a été portée sur les paramètres les plus critiques.

À partir des informations recueillies dans la littérature, le troisième chapitre propose une technique d'acquisition considérée comme optimale. Pour valider cette technique et la comparer à celle présentement utilisée à l'hôpital Maisonneuve-Rosemont (HMR), un fantôme (Arthur) a été spécifiquement conçu pour le projet. Les résultats obtenus servent à identifier la technique d'acquisition la plus satisfaisante.

Finalement, une discussion des résultats est présentée et des recommandations sont faites en prévision de développements futurs.

CHAPITRE 1

CAMÉRA GAMMA EN MÉDECINE NUCLÉAIRE

En médecine nucléaire, avec des traceurs radio-isotopiques et un instrument appelé caméra gamma, il est possible d'obtenir des images de divers organes humains. Conçue en 1953 et perfectionnée en 1958 par Anger, la caméra gamma (figure 1.1) s'est imposée en médecine nucléaire. Plus récemment, pour traiter l'information acquise, on associe un ordinateur à la caméra gamma. D'autres systèmes d'imagerie sont aussi utilisés en médecine nucléaire, mais ils sont moins répandus. Par exemple, il y a le "tomographe à émission de positrons" (PET): beaucoup plus coûteux qu'une caméra gamma et nécessitant la proximité d'un cyclotron, cet appareil est peu utilisé en pratique médicale courante.

Dépendamment de l'organe à diagnostiquer, on utilise un radio-traceur plutôt qu'un autre. Le tableau 1.1 donne quelques radio-traceurs utilisés en cardiologie ainsi que leur énergie principale de rayonnement gamma et leur demie-vie approximative.

Au fil des années, à la tête unique de la caméra d'Anger, on a ajouté une deuxième puis une troisième tête afin d'augmenter la qualité des images et pour diminuer le temps d'acquisition.

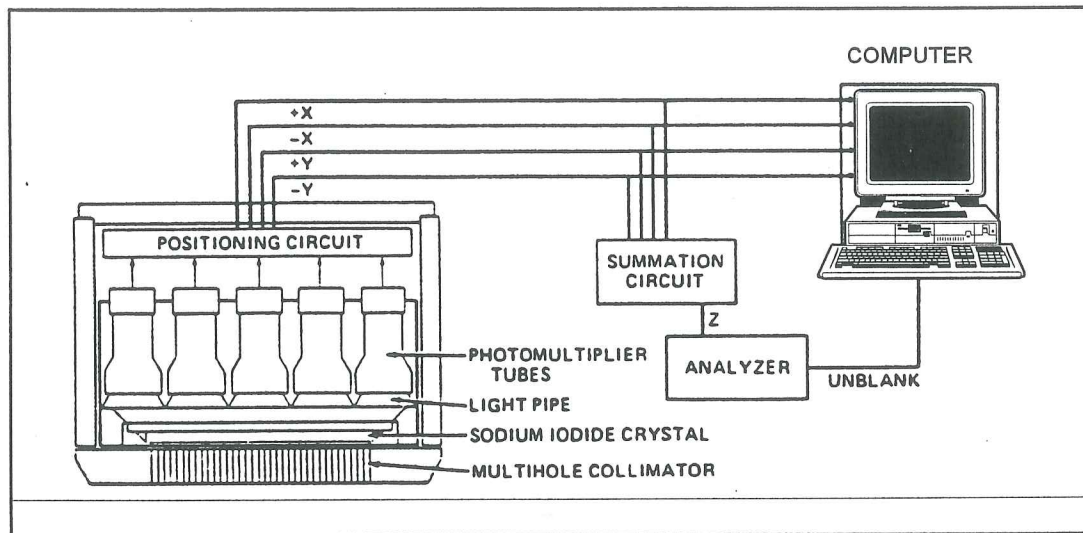


Figure 1.1: Vue d'ensemble de la caméra gamma de type Anger. L'ordinateur est important pour le traitement de l'information [adapté de Harbert et al. 1984].

Tableau 1.1: Énergies et demie-vies de quelques radio-traceurs utilisés en cardiologie.

ISOTOPE	SYMBOLE	ÉNERGIE PRINCIPALE DE RAYONNEMENT GAMMA (KeV)	DEMIE-VIE
Technétium	Tc-99m	140	6 heures
Iode 123	I-123	159	13 heures
Thallium 201	Tl-201	68; 80	73 jours
Gallium	Ga-67	93; 184; 300	78 heures

1.1 CAMÉRA GAMMA

Voici les principaux éléments qui constituent une caméra gamma:

Le collimateur ("multihole collimator")

Capté par l'organe à diagnostiquer, le traceur radioactif émet ses rayons gamma dans toutes les directions. Pour obtenir une image précise de l'organe étudié, il faut éliminer certains de ces rayonnements. On se sert alors d'un collimateur. Il s'agit essentiellement d'une pièce fabriquée en matériel de densité élevée (généralement du plomb ou un alliage) et percée de trous fins et longs: seuls les rayonnements parallèles aux trous peuvent traverser le collimateur et atteindre le détecteur. On s'assure ainsi de la concordance spatiale entre l'organe sous étude et l'image qui en sera obtenue. Statistiquement, sur 10^4 photons émis, un seul arrivera au détecteur. Il existe plusieurs types de collimateurs dont: le collimateur à trous parallèles (figure 1.2.A), le collimateur sténopé ou "pinhole" (figure 1.2.B) et le collimateur focalisant (figure 1.2.C).

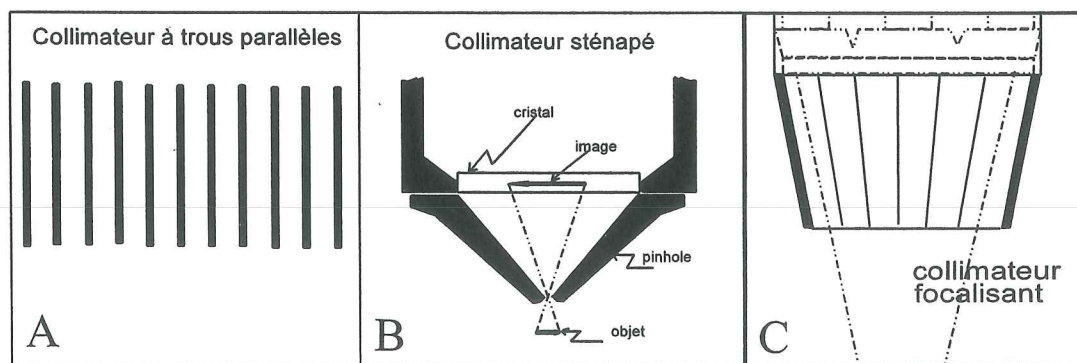


Figure 1.2: Différentes sortes de collimateurs: A: à trous parallèle; B: sténopé; C: focalisant. Dans ce cas, le foyer peut être ponctuel (point focal) ou linéaire (ligne focale). Le collimateur focalisant peut être convergent ou divergent (non illustré) selon les besoins [adapté de Harbert et al., 1984].

Le collimateur focalisant peut être soit convergent ou divergent suivant qu'on étudie de petites ou de grosses structures; dans ce dernier cas, la correction du facteur d'obliquité est nécessaire pour ramener l'image à sa forme naturelle. Dans le cadre du présent projet, seul le collimateur à trous parallèles est utilisé.

La résolution géométrique d'un collimateur dépend essentiellement de sa conception (taille, espacement, longueur des trous, etc, ...). Ainsi, dans le cas d'un collimateur à trous parallèles (figure 1.3), la résolution géométrique R_g est donnée par l'équation:

$$R_g = d \cdot (ae + b + c) \cdot ae \quad [1.1]$$

où ae est la hauteur effective du collimateur et exprimée par

$$ae = a - \frac{2}{\mu} \quad [1.2]$$

et où μ est le coefficient d'atténuation linéaire du matériau du collimateur et a , l'épaisseur du collimateur, b , c et d sont respectivement la distance entre la source et la face extérieure du collimateur, l'espacement entre la face intérieure et le cristal, et la taille des trous du collimateur.

De façon similaire, l'efficacité géométrique G du collimateur est décrite par:

$$G = \left[\frac{kd^2}{ae(d+t)} \right]^2 \quad [1.3]$$

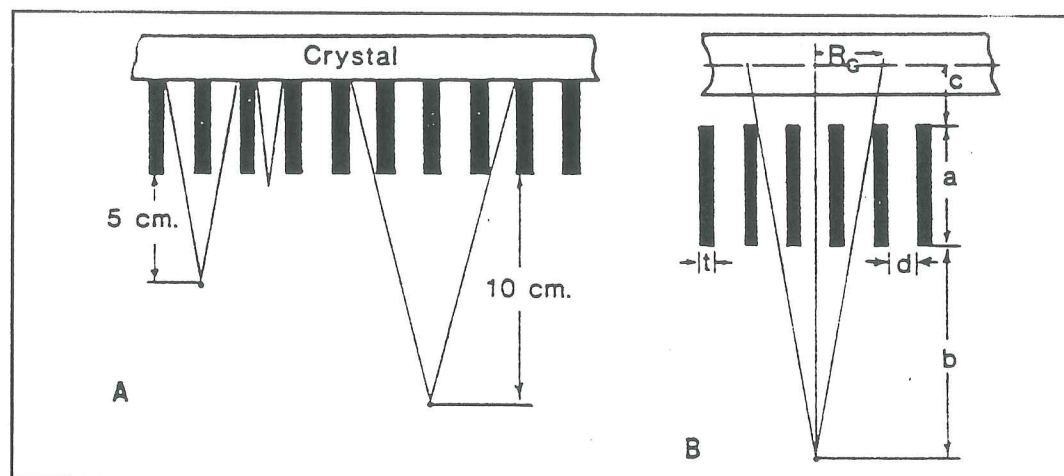


Figure 1.3: Résolution géométrique du collimateur parallèle. A: effets de la distance source-détecteur; B: effet du type de trou (taille, profondeur) et de l'espacement (trou-trou, trou-cristal) [Harbert et al., 1984].

La valeur k est une fonction à la fois liée au matériau du collimateur et à la distribution des plaques dans le collimateur, t est l'espacement entre les trous du collimateur.

Selon l'équation 1.3, on considère que l'atténuation des rayons gamma est due à la géométrie du collimateur (k , d , a , t) et non à l'espace (b) qui sépare la source du détecteur.

Il en résulte que, pour un collimateur choisi, l'atténuation est principalement due au patient et non à l'espace qui le sépare du détecteur.

Le cristal ("Sodium iodide crystal")

Il s'agit d'un cristal unique (monocristal) d'iodure de sodium dopé au thallium

(NaI(Tl)). L'iode a une masse volumique suffisante ($Z=53$) pour intercepter la plus grande partie des rayons gamma incidents. Le dopage crée des défauts cristallins qui créent une structure de bande adaptée à l'émission de rayonnement visible dont la longueur d'onde est de 415 nm. La scintillation qui résulte de l'interaction des rayons gamma avec le cristal est de très courte durée (temps de décroissance: 250 nsec). Pour chaque 30 eV d'énergie gamma incidente, un photon est émis. L'épaisseur du monocristal est déterminante pour le rendement énergétique de la caméra comme on le verra sous la rubrique résolution intrinsèque (p. 14).

Les photomultiplicateurs ("Photomultiplier tubes")

Généralement, la face du cristal opposée au collimateur est recouverte avec une cinquantaine de tubes photomultiplicateurs (TPM) dont le diamètre est d'environ 4 cm. La résolution de la caméra va être proportionnelle au nombre de TPM pour une surface donnée. Ce nombre peut varier de 50 à 100 par détecteur. Pour capter le maximum de photons, on utilise des photomultiplicateurs hexagonaux (figure 1.4.A) qui couvrent une plus grande surface du cristal que s'ils étaient circulaires. Le principe de fonctionnement des TPM est présenté à la figure 1.4.B: le photon incident frappe la photocathode et libère des électrons. De par le voltage de plus en plus élevé appliqué à chaque dynode, un nombre de plus en plus élevé d'électrons devient disponible et ce signal est capté à l'anode. Plus l'énergie du photon incident est grande, plus l'impulsion électrique à l'anode du TPM sera importante.

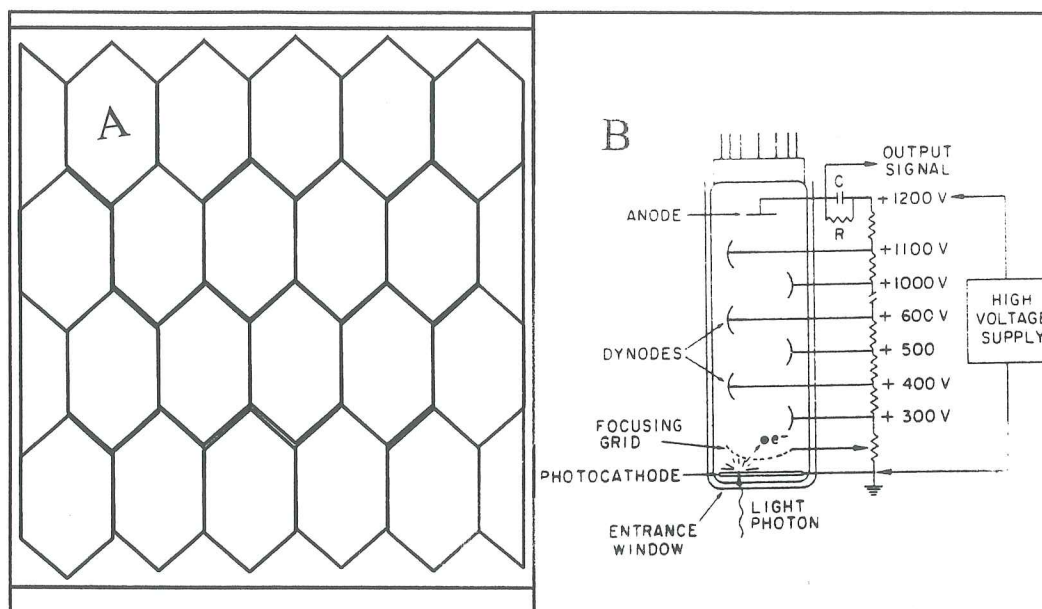


Figure 1.4: A: tubes photomultiplicateurs hexagonaux; B: principe électronique des tubes photomultiplicateurs [James et al., 1987] qui agissent comme un amplificateur à gain constant.

L'électronique de positionnement ("Positioning circuit")

Pour localiser l'origine des photons, les impulsions recueillies sur l'anode des photomultiplicateurs sont amplifiées, puis dirigées sur un ensemble de résistances reliées à deux signaux: X+ et X- (figure 1.5.A). Les impédances varient linéairement le long de ces signaux, le signal recueilli sur X+ sera d'autant plus important qu'une scintillation se sera produite vers la droite du cristal, et l'inverse pour X-. En soustrayant ces deux signaux, on obtiendra une valeur proportionnelle à l'abscisse du lieu de la scintillation. Puisque la localisation doit s'effectuer en deux dimensions, on utilise quatre résistances par photomultiplicateur et on constitue quatre signaux X+, X- et Y+, Y- pour identifier l'origine

des impulsions (figure 1.5.B).

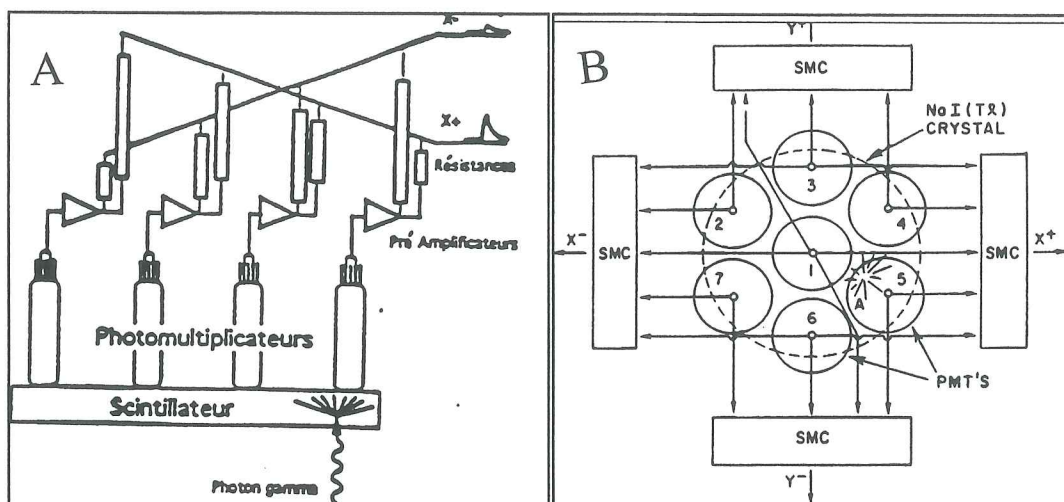


Figure 1.5: A: Schéma du principe de la localisation [Jeanguillaume et al. 1993]; B: autre schéma [James et al., 1987].

Tel qu'illustré à la figure 1.6.A, il arrive qu'un rayon gamma soit dévié suite à une interaction avec les tissus du patient: l'effet Compton est le principal mécanisme de diffusion. Les rayons diffusés qui en résultent donnent une fausse indication sur leur origine et il faut donc les éliminer. Étant donné que la diffusion Compton s'accompagne d'une perte d'énergie du photon, il est possible d'effectuer un seuillage sur l'énergie des photons détectés. À cette fin, on se sert d'un ensemble de résistances identiques qui donne, à chaque scintillation, une impulsion de grandeur proportionnelle à l'énergie du photon gamma incident. On choisit le niveau de seuillage à partir de l'histogramme de l'énergie des photons (figure 1.6.B), et on

peut ainsi éliminer une partie des photons diffusés par effet Compton.

À la figure 1.6.B, on observe une assez grande distribution de l'énergie des photons à gauche du pic principal ("photopeak").

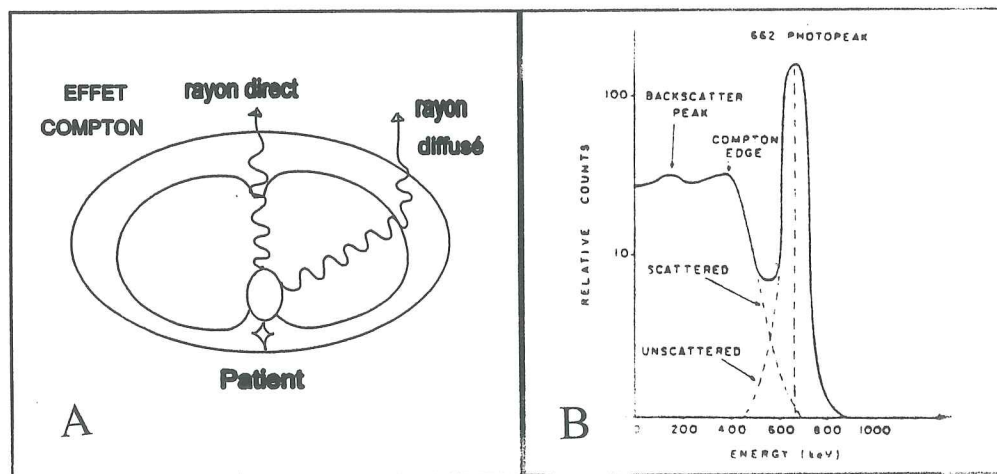


Figure 1.6: Effet Compton: rayons gamma diffusés. A: le photon de droite ayant subi une diffusion Compton, progresse selon une direction qui ne correspond plus à son point d'émission. Il est donc susceptible de produire une information non valable sur l'image s'il n'est pas rejeté [Jeanguillaume et al., 1993]; B: Histogramme des photons. Le pic Compton précède le pic principal [Harbert, 1984].

Ceci vient de plusieurs phénomènes dont la diffusion par effet Compton. Les photons issus de cette diffusion se situent dans la région de la pente Compton ("Compton edge"). Parmi les rayons diffusés, certains connaissent une double déviation dont la première est une réflexion qui peut atteindre 180° (l'effet s'apparente à un rebondissement en va et vient). Un tel phénomène est appelé rétrodiffusion. Un photon rétrodiffusé a une énergie plus faible

qu'un photon Compton (figure 1.6.B). Un gamma rétrodiffusé peut, après interaction avec le cristal, donner une impulsion qui se situe entre la pente Compton ("Compton edge") et le pic de rétrodiffusion ("Backscattered peak").

Il est aussi possible que le cristal absorbe les photons qui y sont émis (c'est l'auto-absorption) ou qu'une partie de la quantité d'énergie absorbée par le cristal soit convertie en chaleur plutôt qu'en photons lumineux. La non-uniformité de l'épaisseur de la photocathode est une autre source d'absorption variable de photons. D'autres causes de déformation du spectre d'énergie sont l'amplification imparfaite des dynodes, le bruit électronique (bruit de fond) et la variation du gain des amplificateurs.

À la figure 1.7, le pic au milieu de la fenêtre est appelé signal Z. Seuls les rayons gamma qui ont une énergie comprise dans une fenêtre prédéterminée seront pris en compte. Par exemple, pour une fenêtre d'environ 15% autour du pic principal, les photons dont l'énergie est inférieure à 120 keV seront éliminés car issus d'un processus de diffusion. De même, on rejettera les rayons d'énergie supérieure à 160 keV. Ce cas survient lorsque deux rayons gamma se rencontrent au même endroit dans le cristal scintillateur et que leur énergie s'additionne.

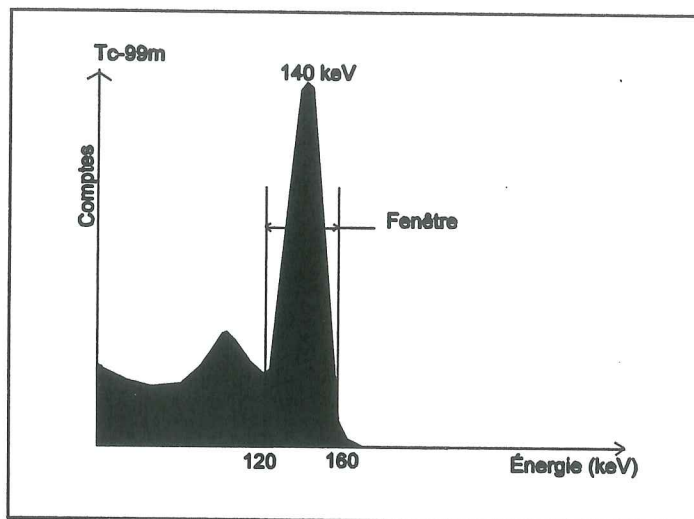


Figure 1.7: Illustration du signal Z. Le rayon incident est accepté si son niveau d'énergie est compris dans la fenêtre: on incrémente alors le compte associé à la position estimée par le circuit de localisation [adapté de Harbert et al., 1984].

Un circuit permet de corriger les erreurs de positionnement dues à l'arrivée simultanée de deux ou plusieurs rayons gamma sur le cristal; d'autres circuits de correction sont appelés à corriger l'homogénéité, la linéarité du positionnement, la dérive du gain des photomultiplicateurs, ainsi que le rayonnement diffusé et l'atténuation.

Le statif (non présenté à la figure 1.1)

Le statif est l'ensemble des parties mécaniques supportant la caméra et permettant de l'incliner selon les incidences appropriées. La géométrie du statif doit être telle que l'ensemble soit mécaniquement stable et puisse réaliser avec précision les mouvements requis lors de l'acquisition des images. La stabilité, les mouvements possibles du (des) détecteur(s),

la facilité à vaincre la gravité et la conception de la fourchette qui supporte le(s) détecteur(s) sont les principaux paramètres du statif.

Performances des caméras gamma

Résolution

Dans tout système d'imagerie, la résolution est une caractéristique importante à connaître. La résolution spatiale est définie comme la distance minimale à partir de laquelle deux sources sont distinguables. Plus cette distance est faible, plus la résolution spatiale de la caméra est meilleure. Une résolution de 10 mm est typique en médecine nucléaire. Pour la caméra gamma, on distingue deux types de résolutions spatiales:

- 1) la **résolution intrinsèque** qui est la capacité à distinguer deux rayons gamma arrivant sur le détecteur en absence de collimateur. Cette résolution dépend de l'épaisseur du cristal et elle est actuellement de l'ordre de 3mm pour les meilleures caméras (rayons gamma de 140 KeV pour un cristal de moins d'un pouce). Une réduction exagérée de cette épaisseur conduit à une diminution de la sensibilité de détection de la caméra. (voir figure 1.8).
- 2) la **résolution extrinsèque** est la résolution effective ou la capacité de distinguer deux sources émettrices en présence d'un collimateur. Cette résolution est fonction du collimateur

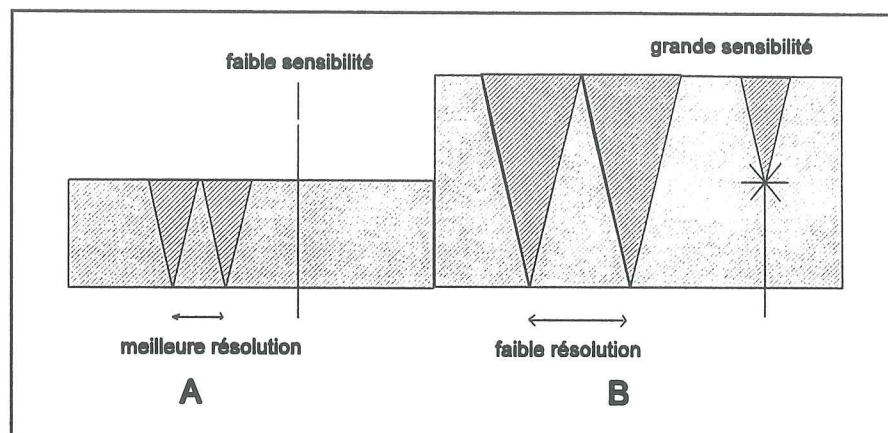


Figure 1.8: Effet de l'épaisseur du cristal sur la résolution et la sensibilité du système: A: un cristal mince a une meilleure résolution mais est moins sensible; B: un cristal de même dopage et de plus grande épaisseur est plus sensible, mais il a une résolution plus faible.

utilisé. Le nombre et la taille des trous déterminent la résolution spatiale: plus les trous sont longs et fins, meilleure sera le pouvoir de résolution (équation 1.1), mais la sensibilité du système en sera proportionnellement diminuée. La mesure de la résolution extrinsèque se fait selon des protocoles standards (NEMA).

Sensibilité vs spécificité

Un système est d'autant plus sensible qu'un nombre maximal de rayons gamma incidents produit des photons lumineux dans le cristal. Dans un tel cas, il est plus probable que des photons issus de la diffusion Compton ou de la rétrodiffusion additionnent leurs énergies suite à une interaction simultanée dans le cristal. Si l'énergie résultante est comprise

dans la fenêtre (signal Z), il devient impossible d'éliminer un tel bruit. Un système est dit spécifique s'il n'accepte idéalement que les rayons primaires, et que les autres sont rejetés.

Uniformité

L'efficacité de la détection n'étant pas identique en tout point du détecteur, l'uniformité d'un détecteur est obtenue en mesurant les extrêmes de comptage obtenus sur une image obtenue à partir d'une source plane d'activité homogène (SPAH). Des fluctuations d'environ 2% sont fréquemment rencontrées. Il existe plusieurs causes de cette non-uniformité. D'une part, il y a des facteurs intrinsèques. Parmi ceux-ci, on retrouve la non-linéarité X/Y du détecteur qui est causée par la difficulté à déterminer la position exacte de chaque événement de scintillation. Cela est dû au nombre fini de TPM utilisés, à leur vieillissement, à la dérive de l'électronique associée, etc... Les variations des performances des TPM peuvent aussi être associées à l'effet des champs magnétiques (champ magnétique terrestre ou autres grandes forces magnétiques environnantes). C'est pour cette raison que les locaux de l'imagerie par résonance magnétique (IRM) sont éloignés de ceux de la médecine nucléaire. Finalement, il y a les non-linéarités différentielles des convertisseurs analogiques numériques qui peuvent fausser les comptes à certains pixels. Typiquement la linéarité est inférieure à 0,4 mm après correction.

D'autre part, il y a les facteurs extrinsèques. Ainsi, il y a la non-uniformité du

collimateur ou déviation du collimateur à différentes positions du détecteur. La variation dans l'angulation des trous du collimateur ne devra excéder 0.5° . Il y a aussi le bruit aléatoire dans les données de correction dû aux comptes insuffisants acquis dans la SPAH. Par exemple, si le taux de compte n'excède pas 30,000 cps, le temps mort de la caméra (instant durant lequel la caméra ne peut faire d'acquisition) ne devra pas excéder 10% de la durée totale d'acquisition.

D'autres formes de non-uniformité peuvent se mesurer de façon intrinsèque ou extrinsèque: c'est le cas de la non-uniformité de la sensibilité du détecteur. Elle peut être vérifiée à l'aide d'une source radioactive ponctuelle. Cette non-uniformité est due à un nombre variable d'événements (i.e. défauts dans une fenêtre d'acceptance fixe) à certains endroits du détecteur. Il y a aussi l'aptitude du détecteur à produire une image sans la déformer (fidélité). Il y a aussi la non-homogénéité de la SPAH utilisée. Pour corriger la non-uniformité, il faut une source qui soit uniforme dans une proportion de 1%. Des normes telle NEMA fournissent des protocoles de mesure pour s'assurer des performances des diverses composantes du système [NEMA, 1986].

Taux de comptage

Étant donné que la scintillation est un phénomène de faible durée (250 ns), et que la localisation de ces événements nécessite de ne traiter qu'une interaction sur tout le cristal à

un instant donné, il s'en suit que le rendement de comptage diminue avec la fréquence d'arrivée des rayons gamma sur le cristal: lorsque deux rayons gamma interagissent simultanément sur le cristal, l'impulsion résultante devient considérable et elle est rejetée. Typiquement, à 90 000 scintillations par seconde, la perte de comptage est de 20%. Tous les constructeurs mettent en garde contre un mode de comptage rapide dans lequel les autres performances de la caméra, et notamment la résolution, seraient affectées.

Résolution énergétique

Le rayon gamma qui interagit dans le cristal NaI(Tl) y dépose une énergie qui doit être détectée avec précision. La capacité de la caméra à reconnaître cette énergie du photon après interaction avec le cristal est la résolution énergétique. Cette dernière est assez modeste: 11% à 140 KeV.

1.2 INFORMATIQUE ASSOCIÉE

L'acquisition d'une seule image pendant le temps de l'examen est appelée mode statique, par opposition au mode dynamique qui permet d'enchaîner une séquence d'images lors de l'étude d'un phénomène dynamique. Dans ce dernier cas, l'ordinateur apporte une grande souplesse dans la visualisation des images, que ce soit dans le choix des niveaux de gris, dans le choix de la fenêtre des niveaux bas et haut, dans l'utilisation d'une échelle de

couleur etc... De nombreuses équipes utilisent l'ordinateur pour comparer plusieurs images, soit prises avec un même traceur en des temps différents, soit prises avec deux traceurs successifs, ou prises avec une autre "modalité" (échographie, imagerie par résonance magnétique, radiographie).

La reconstruction tomographique consiste à déterminer à partir des images prises sous différents angles, la répartition volumétrique de la radioactivité détectée. Cette répartition sera généralement présentée sous forme de coupes où chaque point est appelé pixel. Mathématiquement les relations qui relient les projections aux concentrations radioactives sont linéaires. Plusieurs algorithmes de reconstruction sont possibles, le plus rapide étant certainement la rétroprojection filtrée (annexe 3). Plusieurs corrections peuvent de plus être apportées telles les corrections du centre de rotation, de la non-uniformité, de la non-linéarité, de l'atténuation du rayonnement à l'intérieur du patient, ainsi que du mouvement du patient lors de l'acquisition.

Les projections obtenues lors des différentes acquisitions d'images, ainsi que les coupes tomographiques peuvent servir à déterminer les performances et l'efficacité de la procédure d'acquisition. C'est ce genre de fonctions que permet le logiciel que nous avons conçu dans le cadre de ce projet (voir chapitre 3 et annexe 1).

1.3 TYPE D'EXAMENS

En certaines occasions, on désire visualiser le corps entier d'un patient. Pour cet examen appelé **pancorporel**, le patient est couché sur une table qui se déplace devant la caméra (ou inversement). Dans un tel cas, deux détecteurs, placés parallèlement l'un à l'autre, permettent simultanément une acquisition antérieure et postérieure. Certains appareils offrent la possibilité de **reconstruction tomographique** suite à l'acquisition des données: l'organe étudié apparaît alors comme une succession de coupes représentant la distribution de l'agent radioactif. Cet examen nécessite toutefois l'acquisition de nombreuses incidences prises sous différents angles (typiquement 60 à 120 incidences): on fait alors tourner le(s) détecteur(s) autour du patient; de plus il faut un traitement informatique des données pour reconstruire la distribution de la radioactivité sous forme de coupes. Une dernière possibilité plus simple est l'**acquisition planaire**: dans ce cas, on analyse l'activité d'un organe en prenant un seul cliché (mode statique) ou une série de clichés dans le temps (mode dynamique) sans changer la position du détecteur.

1.4 RADIOPROTECTION ET CONTRÔLE DE QUALITÉ

1.4.1 Dosimétrie

Pour étudier la présence de radiation, on utilise des chambres d'ionisation (Geiger-Müller) (figure 1.9) qui sont calibrées en Roentgen par heure (R/hr), ancienne unité (non SI).

L'unité utilisée est le Coulomb/Kilogramme ($1 \text{ C.Kg}^{-1}=3876 \text{ R}$). Les chambres d'ionisation qui ont de minces fenêtres opèrent à la pression atmosphérique et nécessitent une calibration périodique à partir d'une source standard d'activité connue. La calibration est réalisée avec un condensateur C en se servant de diverses sources de radio-traceurs dont les plus courantes sont le Cs-137 et le Co-57. La chambre d'ionisation est placée à une distance d de la source.

La dose I_0 en R/hr est déterminée par la relation:

$$I_0 = \frac{\Gamma \cdot C_0}{d^2} \quad [1.4]$$

où I_0 : dose effective

Γ : Constante spécifique de la radiation γ

C_0 : activité en mCi (ancienne unité, non SI). On utilise le Becquerel (Bq)
($1 \text{ Ci}=3.7 \times 10^{10} \text{ Bq}$)

d : distance source détecteur en cm.

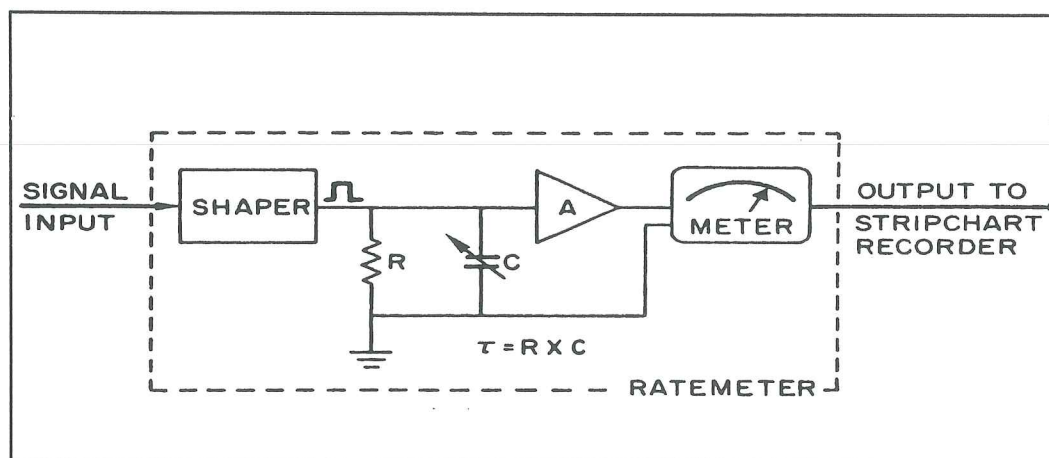


Figure 1.9: Schéma typique d'un dosimètre [James, 1987]

En faisant varier C, on modifie la constante de temps RC; ce qui a pour effet de régler la sensibilité du dosimètre à la valeur de calibration.

Comptage double isotope

Au moyen de l'analyse de l'amplitude des impulsions et de la spectrométrie différentielle, deux radio-traceurs peuvent être détectés si on utilise plusieurs radio-traceurs. Soit un échantillon inconnu contenant à la fois de l'I-131 (A_I) et du Tc-99m (A_{Tc}). Pour identifier séparément chacun d'eux, on compte séparément des standards d'I-131 et de Tc-99m et on utilise les relations suivantes:

$$A_I = \frac{n_1 \cdot f_2 - n_2 \cdot f_1}{C_1 \cdot f_2 - C_2 \cdot f_1} \quad [1.5]$$

$$A_{Tc} = \frac{n_1 \cdot C_2 - n_2 \cdot C_1}{C_1 \cdot f_2 - C_2 \cdot f_1} \quad [1.6]$$

- où
- f1** = Cpm/ μ Ci de Tc dans la basse fenêtre
 - f2** = Cpm/ μ Ci de Tc dans la haute fenêtre
 - n1** = taux de comptage dans la basse fenêtre
 - n2** = taux de comptage dans la haute fenêtre
 - C1** = Cpm/ μ Ci de I dans la basse fenêtre
 - C2** = Cpm/ μ Ci de I dans la haute fenêtre

La fenêtre basse indique celle du Tc-99m (140 KeV) et la fenêtre haute celle de l'I-131 (364 KeV).

Toutefois, lorsque les deux énergies sont suffisamment différentes l'une de l'autre, elles peuvent facilement être distinguées lorsque comptées simultanément. Par exemple, dans le cas de l'I-131 et le Tc-99m, il est facile de compter fidèlement l'activité de chaque radio-isotope si ces deux radio-traceurs sont présents dans le même organe sous étude.

1.4.2 Radioprotection

En radiographie, la source de radiation est l'appareil émetteur de rayon-X alors qu'en médecine nucléaire, c'est la substance injectée au patient qui constitue la source radioactive. En radiographie, le patient est exposé au rayonnement X à chaque cliché (effet cumulatif de radiation, donc augmentation de la dose au patient à chaque fois); par contre en médecine nucléaire il suffira de réaliser les lectures requises dans un laps de temps plus court que la demie-vie de la substance radioactive injectée. En radiographie, le patient est exposé à des sources de radiation intenses en quelques secondes tandis qu'en médecine nucléaire, l'exposition est de plusieurs heures à des sources très faibles.

De façon générale, la radioprotection traite des aspects blindage, distance de la source radioactive et durée d'exposition à la radiation. Selon qu'on est en radiographie ou en scintigraphie (médecine nucléaire), ces aspects sont appliqués différemment.

Le blindage en médecine nucléaire concerne particulièrement les techniciens(ne)s et

les caméras. Dans ce dernier cas, des écrans plombés sont interposés entre la caméra et d'éventuelles sources radioactives (salle d'attente, autre appareil de détection). On distingue deux types de blindage pour la protection des technicien(ne)s: l'**écran plombé** est constitué de verre plombé ou très épais séparant le patient et le poste du technicien. Cette technique peut souvent s'avérer peu pratique, surtout lorsque l'on doit toucher le patient. Les **habits plombés**, ou simplement constitués d'un alliage à densité relativement forte, peuvent aussi servir à diminuer les risques de radiations.

D'après la loi de l'inverse du carré de la distance (équation 1.4), plus on se tient loin de la source mieux s'est. En pratique, à plus de 3 m, on minimise considérablement la dose. La substance radioactive est conservée dans une enceinte plombée. Lors de sa préparation et de son injection au patient, l'opérateur a intérêt à agir le plus rapidement possible afin de minimiser pour lui le temps d'exposition aux radiations. Il doit donc rapidement localiser le vaisseau sanguin, injecter la substance radioactive, nettoyer l'endroit de l'injection et ranger le matériel utilisé dans les enceintes plombées. Puisque la source radioactive est le patient, il s'avère impossible de blinder son entourage qui est très changeant (la famille, les lieux publics, etc.)

1.4.3 Contrôle de qualité en médecine nucléaire

Comme on l'a vu, la chaîne d'acquisition pour les images en médecine nucléaire est

composée de plusieurs éléments. Pour s'assurer de la fiabilité des résultats, il faut effectuer un contrôle de qualité. Ce dernier est réalisé à l'aide de sources radioactives d'activité connue et de fantômes pouvant prendre différentes formes. Dépendamment de l'organe à diagnostiquer, un fantôme particulier peut être mieux adapté à la calibration de la caméra gamma qu'un autre. Un exemple est présenté à la figure 1.10. C'est le type de fantôme utilisé habituellement à l'HMR pour le contrôle de qualité en médecine nucléaire. Il est important que les tests soient faits dans des conditions expérimentales standardisées pour permettre ainsi que les performances des équipements contrôlés soient comparables. L'utilisation du protocole NEMA est recommandée lors de la livraison de l'appareil, autrement des normes telle AAPM suffisent.

Suite à ce bref rappel des principaux items concernant la médecine nucléaire, on va maintenant faire une revue de littérature sur les principaux aspects de l'évaluation des techniques de détection.

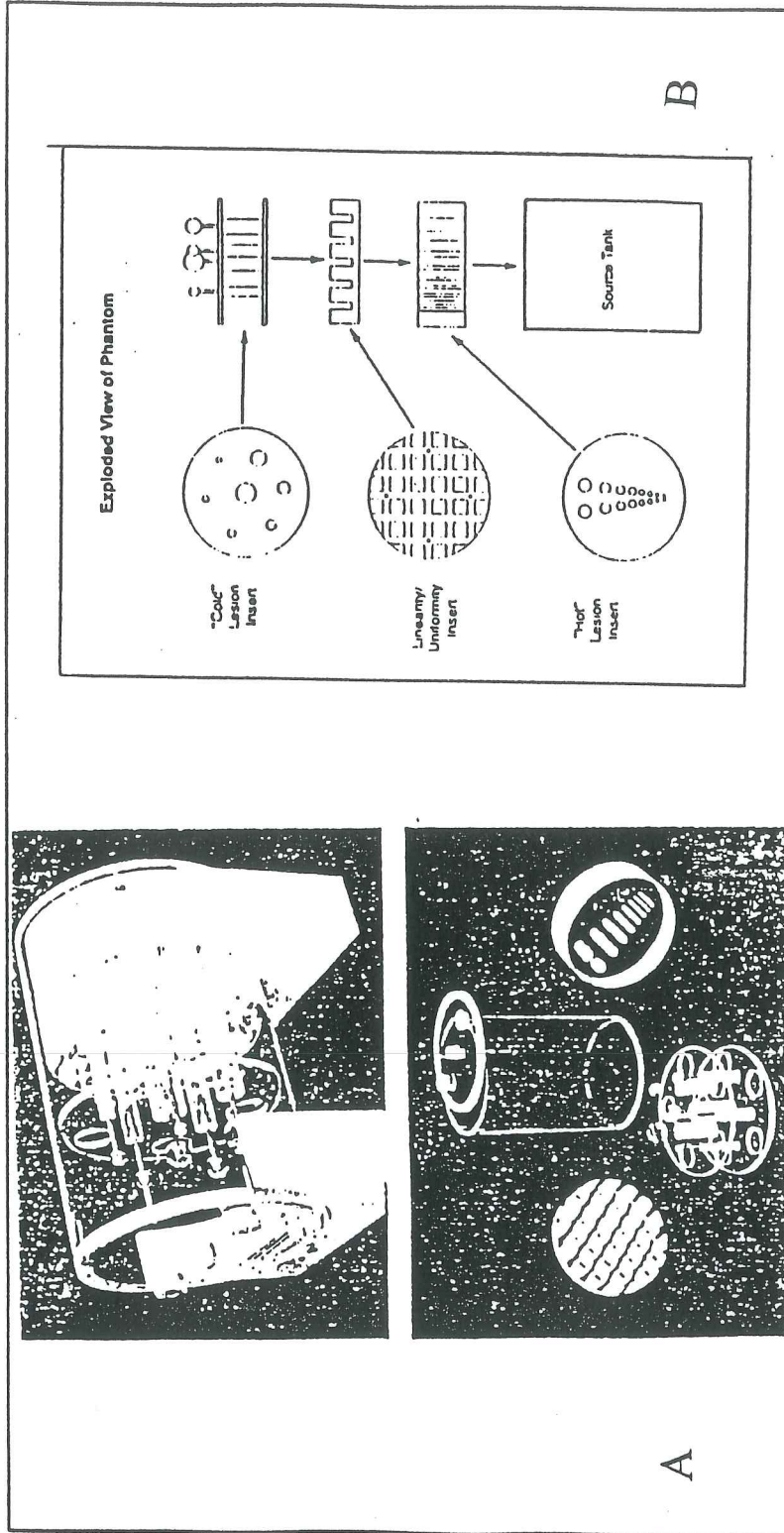


Figure 1.10: Exemple de fantôme. C'est le type de fantôme habituellement utilisé à l'HMR pour le contrôle de qualité. A: photographie du fantôme cylindrique (diamètre extérieur: 8"1/2, diamètre intérieur: 8", longueur: 12"); B: illustration des caractéristiques du fantôme [Nuclear Associates, USA, Catalog M-5, 1990, #serie: 76-823].

CHAPITRE 2

REVUE DE LITTÉRATURE

Notre revue de littérature a porté spécifiquement sur les protocoles utilisés lors d'examens cliniques en regard de la qualité des images obtenues. On s'est donc attardé à étudier l'influence du nombre de détecteurs, l'effet de la géométrie des collimateurs, du nombre minimum de clichés assurant la meilleure image, et sur la grandeur de l'arc de cercle sur lequel les détecteurs se déplacent lors de la prise de clichés successifs.

2.1 MODES D'ACQUISITION DES IMAGES

En médecine nucléaire, l'imagerie tomographique¹ utilise deux modes d'acquisition: soit le mode continu (C) où le détecteur est en mouvement constant autour du patient, soit le mode arrêt-départ (AD) où le nombre de projections (ou vues) est à optimiser. L'avantage du mode C est qu'on minimise le temps d'acquisition des images; toutefois, plus la vitesse de déplacement du détecteur est grande, plus faible sera la quantité de radiation utilisée pour chacune des images et donc la qualité des images peut être en jeu. Dans le mode AD, on passe d'une position à la suivante par incréments ajustables: il est possible de garder une position aussi longtemps que désiré (la durée de l'examen augmentant en proportion). Ce

¹ Le statif permet de déplacer facilement le ou les détecteurs autour du patient qui est allongé sur la table d'examen

dilemme entre les modes C et AD a été analysé par Bieszk et al. (1987). Ces auteurs trouvent que la qualité de l'image s'améliore lorsqu'on augmente le nombre de projections même si le nombre de comptes par image est diminué. Ceci est illustré à la figure 2.1 où on peut voir l'image A, obtenue avec 180 vues en mode C alors que les images B, C, D et E ont été obtenues en mode AD avec respectivement 120, 90, 60 et 30 vues. On trouve facilement que l'image A est plus nette que les autres et que conséquemment, le plus haut taux d'échantillonnage (A: 180 projections) offre donc la meilleure solution. Toutefois, si l'on est prêt à accepter un compromis entre le nombre de vues et la qualité de l'image, des simulations informatiques montrent que les meilleures améliorations de la qualité d'image apparaissent lorsque le nombre de vues se situe entre 60 et 90. On obtient alors des images sans artéfact de chevauchement et qui offrent une fidélité très satisfaisante.

Acquisition circulaire vs non-circulaire

Le déplacement des détecteurs autour du patient peut se faire suivant un arc de cercle (acquisition circulaire) ou selon un contour irrégulier (acquisition non-circulaire)². Cet aspect a été en particulier étudié par Stephen et al. (1983). La figure 2.2 illustre les résultats qu'ils

² Dans le cas de l'orbite non-circulaire, plusieurs appareils sont dotés d'un circuit permettant la détection automatique de contour [Hosoba et al., 1986].

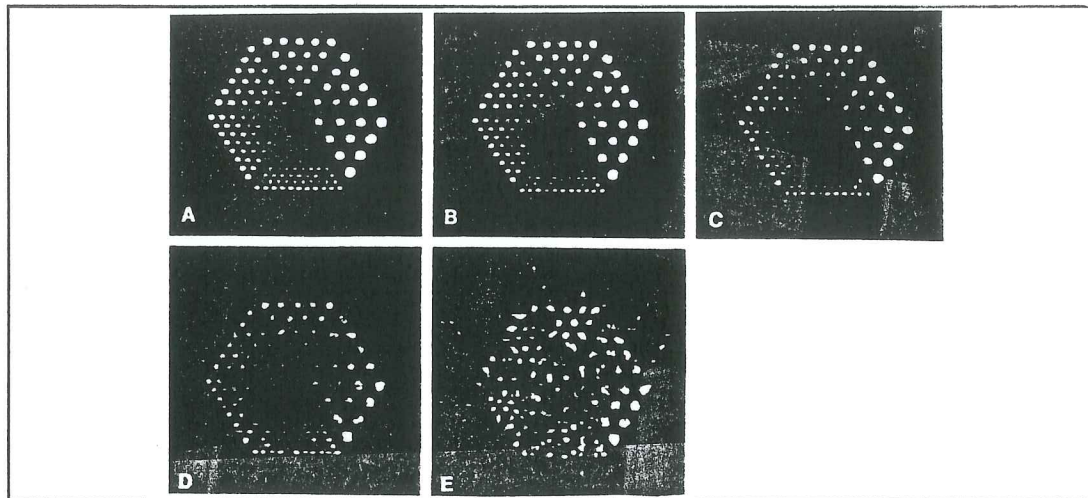


Figure 2.1: Comparaison des images issues du mode continu (C) vs arrêt-départ (AD). Le mode continu (A: 180 vues) donne de meilleurs résultats, cependant le meilleur compromis temps-efficacité de comptage est obtenu avec le mode AD: les images B, C, D et E ont été obtenues respectivement avec 120, 90, 60 et 30 vues [Bieszk et al., 1987].

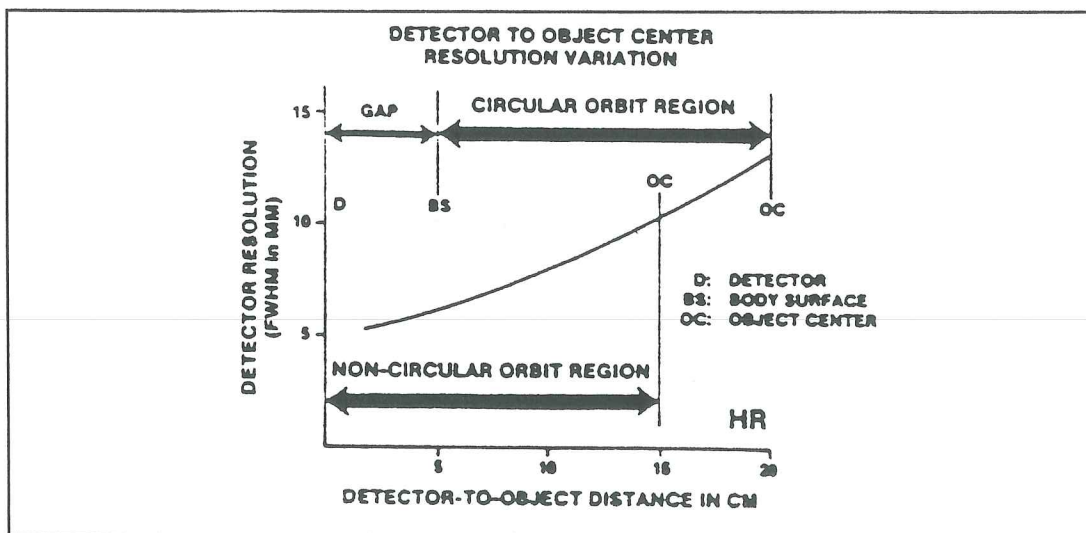


Figure 2.2: Comparaison du mode circulaire vs non-circulaire. Le mode non-circulaire procure une meilleure résolution avec un avantage sur la proximité source-détecteur [Stephen et al., 1983].

ont obtenus. Sur cette figure, on présente la résolution³ obtenue des images en fonction de la distance détecteur-patient. Il faut noter qu'avec une orbite circulaire, il est nécessaire de laisser un espace mort ('gap') entre le patient et l'appareil, afin d'éviter que l'appareil ne touche le patient. Dans le cas non-circulaire, il est possible d'obtenir une trajectoire qui suit le contour du patient de très près: l'espace minimal entre le détecteur et le patient est alors considéré nul. Sur la figure 2.2, on observe que la résolution diminue non-linéairement à mesure que la distance objet-détecteur s'accroît. Il s'en suit que le mode non-circulaire offre une meilleure résolution que le mode circulaire étant donné qu'on peut alors s'approcher plus près du patient. Stephen et al. résumant leurs résultats au tableau 2.1:

Tableau 2.1: Résolution dans le mode circulaire vs non-circulaire. Dans ce dernier cas, la résolution est de 1.4 à 2.6 mm meilleure suivant la localisation de la source [adapté de Stephen et al., 1983].

RÉSOLUTION SPATIALE (mm)			
localisation (X,Y) en cm	Orbite non-circulaire 30 cm x 40 cm	Orbite circulaire 40 cm x 40 cm	Différence [circ. - non- circ.]
(0, 0)	12.0	14.2	2.2
(5, 0)	12.0	14.6	2.6
(7.5, 0)	11.9	14.3	1.4
(0, 5)	10.0	12.1	2.1
(0, 7.5)	9.1	10.5	1.4

³ La résolution est définie comme étant la largeur du pic de radiation mesurée à sa demie-hauteur ou "full width half maximum" (FWHM): plus le pic est étroit, meilleure est la résolution.

En mode non-circulaire, la résolution est supérieure au mode circulaire par un changement de 1.4 à 2.6 mm suivant la localisation de l'objet par rapport au détecteur. Selon ce tableau, il est évident que le mode non-circulaire est meilleur. L'amélioration de la résolution vient du fait que le détecteur est plus proche de la source.

Le contraste est un autre paramètre d'image à considérer. On définit ce paramètre comme étant la différence d'intensité de l'objet par rapport à celle de l'arrière plan de l'image:

$$\text{Contraste} = \frac{I_{\text{objet}} - I_{\text{fond}}}{I_{\text{objet}}} \quad [2.1]$$

où I_{objet} est l'intensité de l'objet et I_{fond} l'intensité de l'arrière plan de l'image.

Selon les données du tableau 2.2, le mode non-circulaire offre un meilleur contraste lorsque la lésion a un diamètre inférieur à 14 mm alors que pour des objets plus gros, les deux techniques deviennent équivalentes. De plus, plus la lésion est petite, plus le mode non-circulaire donne un meilleur contraste.

Arc d'acquisition

Tel que vu précédemment, plus la distance source-détecteur est grande, plus la résolution est faible.

Tableau 2.2: Contraste dans le mode circulaire vs non-circulaire. D'après l'équation 2.1, le contraste est sans unité et compris entre 0 et 1 [adapté de Stephen et al., 1983].

CONTRASTE			
Lésion cylindrique diamètre (mm)	Contraste mesuré		Rapport non-circulaire ----- circulaire
	Orbite non-circ.	Orbite circulaire	
6	0.20	<0.07	>2.8
8	0.35	0.27	1.3
10	0.40	0.33	1.2
12	0.55	0.42	1.3
14	0.52	0.52	1.0

Ainsi, dans les zones où le corps du patient empêche au détecteur d'être proche de l'organe, l'image sera moins bonne. Ceci est illustré à figure 2.3.A où on observe que la résolution varie en fonction de la distance source-détecteur. À la figure 2.3.B, les valeurs sont reprises et on met en évidence qu'un tour partiel procure une meilleure résolution qu'un tour complet.

Dans la figure 2.4, en A, un fantôme elliptique (hachuré) est utilisé pour rechercher l'influence de la longueur de l'arc d'acquisition (180° ou 360°) sur la résolution et l'atténuation dans l'image reconstruite. Pour ce faire, trois sources ponctuelles (1, 2 et 3) placées respectivement du centre du fantôme vers la périphérie ont été initialement utilisées. Les sources consécutives sont espacées de 5 cm.

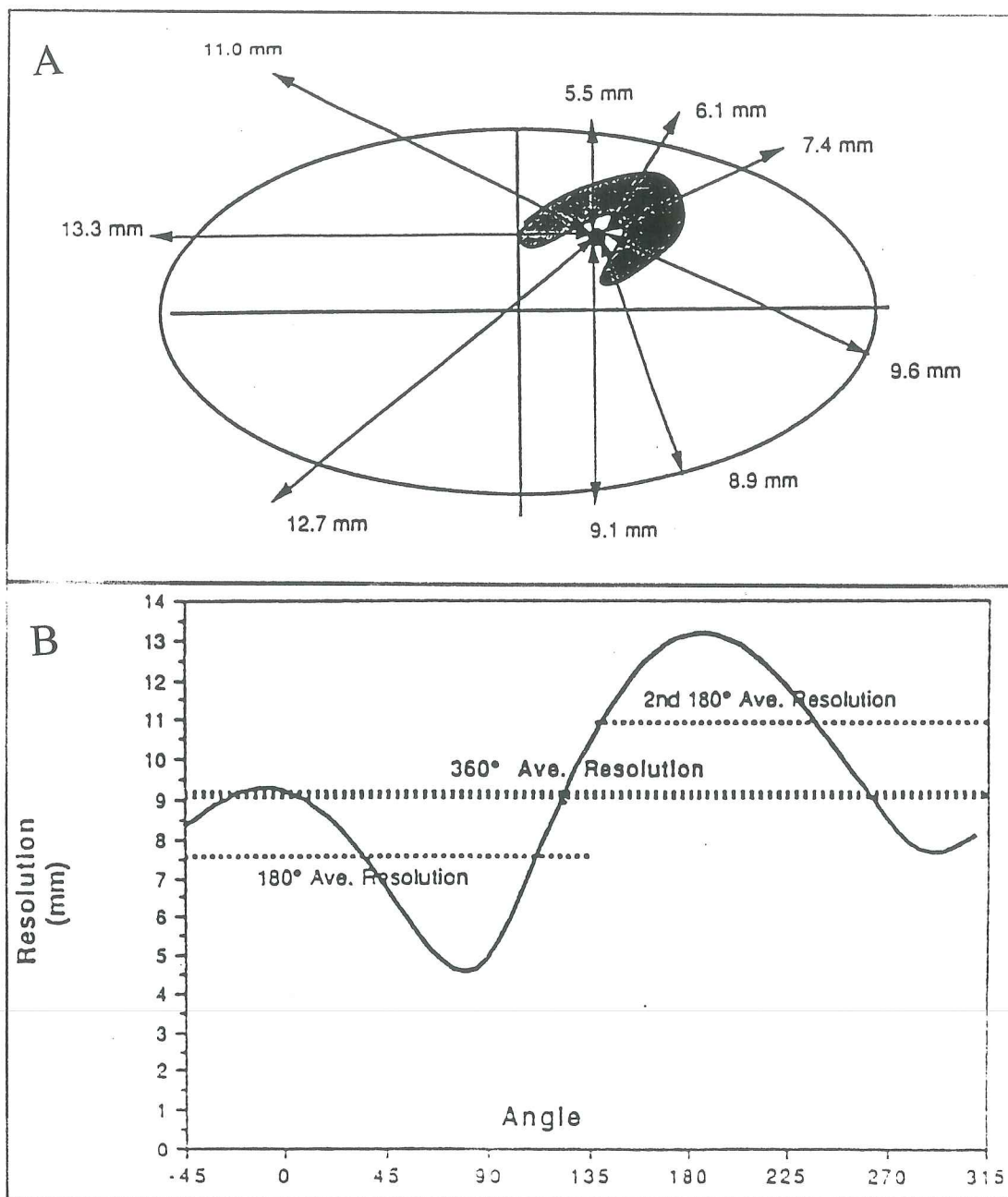


Figure 2.3: A: Variation de la résolution en fonction de la distance coeur-détecteur. La résolution est moins bonne à mesure que la distance source-détecteur augmente. B: Résolution en fonction du type d'arc. Un arc de 180° bien choisi procure une meilleure résolution que 360° [ADAC, 1994]

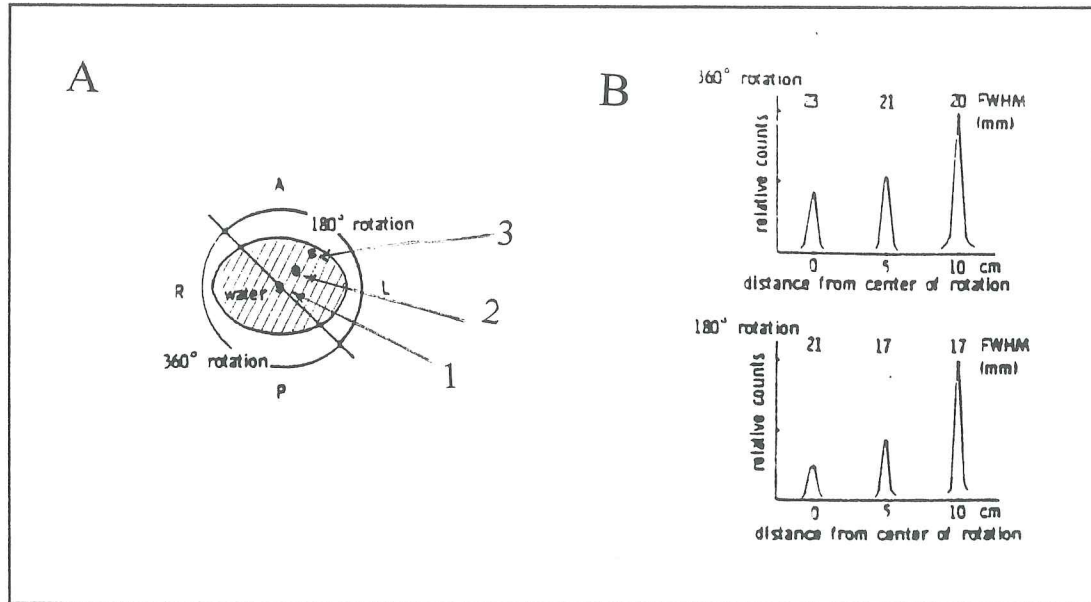


Figure 2.4: Résolution (FWHM) vs atténuation (comptes relatifs) pour des acquisitions de 180° et 360°. Avec 180°, on a une meilleure résolution mais l'atténuation est plus grande. Les pics 1, 2 et 3 représentent respectivement, en élévation, la reconstruction des points 1, 2 et 3 du fantôme de section elliptique (hachuré) présenté à la gauche (A).

En B, la représentation en élévation de la reconstruction des sources ponctuelles est représentée. Les nombres indiqués au sommet de chaque pic (comptes relatifs) représentent la résolution en mm. Ainsi, on peut voir que la résolution spatiale est meilleure pour un arc de 180° (17 mm pour 180° vs 20 mm pour 360° dans le meilleur de chaque cas). Cependant, on note une plus forte atténuation ("relative counts") contrairement au cas de 360° [Tamaki et al., 1982].

Si on augmente la résolution de **2 mm** (i.e. de 10 mm à 8 mm), on a constaté que

l'observateur humain ne fait pas de différence entre les deux images [Jonathan M. L., 1993].

Selon Maublant et al. (1989), si on considère simultanément la résolution, l'atténuation, le contraste et l'uniformité des images, le meilleur équilibre entre la sensibilité et la spécificité du système d'acquisition a été obtenu avec l'acquisition à 180° sans correction⁴ à la reconstruction. Selon ces mêmes auteurs, il semble ne pas avoir d'avantage catégorique à utiliser un arc d'acquisition de 360° au lieu de 180° pour le SPECT myocardique au Tc-99m.

Acquisition 180° symétrique vs asymétrique

Que l'orbite d'acquisition soit ou non circulaire, un autre paramètre à considérer est l'arc dans lequel les images sont prises. Ainsi une acquisition est dite symétrique lorsque l'arc d'acquisition est symétrique par rapport à l'organe à imager. Les figures 2.5 et 2.6 illustrent respectivement une acquisition symétrique et asymétrique. Dans la figure 2.5, l'arc de 180° est initié à partir d'un angle de 270° (cercle trigonométrique) tandis que le départ se fait à 180° dans le cas de la figure 2.6. Dans ce dernier cas, on observe une distorsion plus prononcée des points 1, 2 et 3 que lorsque l'acquisition est symétrique.

Quelle que soit la modalité d'acquisition, il est évident que le point 4 au centre de

⁴ Lors de l'obtention de l'image, il n'y avait aucune correction pour l'atténuation, la diffusion, le déplacement du centre de rotation, les mouvements du patient, etc...

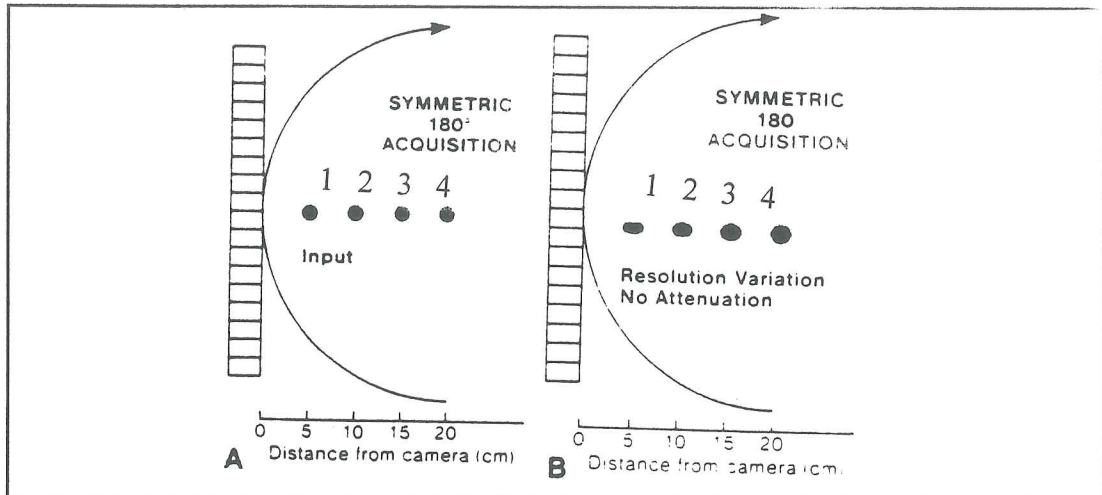


Figure 2.5: Représentation schématique de l'acquisition symétrique. A: données originales où il y a 4 points circulaires également distancés. B: Le détecteur ayant tourné autour du point 4, ce dernier conserve sa forme alors que les autres sont d'autant plus déformés qu'ils sont loin du centre de rotation du détecteur.

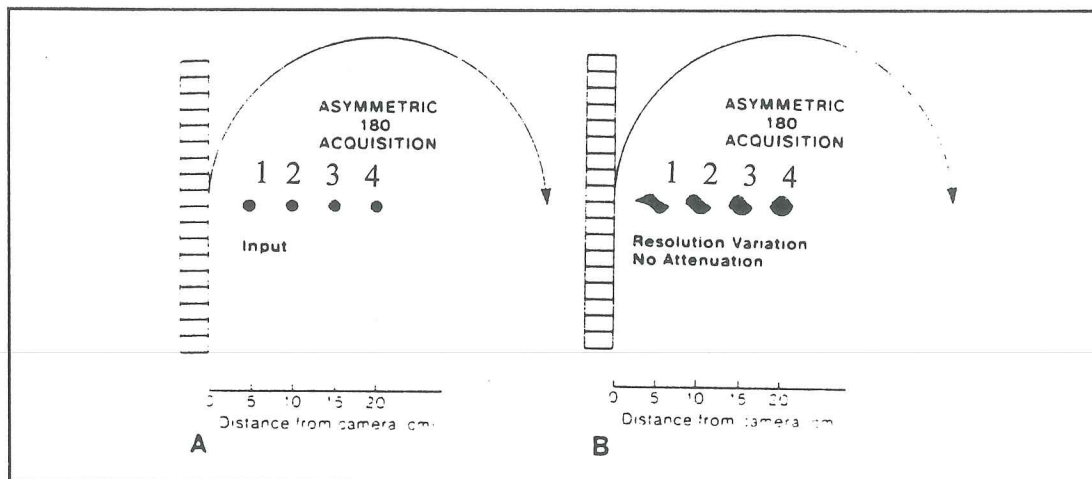


Figure 2.6: Représentation schématique de l'acquisition asymétrique. A: l'objet original. B: l'image reconstituée. On note une distorsion plus grande des points 1, 2 et 3 que dans le cas de la figure 2.5.

rotation est celui qui est le mieux reconstruit. L'étude d'Eisner et al. (1986) montre que la réponse à l'impulsion et la qualité de la perfusion myocardique au Tl-201 dépend de l'arc spécifique utilisé pour la reconstruction.

Cette étude suggère que dans le cas de la tomographie cardiaque par émission de photon unique (SPECT), il faille maintenir le coeur dans le centre du champ de vision, afin de garantir la meilleure reconstruction tomographique possible.

Dans le cas du thallium 201 (énergie d'émission plus faible que le Tc-99m, donc plus d'atténuation par les tissus du patient), pour un patient couché sur le dos, les données devraient être acquises en utilisant un arc de 180° dont l'angle de départ serait entre 270° et 315° (Figure 2.7). Cette précaution est nécessaire pour minimiser les effets de l'**atténuation** et de la **résolution** sur la qualité de l'image tomographique [Eisner et al., 1986]. En effet, l'image résultante est le meilleur compromis entre la résolution et l'atténuation après reconstruction tomographique.

Nombre de détecteurs

La configuration de base des caméras actuelles est soit d'un, de deux ou de trois détecteurs tel qu'illustré à la figure 2.8.

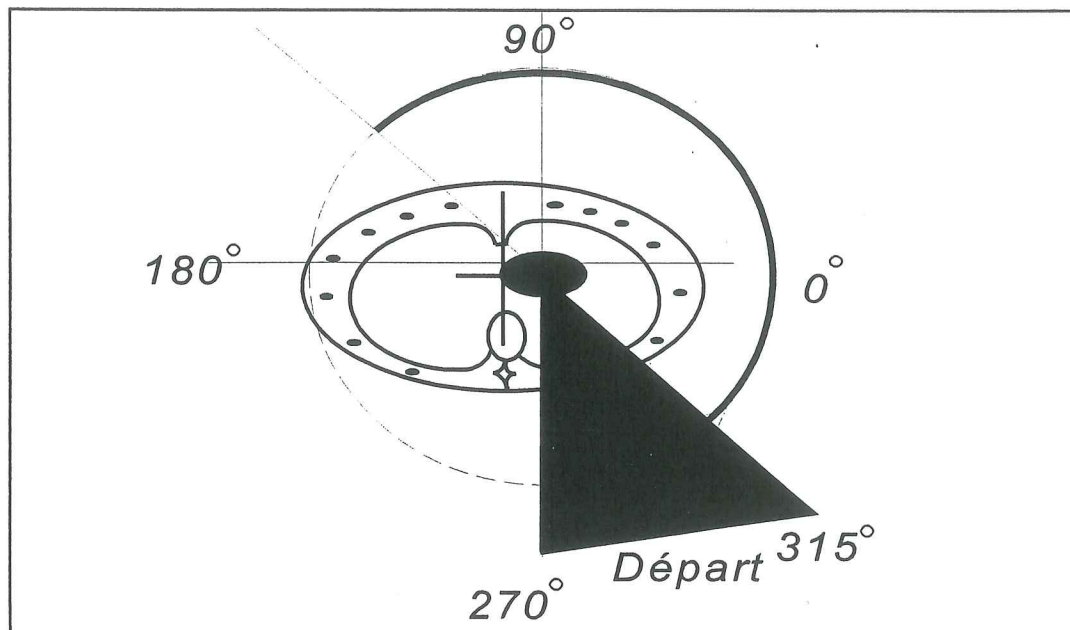


Figure 2.7 Départ de l'acquisition pour obtenir une reconstruction optimale à 180°. L'arc épais est l'arc d'acquisition conventionnel (acquisition dans le sens horaire).

Pour réaliser de façon optimale une acquisition d'images, le nombre de détecteurs à utiliser va dépendre de certains facteurs. Alors que le système à 2 détecteurs à position variable est très versatile, celui à trois détecteurs est plus utile pour la tomographie à 360°. L'utilisation privilégiée de chaque système est résumée dans le tableau 2.3.

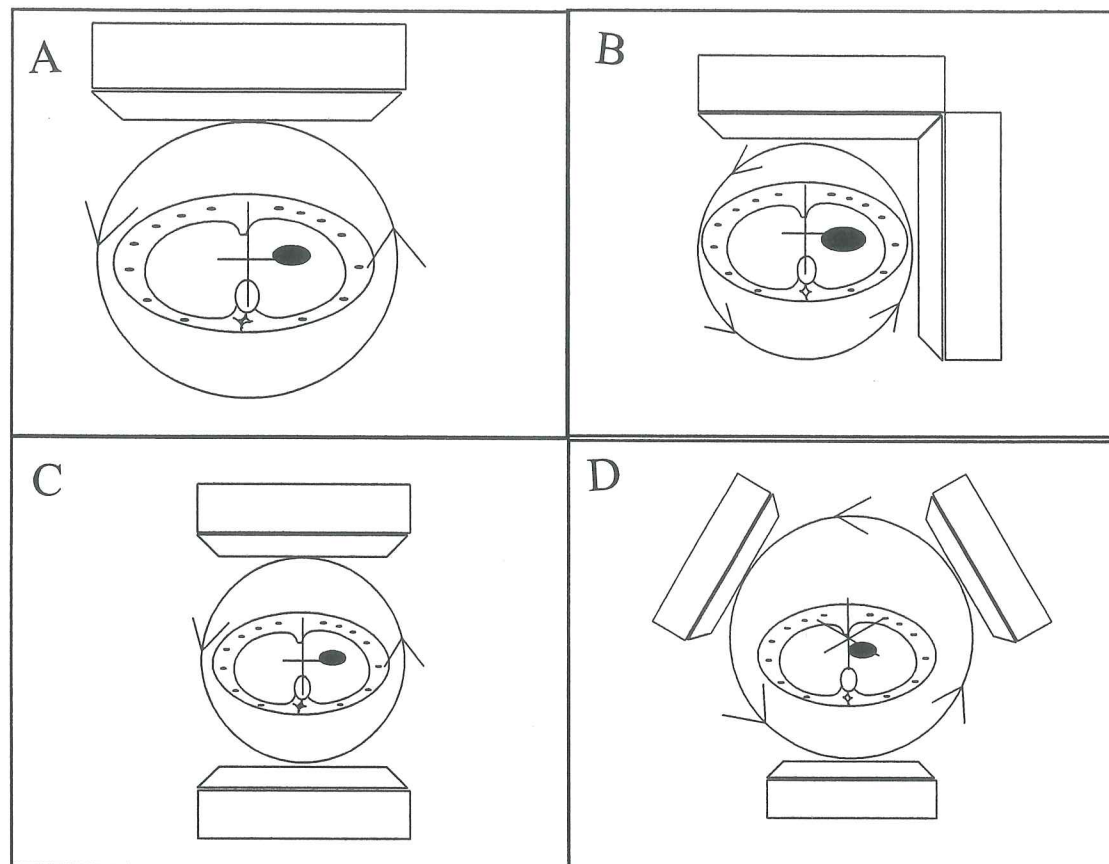


Figure 2.8: Configurations de base. A: un détecteur; B et C: caméra Vertex (marque de commerce d'ADAC) configurée en "L" ou en parallèle ("//"). D: technique à trois détecteurs.

Pour le cas de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont où on utilise la même caméra pour des examens d'études pancorporels et pour du SPECT, les résultats de la figure 2.9 indiquent qu'il serait préférable d'utiliser une caméra gamma à deux détecteurs mécaniquement indépendants. Cela pourrait permettre la configuration des deux détecteurs face à face ou perpendiculairement.

Tableau 2.3: Selon le cas clinique spécifique un système est plus adapté que les autres. Ce tableau sert à préciser quel système est mieux adapté à une tâche particulière [adapté de Jonathan, 1993].

NOMBRE DE DÉTECTEURS ET UTILISATION PRINCIPALE			
1 détecteur	2 détecteurs parallèles	2 détecteurs en "L"	3 détecteurs à 120°
imagerie générale (mobile)	pancorporelle	SPECT à 180°	SPECT à 360°

En résumé, la revue de littérature a permis d'étudier les différents paramètres importants pour le SPECT cardiaque en médecine nucléaire. Le prochain chapitre nous introduit au cas particulier de l'HMR, principalement pour étudier l'utilisation optimale de la nouvelle caméra Vertex.

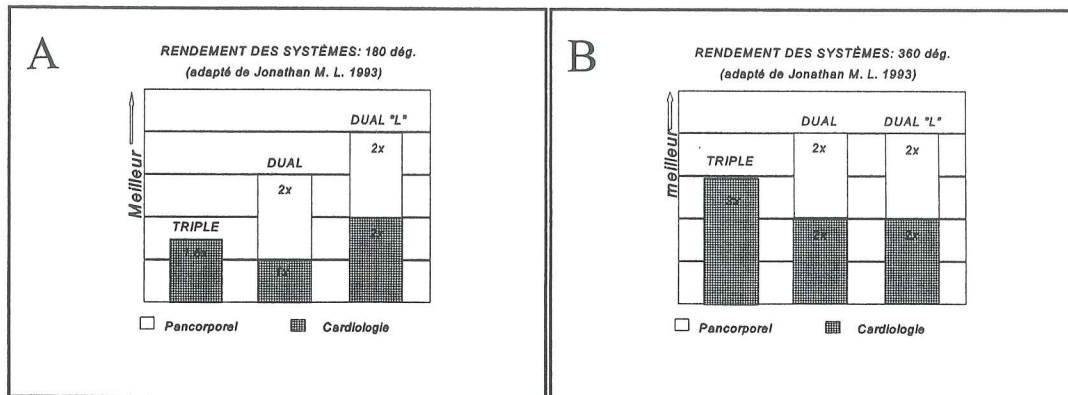


Figure 2.9: Comparaison de 2 détecteurs parallèles (DUAL), 2 en "L" (DUAL "L") et 3 détecteurs (TRIPLE) en référence à 1 seul détecteur. On considère ici le rendement de chaque système ("throughput"). En A, l'arc d'acquisition est de 180° et en B, de 360°. Par exemple, si la caméra va servir pour du pancorporel et aussi en cardiologie (SPECT), le choix DUAL "L" en A est le meilleur. Autrement, si on veut dédier la caméra à du SPECT à 360°, c'est le choix TRIPLE en B qui est le meilleur [adapté de Jonathan, 1993].

CHAPITRE 3

EXPÉRIMENTATION ET RÉSULTATS

3.1 PRÉSENTATION DES TECHNIQUES ACTUELLES

L'expérimentation a été effectuée avec une caméra Vertex de deux détecteurs (Compagnie ADAC) du département de médecine nucléaire de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont. À cet endroit, on s'en sert principalement pour:

- 1) **l'acquisition pancorporelle** ou corps entier. Il s'agit d'études osseuses où les deux détecteurs sont positionnés parallèlement l'un à l'autre permettant ainsi l'acquisition simultanée des deux vues: soit antérieure et postérieure, ou latérale gauche et droite, dépendamment de la pathologie.

- 2) **l'acquisition sectorielle**. Il s'agit de visualiser un organe particulier tel le rein (scintigraphie rénale). La caméra est alors positionnée le plus près possible de l'organe et le mode d'acquisition est soit statique (une seule image) ou dynamique (une série de clichés est prise à intervalle fixe). En cardiologie, les images peuvent être synchronisées sur le rythme cardiaque.

3) la tomographie SPECT. Il s'agit d'une technique où les deux détecteurs sont mis perpendiculairement l'un à l'autre. Un circuit électronique permet d'approcher automatiquement les détecteurs du patient afin de réduire la distance les séparant et ainsi améliorer le contraste et la résolution. Un zoom électronique réalisé par l'utilisation sélective des tubes photomultiplicateurs de chaque détecteur, permet de privilégier la région d'intérêt. Ce zoom permet d'améliorer la qualité des images. Le principe de cette technique est présenté par la figure 3.1.

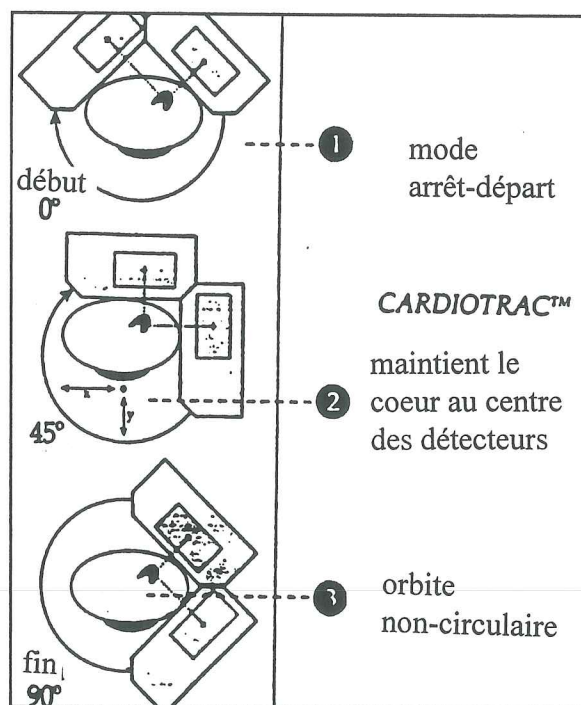


Figure 3.1: Tomographie SPECT avec la caméra gamma Vertex (ADAC). Les petits rectangles ombrés à l'intérieur des détecteurs représentent la zone où les tubes photomultiplicateurs sont activés [ADAC, 1994].

Les deux détecteurs sont à 90° l'un par rapport à l'autre et on les fait pivoter de 90° autour du patient. Au cours de la rotation 32 images par détecteur sont prises. Le statif permet de s'assurer en tout temps que la distance patient-détecteur est gardée au minimum suivant le contour du patient qui a été pré-enregistré. Le changement des collimateurs se fait automatiquement à partir d'un pupitre de programmation (non illustré).

Dans chacune des trois techniques, on peut obtenir des images dont la taille est 128×128 ou de 64×64 pixels. Pour améliorer le contraste dans une image en médecine nucléaire, on acquiert un grand nombre de comptes. Cela peut se réaliser en augmentant soit la dose au patient pour une durée d'acquisition fixée, ou soit en allongeant la durée de l'acquisition pour une dose fixée. Pour une image donnée (donc un nombre de compte fixé), si la matrice d'acquisition passe de 64×64 à 128×128 , le nombre de pixels dans l'image est multiplié par quatre. Le nombre moyen de compte par pixel se voit donc réduit d'environ un quart. Dès lors, le contraste peut diminuer par rapport au cas 64×64 . Ce aspect est l'une des raisons du choix des matrices 64×64 en médecine nucléaire. Les matrices 128×128 requièrent plus de mémoire et de temps de calcul. Elles sont rarement utilisées pour le SPECT cardiaque. Quelle que soit la taille de la matrice d'acquisition, pour obtenir une bonne image du coeur, un bon contrôle de qualité de la caméra, une technique d'acquisition appropriée et un positionnement adéquat sont nécessaires.

3.2 MISE EN OEUVRE D'UNE TECHNIQUE OPTIMISÉE

Les paramètres optimaux identifiés dans la revue de littérature pour le SPECT cardiaque sont:

1. mode continu
2. arc d'acquisition de 180°
3. acquisition non circulaire avec détection automatique du contour
4. début de l'acquisition: 270° (tolérance de 45°)
5. rotation des détecteurs autour de l'organe à étudier (centre de rotation=coeur)
6. de 60 à 90 projections
7. 2 détecteurs configurés en "L"

Ces considérations sont illustrées pratiquement à la figure 3.2.

On peut remarquer que l'angle de départ α est compris entre 90° et 135° et que le sens de rotation est horaire. Cette inversion de l'angle de départ avec l'angle d'arrivée d'une part, et du sens de la rotation d'autre part ne modifie nullement les performances de la technique optimisée. Au contraire, ce raffinement la rend cliniquement plus facile à réaliser.

Vu que la plus grande distance entre le coeur et le détecteur se trouve à 135° (pour

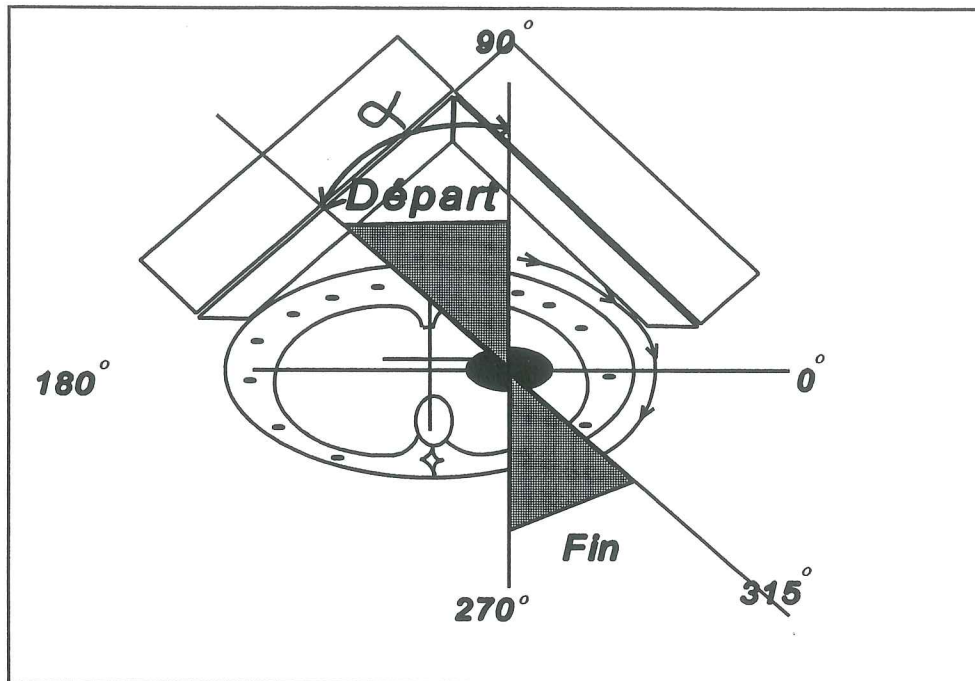


Figure 3.2: Illustration de la technique optimale. L'angle de départ (α) des détecteurs se situe entre 90° et 135° . La rotation de 180° se fait dans le sens horaire. L'acquisition se fait selon un mode non-circulaire (non-illustré).

un arc d'acquisition de 180°), donc en partant de là, on s'assure que les détecteurs ne toucheront pas au patient durant l'acquisition. De plus cette option évite de perpétuels ajustements, qui pourraient provoquer une complexité supplémentaire au niveau de la mécanique de détection de contours.

Notre objectif est de vérifier si la technique résultante de tous les facteurs optimaux est cliniquement réalisable. Toute technique qui inclurait la plupart de ces paramètres serait

la mieux indiquée pour la pathologie concernée. Autrement, l'absence d'un paramètre optimal est susceptible de rendre la technique moins efficace.

Comparaison de la technique optimale et celle de HMR

Le tableau 3.1 permet de comparer les deux techniques. Comme on le réalise la technique HMR utilise le mode arrêt-départ contrairement à la technique optimisée. Aussi la technique HMR utilise 64 projections pour un angle de départ de 135°. Selon la technique optimisée, il est encore possible de modifier l'angle de départ dans une plage de 45° (dans le sens horaire) sans compromettre les résultats cliniques.

Tableau 3.1: Comparaison entre la technique optimisée (T. optimale) et la technique présentement utilisée à l'HMR (T. HMR). Les techniques sont presque identiques.

CARACTÉRISTIQUES	T. OPTIMALE	T. HMR
ARC	180°	180°
MODE	CONTINU	ARRÊT-DÉPART
TYPE	non-circulaire	non - circulaire
SYM-ASYM	symétrie par rapport au coeur	symétrie par rapport au coeur
DÉPART - FIN	de 135 à 90° (tolérance 45°)	de 135 à 90°
PROJECTIONS	60 à 90	64
#DÉTECTEURS.	2 DET. "L"	2 DÉT. "L"

et donc de l'importance d'une acquisition symétrique.

Nous avons donc construit un fantôme (nommé Arthur) permettant de mieux représenter le buste d'un patient de taille normale (15.2" x 10.7": 98% des patients) et où le coeur est positionné dans la même région que chez un humain (figure 3.3). On peut généraliser le concept Arthur à d'autres organes: il suffit de créer une structure permettant de représenter assez fidèlement l'anatomie de la partie concernée (buste, tête, membre, etc...). On créerait donc un fantôme spécifique pour chaque grande région anatomique.

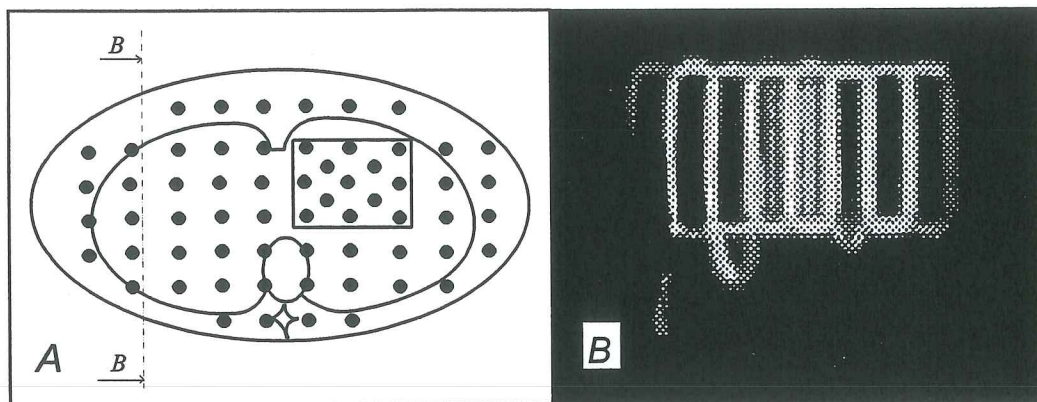


Figure 3.3: Fantôme Arthur. A: Vue de dessus d'Arthur: C'est un fantôme constitué d'un gabarit de bois ayant les dimensions d'un torse humain moyen. D'une hauteur de 10.7", le gabarit est perforé de façon irrégulière: les trous étant plus proches dans la région du coeur qu'ailleurs (1/2" vs 1"). Un long tube de polyéthylène est introduit dans chacun de ces trous en passant alternativement de haut en bas. Entre le haut et le bas, le tube est étiré pour qu'il adopte une trajectoire rectiligne. Le tube est ensuite rempli d'un liquide radioactif. B: image obtenue avec Arthur. Vue BB de (A).

Dans sa version actuelle, Arthur ne permet que des études 2D puisque le coeur est modélisé par un rectangle qui reste le même pour toutes les coupes transverses⁵, dans la zone où les tubulures sont parallèles. Pour le cas 3D, c'est-à-dire intégrer au fantôme un objet qui ait effectivement une forme plus proche de celle du coeur, il faudrait avoir deux séries de tubes: l'une pour l'organe d'intérêt et l'autre pour le reste. Cela permettrait d'administrer une activité différente au niveau du coeur par rapport au reste. À date, Arthur ne permet pas de simuler la diffusion ni l'atténuation des rayons gamma dans le corps du patient. Pour implanter cette caractéristique, on pourrait plonger Arthur dans un médium diffusant (bac de plexiglass ou dans un volume d'eau par exemple).

Avec Arthur, nous avons voulu évaluer les performances de deux techniques de détection pour un système à deux détecteurs suivant qu'ils sont mis en parallèle (i.e. "//") ou perpendiculairement l'un à l'autre (i.e. "L"). On a voulu aussi comparer les résultats obtenus avec un arc d'acquisition de 180° et de 360° pour chaque configuration de détecteur.

3.4 APPAREILLAGE ET PROCÉDURES

Nous avons utilisé la caméra gamma Vertex de l'HMR. Deux modalités d'acquisition ont été comparées:

⁵Voir en annexe 4 où il est indiqué les conventions de coupes en tomographie cardiaque

a) acquisition où les deux détecteurs sont disposés en "L" avec un arc d'acquisition de 180° . Dans cette modalité, on a placé Arthur sur le "dos". Le mode d'acquisition est arrêt-départ et le nombre de projections de 64 à raison de 32 projections acquises par détecteur. La durée par projection est de 20s et chaque arrêt a duré environ 1s. La taille de la matrice d'acquisition est fixée à 64×64 (ou 128×128 selon le type de test effectué). L'angle de départ est de 135° pour le détecteur 1 et l'angle d'arrivée du détecteur 2 est de 315° . La rotation des détecteurs s'est effectuée dans le sens horaire.

b) acquisition où les détecteurs sont disposés parallèlement l'un à l'autre ("//") et où l'arc d'acquisition est de 360° . Ce cas est identique au précédent à l'exception de la disposition des détecteurs ("//" vs "L") et de l'arc d'acquisition (360° vs 180°).

Dans les deux cas, des collimateurs de haute résolution ont été utilisés et leur changement s'est opéré automatiquement sur commande de l'opérateur via un pupitre de programmation associé au statif de la caméra. Pendant que la caméra effectue le changement des collimateurs, l'opérateur dispose d'un temps d'environ 5min à consacrer au patient (l'installer sur la table d'examen, lui expliquer brièvement les prochaines étapes et répondre à ses questions). Pendant une partie de ce temps, si applicable, on peut entamer le traitement des examens précédents. L'acquisition dure en moyenne 11 min.

Avec chacune des deux configurations, trois tests ont été réalisés. Premièrement, on a fait l'acquisition de 32 projections par détecteur pour des images de 64x64 pixels. La durée de l'acquisition étant de 20s par projection. Cette technique est couramment utilisée à l'HMR.

Pour le second test, le temps d'acquisition a été doublé (40s par projection) alors que les autres paramètres sont demeurés inchangés. On voulait ainsi évaluer l'influence de la durée de l'acquisition sur la qualité de l'image. Enfin, pour le dernier test, on a choisi une matrice d'acquisition de 128x128 pixels avec un temps d'acquisition de 20s par projection. Le premier et le troisième test ont été réalisés lors de la même séance alors que test numéro 2 a été effectué en une autre occasion, et donc avec une nouvelle dose de radioactivité "injectée" à Arthur.

Arthur a été traité comme s'il s'agissait d'un patient normal. Dans son volume de tubulure de 75 ml, on a injecté 9 à 10 mCi du radio-isotope: Tc-99m. La valeur de la dose est justifiée par le fait qu'Arthur ne possède pas d'éléments diffusants. Pour homogénéiser le radio-isotope dans l'eau et mesurer sa dose effective, les procédures cliniques et les règles de sécurité habituelles ont été observées. Une fois dans la salle d'acquisition, Arthur a été installé sur la table de la caméra et positionné au centre de rotation des détecteurs. Pour le premier test, l'acquisition des 64 projections s'est effectuée en moins de 15min. Dans le cas du deuxième test, l'acquisition a duré près d'une demie-heure. Finalement pour le troisième

test, où la durée d'exposition était identique au premier cas malgré l'augmentation de la taille de la matrice d'acquisition, l'expérience a demandé un temps similaire (moins de 15 min), mais avec moins de statistique à cause de la réduction du nombre moyen de comptes par pixel.

On a donc ainsi fait l'acquisition de 128 images de 64x64 pixels et de 64 autres de 128x128. Ces 192 images ont ensuite été converties du format ADAC au format ASCII. C'est ce type de fichiers qui seront plus tard utilisés par CardioGBM (le logiciel créé pour le traitement automatisé: il a été développé dans un environnement Matlab) pour évaluer les études concernées avec un programme en C (Wrfile.c) compilé dans l'environnement ADAC⁶. Le programme utilise toute la librairie d'ADAC, ce qui le rend difficilement transportable. Nous l'avons donc compilé et utilisé localement dans l'environnement ADAC.

La commande "**Wrfile <source> <destination>**" transforme le fichier source d'extension "IMG" en fichier ASCII "IMAGE.NNN" avec une en-tête permettant d'identifier le nombre de projections (ou coupes) et la taille de la matrice d'acquisition. Le fichier "IMAGE.NNN" est ensuite renommé selon le code illustré à la figure 3.4.

⁶ L'utilisation de ce programme a été suggéré par le physicien de l'hôpital Notre Dame lequel travaille sur une caméra gamma identique

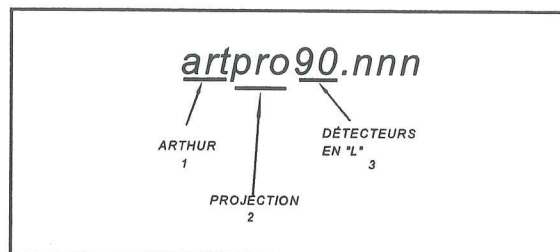


Figure 3.4: Protocole utilisé pour renommer les fichiers images. 1: nom du patient (Arthur), 2: type d'étude (projection), 3: géométrie des détecteurs (mode 90° ou "L").

Pour rendre disponibles les fichiers "*.NNN" de la station Sun de médecine nucléaire (pavillon administratif) au service de génie biomédical (GBM) (pavillon des internes), un réseau PC-NFS⁷ a été installé à l'occasion du projet.

Ce réseau PC-NFS devrait spécifiquement permettre:

1. de mettre en réseau les facilités du GBM avec le MasterServer Sun Adac (médecine nucléaire) et un VAX (médecine nucléaire). Avec ce réseau, les images acquises sur 5 autres systèmes (Orbiter, Basicam, Technicare, ProGamma V, Transcam) sont aussi accessibles au GBM. On peut aussi accéder à d'autres réseaux locaux à l'HMR.
2. le chargement à distance des fichiers *.nnn de manière à sauvegarder de l'espace disque sur l'ordinateur local. Ceci est d'autant plus important que plusieurs images devraient être traitées.

⁷ Personal Computer - Network File System

3. d'utiliser un langage unique: tout se fait en commandes Windows (transcodage par PC-NFS) familières à de nombreux usagers.

3.5 RÉSULTATS

On a voulu initialement vérifier si le "coeur" d'Arthur était bien au centre de symétrie des détecteurs. Pour ce faire, on a pris chaque groupe de 32 projections et on a fait l'addition des 64 matrices correspondantes. Pour chaque colonne parallèle à l'axe d'acquisition, la somme des comptes de chaque pixel a été effectuée. Tel qu'illustré à la figure 3.5.A, on s'attend théoriquement à ce que le maximum de comptes soit au niveau du coeur et donc autour du 32^{ième} pixel (pour une image de 64 x 64), . De plus un système idéal donnerait des coupes tomographiques d'Arthur dont les comptes seraient disposés selon la figure 3.5.B.

En B, le peu de comptes à gauche et à droite (a et e) est dû aux terminaisons de la tubulure alors que les pics (b et d) représentent les points de courbure de la tubulure dans chaque plaque du gabarit de bois; situé entre les deux plaques, le plateau (c) est le lieu où les tubulures sont parallèles et de même activité. C'est dans cette dernière zone qu'on va mesurer la fidélité du système de détection (i.e. uniformité de la radiation); pour évaluer le contraste, on fera la différence entre le plateau et le pic aux points de courbure (b-c ou d-c).

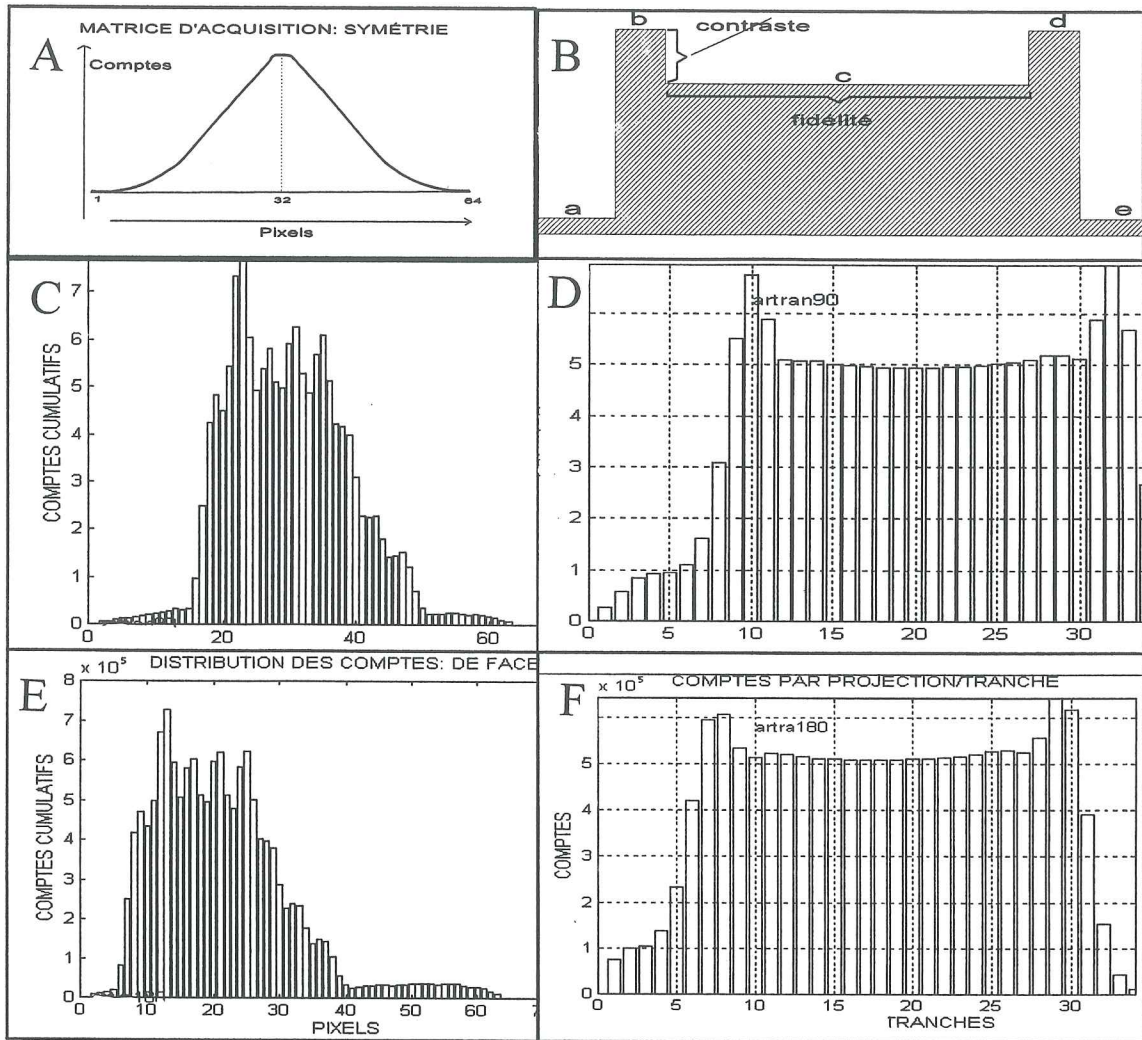


Figure 3.5: A et B: Prévisions théoriques. A: cas idéal où le coeur est localisé dans le centre de symétrie des détecteurs: Les données sont concentrées au centre de chaque coupe tomographique de dimension 64×64 . La figure donne les comptes cumulatifs de chaque colonne de pixels. B: Gabarit théorique de mesure de la fidélité et du contraste avec le fantôme Arthur. a ... e indiquent le nombre de comptes attendus à chaque endroit; Mesure de la symétrie (C et E) et de la fidélité (D et F). En C et D, les détecteurs sont en "L" (arc de 180°); En E et F, les détecteurs sont parallèles (360°). La technique en "L" réussit mieux le centrage du coeur (C) et est plus fidèle (D). Les échelles sont légèrement différentes (C vs E, D vs F) car le formattage des fenêtres est automatique et non fixé. Cependant la graduation du nombre de comptes par pixels ou par tranches est identique dans chaque cas.

Le contraste peut aussi être évalué par la capacité du système à séparer clairement le coeur du reste de la structure.

PREMIÈRE SÉRIE DE RÉSULTATS

En pratique, avec la technique où 64 projections (32 par détecteur) de 64x64 pixels ont été acquises en 20s chacune, on a obtenu les résultats suivants (figure 3.5.C...F). Le gabarit théorique de la figure 3.5.A n'est pas obtenu, que les détecteurs soient positionnés en "L" (figure 3.5.C), ou parallèles l'un à l'autre (figure 3.5.E). En comparant les figures 3.5.C et E, on trouve que la technique en "L" réussit mieux à maintenir le coeur au centre du champ de vision que dans le cas lorsque les détecteurs sont parallèles. Il en est de même de la fidélité puisque le plateau est moins concave avec la technique en "L" (D vs F).

En ce qui a trait au contraste la technique en "L" est plus satisfaisante (conforme à Knesaurek et al., 1989) que l'autre technique. D'après les figures 3.5.D et F, le rapport entre les contrastes moyens est de 1.8:1 pour les deux techniques. Pour mieux illustrer le contraste, on utilise le contour de la tranche 20 (figure 3.6.B et D) qui en donne une évaluation qualitative: plus le contour du "coeur" sera bien défini, meilleur sera le contraste.

Les mêmes paramètres sont utilisés pour l'acquisition en "L" et en "///". On réalise que le contour du coeur est mieux défini dans le cas de deux détecteurs en "L" (3.6.A et C).

Comme on peut le constater à la figure 3.6.C, des artefacts de reconstruction apparaissent dans le "dos" d'Arthur lorsqu'on dispose les détecteurs face à face.

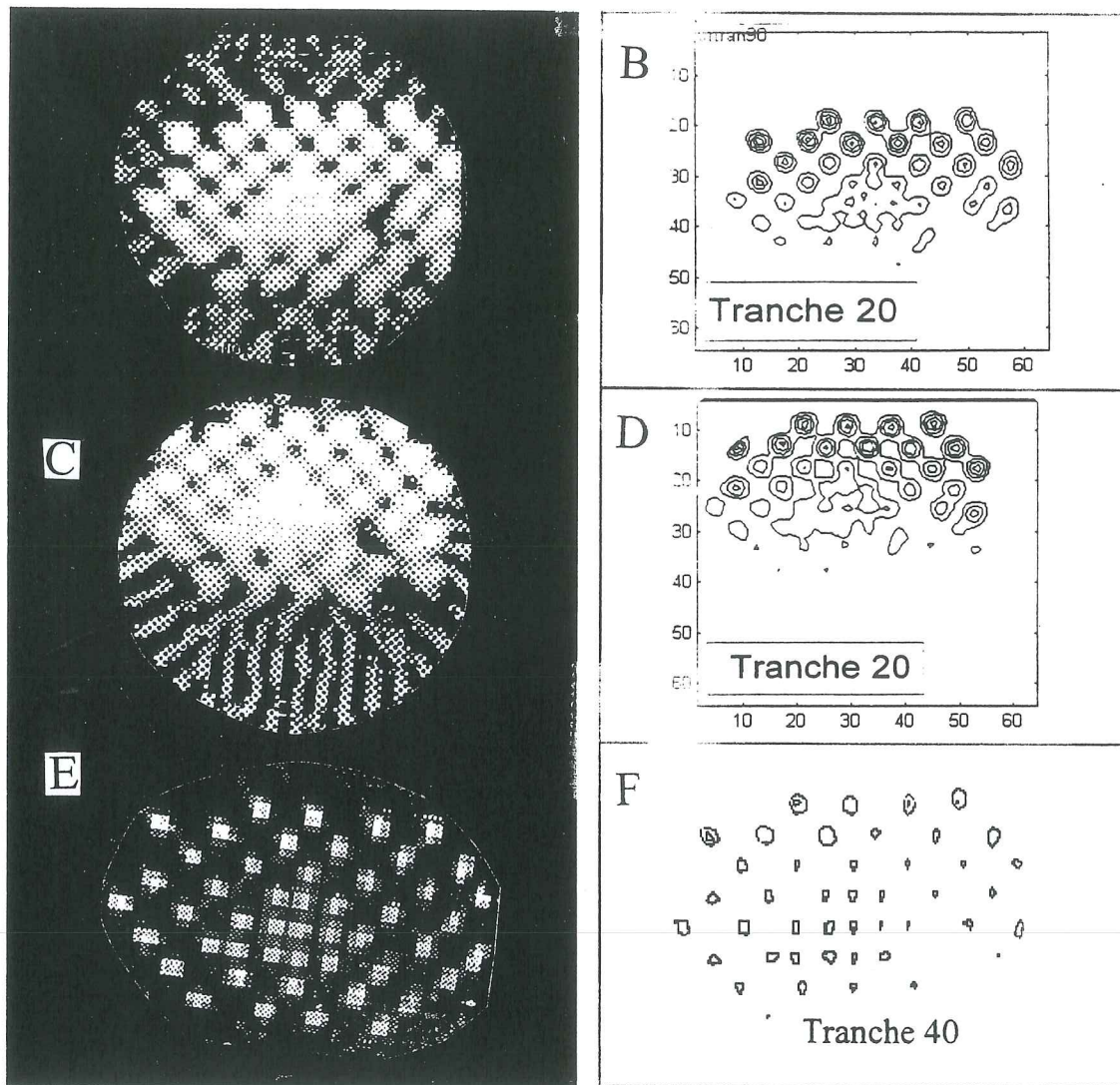


Figure 3.6: Tranche d'Arthur (colonne gauche) et sa représentation sous forme de contours (colonne droite). A et B: technique en "L" avec matrice 64x64; C et D: technique "///" avec matrice 64x64; E et F: le temps d'acquisition est doublé. La reconstruction est mieux réussie pour "L" (A) tandis que des artefacts apparaissent vers le dos du fantôme dans le cas parallèle (C). Le contraste s'améliore significativement avec l'augmentation du temps d'exposition (E et F).

Ces irrégularités vers le bas de l'image ne sont pas normales. Selon la géométrie d'Arthur la reconstruction doit donner des disques (tubulure circulaire) ou du vide (l'espace entre les tubulures ne contient pas de source radioactive). Alors toute forme géométrique très différente d'un disque est un artéfact de reconstruction. Dans le cas de cette figure, l'artéfact est très prononcé.

DEUXIÈME SÉRIE DE RÉSULTATS

Les images issues du second test où la durée de l'acquisition a été doublée ont donné les résultats suivants (figures 3.6.E et F):

1. la qualité des images s'est améliorée dans les cas "L" et "/"
2. l'artéfact dans le dos d'Arthur a disparu dans le cas "/".
3. on a plus de définition au niveau de la distribution des pixels

Ces résultats suggèrent que l'augmentation du temps d'acquisition améliore significativement la qualité des images acquises. Ceci peut s'expliquer par le fait qu'un plus grand nombre de comptes étant acquis, la statistique de comptage est améliorée par la réduction de l'erreur de quantification (inverse de la racine carrée du nombre de comptes, selon la règle de Poisson). D'autres résultats obtenus avec le deuxième test sont illustrés à la figure 3.7 qui montre en A que la fidélité est mieux définie. Cependant aucune information significative n'est véhiculée puisque cette figure est très semblable à la figure 3.5.D. La

figure 3.7.B donne aussi une meilleure définition du centrage. Cette fois, on retrouve plus facilement la forme d'Arthur: les pics régulièrement espacés illustrent la position des rangées de tubulure tandis que les zones où on a moins de comptes représentent l'espacement des tubulures. Cette information dénote d'une meilleure fidélité.

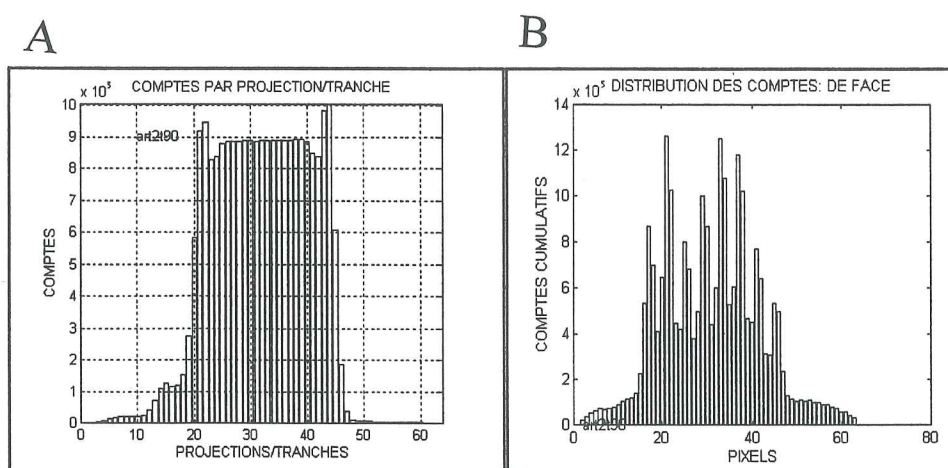


Figure 3.7: Autres résultats obtenus en doublant le temps d'acquisition. Autant dans "/" que dans "L" on note une nette amélioration. L'oeil humain ne peut percevoir de différence entre les deux techniques. A: Mesure de la fidélité et du contraste; B: mesure de la symétrie. Les pics représentent le lieu des tubulures et les creux l'espace entre les tubulures. Le fait qu'on ait plus de comptes donne une meilleure définition de la géométrie d'Arthur.

TROISIÈME SÉRIE DE RÉSULTATS

Les images issues de la troisième expérience où on a augmenté la taille de la matrice d'acquisition à 128x128 pixels ont donné les résultats suivants:

1. la qualité des images s'est améliorée dans les cas "L" et "/"
2. l'artéfact dans le dos d'Arthur a disparu dans le cas "/".
3. certaines projections étaient en dehors de champ de vision dans la troisième

expérience. Comme illustré à la figure 3.8.A, certaines projections étaient incomplètes.

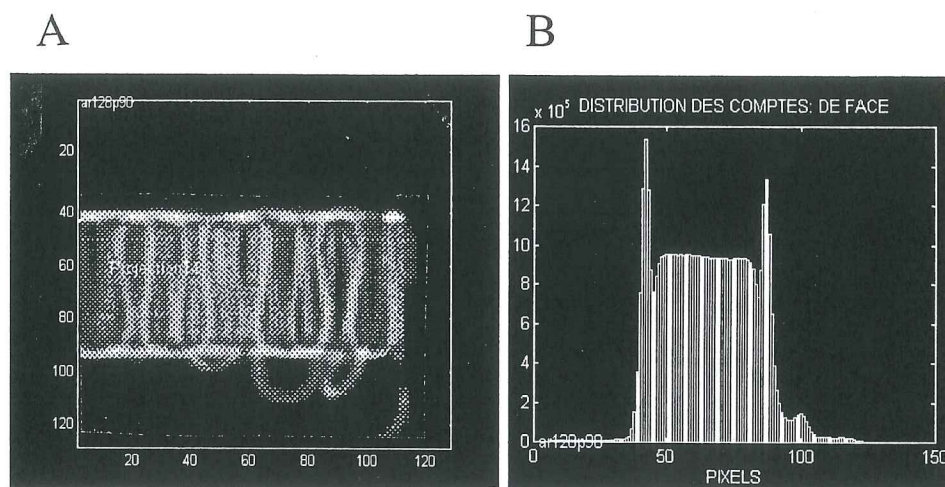


Figure 3.8: Quelques résultats obtenus avec le troisième test. A: Défaut de centrage constaté avec des images de haute résolution (128 x 128) et la technique à deux détecteurs en "L". Nous avons attribué ce défaut au rétrécissement du champ de vision par activation sélective des tubes photomultiplicateurs (voir figure 3.1, p.43). On a pu constater, dans toutes les projections coupées dont (A) que la zone du coeur est bien représentée. B: La fidélité de la caméra est mieux définie et très similaire au résultat du premier test.

On a expliqué ce phénomène par le zoom électronique qui devient certainement plus sélectif lorsque la matrice d'acquisition est plus grande. C'est donc en voulant chercher plus de détails dans l'image que le champ de vision se voit restreint à l'environnement immédiat du coeur. Ce phénomène est seulement apparu dans le cas de détecteurs en "L".

La troisième technique donne une bonne définition des images, ce qui pourrait aider à découvrir certains détails de la distribution du radio-traceur, donc contribuer à améliorer

le diagnostic. Cependant, elle a l'inconvénient d'être très lourde à manipuler à cause de la grosseur de ses images (4 fois plus grosses que celles du premier test, leur taille avoisine 20 Mo par étude). Le temps de chargement ainsi que le temps de calcul peuvent atteindre une demie-heure chacun. Très souvent, il a fallu réduire le nombre de projections ou de coupes pour visualiser l'étude.

Hormis le fait des vues incomplètes dont on ignore pour l'instant les causes exactes, et qui ne doivent pas avoir de conséquence (parce que le centre d'intérêt est bien présent), on peut dire que le fait d'augmenter la taille de la matrice d'acquisition ou le temps d'acquisition contribue à améliorer la qualité de l'image. Ceci n'est pas sans conséquence, puisque l'un est très demandant en temps de calcul tandis que l'autre double le temps d'acquisition. Puisque le patient ne peut pas rester immobile pendant très longtemps lors d'une acquisition longue, s'il bouge durant un tel examen, les données obtenues pourraient être erronées.

De plus, la comparaison de ces deux dernières études est rendue difficile par le fait qu'il est impossible à l'observateur humain de les différencier. À preuve, l'artéfact précédemment constaté (figure 3.6.C) dans les images reconstruites à partir d'une acquisition avec deux détecteurs mis face à face (matrice d'acquisition de 64 x 64 pixels), n'est plus perceptible (figure 3.6.E).

AUTRES TESTS EFFECTUÉS

D'autres tests ont été effectués pour chercher à savoir si l'arc d'acquisition de 180° peut être réduit. Si cela était possible sans compromettre les images reconstruites, on pourrait améliorer la résolution dans ces images sans avoir à augmenter le temps d'acquisition ou la taille des matrices. Il suffirait alors de concentrer les 64 projections dans cet arc d'acquisition plus court. L'analyse de l'ensemble des projections ne permet pas de réduire cet arc, vu que les comptes vers le départ et la fin de l'acquisition ne sont pas négligeables devant ceux des autres projections. On peut donc en déduire qu'à date, on peut considérer l'arc de 180° optimal.

CONCLUSION

L'objectif du projet était d'évaluer différentes techniques d'acquisition avec la caméra Vertex de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont et de proposer une technique optimisée. Sur ce point, nous avons satisfait les attentes des médecins en confirmant que leur technique est presque optimale, et on a identifié des moyens pouvant l'améliorer. À partir de nos résultats, le personnel du département de médecine nucléaire peut être en mesure de prendre des décisions mieux éclairées pour l'utilisation optimale de cet équipement lors du diagnostic cardiaque.

De façon plus spécifique, on peut conclure que le choix d'une matrice d'acquisition de taille 64 x 64 pixels est optimal. En effet, en choisissant une matrice de 128x128, les fichiers d'images deviennent très gros en taille (environ 20 Mo par examen) et donc difficiles à manipuler. La qualité des images est certes améliorée lorsqu'on augmente le nombre de pixels, mais la baisse du contraste parce qu'on a quatre fois moins de comptes par pixel par rapport à une matrice 64x64, le temps de calcul et l'espace mémoire requis en font une solution peu pratique à appliquer cliniquement avec la capacité des ordinateurs actuellement utilisés. Si on désire augmenter la qualité des images, il serait préférable d'accroître la durée de l'examen tout en maintenant la taille des matrices d'acquisition à 64x64 pixels.

D'autre part, il a été possible de déterminer que, pour la plupart des paramètres

évalués, la technique à deux détecteurs perpendiculaires ("L") est supérieure à celle à détecteurs parallèles (//). Ceci est en accord avec Jonathan (1993), pour qui la technique "L" est même plus rapide qu'un triple détecteur pour des études à 180°. Pour cette partie du travail, on a spécifiquement construit un fantôme appelé Arthur. Quoique satisfaisant pour les besoins du projet, il y a lieu de considérer lui apporter des améliorations: l'ajout d'un médium atténuant (en plexiglass) prendrait en considération l'atténuation causée par les tissus autour du coeur. On pourrait aussi améliorer le fantôme en rendant la forme du modèle proche de celle du coeur, de plus en ajoutant une "colonne vertébrale", on pourrait mieux évaluer l'atténuation causée par cette partie du corps. Ainsi, Arthur serait davantage proche de la réalité humaine.

De plus, nous avons installé un réseau PC-NFS permettant de relier le service de génie biomédical de l'hôpital au département de médecine nucléaire. Ainsi, les transferts de données entre ces deux endroits sont rendus instantanés et très simples. Pour faciliter l'accès aux données-patients et permettre l'analyse automatique des images acquises en médecine nucléaire, le programme CardioGBM a été développé. Ses principales caractéristiques sont de transcoder les images du format de la compagnie ADAC en format ASCII. Il est alors possible d'en extraire des informations sur la distribution de la radioactivité à l'aide d'un logiciel commercial, tel Matlab.

À partir de notre expérience, il nous semble important que lors d'appels d'offres, on vérifie si l'équipement proposé rencontre la plupart des caractéristiques de la technique optimisée proposée au chapitre 3; notamment il faudrait que le coeur puisse être maintenu au centre de symétrie durant l'acquisition, car l'asymétrie constitue la plus forte cause d'artéfact de reconstruction.

Vu l'énorme gain de temps et la convivialité procurés par l'automatisation du chargement des collimateurs, et surtout face à leur poids (environ 100 kg), il devrait être impératif que les futurs développements de caméras gamma aient des dispositifs d'installation automatique des collimateurs. Des configurations optimales (collimateur-technique d'acquisition) pourraient être pré-programmées et il en résulterait plus de temps consacrés à l'acquisition des images.

Il n'est pas assuré que les fantômes actuellement disponibles sur le marché assurent les meilleures performances cliniques. On suggère alors d'utiliser Arthur (ou un équivalent) comme fantôme de contrôle de qualité de la caméra pour garantir les meilleures performances en clinique.

Pour un département où la caméra est appelée à faire des études osseuses en plus du SPECT, une caméra deux détecteurs angle variable est appropriée. Par contre, si la caméra

doit être dédiée au SPECT, deux détecteurs en "L" fixes (arc d'acquisition: 180°) sont recommandés, sinon envisager l'utilisation d'un triple détecteur à 360°.

Dans ce projet, on a utilisé la caméra Vertex de l'hôpital Maisonneuve-Rosemont. Il y a tout lieu de croire que nos résultats seraient aussi valables avec d'autres types d'équipements similaires. Certains articles de la littérature rapportent que les caméras à trois têtes sont le meilleur choix pour le SPECT à 360°. Nous n'avons pas eu accès à ce genre de caméra, mais il serait fort intéressant de l'expérimenter.

Pour obtenir de nouvelles précisions sur la performance de la technique optimisée, il faudrait poursuivre l'expérience, à savoir étudier le mode continu et/ou la plage de 45° (la technique optimisée permet le départ de l'acquisition entre 90° et 135°). On pourrait s'inspirer de Suzuki et al. (1989) pour ajuster la position du patient selon un angle qui évite l'atténuation de la table où le patient repose.

RÉFÉRENCES

- [1] ADAC LABORATORIES: Document de présentation de la caméra Vertex, *Adac Laboratories*, USA, 16-32, 1994.

- [2] ADAC LABORATORIES, *Document technique de la caméra Vertex*, 11 pages, *Rev 3/94*, USA, 1994.

- [3] BIESZK J. A., HAWMAN G. E.: Evaluation of SPECT Angular Sampling Effects: Continuous versus Step-and-Shoot Acquisition, *J. Nucl. Med.*, 28:1308-1314, 1987

- [4] COLEMAN R. E., JASZCZAK R. J., COBB F. R.: Comparison of 180° and 360° Data Collection in Thallium-201 Imaging Using SPECT. *J. Nucl. Med.*, 23:655-660, 1982.

- [5] COOPER A. J., NEUMANN H. P., MCCANDLESS K. B.: Detection of Patient Motion During Tomographic Myocardial Perfusion Imaging, *J. Nucl. Med.* 34:1341-1348, 1993.

- [6] EISNER R. L., NOWAK D. J., PETTIGREW R., FAJMAN W.: Fundamentals of 180° Acquisition and Reconstruction in SPECT Imaging, *J. Nucl. Med.*, 27:1717-1728, 1986.
- [7] GALT R. J.: New Instrumentation for Cardiovascular Nuclear Medicine, *J. Nucl. Med.*, 35 (4): 20N-22N, 1994.
- [8] GECKLE J. W., FRANK L. T., LINKS M. J., BECKER C. L.: Correction for Patient and Organ Movement in SPECT: Application to Exercise Thallium-201 Cardiac Imaging, *J. Nucl. Med.* 29:441-450, 1988.
- [9] HERBERT J. C., ROCHA A.F.G.: Textbook of Nuclear Medicine, vol.1, *Basic Science, Philadelphia: Lea & Febiger, 2nd ed.*, pp 1-185, 1984.
- [10] HINES H.: Comparison of Single Head, Dual Head and Triple Head SPECT Cameras, *Adac Laboratories, USA*, 3 pages, 1990.
- [11] HOSOBABA M., WANI H., TOYOMA H., MURATA H.: Automated Body Contour Detection in SPECT: Effects on Quantitative Studies, *J. Nucl. Med.* 27:1184-1191, 1986.

- [12] JAMES A. SORENSON, MICHAEL E. PHELPS: *Physics in Nuclear Medicine*, Grune & Stratton éd, 590 pages, 1987.
- [13] JEANGUILLAUME D. C., BOCHET J.: L'instrumentation utilisée en médecine nucléaire in vivo: l'exemple de la gamma caméra, *RGN, Société française d'énergie nucléaire, Paris*, N° 5, pp.325-332, 1993.
- [14] JONATHAN M. L.: Multidetector Single-Photon Emission Tomography: are Two (or Three or Four) Heads Really Better Than One ?, *Eur. J. Nucl. Med.*, 20:440-447, 1993.
- [15] KNESAUREK K., KING A. M., GLICK J. S., PENNEY C. B.: Investigation of Causes of Geometric Distorsion in 180° and 360° Angular Sampling in SPECT, *J. Nucl. Med.* 30, 1666-1675, 1989.
- [16] MAUBLANT C. J., PEYCELON P., KWIATKOWSKI F., LUSSON R.J., STANDKE H. R. and VEYRE A.: Comparison Between 180° and 360° Data Collection in Technetium-99m MIBI SPECT of the Myocardium, *J. Nucl. Med.* 30: 295-300, 1989.

- [17] McINTHYRE W. J., GO R. J., HOUSER T. C., et al.: Evaluation of 180° and 360° Reconstruction of the Heart by Transaxial Tomography with Thallium-201. In Digital Imaging: Clinical Advances in Nuclear Medicine, New York, *The Soc. Nucl. Med.*, 197-203, 1982.
- [18] McINTHYRE W. J., GO R. J., HOUSER T. C., et al.: Clinical Evaluation of 360° and 180° Data Sampling Techniques for Transaxial SPECT Thallium-201 Myocardial Perfusion Imaging. *J. Nucl. Med.*, 26:695-706, 1985.
- [19] NEMA: Standards for Performance Measurements of Scintillation Cameras, *NEMA*, USA, 9 pages, 1986
- [20] OPPENHEIM E. B., Scatter Correction for SPECT, Teaching Editorial, *J. of Nucl. Med.* 25:928-929, 1984.
- [21] PARKER A. J.: Effect of Motion on Cardiac SPECT Imaging, *J. Nucl. Med.*, 38 (4): 1355-1356, 1993.
- [22] ROGERS W. L., ACKERMANN R. J.: SPECT Instrumentation, *Am. J. of Physiol. Im.* 7 (3-4): 105-120, 1992

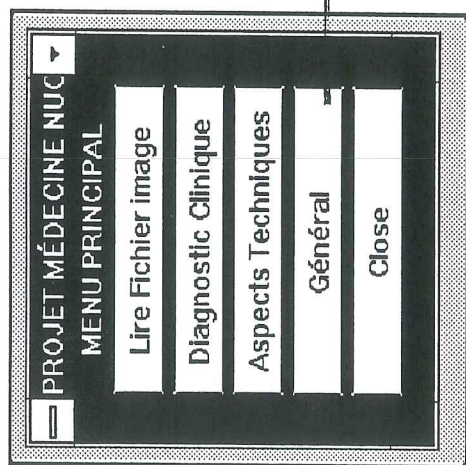
- [23] STEPHEN C. G., DAVID S., CHUN B. L., ROBERT H. W.: SPECT Resolution and Uniformity Improvements by Noncircular Orbit, *J. Nucl. Med.* 24: 822-828, 1983.
- [24] SUZUKI A., MUTO S., OSHIMA M., SAITO H., YAMAMOTO S., YOKOTA M.: A New Scanning Method for Thallium-201 Myocardial SPECT: Semidecubital Position Method, *Clin. Nucl. Med.*, 14(10):736-741, 1989.
- [25] TAMAKI, N., MUKAI T., ISHII Y., et al.: Comparative Study of Thallium Emission Myocardial Tomography With 180° and 360° Data Collection., *J. Nucl. Med.*, 23:661-666, 1982.
- [26] WORONOWICZ E.M., EISNER R.L., GUILBERG, D.J. et al.: Factors affecting SPECT Image Quality and Recommended QC Procedures, *General Electric, USA*, 8 pages, 1982.

ANNEXE 1:

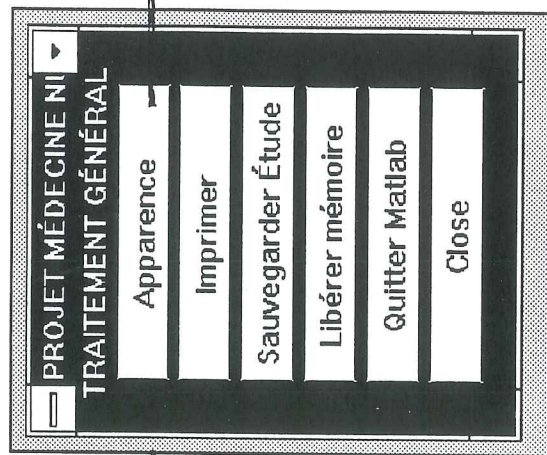
Programme CardioGBM

ANNEXE 1:

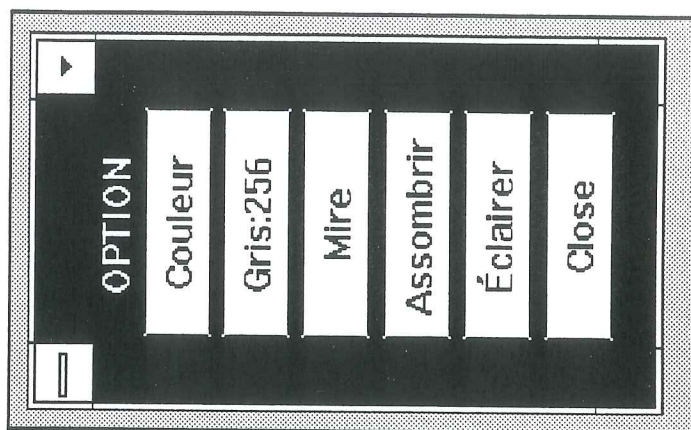
Programme CardioGBM



A



B



C

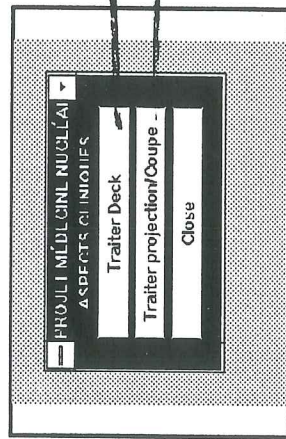
MENU PRINCIPAL ET TRAITEMENTS GÉNÉRAUX

A: Menu principal de CardioGBM

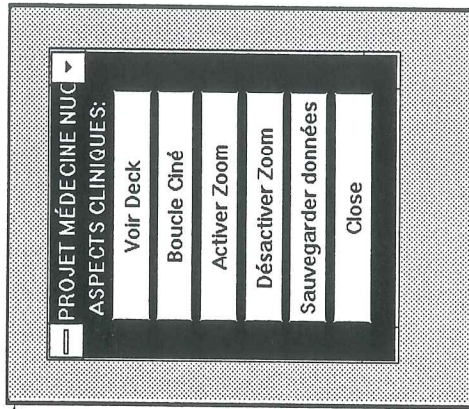
B: Sous-menu de "Général" où les traitements d'image généraux sont faits

C: Sous-menu de "Apparence" où la perception visuelle de l'image est traitée.

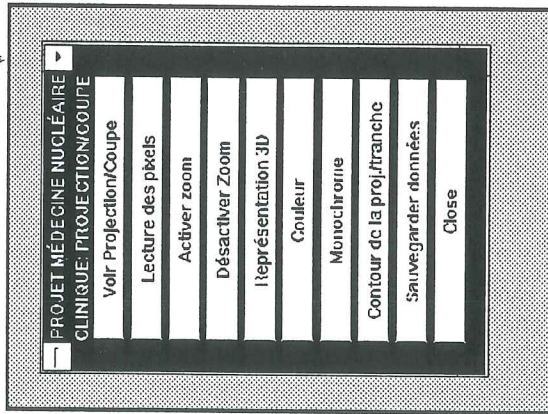
D



E



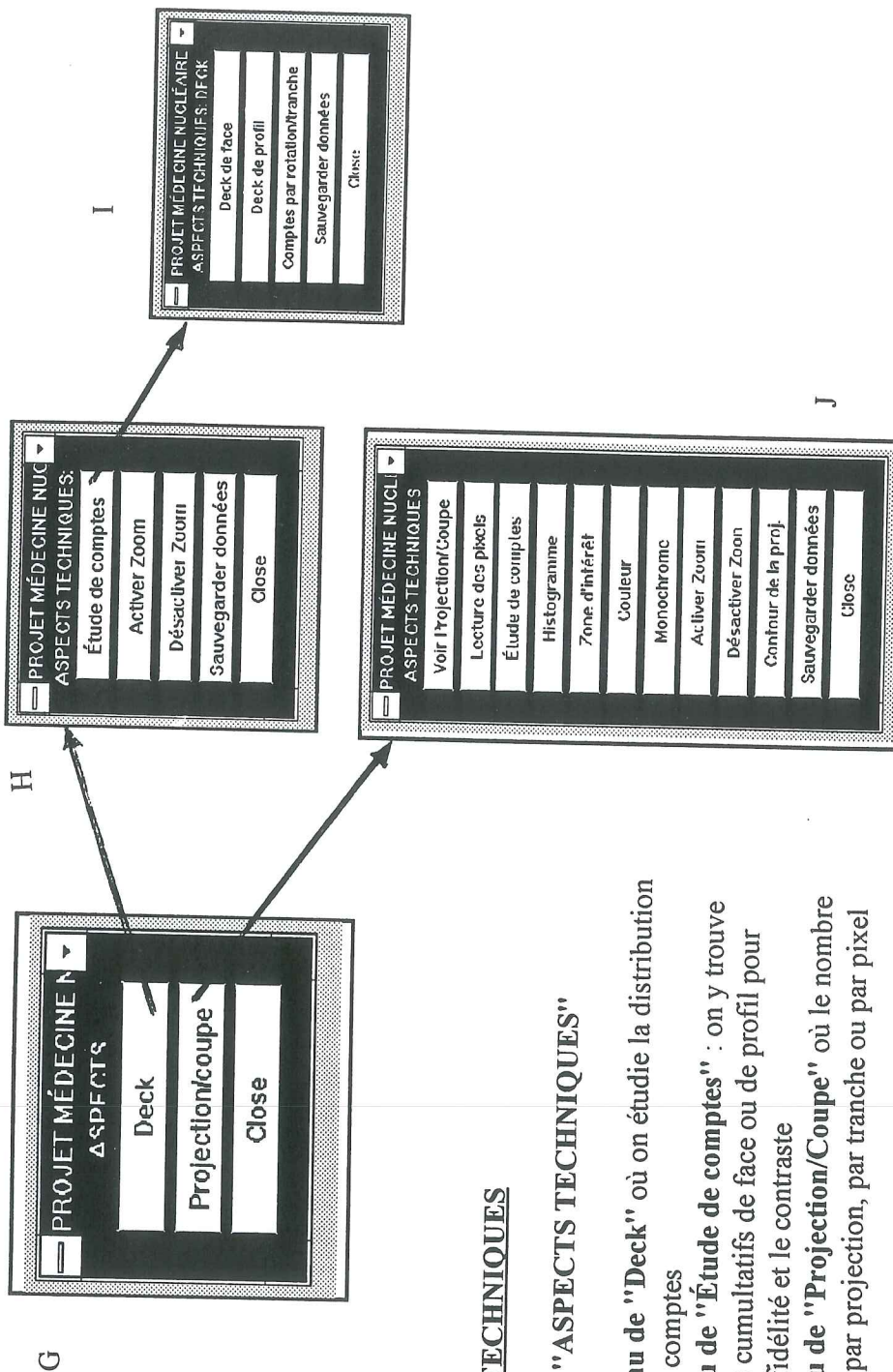
F



D: Menu de "ASPECTS CLINIQUES"

E: Sous-menu de "Traiter Deck" où on peut voir la mosaïque d'images telles que vue en médecine nucléaire. On y rencontre les traitements essentiels pour le diagnostic.

F: Sous-menu de "Traiter projection/Coupe". Ces traitements aident à connaître avec précision la distribution des comptes par pixel dans chaque image.



ASPECTS TECHNIQUES

G: Menu de "ASPECTS TECHNIQUES"

H: Sous-menu de "Deck" où on étudie la distribution globale des comptes

I: Sous-menu de "Étude de comptes" : on y trouve les comptes cumulatifs de face ou de profil pour mesurer la fidélité et le contraste

J: Sous-menu de "Projection/Coupe" où le nombre de comptes par projection, par tranche ou par pixel est étudié

FICHER DE DONNÉES

Etude: coupes de artra180: patient ARTHUR

+++++

INFORMATIONS SUR LE DECK

+++++

tranche # Comptes

+++++

1	74766
2	98590
3	104854
4	138058
5	232971
6	419679
7	593808
8	605171
9	533076
10	513786
11	522035
12	519364
13	514567
14	511541
15	509950
16	509498
17	508916
18	508634
19	509472
20	510545
21	511704
22	513527
23	516033
24	520186
25	526864
26	529733
27	524508
28	556461
29	642037
30	617522
31	392145

32 154288

33 42646

34 10861

STATISTIQUE DE COMPTAGE

Nombre de coupes : 34

Total des comptes : 14497796

Max pixel : 2042

+++++

COMMENTAIRES TECHNIQUES

Arc de rotation : 360 degrees

Nombre de detecteurs : 2

Position relative des detecteurs : 180 degrees

Position de depart : 0 degrees

Pas de rotation : 5.625 degrees

+++++

Taille de la matrice d'acquisition : 64 x 64

+++++

Etude: coupe 5 de 34

+++++

Total comptes de la coupe : 232971

Max de comptes : 2042

Min de comptes : 0

Position du max (ligne colonne) : 29 13

Cette coupe contient le maximum de comptes
par pixel

+++++

```
% Ce fichier appelle les fichiers suivants:
%
% écrit par Gnahoua ZOABLI
% le jeudi 28-07-94
% révisé le mardi 02-08-94
% Copyright (c) 1994
%
clc
% désignation du nom de fichier d'image
set(gcf, 'units', 'normalized');
set(gcf, 'position', [.5, .95, .5, .61]);

dir c:\projet\adac\images\*.nnn

filename=input('Entrer le nom du fichier image : ', 's');
file=filename;

% routine pour enlever l'en-tête et sauvegarder le fichier sous le
% même nom

[vect3, image]=nnnconv(file);

% Traitement de l'image vectorisée
%

debut=1;
size=[vect3(2) vect3(3) vect3(1)];

if size(3) > 64 % à optimiser pour récupérer la suite
    size(3)=64;
    clc;
    disp('votre étude a été tronquée à 64 coupes ou projections')
end;

imname=filename(1:(length(filename)-4));
imname(length(imname))='a';

Deck=zeros(size(2), size(1)*size(3));
for i=1:size(3)
    fintemp= debut+vect3(2)*vect3(3)-1; % fin de la ième tranche
```

```

tranche=image(debut:fintemp);      % la ième tranche
debut=fintemp+1;                  % début de la tranche suivante

imtranche=reshape(tranche, vect3(2),vect3(3));
imtranche=rot90(imtranche, -1);
Deck(imslice(size, i))=imtranche;
end
function menucl
%      affiche le menu de l'aspect clinique
%      par Zoabli le Jeudi 22-06-94
%      modifié le jeudi 04-08-94

set(gcf, 'units', 'normalized');
set(gcf, 'position', [.5, .95, .5, .61]);

labels = str2mat(...
    'Traiter Deck', ...
    'Traiter projection/Coupe');

%Callbacks
callbacks = [...
    'cdeckmen      '
    'cprojmen      '];

choices('MENUCL', 'ASPECTS CLINIQUES', labels, callbacks);
set(gcf,'NumberTitle','off','Name','PROJET MÉDECINE NUCLÉAIRE');
set(gca,'XTickLabels','','YTickLabels','','box','on');
set(gcf,'MenuBar','none');

```

```

function menutec
%      affiche le menu principal: ASPECT TECHNIQUE
%      par Zoabli le mardi 16-08-94
%      modifié le mardi 16-08-94

set(gcf, 'units', 'normalized');
set(gcf, 'position', [.5, .95, .5, .61]);

labels = str2mat(...
    'Deck', ...

```

```

    'Projection/coupe');

%Callbacks
callbacks = [...
    'tdeckmen'
    'tprojmen'];

choices('MENUTEC', ' ASPECTS TECHNIQUES ', labels, callbacks);
set(gcf,'NumberTitle','off','Name','PROJET MÉDECINE NUCLÉAIRE');
set(gca,'XTickLabels','','YTickLabels','','box','on');
set(gcf,'MenuBar','none');

function genmenu
%     affiche les fonctions générales de traitement des projections
%     par Zoabli le Jeudi 04-08-94
%     modifié le jeudi 04-08-94

labels = str2mat(...
    'Apparence', ...
    'Imprimer', ...
    'Sauvegarder Étude', ...
    'Libérer mémoire', ...
    'Quitter Matlab');

%Callbacks
callbacks = [...
    'apparence'
    'print'
    'imdonnee'
    'clear'
    'quit'
    ''];

choices('GENMENU', 'TRAITEMENT GÉNÉRAL', labels, callbacks);

set(gcf,'NumberTitle','off','Name','PROJET MÉDECINE NUCLÉAIRE');
set(gca,'XTickLabels','','YTickLabels','','box','on');
set(gcf,'MenuBar','none');

function menucl

```

```
%      affiche le menu DECK: ASPECT CLINIQUE
%      par Zoabli le mardi 16-08-94
%      modifié le mardi 16-08-94

set(gcf, 'units', 'normalized');
set(gcf, 'position', [.5, .95, .5, .61]);

labels = str2mat(...
    'Voir Deck', ...
    'Boucle Ciné', ...
    'Activer Zoom', ...
    'Désactiver Zoom', ...
    'Sauvegarder données');

callbacks = [...
    'deck      '
    'zmovie    '
    'imzoom on '
    'imzoom off'
    'savedeck  '];

choices('MENUC1', 'ASPECTS CLINIQUES: DECK', labels, callbacks);
set(gcf, 'NumberTitle', 'off', 'Name', 'PROJET MÉDECINE NUCLÉAIRE');
set(gca, 'XTickLabels', '', 'YTickLabels', '', 'box', 'on');
set(gcf, 'MenuBar', 'none');

function menut1
%      affiche le menu DECK: ASPECT TECHNIQUE
%      par Zoabli le mardi 16-08-94
%      modifié le mardi 16-08-94

set(gcf, 'units', 'normalized');
set(gcf, 'position', [.5, .95, .5, .61]);

labels = str2mat(...
    'Étude de comptes', ...
    'Activer Zoom', ...
    'Désactiver Zoom', ...
    'Sauvegarder données');
```

```

callbacks = [...
    'cptmenu '
    'imzoom on '
    'imzoom off'
    'savedeck '];

choices('MENUT1', 'ASPECTS TECHNIQUES: DECK', labels, callbacks);
set(gcf,'NumberTitle','off','Name','PROJET MÉDECINE NUCLÉAIRE');
set(gca,'XTickLabels','','YTickLabels','','box','on');
set(gcf,'MenuBar','none');

```

```

function cprojmenu
%     affiche les fonctions de traitement des projections/coupes
%     aspect clinique: aide au diagnostique
%     par Zoabli le mardi 16-08-94
%     modifié le mardi 16-08-94
%     Copyright (c) 1994

```

```

labels = str2mat(...
    'Voir Projection/Coupe', ...
    'Lecture des pixels', ...
    'Activer zoom', ...
    'Désactiver Zoom', ...
    'Représentation 3D', ...
    'Couleur', ...
    'Monochrome', ...
    'Contour de la proj./tranche', ...
    'Sauvegarder données');

```

```

%Callbacks
callbacks = [...
    'unevue '
    'affiche '
    'imzoom on '
    'imzoom off '
    'mesh(vue), grid '
    'colormap default '
    'colormap gray '
    'imcontour(vue,4), datavue '
    'savevue '];

```



```

choices('CPROJMENU', 'CLINIQUE: PROJECTION/COUPE', labels, callbacks);
set(gcf,'NumberTitle','off','Name','PROJET MÉDECINE NUCLÉAIRE');
set(gca,'XTickLabels','', 'YTickLabels','', 'box','on');
set(gcf,'MenuBar','none');

```

```
function tprojmenu
```

```

%      affiche les fonctions de traitement des projections/coupes
%      aspects techniques
%      par Zoabli le mardi 16-08-94
%      modifié le mardi 16-08-94

```

```

%set(gcf, 'units', 'normalized');
%set(gcf, 'position', [.5, .95, .5, .61]);

```

```

labels = str2mat(...
    'Voir Projection/Coupe', ...
    'Lecture des pixels', ...
    'Étude de comptes', ...
    'Histogramme', ...
    'Zone d"intérêt', ...
    'Couleur', ...
    'Monochrome', ...
    'Activer Zoom', ...
    'Désactiver Zoon', ...
    'Contour de la proj.', ...
    'Sauvegarder données');

```

```
%Callbacks
```

```

callbacks = [...
    'unevue           '
    'affiche          '
    'comptev          '
    'zhist            '
    'afficomm         '
    'colormap default '
    'colormap gray    '
    'imzoom on        '
    'imzoom off       '
    'imcontour(vue,4), datavue '

```

```

'savevue          '];

choices('TPROJMENU', 'ASPECTS TECHNIQUES', labels, callbacks);
set(gcf,'NumberTitle','off','Name','PROJET MÉDECINE NUCLÉAIRE');
set(gca,'XTickLabels','','YTickLabels','','box','on');
set(gcf,'MenuBar','none');

% ++++++
% Cette fonction permet d'enregistrer durant le traitement des
% données patient les informations pertinentes relatives aux
% Decks des images (Nombre de projection, taille des matrices
% de projections ou coupes tomographiques issues de
% la reconstruction, comptes par vue/coupe, max de comptes par vue, etc.)
%
% La fonction est activée automatiquement sur demande
% lors de la consultation d'une étude de patient.
%
%
% appel interne: savedeck pour activer l'enregistrement des
%                données du deck
%
%
% fichier des données: <etude>.dat // exemple: etude=arthur
%                pour arthur.nnn
%
% Date de création: vendredi 19-08-94 , 3:35 pm
% Dernière modification: mercredi 24-08-94
%
% Écrite par Gnahoua Zoabli
%
% Copyright (c) 1994
% ++++++

% Modifier la fonction nnn2mat pour avoir comme troisième
% output le nom du fichier *.dat qui sera déjà accessible
% par <whos> dans le vecteur imdata dont le format est <etude.dat>

imdata=etude;

```

```

imdata( (length(imdata)-2) : length(imdata) ) = 'dat';

% identification du type d'étude (tranche ou projection?)
coupe_ou_projection = typetude(étude);

% nombre de coupe_ou_projection
Nombre_Frames=length(D)/64;
%calcul du pas de rotation et détermination de l'angle de départ
[arc_rotation, nombre_detecteurs, position_detecteurs]= comment(étude);

%pas_rotation=2.8125;
%angle_depart=-45;

angle_depart=-45;
Nombre_projections =64;
pas_rotation=arc_rotation/Nombre_projections;           % 2.8125 pour 180 degrés
if (arc_rotation==360)
    angle_depart=0;
end

for i=1:size(3)
    k=D(imslice(size, i));
    k1=sum(k);
    compte(i,2) = sum(k1);
    compte(i,1) = (pas_rotation * (i-1)) + angle_depart;
end

% ouvrir le fichier des données: fichier texte

cd c:\
fp=fopen('savcdeck.dat', 'wt');

% se positionner à la fin du fichier pour y ajouter les
% nouvelles données

%status=fseek(fp,1,1);

% lignes de commandes des données (variables) à sauvegarder
% [c'est le contenu des variables qui est imprimé dans le fichier]

```

```

y2=etude( 1 : ( length(etude) -4) );

fprintf(fp, '%s%s%s %s %s\n', 'Etude: ',coupe_ou_projection, 's', ' de ', y2); clear y2;
fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++++');

fprintf(fp, '%s \n', 'INFORMATIONS SUR LE DECK');
fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++++');

if strcmp(coupe_ou_projection, 'projection')
fprintf(fp, '%s %s %s\n', '#', 'angle(deg.)', 'Comptes');
fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++++');

    for i=1:length(compte)
        fprintf(fp, '%s %d %2.2f %6.0f\n', coupe_ou_projection, i, compte(i,1),
            compte(i,2));
    end
else
fprintf(fp, ' %s %s\n', '#', 'Comptes');
fprintf(fp, '%s\n', '+++++++');

    for i=1:length(compte)
        fprintf(fp, '%s %d %6.0f\n', 'tranche', i, compte(i,2));
    end
end
fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++++');
fprintf(fp, '%s\n\n', 'STATISTIQUE DE COMPTAGE');

fprintf(fp, '%s %s%s %s %d\n', 'Nombre de',coupe_ou_projection, 's', ':', Nombre_Frames);
fprintf(fp, '%s%d\n', 'Total des comptes : ', sum(sum(D)));

fprintf(fp, '%s %2.0f\n', 'Max pixel : ', max(max(D)));
%fprintf(fp, '%s %s\n', 'Compte moy /pixel : ', moy);
%fprintf(fp, '%s %s\n', 'Deviation standard : ', std);
%fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++++');

fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++++');
fprintf(fp, '%s\n\n', 'COMMENTAIRES TECHNIQUES');

```

```

[arc_rotation, nombre_detecteurs, position_detecteurs]= comment(étude);

fprintf(fp, '%s %d %s\n', 'Arc de rotation : ', arc_rotation, 'degres');
fprintf(fp, '%s %d\n', 'Nombre de detecteurs : ', nombre_detecteurs);
fprintf(fp, '%s %d %s\n', 'Position relative des detecteurs : ', position_detecteurs, 'degres');
fprintf(fp, '%s %d %s\n', 'Position de depart : ', angle_depart, 'degres');
fprintf(fp, '%s %d %s\n', 'Pas de rotation : ', pas_rotation, 'degres');

fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++');
fprintf(fp, '%s %d %s %d\n', 'Taille de la matrice d'acquisition :', size(1), 'x', size(2) );

fprintf(fp, '%s\n', '+++++');
fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++');

fclose(fp);

% +++++
% Cette fonction permet d'enregistrer durant le traitement des
% données patient les informations pertinentes relatives aux
% vues ou coupes tomographiques des images (Taille de la matrice d'acquisition,
% numéro de la projection ou coupe, comptes de la vue/coupe
% max de comptes de la vue, pixel où se trouve le maximum de comptes,
% définir si cette coupe ou vue contient le plus grand max de toutes
% les autres, etc.)
%
% La fonction est activée automatiquement sur demande
% lors de la consultation d'une étude de patient.
%
%
% appel interne: savevue pour activer l'enregistrement des
% données de la vue/tranche
%
%
%
% fichier des données: <étude>.dat // exemple: étude=arthur
% pour arthur.nnn
%
%
% Date de création: jeudi 1er-09-94 , 10:37 am
% Dernière modification: jeudi 1er-09-94
%

```

```

% Écrite par Gnahoua Zoabli
%
% Copyright (c) 1994
% ++++++

% Modifier la fonction nnn2mat pour avoir comme troisième
% output le nom du fichier *.dat qui sera déjà accessible
% par <whos> dans le vecteur imdata dont le format est <etude.dat>

%imdata=etude;
%imdata( (length(imdata)-2) : length(imdata) ) = 'dat';

% identification du type d'étude (tranche ou projection?)
coupe_ou_projection = typetude(etude);

% nombre de coupe_ou_projection
Nombre_Frames=size(3);          %Nombre_Frames=length(D)/64;

%calcul du pas de rotation et détermination de l'angle de départ
[arc_rotation, nombre_detecteurs, position_detecteurs]= comment(etude);

angle_depart=-45;
Nombre_projections =64;
pas_rotation=arc_rotation/Nombre_projections;          % 2.8125 pour 180 degrés
if (arc_rotation==360)
    angle_depart=0;
end
% ouvrir le fichier des données: fichier texte
cd c:\nuclear\donnee
fp=fopen('savcvue.dat', 'a+t');

% se positionner à la fin du fichier pour y ajouter les
% nouvelles données

%status=fseek(fp,1,1);

% lignes de commandes des données (variables) à sauvegarder
% [c'est le contenu des variables qui est imprimé dans le fichier]

```

```
fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++');
fprintf(fp, '%s%s %s %s %d\n', 'Etude: ',coupe_ou_projection, y1, 'de', Nombre_Frames);
fprintf(fp, '%s\n\n', '+++++');
```

```
fprintf(fp, '%s %s %s %d\n\n', 'Total comptes de la', coupe_ou_projection, '!',
    sum(sum(vue)) );
maxv=max(max(vue));
fprintf(fp, '%s %d\n', 'Max de comptes :', maxv);
fprintf(fp, '%s %d\n', 'Min de comptes :', min(min(vue)));
```

```
for i=1 : size(1)
    for j=1 : size(2)
        if vue(i,j)== maxv
            position_max=[j i];
            i=size(1); j=size(2);
        end;
    end;
end;
clear i, clear j;
fprintf(fp, '%s %d %d\n', 'Position du max (ligne colonne) :',position_max);
```

```
if max(max(vue))==max(max(D))
    fprintf(fp, '%s %s %s\n', 'Cette',coupe_ou_projection, 'contient le maximum de comptes
    par pixel');
end
fprintf(fp, '%s\n',
    '+++++');
fprintf(fp, '%s\n\n',
    '+++++');
clear maxv;

fclose(fp);
```

ANNEXE 2:

Quelques notions importantes

A2.1 - FACTEURS AFFECTANT LA QUALITÉ DES IMAGES SPECT, PROCÉDURES RECOMMANDÉES DE CONTRÔLE DE QUALITÉ

La qualité des images tomographiques reconstruites dépend directement de la qualité des projections correspondantes issues des vues planaires. Le processus de reconstruction amplifie les erreurs dans les projections planaires et les étale en forme d'artéfacts dans l'image reconstruite.

Les facteurs qui dégradent la qualité de l'image reconstruite sont:

- Ses erreurs d'uniformité dans les vues planaires
- L'incorrecte valeur du centre de rotation utilisée dans la reconstruction
- Les erreurs d'acquisition résultant en données incorrectes des vues planaires
- Le non parallélisme de la face du détecteur avec l'axe de rotation.

1 - ERREURS D'UNIFORMITÉ

A- **Faible correction d'uniformité**

$$\sigma = \frac{1}{\sqrt{N}}$$

N: comptes / pixel

σ : variance de la distribution gaussienne

Un mauvais choix de σ implique une mauvaise estimation du nombre de comptes par pixel.

B- **Statistique insuffisante dans les facteurs de correction d'uniformité**

Tant que les "floods" de correction ne sont pas pris avec une statistique infinie, des erreurs d'uniformité en résulteront lorsque les images seront corrigées avec ces floods. Ces erreurs sont minimisées en maximisant le nombre de comptes dans le flood de correction.

Le niveau auquel l'erreur d'uniformité ne peut être distingué du bruit est à signal/bruit $(s/n) = 0.5$. Ce seuil à $s/n = 0.5$ s'applique généralement, indépendamment de la fonction filtre employée.

En plus, si l'amplitude de l'artéfact et le RMS du bruit dans la tranche reconstruite sont proportionnels au diamètre du disque, le rapport signal sur bruit est indépendant du diamètre du disque.

C- **Changement de l'uniformité durant la rotation**

Le fonctionnement des tubes photomultiplicateurs est affecté par des champs magnétiques externes. Cela peut résulter en des non-uniformités qui apparaissent et disparaissent selon que les angles de vues varient. Toute reconstruction qui utilise ces données montrera des artéfacts arqués en lieu et place de cercles. S'il existe dans le milieu un champ magnétique dû à une autre source qui est significativement plus grande en amplitude que le champ magnétique terrestre (~ 0.5 gauss), des problèmes de changement d'uniformité apparaîtront.

D- **Erreurs de linéarité des convertisseurs analogique/numérique différentiels**

Ce type d'erreurs produit des lignes verticales et horizontales dans les images planaires. Ces lignes apparaissent parce que l'erreur différentielle de linéarité résulte en une variation de position du pixel, qui en retour, résulte en changements d'uniformité.

Les lignes de non uniformité, si présentes, seront corrigées si, et seulement si la correction d'uniformité est faite dans l'ordinateur. Aussi, le flood de correction devra avoir été acquis dans les mêmes conditions que les données patient.

E- **Autres sources possibles d'erreurs d'uniformité**

- . mauvais câbles ou mauvaises connexions aux signaux de position X, Y.
- . changement dans l'image, relatif aux facteurs de correction d'uniformité sauvegardés, dû à :
 - mauvaise orientation X,Y de l'image;
 - signal X, Y de sortie enregistré par des périphériques qui en ont changé la taille.

2- VALEUR INCORRECTE DU CENTRE DE ROTATION

Il est très important que l'algorithme de reconstruction utilise une valeur précise du centre de rotation. Une valeur incorrecte peut contribuer à la perte de contraste de l'image, de sa résolution et produire des distorsions.

3- ERREURS D'ACQUISITION RÉSULTANT DES DONNÉES INCORRECTES DES VUES PLANAIRES

L'objet est en dehors du champ de vision

Durant l'acquisition des données, si l'objet à "imager" ou sa portion se retrouve en dehors du champ de vue du détecteur, de mauvaises (ou incorrectes) projections existeront et résulteront en des distorsions des reconstructions tomographiques.

Le sinogramme est une information visuelle utile pour évaluer la qualité de la rotation lors de l'enregistrement tomographique. Un point en dehors de l'axe de rotation décrira une courbe sinusoïdale. Un point sur l'axe de rotation décrira une droite. Le sinogramme est une image utile pour vérifier si l'organe imagé l'a été en demeurant entièrement dans le champ de vision.

Des vues planaires sont manquées

Si pour un mauvais fonctionnement, une ou plusieurs vues planaires ne sont pas acquises, ce fait est directement apparent en observant le sinogramme.

Des vues planaires répétées

Si pour des problèmes mécaniques, le détecteur est incapable de tourner et si les acquisitions se poursuivent, alors il est possible que la même vue soit utilisée pour un certain nombre d'images de vues planaires successives.

Le sinogramme est aussi un outil important qui permet aisément de montrer que ce problème est advenu.

4- DÉTECTEUR NON PARALLÈLE À L'AXE DE ROTATION

Si la face du détecteur n'est pas parallèle à l'axe de rotation, les images planaires acquises contiendront des projections incorrectes dans la direction Y (normalement parallèle à l'axe de rotation).

Lorsque l'angle entre la face du détecteur et une ligne parallèle à l'axe de rotation est petit, de l'ordre du degré, le résultat sera une perte de résolution dans la direction Y. Si l'angle est plus grand, les distorsions seront apparentes dans les reconstructions.

A2.3 - CORRECTION DE DIFFUSION EN SPECT

Le problème de la diffusion Compton en SPECT a eu moins d'attention que les problèmes d'atténuation de photons et de non uniformité de caméra, qui peuvent produire de sérieux artefacts dans les images SPECT. La diffusion ne cause qu'une faible perte de contraste. Mais, en général ses effets ne sont pas significatifs. Néanmoins, puisqu'on tente de raffiner les techniques et algorithmes pour réaliser de plus précises reconstructions de la distribution de la vraie radioactivité, on doit éventuellement s'intéresser au problème de la diffusion Compton.

Il y a au moins quatre (4) approches de correction de diffusion.

1 - Coefficient d'atténuation linéaire efficace

On l'utilise déjà (souvent inconsciemment), dans la plupart des cas où certaines corrections sont appliquées. Le coefficient d'atténuation pour les photons de 140 KeV du Tc-99m dans l'eau est $\mu=0.15 \text{ cm}^{-1}$. Si cette valeur est utilisée pour la correction d'atténuation dans une tranche de reconstruction d'un grand fantôme activé avec du Tc-99m, la radioactivité dans le fantôme n'apparaîtra pas uniforme, mais "augmentera" de la périphérie au centre.

2 - Estimation de la composante diffusée par modélisation informatique

Les simulations de la distribution de l'activité et de la diffusion sont sauvegardées, et une image diffusée est générée à partir de ces données. Ceci peut être réalisé avec des techniques mathématiques telles les manipulations de matrices et les techniques de Monte Carlo. Dans ces méthodes, les processus de grand nombre de photons sont simulés pour déterminer la probabilité de détection. Cette image de diffusion est soustraite de l'image effectivement détectée. La différence, représentant la composante des photons primaires, est alors corrigée pour l'atténuation en utilisant la valeur de μ (0.15 cm^{-1}). En théorie, cette approche résulterait en une correction précise d'atténuation, mais en pratique elle est limitée par la précision des simulations.

3 - Correction de diffusion par déconvolution

Il est supposé que la composante de diffusion dégrade l'image des photons primaires de

manière constante et prévisible. La nature de cette dégradation est déterminée en imageant une source linéaire dans un médium diffusant. Axelsson et al.(1984)¹ ont démontré que les fonctions de dégradation d'activité superficielle ou profonde diffèrent de façon appréciable, donc une fonction de moyennage de la dégradation est utilisée. La composante de diffusion est alors retirée des images par déconvolution des images avec cette fonction. Cette approche semble fonctionner raisonnablement bien sur de faibles surfaces (rein par exemple).

4 - Mesure de la composante de diffusion directement au cours de l'acquisition de l'image du Tc-99m.

Cela se fait en collectant une image séparée dans une fenêtre de diffusion (92 KeV à 125 KeV) en même temps qu'une image est en train d'être collectée dans la fenêtre primaire (127 KeV à 153 KeV).

L'hypothèse raisonnable est que les événements détectés dans la fenêtre de diffusion sont reliés à la composante de diffusion des événements détectés dans la fenêtre du pic énergétique par un facteur constant k . Ce facteur a une valeur approximative de 0.5 dans une situation typique d'imagerie basée sur les mesures de même que par la simulation de Monté Carlo. L'approche consiste alors à reconstruire séparément les images du pic énergétique et celles de diffusion de la distribution de radioactivité, soustraire l'image de diffusion multipliée par un facteur 0.5, de l'image du pic énergétique. Il s'agit par la suite d'appliquer une correction d'atténuation de l'image résultante en utilisant la valeur $\mu=0.15 \text{ cm}^{-1}$. Il a été démontré que cette approche procure une correction précise de la diffusion Compton avec une amélioration du contraste de la lésion et de la précision des zones de grande activité, et permet la quantification de la distribution de la radioactivité.

Puisque les effets de la diffusion sont faibles, son élimination ne peut parvenir à produire de l'amélioration importante (considérable) dans la qualité de l'image. En fait, avant de s'intéresser au problème de diffusion, il faut auparavant avoir résolu les autres questions, notamment l'alignement du système, l'uniformité de la caméra, l'atténuation des photons, le mouvement du patient. En moyenne, des résultats acceptables peuvent être obtenus simplement en utilisant un coefficient efficace d'atténuation approprié, dans l'algorithme de correction d'atténuation.

Lorsqu'on est prêt à affronter le problème de la diffusion, l'approche de Jaszczak et al.

¹ Axelsson B., Msaki P., Israelson A., Subtraction of Compton-scattered photons in SPECT, J. Nucl. Med. 25:490-494, 1984.

(1984)² paraît être une bonne solution. Elle requiert une capacité de détection de double énergie, ce qui double le temps de traitement, cependant le temps d'acquisition ne devrait pas augmenter. Les auteurs ont trouvé que la valeur de k est 0.5 pour un fantôme de 22 cm, mais que la valeur pour d'autres dimensions de fantômes doit être déterminée. Toutefois, la précision de la méthode ne dépend pas trop de la valeur précise de ce facteur.

Lorsque la méthode produit des images plus précises avec de meilleurs contrastes des lésions, elle augmente aussi le bruit dans l'image, et en fait le rapport signal sur bruit n'est pas amélioré. Cette augmentation de bruit doit être corrigée en utilisant un filtre avec une fréquence de coupure légèrement basse dans l'algorithme de reconstruction.

² Jaszczak R. J., Greer K.L., Floyd C.E., Improved SPECT quantitation using compensation for scattered photons, J. Nucl. Med. 25:893-900, 1984

ANNEXE 3:

Rétroprojection filtrée

Rétroprojection filtrée

En se référant à la figure 1, nous comprendrons comment est reconstruite l'image d'une source ponctuelle. En c et d, les projections (b) sont sommées et forment la "tache" centrale, qui est en fait une représentation "floue" de la source ponctuelle. Le cône représenté en e, contient en effet un flou indésirable dont il faudra se départir. La solution est semblable avec une source non ponctuelle, mais la représentation est plus complexe à visualiser. L'étape qui vient d'être décrite, se produit pour chaque plan perpendiculaire à l'axe de rotation Y_m (figure 2), donc pour 64 plans, si une matrice de 64×64 était utilisée au départ [à moins bien sûr que l'utilisateur n'indique à l'ordinateur un nombre plus petit de plans en délimitant la zone de reconstruction].

Pour éliminer le flou mentionné plus tôt, le système de traitement procède tout "simplement" à l'application d'un filtre que l'on retrouve dans tous les systèmes tomographiques sous le nom de "RAMP FILTER". Le terme "RAMP" est utilisé en rapport avec sa forme dans le domaine des fréquences (figure 3a).

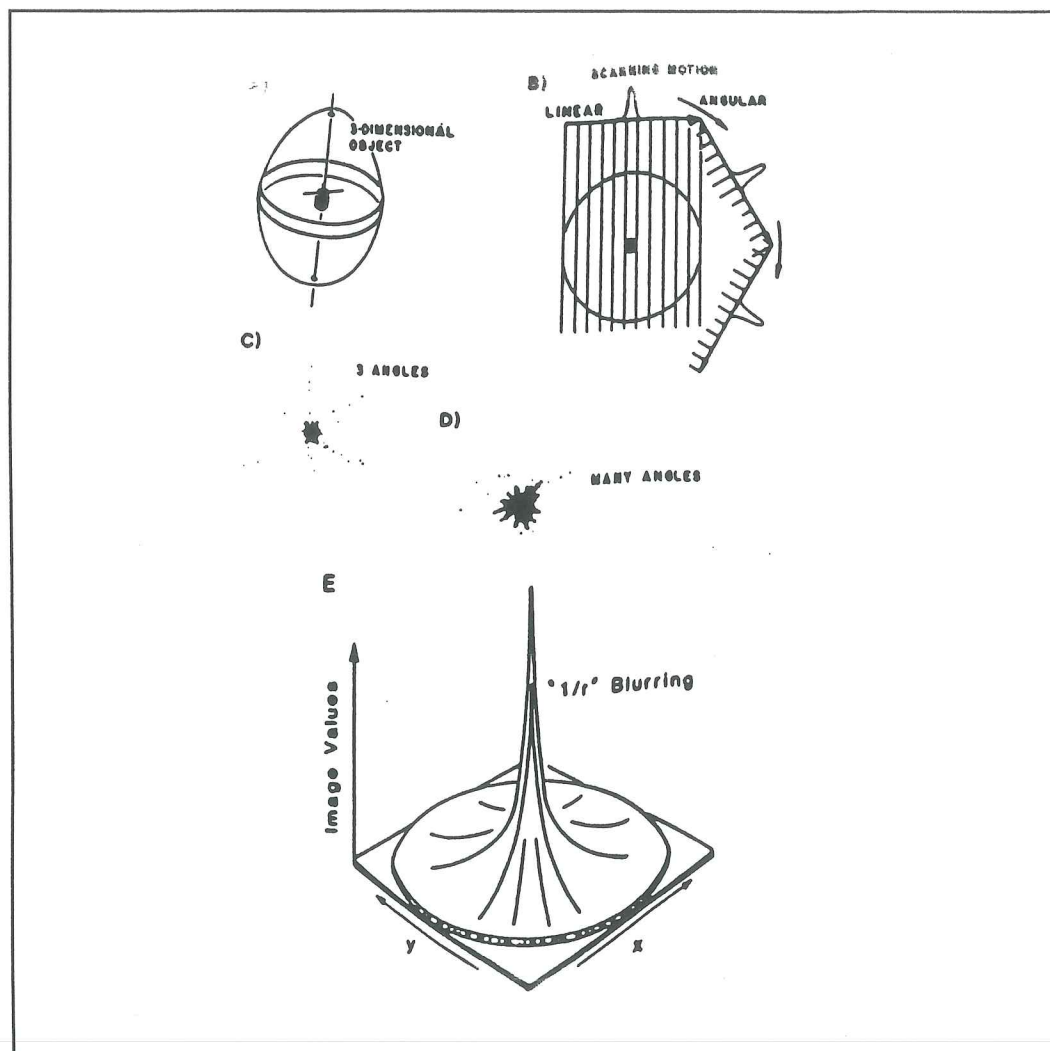


Figure A3.1: Étapes du processus de rétroprojection. A) Distribution inconnue de la source. Pour simplifier, l'objet dans cet exemple ne contient qu'une seule source ponctuelle. B) le profil des acquisitions à différents angles autour de l'objet. C) Rétroprojection et superposition des vues (ou projections) issues des trois angles. Ceci donne une approximation de la distribution originale de l'objet. Plus le nombre de vues augmente, meilleure est l'approximation (D); Cependant, même avec un nombre infini de projections (E), il existe un bruit résiduel de la forme $1/r$ [Phelps M.E., Hoffmann E.J., Gado, M., Non Invasive Brain Imaging Computed Tomography and radionuclides. Society of Nuclear Medicine, pp 111-146, 1975].

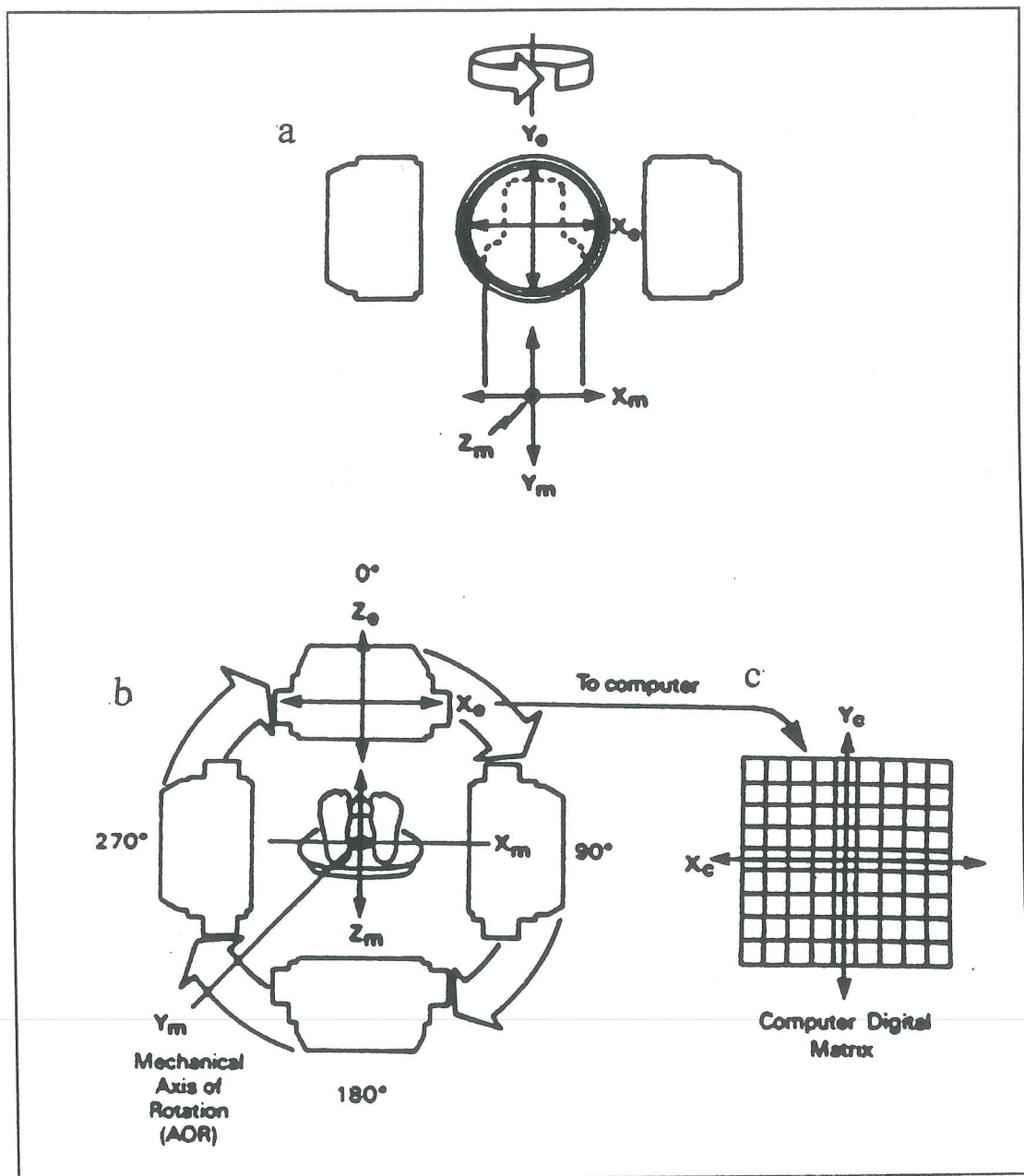


Figure A3.2: Système de coordination en SPECT. a) vue de dessus où X_m , Y_m , Z_m sont les axes mécaniques et X_e , Y_e , Z_e les axes électriques; b) Vue de face de a): Z_m est l'axe vertical et Y_m l'axe de rotation (AOR); c) matrice image de l'ordinateur où X_c et Y_c sont les axes de l'image. [Siemens Medical Systems, SPECT 87A User's Guide for MicroDELTA/MaxDELTA, 1987, USA].

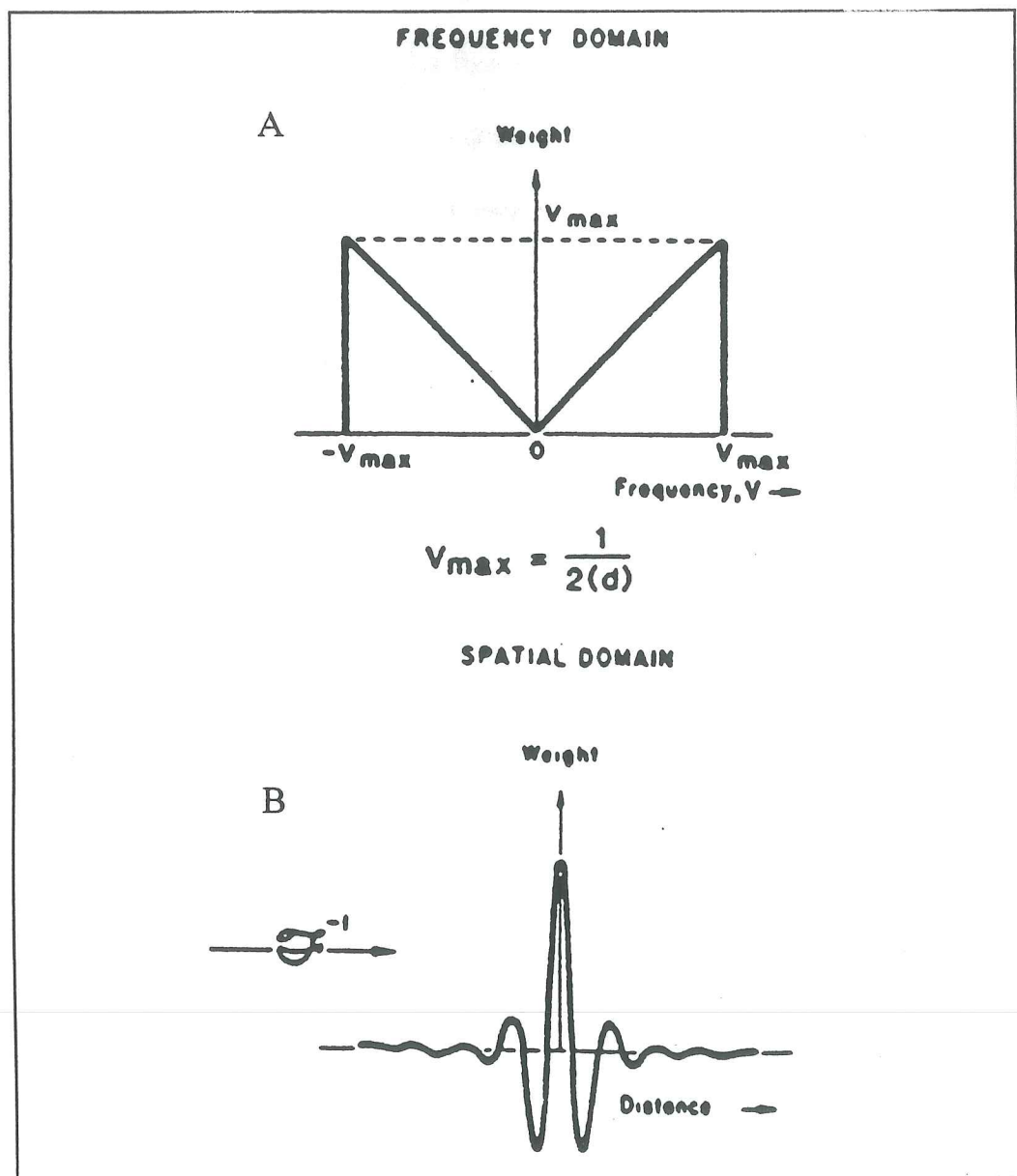


Figure A3.3: Filtre RAMP pour corriger la décroissance en $1/r$ dans le domaine fréquentiel (haut) et son filtre correspondant dans le domaine spatial (bas). Le filtre RAMP est la transformation de Fourier (\mathcal{F}) du filtre du domaine spatial [Phelps M.E., Hoffmann E.J., Gado, M., Non Invasive Brain Imaging Computed Tomography and radionuclides. Society of Nuclear Medicine, pp 111-146, 1975].

Le processus de reconstruction d'image qui combine la rétroprojection et le filtrage se nomme rétroprojection filtrée. La figure 4 représente schématiquement les étapes du processus. En A, on a les projections acquises et additionnées en B. Plus le nombre de projections (d'images) sera grand, plus fidèle sera la reproduction.

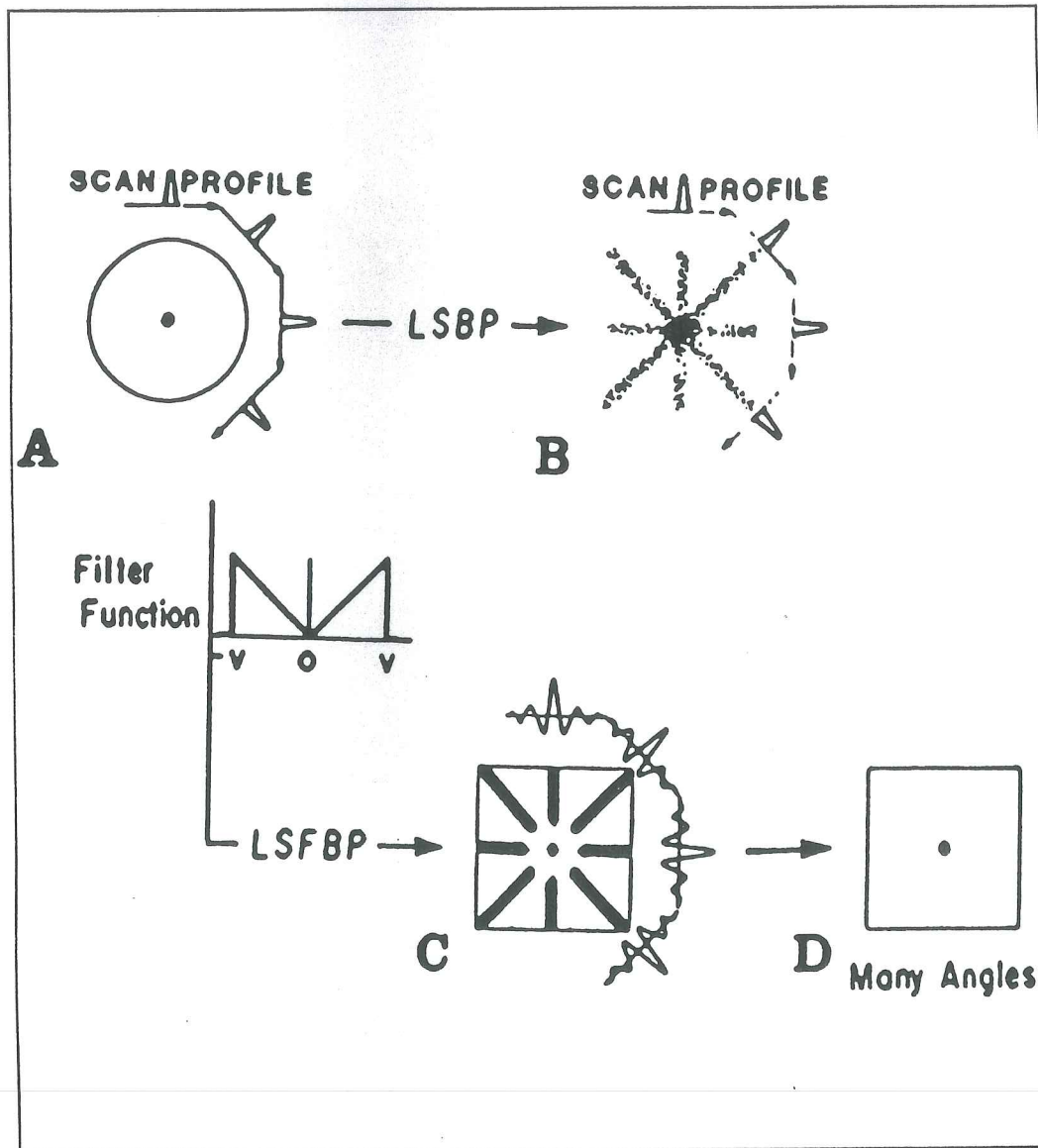
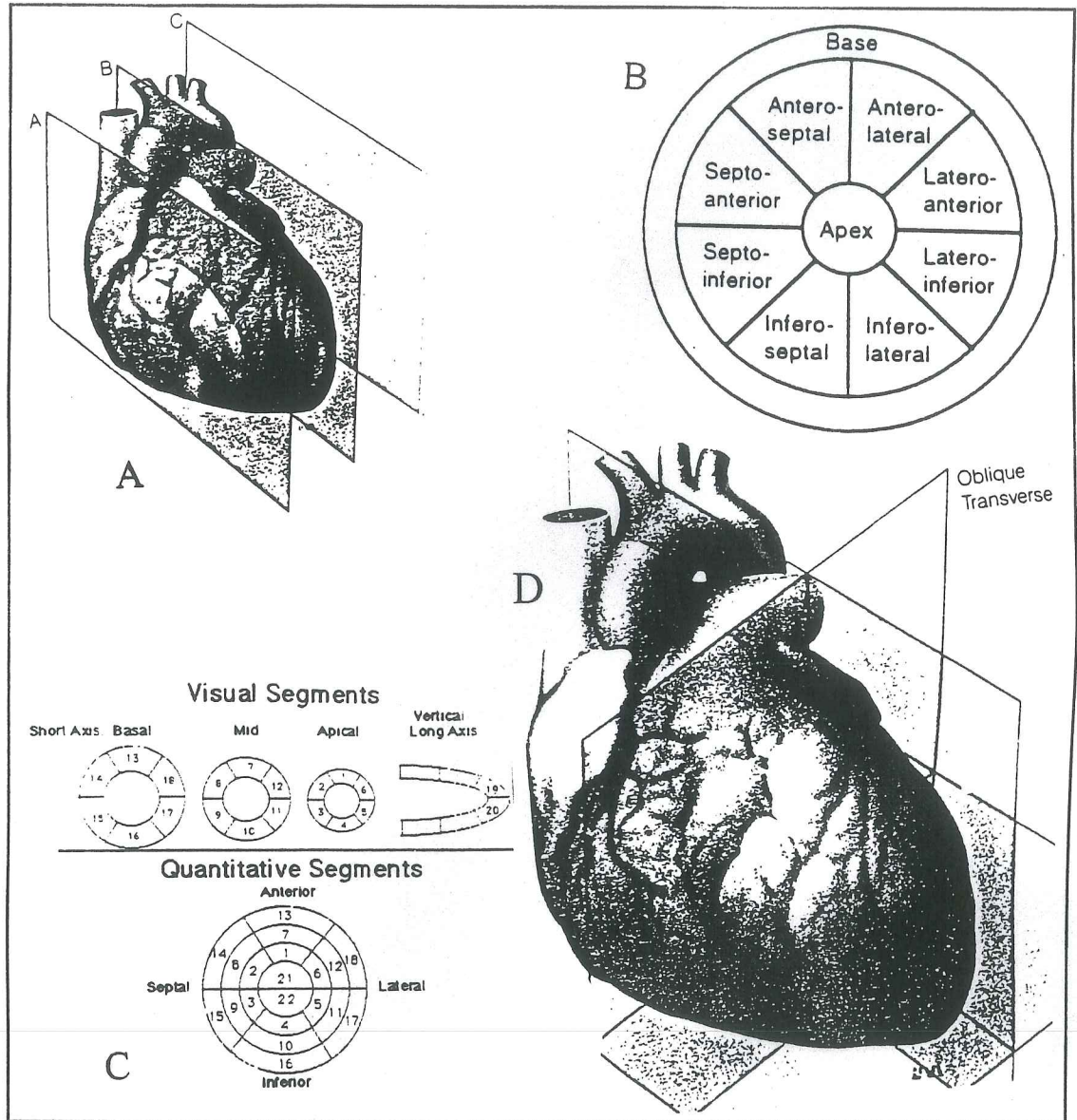


Figure A3.4: Illustration de la superposition linéaire de la rétroprojection (LSBP) et la rétroprojection filtrée (LSFBP). La LSBP produit une approximation de la distribution de l'activité avec une décroissance en $1/r$ comme illustré à figure 1. L'application du filtre RAMP aux projections résulte en projections filtrées (C), qui lorsque rétroprojectées, éliminent la décroissance en $1/r$. Plus le nombre de projections augmente, plus les informations superflues présentes en C disparaissent et la distribution originale est reproduite (D) [Phelps M.E., Hoffmann E.J., Gado, M., Non Invasive Brain Imaging Computed Tomography and radionuclides. Society of Nuclear Medicine, pp 111-146, 1975].

ANNEXE 4:

Convention de coupes utilisée en SPECT cardiaque



A: coupes sagittales obliques; B: "Bull's eye" ou représentation polaire de l'ensemble des coupes saufs l'apex et la base; C: segmentations conventionnelles; D: Coupes transverse et coronale. A et D sont tirés de [Siemens Medical Systems, SPECT 87A User's Guide for MicroDELTA/MaxDELTA, 1987, USA]; B et C sont tirés de [Kenneth F., Van T., Joseph A. Ernest V., et al., Quantitative Same-Day Rest-Stress Tc-99m-Sestamibi SPECT: Definition and Validation of Stress Normal Limits and Criteria for Abnormality, J. Nucl. Med. 34:1494-1502, 1993]