

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN TOMOGRAPHE
À TRANSMISSION DE RAYONS GAMMA
DE 3^e ET 4^e GÉNÉRATION EN VUE DE L'ÉTUDE DES
ÉCOULEMENTS POLYPHASIQUES

FRÉDÉRICK LE PAGE
DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE ÉNERGÉTIQUE)

AOÛT 1997



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-33150-4

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

CONCEPTION ET RÉALISATION D'UN TOMOGRAPHE
À TRANSMISSION DE RAYONS GAMMA
DE 3^e ET 4^e GÉNÉRATION EN VUE DE L'ÉTUDE DES
ÉCOULEMENTS POLYPHASIQUES

présenté par : LE PAGE Frédéric

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

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

M. Alberto Teyssedou, Ph.D., président

M. Jamal Chaouki, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. Gregory Kennedy, Ph.D., membre et codirecteur de recherche

M. Michel Bertrand, Ph.D., membre

REMERCIEMENTS

Ces deux années auraient pu paraître très longues si ce n'avait été du support et de l'encouragement des personnes qui m'entourent. C'est pour cette raison que je leur réserve cette section pour leur exprimer mes plus sincères remerciements.

J'aimerais tout d'abord remercier Dr Jamal Chaouki pour m'avoir offert l'opportunité de mettre sur pied une nouvelle technique, dans un domaine aussi fascinant que le génie chimique. Je tiens aussi à remercier Pr. Gregory Kennedy pour m'avoir initié aux domaines du génie nucléaire, soit l'analyse par activation, la radioprotection et le fonctionnement d'un réacteur nucléaire. Grâce à eux, ma maîtrise m'aura procuré une solide formation en recherche et une versatilité scientifique hors du commun.

Le projet ne serait pas rendu où il est maintenant sans l'aide précieuse de mon bon ami Dr Karim Kiared. Ses conseils, son dynamisme et surtout son enthousiasme m'ont inspiré énormément pour cette recherche. Les nombreux cafés pris en sa compagnie se sont avérés très enrichissants. Mille mercis à ma famille qui a toujours été 100% derrière moi et qui m'a toujours montré de l'intérêt et de la fierté face à ma maîtrise. Ils ont toujours su quoi me dire pour bien me diriger. Finalement, je ne saurais remercier assez ma future femme Marie-Noëlle pour toute l'attention, le soutien et l'amour qu'elle m'a apportés durant ces années. Ses encouragements constants, ses conseils et sa foi en moi m'ont donné ce dont j'avais besoin pour mener à terme ce projet.

RÉSUMÉ

Il y a quelques années, le département de génie chimique de l'École Polytechnique a développé une puissante technique de mesure dynamique non-intrusive appelée «Traçage d'une Particule Radioactive» ou TPR. Cette technique n'offre cependant pas la possibilité d'effectuer des mesures structurales de l'écoulement telles les champs de masse volumique, de rétention des phases en présence. Or, ces grandeurs sont indispensables à la conception de réacteurs hétérogènes et c'est pourquoi une méthode novatrice a été envisagée, la tomographie, dans le but éventuel d'être couplée au TPR. De manière générale, la tomographie est une technique de production d'image tridimensionnelle en faisant la superposition d'images bidimensionnelles. C'est une technique largement utilisée aujourd'hui dans le domaine médical où elle sert essentiellement comme moyen de diagnostic. Il existe plusieurs types de tomographie et la tomographie par transmission de rayons γ est la plus répandue des méthodes d'imagerie par transmission. Elle consiste à positionner en arc de cercle un ou plusieurs détecteurs à scintillation colmatés autour du réacteur, du côté opposé de la source radioactive. Les faisceaux atténués sont enregistrés puis traités par ordinateur pour la reconstruction de l'image. Il existe quatre générations de scanners. Le but de cette recherche était de développer un tomographe de troisième génération. Avec ce genre de tomographe, le système source-détecteur effectue un mouvement de rotation (de 0 à 360°) autour du réacteur à l'aide d'une table tournante motorisée pour étudier les différentes régions dans le réacteur. L'objectif premier de cette recherche est de mettre sur pied un tel système dans le but éventuel d'étudier les propriétés

de certains écoulements polyphasiques, et ce en utilisant le matériel disponible par la technique de traçage radioactif. Ce travail se veut donc être un outil de référence à quiconque désirant mettre sur pied ou améliorer un système de tomographie par transmission de rayons γ . Dans cet ouvrage, on élabore les étapes de conception et de réalisation d'un scanner de troisième génération (5 détecteurs) capable d'être facilement converti en scanner de quatrième génération 3D (16 détecteurs). On y expose comment certaines parties du montage ont dû être ajoutées ou enlevées pour améliorer la qualité de l'image reconstruite et l'efficacité du système. Le développement d'un tel scanner nécessite beaucoup de réflexion et de calculs préliminaires. Pour cette raison, l'étude paramétrique qui a été faite se révèle être une véritable étude de design pour le scanner de troisième génération qui a été réalisé.

La reconstruction d'image tomographique est un volet important de ce travail. Plusieurs algorithmes ont été étudiés et deux programmes de reconstruction d'image ont été conçus par l'auteur. Cette étude approfondie des diverses méthodes de reconstruction a permis par la suite de faire l'acquisition d'un logiciel (SNARK93) développé par l'Université de Pennsylvanie et de comprendre plus facilement son principe et son fonctionnement. Des simulations ont été effectuées sur ordinateur pour tester les programmes et pour obtenir des conclusions préliminaires par rapport à la géométrie du montage. Ces mêmes programmes ont ensuite pu être utilisés pour traiter les données expérimentales.

Les expériences préliminaires ont permis de corriger certaines composantes de la géométrie du montage. En l'occurrence, on s'est aperçu qu'un nombre impair de détecteurs doit être utilisé afin de ne pas laisser un vide de données au centre de l'image. Par ailleurs, des sinogrammes ont été dressés dans le but d'étudier l'atténuation de milieux extrêmes comme le réacteur vide et le réacteur rempli de sable. Finalement, des expériences ont été faites avec cinq détecteurs pour tester la résolution spatiale du système développé. Grâce à ces expériences, on a pu essayer plusieurs méthodes de reconstruction d'image et tenté d'interpoler les rayons pour voir si cela améliorerait la qualité de l'image.

Un tomographe de troisième génération a été réalisé de façon à demeurer flexible par rapport à son utilisation. En effet, le scanner développé peut facilement être converti en scanner de 4^e génération 3D (qui peut bouger sur l'axe des z). De plus, on pourra lui rajouter une seconde table tournante de manière à simuler un nombre plus grand de détecteurs.

ABSTRACT

A short while ago, the chemical engineering department at Ecole Polytechnique developed a powerful non-invasive technique for dynamical flow studies. This technique is called « Radioactive Particle Tracking » (RPT). The method is based on the detection of the energetic γ -rays emitted by a radioactive particle placed inside a chemical reactor. The purpose of this particle is to follow the flow and give the 3D velocity field of this flow. The particle is tracked by sixteen detectors strategically placed around the reactor. Although it provides great dynamical information on the system, some essential parameters like the density and the attenuation coefficients of the flow being studied are being left out. That's why a new technique was introduced to deal with that short-coming: tomography. Generally speaking, tomography consists of reconstructing images from projections. It is widely used in the medical field where CAT (Computed Assisted Tomography) are used as a way for diagnosis. Different kinds of tomography exist but the γ -ray transmission tomography is the most commonly used in projection imaging techniques. There are four generations of tomographs or scanners. The one developed here is a third-generation scanner where five scintillation detectors form an arc around the reactor on the opposite side of the radioactive collimated source. The source is collimated so that its radiation is directed in a 56° angle, thus assuming a fan-beam geometry. The source-detector system is rotated 360° in order to sweep the reactor section and acquire information on what lays inside. Then, the transmitted rays are stored in the computer and then treated for image reconstruction.

The main objective of this research is to implement such a system for multiphase studies using RPT components. This thesis could serve as a reference for anyone wanting to build and/or improve an existing transmission scanner. This work shows the different stages necessary to build a 3rd generation with 5 detectors scanner easily transformed into a 4th generation scanner with 16 detectors. We show how some parts of the experimental setup can be added or removed to improve the reconstructed image or the system efficiency. The elaboration of such a project requires great thought and preliminary studies. For that reason, the parametric study has proven itself to be the real design study for the tomograph that has been developed.

The image reconstruction aspect of the project is an important one. Many types of algorithms have been thoroughly studied and two FORTRAN programs have been developed by the author. This rigorous study of reconstruction algorithms has enabled us to easily understand the principles and the workings of the SNARK93 software that we later acquired. Simulations have been made both with SNARK93 and the programs developed. The results of those simulations gave us great insight on how to change and improve either the geometry of the system or some components of it. These same programs have been used a short while after to reconstruct images from the experimental data.

The preliminary experiments have allowed us to correct some flaws in the geometry of the scanner. For example, we have learned that an odd number of detectors must be used to avoid the absence of information in the center area of the reconstructed picture. In other

words, a central ray must be used to determine the center region of the reactor. Also from these experiments, sinograms have been drawn and have given us useful information regarding the attenuation coefficients in extreme absorption situations like the reactor being empty or filled with sand. Finally, experiments with five detectors have been made to test the spatial resolution of the system. A lead block and a steel bar have been inserted inside the reactor in order to obtain a strong contrast between the air inside the column and the object. Thanks to these experiments, we were able to use the different reconstruction algorithms that were now available with SNARK93. We also tried to use linear interpolation of the rays to improve the image quality and the images were indeed better.

A third generation scanner has been developed that can easily be changed into a 3D (in the z direction) 4th generation scanner. Moreover, it will be possible to add a second turntable to simulate more detectors.

TABLE DES MATIÈRES

	page
REMERCIEMENTS.....	iv
RÉSUMÉ.....	v
ABSTRACT.....	viii
TABLE DES MATIÈRES.....	xi
LISTE DES TABLEAUX.....	xiv
LISTE DES FIGURES.....	xv
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	xvii
LISTE DES ANNEXES.....	xix
 CHAPITRE 1. INTRODUCTION.....	 1
1.1 Qu'est-ce que la tomographie.....	1
1.2 Origine du projet de tomographie au département de génie chimique.....	7
1.3 Aperçu historique général de la tomographie.....	10
1.4 Différents types de tomographes.....	10
 CHAPITRE 2. ÉLÉMENTS DE CONCEPTION D'UN SCANNER.....	 14
2.1 Élaboration des étapes de réalisation d'un scanner de 3 ^e et 4 ^e génération.....	14
2.2 Source radioactive et notions de radioprotection.....	17
2.3 L'étude paramétrique.....	19
2.3.1 Description des paramètres.....	20
2.3.2 Conditions de départ.....	22

2.3.3 Relations paramétriques.....	23
2.3.4 Résultats de l'étude paramétrique.....	29
CHAPITRE 3. RECONSTRUCTION D'IMAGE TOMOGRAPHIQUE.....	31
3.1 Aperçu des différentes méthodes de reconstruction.....	31
3.1.1 La rétroprojection simple.....	33
3.1.2 Méthodes analytiques.....	34
3.1.2.1 La rétroprojection filtrée.....	34
3.1.2.2 La méthode de Fourier directe (FFT).....	36
3.1.3 Méthodes itératives.....	37
3.2 Programmes développés.....	39
3.2.1 Routine pour la géométrie en éventail.....	39
3.2.2 Routine calculant les distances parcourues par chaque rayon.....	42
3.3 Utilisation du logiciel SNARK93.....	44
3.4 Étude des simulations.....	44
CHAPITRE 4. EXPÉRIENCES.....	54
4.1 Description du montage.....	54
4.1.1 La source et son collimateur.....	61
4.1.2 Design des collimateurs pour les détecteurs et du plateau en acier	65
4.1.3 Les détecteurs et le système d'acquisition de données.....	67
4.1.4 Table tournante.....	69
4.1.5 Mur de plomb et taux d'exposition autour du montage.....	69

4.2 Tests préliminaires	72
4.3 Expériences tomographiques en 2D.....	72
4.3.1 Expériences avec quatre détecteurs.....	73
4.3.2 Expériences avec trois détecteurs.....	76
4.3.3 Expériences avec cinq détecteurs.....	80
4.4 Sources d'erreurs en $TT\gamma$	90
4.5 Discussion des résultats.....	92
 CHAPITRE 5. CONCLUSION	95
5.1 Importance du travail.....	95
5.2 Suggestions pour la poursuite de cette étude.....	96
 RÉFÉRENCES	98

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1	Différentes techniques d'imagerie et applications.....	4
Tableau 2.1	Paramètres tomographiques.....	21
Tableau 2.2	Conditions de départ.....	23
Tableau 2.3	Tableau illustrant la transmission des faisceaux, l'efficacité des détecteurs et les coefficients d'atténuation de différents milieux pour différentes énergies de la source.....	25
Tableau 3.1	Les algorithmes de reconstruction d'image.....	32
Tableau 3.2	Compte-rendu des méthodes.....	53
Tableau 4.1	Composantes actuelles et futures du montage.....	55
Tableau 4.2	Calibration de 4 détecteurs à différentes distances.....	72

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1	Schéma illustrant le principe de la tomographie à transmission.....	3
Figure 1.2	Montage utilisé pour le traçage d'une particule radioactive.....	9
Figure 1.3	Principe de rotation du tomographe.....	12
Figure 1.4	Les quatre générations de tomographies.....	13
Figure 2.1	Les étapes du projet.....	16
Figure 2.2	Résolution de densité en fonction du nombre de vues.....	28
Figure 3.1	Paramétrisation des rayons.....	42
Figure 3.2	Discrimination des rayons.....	43
Figure 3.3	Ellipses reconstruites à partir de FBP.....	46
Figure 3.4	Ellipses reconstruites avec ART.....	48
Figure 3.5	Image d'étoile reconstruite avec SNARK93 avec 5 rayons.....	50
Figure 3.6	La figure 3.5 où les images ont été traitées.....	51
Figure 3.7	Ellipses reconstruites par SNARK93.....	52
Figure 4.1	Progression du scanner de 3 ^e génération.....	56
Figure 4.2	Schéma du montage actuel vu de côté (3 ^e génération avec 5 détecteurs).....	57
Figure 4.3	Photo du montage actuel vu de côté (3 ^e génération avec 5 détecteurs).....	58
Figure 4.4	Schéma du montage actuel vu de haut.....	59
Figure 4.5	Photo du montage actuel vu de haut.....	60
Figure 4.6	Structure permettant les mouvements verticaux (3D).....	61
Figure 4.7	Source radioactive.....	62
Figure 4.8	Le collimateur de la source.....	64

Figure 4.9 Collimateurs pour les détecteurs et plateau en acier.....	66
Figure 4.10 Système d'acquisition de données.....	68
Figure 4.11 Taux d'exposition autour du montage.....	71
Figure 4.12 Transmissions en fonction de l'angle.....	74
Figure 4.13 Image de l'expérience avec 4 détecteurs.....	75
Figure 4.14 Image de la colonne reconstruite à partir de FBP avec 3 détecteurs.....	76
Figure 4.15 Sinogrammes des projections.....	78
Figure 4.16 Image «attendue» de l'expérience avec la barre métallique.....	82
Figure 4.17 Reconstructions de la barre métallique.....	83
Figure 4.18 Barre de métal près de la colonne reconstruite avec les rayons interpolés.....	84
Figure 4.19 Images de la barre de métal près de la colonne reconstruites à partir de rayons interpolés avec SMOOTH ART de SNARK93.....	85
Figure 4.20 Image de la barre métallique reconstruite à partir des rayons interpolés avec MART.....	86
Figure 4.21 Image «attendue» du morceau de plomb sur le bord de la colonne.....	87
Figure 4.22 Images reconstruites du morceau de plomb sur le bord de la colonne.....	88
Figure 4.23 Image du morceau de plomb sur le bord de la colonne reconstruite à partir des rayons interpolés.....	89
Figure F.1 Pic d'énergie à 662 KeV de la source de Cs-137.....	123

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

<u>Symbole</u>	<u>Définition</u>
Ω	Angle solide de l'orifice des collimateurs
β	Position angulaire, en radians
$\Delta\beta$	Incrément angulaire, en radians
γ	Position angulaire d'un rayon donné par rapport à la raie centrale
ε	Efficacité des détecteurs
τ	Temps d'échantillonnage, en seconde
σ_p	Résolution de densité, g/cm ³
σ_{pr}	Écart-type des projections
μ_r	Coefficient d'atténuation du sable, en g/cm ²
ρ_r	Densité moyenne du réacteur, en g/cm ³
μ_t	Coefficient d'atténuation du tube en plexiglass, en g/cm ²
ρ_t	Densité du tube en plexiglass, en g/cm ³
Δx	Résolution spatiale, en cm
d_{coll}	Diamètre de l'orifice des collimateurs des détecteurs, en mm
d_r	Diamètre interne du réacteur, en cm
D_{sd}	Distance source-détecteur, en cm
D_{so}	Distance source-origine, en cm
e_t	Épaisseur du tube en plexiglass, en cm

SymboleDéfinition

I	Intensité de la source radioactive, en mCi
m	Nombre de vues
n	Nombre de détecteurs
N	Taux de comptage en présence du milieu, photons/s
N_0	Taux de comptage à vide, photons/s
N_p	Nombre de pixels traversé par un rayon
P_i	Projections
R_{max}	Taux de comptage maximal en présence du milieu, photons/s
s	Diamètre de la source radioactive, en mm.
S_0	Nombre de photons émis par la source radioactive
T	Transmission des rayons γ , en%
P	Transformée 1D des projections

LISTE DES ANNEXES

Annexe A. Programme de reconstruction itérative.....	104
Annexe B. Programme de rétroprojection filtrée.....	108
Annexe C. Programme convertissant les fichiers de données en un fichier de projections.....	115
Annexe D. Programme d'automatisation de la table tournante.....	116
Annexe E. Démarches à suivre pour les expériences.....	122
Annexe F. La calibration.....	123
Annexe G. Fichier de commande MCS.....	125
Annexe H. Aide-mémoire pour SNARK93.....	127

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

1.1 Qu'est-ce que la tomographie?

La tomographie est une technique de reconstruction d'image à partir de ses projections. C'est une méthode non-intrusive, c'est-à-dire une méthode avec laquelle on peut étudier l'intérieur d'un objet (ou d'un corps) sans pénétrer à l'intérieur de celui-ci. Toute l'information nécessaire à l'inversion du problème, soit la reconstruction d'image, réside dans le rayonnement ou le signal transmis ou émis par le type d'émetteur choisi. Par exemple, la tomographie par transmission de rayons gammas (TTY) utilise le rayonnement transmis par la source radioactive à travers le milieu pour pouvoir reconstruire une image de ce milieu. Dans ce cas particulier, chaque rayon émis par la source et qui traverse la région étudiée donne lieu à une projection et c'est à partir de ces projections que l'on arrive à reconstituer l'image de l'objet. À l'aide de cette technique, on peut arriver à reconstruire des images tridimensionnelles avec la superposition d'images bidimensionnelles. La projection d'un objet est la relation entre le rayonnement transmis et le rayonnement initial. Une projection est aussi la somme rectiligne des coefficients d'atténuation du milieu traversé par le rayonnement. On se sert de ces relations pour dériver les équations et les algorithmes de reconstruction d'image. Ce sont donc les projections qui détiennent toute l'information nécessaire à la reconstruction de *tomogrammes*, les images bidimensionnelles de l'objet (voir figure 1.1). Il existe plusieurs types de tomographie (Chaouki et al. [5], Simons [41], Williams [44], Williams et Beck [45]). Chaque technique utilise un concept différent

comme la transmission, l'émission ou la diffraction du rayonnement. Ces méthodes peuvent être catégorisées selon leur nature : radioactive, optique, à micro-ondes, magnétiques, acoustiques ou électriques. Chaque genre de tomographie possède ses points forts et ses points faibles et peut ainsi être mieux adaptée pour une application particulière et moins bien adaptée pour une autre. Le tableau 1.1 est une synthèse de tableaux tirés de Chaouki et al. [5], Williams [44], Williams et Beck [45] qui décrit les caractéristiques de plusieurs techniques d'imagerie. Parmi les techniques utilisées aujourd'hui pour l'étude des écoulements polyphasiques (De Vuono [7]), nommons la transmission de rayons gamma (TTY), la transmission de rayons X et la tomographie par capacitance électrique. La tomographie par transmission de rayonnement gamma utilise le rayonnement transmis d'une source radioactive localisée à l'extérieur de l'objet étudié. C'est ce type de tomographie qui est la variante la plus répandue et celle qu'on a décidé d'employer dans le cadre de cette recherche. Les raisons seront énumérées plus loin. Cette technique permet l'étude des colonnes à bulles, des lits fluidisés et des lits à jet avec des colonnes de diamètre allant jusqu'à 0.3 m. La tomographie par transmission de rayons X a le même principe que la TTY à l'exception qu'une source émettrice de rayons X est utilisée. Ces deux techniques peuvent fournir de bonnes résolutions spatiales mais fournissent des profils moyennés sur le temps. Un autre type de tomographie dans l'étude des écoulements est la tomographie par capacitance électrique (Johansen et al. [11]), avec laquelle on place plusieurs électrodes autour de la colonne afin de mesurer la capacitance électrique entre les différentes paires d'électrodes. Cette méthode est reconnue pour sa rapidité et elle est surtout employée pour l'étude hydrodynamique des écoulements. Dans le cadre de la présente recherche, c'est la

TTy qui a été choisie puisqu'elle permet l'étude de milieux de densités très variables en utilisant des colonnes de diamètre allant jusqu'à 30 ou 35 cm. De plus, plusieurs des composantes nécessaires à son implantation (détecteurs et système d'acquisition de données) étaient disponibles grâce au montage de la technique de traçage d'une particule radioactive.

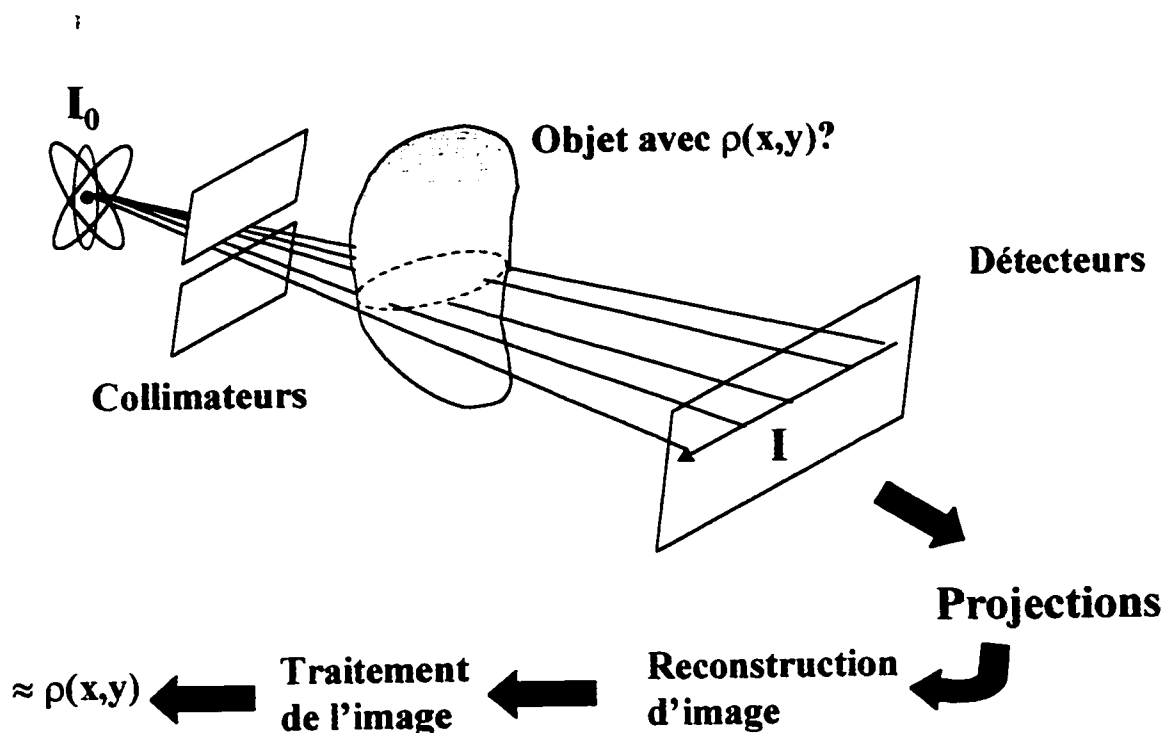


Figure 1.1 Schéma illustrant le principe de la tomographie à transmission.

TABLEAU 1.1

Différentes techniques d'imagerie et applications

Type de tomographie	Type d'émetteur	Résolution spatiale	Résolution temporelle	Méthodes de reconstruction	Applications industrielles	Remarques générales
Rayons- γ	Cs-137, Am-241, Gd-153	5 mm	II	Méthode directe : Fourier Méthode itérative : FBP ART	Colonne à bulles, lits fluidisés, lits à jet.	Collimateurs et murs en plomb nécessaires pour la sécurité. Lente.
Rayons-X	sources de tungstène ou de molybdène	0.25 x 2 mm ²	II	Idem	Lits fixes, lits fluidisés, réacteurs ruisselés, régions poreuses.	Effet de durcissement du faisceau
Radiographie à rayons-X	sources de tungstène ou de molybdène	4 mm	II	Idem	Lits fluidisés gazeux, fluidisation rapide, bunker de décharge.	
Neutrons	Neutrons thermiques	0.05 mm	I	Idem	Bois rempli de métaux, dissolution de calcaire, régions poreuses au carbone, caractérisation des micro-structures	Spécifique à l'étude de certains matériaux

TABLEAU 1.1 (suite)

Type de tomographie	Type d'émetteur	Résolution spatiale	Résolution temporelle	Méthodes de reconstruction	Applications industrielles	Remarques générales
TEP (Tomographie par émission de positrons)	Traceurs émetteurs de positrons	8 mm	II	Méthode directe : inversion de Fourier	Permet l'étude de composantes particulières dans un système polyphasique, "powder Mixing".	Excellente résolution spatiale mais temps de réponse faible. Particule libellée.
Diffraction de neutrons Diffraction de rayons- γ Diffraction de rayons-X	Neutrons thermiques Source émettrice de γ Source émettrice de rayons X	1 mm	I	Basée sur ΔRT : Résoudre l'équation matricielle à partir d'une inversion des moindres carrés	Industrie du bois de construction, architecture de l'os ostéoporotique .	Meilleure résolution que la tomographie par rayons X
RMN (Résonance Magnétique Nucléaire)	Champ magnétique externe et générateur de pulses de radio-fréquences	0.1 mm	II	Inversion de Fourier	Écoulements capillaires., bioréacteur, écoulements laminaires, turbulence dans les écoulements.	Capable de coupler l'étude structurale à l'étude dynamique. Technique non-abordable

TABLEAU 1.1 (suite)

Type de tomographie	Type d'émetteur	Résolution spatiale	Résolution temporelle	Méthodes de reconstruction	Applications industrielles	Remarques générales
Imagerie par capacitance électrique	Électrodes	1 x 2.54 cm ²	III	Rétroprojection Méthodes itératives basées sur les techniques d'optimisation	Lits fluidisés, système de transport pneumatique, mélange des liquides.	Résolution limitée par l'uniformité et l'alignement des électrodes. Rapide, abordable et flexible
Tomographie optique	Source de lumière visible	bonne	II	FBP ART Expansion de séries	Mousses, liquides et solides.	Rapide mais demande l'accès à un système d'optique. Pour l'étude des systèmes translucides seulement
Tomographie à micro-ondes	Générateurs de micro-ondes	$\lambda/20$ λ est la longueur d'onde	Dépend de la taille de l'objet	Avec l'approximation de Born : Inversion de Fourier Sans : Méthode des moments et pseudo-inversion	Cartographie thermique des réacteurs	Très peu de publications
Tomographie à ultrasons	Générateurs d'ultrasons	1 mm	I	Rétroprojection Expansion de séries Pseudo-inversion ART FBP et FOURIER	Écoulements diphasiques	La vitesse du son limite la rapidité du système. Difficile d'utilisation

I=Long (0.1-10 images/s), II= Moyen (10-100 images/s), III= Rapide (100-1000 images/s)

1.2 Origine du projet de tomographie au département de génie chimique

La recherche sur les écoulements polyphasiques est aujourd'hui au cœur de l'activité industrielle moderne. Les applications y étant reliées sont en constante évolution mais la modélisation et la simulation en laboratoire de ce type de systèmes sont encore à un stade rudimentaire. La raison étant que la structure locale de ces écoulements est extrêmement complexe et que la relation entre l'échelle microscopique et macroscopique est encore mal comprise.

Le département de génie chimique de l'École Polytechnique de Montréal est intéressé depuis déjà un certain temps par l'étude des écoulements polyphasiques à l'aide de méthodes dites *non-intrusives*, qui n'affectent pas l'expérience. Ces méthodes se révèlent de précieux outils dans la compréhension et la modélisation des phénomènes de transport dans les réacteurs polyphasiques. En effet, depuis quelques années la technique de traçage d'une particule radioactive est utilisée afin d'obtenir des mesures dynamiques de ces écoulements (Larachi et al. [23, 24]). Son principe est basé sur la détection de rayons γ émis par une particule radioactive introduite dans le réacteur et avec des propriétés physiques similaires à la phase à tracer. L'application de cette technique à l'étude hydrodynamique des réacteurs polyphasés a fourni des informations précises sur les champs de vitesses tridimensionnelles et les paramètres de turbulence. Le montage utilisé pour l'application de cette technique est illustré à la figure 1.2. Cette technique fournit de l'information précise sur le champ de vitesse tridimensionnel et sur certains paramètres de turbulence. Toutefois, cette technique est incapable de procurer certains paramètres internes tels le champ de densité ou la rétention des phases à l'intérieur du réacteur. C'est donc dans le but de compléter les

recherches déjà entamées dans ce domaine que la tomographie par transmission de rayons gamma a été introduite au département. Le but visé par ce projet est d'obtenir un autre type de mesures, soient les mesures *structurales*. Ces mesures fournissent une information moyenne dans le temps des coefficients d'atténuation et, à l'aide de la tomographie, peuvent cartographier les zones de rétention.

La première raison pour laquelle on a choisi la tomographie par **transmission de rayons gamma** est que l'école possède un réacteur nucléaire de recherche (SLOWPOKE) capable de créer les sources radioactives dont nous avons besoin. La deuxième raison expliquant notre choix de tomographie est que le département possédait déjà (grâce aux expériences menées avec la technique de traçage d'une particule radioactive et avec quelques ajustements) une bonne partie de l'équipement nécessaire au montage expérimental de la tomographie.

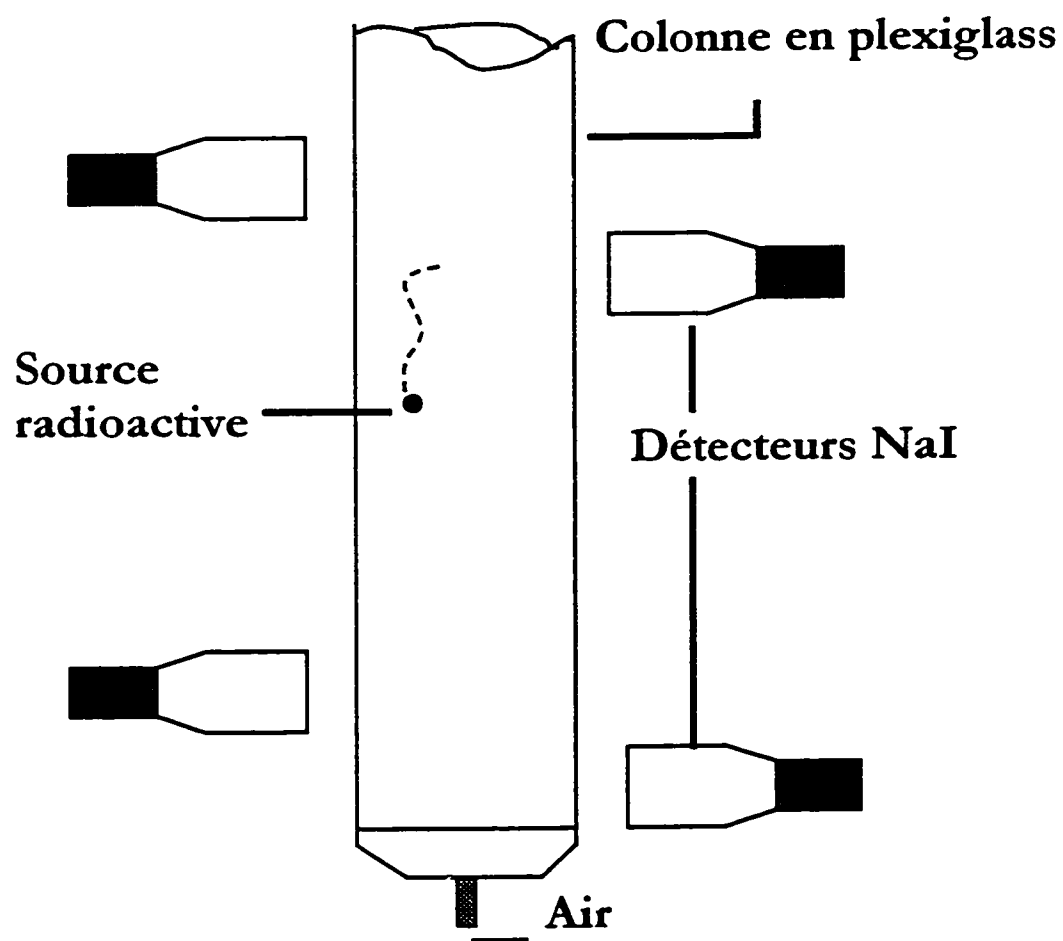


Figure 1.2 Montage utilisé pour le traçage d'une particule radioactive.

1.3 Aperçu historique général de la tomographie

Il n'y aurait pas de tomographie sans les équations de reconstruction d'image. C'est Radon [35] qui les a introduites en 1917 alors qu'il recherchait des applications à la théorie gravitationnelle. Cependant, la reconstruction tomographique proprement dite a été introduite par Bracewell (Bracewell [1] et Bracewell et Riddle [2]) en 1956 pour identifier les régions du soleil qui émettent des micro-ondes. À cette époque, on n'arrivait pas encore à recevoir l'information d'un point donné du soleil mais bien de tranches de celui-ci. Or, avec les principes de reconstruction d'image, Bracewell a pensé les utiliser pour arriver à son but. Par la suite, la reconstruction d'image a servi pour la mise au point des microscopes électroniques et pour les scanners médicaux. C'est surtout dans les années 70 que la tomographie a connu un essor.

Étant donné la rapidité toujours croissante des ordinateurs durant ces années, de nombreuses innovations ont vu le jour en ce qui concerne les techniques de reconstruction d'images. Or, ce n'est que tout récemment qu'on a pensé utiliser la tomographie pour des applications en génie chimique (De Vuono [7] et Schlosser et al. [37]).

1.4 Les différents types de tomographes

Comme nous l'avons mentionné précédemment, une image tomographique est reconstruite à partir de ses projections. Or, pour obtenir une *cartographie* de tous les coefficients d'atténuation **locaux**, c'est-à-dire pour définir chaque point de l'objet, un scanner doit balayer complètement l'objet pour acquérir suffisamment de projections. Ceci explique pourquoi le système source-détecteurs tourne autour de l'objet (voir figure 1.3).

Il existe quatre types de scanners ou tomographes en tomographie par transmission de rayons gammas. Le tomographe de 1^{ère} génération est constitué d'une source radioactive et un seul détecteur. Dans cette catégorie de tomographe, c'est le système source-détecteur qui bouge autour de l'objet. Les mouvements sont donc de rotation et de translation (voir figure 1.4a). Le tomographe de 2^e génération quant à lui, utilise une source opposée à plusieurs détecteurs alignés. Tout comme le tomographe précédent, celui-ci effectue une ou plusieurs rotation et translation (voir figure 1.4b). Ces deux catégories de tomographes offrent de pauvres résolutions temporelles. Une troisième vague de tomographes vient améliorer la situation. Cette série de tomographes utilise une nouvelle géométrie, soit celle *en éventail*. C'est cette nouvelle géométrie qui améliore beaucoup le temps de balayage, c'est-à-dire qu'on passe de plusieurs minutes à quelques secondes. Le tomographe de troisième génération est doté d'une source à laquelle on associe une pléiade de détecteurs formant un arc de cercle autour de l'objet, le réacteur dans notre cas. Dans ce cas, c'est le système source-détecteurs qui tourne autour du réacteur (voir figure 1.4c). Finalement, dans le tomographe de quatrième génération, les détecteurs forment un cercle complet et restent fixes. Ce n'est que la source qui tourne autour du réacteur (voir figure 1.4d).

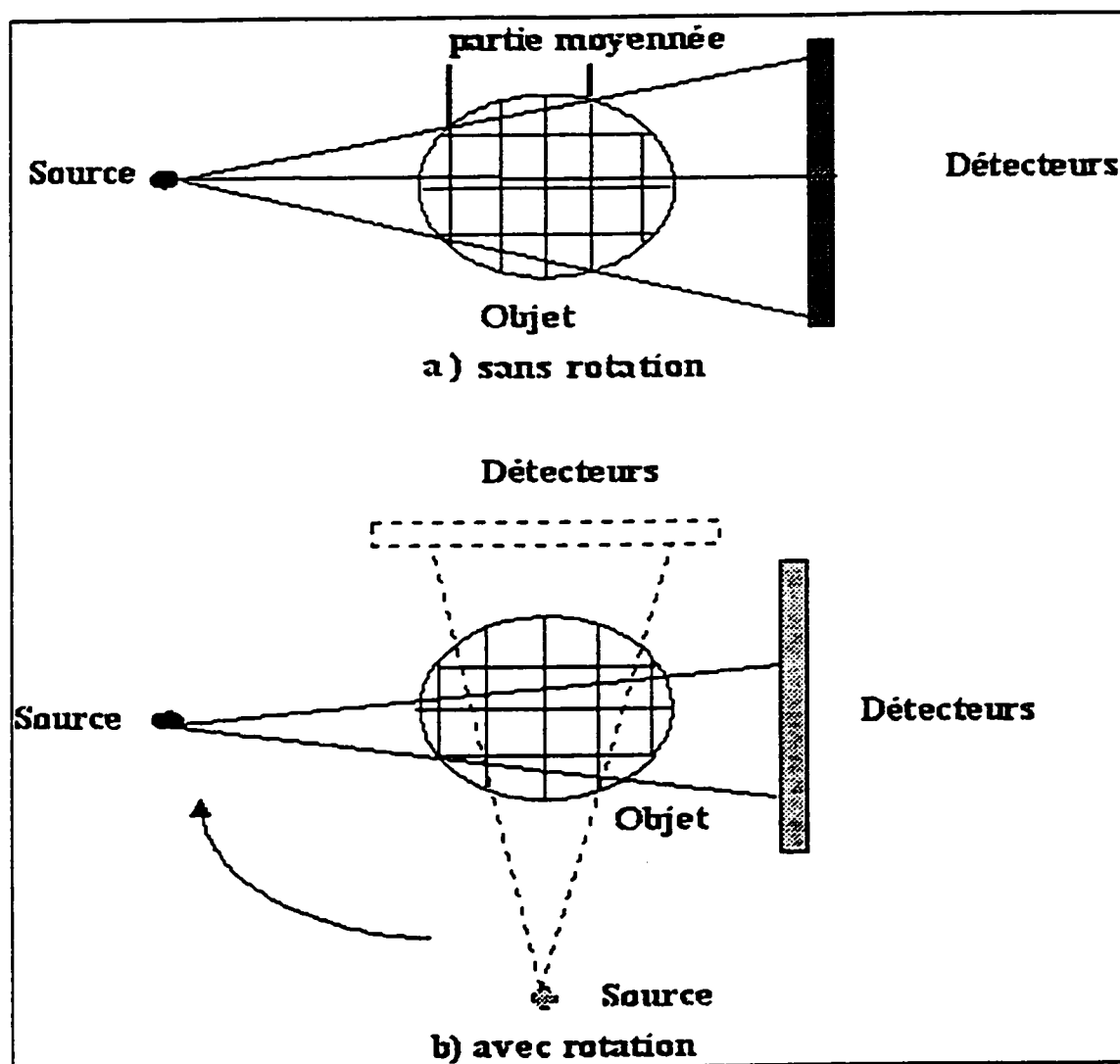


Figure 1.3 Principe de rotation du tomographe: a) Le tomographe ne tourne pas et on a une valeur moyenne des coefficients d'atténuation en chaque point alors qu'en b) on tourne et on a des valeurs plus précises des coefficients d'atténuation en chaque point.

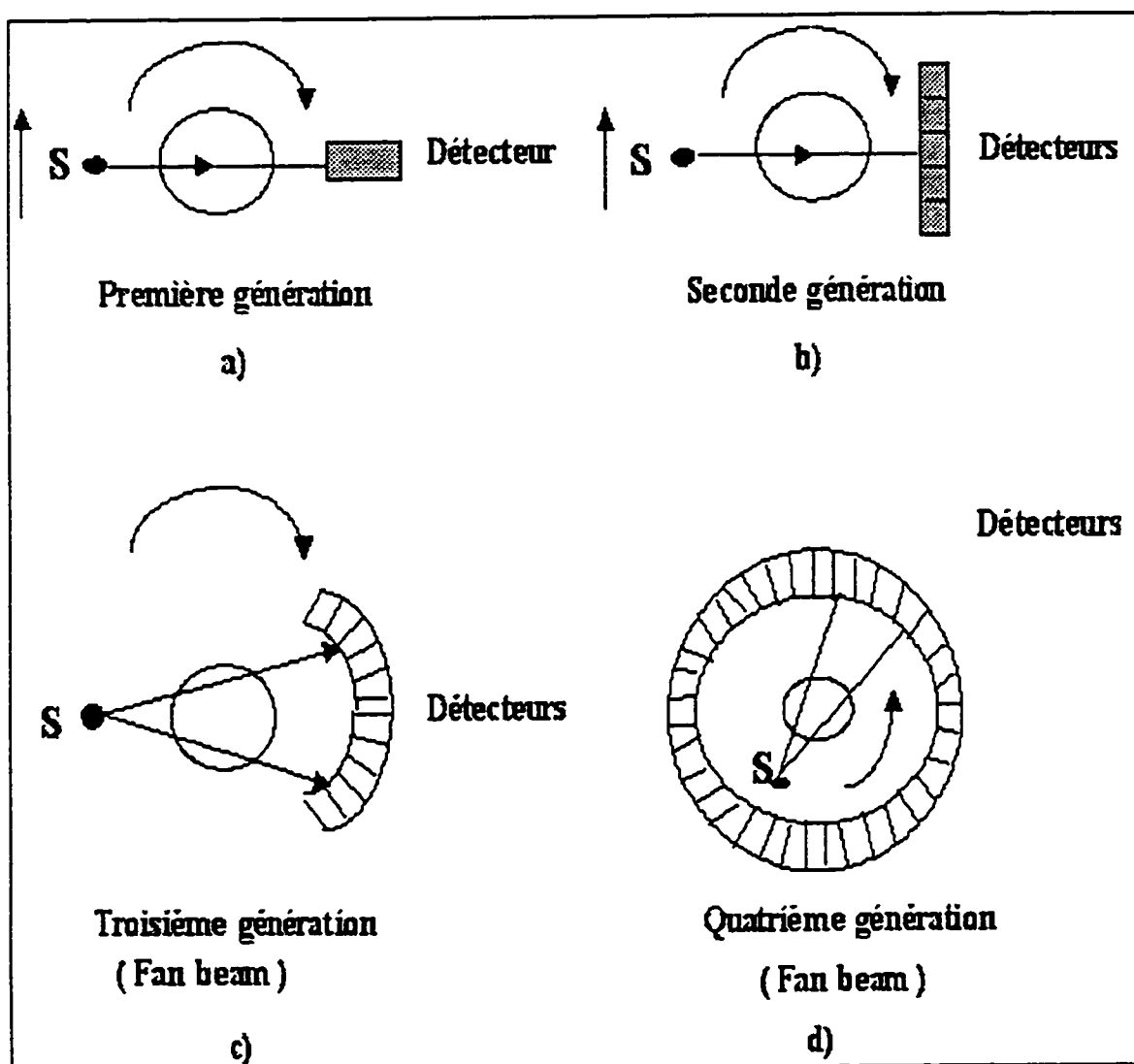


Figure 1.4 Les quatre générations de tomographes:
 a) Première génération, b) deuxième génération,
 c) troisième génération et d) quatrième génération.

CHAPITRE 2

ÉLÉMENTS DE CONCEPTION D'UN SCANNER

2.1 Élaboration des étapes de réalisation d'un scanner de 3^e et 4^e génération

Étant donné que le but premier de ce projet était d'instaurer la tomographie au sein du département, il était important de bien cerner toutes les étapes nécessaires à la réalisation d'un scanner de 3^e génération pour arriver plus aisément à implanter celui de 4^e génération. Un schéma démonstratif des étapes nécessaires pour le projet est fourni à la figure 2.1. La première étape a été d'identifier les ressources monétaires et matérielles mises à contribution pour le projet de façon à bien saisir le type de montage à partir duquel on pourrait avancer. Dans le but de progresser le plus rapidement possible, on a dû établir toutes les composantes requises pour le projet de tomographie pour ainsi ne pas négliger une partie plus qu'une autre. Il y a deux aspects à la tomographie : l'aspect théorique et l'aspect pratique. L'aspect théorique est constitué principalement des algorithmes et équations liés à la reconstruction d'image mais aussi de l'analyse de certains paramètres expérimentaux. L'aspect pratique concerne plus particulièrement le montage expérimental et tout ce qui est relié à l'acquisition de données. Il fut donc primordial de se pencher sur ces questions avant d'entamer le projet. En ce qui concerne le côté théorique, on a pu trouver une liste assez exhaustive d'articles traitant des algorithmes de reconstruction d'image tomographique en utilisant une géométrie de faisceaux parallèles mais très peu sur une géométrie en éventail (fan-beam). Il fut donc nécessaire de s'attarder sur le sujet. D'autre part, avant de commencer à effectuer des expériences, une étude paramétrique a dû être réalisée de façon à nous donner une idée du matériel requis et de la disposition de ses

éléments. En fait, l'étude paramétrique nous a aidés à mieux entrevoir le côté pratique, et ce, de façon théorique.

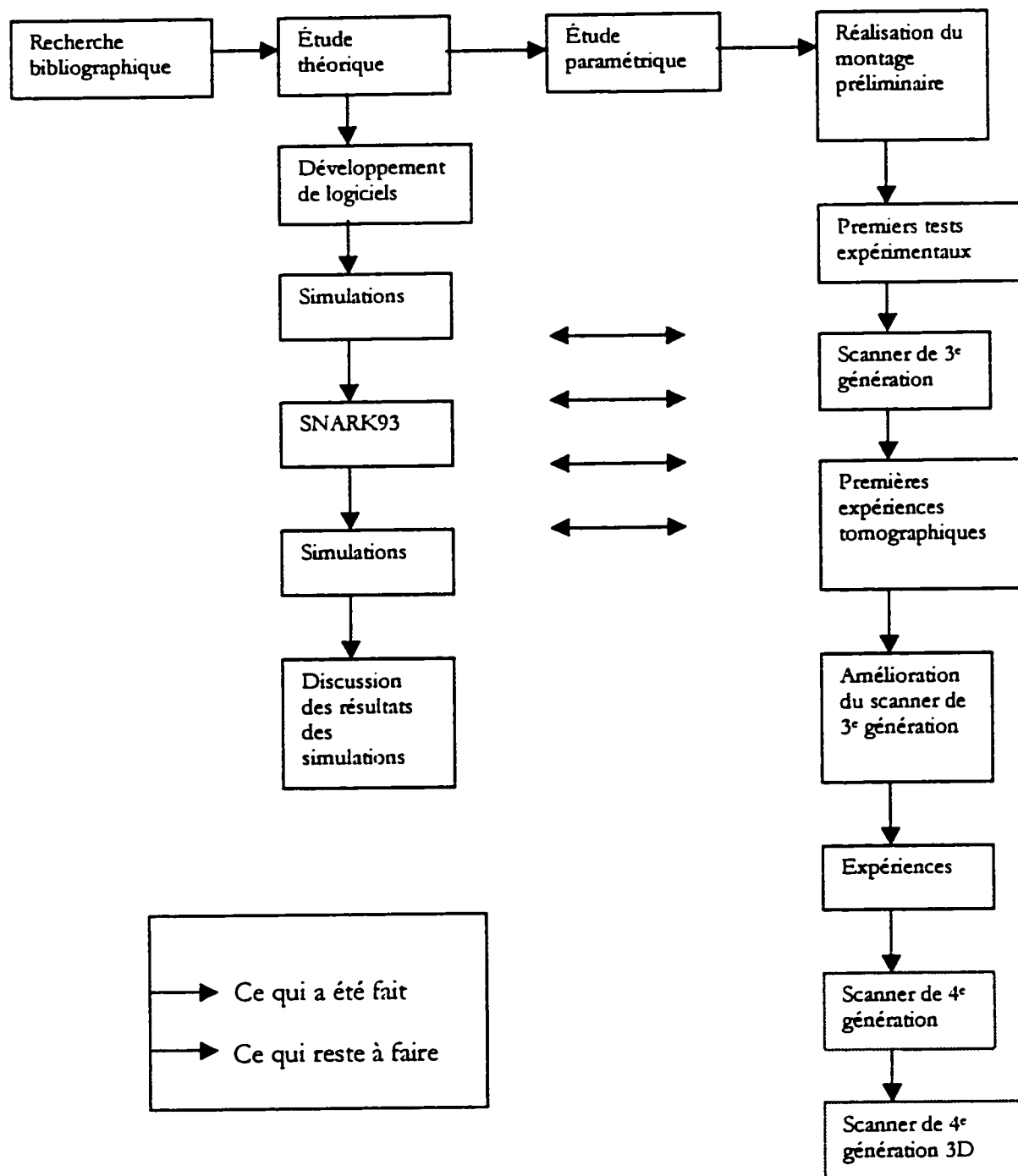


Figure 2.1 Les étapes du projet.

2.2 Source radioactive et notions de radioprotection

La source radioactive est probablement la composante la plus importante d'un projet de tomographie car son rayonnement procure la seule information relative au milieu étudié : les projections. Il est important de bien connaître la nature de son rayonnement pour savoir s'il convient ou non au type d'études à entreprendre mais aussi pour bien s'en protéger. À l'École Polytechnique, deux manuels sont mis à la disposition de quiconque désirant en connaître plus sur la radioprotection (Ouellette [29, 30]). Il est même obligatoire d'en prendre connaissance pour obtenir un permis d'utilisation de source(s) radioactive(s). Il existe deux catégories de sources radioactives : les sources *scellées* et les sources *ouvertes*. Les sources scellées peuvent être retrouvées sous plusieurs formes : disques, pastilles, tiges, etc. Une partie de cet objet est radioactive et demeure scellée hermétiquement. Les sources ouvertes, quant à elles, peuvent se retrouver à l'état pur ou comme composé chimique soit sous forme d'alliage, d'oxyde ou soit comme solution aqueuse. Le danger d'utilisation de telles sources vient du fait qu'en plus d'offrir un danger d'irradiation externe (comme les sources radioactives scellées), elles présentent aussi des risques de contamination, c'est-à-dire où une partie radioactive de la source est ingérée par l'utilisateur. Dans notre cas, on utilise une source scellée dans une enceinte métallique.

On distingue cinq types de rayonnement : 1) Le rayonnement α , 2) le rayonnement β , 3) le rayonnement γ , 4) les rayons X et 5) le rayonnement neutronique. Chaque type de rayonnement présente un certain danger. Les particules α (qui donnent le rayonnement du même nom) sont en fait des particules dotées d'une charge électrique, constituées de deux

protons et deux neutrons. Ces particules sont peu pénétrantes et essentiellement mono-énergétiques. Le rayonnement β est en fait des électrons. Les particules bêta émises par un radio-isotope donné sont poly-énergétiques et quelque peu pénétrantes. Dans leur cas, plus leur énergie est grande plus elles sont pénétrantes. Le rayonnement γ est un rayonnement électromagnétique de très courte longueur d'onde, c'est-à-dire que ses photons ont une grande énergie. Il est caractérisé par un degré de pénétration relativement élevé et il est mono-énergétique. Les rayons X ressemblent énormément aux rayons gamma et, pour une même énergie, on ne peut les distinguer que par leur origine. Finalement, le rayonnement neutronique est très pénétrant et très dangereux pour l'organisme humain.

Étant donné les caractéristiques des écoulements que nous désirons étudier, nous nous sommes procurés une source de césium-137 de 18 mCi, qui est un émetteur γ . On a choisi ce type d'émetteur car on désirait une source monochromatique (mono-énergétique) et un rayonnement assez pénétrant afin de pouvoir étudier des milieux parfois un peu plus denses. On aurait pu opter pour les rayons X mais comme la source en question était déjà disponible à l'École, il était plus simple de la choisir. Nous verrons plus tard comment l'intensité et l'énergie de la source ont un effet direct sur le taux de comptage et le degré de pénétration dans le milieu.

Il est aussi important de se conscientiser sur les normes régissant l'utilisation de telles sources et ce qu'il faut faire pour recevoir un permis d'utilisation. Tout dépendant du genre de source utilisée, des mesures de sécurité doivent être prises afin d'assurer la protection des

expérimentateurs et les personnes qui les entourent. En tomographie par transmission de rayons gammas, la plupart des sources sont scellées, ce qui minimise le danger. Toutefois, des mesures doivent être prises afin d'empêcher des expositions à la radiation trop longues et trop intenses. La règle d'or de la radioprotection est de minimiser son temps d'exposition et de s'éloigner le plus possible de la source. Ceci s'explique par le fait que la dose absorbée par un individu est inversement proportionnelle au carré de la distance qui le sépare de la source. Les normes en vigueur au Canada font en sorte qu'on ne peut absorber une dose supérieure à 100 mRems par année, ce qui correspond à peu près à deux fois la dose absorbée lors d'une radiographie.

2.3 L'étude paramétrique

L'étude paramétrique permet d'étudier les relations entre les différentes composantes d'un tomographe sans avoir besoin de faire des expériences. De cette façon, on peut prédire le taux de comptage des détecteurs, le degré d'exposition à la radiation, la résolution spatiale du système futur et avoir une bonne idée de la géométrie du montage. L'étude paramétrique est en fait l'étude de design du tomographe. L'étude paramétrique est donc essentielle pour la réalisation d'un tomographe étant donné son grand nombre de paramètres et il serait difficile de réaliser un scanner de qualité sans avoir étudié l'influence de ses composantes au préalable. Cette section donne un exemple d'étude paramétrique qui devient fort utile par la suite lorsqu'on conçoit le système expérimental.

2.3.1 Description des paramètres

On introduit maintenant les paramètres « tomographiques ». On en compte plus d'une dizaine. Ils sont exposés dans le Tableau 2.1. On remarque qu'ils sont classés en deux catégories. La première catégorie décrit les paramètres fixes. Ce sont ceux que l'expérimentateur ne veut ou ne peut pas changer. C'est à partir de ces paramètres que découlent ceux de la deuxième catégorie. Ces derniers sont moins importants que les premiers et peuvent être modifiés de façon à optimiser le montage.

TABLEAU 2.1

Paramètres tomographiques

Paramètres fixes

1. τ Temps d'échantillonnage, en seconde
2. Δx Résolution spatiale, en cm
3. I Intensité de la source, en mCi
4. σ_p Résolution de densité, en g/cm³
5. d_r Diamètre externe du réacteur en cm
6. n Nombre de rayons/vue (Nombre de détecteurs/vue)

Paramètres secondaires

1. m Nombre de vues (Nombre d'incréments angulaires)
2. N_0 Nombre de photons comptés par le détecteur central dans le vide, en nombre de photons
3. N_1 Nombre de photons comptés par le détecteur central à travers la colonne de plexiglass vide, en nombre de photons
4. N_2 Nombre de photons comptés par le détecteur central à travers la colonne de plexiglass remplie de sable, en nombre de photons
5. $R_{\max}$ Taux de comptage maximal pour le détecteur central pour la colonne vide, en photons/s
6. ε Efficacité des détecteurs
7. D_{so} Distance source-origine, en cm
8. D_{sd} Distance source-détecteurs, en cm
9. d_{coll} Diamètre du collimateur des détecteurs, en cm

2.3.2 Conditions de départ

On doit tenir compte des conditions de départ liées aux contraintes physiques et économiques du projet de façon à pouvoir utiliser les résultats de cette étude paramétrique par la suite, pour la fabrication du montage. Ces conditions de départ ont donné les paramètres fixes de cette étude. Pour commencer, le diamètre de la section à étudier, c'est-à-dire de la colonne d_r , étant de 15 cm, on a utilisé la relation énoncée dans la thèse de De Vuono [7] stipulant que :

$$D_{sd} = 5/2 d_r \quad (2.1)$$

Ce qui donne une distance source-détecteur D_{sd} égale à 37.5 cm mais nous avons pris 37 cm comme valeur. Le facteur $\frac{5}{2}$ est communément appelé « facteur de magnification » et il est recommandé d'avoir une valeur située entre 2 et 3 de façon à ce que les détecteurs puissent entrer dans l'arc de cercle soutenu par l'angle en éventail. On impose aussi que l'angle en éventail couvre le diamètre entier du réacteur, et ce à chaque vue. Étant donné le diamètre de 8.6 cm des détecteurs, on doit fixer le nombre n de détecteurs à 5 pour que cette condition soit respectée. Par ailleurs, on utilise une source radioactive ayant une intensité I égale à 18 mCi. On a inclus cette dernière condition car la source radioactive était déjà disponible au département de génie nucléaire au début du projet. La largeur de l'orifice des collimateurs d_{coll} pour les détecteurs a été fixée à 5 mm. En ce qui concerne les hypothèses théoriques, on a exigé une résolution de densité σ_p inférieure à 5% et un rapport signal-bruit **RSB** inférieur à 2%. Voici un tableau mettant en évidence les exigences de l'étude paramétrique :

TABLEAU 2.2
Conditions de départ

Paramètres dont la valeur a été fixée	Valeur
N	5
I	18 mCi
d_r	15 cm
D_{sd}	37 cm
d_{coll}	5 mm
σ_p	$< 0.05 \text{ g/cm}^3$
RSB	$< 2\%$

On verra comment les autres paramètres pourront être changés ou choisis pour satisfaire aux exigences.

2.3.3 Relations paramétriques

Voyons maintenant les équations qui relient les paramètres décrits plus haut. Une grande partie de ces relations ont été puisées dans De Vuono [7]. Déduisons tout d'abord l'angle en éventail utilisé dans cette étude paramétrique puisqu'il dépend directement de la géométrie du montage. La détermination de l'angle en éventail est très importante car ce dernier tient compte de plusieurs facteurs physiques : la distance source-détecteurs, le facteur de magnification, le diamètre du réacteur, la grosseur des détecteurs, etc. Dans le but d'obtenir des mesures précises et donc des images reconstruites fidèles à la réalité, la précision de l'emplacement des composantes du montage expérimental et l'exactitude de

l'angle en éventail à utiliser sont primordiales. Le fait que les détecteurs utilisés aient une surface de détection relativement grande implique que l'arc de cercle qu'ils décriront autour de la colonne sera lui aussi grand, ce qui, de prime à bord, laisse entendre une grande superficie pour notre montage. Cependant, on ne doit pas oublier que le taux de comptage des photons transmis varie selon le carré de la distance source-détecteurs. L'angle de l'éventail devra alors être choisi de manière à ce que les détecteurs ne soient pas trop éloignés de la source mais assez près l'un de l'autre pour avoir le plus de détecteurs par vue. Or, étant donné le diamètre de chaque détecteur, soit de 8.6 cm, on arrive à un angle en éventail de 56°.

Continuons par l'équation qui relie l'intensité de la source I au nombre total de photons émis par la source S_0 . Celle-ci s'exprime par le nombre total de désintégrations nucléaires en une seconde que subit la source radioactive. On sait que pour une source de 1 Ci, on assiste à 37×10^9 désintégrations nucléaires et donc le même nombre de photons émis, ce qui signifie que pour notre source de 18 mCi, on aura :

$S_0 = 6.66 \times 10^8$ photons émis chaque seconde par notre source. Le nombre de photons détectés dans le vide, pour la raie centrale, peut être exprimé de la façon suivante :

$$N_0 = S_0 \tau \varepsilon \Omega \quad (2.2)$$

où τ est le temps de comptage, ε est l'efficacité des détecteurs qui dépend de l'énergie du rayonnement et Ω est l'angle solide d'une ouverture cylindrique du collimateur de chaque détecteur s'exprimant par

$$\Omega = d_{\text{coll}}^2 / 4 D_{\text{sd}}^2 \quad (2.3)$$

En présence de la colonne de plexiglass vide, on a un taux de comptage maximal,

$$R_{\max} = N_0 \exp -(2 \mu_t \rho_t e_t) \quad (2.4)$$

En présence de la colonne remplie de sable,

$$N = N_0 \exp -(\mu_r \rho_r d_r + 2 \mu_t \rho_t e_t) \quad (2.5)$$

Le tableau 2.3 illustre les différentes valeurs que peut prendre ϵ (acquises du département de génie nucléaire de l'École Polytechnique), les coefficients d'atténuation du sable et de la colonne et la transmission du rayonnement et la transmission du rayonnement pour une densité moyenne ρ_r de 1.0 g/cm³ dans le réacteur. Cette valeur a été choisie car on voulait faire cette étude dans le cas le plus défavorable, c'est-à-dire où le contraste est faible. Or, on sait que la densité du sable tourne autour de 2.4 g/cm³ et si on fait l'hypothèse qu'on a un taux de vide inférieur à 50 % alors on peut prendre une valeur moyenne de la densité au centre du réacteur inférieure à 1.2 g/cm³, soit 1.0 g/cm³.

TABLEAU 2.3

Tableau illustrant la transmission des faisceaux, l'efficacité des détecteurs et les coefficients d'atténuation de différents milieux pour différentes énergies de la source

E (KeV)	T (%)	ϵ	COEFFICIENTS D'ATTÉNUATION DU PLEXIGLASS (en cm ² /g)	COEFFICIENTS D'ATTÉNUATION DU SABLE (en cm ² /g)
100	6.62	0.6	0.1490	0.1720
200	13.51	0.5	0.1220	0.1250
600	24.51	0.4	0.0805	0.0802

On voit donc que pour une densité moyenne qui s'approche de celle attendue, la transmission la plus élevée serait atteinte avec une source de 600 KeV. Une plus grande transmission est préférable dans ce cas-ci car elle signifie un plus haut taux de comptage et donc une plus faible erreur statistique reliée à l'intensité de la source. Or, comme on désire une erreur statistique inférieure à 2%, ceci ne serait faisable qu'avec une source de 600 KeV puisque pour les autres énergies, l'intensité de la source devrait nettement être supérieure, générant ainsi un taux d'exposition plus élevé pour l'utilisateur. Voici comment on arrive à ces conclusions. L'erreur statistique d'un taux de comptage varie comme $\frac{\sqrt{N}}{N}$. Donc, si on veut avoir une erreur statistique inférieure à 2%, le nombre de photons transmis doit être plus grand que 2500. Évaluons ce taux de comptage si on utilise une source de 18 mCi.

Commençons tout d'abord par trouver le nombre de photons émis par la source radioactive S_0 . On sait que 1 Ci équivaut à 37×10^9 désintégrations par seconde alors 18 mCi équivaut à 6.66×10^8 désintégrations par seconde. L'énergie de notre source est de 662 KeV et nous prendrons 0.4 comme valeur pour ϵ . Il faut calculer l'angle solide du collimateur pour chaque détecteur. On arrive à $\Omega = 4.5653 \times 10^{-5}$. Ceci donne pour une seconde un compte de $N_0 = 12162$ photons. Si on prend $\rho_t = 1.19 \text{ g/cm}^3$ pour le plexiglass et $\rho_r = 1.0 \text{ g/cm}^3$ comme densité moyenne dans le réacteur, on arrive finalement à $N = 3163$ photons transmis par seconde, ce qui satisfait à la condition statistique car $RSB = 1.78 \%$.

Les calculs montrent aussi que pour une activité moindre pour la source mais avec une énergie plus grande, on obtient un meilleur taux de comptage. Ce fait nous a motivé à utiliser une source de Césium-137 (662 KeV) de 18 mCi, déjà disponible au département de génie nucléaire.

Un paramètre très important en tomographie par transmission de rayons γ est la résolution de densité σ_p . Plusieurs auteurs en discutent et la définissent comme suit:

$$\sigma_p = \frac{A}{\Delta x \sqrt{m}} \sigma_{pr} \quad (2.6)$$

où m est le nombre de vues. σ_{pr} est l'écart-type des projections mesurées et définie comme :

$$\sigma_{pr} = \frac{1}{\mu_r \sqrt{N}} \quad (2.7)$$

et la constante A est déterminée par le type de reconstruction analytique utilisée. On utilise $A = 0.5$ (Shepp et Logan [35]). Δx est la résolution spatiale du système et elle est définie au centre de la colonne par l'équation suivante:

$$\Delta x = d_r / n = 3 \text{ cm} \quad (2.8)$$

où n est le nombre de détecteurs. Ceci donne:

$$\sigma_p = \frac{0.5}{\Delta x \mu_r \sqrt{mN}} \quad (2.9)$$

Le graphique qui suit (voir Figure 2.2) illustre bien comment le nombre de vues prises autour du réacteur peut améliorer la résolution de densité. Par contre, un nombre plus grand de détecteurs nuit à la résolution de densité. Ceci peut s'expliquer par le fait que σ_p donne une idée générale du profil de densité à l'intérieur du réacteur et que lorsqu'on augmente le nombre de détecteurs on gagne en résolution spatiale mais on perd cette idée globale de la densité au centre du réacteur. La résolution de densité donne une idée de l'erreur sur ρ que l'on peut obtenir à l'intérieur de chaque pixel de reconstruction d'image.

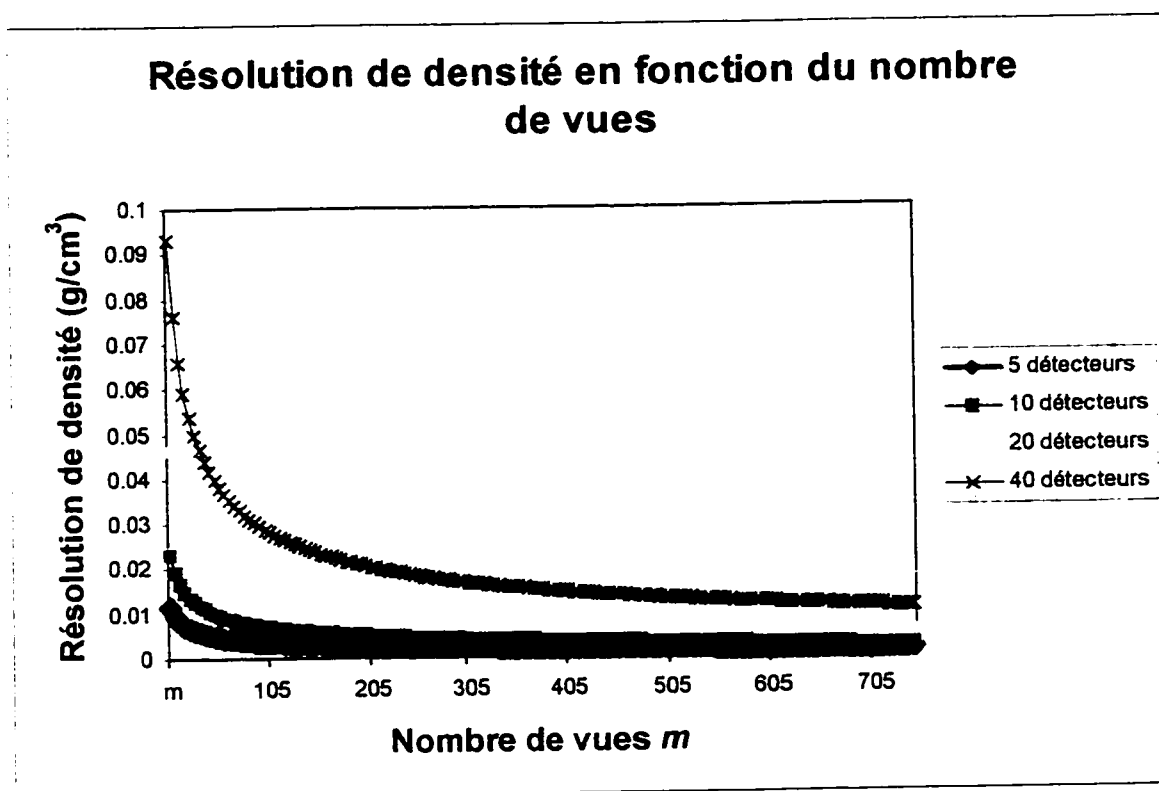


Figure 2.2 Résolution de densité en fonction du nombre de vues.

D'autre part, l'auteur juge utile d'introduire la « PSF » (Point-Spread Function) qui relie plusieurs facteurs du montage et qui donne aussi une idée de la résolution spatiale du système. Cette fonction donne la limite où un objet ponctuel sera discernable sur son image reconstruite. Yester et Barnes [46] la définissent comme une fonction du diamètre de la source radioactive utilisée s qui est de 9 mm dans notre cas, du facteur de magnification M et du diamètre de l'orifice du collimateur des détecteurs d_{coll} . La largeur de cette fonction s'exprime comme :

$$\frac{1}{M} \sqrt{d_{coll}^2 + (M-1)^2 s^2} \quad (2.10)$$

Pour le tomographe de 3^e génération projeté avec l'étude paramétrique, celle-ci s'élève à 5.90 mm.

2.3.4 Résultats de l'étude paramétrique

La première conclusion que l'on peut tirer de l'étude paramétrique est qu'un scanner tomographique peut être réalisé à partir des hypothèses de départ qui dépendent beaucoup du matériel et des ressources disponibles. D'autre part, on possède d'ores et déjà une très bonne idée des facteurs qui influenceront la qualité de l'image quand sera venu le temps de faire les premières expériences. Plus particulièrement, on s'est aperçu que la résolution de densité obtenue répond à nos critères lorsque plus de 100 vues sont prises autour de la colonne. La source radioactive de Cs-137 prévue semble convenir au genre d'expériences projetées étant données sa forte énergie et sa faible intensité. On pourra ainsi étudier des milieux de densités très variables sans avoir à se préoccuper du taux de comptage transmis et du rapport bruit-signal obtenu. À 18 mCi, l'intensité de la source ne causera aucun danger à l'utilisateur. La résolution spatiale Δx de 3 cm convient pour le type d'étude

envisagé puisqu'on est intéressé au champ moyen de densité à l'intérieur du réacteur. On pourra améliorer la résolution spatiale du système en simulant d'autres détecteurs en faisant l'acquisition d'une seconde table tournante qui permettra l'obtention de plusieurs projections pour un détecteur à chaque incrément angulaire autour de la colonne.

CHAPITRE 3

RECONSTRUCTION D'IMAGE TOMOGRAPHIQUE

On entame dans ce chapitre une, sinon la plus importante partie du projet, soit la reconstruction d'image tomographique. Celle-ci dépend de beaucoup de choses et c'est pourquoi on doit lui apporter une attention toute particulière. Beaucoup de travaux ont été faits en la matière (Brooks et Di Chiro [3,4], Herman [13], Kak et Rosenfeld [15], etc.). Cependant, on n'en trouve pas beaucoup qui traitent et discutent de la géométrie en fan-beam et comment celle-ci affecte les algorithmes utilisés. C'est pourquoi cette question sera abordée dans le présent chapitre. Si la théorie portant sur la reconstruction d'image est relativement simple, l'application de celle-ci en pratique est un plus complexe. On verra comment un type d'algorithme peut convenir à un type d'expérience alors qu'un autre peut satisfaire les exigences d'une autre expérience.

3.1 Aperçu des différentes méthodes de reconstruction

Les algorithmes de reconstruction se sont beaucoup améliorés durant les dernières années étant donnée la croissance fulgurante des techniques utilisées en imagerie médicale. Si la première tentative de reconstruction d'image remonte aux années 50 alors que Bracewell eut l'idée de résoudre les équations développées par Radon 40 ans auparavant dans le but d'arriver à reconstruire des images du soleil, ce n'est qu'au début des années 70 qu'on commença à les utiliser pour les diagnostics en physique médicale. Le tableau 3.1 illustre les différentes méthodes de reconstruction d'image qui sont utilisées aujourd'hui. Dans ce chapitre, on ne se servira que de quelques-unes d'entre elles.

TABLEAU 3.1

Les algorithmes de reconstruction d'images

MÉTHODES ANALYTIQUES	MÉTHODES ITÉRATIVES
FBP (Filtered Back-Projection)	ART (Algebraic Reconstruction Technique)
FFT (Fast Fourier Transform)	SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique)
RFL (Rho-Filtered Layergram)	ILST (Iterative Least-Squares Technique)
Altschuler	EM (Estimation-Maximisation method)
Méthode du linogramme	Quadratique

Avant d'entamer les diverses méthodes de reconstruction, il serait bon de faire la nuance entre **rayons**, **vues** et **projections**. On entend par *rayons*, les faisceaux partant de la source radioactive allant jusqu'aux détecteurs. Les *vues* quant à elles, sont les différentes positions autour de l'objet étudié (i.e. le réacteur). Elles dépendent donc de l'incrément angulaire choisi. On a déjà introduit la notion de *projection*. C'est une valeur sans unité qui est fonction de l'intensité du faisceau initial et du faisceau transmis mais c'est aussi l'intégrale rectiligne de la fonction d'atténuation. Autrement dit, comme :

$$I = I_0 \exp - \left(\int \mu(x,y) ds \right) \quad (3.1)$$

alors,

$$p = -\ln(I/I_0) \quad (3.2)$$

c'est-à-dire,

$$p = \int \mu(x,y) ds \quad (3.3)$$

L'équation (3.3) est la transformée de Radon de la fonction $\mu(x,y)$. Il faut donc trouver un moyen d'inverser l'équation (3.3) afin d'arriver aux coefficients $\mu(x,y)$. Les prochaines méthodes donnent une façon d'y arriver.

3.1.1 La rétroprojection simple

La première technique à être mise au point fut la ***rétroprojection***. Kuhl et Edwards [17] furent les premiers à obtenir des images de patients avec cette technique. La simplicité du principe fait en sorte que l'application est directe. Comme son nom l'indique, il suffit de rétroprojeter les valeurs des projections le long du trajet que chaque rayon a parcouru, de mettre la valeur de chaque projection dans chaque ***pixel*** traversé par ce rayon. Un ***pixel*** (de l'anglais : *picture element*) est un objet très utilisé en reconstruction d'image. En effet, on divise l'objet étudié en plusieurs petites cellules que l'on nomme pixels. On crée ainsi un maillage de l'objet pour ensuite pouvoir attribuer à chaque pixel une valeur $f(i,j)$ qui sera proportionnelle au coefficient d'atténuation à cet endroit. Avec la méthode de rétroprojection, la valeur qui se retrouvera dans un pixel donné sera en fait la somme de la valeur de toutes les projections passant à travers ce pixel pour un nombre de vues k et un nombre de rayons l . L'expression suivante illustre l'algorithme de rétroprojection :

$$f(i, j) = \sum_k \sum_l p \Delta\beta \quad (\Delta\beta \text{ constant}) \quad (3.4)$$

où $\Delta\beta$ est la valeur de l'incrément angulaire (constant dans ce cas-ci).

Autrement dit, pour chaque pixel, on y met la valeur de chaque projection qui le traverse. Cependant, ceci donne naissance à un effet nommé « effet d'artefact d'étoile » qui est caractérisé par des « bras » autour d'un objet de plus haute densité. Ces bras sont causés par le fait qu'on ajoute des contributions dans certains pixels qui ne devraient pas en recevoir.

3.1.2 Méthodes analytiques

Une des raisons pour lesquelles plusieurs méthodes analytiques sont utilisées aujourd'hui est qu'elles sont rapides et permettent d'obtenir des images théoriquement parfaites. En réalité, elles ne sont pas parfaites étant données les réalités physiques de l'expérience mais on peut incorporer à leurs algorithmes des outils qui fournissent des moyens d'atténuer l'effet de ces contraintes. On commencera avec la rétroprojection filtrée (FBP) puisque c'est une suite logique à la section précédente et parce que c'est cette méthode que l'auteur a étudiée dans le cadre de cette recherche.

3.1.2.1 La rétroprojection filtrée

Afin d'éliminer le problème mentionné dans la section 3.1.1, on fait appel à la rétroprojection filtrée. Elle consiste à filtrer les projections avant même de les rétroprojeter. On arrive ainsi à compenser pour les contributions qui ne devraient pas être prises en considération. Plusieurs filtres existent qui peuvent être appliqués mais c'est celui de convolution qui est le plus fréquemment utilisé. C'est d'ailleurs celui-ci que l'auteur a adopté. L'algorithme est semblable à celui pour la rétroprojection simple, à la différence

près qu'on utilise maintenant les projections modifiées p_i^* , comme le témoigne l'expression suivante :

$$f(i, j) = \sum_i^m \sum_l^n p_i^* \Delta\beta \quad (3.5)$$

Pour obtenir la projection modifiée p_i^* on peut utiliser trois filtres :

Le filtre de Fourier

$$p_i^* = \int_{-\infty}^{\infty} |k| P(k, \phi) \exp(2\pi i k l) dk \quad (3.6)$$

où $P(k, \phi)$ est la transformée de Fourier 1D des projections.

Le filtre de Radon

$$p_i^* = \frac{1}{2\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\partial p_l / \partial l}{l - l'} dl' \quad (3.7)$$

Le filtre de convolution

$$p_i^* = k_m p_l - \frac{1}{2\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} p_l(l') \frac{\sin^2[k_m(l - l')]}{\pi^2(l - l')} dl' \quad (3.8)$$

où l et l' indiquent de quel rayon il s'agit.

3.1.2.2 La méthode de Fourier directe (FFT)

Cette méthode, bien connue dans le domaine, profite du puissant théorème de la tranche centrale de Fourier. Cet algorithme n'a pas été utilisé par l'auteur mais ce dernier juge bon d'en glisser un mot puisque c'est un algorithme servant à beaucoup d'autres méthodes et utilisé par plusieurs auteurs (Cochran et al. [6]). Ce théorème stipule que la transformée unidimensionnelle de Fourier des projections est égale à la transformée bidimensionnelle des coefficients $f(x,y)$. Cette méthode nécessite une interpolation dans le domaine de fréquences de Fourier.

Théorème: La transformée 1D de chaque projection est égale à la transformée 2D de la distribution $f(x,y)$ étudiée (qui nous donne l'image) de l'objet.

On se souvient de l'équation de Radon,

$$p = \int f(x, y) ds \quad (3.3)$$

alors si on prend la TF 2D de $f(x,y)$, on a

$$F(w_x, w_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp[-2\pi i(w_x x + w_y y)] dx dy \quad (3.9)$$

Ceci peut se simplifier si on tourne nos axes d'un angle ϕ pour obtenir les nouveaux axes r et s . L'angle de rotation s'écrit ainsi:

$$\phi = \tan^{-1}(w_x / w_y) \quad (3.10)$$

avec

$$w = (w_x^2 + w_y^2)^{\frac{1}{2}} \quad (3.11)$$

On obtient alors

$$F(w_x, w_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp(-2\pi i w r) dr ds \quad (3.12)$$

Si, finalement, on échange l'ordre d'intégration, on voit que l'intégrale en s n'est que l'intégrale de projection, ce qui donne enfin:

$$F(w_x, w_y) = \int_{-\infty}^{\infty} p \exp(-2\pi i w r) dr = P(w, \phi) \quad (3.13)$$

où $P(w, \phi)$ est la transformée de Fourier 1D de p par rapport à r .

On peut donc arriver à l'image initiale en sachant que:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(w_x, w_y) \exp[2\pi i (w_x x + w_y y)] dw_x dw_y \quad (3.14)$$

3.1.3 Méthodes itératives

Les méthodes itératives peuvent être vues comme une façon *brute* de reconstruire des images. À l'aide des projections, on tente de converger vers une image qui ressemble de plus en plus à l'image réelle. Encore une fois, plusieurs types de méthodes itératives existent et diffèrent par la façon d'apporter les corrections aux valeurs de chaque pixel.

Parmi celles qui sont le plus couramment utilisées (Webb et al. [43], Kowalski [16], etc.), nommons ART (Algebraic Reconstruction Technique), ILST (Iterative Least-Squares Technique) et SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique). Chacune d'entre elles bénéficie de deux applications possibles : une correction **additive** ou une correction **multiplicative** (MART). La méthode qu'on a utilisée est ART. Elle consiste à effectuer la correction en tenant compte des corrections précédentes, celles venant du rayon et/ou de l'incrément angulaire précédent(s). La valeur de la correction dépend de la différence entre la valeur de la projection mesurée et la projection calculée. La projection mesurée est définie comme étant la projection obtenue expérimentalement alors que la projection calculée est la somme des valeurs courantes contenues à l'intérieur de chaque pixel. L'écart doit ainsi diminuer après chaque itération pour finalement atteindre le critère de convergence préalablement établi. L'algorithme ART **additif** peut s'écrire sous la forme suivante :

$$f^{n+1}(i,j) = f^n(i,j) + \frac{(p_{\text{mesurée}} - p_{\text{calculée}})}{N_p} \quad (3.15)$$

où N_p est le nombre de pixels qui ont été traversés par le rayon.

L'algorithme ART **multiplicatif** s'écrit sous la forme suivante :

$$f^{n+1}(i,j) = f^n(i,j) \frac{p_{\text{mesurée}}}{p_{\text{calculée}}} \quad (3.16)$$

3.2 Programmes développés

Dans le but de mieux comprendre les différents algorithmes proposés pour la reconstruction tomographique, des programmes FORTRAN (voir annexes A et B) ont été développés et testés sur les données expérimentales et en effectuant des simulations. On peut retrouver de nombreux ouvrages traitant des algorithmes utilisés en reconstruction d'images tomographiques mais très peu d'entre eux élaborent sur les routines tenant compte de la géométrie du montage expérimental au sein de ces programmes. Très peu d'entre eux donnent une façon de calculer la pondération, i.e. les distances parcourues par chaque rayon à l'intérieur de chaque pixel. C'est pourquoi, l'auteur a jugé bon d'inclure et expliquer les routines utilisées.

3.2.1 Routine pour la géométrie en éventail

La géométrie pour laquelle notre groupe a opté est celle de l'éventail. Les rayons originent d'un même point, la source radioactive. L'espacement angulaire entre chaque projection est attribué à l'espacement entre les détecteurs. Afin d'incorporer cette géométrie dans le programme on doit se fixer un repère; on a choisi un repère cartésien dont l'origine se situe au centre du réacteur étudié. Le mouvement circulaire effectué par la source autour de cet origine décrit un cercle ayant comme rayon la distance source-origine D_{so} .

Les algorithmes utilisés en reconstitution d'image impliquent une paramétrisation des rayons pour plus tard être capable de savoir quels pixels ces rayons traversent. On a pensé définir chaque rayon à chaque position par l'équation d'une droite $y = mx + b$. La pente m et l'ordonnée à l'origine b changeront ainsi de valeur à chaque incrément angulaire. Pour

une implémentation facile dans le programme, il a donc été nécessaire d'exprimer ces paramètres en fonction de la position angulaire à laquelle la source se trouve. Une fois que ceci a été fait il fut facile d'imposer des conditions pour savoir si un rayons traverse ou pas un pixel donné. Voyons donc plus en détail comment on s'y est pris.

Pour identifier chaque rayon on a utilisé l'équation d'une droite. Chaque rayon à chaque position a alors une pente et une ordonnée à l'origine différentes. Pour trouver une équation générale pour tous les rayons on doit exprimer la pente **m** et l'ordonnée à l'origine **b** en fonction de l'angle γ du rayon donné par rapport au rayon central et l'angle de l'incrément angulaire β . Pour se faire, on se sert de la méthode classique pour trouver l'équation d'une droite, soit la méthode des deux points. Soit deux points : le point 1 (x_1, y_1) et le point 2 (x_2, y_2). Or, **m** et **b** sont donnés par les expressions suivantes :

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (3.17)$$

et

$$b = -mx + y \quad (3.18)$$

La prochaine étape consiste à trouver les coordonnées de ces deux points. Le schéma de la page suivante (voir Figure 3.1) nous aide à y arriver. Premièrement, le point 1 correspond à la position de la source. On voit immédiatement que ses coordonnées sont :

$$x = D\cos\beta \text{ et } y = D\sin\beta \quad (3.19)$$

On se sert des triangles formés par le rayon et les axes pour trouver les coordonnées du second point. On connaît de prime à bord la coordonnée X du point 2, c'est zéro. Il reste à trouver sa coordonnée en y.

Si on se fie au schéma, on exprime y_2 comme :

$$y_2 = y_1 - y' \quad (3.20)$$

où

$$y' = D \cos \beta \tan(\beta - \gamma) \quad (3.21)$$

Ceci implique que

$$y_2 = D \sin \beta - D \cos \beta \tan(\beta - \gamma) \quad (3.22)$$

Maintenant qu'on a les coordonnées de ces deux points, on peut facilement retrouver l'équation paramétrique de chaque rayon.

$$m = \tan(\beta - \gamma) \quad (3.23)$$

et

$$b = D \sin \beta - \tan(\beta - \gamma) D \cos \beta \quad (3.24)$$

Et donc, l'équation de droite de chaque rayon paramétrisé est :

$$y = \tan(\beta - \gamma) x + D \sin \beta - D \tan(\beta - \gamma) \cos \beta \quad (3.25)$$

Voici le schéma illustrant les paramètres utilisés pour paramétriser chaque rayon :

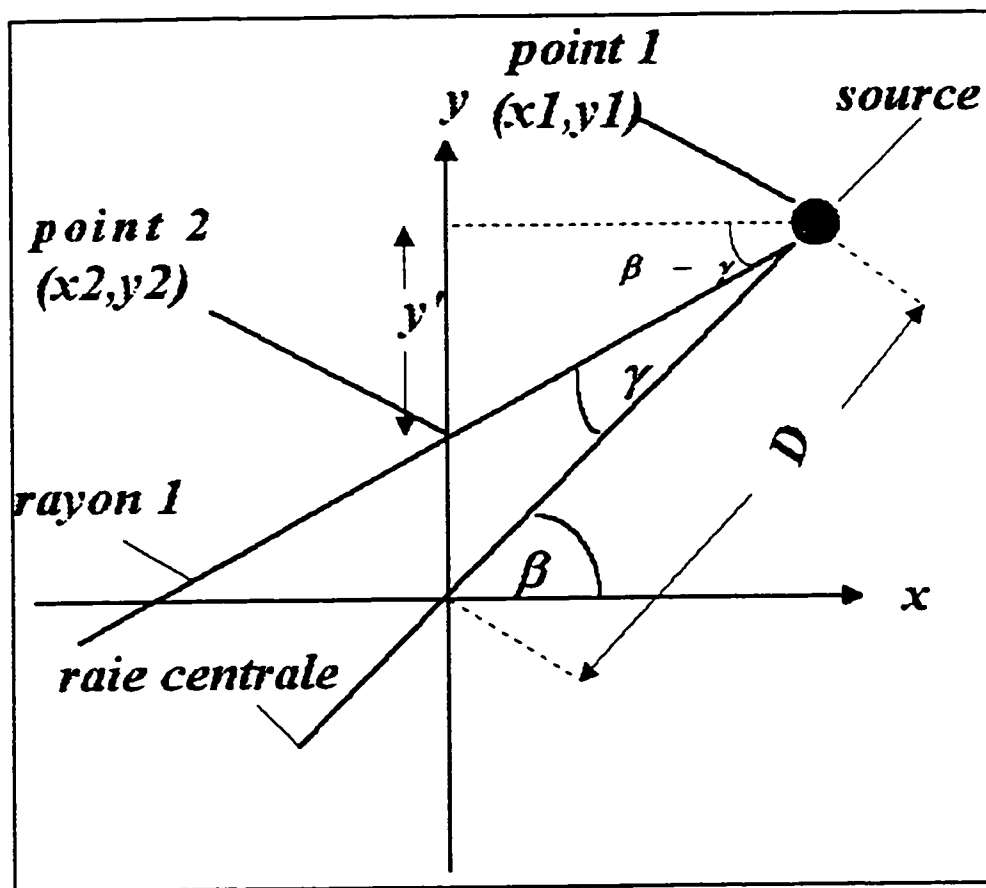


Figure 3.1 Paramétrisation des rayons.

3.2.2 Routine calculant les distances parcourues par chaque rayon

Avant de trouver les distances proprement dites, on doit être capable de discerner quels rayons passent à travers quels pixels (voir Figure 3.2). Pour se faire, on se fie à des arguments d'algèbre linéaire. On sait que deux droites perpendiculaires ont des pentes de signe opposé. On se sert de ce fait pour trouver la distance qui sépare le point d'intersection entre la droite identifiant le rayon et la droite qui lui est normale passant par le centre du pixel. C'est à l'aide de cette distance que l'on fixera le critère comme quoi le

rayon passe ou non à travers le pixel. En fait pour s'assurer que le rayon passe bel et bien à travers un pixel, on exige que la distance calculée précédemment soit plus petite ou égale à la moitié de la largeur du pixel.

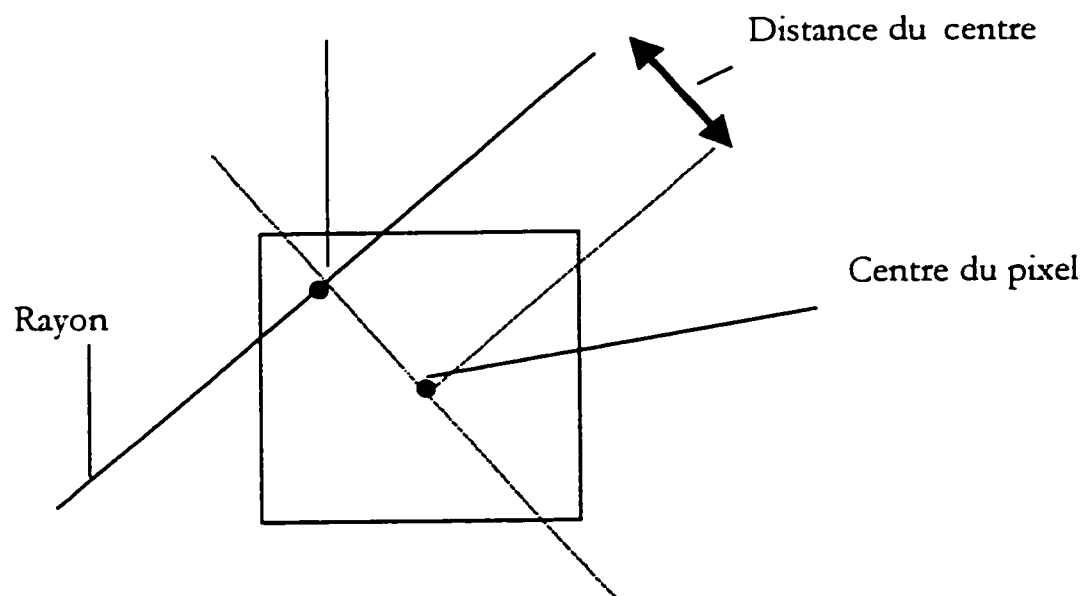


Figure 3.2 Discrimination des rayons.

Pour calculer les distances parcourues à travers les pixels on s'inspire d'un article de Siddon [40] et en générant des droites verticales et horizontales, créant ainsi un quadrillage. Ces droites entourent donc chaque pixel et c'est en trouvant les points d'intersection de chaque rayon avec chaque droite que l'on pourra calculer la distance entre deux points consécutifs.

3.3 Utilisation du logiciel SNARK93

Après avoir commencé l'étude des diverses méthodes utilisées à travers le monde et après avoir créé des programmes de rétroprojection simple, de rétroprojection filtrée et d'ART, on a appris qu'un logiciel comportant toutes ces méthodes et plusieurs autres était disponible. Il s'agit de SNARK93, un programme qui a été développé dans le département de radiologie de l'Université de Pennsylvanie. C'est un programme qui a fait ses preuves et dont les versions antérieures (SNARK75, SNARK89, etc.) ont déjà été utilisées par une multitude d'auteurs, dont Kumar [21]. Une des utilités de SNARK93 est de pouvoir comparer ses résultats avec ceux obtenus par les programmes de l'auteur. En effet, il est capable de générer des projections idéales et d'en faire le traitement tout en offrant la possibilité d'utiliser des routines, des projections et des programmes venant de l'extérieur. SNARK93 offre toutes les techniques maintenant éprouvées et qui sont le plus couramment utilisées en pratique. Un petit aide-mémoire a été dressé par l'auteur (voir Annexe H) même si un manuel a été fourni lors de l'acquisition du logiciel.

3.4 Étude des simulations

Le but des simulations est de pouvoir prévoir quelles méthodes seront les plus efficaces pour reconstruire les meilleures images des données acquises lors des expériences. Le fait que l'auteur ait développé des logiciels lui a permis d'arriver à des conclusions préliminaires qui lui ont été utiles pour la progression du design du montage. Par la suite, le fait d'avoir obtenu un logiciel ayant fait ses marques lui a permis d'arriver à des conclusions définitives.

Le premier programme qui a été testé est celui de rétroprojection filtrée développé par l'auteur. On a trouvé la méthode de rétroprojection filtrée efficace lorsqu'il y a un grand nombre de rayons (voir Figure 3.3) mais très gourmande en temps ordinateur. Cet inconvénient est dû au grand nombre de boucles utilisé dans le programme. Plus particulièrement, la routine du filtre prend à elle seule trois boucles qui doivent faire partie du programme principal. La constatation principale sur nos simulations d'ellipse avec la rétroprojection est que le nombre de rayons (de détecteurs) est un facteur prépondérant dans la qualité de l'image reconstruite. En effet, comme l'illustre la figure 3.3, les images recréées avec 5 rayons sont floues et comportent de sérieux artefacts alors que celle comportant 51 rayons ressemblent beaucoup à l'ellipse idéale. Fait à noter, on observe que 10 fois plus de rayons et moins de vues n'équivaut pas à 10 fois plus de vues et moins de rayons. Le nombre de rayons semble le facteur primordial pour la qualité de l'image reconstruite. Le nombre de vues, quant à lui, modifie peu la qualité de l'image si ce n'est que de mettre plus de « poids » dans les régions contenant l'ellipse. Ceci signifie que la valeur du coefficient d'atténuation est plus près de la vraie valeur, soit 1. On remarque aussi que le nombre de pixels a comme effet de lisser les parois de l'ellipse reconstruite, enlevant de ce fait l'effet « marche d'escalier ». Avec 5 détecteurs, le filtre utilisé dans la routine de FBP n'est pas assez bon pour donner un bon résultat. On vient à la conclusion que ce type d'algorithme ne conviendrait pas puisqu'un petit nombre de détecteurs (et donc de rayons) est mis à notre disposition. L'auteur s'est alors tourné vers une méthode itérative, ART, avec l'espoir qu'en effectuant des itérations on peut améliorer la qualité de l'image.

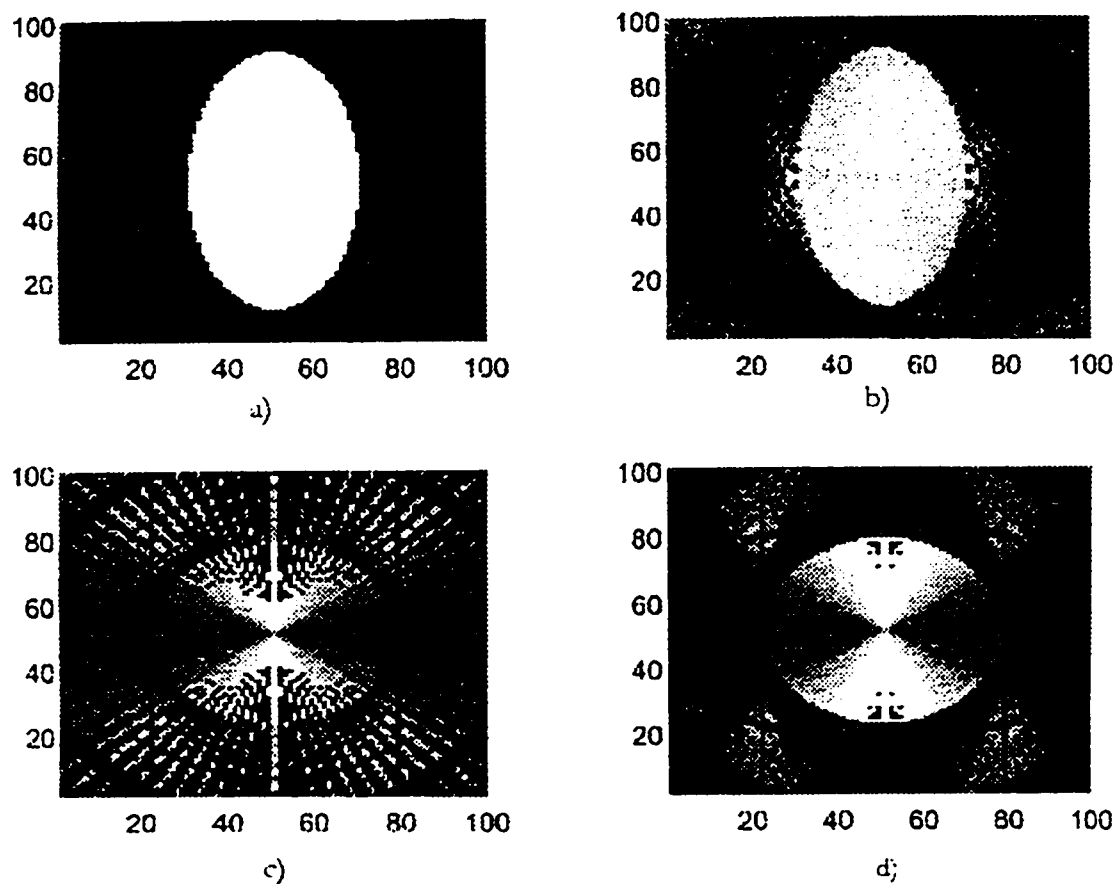


Figure 3.3 Ellipses reconstruites à partir de FBP :

a) ellipse idéale, b) 51 rayons et 72 vues, c) 5 rayons et 72 vues et d) 5 rayons et 360 vues.

La figure 3.4 montre les ellipses reconstruites avec ART. On voit nettement une amélioration par rapport à la rétroprojection filtrée. Tout d'abord, on remarque encore une fois que le passage de 5 rayons à 15 rayons pour le même nombre de vues améliore de beaucoup l'ellipse. Ensuite, on augmente le nombre de vues et on se rend compte que pour 5 rayons la qualité de l'ellipse se rapproche de beaucoup à celle reconstruite avec 15 rayons. On constate aussi que le fait d'augmenter le nombre de vues améliore aussi la valeur des coefficients d'atténuation à l'intérieur de l'ellipse, i.e. les valeurs se rapprochent de 1.0, la

valeur des coefficients de l'ellipse idéale. La prochaine étape était d'augmenter le nombre d'itérations à neuf et on observe une légère amélioration par rapport à trois itérations. De ces résultats, on en conclut que ART peut légèrement compenser un manque de rayons par un plus grand nombre de vues et plus d'itérations. Ceci peut expliquer le fait qu'obtenir une image est équivalent à résoudre un système de N^2 inconnues (car N^2 pixels) et il faut que $mn \equiv N^2$ pour avoir une chance d'obtenir une bonne solution.

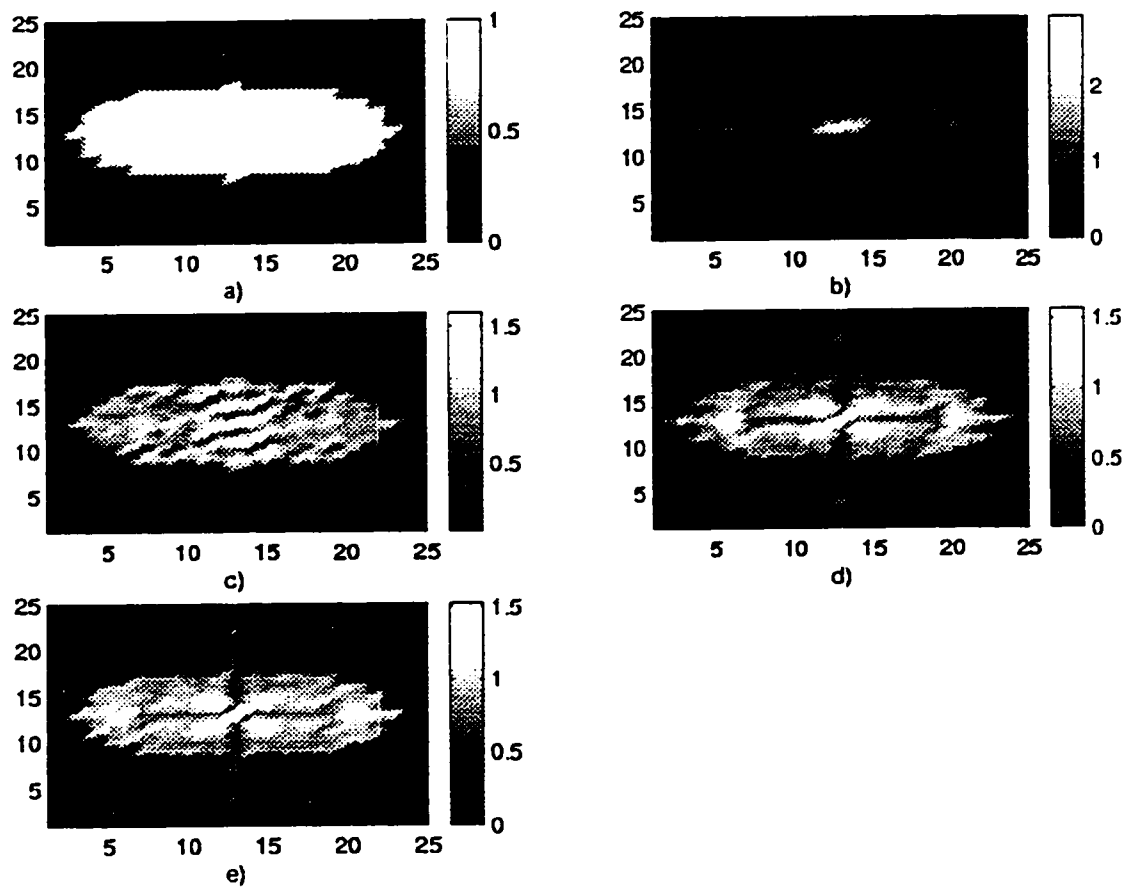


Figure 3.4 Ellipses reconstruites avec ART : a) image originale, b) 5 rayons, 36 vues et 3 itérations, c) 15 rayons, 36 vues, 3 itérations, d) 5 rayons, 360 vues et 3 itérations et e) 5 rayons, 360 vues et 9 itérations.

La figure 3.5 montre les premières images de simulations obtenues avec SNARK93. Une image d'étoile a été générée pour être reconstruite avec les paramètres exacts de notre montage (angle de l'éventail, grosseur des détecteurs, distances, etc.) avec différentes méthodes. Deux de ces méthodes n'ont pas été mentionnées plus tôt, il s'agit des méthodes quadratique et Altspery. La méthode quadratique est une méthode qui minimise une fonction quadratique des inconnues par un processus itératif alors que la méthode Altspery est une version simplifiée de la méthode d'expansion en série. En regardant la figure, on se rend compte que les meilleures reconstructions viennent des méthodes itératives ART, MART et QUAD. Toutefois, ART et QUAD laissent paraître un cercle dans l'arrière-plan alors qu'en traitant un peu l'image, c'est-à-dire en jouant sur la luminosité et le contraste (voir Figure 3.6), on voit que MART donne une étoile clairement définie sans « effet de couronne » comme les deux autres méthodes. Encore une fois, on s'aperçoit que FBP ne donne pas de bons résultats avec 5 détecteurs. Les méthodes itératives semblent donc être la meilleure alternative pour le type de montage utilisé dans cette recherche. D'autres simulations sur une ellipse ont été effectuées avec SNARK93 dans le but de pouvoir comparer avec les logiciels développés par l'auteur. La figure 3.7 montre le résultat de l'ellipse reconstruite avec ART et MART en utilisant 5 rayons dans le premier cas et 25 rayons dans le deuxième. On voit que les ellipses reconstruites avec 25 rayons donnent une plus belle image mais on remarque que dans ce cas-ci, ART est la méthode la plus efficace alors que lorsqu'on a moins de rayons MART semble être la méthode de choix. Ceci avait aussi été observé avec les images reconstruites de l'étoile.

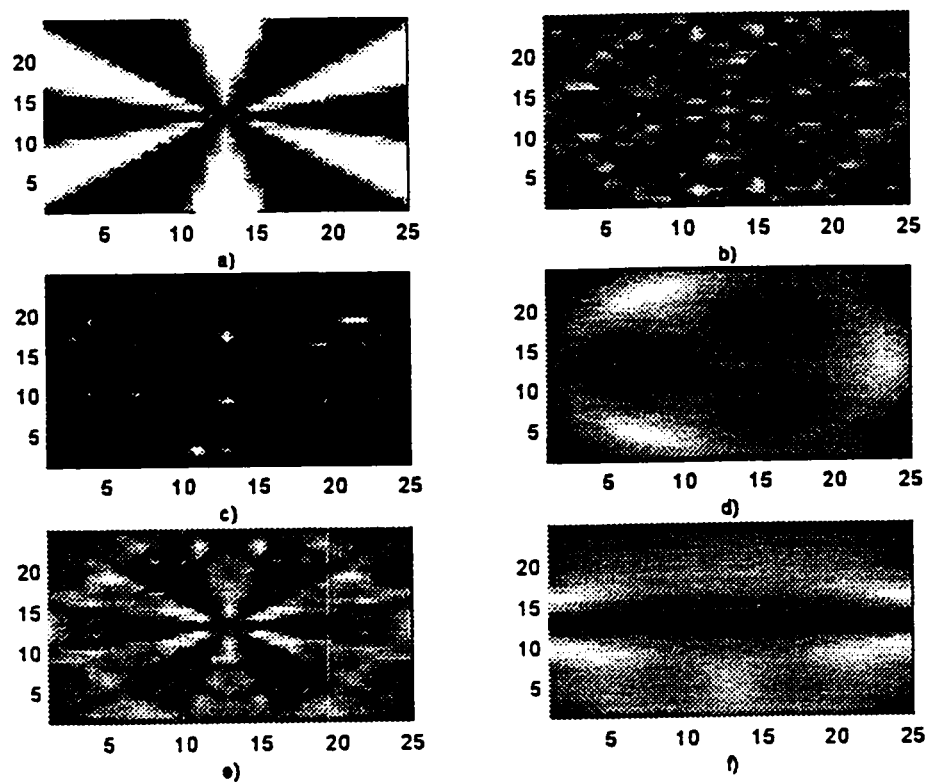


Figure 3.5 Image d'étoile reconstruite avec SNARK93 avec 5 rayons :
 a) image d'étoile idéale, b) avec ART, c) avec MART, d) avec FBP, e)
 avec QUAD et f) avec Altsperry.

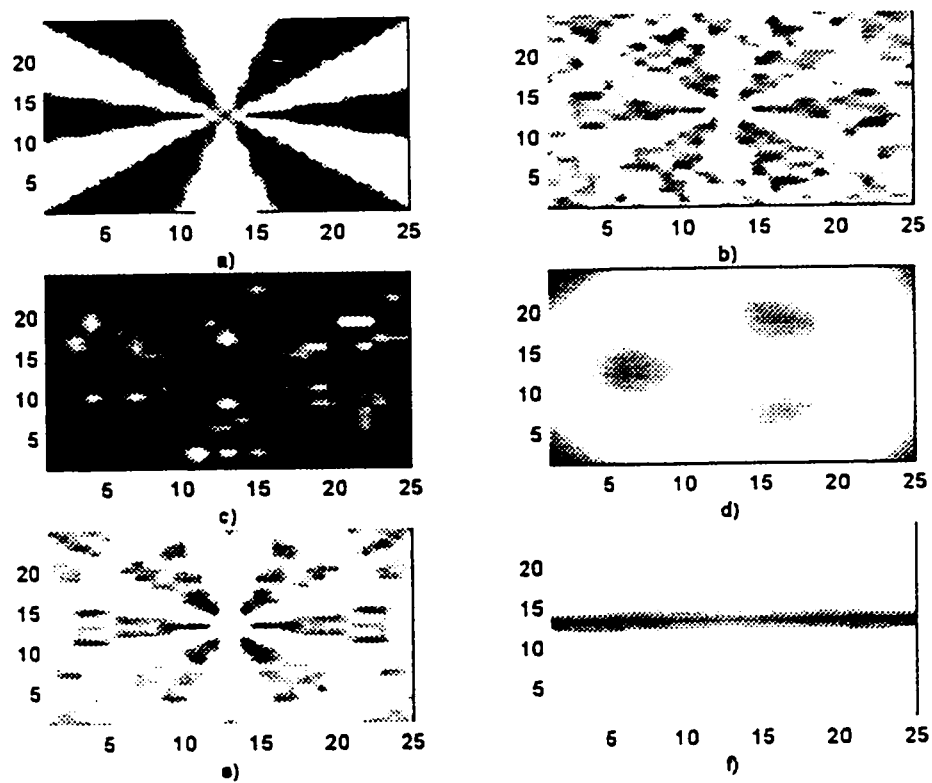


Figure 3.6 La figure 3.5 où les images ont été traitées.

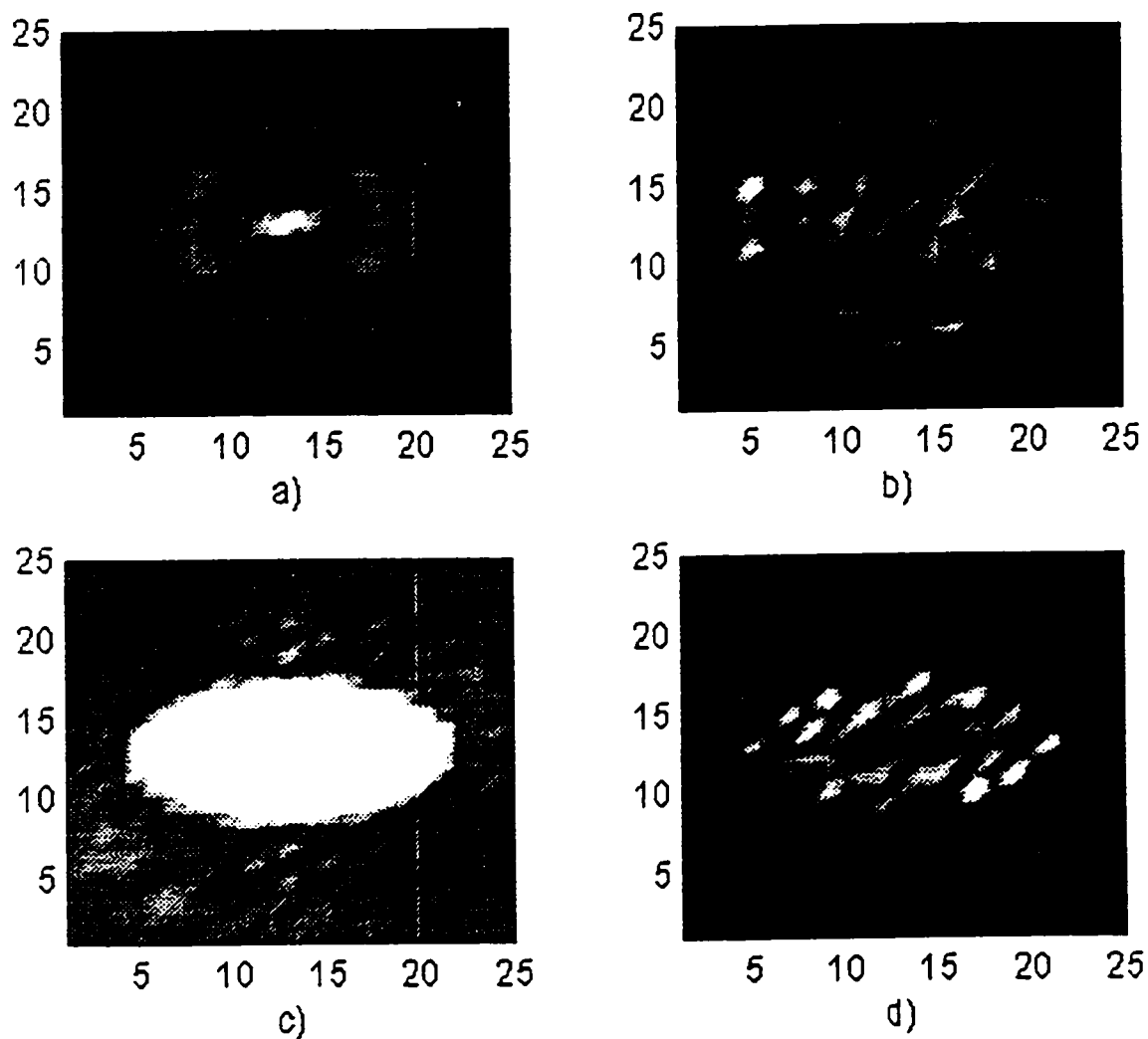


Figure 3.7 Ellipses reconstruites par SNARK93:
 a) avec ART, avec 5 rayons, b) avec MART, avec 5
 rayons, c) avec ART, avec 25 rayons et d) avec MART,
 avec 25 rayons.

Ces simulations ont permis d'obtenir d'importants résultats par rapport à la méthode à prescrire (voir Tableau 3.2) pour les expériences projetées en tenant compte de l'influence de la géométrie du montage. Voici une liste des conclusions que l'on peut tirer de ces simulations :

- 1) Les méthodes itératives se sont révélées plus prometteuses pour 5 rayons (5 détecteurs) puisque le nombre d'itérations semble quelque peu compenser le manque de rayons.
- 2) Rétroprojection filtrée et autres méthodes analytiques efficaces lorsqu'il y a plus de rayons.
- 3) La géométrie du montage est importante dans la reconstruction, plus particulièrement les distances.
- 4) Le nombre de vues ne peut pas compenser un manque de rayons. Toutefois, un plus grand nombre de vues donne une meilleure idée des valeurs des coefficients d'atténuation à l'intérieur de l'objet.
- 5) Un plus grand nombre de vues améliore la résolution du système de N^2 inconnues se traduisant par une image mieux définie.
- 6) Le nombre d'itérations est important dans la mesure où il faut avoir un nombre suffisant d'itérations pour converger vers une image fidèle à la réalité.
- 7) SNARK93 est très rapide et très versatile.

TABLEAU 3.2

Compte-rendu des méthodes

MÉTHODE	25 RAYONS ET PLUS	5 RAYONS	RAPIDITÉ (LOGICIELS DÉVELOPPÉS)	RAPIDITÉ (SNARK93)
FBP	+++	--	+	+++
ART et MART	++	+	++	+++

--médiocre, - mauvais, + acceptable, ++ bon, +++ très bon.

CHAPITRE 4

EXPÉRIENCES

L'objectif premier de ces expériences est de tester le montage à travers toutes les étapes et de faire l'acquisition de données avec lesquelles on tentera de reconstruire des images tomographiques. On pourra tirer des conclusions vis-à-vis la qualité de l'image reconstruite et ainsi apporter les corrections nécessaires à l'algorithme utilisé et au montage lui-même.

4.1 Description du montage

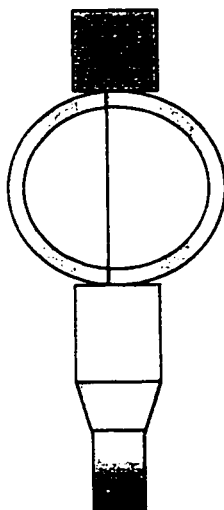
L'étude paramétrique réalisée plus tôt (chapitre 2) fournit à l'utilisateur de précieux renseignements sur certains paramètres expérimentaux, l'aidant ainsi dans ses démarches de conception et design du montage. Toutefois, le montage a dû être modifié à maintes reprises lors du projet puisque les premières expériences ont mené à des conclusions nécessitant des changements fondamentaux de certaines composantes du montage ou sur la géométrie de celui-ci. C'est pour cette raison qu'on avait jugé bon d'entamer le projet et faire les expériences préliminaires avec certaines pièces temporaires du montage usinées par les techniciens du département de génie chimique de l'École Polytechnique. Le tableau 4.1 illustre les composantes actuelles du montage expérimental et celles qui s'ajouteront dans le futur. La figure 4.1 montre la progression du tomographe avant d'en arriver au scanner de 3^e génération actuel (voir figures 4.2 et 4.3). La structure allouant les mouvements verticaux sera bientôt opérationnelle et est illustrée à la figure 4.4. Le premier scanner ressemble plus à un densitomètre qu'un scanner de première 1^{ère} génération car on ne pouvait pas effectuer des mouvements de translation. Le scanner suivant est un scanner de 3^e génération à quatre

détecteurs qui a dû être changé pour un scanner avec un nombre impair de détecteurs. La raison pour ceci sera exposée un peu plus tard. La section 4.3 décrit les diverses composantes (passées et présentes) du montage expérimental.

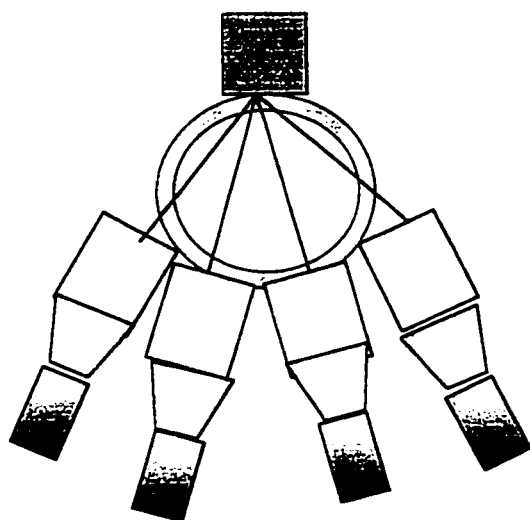
TABLEAU 4.1

Composantes actuelles et futures du montage

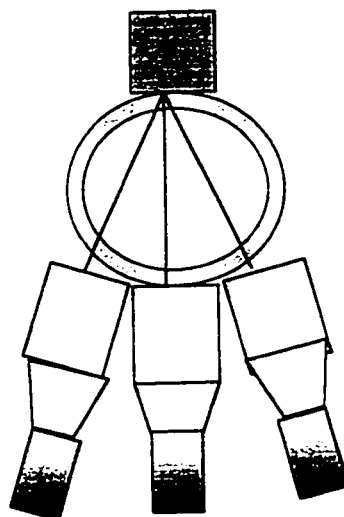
Composantes actuelles	Composantes qui s'ajouteront
- Une source de ^{137}Cs de 18 mCi - 5 détecteurs (NaI) - 5 amplificateurs - 6 collimateurs de plomb - Une table tournante - Une console - 2 ordinateurs et deux écrans - Une colonne de plexiglass - La structure du montage - 1 plateau en acier - Une cinquantaine de briques de plomb pour la radioprotection	- 16 détecteurs (NaI) - 16 amplificateurs - 2^e table tournante - Moteur vertical (3D) - Structure plus robuste - Support pour les briques de plomb plus sécuritaire



a)



b)



c)

Figure 4.1 Progression du scanner de 3^e génération:
a) un détecteur, b) 4 détecteurs et c) 3 détecteurs.

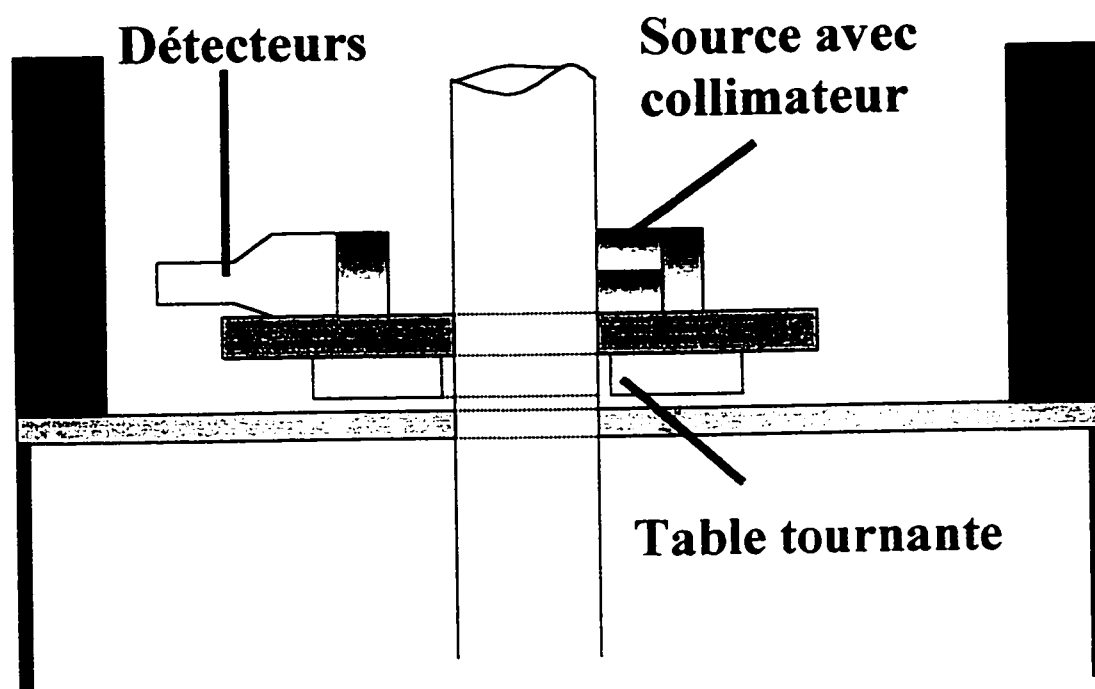


Figure 4.2 Schéma du montage actuel vu de côté (3^e génération avec 5 détecteurs).

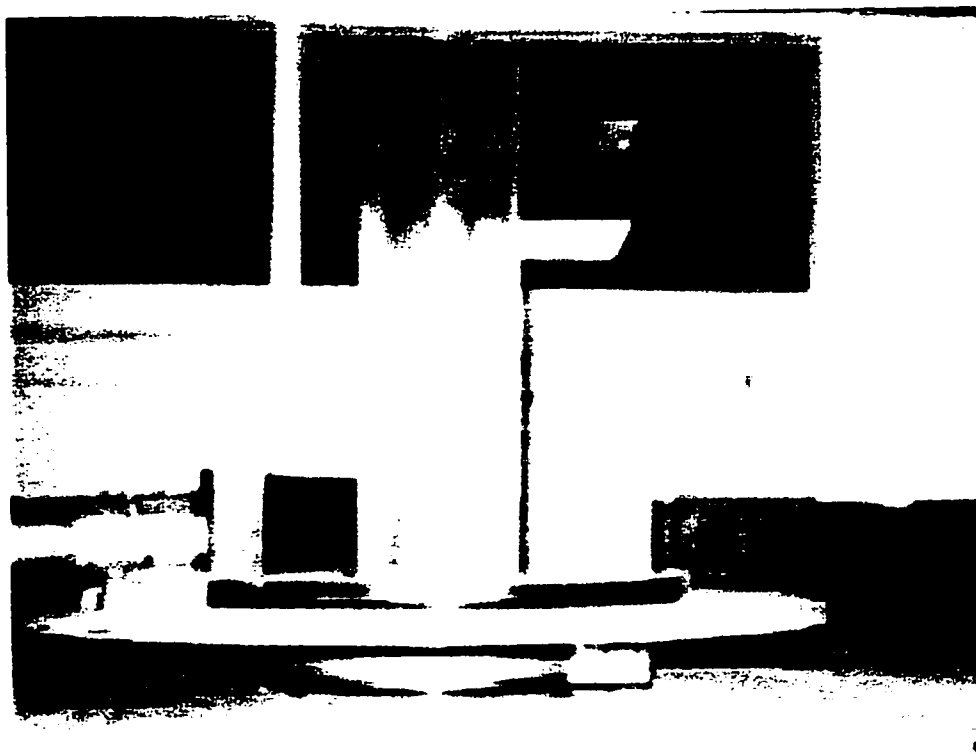


Figure 4.3 Photo du montage actuel vu de côté (3^e génération avec 5 détecteurs).

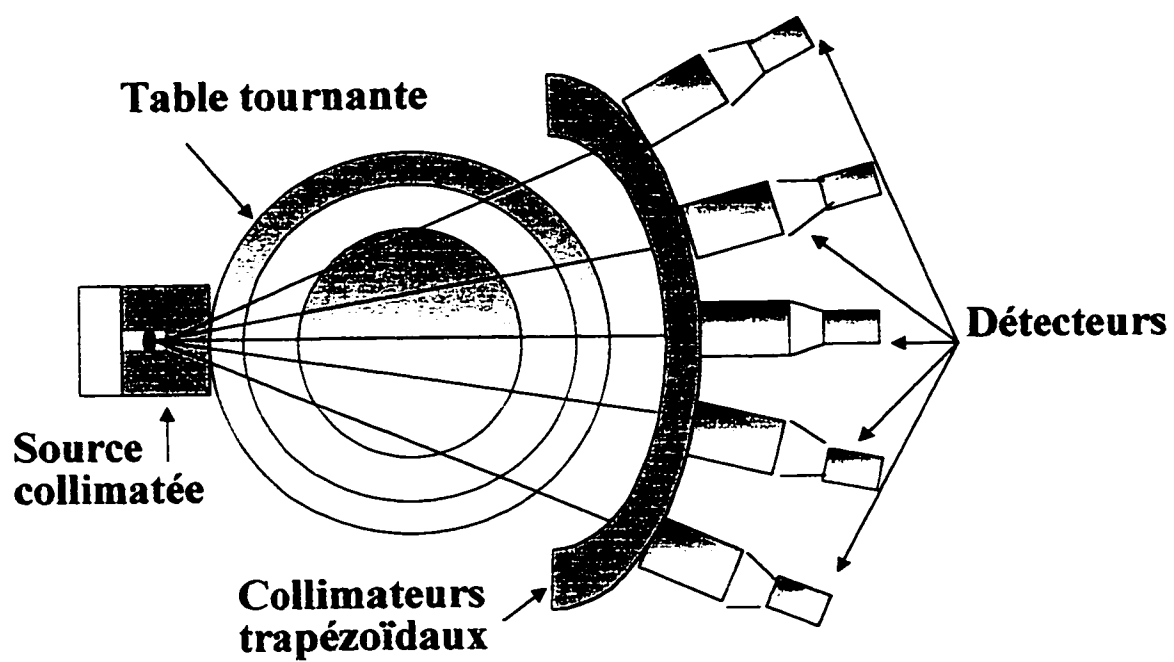


Figure 4.4 Schéma du montage actuel vu de haut.

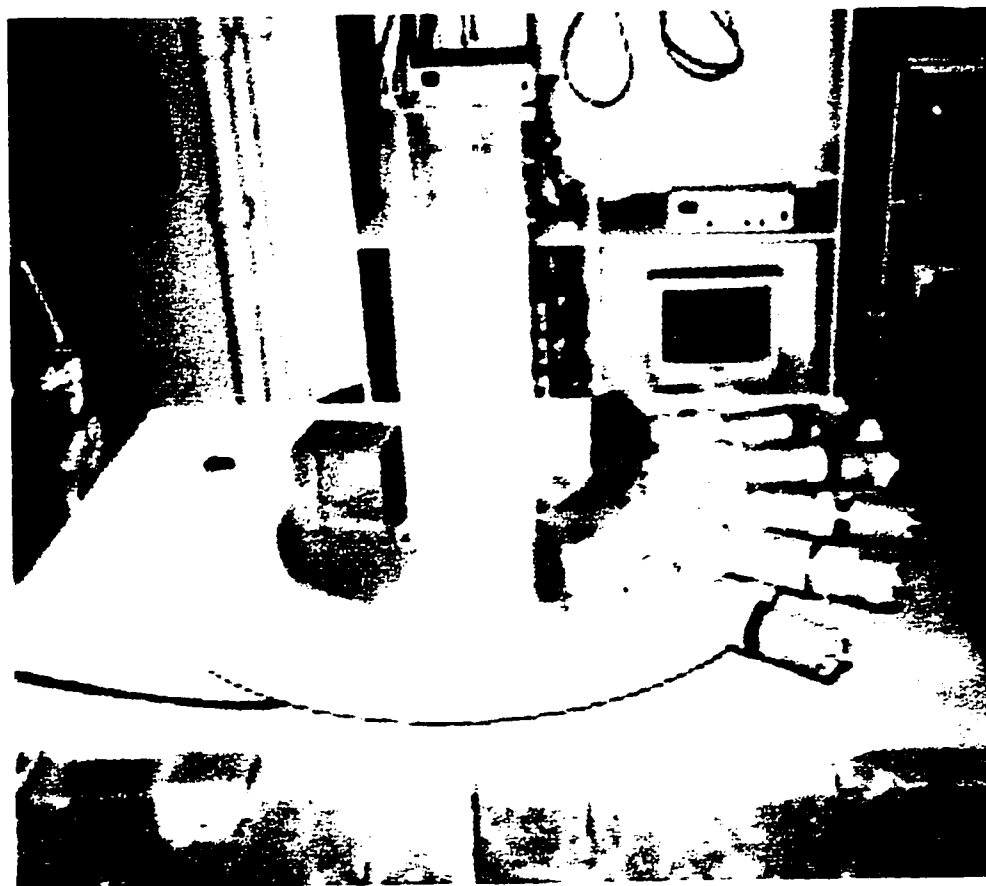


Figure 4.5 Photo du montage actuel vu de haut.

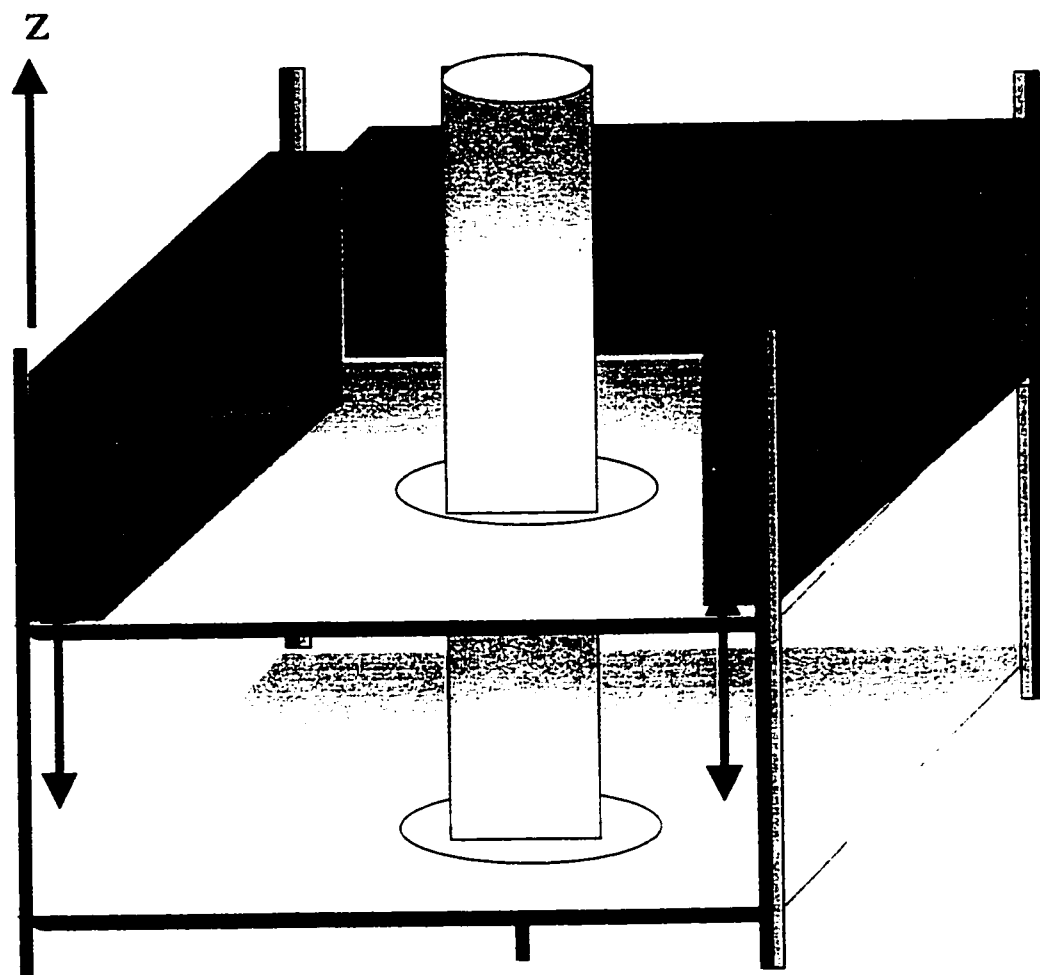


Figure 4.6 Structure permettant les mouvements verticaux (3D).

4.1.1 La source et son collimateur

La source radioactive utilisée dans toutes les expériences dans la section suivante est une source de césium-137 ayant une intensité de 18 mCi et un pic d'énergie à 662 KeV. Elle provient de l'Institut de génie nucléaire de l'École Polytechnique. Elle consiste en une enceinte métallique sur laquelle un boulon a été vissé. La partie radioactive est située à l'extrémité de cette vis, tout juste à la base du boulon. La figure 4.7 illustre cette enceinte et donne les dimensions de celle-ci.

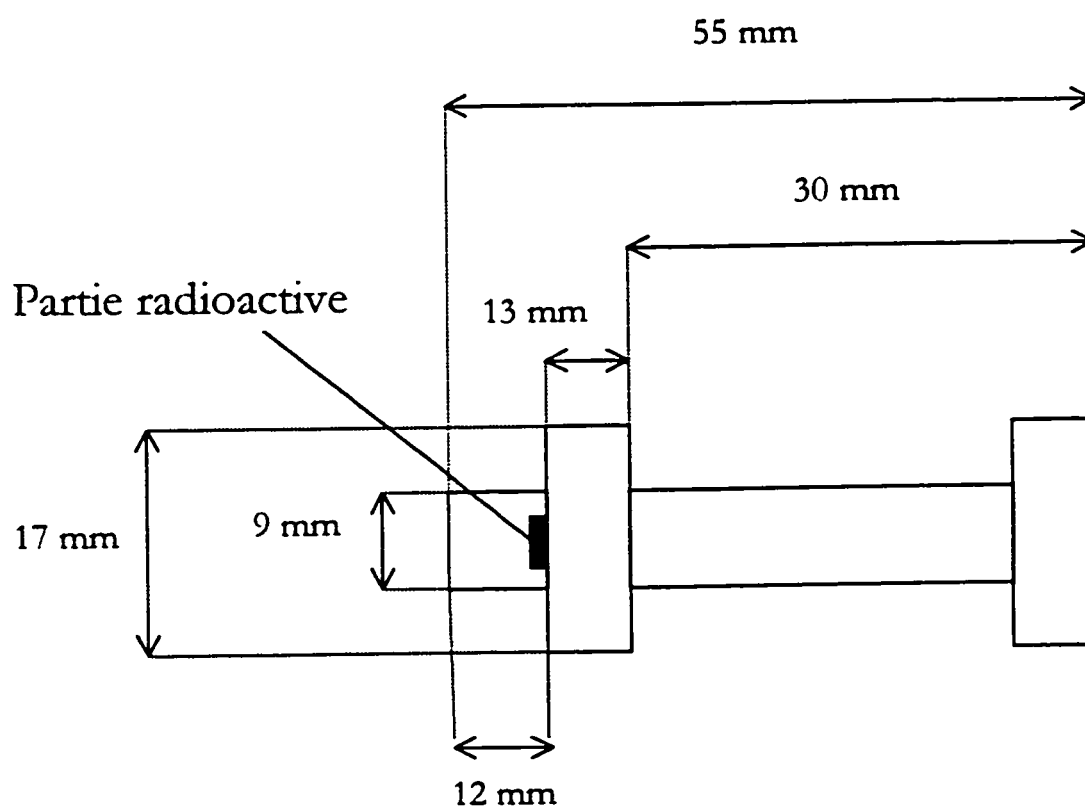


Figure 4.7 Source radioactive.

La fabrication du collimateur pour la source fait véritablement partie du design du scanner puisqu'il fait directement intervenir la distance source-détecteur, la distance source-origine, les dimensions de la source, etc. Étant donné la géométrie de scanner adoptée, il faut que le collimateur de la source dirige la radiation selon un angle de fan-beam bien précis. Au cours des expériences, on a utilisé deux collimateurs pour la source. Le premier a été fabriqué au département et possédait une précision de l'ordre de un degré. Il fut suffisant pour les tests préliminaires et les premières expériences mais pour les expériences menées plus tard, on devait se procurer un collimateur ayant une très grande précision. Les caractéristiques du second collimateur sont présentées à la figure 4.8. On remarque que l'angle du fan-beam choisi est de 56.9° et pas 56° comme dans l'étude paramétrique. Cette valeur a été choisie de façon à ce que les deux collimateurs des détecteurs des extrémités reçoivent la même quantité de rayonnement (dans le vide) que les trois autres, c'est-à-dire que la radiation « couvre » entièrement les collimateurs des deux détecteurs des extrémités. On voit aussi que le collimateur est composé de trois briques de plomb: deux pour couvrir la source du dessus et du dessous et la troisième pour cacher l'arrière de la source. Il a été conçu pour que son utilisation soit la plus sécuritaire pour l'utilisateur.

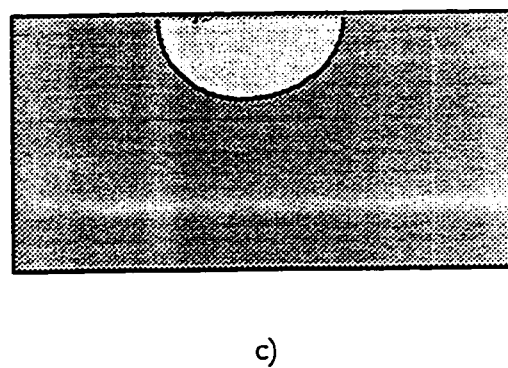
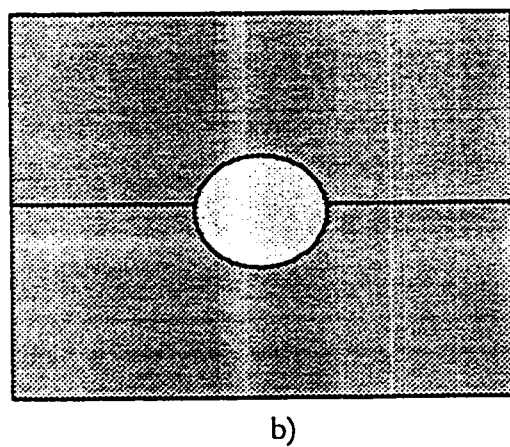
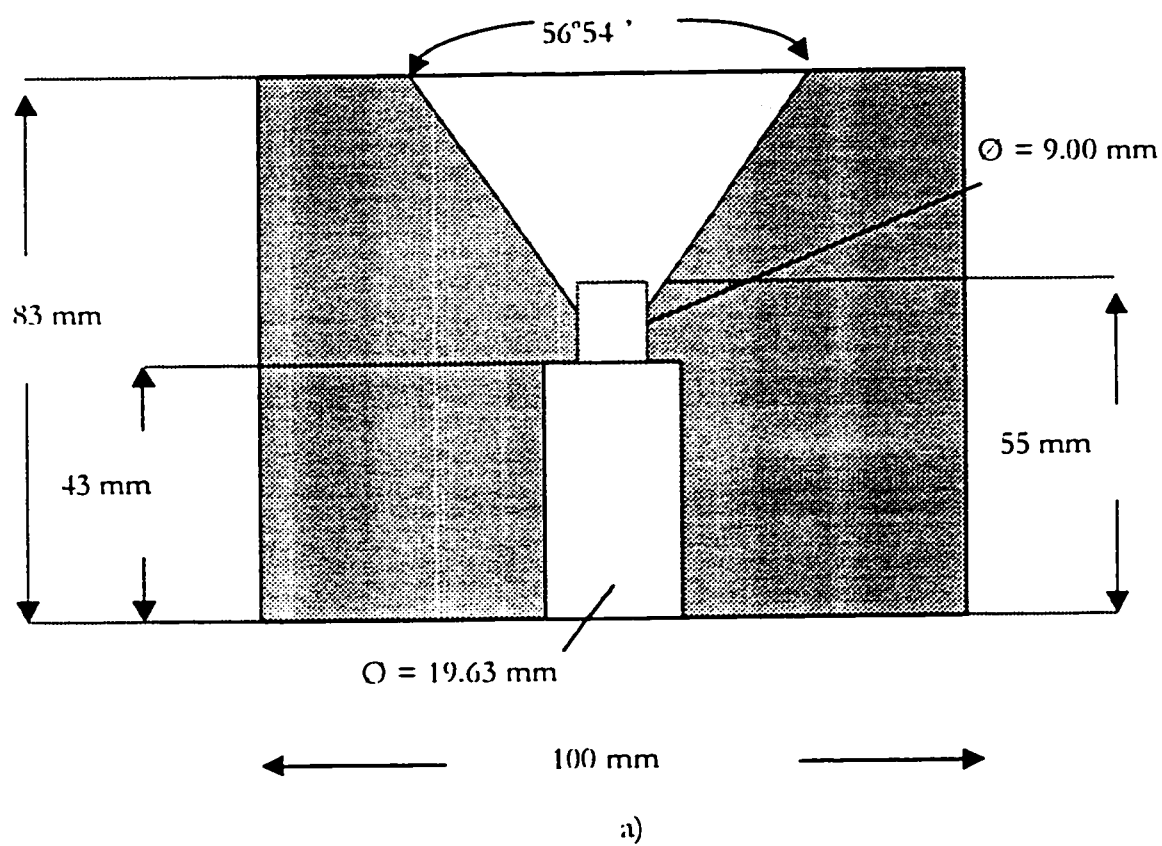


Figure 4.8 Le collimateur de la source : a) coupe du haut, b) vue de face et c) 3° brique.

4.1.2 Design des collimateurs pour les détecteurs et du plateau en acier

Les premiers collimateurs utilisés ont été usinés ici même à l'École Polytechnique. Les collimateurs pour les détecteurs ne sont en fait que des briques de plomb avec un petit orifice cylindrique de 5 mm de diamètre. Le design des collimateurs pour les détecteurs est particulier. D'un côté on tient à ce que cet orifice soit petit pour éviter que la largeur de celui-ci limite la résolution spatiale et de l'autre on ne veut pas qu'il soit trop petit non plus car sinon on obtiendra un faible taux de comptage, étant donné l'angle solide. On avait déjà fixé à 5 mm le diamètre de l'ouverture lors de l'étude paramétrique. Cette valeur a été choisie car elle représente la résolution spatiale recherchée et donne un bon taux de comptage. Encore une fois, pour obtenir une excellente précision sur l'orifice de chaque collimateur, on a dû les faire usiner à l'extérieur. On les a fait usiner en même temps que le plateau en acier de manière à ce qu'ils puissent être fixés sur ce dernier tout comme le collimateur pour la source. La figure 4.9 montre qu'ils ont une configuration trapézoïdale. Ceci a été fait pour qu'une fois placés les uns à côté des autres, ils forment un arc de cercle soutenant l'angle de l'éventail (i.e. 56.9 degrés). La hauteur de l'orifice par rapport à la base de la brique est de 6.25 cm de façon à ce qu'il soit aligné avec le détecteur. Le plateau, quant à lui, a été fabriqué en acier pour assurer robustesse et stabilité du système. Ses paramètres sont indiqués sur la figure 4.9. Un des avantages de notre système est qu'à l'aide d'un second plateau (en bois) plus gros, on peut facilement transformer notre montage de 3^e génération en un montage de 4^e génération en posant tout simplement le plateau en acier sur le plus gros plateau en bois.

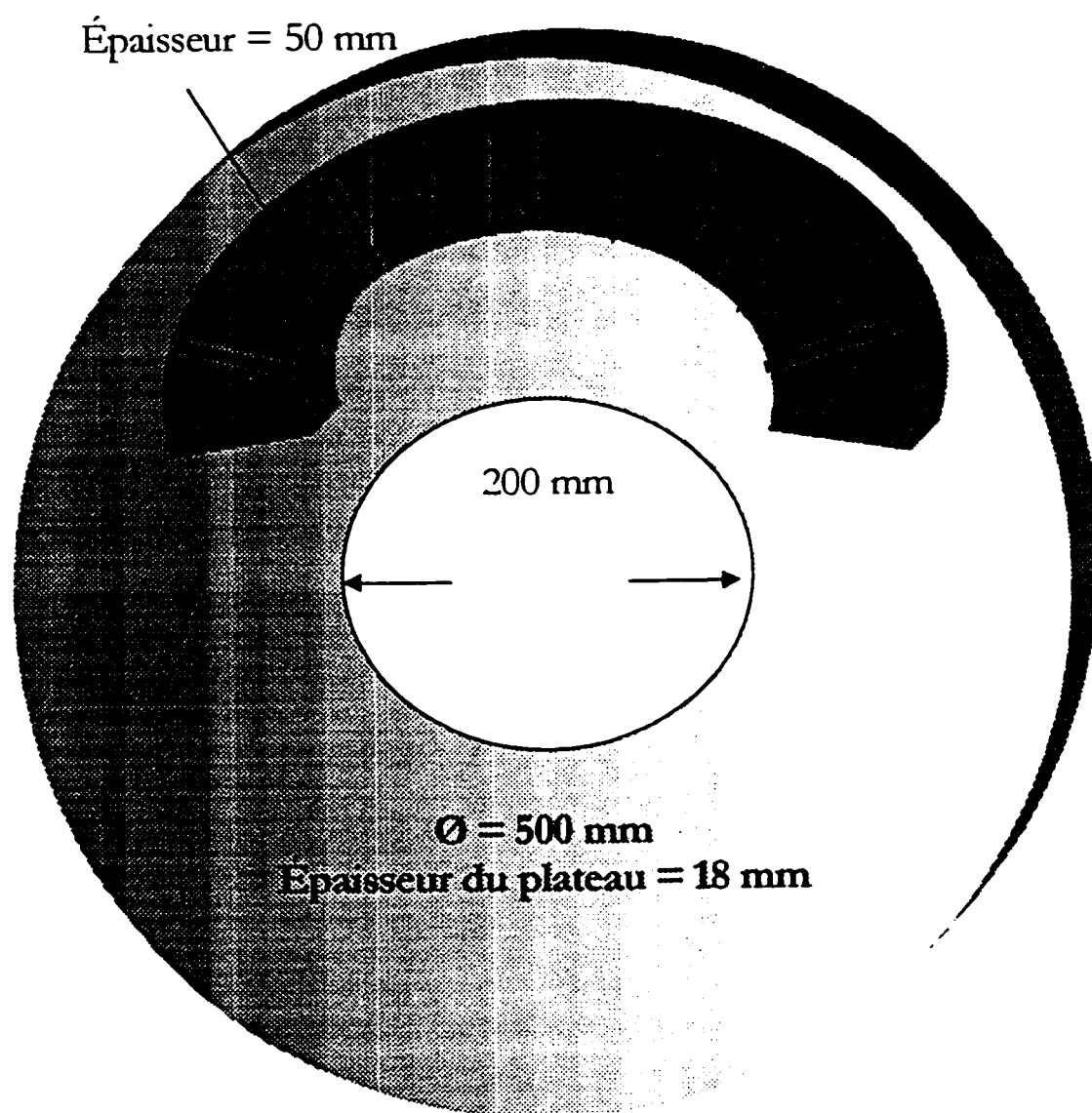


Figure 4.9 Collimateurs pour les détecteurs et plateau en acier.

4.1.3 Les détecteurs et le système d'acquisition de données

Le système de pilotage des détecteurs ainsi que la chaîne d'acquisition sont identiques à ceux utilisés dans la technique de traçage d'une particule radioactive comportant pour chaque détecteur, des unités de photomultiplication, de préamplification, d'amplification, de discrimination et d'incrémentation. Les détecteurs utilisés sont des détecteurs NaI (TI) à scintillation de 7.6 cm x 7.6 cm x 25.4 cm. Concrètement, le diamètre de chaque détecteur est de 8.6 cm. Un total de 16 détecteurs pourront être utilisés (provenant du TPR) pour le scanner de 4^e génération mais pour le scanner actuel, cinq détecteurs sont utilisés. Chaque détecteur est muni d'une unité de photomultiplication ORTEC 266 et d'un préamplificateur à scintillation ORTEC 113. Ensuite, pour faire le lien entre les détecteurs à scintillation et l'analyseur multi-canal on a eu besoin des amplificateurs ACEMATE de EG&G ORTEC. Un analyseur à canal simple est incorporé à l'intérieur de chaque amplificateur. La figure 4.10 illustre le système de pilotage du système de tomographie pour un seul détecteur.

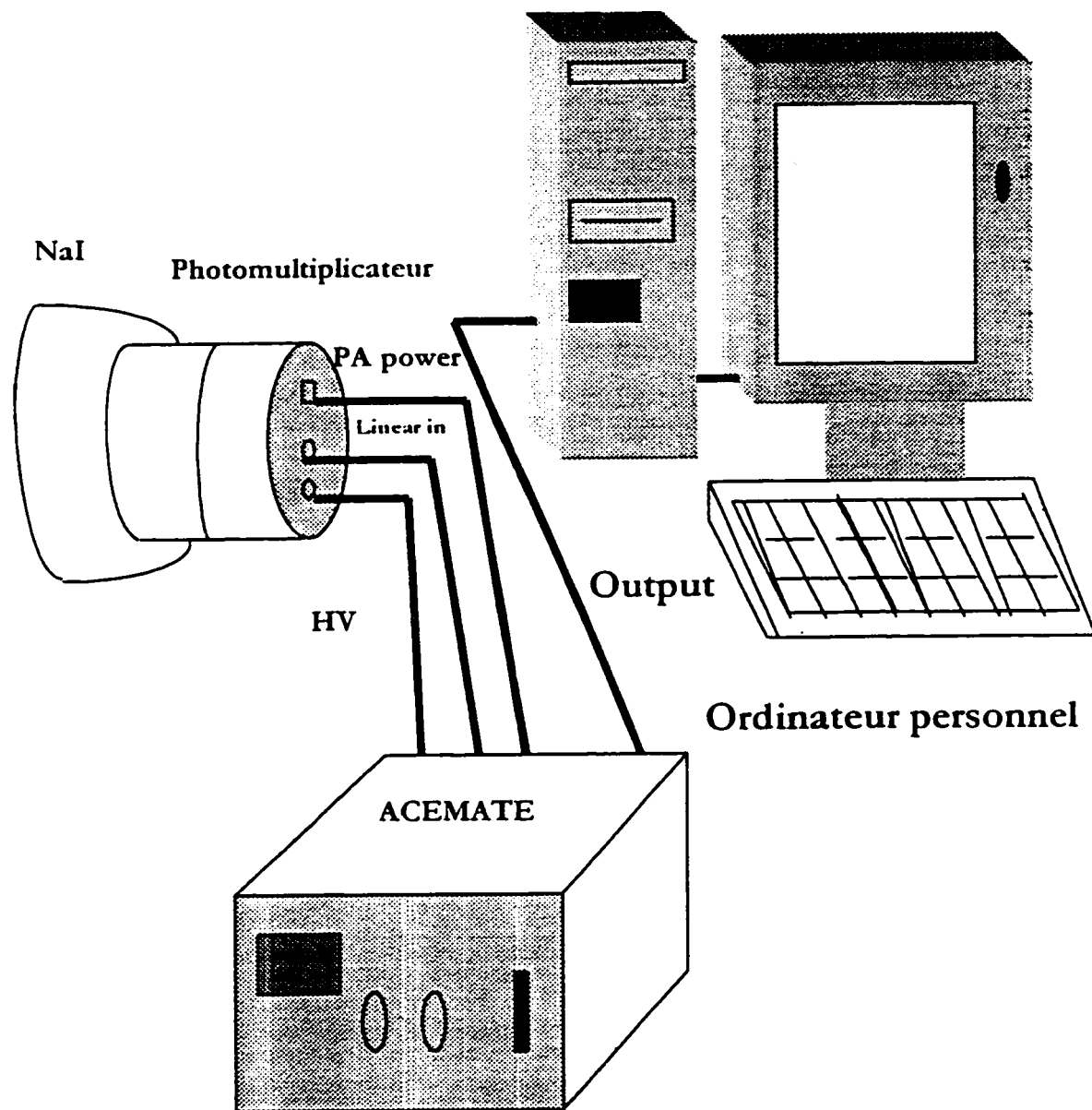


Figure 4.10 Système d'acquisition de données.

4.1.4 Table tournante

La table tournante est une partie essentielle du montage car c'est grâce à elle qu'on peut balayer la surface à étudier et ainsi obtenir le nombre de projections nécessaires à la reconstruction d'images. La table tournante est le facteur qui limite (ou qui devrait limiter) la résolution temporelle d'un tomographe. En ce qui concerne les objectifs fixés, la résolution temporelle n'a pas un très grand rôle à jouer puisque le type d'écoulement qui fera l'objet des études futures ne dépend pas ou presque pas du facteur temps. Cependant, on exige que la table tournante ait une très grande précision angulaire et une capacité de soutenir et faire tourner un poids relativement élevé. Il fut donc important de se procurer une table robuste, précise et capable d'accommoder des études faites sur des colonnes ayant des diamètres plus gros que 25 cm. Pour cela, on a fait l'acquisition du modèle RTN 350 de NEWPORT-KLINGER. Le trou central de ce modèle fait 280 mm de diamètre, répondant ainsi aux exigences qu'une colonne de 250 mm puisse être étudiée. D'autre part, elle est capable de soutenir des fardeaux allant jusqu'à 420 Kg et une inertie de $463 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2$, ce qui est important étant donné le poids des collimateurs en plomb. La table est extrêmement précise avec sa résolution angulaire de 0.001° et très rapide avec son moteur DC, même si cela n'était pas une des conditions primordiales pour le montage.

4.1.5 Mur de plomb et taux d'exposition autour du montage

Quatre murs de plomb entourent le scanner de manière à limiter le taux d'exposition à la radiation de l'utilisateur. Les murs consistent en deux rangées de briques de plomb de 5 cm d'épaisseur. Chaque mur fait 135 cm de long et 20 cm de haut. Cette épaisseur de plomb atténue 10 000 fois la radiation et procure donc une bonne protection. Des mesures de

taux d'exposition ont été faites à différents endroits autour du montage et la figure 4.11 donne un aperçu des résultats. Les croix indiquent les endroits où on a fait ces mesures. On remarque que lorsqu'on se tient près de la paroi extérieure, la dose absorbée est inférieure à 0.1 mRem/h, valeur qui est acceptée par les normes en vigueur à l'École Polytechnique. On a aussi cru bon de prendre des mesures en dessous du montage étant donné que la base du montage n'est pas en plomb et n'offre pas une aussi bonne protection. Étonnement, les lectures tournent autour de 0.09 mRem/h. Finalement, on a pris une mesure près du coffre où l'on garde la source lorsque les expériences sont terminées et les lectures ont révélé qu'à 1 m de distance, le taux d'exposition se situe autour de 0.1 mRem/h.

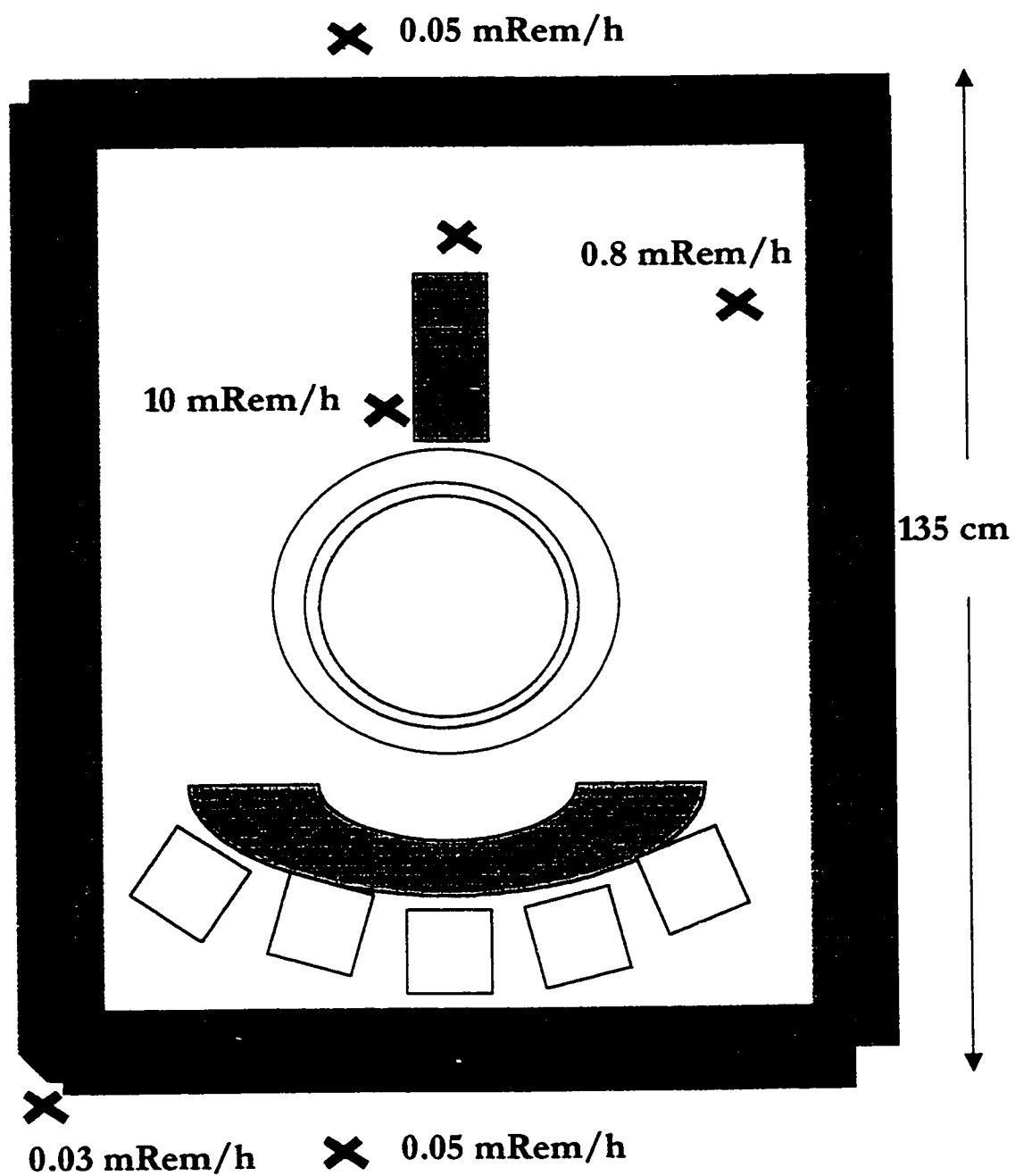


Figure 4.11 Taux d'exposition autour du montage.

4.2 Tests préliminaires

Les premières mesures avaient comme but principal de comparer les résultats obtenus avec la calibration de quatre détecteurs pour différentes distances avec ceux prédits par les relations paramétriques. Le tableau 4.2 montre le résultat de ces calibrations à différentes distances et on voit que les prédictions théoriques sont correctes. Ensuite, on a pu effectuer quelques tests préliminaires afin d'obtenir une idée sommaire de l'atténuation des rayons sur une ligne donnée et de tester l'intensité de la source radioactive de césium-137 pour ensuite vérifier les prédictions de l'étude paramétrique.

TABLEAU 4.2

Calibration de 4 détecteurs à différentes distances

MILIEU	DISTANCE (cm)	DÉTECTEUR 1 photons/s	DÉTECTEUR 2 photons/s	DÉTECTEUR 3 photons/s	DÉTECTEUR 4 photons/s	Valeur prédite photons/s
Vide	25.5	25 100	24 972	25 642	25 135	25 605
Vide	30.0	17 500	17 500	17 500	17 000	18 500
Colonne vide	25.5	22 229	22 138	21 967	22 345	22 174

4.3 Expériences tomographiques en 2D

On entend par « expériences tomographiques » les expériences qui ont été effectuées à l'aide de la table tournante. L'objectif visé par ces premiers tests tomographiques était de modifier le densitomètre pour arriver à un scanner de 3^e génération et d'obtenir les premières projections en tournant autour d'une colonne en plexiglass. Avec ces projections

on pouvait alors tirer leurs sinogrammes pour évaluer l'influence de certains matériaux sur le rayonnement transmis et aussi obtenir de l'information précieuse sur la qualité du montage expérimental. La première constatation a été que le temps d'acquisition et le traitement des analyses était beaucoup trop long et qu'il faudrait trouver un moyen pour raccourcir cette partie de l'expérience.

4.3.1 Expériences avec quatre détecteurs

Les premières expériences tomographiques ont été faites avec 4 détecteurs. La première expérience avait pour but de tester l'atténuation de la colonne et la géométrie de notre scanner avec une distance source-détecteur égale à 25.5 cm, i.e. celle utilisée pour la calibration (voir Tableau 4.2). La figure 4.12 montre les transmissions des rayons à travers le plexiglass en fonction de la position autour de la colonne. On remarque que les détecteurs des extrémités sont beaucoup plus atténués que ceux du centre. On s'est aperçu que les rayons des extrémités ne passaient que par le plexiglass causant ainsi une plus grande atténuation des faisceaux. Il a donc fallu augmenter la distance entre la source et les détecteurs pour les expériences suivantes de façon à ce que les rayons des détecteurs des extrémités passent par l'intérieur de la colonne. Les expériences suivantes ont été effectuées avec une bouteille de plastique (de 7 cm de diamètre) placée au centre de la colonne. Ceci avait pour but de tester la capacité du système à discerner différentes phases. Par exemple, la première expérience qui a été menée a été faite avec la colonne vide et la bouteille remplie d'eau de manière à créer un milieu gaz-liquide. Les premiers résultats, c'est-à-dire les premières images obtenues avec le programme de rétroprojection filtrée, montrent un cercle

vide au centre de la colonne (voir figure 4.13 b) alors qu'on s'attendait à voir la bouteille vide placée au centre de la colonne

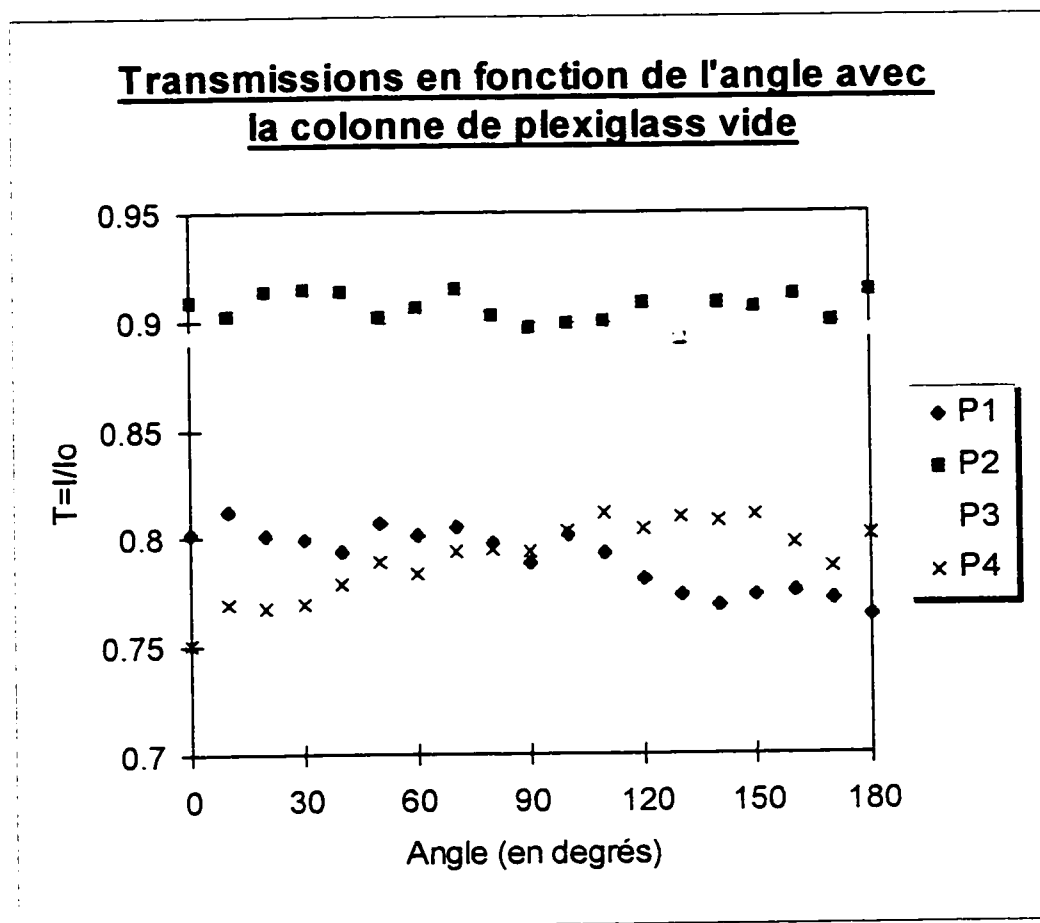
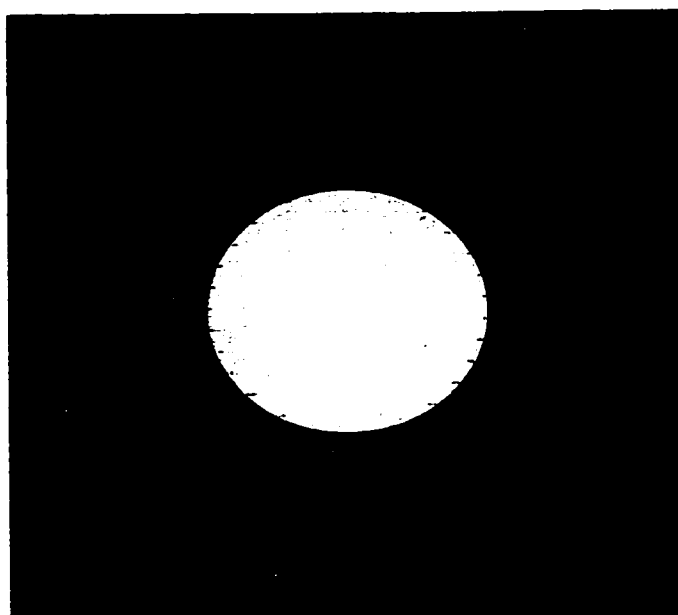
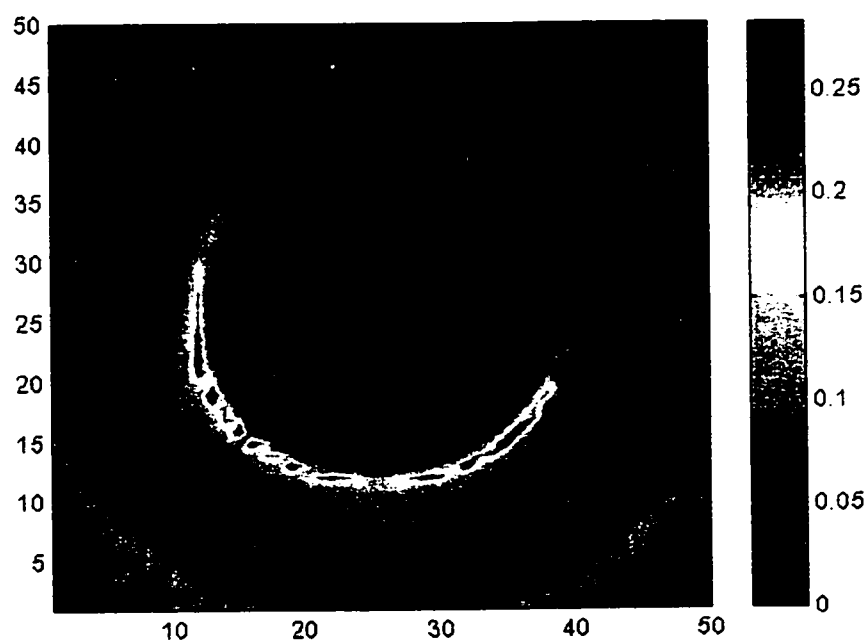


Figure 4.12 Transmissions en fonction de l'angle.

(voir figure 4.13 a). On explique ce cercle vide de données par l'absence d'un détecteur central. Il n'y avait pas donc aucun rayon qui définissait cette région. On arrive donc comme conclusion qu'il faut utiliser un nombre impair de détecteurs, particulièrement lorsqu'on a peu de détecteurs.



a)



b)

Figure 4.13 Image de l'expérience avec 4 détecteurs. a) Bouteille d'eau au centre de la colonne. b) Image reconstruite avec FBP avec 4 détecteurs. Les couleurs vives indiquent les régions plus denses.

4.3.2 Expériences avec trois détecteurs

Sachant qu'il fallait un nombre impair de détecteurs, les expériences suivantes ont été faites avec trois détecteurs, dont un au centre. Les images qui en découlent montrent très clairement un sous-échantillonnage, ce qu'on appelle communément « l'under-sampling ». La figure 4.14 illustre l'image reconstruite de la colonne vide. La méthode utilisée pour la reconstruction fut la FBP puisque le programme ART n'avait pas encore été développé. Plus tard, on s'est rendu compte que ART ne donnait guère un meilleur résultat. De cette figure, on voit cependant qu'on a remédié à la lacune des expériences avec quatre détecteurs, soit le manque d'information au centre de l'image.

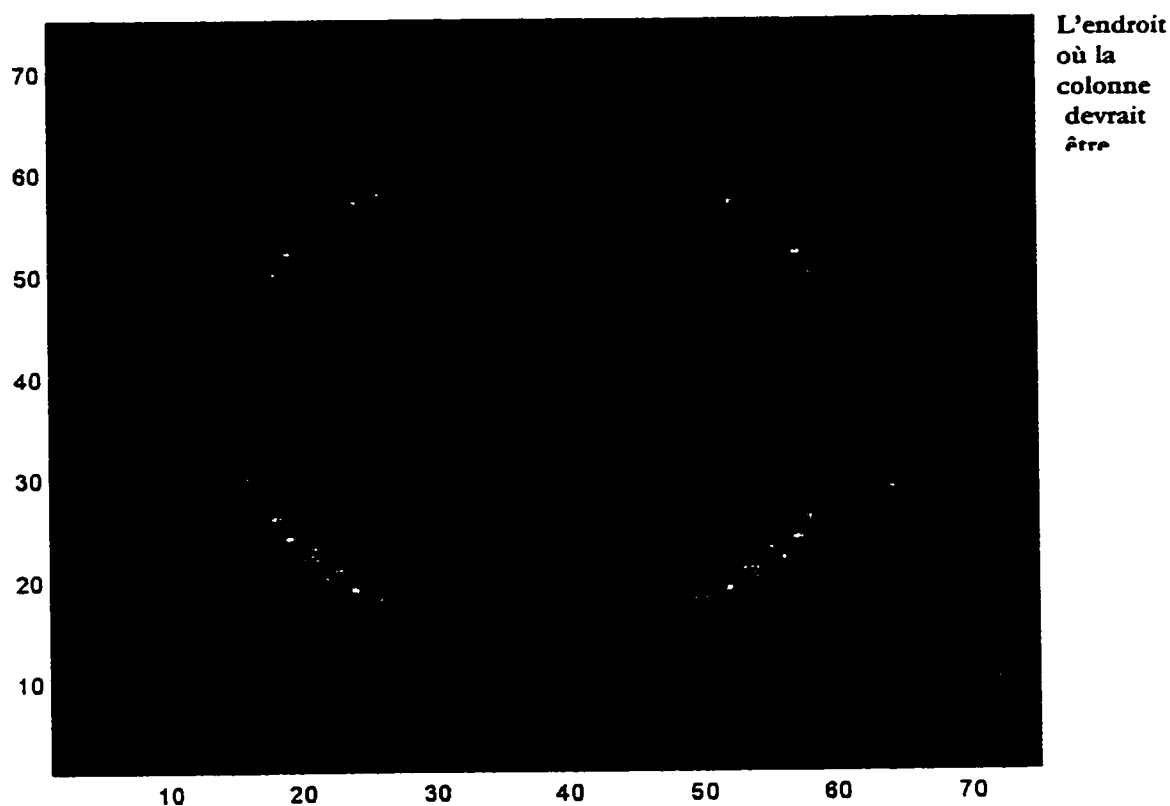
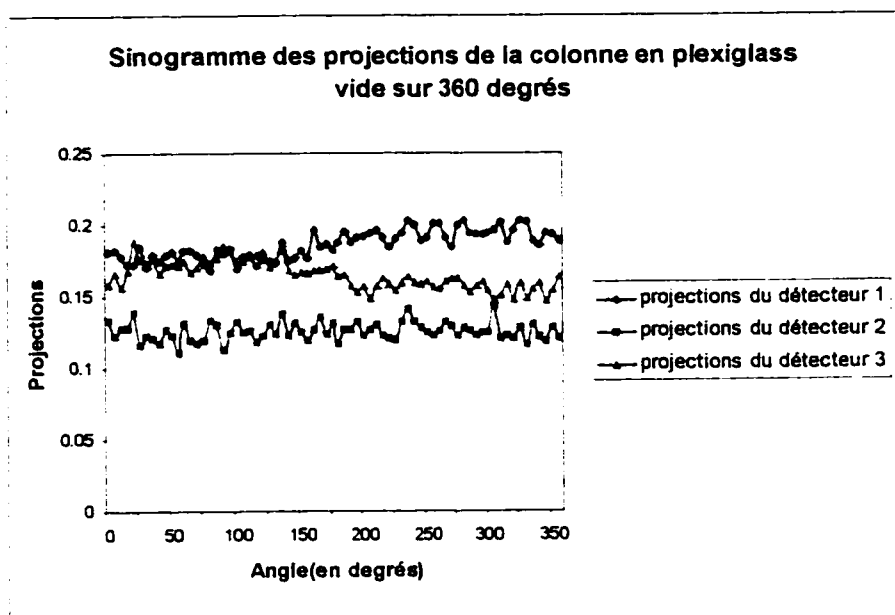
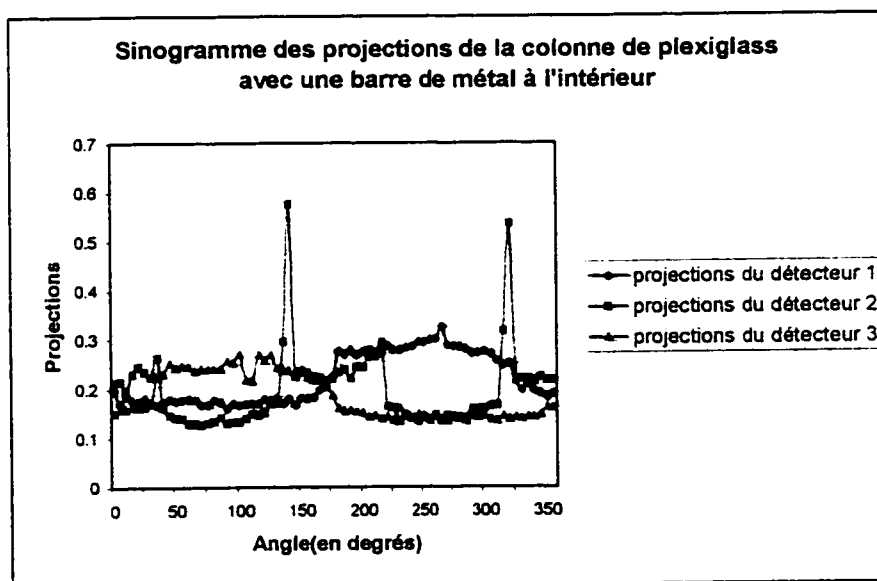


Figure 4.14 Image de la colonne reconstruite à partir de FBP avec 3 détecteurs.

Les figures 4.15a,b,c,d montrent les sinogrammes des projections à travers différents milieux. On s'aperçoit tout d'abord que sans avoir reconstruit les images on peut avoir une idée du taux d'atténuation présent à l'intérieur de la colonne. La figure 4.15a montre les projections à travers la colonne de plexiglass vide. Les projections des trois détecteurs restent constantes, ce qui est normal puisque la colonne est complètement symétrique. On remarque toutefois que les deux détecteurs des extrémités ont des projections plus élevées que celui du centre. On explique ceci par le fait que ces derniers sont un peu plus atténués par le plexiglass que celui du centre, étant donné leur parcours oblique. La figure 4.15b montre clairement que le détecteur no. 2 est beaucoup plus affecté par une barre de métal (placée à l'intérieur de la colonne) que les deux autres. De prime à bord, on peut faire l'hypothèse que celle-ci se situe dans la région centrale du réacteur. De cette même figure, on peut assumer que les deux détecteurs des extrémités ne croisent pas la barre de métal puisque leurs projections demeurent relativement constantes. Si on compare les troisième et quatrième figures, on constate que dans le premier cas, les rayons des détecteurs sont beaucoup affectés par la bouteille d'eau (placée à l'intérieur) alors que dans le second cas, le sable a l'effet d'atténuer ces variations.



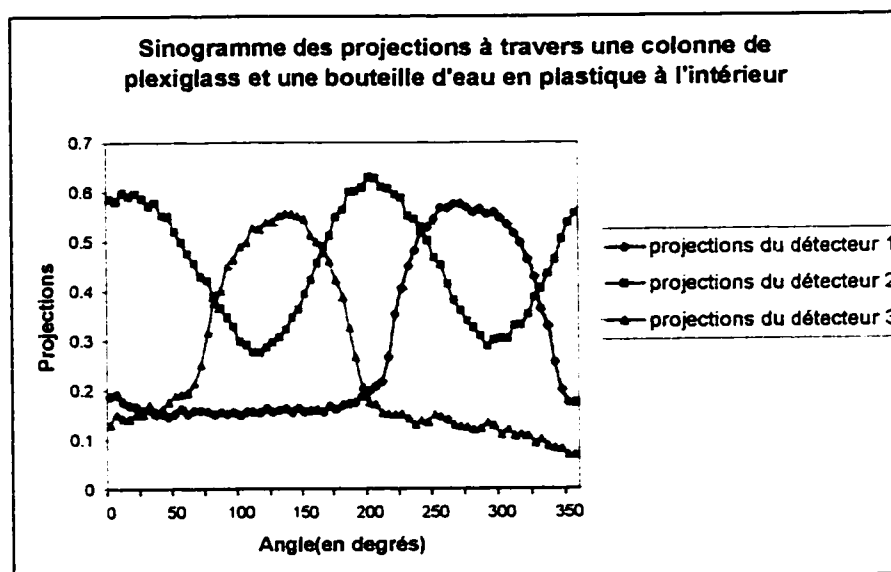
a)



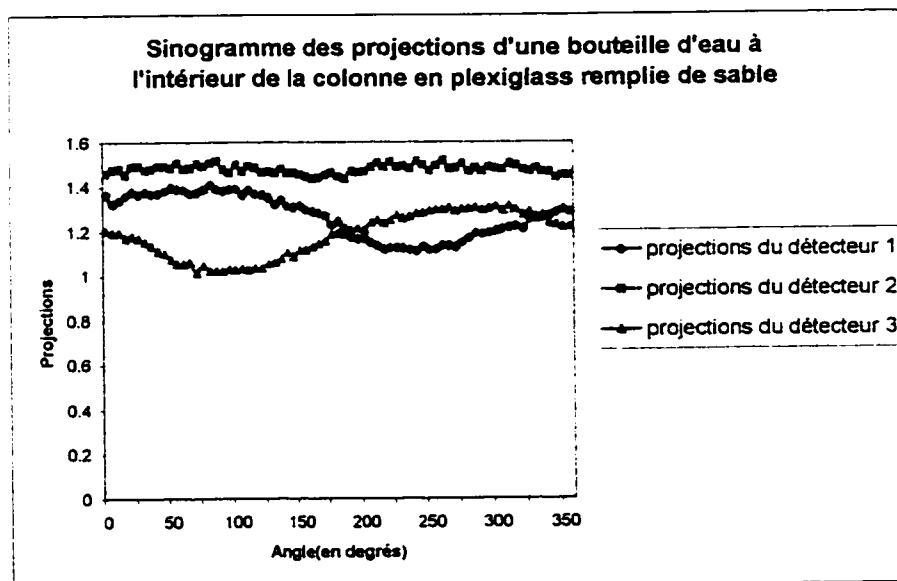
b)

Figure 4.15 Sinogrammes des projections: a) colonne vide, b) barre de métal à l'intérieur, c) bouteille d'eau à l'intérieur et colonne remplie de sable et d) bouteille d'eau à l'intérieur et colonne vide.

Figure 4.15 (suite)



c)



d)

Visiblement, trois détecteurs ne suffisent pas à obtenir une image précise et c'est pourquoi on a fait usiner un plateau en acier capable de contenir précisément cinq détecteurs avec leurs collimateurs correspondants. Par la même occasion on a fait usiner un collimateur pour la source. Le tout était dès lors beaucoup plus précis, robuste et sécuritaire.

4.3.3 Expériences avec 5 détecteurs

Les expériences qui suivent ont été faites avec les nouveaux collimateurs et le nouveau plateau avec la géométrie décrite dans l'étude paramétrique. Comme les expériences des sections précédentes prenaient beaucoup de temps et n'étaient guère pratiques, on a développé un programme en langage PASCAL (voir Annexe D) synchronisant le mouvement de la table tournante avec l'acquisition de données. Typiquement, pour ces expériences, le temps d'acquisition de données durait 8 secondes par incrément angulaire. Par contre, la période d'échantillonnage était la même que pour les autres expériences, soit 10 mesures/s par détecteur et par incrément angulaire. Des différentes images qui suivent, on peut juger de l'effet de la méthode utilisée, de l'interpolation des rayons et de l'effet du traitement d'images. Les images ont toutes été reconstruites avec SNARK93 car il est très rapide et permet l'utilisation de différentes méthodes de reconstruction d'image.

La première série d'expériences a été effectuée avec une barre métallique vide de 2 cm x 2 cm x 20 cm placée sur le bord de la paroi de la colonne (voir figure 4.16). Le but de cette expérience était de voir si l'image reconstruite allait montrer une région plus dense où se situe réellement la barre métallique. Les figures 4.17a,b montrent deux images

reconstruites de cette expérience. La première est reconstituée avec MART et l'autre avec ART de SNARK93. La première image montre une région un peu plus dense alors que sur la deuxième, on voit deux arcs de cercle de couleur rougeâtre qui témoignent peut-être de la présence de la barre de métal. Il ne faut pas oublier que la résolution spatiale du système est de 3 cm, ce qui restreint le détail dans l'image mais on s'aperçoit tout de même qu'on arrive à distinguer la présence d'une région plus dense là où la barre est supposée être. La figure 4.18a montre la reconstruction de l'image de la barre métallique avec une interpolation des rayons, passant ainsi de 5 rayons à 17 rayons. Une interpolation des rayons a été tentée car dans l'article de Kouris et al. [18], on montre l'effet bénéfique sur l'image d'une simple interpolation linéaire des rayons sur un système sous-échantillonné. Ceci permet de passer de cinq rayons à une approximation de 17 (dans ce cas) ou plus par vue. Cette technique peut s'avérer avantageuse dans le cas présent puisqu'on peut supposer que l'application de cette technique est d'autant plus intéressante lorsqu'une région relativement grande et continue se trouve dans la colonne. En effet, la différence entre les coefficients d'atténuation de pixels adjacents est alors négligeable, ce qui permet, en interpolant, de faire une bonne supposition en y mettant les mêmes valeurs. Ensuite, la figure 4.18b est la même image que la figure précédente à l'exception qu'on a remplacé les valeurs négatives de la matrice par des zéros. C'est ce qu'on appelle le *remplissage par zéros*. On réalise que la région d'intérêt (les deux arcs de cercle rouges) est plus nette.

Les figures 4.19a,b,c illustrent l'effet du traitement de l'image. Les reconstructions ont été exécutées avec une autre version de ART, de SNARK93. C'est SMOOTHING ART où on lisse l'image à chaque itération. Dans la première figure, on voit l'image telle qu'elle apparaît

après l'exécution du programme. Dans la seconde, on fait du remplissage par zéros et enfin dans la troisième on enlève les valeurs avec des coefficients d'atténuation négligeables. Ce que cette figure indique est qu'il y a un objet plus massif au bord de la colonne, possiblement avec une région moins dense en son centre. Or, la barre métallique utilisée lors de cette expérience était vide en son centre, ce qui semble concorder avec l'image. Si on compare les images obtenues avec l'interpolation avec celles où une interpolation n'a pas été effectuée, on voit que l'objet est plus distinct dans l'image où il y a eu interpolation.

On a effectué une interpolation des rayons et tenté de voir si MART donnait un aussi bon résultat qu'ART. La figure 4.20 montre l'image obtenue. On y voit quatre petits cercles rouges (plus denses) et on pourrait se demander si ces points ne représentent pas les quatre sommets de la barre métallique puisque leur position coïncide avec la position réelle des sommets de la barre.

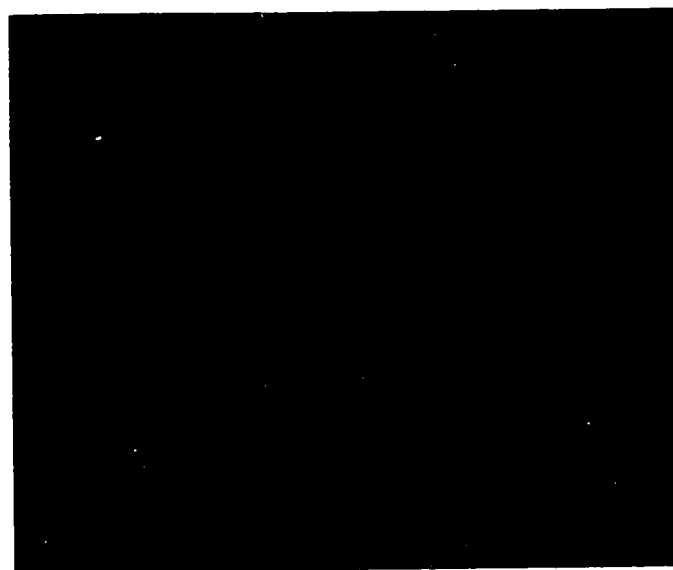
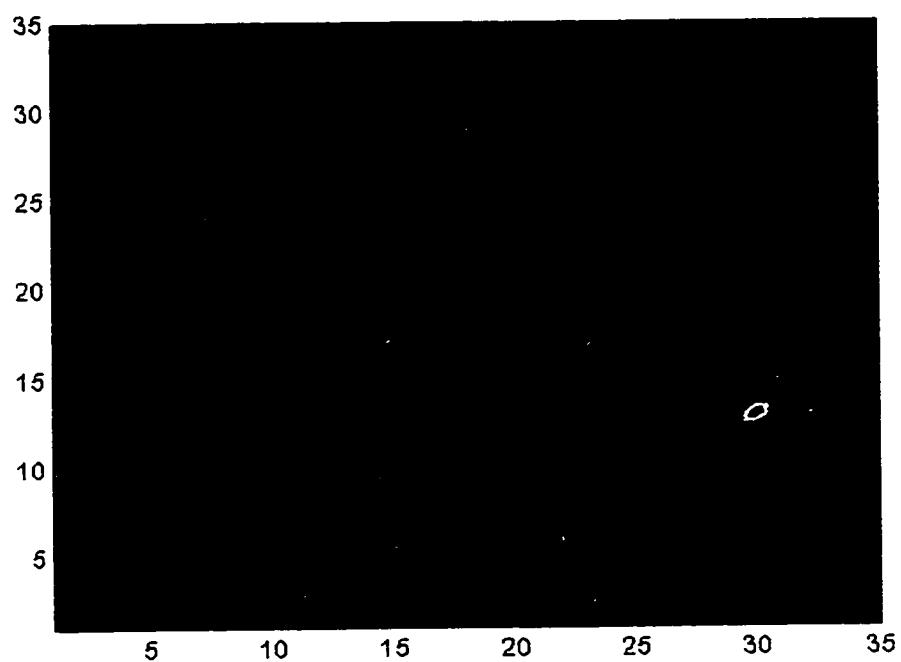
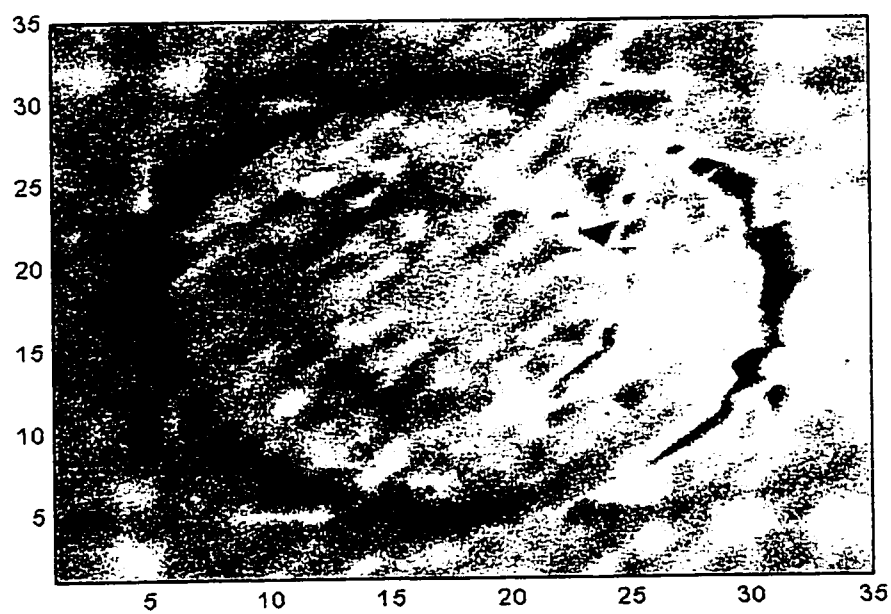


Figure 4.16 Image « attendue » de l'expérience avec la barre métallique.

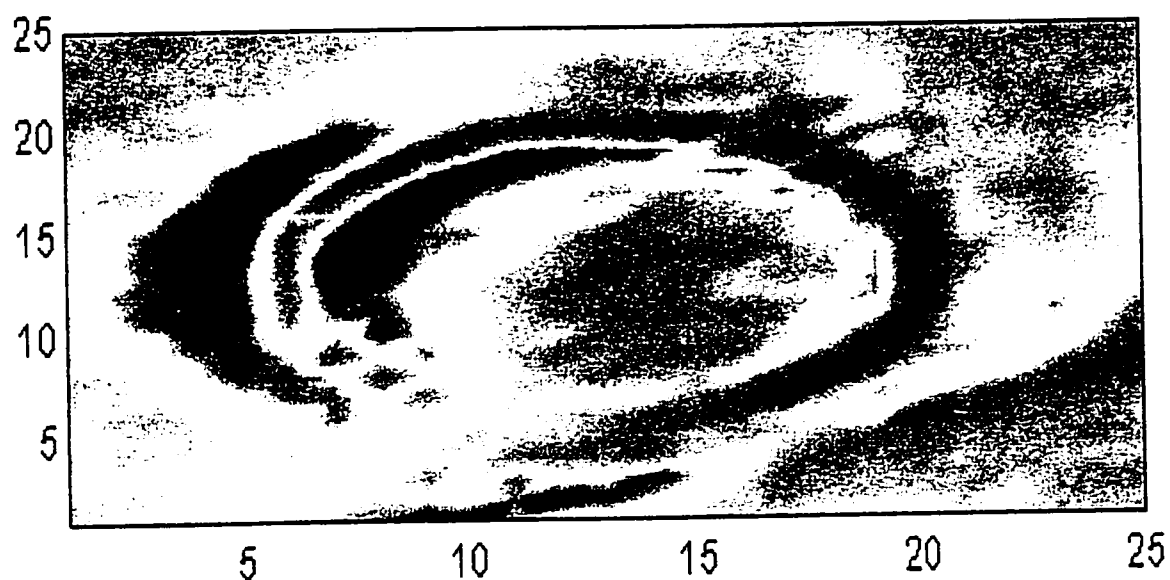


a)

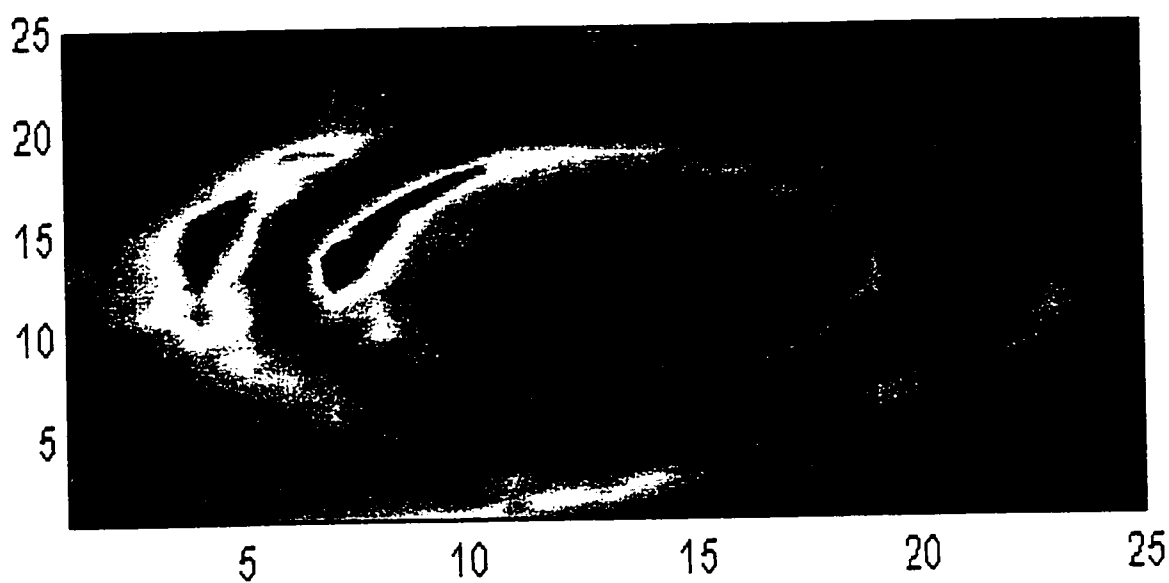


b)

Figure 4.17 Reconstructions de la barre métallique:
a) à l'aide de MART et b) avec ART.



a)



b)

Figure 4.18 Barre de métal près de la colonne reconstruite avec les rayons interpolés:
a) avec ART normal et b) avec le « remplissage par zéros » d'ART.

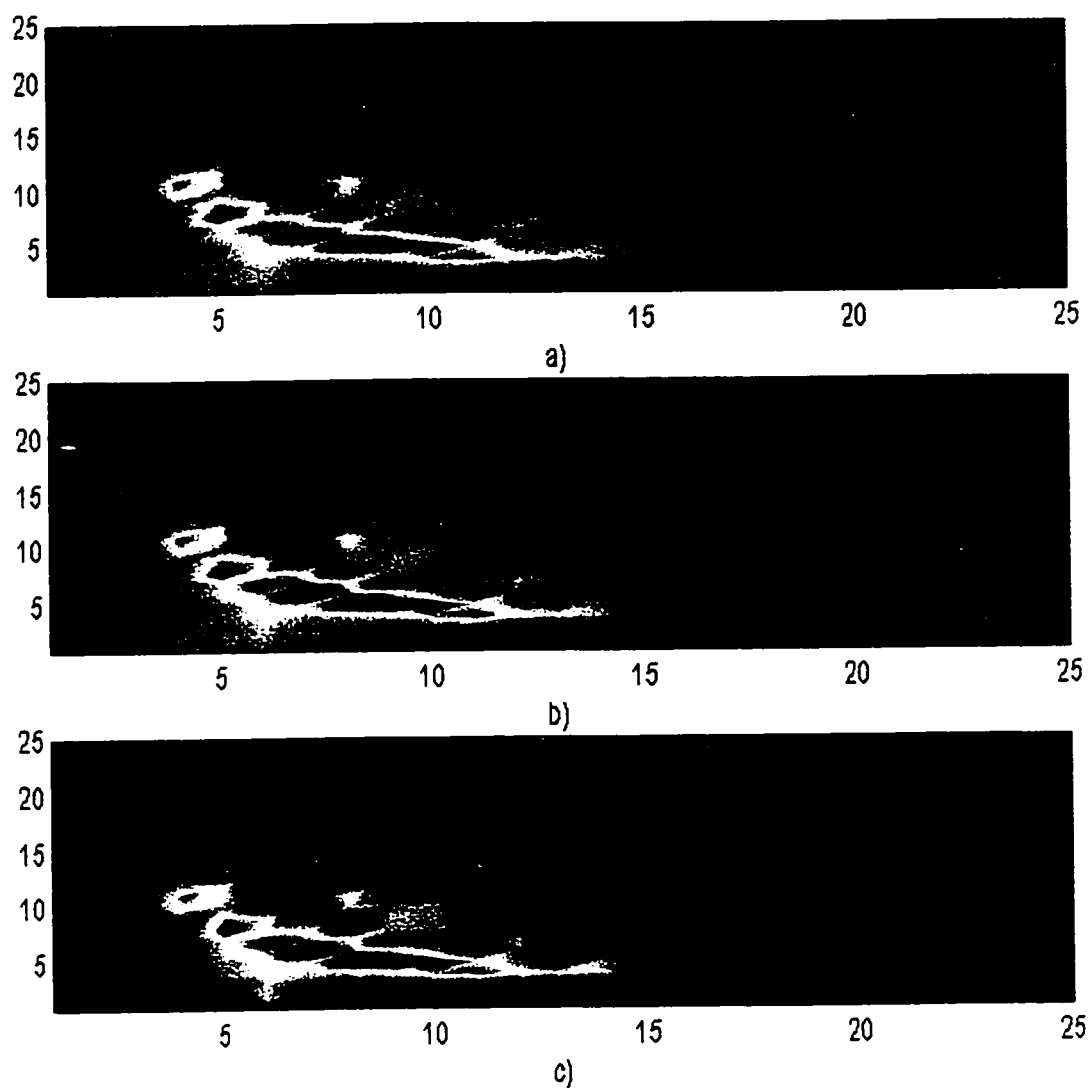


Figure 4.19 Images de la barre de métal près de la colonne reconstruites à partir de rayons interpolés avec SMOOTH ART de SNARK93: a) sans « remplissage par zéros », b) avec « remplissage par zéros » et c) en éliminant les valeurs des coefficients trop petits.

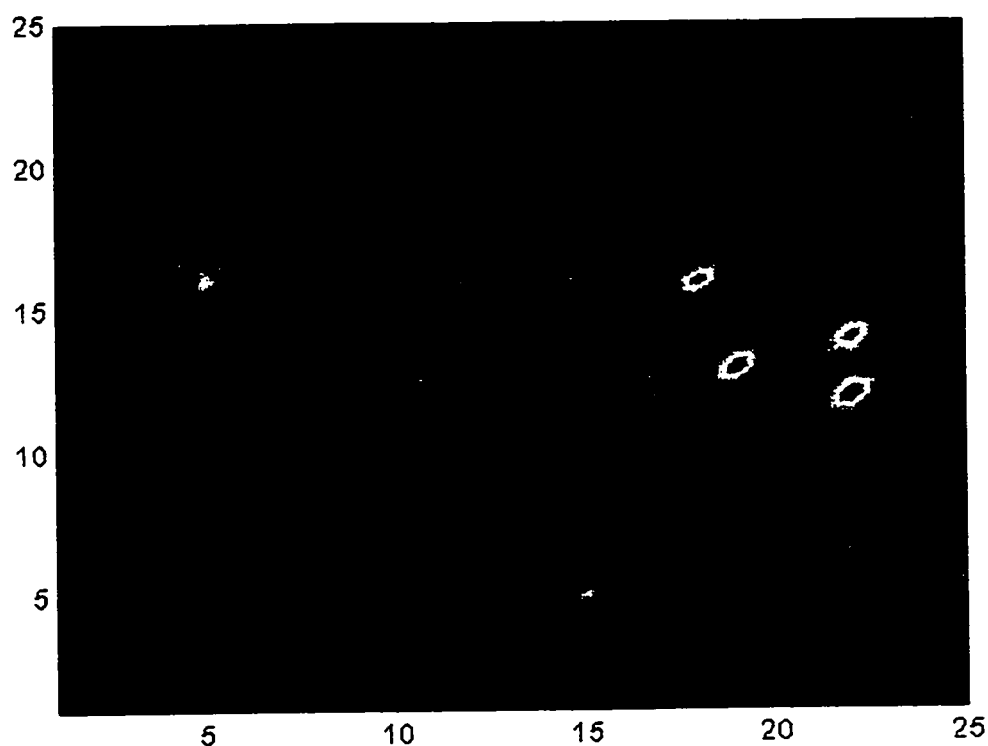


Figure 4.20 Image de la barre métallique reconstruite à partir des rayons interpolés avec MART.

Les prochaines expériences ont été réalisées avec un morceau de plomb à l'intérieur de la colonne, touchant à la paroi. Le morceau de plomb consistait en un assemblage de trois petites briques de plomb de 1 cm d'épaisseur chacune. La largeur de l'assemblage était de 3 cm, la valeur exacte de la résolution spatiale du scanner. Ceci avait donc pour but de tester la résolution spatiale de notre montage. On a choisi le plomb pour avoir un excellent contraste pour ainsi se concentrer uniquement sur l'étude de la résolution spatiale.

La figure 4.21 montre l'image « attendue » du morceau de plomb dans la colonne. La figure 4.22a donne la première image reconstruite du bloc de plomb. Pour cette reconstruction, on a utilisé MART et aucune interpolation. On peut vérifier la taille de cet objet car chaque pixel correspond à 0.7 cm. L'objet fait grossièrement 6 pixels de large, ce qui correspond à 4.2 cm. Cette valeur est du même ordre de grandeur que la valeur réelle. La figure 4.22b ne donne cependant pas un aussi bon résultat. Son image a été reconstituée à l'aide d'ART et on ne voit qu'une languette plus dense, pas un bloc comme dans la figure précédente.

La figure 4.23 illustre les images du bloc de plomb reconstruites par différentes méthodes de MART avec les rayons interpolés. On remarque que l'objet dans ces deux images est divisé en trois parties denses alors que le bloc de plomb est lui-même composé de trois plus petits blocs.

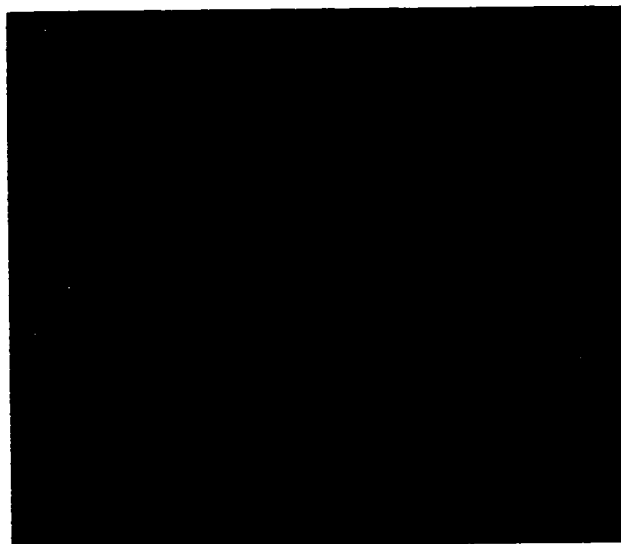
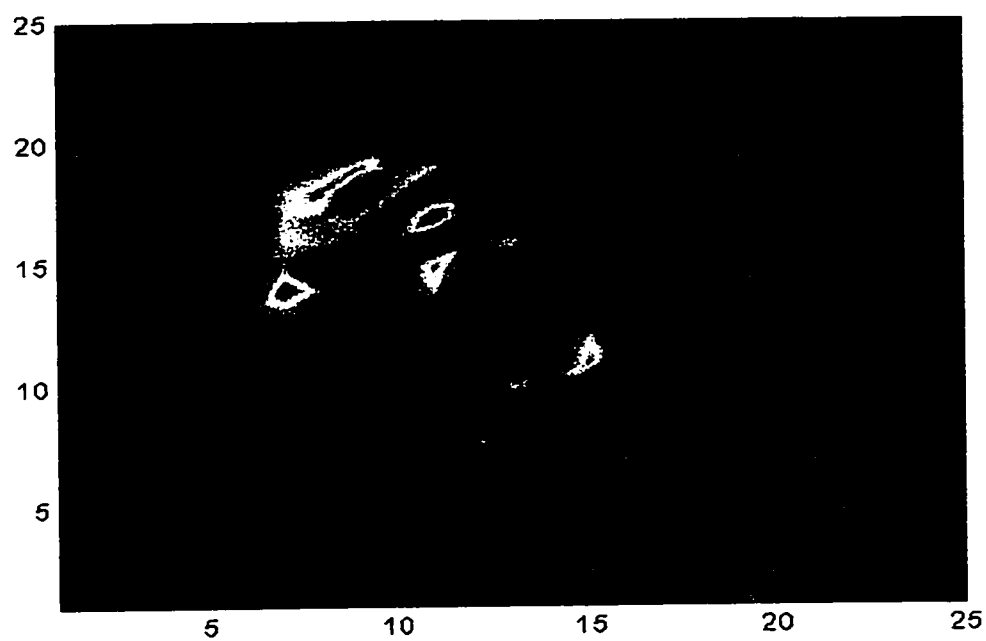
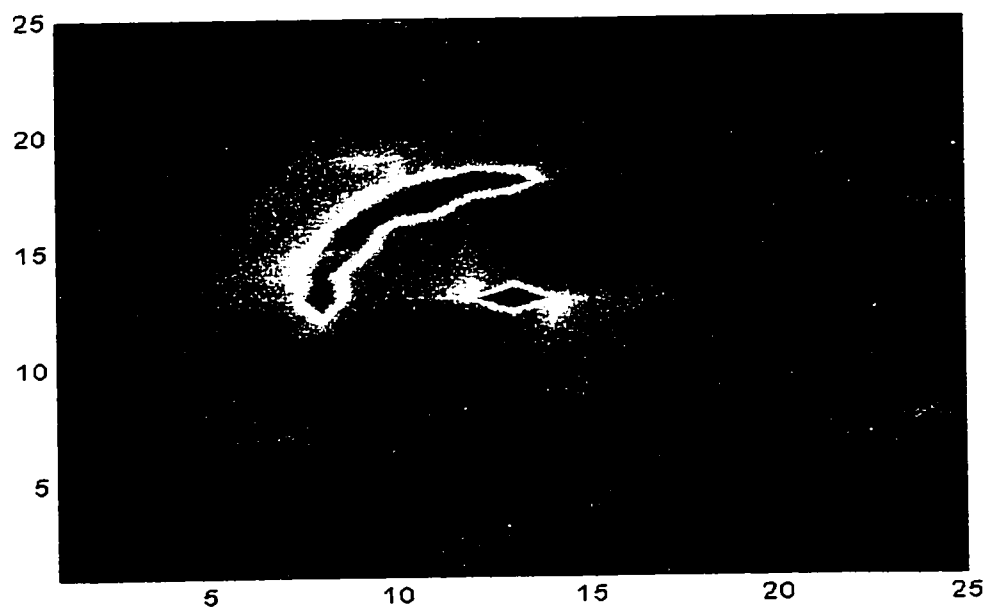


Figure 4.21 Image « attendue » du plomb sur le bord de la colonne.

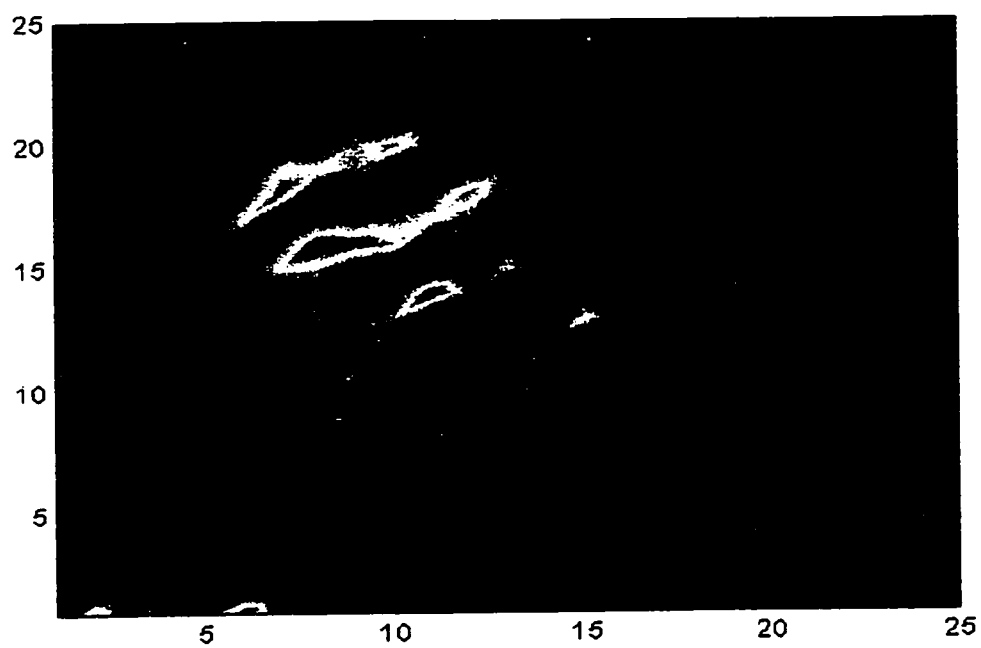


a)

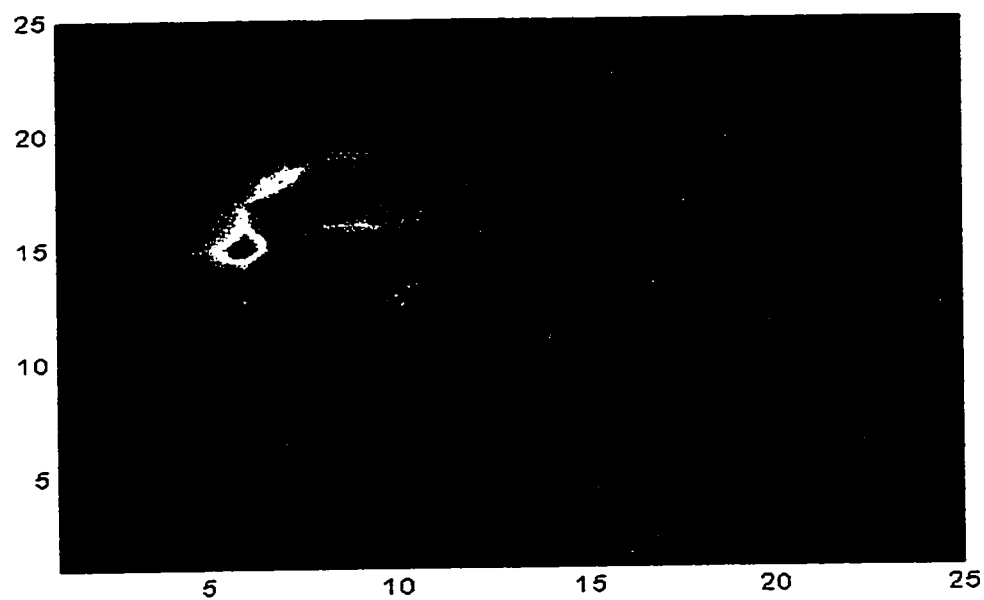


b)

Figure 4.22 Images reconstruites du morceau de plomb sur le bord de la colonne: a) avec MART et b) avec ART.



a)



b)

Figure 4.23 Image du morceau de plomb sur le bord de la colonne reconstruite à partir des rayons interpolés: a) avec la méthode LENT de MART et b) avec GBH de MART.

4.4 Sources d'erreur en TTy

Plusieurs sources d'erreur peuvent nuire à la qualité de l'image reconstruite. Ces erreurs proviennent des expériences et du processus de reconstruction d'image. Plusieurs auteurs traitent de ces erreurs (Brooks et Di Chiro [3, 4], Kak et Rosenfeld [16], etc.). On ne dressera donc qu'un bref aperçu de ces erreurs :

- L'incertitude du taux de comptage : On a vérifié cette incertitude et on n'observe que très peu de fluctuation. Cette fluctuation est généralement de l'ordre de 1%.
- La dérive du système de pilotage des détecteurs : Le fabricant assure dans le manuel d'utilisation qu'il n'y en a pas ou qu'elle est négligeable.
- Les effets de diffusion Compton : Bien que ces effets puissent intervenir dans le taux de comptage, la calibration des détecteurs (voir Annexe F) ainsi que le discriminateur incorporé à notre système d'acquisition de données éliminent cet effet. La grosseur et la forme de l'orifice des collimateurs jouent beaucoup dans ce type d'erreur et la géométrie cylindrique de l'orifice fait en sorte qu'on peut négliger ces effets.
- Les effets de durcissement des faisceaux : Ces effets sont attribuables au fait que la radiation émise par une source radioactive peut être polychromatique. Ceci veut dire que les photons ont des énergies différentes. Or, comme les photons à plus basses énergies sont atténués plus rapidement que ceux avec des énergies plus grandes, le

spectre énergétique ayant traversé la colonne sera différent du spectre entrant dans celle-ci. Ceci fait en sorte que l'objet ou le milieu étudié paraît moins dense qu'il ne l'est en réalité. Cet effet est appelé « beam hardening effect » en anglais et il est plus particulièrement important lorsque le milieu étudié possède plusieurs coefficients d'atténuation différents et lorsque le spectre de la source est large. La source radioactive de Cs-137 utilisée pour les expériences est mono-énergétique et possède un spectre très étroit avec son pic d'énergie à 662 KeV. De plus, avec les écoulements qui seront étudiés, les coefficients d'atténuation ne varieront pas beaucoup et donc on pourra négliger cet effet.

- Les erreurs sur la précision du montage expérimental : L'erreur sur la précision de la distance source-détecteurs, l'erreur sur la précision des incréments angulaires de la table tournante, l'erreur sur la position exacte de la colonne et l'erreur sur le diamètre exact de l'orifice des collimateurs sont toutes des erreurs qui pourraient nuire à la précision des projections obtenues. Toutefois, chaque composante du montage a été choisie pour que sa précision puisse faire en sorte qu'on pourra négliger ces erreurs.
- Les erreurs dans la reconstruction d'image : Une insuffisance du nombre de données acquises introduit de fortes distorsions dans l'image reconstruites. Ces distorsions sont appelées les artefacts d'aliasing. Les effets d'artefacts d'aliasing sont causés soit par un sous-échantillonnage ou soit par un manque de données. Dans le premier cas, c'est que la condition de Shannon, c'est-à-dire $W \geq 1/2 \tau$ (où W est la fréquence de coupure),

n'est pas respectée. Or, plus le nombre de rayons N est petit, plus l'intervalle d'échantillonnage τ des projections dans une direction donnée devient important, ce qui amène à une période insuffisante et la condition de Shannon n'est pas respectée. Dans le deuxième cas, le manque de données est expliqué par un manque de vues autour de la colonne.

De toutes ces sources d'erreur, c'est le sous-échantillonnage qui limite le plus le système actuel. En effet, pour que la condition de Shannon soit respectée pour 5 détecteurs, il ne faudrait tenter des reconstructions que sur des images de 10×10 . Cette source d'erreur pourrait être contournée si un plus grand nombre de détecteurs était utilisé ou simulé par une seconde table tournante.

4.5 Discussion des résultats

Dans ce chapitre on en est arrivé à des conclusions fortes intéressantes. Tout d'abord, l'étude paramétrique a réussi à prédire le résultat de la calibration à quatre détecteurs. Ensuite, on a réalisé qu'il fallait utiliser un nombre impair de détecteurs (dont un au milieu) pour ne pas avoir un cercle vide de données au centre des images reconstruites. Des expériences avec quatre détecteurs on a aussi pu tirer que la distance source-détecteur doit être relativement grande (dans le cas où des détecteurs plus gros sont utilisés) de façon à ce que les rayons de tous les détecteurs passent par l'intérieur du réacteur et non seulement sur la paroi de la colonne. Les expériences menées avec trois détecteurs n'ont pas procuré d'images satisfaisantes car le système était nettement sous-échantillonné., c'est-à-dire trop

peu de détecteurs pour bien déterminer la région étudiée. Toutefois, on a vu que par les sinogrammes des projections, on peut obtenir de l'information pertinente sur l'intérieur du réacteur et sur la qualité de la géométrie du montage.

Les expériences réalisées avec cinq détecteurs ont permis l'obtention d'images plus convaincantes que les expériences précédentes et beaucoup plus rapidement grâce au programme en langage PASCAL qui automatise l'acquisition de données (voir Annexe D). On constate qu'on obtient de meilleures images lorsqu'un objet ou une région du réacteur est plus dense que le reste du milieu. C'est donc dire que le contraste à l'intérieur de la colonne est un facteur très important à considérer lorsqu'on voudra étudier les caractéristiques des réacteurs à lits fluidisés. Les méthodes ART et MART se sont révélées efficaces et pourront être utilisées dans l'étude des écoulements polyphasiques. La technique d'interpolation linéaire des rayons semble être une méthode de choix pour améliorer la qualité de l'image dans le cas où le nombre de rayons par vue est faible. De plus, le traitement de l'image (luminosité, contraste, RGB, remplissage par zéros, etc.) peut rendre un objet ou une région à l'intérieur du réacteur plus visible.

Du point de vue expérimental, on conclut que les caractéristiques de la source radioactive utilisée répondent aux conditions qui avaient été fixées: elle est relativement peu intense et donc sécuritaire mais assez intense pour obtenir un taux de comptage qui offre un excellent rapport signal-bruit. RSB, elle est assez énergétique pour que la transmission des photons à travers le milieu soit suffisamment grand pour pouvoir étudier une vaste gamme d'écoulements et pas trop énergétique de façon à ce que le contraste entre les différentes

phases puisse être distingué et finalement elle offre un rayonnement monochromatique qui élimine l'effet néfaste de durcissement du faisceau. Par ailleurs, les composantes du montage qui ont été acquises ou usinées à l'extérieur offrent une robustesse et une précision qui conviennent exactement aux besoins que l'on a actuellement et que l'on aura plus tard.

CHAPITRE 5

CONCLUSION

5.1 Importance du travail

Un tomographe de troisième génération a été conçu et réalisé. Ce scanner offre fiabilité, robustesse, précision et surtout flexibilité. En effet, le montage peut facilement être modifié en scanner de quatrième génération capable d'effectuer des mouvements verticaux permettant l'étude structurale non-intrusive des écoulements polyphasiques sur 3D. D'ailleurs, la nouvelle plate-forme capable d'effectuer de tels mouvements devrait être opérationnelle d'ici très bientôt. Il est versatile aussi car il permet l'étude sur des colonnes ayant des sections plus grandes (jusqu'à 25 cm), ce qui permettra à l'expérimentateur de procéder à une panoplie d'expériences. Le scanner a aussi été confectionné de manière à ce que des composantes soient facilement rajoutées.

Des codes de calcul ont été développés et des images de l'intérieur du réacteur chimique ont été obtenues. Les logiciels conçus par l'auteur lui ont permis de tirer d'importantes conclusions par rapport à la géométrie du montage initial et sur les différentes méthodes qui seraient le plus aptes à donner de bonnes images avec le problème de sous-échantillonnage du système. On s'est rendu compte que les méthodes itératives sont les méthodes à utiliser dans le cas présent (5 détecteurs) puisqu'ils permettent d'obtenir des images qui se rapprochent à la réalité contrairement aux méthodes analytiques qui ne fonctionnent pas du tout lorsqu'un faible nombre de détecteurs est utilisé. D'autre part, une interpolation

linéaire des rayons a été tenté pour essayer de limiter l'effet négatif du sous-échantillonnage. Cette méthode semble très prometteuse pour la bonne progression du projet.

5.2 Suggestions pour la poursuite de cette étude

Des améliorations peuvent être faites au point de vue des résolutions spatiale et temporelle et sur la qualité de l'image. Ceci pourrait être accompli de plusieurs façons. L'acquisition de nouveaux détecteurs serait une amélioration instantanée de ces paramètres mais nécessiterait le réusinage de certaines pièces du montage comme les collimateurs pour les détecteurs. Une autre suggestion réside dans l'obtention d'une seconde table tournante. Celle-ci permettrait d'utiliser la surface des détecteurs actuels pour multiplier le nombre de projections acquises à chaque vue. La deuxième table tournante procurerait un mouvement de rotation indépendant aux collimateurs des détecteurs leur offrant ainsi la possibilité de balayer la surface de chaque détecteur. On pourrait ainsi simuler un nombre 10 à 15 fois plus grand de détecteurs en prenant plusieurs projections par vue et par détecteur. L'auteur aimerait aussi suggérer la possibilité de former un système de tomographie couplé, c'est-à-dire la combinaison entre un système de tomographie par transmission de rayons gamma et un tomographe à impédance ou capacitance électrique. Ce système permettrait l'acquisition de mesures dynamiques et structurales au sein du même montage. D'ailleurs, un projet de fin d'études a été réalisé sur le sujet. L'auteur aimerait aussi suggérer la modification du système actuel pour en faire un tomographe dual, c'est-à-dire un tomographe utilisant deux sources d'énergies différentes. Cette perspective serait très intéressante dans l'étude d'écoulements triphasiques puisque la source d'énergie moindre permettrait de mieux distinguer la différence entre les phases liquide-solide, ses rayons étant plus atténués et donc

offrant un meilleur contraste. Des améliorations pourraient aussi être faites sur le plan théorique en incluant les « blobs » comme méthode non-conventionnelle de former un maillage, méthode développée à l'Université de Pennsylvanie. Ces blobs remplacent les voxels (pixels en 3D) et devraient sérieusement être envisagés dans les reconstructions tridimensionnelles. Finalement, une grosse partie du travail futur demeure le couplage entre les deux techniques développées ici à l'École Polytechnique, soit le Traçage d'une Particule Radioactive et la Tomographie à Transmission de rayons γ .

RÉFÉRENCES

- [1] BRACEWELL, R.N. (1956). Strip integration in radioastronomy. Aust. J. Phys., 2, 198-217.
- [2] BRACEWELL, R.N. et RIDDLE, A.C. (1967). Inversion of fan-beam scans in radioastronomy. Astrophys. J., 150, 427-434.
- [3] BROOKS, R.A. et DI CHIRO, G. (1975). Theory of Image reconstruction in Computed Tomography. Radiology, 117, 561-572.
- [4] BROOKS, R.A. et DI CHIRO, G. (1976). Principles of Computer Assisted Tomography (CAT) in Radiographic and Radioisotopic Imaging, Phys. Med. Biol., Vol 21, No 5, 689-732.
- [5] CHAOUKI, J., LARACHI, F. et DUDUKOVIC, M.P. (1997). Non-invasive Monitoring of Multiphase Flows. Elsevier, Amsterdam.
- [6] COCHRAN, W.T., COOLEY, J.W., FAVIN, D.L., HELMS, H.D., KAENEL, R.A., LANG, W. W., MALING, G.C., NELSON, D.E., RADER, C.M. et WELCH, P.D. (1967). What is the Fast Fourier Transform? IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics, Vol. AU-15, No.2, 45-53.
- [7] DE VUONO, A.C. (1979). Design of a computerized tomographical (CT) scanner applied to two-phase fluid studies for nuclear reactor safety analysis. A M.Sc. Thesis. Ohio State University, United States.
- [8] DE VUONO, A.C., SCHLOSSER, P.A., KULACKI, F.A. et MUNSHI, P. (1980). Design of an Isotopic CT scanner for two phase flow measurements. IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. NS-27, No. 1, 814-820.

- [9] FURUIE, S.S., HERMAN, G.T., NARAYAN, T.K., KINAHAN, P.E., KARP, J.S., LEWITT, R.M. et MATEJ, S. (1994). A methodology for testing for statistically significant differences between fully 3D PET reconstruction algorithms. Phys. Med. Biol. **39**, 341-354.
- [10] GILBOY, W.B., FOSTER, J. et FOLKARD, M. (1982). A Tomographic gamma-ray scanner for industrial applications, Nuclear Instruments and Methods, **193**, 209-214.
- [11] HERMAN, G.T. (1979). Data Collection for Cross-Sectional Image Reconstruction by a Moving Ring of positron Annihilation Detectors. Journal of Computer Assisted Tomography, **3**(2), 261-266.
- [12] HERMAN, G.T. (1979). The mathematics of wobbling a ring of positron annihilation detectors. IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. NS-26, No. 2, 2756-2759.
- [13] HERMAN, G.T. (1980). Image Reconstruction from projections, the fundamentals of computerized tomography, Academic Press, Orlando, Fl.
- [14] JOHANSEN, G.A., FROYSTEIN, T., HJERTAKER, B.T., ISAKEN, Ø, OLSEN, Ø, STRANDOS, S.K., SKOGLUND, T.O., ÅBRO, E. et HAMMER, E.A. (1995). The development of a dual mode tomograph for the three-component flow imaging. The Chemical Engineering Journal, **56**, 175-182.
- [15] KAK, A.C. et SLANEY, M. (1988). Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, 75-92
- [16] KAK, A.C. et ROSENFELD, A. (1982). Digital Picture Processing, Vol. 1, Second Edition. Academic Press., 353-425

- [17] KOURIS, K., GARNETT, E.S. et HERMAN, G.T. (1981). Sampling Properties of Stationary and Half-Rotation Rings in Positron Emission Tomography. Journal of Computer Assisted Tomography, 5(5), 744-754.
- [18] KOURIS, K., TUY, H., LENT, A., HERMAN, G.T. et LEWITT, R.M. (1982). Reconstruction from sparsely sampled Data by ART with interpolated rays. IEEE Transactions on medical imaging, Vol.MI-1, No.5, 661-667.
- [19] KOWALSKI, G. (1977). Reconstruction of objects from their projections. The influence of measurement errors on the reconstruction. IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol.NS-240, No. 1, 850-864.
- [20] KUHL, D.E. et EDWARDS, R.Q. (1963). Image separation radioisotope scanning. Radiology, 80, 653-661.
- [21] KUMAR, S.B. (1994). Computed Tomographic Measurements of void fraction and Modeling of the flow in bubble Columns. Ph.D. Thesis. Florida Atlantic University, USA
- [22] KUMAR, S.B., MOSLEMIAN, D. et DUDUKOVIC. (1997). Gas-holdup Measurements in Bubble Columns Using Computed Tomography. AIChE Journal, Vol.43, No.6, 1414-1425.
- [23] LARACHI, F., CHAOUKI, J. et KENNEDY, G. (1995). 3-D Mapping of solids flow fields in multiphase Reactors with RPT. AIChE Journal, Vol.41, No2, 439-443.
- [24] LARACHI, F., KENNEDY, G. et CHAOUKI, J. (1994). A γ -ray detection system for 3-D particle tracking in multiphase reactors. Nuclear Instruments & Methods in physics research, section A 338, 568-576.

- [25] LEWITT, R.M. (1990). Multidimensional digital image representations using generalized Kaiser-Bessel window functions. Journal of the Optical Society of America A, 1834-1846.
- [26] LEWITT, R.M. (1992). Alternatives to voxels for image representation in iterative reconstruction algorithms. Phys. Med. Biol., Vol.37, No. 3, 705-716.
- [27] MATEJ, S. et BROWNE, J.A. (1996). Performance of a fast maximum likelihood algorithm for fully 3D PET reconstruction. Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiation and Nuclear Medicine, 297-315.
- [28] MATEJ, S., HERMAN, G.T., NARAYAN, T.K., FURUIE, S.S., LEWITT, R.M. et KINAHAN, P.E. (1994). Evaluation of task-oriented performance of several fully 3D PET reconstruction algorithms. Phys. Med. Biol., 39, 355-367.
- [29] MATEJ, S. et LEWITT, R.M. (1995). Efficient 3D Grids for Image Reconstruction Using Spherically-Symmetric Volume Elements. IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. 42, No. 4, 1361-1370.
- [30] MATEJ, S. et LEWITT, R.M. (1996). Practical considerations for 3D- Image Reconstruction Using Spherically Symmetric Volume Elements. IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 15, No. 1, 68-78.
- [31] MATHER, R.L. (1957). Gamma-Ray Collimator Penetration and Scattering Effects. Journal of Applied Physics, Vol.28, No.10, 1200-1207.
- [32] OUELLETTE, A. (1987). Manuel de Radioprotection, École Polytechnique.
- [33] OUELLETTE, A. (1987). Principes de Radioprotection, École Polytechnique.
- [34] PIKE, R.W., WILKINS Jr, B. et WARD, H.C. (1965). Measurement of the Void Fraction in Two-Phase Flow by X-ray Attenuation. AIChE Journal, 794-799.

- [35]RADON, J. (1917). On the determination of functions from their integrals along certain manifolds. Berichte über die Verhandlungen der Moniglich Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaften zu Leipzig. Mathematisch-Physiche Klasse, 69, 262-277.
- [36]REED, I.S., TRUONG, T.K., CHANG, C. et KWOH, Y.S. (1978). 3-D Reconstruction for diverging X-Ray beams. IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol.NS-25, No. 3, 1006-1011.
- [37]SCHLOSSER, P.A., DE VUONO, A.C., KULACKI, F.A. et MUNSHI, P. (1980). Analysis of a high-speed CT scanners for non-medical applications. IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. NS-27, No. 1, 788-794.
- [38]SESHADRI, M.D., MILLER, D.W., PEARSALL, C.R. et CAMPBELL, D.R. (1990). A study of reconstruction algorithms and filters for an industrial X-ray tomograph system. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A 299, 490-494.
- [39]SHEPP, L.A. et LOGAN, B.F. (1974). The Fourier reconstruction of a head section, IEEE Transactions on Nuclear Science, Vol. NS-21, 21-43.
- [40]SIDDON, R.L. (1985). Fast calculation of the exact radiological path for the three-dimensional CT array. Med. Phys. , 12(2), 252-255.
- [41]SIMONS, S.J.R. (1995). Imaging techniques for fluidized bed systems : a review. The Chemical Engineering Journal, 56, 83-93.
- [42]TOMNOVEC, F.M. et MATHER, R.C. (1957). Experimental Gamma-ray Collimator Sensitivity Patterns. Journal of Applied Physics, Vol. 28, No. 10, 1208-1211.

- [43]WEBB, S., LEACH, M.O. et HERMAN, G.T. (1984). Reconstruction from a Nonstandard CT scanner. IEEE Transactions on medical Imaging, Vol. MI-3, No. 4, 193-196.
- [44]WILLIAMS, R.A. (1995). A journey inside mineral separation processes, Minerals Engineering, Vol.8, No.7, 721-737.
- [45]WILLIAMS, R.A. et BECK, M.S. (1995). Process Tomography, Principles, techniques and applications, Butterworth-Heinemann, Oxford, 281-319.
- [46]YESTER, M.W. et BARNES, G.T. (1977). Geometrical Limitations of Computed Tomography Scanner Resolution. Appl. Optical Instrumentation in Medicine, 127, 296.
- [47]YOUNIS, M.H., HARMS, A.A. et HOFFMAN, T.W. (1973) Source Fluctuation effects in radiation diagnosis of voided Fluidic Systems. Nuclear Engineering and Design, 24, 145-151.

ANNEXE A

Programme de reconstruction itérative

```

PROGRAM ART
!-----!
! Programme de reconstruction itérative ART addinf
!-----!
!Déclaration de variables !
!-----!
IMPLICIT NONE
REAL DIST,DIAM,INTY1(?),INTX1(?),DISPIX,DISPIX1,DISPIX2
REAL X1,Y1,X2,Y2,INTY2(?),INTX2(?),DISPIX3,DISPIX4,DISPIX5
REAL H,DELTAB,DX1(?),DX2(?),DY1(?),DY2(?),PIDEA5(?)
REAL PIDEA6(?),PIDEA7(?),PIDEA8(?),PIDEA9(?),PIDEA10(?)
PARAMETER(DIAM=20.0,DIST=14.0)
INTEGER N,I,J,K,L,U,V,NO(?),IT,NIT,KMAX,NR
REAL DISPIX6,PIDEA1(?),PIDEA2(?),PIDEA3(?),PIDEA4(?)
REAL ARGU(?),DISMIN(?),M(?),PROJ(?)
REAL GAMMA(?),X(?),FIJ1(?),CALIB1,CALIB2
REAL AR(?),DISTANC(?),LONG,CALIB5,CALIB4,CALIB3
REAL B(?),BETA(?),FIJ(?),SOM(?)
REAL Y(?),EPSI(?),R(?),FI(?),STARTVA
REAL ANGLERAD(?),ANGLEDEG(?)
!-----!
!Input des paramètres de l'expérience !
!-----!

PRINT *, 'entrez le nombre de pixels'
READ *, N
PRINT *, 'ENTRER LE NOMBRE DE RAYONS'
READ *, NR
PRINT *, 'ENTRER LE NOMBRE DE VUES'
READ *, KMAX
PRINT *, 'ENTRER NIT'
READ *, NIT

H=360.0/KMAX
!Ouverture du fichier de données et de la matrice FIJ
OPEN(UNIT=1,FILE='c:\temp\projections.txt',STATUS='old')
OPEN(UNIT=2,FILE='c:\temp\fi.txt',STATUS='new')
!Lecture du fichier de données
DO K=1,KMAX
  READ(1,28)ANGLERAD(K),ANGLEDEG(K)
  READ(1,28)(PROJ(K,L),L=1,NR)
ENDDO
28 FORMAT(7F10.4)

```

!Initialisation

```

FIJ(I,J)=0.0
!Début du programme
DO IT=1,NIT
DO K=1,KMAX
DO L=1,NR

GAMMA(L)=-28.0+((L-1)*(56.0)/(NR-1))

BETA(K)=(K-1)*H
ARGU(K,L)=BETA(K)-GAMMA(L)

X1=DIST*SIND(GAMMA(L))
Y1=DIST*SIND(GAMMA(L))

NO(K,L)=0
SOM(K,L)=0.0

DO U=1,N
DO V=1,N

X(U)=-DIAM/2+(((2*U)-1)*DIAM/(2*N))
Y(V)=DIAM/2-(((2*V)-1)*DIAM/(2*N))
DX1(U)=X(U)-(DIAM/(2*N))
DX2(U)=X(U)+(DIAM/(2*N))
DY1(V)=Y(V)+(DIAM/(2*N))
DY2(V)=Y(V)-(DIAM/(2*N))

IF((ARGU(K,L).EQ.90.0).OR.(ARGU(K,L).EQ.270.0))THEN
X2=DIST*SIND(GAMMA(L))
Y2=Y(V)
DISPIX=DIAM/N
DISMIN(K,L)=DIAM/(2*N)
ELSE
IF((ARGU(K,L).EQ.0.0).OR.(ARGU(K,L).EQ.180.0))THEN
Y2=DIST*SIND(GAMMA(L))
X2=X(U)
DISPIX=DIAM/N
DISMIN(K,L)=DIAM/(2*N)
ELSE
M(K,L)=TAND(ARGU(K,L))
AR(K)=DIST*SIND(BETA(K))
B(K,L)=AR(K)-(M(K,L)*DIST*COSD(BETA(K)))
X2=(B(K,L)-Y(V)-M(K,L)*X(U))/(-2*M(K,L))
Y2=M(K,L)*X2+B(K,L)
INTY1(U)=M(K,L)*DX1(U)-DIAM*COSD(BETA(K))+AR(K)
INTY2(U)=M(K,L)*DX2(U)-DIAM*COSD(BETA(K))+AR(K)
INTX1(V)=(DY1(V)+DIAM*COSD(BETA(K))-AR(K))/M(K,L)
INTX2(V)=(DY2(V)+DIAM*COSD(BETA(K))-AR(K))/M(K,L)

DISPIX1=SQRT((DX1(U)-INTX1(V))**2+(INTY1(U)-DY1(V))**2)
DISPIX2=SQRT((DX1(V)-INTX2(V))**2+(INTY1(U)-DY2(V))**2)
DISPIX3=SQRT((DX1(U)-DX2(U))**2+(INTY1(U)-INTY2(U))**2)
DISPIX4=SQRT((INTX1(V)-INTX2(V))**2+(DY1(V)-DY2(V))**2)
DISPIX5=SQRT((INTX1(V)-DX2(U))**2+(DY1(V)-INTY2(U))**2)

```

```

DISPIX6=SQRT((INTX2(V)-DX2(I))**2+(DY2(V)-INTY2(I))**2)
DISPIX=MIN(DISPIX1,DISPIX2,DISPIX3,DISPIX4,DISPIX5,DISPIX6)

DISMIN(K,L)=SQRT(2*(DIAM/(2*N))**2)
ENDIF
ENDIF
DISTANC(U,V)=SQRT((X2-X(I))**2+(Y2-Y(V))**2)

IF(DISTANC(U,V).LT.DISMIN(K,L))THEN
NO(K,L)=NO(K,L)+1
SOM(K,L)=SOM(K,L)+(FIJ(I,V)*DISPIX)
ELSE
NO(K,L)=NO(K,L)
SOM(K,L)=SOM(K,L)
ENDIF

ENDDO
ENDDO

DO I=1,N
DO J=1,N
X(I)=-DIAM/2+(((2*I)-1)*DIAM/(2*N))
Y(J)=DIAM/2-(((2*J)-1)*DIAM/(2*N))
R(I,J)=SQRT((X(I)**2)+(Y(J)**2))

IF((ARGU(K,L).EQ.90.0).OR.(ARGU(K,L).EQ.270.0))THEN
X2=DIST*SIND(GAMMA(L))
Y2=Y(J)

DISMIN(K,L)=DIAM/(2*N)
ELSE
IF((ARGU(K,L).EQ.0.0).OR.(ARGU(K,L).EQ.180.0))THEN
Y2=DIST*SIND(GAMMA(L))
X2=X(I)

DISMIN(K,L)=DIAM/(2*N)
ELSE
X2=(B(K,L)-Y(J)-M(K,L)*X(I))/(-2*M(K,L))
Y2=M(K,L)*X2+B(K,L)

DISMIN(K,L)=SQRT(2*(DIAM/(2*N))**2)
ENDIF
ENDIF

DISTANC(I,J)=SQRT((X2-X(I))**2+(Y2-Y(J))**2)

IF(DISTANC(I,J).LT.DISMIN(K,L))THEN

EPSI(K,L)=(PROJ(K,L)-SOM(K,L))/NO(K,L)
FIJ(I,J)=FIJ(I,J)+EPSI(K,L)
ELSE
FIJ(I,J)=FIJ(I,J)

```

ENDIF

IF(FIJ(1,J).LT.0.0)THEN

FIJ(1,J)=0.0

ELSE

FIJ(1,J)=FIJ(1,J)

ENDIF

ENDDO

ENDDO

ENDDO

ENDDO

ENDDO

CLOSE(UNIT=1)

!Écriture du fichier de résultats

DO I=1,N

WRITE(2,800)(FIJ(1,J),J=1,N)

ENDDO

800) FORMAT(3X,400(F12.6,3X),/)

CLOSE(UNIT=2)

STOP

END PROGRAM ART

|-----

ANNEXE B

Programme de rétroprojection filtrée

```

PROGRAM RETRO
!Programme de rétroprojection utilisant le filtre de convolution
!effectuant des simulations d'ellipses
!Déclaration de variable
IMPLICIT NONE
!-----!
REAL PSTAR,NOMB,NOMB1,AEL,BEL
REAL PIDEA,GAMMA
INTEGER N,K,L,NR
COMMON/SUB/N,NR,K,L,PIDEA(400,100),PSTAR(400,100),GAMMA(100)
COMMON/SUB/NOMB(400,100),NOMB1(100,100),AEL,BEL
!-----!
!Input des paramètres de reconstruction d'image

PRINT *, 'entrez le nombre de pixels'
READ *, N

PRINT *, 'entrez le nombre de rayons'
READ *, NR

PRINT *, 'entrez A et B de l'ellipse'
READ *, AEL,BEL

!CALL ELLIP

CALL NOMBRE
CALL PROJ
CALL FILTRE
CALL PIXEL

STOP
END PROGRAM RETRO

!-----!
SUBROUTINE PROJ
!Routine qui génère les projections de l'ellipse
IMPLICIT NONE
REAL DIST,DIAM,PSTAR,AEL,BEL,X1,Y1
REAL PIDEA,AR1(400,100),M(400,100)
REAL DELTAB,BETA(400),H,PETITA,ARGU(400,100)
INTEGER N,K,L,NR
PARAMETER(DELTAB=0.0872664,DIAM=15.0,DIST=16.5,H=5.0)
REAL GAMMA,NOMB,NOMB1,B(400,100),ARGU5
COMMON/SUB/N,NR,K,L,PIDEA(400,100),PSTAR(400,100),GAMMA(100)
COMMON/SUB/NOMB(400,100),NOMB1(100,100),AEL,BEL
!-----!

!72 vues et fan-beam de 60 degrés

```

```

DO K=1,72
  DO L=1,NR

    IF(NR.EQ.1)THEN
      GAMMA(L)=0.0
    ELSE
      GAMMA(L)=-30.0+((L-1)*(60.0)/(NR-1)))
    ENDIF

    BETA(K)=(K-1)*H
    ARGU(K,L)= BETA(K)-GAMMA(L)

    M(K,L)= TAND(ARGU(K,L))
    AR1(K,L)= DIST*SIND(BETA(K))
    B(K,L)=AR1(K,L)-(M(K,L)*DIST*COSED(BETA(K)))
    IF(NR.EQ.1)THEN
      B(K,L)=0.0
    ENDIF

    X1=DIST*SIND(GAMMA(L))
    Y1=DIST*SIND(GAMMA(L))
    IF((ARGU(K,L).EQ.90.0).AND.(ABS(X1).LE.AEL))THEN
      PIDEA(K,L)=(2*BEL*SQRT((AEL**2)-(X1**2)))*DIST*COSED(GAMMA(L))/AEL
    ELSE
      IF((ARGU(K,L).EQ.270.0).AND.(ABS(X1).LE.AEL))THEN
        PIDEA(K,L)=(2*BEL*SQRT((AEL**2)-(X1**2)))*DIST*COSED(GAMMA(L))/AEL
      ELSE
        IF((ARGU(K,L).EQ.0.0).AND.(ABS(Y1).LE.BEL))THEN
          PIDEA(K,L)=(2*AEL*SQRT((BEL**2)-(Y1**2)))*DIST*COSED(GAMMA(L))/BEL
        ELSE
          IF((ARGU(K,L).EQ.180.0).AND.(ABS(Y1).LE.BEL))THEN
            PIDEA(K,L)=(2*AEL*SQRT((BEL**2)-(Y1**2)))*DIST*COSED(GAMMA(L))/BEL
          ELSE
            PETITA=(BEL**2)+((AEL**2)*(M(K,L)**2))
            ARGU5=1+(M(K,L)**2)
            IF(PETITA.GE.ABS((B(K,L)**2)))THEN
              PIDEA(K,L)=(2*AEL*BEL*SQRT(ARGU5*(PETITA-B(K,L)**2)))/(PETITA)
            PIDEA(K,L)=PIDEA(K,L)*DIST*COSED(GAMMA(L))
          ELSE
            PIDEA(K,L)=0.0
          ENDIF
        ENDIF
      ENDIF
    ENDIF
  ENDDO
ENDDO
END SUBROUTINE PROJ

```

SUBROUTINE FILTRE

!Routine qui calcule les projections filtrées p'
 IMPLICIT NONE

```

REAL DIAM,Q,AEL,BEL
REAL PIDEA,Q1,PSTAR,GAMMA,NOMB,NOMB1
INTEGER N,K,L,Z,Z0,NR
PARAMETER(DIAM=15.0)
COMMON/SUB/N,NR,K,L,PIDEA(400,100),PSTAR(400,100),GAMMA(100)
COMMON/SUB/NOMB(400,100),NOMB1(100,100),AEL,BEL
|-----
DO K=1,72
  DO L=1,NR

    Z0=1+MOD(L,2)
    Q1=PIDEA(K,L)*((NR-1)**2)**9/(4*9.8696044)

    Q=0.0

    DO Z=Z0,NR,2
      GAMMA(L-Z)=(ABS((L-Z))**60.0)/(NR-1)
      Q=Q - PIDEA(K,Z)/(9.8696044*(SIND(GAMMA(L-Z))**2))
    ENDDO

    PSTAR(K,L)=Q1+Q

  ENDDO
ENDDO

END SUBROUTINE FILTRE
|-----
SUBROUTINE PIXEL
!Routine qui discrimine les rayons passant dans les pixels
  IMPLICIT NONE
  REAL X(100),Y(100),DIST,DIAM,AR1(400,100),PSTAR
  REAL PIDEA,B(400,100),X1,Y1,R(100,100),FI(100,100)
  REAL DELTAB,BETA(400),DISMIN,DISTANC,H,AEL,BEL
  PARAMETER(DELTAB=0.0872664,DIAM=15.0,DIST=16.5,H=5.0)
  REAL GAMMA,M(400,100),NOMB,NOMB1
  INTEGER N,I,J,K,L,NR
  REAL F(100,100),SOM(100,100)
  REAL ARGU(400,100),ARGU1,ARGU2,LONG
  COMMON/SUB/N,NR,K,L,PIDEA(400,100),PSTAR(400,100),GAMMA(100)
  COMMON/SUB/NOMB(400,100),NOMB1(100,100),AEL,BEL
  |-----

  OPEN(UNIT=1,FILE='C:\temp\ f.txt',STATUS='replace')
    DO I=1,N
      DO J=1,N
        SOM(I,J)=0.0
        DO K=1,72
          DO L=1,NR

            X(I)=-DIAM/2 + (((2*I)-1)*DIAM/(2*N))
            Y(J)= DIAM/2 - (((2*J)-1)*DIAM/(2*N))
            R(I,J)=SQRT(X(I)**2+Y(J)**2)
            IF((X(I).NE.0.0).AND.(Y(J).NE.0.0))THEN

```

```

FI(I,J)=ATAN2(Y(I),X(I))
ELSE
IF((X(I).EQ.0.0).AND.(Y(I).GT.0.0))THEN
FI(I,J)=1.5707963
ELSE
IF((X(I).EQ.0.0).AND.(Y(I).LT.0.0))THEN
FI(I,J)=-1.5707963
ELSE
FI(I,J)=0.0
ENDIF
ENDIF
ENDIF

IF(NR.EQ.1)THEN
GAMMA(L)=0.0
ELSE
GAMMA(L)=-30.0+((L-1)*(60.0/(NR-1)))
ENDIF

BETA(K)=(K-1)*H
ARGU(K,L)= BETA(K)-GAMMA(L)

IF((ARGU(K,L).EQ.90.0).OR.(ARGU(K,L).EQ.270.0))THEN
X1=DIST*SIND(GAMMA(L))
Y1=Y(I)
DISMIN=DIAM/(2*N)
ELSE
IF((ARGU(K,L).EQ.0.0).OR.(ARGU(K,L).EQ.180.0))THEN
Y1=DIST*SIND(GAMMA(L))
X1=X(I)
DISMIN=DIAM/(2*N)
ELSE
M(K,L)= TAND(ARGU(K,L))
AR1(K,L)= DIST*SIND(BETA(K))
B(K,L)=AR1(K,L)-(M(K,L)*DIST*COSD(BETA(K)))
IF(NR.EQ.1)THEN
B(K,L)=0.0
ENDIF
X1=(B(K,L)-Y(I)-M(K,L)*X(I))/(-2*M(K,L))
Y1=M(K,L)*X1+B(K,L)
DISMIN=SQRT(2*(DIAM/(2*N))**2)
ENDIF
ENDIF
DISTANC=SQRT((X1-X(I))**2+(Y1-Y(I))**2)
IF(DISTANC.LE.DISMIN)THEN

ARGU1= (DIST+R(I,J)*SIN(K*DELTAB-FI(I,J)))**2
ARGU2= (R(I,J)*COS(K*DELTAB-FI(I,J)))**2
LONG= SQRT(ARGU1+ARGU2)

SOM(I,J)=SOM(I,J)+PSTAR(K,L)*DELTAB/(LONG**2)
ELSE
SOM(I,J)=SOM(I,J)

```

```

        ENDIF
        ENDDO
    ENDDO
    IF(NOMB1(I,J).NE.0.)THEN
        F(I,J)=SOM(I,J)/NOMB1(I,J)
    ENDIF
    IF(F(I,J).LT.0.0)THEN
        F(I,J)=0.0
    ENDIF
    ENDDO
ENDDO

DO I=1,N
    WRITE(1,800)(F(I,J),J=1,N)
ENDDO
800 FORMAT(3X,100(F10.6,3X),/)

CLOSE(UNIT=1)
STOP
END SUBROUTINE PIXEL
!-----

SUBROUTINE NOMBRE
!Routine qui calcule le nombre de pixels traversé par chaque
!rayon
IMPLICIT NONE
REAL X(100),Y(100),DIST,DIAM,AR1(400,100),PSTAR
REAL PIDEA,B(400,100),X1,Y1
REAL DELTAB,BETA(400),DISMIN,DISTANC,H
PARAMETER(DELTAB=0.0872664,DIAM=15.0,DIST=16.5,H=5.0)
REAL GAMMA,M(400,100),NOMB,NOMB1
INTEGER N,I,J,K,L,NR
REAL ARGU(400,100),NO1,AEL,BEL
COMMON/SUB/N,NR,K,L,PIDEA(400,100),PSTAR(400,100),GAMMA(100)
COMMON/SUB/NOMB(400,100),NOMB1(100,100),AEL,BEL

DO I=1,N
DO J=1,N
    NO1=0.0
    DO K=1,72
    DO L=1,NR
        X(I)=-DIAM/2 + (((2*I)-1)*DIAM/(2*N))
        Y(J)= DIAM/2 - (((2*J)-1)*DIAM/(2*N))

        IF(NREQ.1)THEN
            GAMMA(L)=0.0
        ELSE
            GAMMA(L)=-30.0+((L-1)*(60.0/(NR-1)))
        ENDIF

        BETA(K)=(K-1)*H
        ARGU(K,L)= BETA(K)-GAMMA(L)
    
```

```

IF((ARGU(K,L).EQ.90.0).OR.(ARGU(K,L).EQ.270.0))THEN
X1=DIST*SIND(GAMMA(L))
Y1=Y(I)
DISMIN=DIAM/(2*N)
ELSE
IF((ARGU(K,L).EQ.0.0).OR.(ARGU(K,L).EQ.180.0))THEN
Y1=DIST*SIND(GAMMA(L))
X1=X(I)
DISMIN=DIAM/(2*N)
ELSE
M(K,L)=TAND(ARGU(K,L))
AR1(K,L)=DIST*SIND(BETA(K))
B(K,L)=AR1(K,L)-(M(K,L)*DIST*COSD(BETA(K)))
X1=(B(K,L)-Y(I)-M(K,L)*X(I))/(-2*M(K,L))
Y1=M(K,L)*X1+B(K,L)
DISMIN=SQRT(2*(DIAM/(2*N))**2)
ENDIF
ENDIF
DISTANC=SQRT((X1-X(I))**2+(Y1-Y(I))**2)
IF(DISTANC.LE.DISMIN)THEN
NO1=NO1+1
ELSE
NO1=NO1
ENDIF
ENDDO
ENDDO
NOMB1(I,J)=NO1
ENDDO
ENDDO

END SUBROUTINE NOMBRE
-----
SUBROUTINE ELLIP
!Routine qui génère l'ellipse idéale
REAL POIDS(400,400),EQUA,PIDEA,PSTAR,GAMMA,NOMB,NOMB1,AEL,BEL
INTEGER I,J,K,L,N,NR
REAL X(400),Y(400),DIAM
PARAMETER(DIAM=15.0)
COMMON/SUB/N,NR,K,L,PIDEA(400,100),PSTAR(400,100),GAMMA(100)
COMMON/SUB/NOMB(400,100),NOMB1(100,100),AEL,BEL

OPEN(UNIT=4,FILE='C:\temp\ell.txt',status='replace')

DO I=1,N
DO J=1,N

X(I)=-DIAM/2+(((2*I)-1)*DIAM/(2*N))
Y(J)=DIAM/2-(((2*J)-1)*DIAM/(2*N))

EQUA=((X(I)**2)/(AEL**2))+((Y(J)**2)/(BEL**2))
IF(EQUA.LE.1.0)THEN
POIDS(I,J)=1.0
ELSE

```

```
      POIDS(I,J)=0.0
    ENDIF
  ENDDO
ENDDO

  DO I=1,N
    WRITE(4,800)(POIDS(I,J),J=1,N)
  ENDDO
800 FORMAT(3X,100(F10.6,3X)./)

  END SUBROUTINE ELLIP
```

ANNEXE C

Programme convertissant les fichiers de données en un fichier de projections

```

PROGRAM CONVERS
IMPLICIT NONE
INTEGER J,K
REAL SOM1,SOM2,SOM3,SOM4,SOM5,ANGDEG,ANGRAD
REAL TRANS1,TRANS2,TRANS3,TRANS4,TRANS5
REAL PROJ1(800),PROJ2(800),PROJ3(800),PROJ4(800),PROJ5(800)

OPEN(UNIT=1,FILE='data1.txt',STATUS='OLD')
OPEN(UNIT=2,FILE='data2.txt',STATUS='OLD')
OPEN(UNIT=3,FILE='data3.txt',STATUS='OLD')
OPEN(UNIT=4,FILE='data4.txt',STATUS='OLD')
OPEN(UNIT=5,FILE='data5.txt',STATUS='OLD')
OPEN(UNIT=10,FILE='projections5.txt',status='new')
DO K=1,720
SOM1=0.0
SOM2=0.0
SOM3=0.0
SOM4=0.0
SOM5=0.0
ANGDEG=K*0.5
ANGRAD=ANGDEG*3.1415927/180.0
DO J=1,10
READ(1,*,END=99)TRANS1
READ(2,*,END=99)TRANS2
READ(3,*,END=99)TRANS3
READ(4,*,END=99)TRANS4
READ(5,*,END=99)TRANS5
SOM1=SOM1+TRANS1
SOM2=SOM2+TRANS2
SOM3=SOM3+TRANS3
SOM4=SOM4+TRANS4
SOM5=SOM5+TRANS5
ENDDO
PROJ1(K)=-LOG(SOM1/12019.0)
PROJ2(K)=-LOG(SOM2/14944.0)
PROJ3(K)=-LOG(SOM3/14195.0)
PROJ4(K)=-LOG(SOM4/14715.0)
PROJ5(K)=-LOG(SOM5/13363.0)
WRITE(10,15)ANGRAD,ANGDEG
WRITE(10,15)PROJ1(K),PROJ2(K),PROJ3(K),PROJ4(K),PROJ5(K)
ENDDO
15 FORMAT(7F10.4)
99 CONTINUE
STOP
END PROGRAM CONVERS

```

ANNEXE D

Programme d'automatisation de la table tournante

```

Program TomoS; { tomographie A-674.2 mai 97 }
Uses crt, dos, Ufenetre, Uentete, Ucle, U'heure, Ufile,
      UTomo, UTomopar;

var
  i,j,k,n,m,nstep      : integer;
  ancienangle: real;
  Increment             : string;
  label 10,20,30,40,50,100;
Procedure StartEGG;
begin
  gotoxy(16,20); write('Start EGG');
  str(trunc(dataTO[32]),cmdarray[01]);
  cmdarray[01]:=Concat('SB',cmdarray[01]);
  cmdarray[02]:='end';
  MMinut;
  delay(trunc(dataTO[04]));
  str(trunc(dataTO[32]),cmdarray[01]);
  cmdarray[01]:=Concat('CB',cmdarray[01]);
  MMinut;
  fc:=11
end;

Begin
  clrscr;
  initfile;           { Ufile }

  for i:=1 to 20 do heure[i]:=0;
  Initstart;          { Ufile }
  if datastart[1]=1 then Start:=true else Start:=false;
  if datastart[2]=1 then Ctrl1:=true else Ctrl1:=false;
  if datastart[3]=1 then Ctrl2:=true else Ctrl2:=false;
  heure[00]:=datastart[5];
  heure[01]:=datastart[6];
  { heure[04]:=datastart[7]; }

  InitTOMO;
  mmadd:=$340;
  cr:=chr(13);
  for i:=1 to 20 do cmdarray[i]:='end'.

  Curseuroff;clrscr;           { Uentete }
  if not(Start) then
  begin
    Presentation;           { Uentete }
    cle;                     { Ucle }
    heure[0]:=trunc(temps);   { U'heure }
  end;
  fenmenu; Misenpage;        { Uentete }

```

```

Ctrl1:=false;

10:
str(trunc(dataTO[18]),cmdarray[01]); cmdarray[01]:=Concat('1AC',cmdarray[01]);
str(trunc(dataTO[19]),cmdarray[02]); cmdarray[02]:=Concat('1OA',cmdarray[01]);
str(trunc(dataTO[20]),cmdarray[03]); cmdarray[03]:=Concat('1OH',cmdarray[01]);
str(trunc(dataTO[21]),cmdarray[04]); cmdarray[04]:=Concat('1OL',cmdarray[01]);
str(trunc(dataTO[22]),cmdarray[05]); cmdarray[05]:=Concat('1VA',cmdarray[01]);
str(trunc(dataTO[23]),cmdarray[06]); cmdarray[06]:=Concat('1VB',cmdarray[01]);
str(trunc(dataTO[24]),cmdarray[07]); cmdarray[07]:=Concat('1VR',cmdarray[01]);
str(trunc(dataTO[29]),cmdarray[08]); cmdarray[08]:=Concat('1OV',cmdarray[01]);
cmdarray[09]:='B11,2,3,4,5,6,7,8';
str(trunc(dataTO[32]),cmdarray[10]); cmdarray[10]:=Concat('BO',cmdarray[10]);
str(trunc(dataTO[32]),cmdarray[11]); cmdarray[11]:=Concat('CB',cmdarray[11]);
cmdarray[12]:='end';

MMinit;
str(trunc(dataTO[11]*1000),increment); Increment:=Concat('1PR',increment);

heure[09]:=round(dataTO[07]);{delai de sauvgarde #1 en sec.}
heure[11]:=round(dataTO[08]);{delai de sauvgarde #2 en sec.}
heure[07]:=round(dataTO[01]);{delai entre chaque increment}
fenMenu; textbackground(black); clrscr; textcolor(yellow);
gotoxy(1,1);
write(' F1 F2 F3 F7 F8 F9 F10 ');
gotoxy(1,2);
write('Paramètres Timer AutoON/OFF GoToHome ManuelAdvance EG&GOn/Off Terminer ');

fenmain; textbackground(black); clrscr;
textbackground(red);textcolor(white);
gotoxy(01,01); write(' Motion Parameter '); textbackground(black);textcolor(red);
gotoxy(01,02); write(' Acceleration =>',trunc(dataTO[18]):8);
gotoxy(01,03); write(' Engine search Acc. =>',trunc(dataTO[19]):8);
gotoxy(01,04); write(' Ori. search hi velocity =>',trunc(dataTO[20]):8);
gotoxy(01,05); write(' Ori. search lo velocity =>',trunc(dataTO[21]):8);
gotoxy(01,06); write(' Velocity value =>',trunc(dataTO[22]):8);
gotoxy(01,07); write(' Base/Start/Stop velocity =>',trunc(dataTO[23]):8);
gotoxy(01,08); write(' Velocity relative Inc/Dec=>',trunc(dataTO[24]):8);

textbackground(lightgray);textcolor(magenta);
gotoxy(01,10); write(' Motion Related Parameter ');
textbackground(black);textcolor(magenta);
gotoxy(01,11); write(' OV Overshoot for orig. =>',trunc(dataTO[29]):8);

TextBackGround(green);textcolor(white);
gotoxy(41,01); write(' CONTROLE DU PROGRAMME ');
textbackground(black);textcolor(green);
if ctrl1 then
begin
gotoxy(41,02); write(' Avance Automatique => ON ');
gotoxy(41,09); write(' Position suivante =>----->');
gotoxy(68,09); write('(angleactuel+dataTO[11]):6:2);
gotoxy(41,16); write(' Prochain d.placement dans sec.);
heure[06]:=heure[2]; { temps de l'avance pr,c,dente}
StartEGG;

```

```

end
else
begin
    gotoxy(41,02); write('Avance Automatique    => OFF ');
    gotoxy(41,16); write('');
    gotoxy(41,09); write('');
end;

gotoxy(41,04); write('Angle initial    =>',dataTO[010]:6:2,'°');
gotoxy(41,05); write('Incr,ment angulaire    =>',dataTO[011]:6:2,'°');
gotoxy(41,06); write('Angle finale    =>',dataTO[012]:6:2,'°');
nstep:=trunc(((dataTO[12]-dataTO[10])/dataTO[11])+1);
gotoxy(41,07); write('Nombre de mesure EG&G    =>',nstep:6);
gotoxy(41,08); write('Position actuelle    =>-----°');

textcolor(lightgray);
TextBackGround(brown);textcolor(white);
gotoxy(41,12);
write('    HEURE et DELAI    ');
textbackground(black);textcolor(brown);
gotoxy(41,13); write('Heure actuelle    ==>');
gotoxy(41,15); write('D,lai de d,placement =>',dataTO[01]:6:2,'sec');

textbackground(black);textcolor(lightgray);
if Start then
begin
    textcolor(brown);
    gotoxy(41,14); write(' Temps ,coul,    ==>    ');
    heure[17]:=round(dataTO[14]); {heureMod}
    heure[19]:=round(dataTO[15]); {heureFile}
    heure[20]:=round(dataTO[16]); {heureCalcul}

    heure[08]:=heure[2];
    heure[10]:=heure[2];
    heure[12]:=heure[2];
end
else begin
    gotoxy(41,14); write('');
end;

textcolor(lightgray);
gotoxy(5,20); write('Programme ');

{gotoxy(41,17); write('AC = ',cmdarray[01]);}

30:
fenmain;
repeat
    textcolor(white);
    gotoxy(16,20); write('lecture de la position    '); delay(50);
    TellPosition;
    gotoxy(68,08); write('angleactuel:6:2);
    { l' heure }
    heure[2]:=trunc(temps)-heure[0];

```

```

textcolor(brown);
gotoxy(66,13); write(hre:3,'.',min:2,'.',sec:2);

if Start then
begin
{ temps ,coul, }
heure[3]:=heure[2]-heure[1];
{ hre }
heure[5]:=trunc(heure[3]/3600);
{ min }
heure[4]:=trunc((heure[3]-heure[5]*3600)/60);
{ sec }
heure[3]:=trunc(heure[3]-heure[4]*60-heure[5]*3600);
gotoxy(66,14); write(heure[5]:3,'.',heure[4]:2,'.',heure[3]:2);
end; { start }

If ctrl1 then
begin
gotoxy(66,16);
write((heure[06]+heure[7]-heure[02]+1):6);
if heure[02] > (heure[06]+heure[07]) then
begin
heure[06]:=heure[02];
if (angleactuel+dataTC[11]) <= dataTC[12] then
begin
ancienangle:=angleactuel;
AvanceNextPositionIncrement(increment);
repeat
textcolor(green);
gotoxy(16,20); write('Table en mouvement ');
textcolor(white);
TellPosition;
gotoxy(68,08); write(angleactuel:8:4);
{ gotoxy(68,20); write(dataTC[11]+ancienangle:8:4); }
until (angleactuel>=dataTC[11]+ancienangle)or keypressed;
textcolor(red);
gotoxy(16,20); write('Attente de stabilisation');
delay(trunc(dataTC[03]));
textcolor(blue);
StartEGG;
textcolor(green);
if angleactuel < dataTC[12] then
begin
gotoxy(68,09);
write((angleactuel+dataTC[11]):6:2);
end
else
begin
gotoxy(68,09);
write(angleactuel:6:2);
end;
end;

end

```

```

        else
        begin
            ctrl:=false;
            gotoxy(41,02); write('Avance Automatique      => OFF ');
            gotoxy(41,16); write('');
            gotoxy(41,09); write('');
        end;
    end;
end;
Textcolor(white);
until keypressed;
cle;
case touche of
    27:Begin AbortMotion; {Utomot} ctrl:=false; fc:=1; end;
    72,104:GotoHome;
    65,97:AvanceNextPositionIncrement(increment);
end;
case fc of
    0,1062 : fc:=11;
    1059 : begin
        repeat
            Parametre; {UTomopar}
            repeat
                repeat
                    TellPosition;
                    fenmain;
                    gotoxy(41,18); write('position actuel = ',angleactuel:8:2,'°');
                until Keypressed;
                cle;
            until (fc=1059)or(fc=1060)or(fc=1061)or(fc=1068);

            case fc of
                1059 : TOMO;           {UTOMOPAR}
                1060 : FindHome;
                1061 : DefineHome;
            end;
            until fc=1068;
            fc:=0;
        end;
    1060 : begin if Start then
        begin
            fenFIN;
            gotoxy(6,1);write('F10" pour ARRETER le temps ,coul, ".');
            gotoxy(6,2);write('ou une autre touche pour continuer. ');
            gotoxy(6,4);write(' F10) = ARRETER le temps ,coul, ');
            cle;           {Ucle}
            if fc=1068 then
                begin
                    Start:=false;
                    heure[5]:=0; heure[4]:=0; heure[3]:=0;
                end;
            fc:=0;
        end
    else

```

```

begin
  Start:=true; heure[1]:=(trunc(temps)-heure[0]);
end;
end;

1061 : begin if Ctrl1 then begin
  fenFIN;
  gotoxy(6,1);write("F10" pour ARRETER l'avance automatique");
  gotoxy(6,2);write(" ou une autre touche pour continuer.");
  gotoxy(6,4);write(" F10 = ARRETER l'avance automatique ");
  cl; {Ucle}
  if fc=1068 then
    begin
      Ctrl1:=false;
    end;
    fc:=0;
  end
  else Ctrl1:=true;
end;
1065 : GotoHome;
1066 : AvanceNextPositionIncrement(increment);
1067 : StartEGG;
end;

```

```

if Start then dataStart[1]:=1 else datastart[1]:=0;
if Ctrl1 then dataStart[2]:=1 else datastart[2]:=0;
if Ctrl2 then dataStart[3]:=1 else datastart[3]:=0;
datastart[5]:=round(heure[0]);
datastart[6]:=heure[1];
datastart[7]:=heure[4];
StartFile;

```

```

if (fc=11) then goto 30;
if fc<>1068 then goto 10; {permet la fin du programme}
20;

```

```

fenFIN;
gotoxy(6,1);write(" F10" pour QUITTER TOMOGRAPHIE );
gotoxy(6,2);write(" ou une autre touche pour recommencer.");
gotoxy(6,4);write(" F10 = QUITTER TOMOGRAPHIE ");
cl; {Ucle}
if fc <> 1068 then goto 10;
FermerFichiers; {Ufile}
window(1,1,80,25); textbackground(black);
clrscr;
curseuron; {Uentete}
end.
.....

```

ANNEXE E

Démarches à suivre pour les expériences

- 1) Allumer les 2 ordinateurs, les amplificateurs et le système de pilotage de la table tournante.
- 2) Se rendre dans les bons répertoires dans les deux ordinateurs.
- 3) Taper TOMO dans l'ordinateur de la table tournante. Ceci part le programme (voir Annexe D) qui automatise la rotation de la table autour de la colonne. C'est avec ce programme qu'on fixe les incréments angulaires, le temps d'acquisition et le nombre de vues à exécuter. Pour changer les paramètres, on tape deux fois F1 puis F9 pour changer le paramètre. Pour revenir au menu principal, on tape F10 à deux reprises.
- 4) Dans l'autre ordinateur, on s'assure que le programme de commande MCS (voir Annexe G) satisfait aux exigences de l'expérience (nombre de détecteurs = nombre de buffers etc.) puis on tape MCS pour accéder au logiciel d'EG&G ORTECH.
- 5) Une fois dans MCS, on tape F1 pour régler les paramètres du SETUP, c'est-à-dire le nombre de MCB, les unités de temps et bien spécifier EXTERNAL pour le type de PASS TRIGGER.
- 6) On doit calibrer les amplificateurs de façon à capter le bon signal émis par la source. La procédure à suivre est indiquée dans l'Annexe suivante.
- 7) Pour commencer l'acquisition de données à partir de MCS, on fait ALT-8 (Utilities) puis ALT-3 (Command File) et on tape le fichier le nom de l'exécutable. Ensuite ENTER.

ANNEXE F

La calibration

La calibration doit être faite de manière à avoir le plus de comptes possible tout en minimisant le bruit. Afin d'y arriver, il est essentiel de connaître l'énergie de la source radioactive utilisée. Dans notre cas, il s'agissait d'une source de 662 KeV, ce qui signifie que le nombre de photons détectés par les détecteurs aura un pic à cette énergie. Toutefois, étant donné la diffusion et diffraction possibles des photons avant d'arriver aux détecteurs, on observe un second pic à une énergie un peu plus faible, soit 330 KeV. Ceci peut être illustré par le graphique suivant :

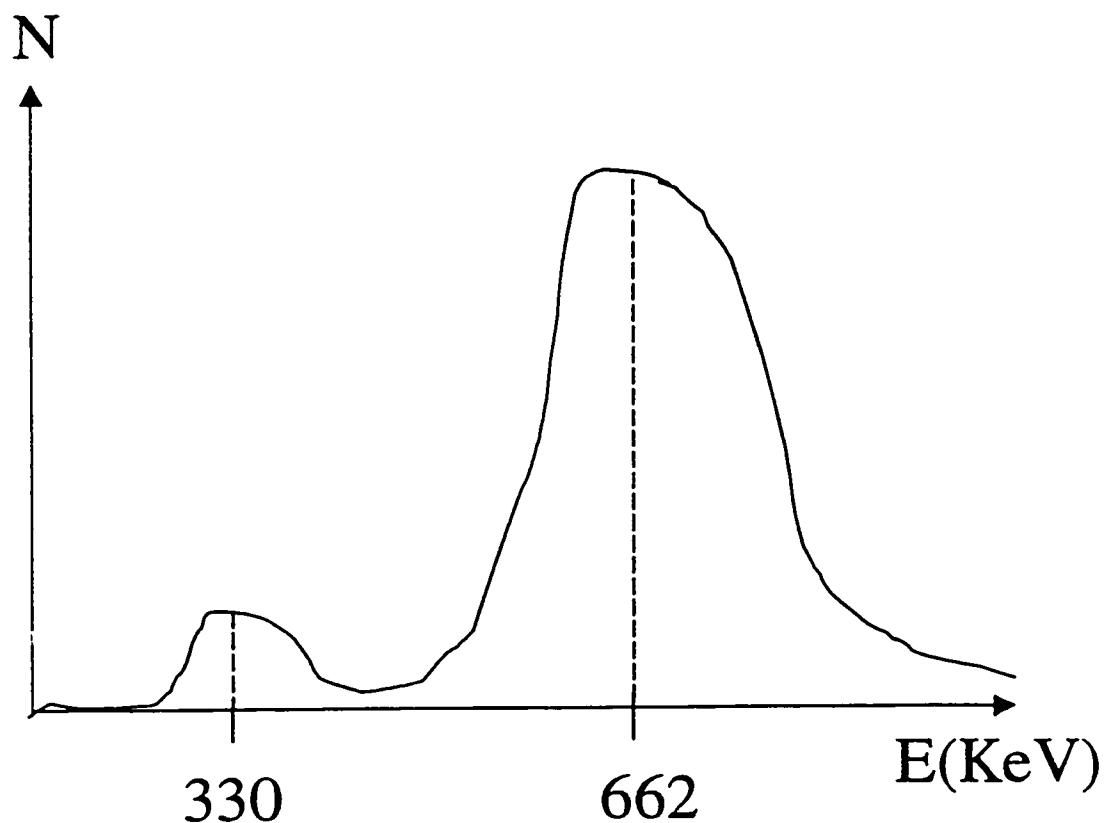


Figure F.1 Pic d'énergie à 662 KeV de la source de Cs-137.

La calibration consiste donc à obtenir un signal de la meilleure qualité possible. Il faut alors, à l'aide d'un oscilloscope, restreindre le nombre de photons à ceux qui sont compris dans une gamme d'énergie englobant le pic de 662 KeV. Plus on rapetisse l'intervalle, plus on est certain de compter les photons qui n'ont pas été déviés de leur trajectoire et meilleure sera la qualité du signal. Ceci peut être fait en jouant avec les boutons GAIN et FINE GAIN. On doit fixer le signal à 6.6 Volts de façon à compter le plus de photons possible à l'intérieur de l'intervalle d'énergies fixé. Un bon intervalle est [5.60, 7.60] que l'on peut fixer avec LL (Lower limit) et UL (Upper Limit).

ANNEXE G

Fichier de commande MCS

```
SET_MCB 1
SET_PRESET_COUNT 1
SET_PRESET_LENGTH 10
SET_PRESET_DWELL 100000
SET_MCB 2
SET_PRESET_LENGTH 10
SET_PRESET_DWELL 100000
SET_PRESET_COUNT 1
SET_MCB 3
SET_PRESET_COUNT 1
SET_PRESET_LENGTH 10
SET_PRESET_DWELL 100000
SET_MCB 4
SET_PRESET_COUNT 1
SET_PRESET_LENGTH 10
SET_PRESET_DWELL 100000
SET_MCB 5
SET_PRESET_COUNT 1
SET_PRESET_LENGTH 10
SET_PRESET_DWELL 100000
SET_MCB 6
SET_PRESET_COUNT 1
SET_PRESET_LENGTH 10
SET_PRESET_DWELL 100000
LOOP 360
SET_MCB 2
CLEAR
START
SET_MCB 3
CLEAR
START
SET_MCB 4
CLEAR
START
SET_MCB 5
CLEAR
START
SET_MCB 6
CLEAR
START
SET_MCB 1
CLEAR
START
WAIT
SET_MCB 1
FILL_BUFFER
SET_MCB 0
```

```
SAVE "C:\user\fred\tomoa???.mcs"  
SET_MCB 2  
FILL_BUFFER  
SET_MCB 0  
SAVE "C:\user\fred\tomob???.mcs"  
SET_MCB 3  
FILL_BUFFER  
SET_MCB 0  
SAVE "C:\user\fred\tomoc???.mcs"  
SET_MCB 4  
FILL_BUFFER  
SET_MCB 0  
SAVE "C:\user\fred\tomod???.mcs"  
SET_MCB 5  
FILL_BUFFER  
SET_MCB 0  
SAVE "C:\user\fred\tomoe???.mcs"  
SET_MCB 6  
FILL_BUFFER  
SET_MCB 0  
SAVE "C:\user\fred\tomof???.mcs"  
SET_MCB 1  
END_LOOP
```

ANNEXE H

Aide-mémoire pour SNARK93

SNARK93 est un logiciel qui permet d'effectuer des simulations, des reconstructions d'image à partir de fichiers de projections et des analyses de ces projections. Le logiciel fonctionne à l'aide de commandes et d'identificateurs (word identifiers). Cet aide-mémoire se concentre uniquement sur les procédures à suivre pour arriver à une image reconstruite à partir des données expérimentales.

SNARK93 fonctionne avec certains fichiers qu'il crée lui-même ou que l'utilisateur doit lui fournir. Dans le cas où on veut utiliser les données expérimentales, on doit mettre les projections (c'est-à-dire $p = -\ln(I/I_0)$ et non I/I_0) dans un fichier appelé **file11**. C'est aussi dans ce fichier qu'on doit fournir les paramètres du montage expérimental. On doit inclure : la distance source-détecteurs, la distance source-origine, l'espacement entre chaque détecteur (le « detector spacing »), le nombre de détecteurs, le nombre de vues, l'énergie de la source et tous les angles (en radians et en degrés) où des projections ont été obtenues. L'autre fichier très important est le fichier d'input (input file) qu'on appellera **infile.txt**. C'est dans ce fichier que l'on indique les informations pour la reconstruction d'image comme la ou les méthode(s) de reconstruction, le nombre de pixels, le diamètre de chaque pixel, le nombre d'itérations, le type de filtre à utiliser etc. On crée ce fichier pour qu'une fois dans UNIX, on puisse seulement avoir à taper au prompt : `snark93 <infile.txt`. Ceci va lire et exécuter dans `infile.txt` toutes les commandes nécessaires à la reconstruction.

Voici un exemple de fichier file11 et infile.txt :

File11 :

Voici le fichier comprenant les données des expériences faites avec un morceau de plomb.

On voit que le pic d'énergie de la source est de 662 KeV, que la distance source-origine est de 14 cm, la distance source-détecteur est de 37 cm, que le nombre de détecteurs est de 17(interpolés), que l'espacement entre chaque détecteur est de 8.6 cm et qu'on pris 72 vues.

On dit aussi que l'acquisition s'est faite sans bruit de fond et sans fluctuation statistique de la source(meas perf et back 0.000).

EXPÉRIENCE PLOMB

spec mono 662

obje

last 1.0

rays aver 1

1

geom

dive arc 14 37

rays user 17 8.6

angle 72

.0000	5.0000	10.0000	15.0000	20.0000	25.0000	30.0000
35.0000	40.0000	45.0000	50.0000	55.0000	60.0000	65.0000
70.0000	75.0000	80.0000	85.0000	90.0000	95.0000	100.0000
105.0000	110.0000	115.0000	120.0000	125.0000	130.0000	135.0000
140.0000	145.0000	150.0000	155.0000	160.0000	165.0000	170.0000
175.0000	180.0000	185.0000	190.0000	195.0000	200.0000	205.0000
210.0000	215.0000	220.0000	225.0000	230.0000	235.0000	240.0000
245.0000	250.0000	255.0000	260.0000	265.0000	270.0000	275.0000
280.0000	285.0000	290.0000	295.0000	300.0000	305.0000	310.0000
315.0000	320.0000	325.0000	330.0000	335.0000	340.0000	345.0000
350.0	355.0000					

meas perf

back 0.0000

(7f10.4)

.0000	0.0000					
6.5610	6.6826	6.8041	6.9256	7.0471	6.9824	6.9176
6.8528	6.7881	6.9146	7.0410	7.1675	7.2940	7.1095
.0000	6.7404	6.5558				
.0873	5.0000					
6.5610	6.6826	6.8041	6.9256	7.0471	6.9824	6.9176
6.8528	6.7881	6.9146	7.0410	7.1675	7.2940	7.1095
.0000	6.7404	6.5558				
.1745	10.0000					
.2108	.7378	1.2649	1.7920	2.3190	2.5679	2.8168

3.0657	3.3145	2.5178	1.7211	.9244	.1277	.1407
.0000	.1666	.1796				
.2618	15.0000					
.2092	.4535	.6978	.9421	1.1863	1.8098	2.4332
3.0567	3.6801	2.7891	1.8982	1.0072	.1163	.1343
.0000	.1704	.1884				
.3491	20.0000					
.2214	.3512	.4810	.6109	.7407	1.5406	2.3405
3.1404	3.9402	2.9891	2.0379	1.0868	.1356	.1500
.0000	.1788	.1931				
.4363	25.0000					
.2218	.2978	.3738	.4497	.5257	1.3602	2.1946
3.0291	3.8636	2.9270	1.9904	1.0538	.1172	.1334
.0000	.1658	.1819				
.5236	30.0000					
.2257	.2835	.3412	.3990	.4568	1.2954	2.1340
2.9726	3.8113	2.8904	1.9696	1.0488	.1279	.1409
.0000	.1669	.1799				
.6109	35.0000					
.2190	.2621	.3052	.3483	.3914	1.2671	2.1428
3.0185	3.8942	2.9533	2.0123	1.0714	.1305	.1411
.0000	.1624	.1730				
.6981	40.0000					
.2102	.2494	.2885	.3277	.3668	1.2638	2.1608
3.0578	3.9548	3.0019	2.0489	1.0959	.1429	.1536
.0000	.1748	.1855				
.7854	45.0000					
.2080	.2400	.2720	.3040	.3359	1.2170	2.0981
2.9791	3.8602	2.9319	2.0036	1.0753	.1470	.1551
.0000	.1713	.1794				
.8727	50.0000					
.2217	.2465	.2713	.2961	.3209	1.2266	2.1324
3.0381	3.9439	3.0058	2.0677	1.1297	.1916	.1903
.0000	.1877	.1864				
.9599	55.0000					
.2365	.2483	.2601	.2719	.2838	1.2081	2.1323
3.0566	3.9809	3.1173	2.2537	1.3902	.5266	.4414
.3563	.2711	.1860				
1.0472	60.0000					
.2258	.2370	.2483	.2596	.2709	1.1993	2.1278
3.0562	3.9847	3.2876	2.5906	1.8935	1.1964	.9464
.3563	.4464	.1964				
1.1345	65.0000					
.2110	.2303	.2495	.2688	.2881	1.1681	2.0481
2.9281	3.8081	3.2421	2.6760	2.1100	1.5440	1.2041
.3563	.5241	.1842				
1.2217	70.0000					
.2086	.2215	.2344	.2473	.2601	1.0301	1.8001
2.5701	3.3401	2.9513	2.5626	2.1738	1.7851	1.3908
.3563	.6022	.2080				
1.3090	75.0000					
.2061	.2176	.2291	.2406	.2521	.9569	1.6618
2.3666	3.0714	2.8163	2.5611	2.3059	2.0507	1.5904

.3563	.6699	.2096				
1.3963	80.0000					
.2243	.2342	.2440	.2539	.2638	.8697	1.4756
2.0816	2.6875	2.5628	2.4381	2.3134	2.1887	1.6931
.3563	.7018	.2061				
1.4835	85.0000					
.2000	.2109	.2219	.2328	.2437	.7522	1.2608
1.7693	2.2779	2.3114	2.3449	2.3785	2.4120	1.8588
.3563	.7524	.1992				
1.5708	90.0000					
.2111	.2218	.2325	.2432	.2539	.7160	1.1782
1.6403	2.1025	2.2402	2.3780	2.5157	2.6535	2.0427
.3563	.8210	.2102				
1.6581	95.0000					
.2065	.2150	.2235	.2320	.2405	.6091	.9777
1.3463	1.7148	2.0067	2.2986	2.5905	2.8825	2.2164
.3563	.8844	.2183				
1.7453	100.0000					
.2189	.2248	.2307	.2366	.2425	.4873	.7322
.9770	1.2219	1.7037	2.1856	2.6675	3.1493	2.4115
.3563	.9360	.1982				
1.8326	105.0000					
.2179	.2259	.2339	.2419	.2499	.3272	.4044
.4816	.5588	1.2472	1.9356	2.6241	3.3125	2.5400
.3563	.9952	.2227				
1.9199	110.0000					
.2007	.2089	.2171	.2253	.2335	.2460	.2585
.2710	.2835	1.1294	1.9753	2.8211	3.6670	2.8069
.3563	1.0865	.2264				
2.0071	115.0000					
.2033	.2124	.2215	.2306	.2397	.2354	.2312
.2270	.2227	1.1112	1.9996	2.8881	3.7765	2.8833
.3563	1.0969	.2037				
2.0944	120.0000					
.2078	.2139	.2200	.2261	.2322	.2248	.2175
.2102	.2029	1.1583	2.1137	3.0691	4.0245	3.0728
.3563	1.1694	.2177				
2.1817	125.0000					
.2229	.2261	.2293	.2326	.2358	.2208	.2058
.1908	.1758	1.1567	2.1377	3.1186	4.0995	3.1314
.3563	1.1952	.2271				
2.2689	130.0000					
.2127	.2160	.2193	.2226	.2258	.2158	.2058
.1958	.1857	1.1176	2.0494	2.9812	3.9130	2.9845
.3563	1.1276	.1991				
2.3562	135.0000					
.2153	.2156	.2160	.2163	.2167	.2147	.2127
.2108	.2088	.6214	1.0339	1.4465	1.8590	1.4482
.3563	.6265	.2157				
2.4435	140.0000					
.2163	.2198	.2234	.2269	.2304	.2327	.2351
.2374	.2397	1.0505	1.8613	2.6721	3.4829	2.6654
.3563	1.0304	.2129				

2.5307	145.0000					
.2149	.2163	.2176	.2190	.2204	.2700	.3195
.3691	.4187	1.2262	2.0336	2.8411	3.6486	2.7877
.3563	1.0659	.2050				
2.6180	150.0000					
.2074	.2122	.2170	.2219	.2267	.3748	.5230
.6712	.8193	1.6274	2.4354	3.2434	4.0514	3.0917
.3563	1.1723	.2126				
2.7053	155.0000					
.2174	.2159	.2145	.2130	.2116	.4449	.6782
.9115	1.1448	1.9513	2.7578	3.5644	4.3709	3.3260
.3563	1.2364	.1915				
2.7925	160.0000					
.2210	.2169	.2129	.2088	.2048	.5288	.8527
1.1767	1.5007	2.2143	2.9278	3.6413	4.3549	3.3145
.3563	1.2337	.1933				
2.8798	165.0000					
.2293	.2289	.2285	.2280	.2276	.6760	1.1243
1.5727	2.0211	2.5942	3.1673	3.7403	4.3134	3.2849
.3563	1.2277	.1992				
2.9671	170.0000					
.2254	.2217	.2180	.2144	.2107	.7859	1.3610
1.9362	2.5114	2.9606	3.4099	3.8591	4.3084	3.2766
.3563	1.2132	.1815				
3.0543	175.0000					
.2484	.2393	.2302	.2211	.2119	.8749	1.5378
2.2007	2.8636	3.1884	3.5133	3.8381	4.1629	3.1641
.3563	1.1666	.1679				
3.1416	180.0000					
.2190	.2179	.2169	.2158	.2147	1.0364	1.8581
2.6798	3.5015	3.6202	3.7389	3.8575	3.9762	3.0249
.3563	1.1221	.1708				
3.2289	185.0000					
.2363	.2285	.2208	.2131	.2054	1.1541	2.1027
3.0513	4.0000	3.9986	3.9972	3.9959	3.9945	3.0385
.3563	1.1265	.1705				
3.3161	190.0000					
.2314	.2241	.2167	.2093	.2020	1.2025	2.2030
3.2035	4.2041	4.0877	3.9714	3.8550	3.7387	2.8472
.3563	1.0642	.1727				
3.4034	195.0000					
.2665	.2546	.2426	.2306	.2187	1.1882	2.1577
3.1273	4.0968	3.9714	3.8460	3.7206	3.5952	2.7378
.3563	1.0228	.1654				
3.4907	200.0000					
.2203	.2255	.2307	.2359	.2411	1.1668	2.0925
3.0182	3.9439	3.7733	3.6027	3.4321	3.2616	2.4840
.3563	.9288	.1512				
3.5779	205.0000					
.2608	.2826	.3044	.3262	.3480	1.2434	2.1387
3.0341	3.9294	3.6751	3.4207	3.1664	2.9120	2.2253
.3563	.8518	.1651				
3.6652	210.0000					

.2487	.4285	.6084	.7882	.9681	1.7166	2.4651
3.2137	3.9622	3.5713	3.1803	2.7894	2.3984	1.8382
.3563	.7177	.1575				
3.7525	215.0000					
.2599	.5748	.8897	1.2046	1.5195	2.1098	2.7000
3.2902	3.8805	3.4129	2.9454	2.4779	2.0103	1.5465
.3563	.6187	.1548				
3.8397	220.0000					
.2562	.6519	1.0477	1.4435	1.8393	2.3522	2.8650
3.3779	3.8908	3.2377	2.5847	1.9317	1.2786	.9952
.3563	.4284	.1450				
3.9270	225.0000					
.2567	.7253	1.1939	1.6625	2.1311	2.5771	3.0231
3.4692	3.9152	3.1826	2.4499	1.7173	.9847	.7758
.3563	.3581	.1493				
4.0143	230.0000					
.2421	.7703	1.2986	1.8268	2.3551	2.7569	3.1586
3.5604	3.9622	3.1157	2.2692	1.4226	.5761	.4672
.3563	.2495	.1406				
4.1015	235.0000					
.2439	.8212	1.3986	1.9759	2.5533	2.9371	3.3208
3.7046	4.0884	3.1355	2.1827	1.2299	.2771	.2416
.3563	.1708	.1354				
4.1888	240.0000					
.2694	.9028	1.5362	2.1696	2.8030	3.1521	3.5012
3.8503	4.1994	3.1969	2.1945	1.1921	.1896	.1784
.3563	.1558	.1445				
4.2761	245.0000					
.2731	.9505	1.6279	2.3053	2.9827	3.2498	3.5170
3.7841	4.0513	3.0769	2.1025	1.1281	.1537	.1496
.3563	.1415	.1374				
4.3633	250.0000					
.2687	.9892	1.7096	2.4301	3.1506	3.2354	3.3203
3.4051	3.4899	2.6513	1.8127	.9741	.1354	.1425
.3563	.1565	.1635				
4.4506	255.0000					
.2673	1.0637	1.8601	2.6565	3.4530	3.4047	3.3564
3.3081	3.2599	2.4690	1.6782	.8874	.0965	.1158
.3563	.1544	.1737				
4.5379	260.0000					
.2953	1.0961	1.8968	2.6976	3.4984	3.3403	3.1822
3.0242	2.8661	2.1668	1.4676	.7683	.0691	.0981
.3563	.1561	.1851				
4.6251	265.0000					
.2642	1.1008	1.9374	2.7740	3.6107	3.3305	3.0503
2.7701	2.4899	1.8791	1.2683	.6574	.0466	.0780
.3563	.1407	.1721				
4.7124	270.0000					
.2704	1.1553	2.0402	2.9251	3.8099	3.4335	3.0571
2.6807	2.3043	1.7465	1.1887	.6310	.0732	.0989
.3563	.1503	.1760				
4.7997	275.0000					
.2661	1.0890	1.9119	2.7347	3.5576	3.1536	2.7495

2.3455	1.9414	1.4732	1.0050	.5368	.0686	.0945
.3563	.1463	.1722				
4.8869	280.0000					
.2699	1.0620	1.8541	2.6462	3.4383	2.9349	2.4315
1.9281	1.4247	1.0848	.7449	.4050	.0651	.0892
.3563	.1373	.1613				
4.9742	285.0000					
.2543	.9954	1.7364	2.4774	3.2185	2.6026	1.9868
1.3710	.7551	.5816	.4082	.2347	.0612	.0880
.3563	.1417	.1685				
5.0615	290.0000					
.2675	1.0924	1.9173	2.7422	3.5671	2.7325	1.8980
1.0634	.2289	.1883	.1476	.1070	.0664	.0927
.3563	.1454	.1718				
5.1487	295.0000					
.2580	1.2327	2.2074	3.1821	4.1567	3.1658	2.1748
1.1838	.1929	.1616	.1304	.0992	.0680	.0935
.3563	.1447	.1703				
5.2360	300.0000					
.2407	1.2577	2.2747	3.2917	4.3088	3.2739	2.2390
1.2041	.1692	.1438	.1185	.0931	.0678	.0918
.3563	.1399	.1639				
5.3233	305.0000					
.2488	1.2688	2.2888	3.3088	4.3289	3.2926	2.2563
1.2200	.1838	.1532	.1227	.0922	.0617	.0923
.3563	.1535	.1841				
5.4105	310.0000					
.2403	1.2850	2.3297	3.3744	4.4191	3.3697	2.3204
1.2710	.2216	.1842	.1467	.1092	.0718	.0979
.3563	.1503	.1765				
5.4978	315.0000					
.2439	1.1996	2.1554	3.1111	4.0669	3.1032	2.1395
1.1758	.2121	.1759	.1396	.1034	.0672	.0953
.3563	.1516	.1797				
5.5851	320.0000					
.2478	1.1531	2.0584	2.9637	3.8691	2.9705	2.0719
1.1734	.2748	.2242	.1736	.1230	.0723	.0996
.3563	.1540	.1812				
5.6723	325.0000					
.2420	1.1463	2.0507	2.9551	3.8595	3.0358	2.2121
1.3884	.5647	.4409	.3171	.1933	.0695	.0999
.3563	.1606	.1910				
5.7596	330.0000					
.2446	1.1184	1.9923	2.8661	3.7399	3.0344	2.3289
1.6234	.9179	.7058	.4937	.2816	.0695	.0986
.3563	.1567	.1857				
5.8469	335.0000					
.2115	1.0468	1.8822	2.7176	3.5529	2.9791	2.4053
1.8315	1.2576	.9588	.6599	.3611	.0622	.0936
.3563	.1563	.1877				
5.9341	340.0000					
.2137	1.0147	1.8157	2.6167	3.4177	2.9521	2.4866
2.0211	1.5556	1.1825	.8094	.4362	.0631	.0985

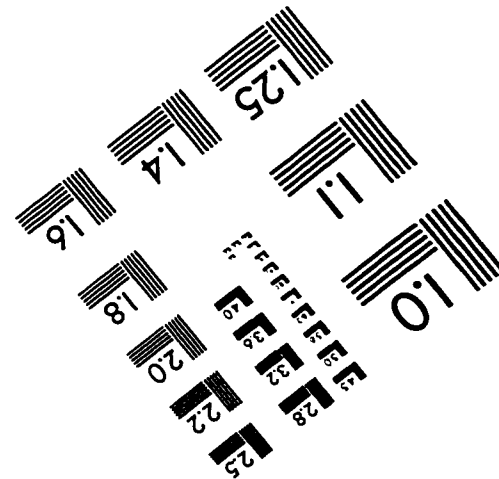
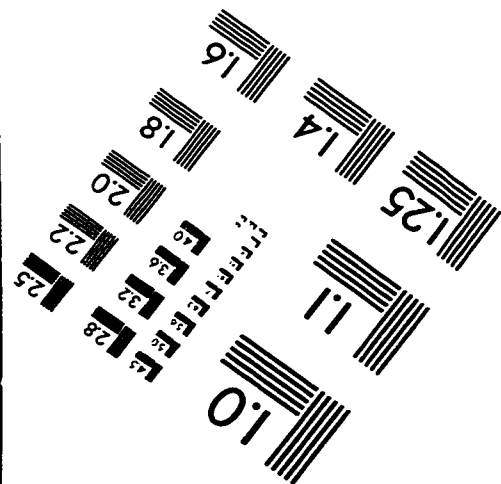
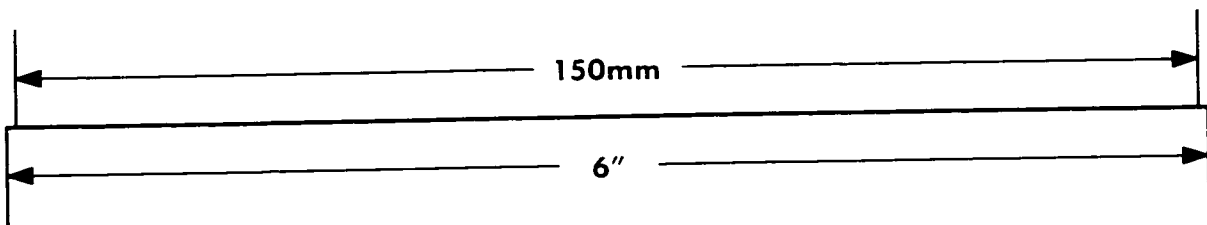
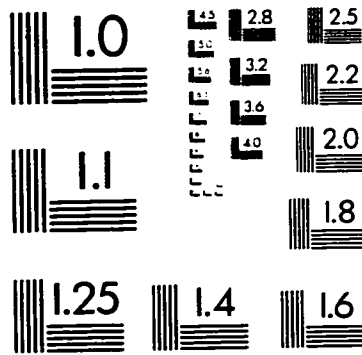
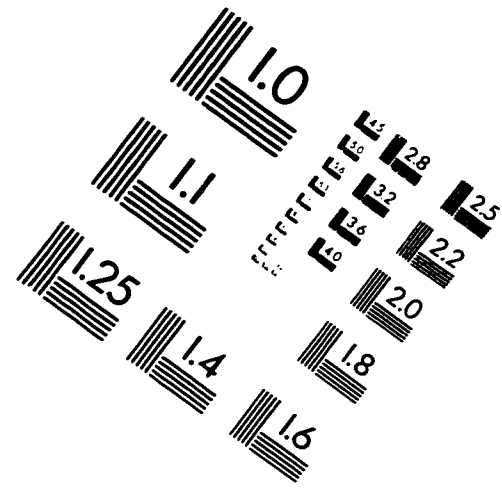
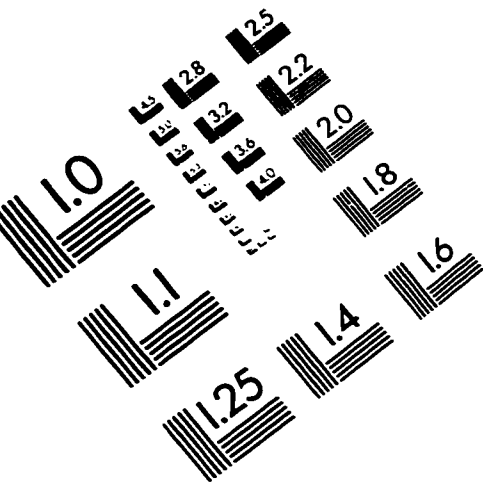
.3563	.1692	.2046				
6.0214	345.0000					
.2218	.9628	1.7037	2.4446	3.1856	2.8641	2.5426
2.2211	1.8996	1.4416	.9836	.5256	.0675	.1001
.3563	.1652	.1978				
6.1087	350.0000					
.2100	.8857	1.5613	2.2369	2.9126	2.7418	2.5711
2.4003	2.2296	1.6906	1.1516	.6126	.0736	.1019
.3563	.1584	.1867				
6.1959	355.0000					
.1926	.7754	1.3581	1.9409	2.5237	2.5232	2.5228
2.5223	2.5219	1.9157	1.3095	.7033	.0971	.1271
.3563	.1871	.2171				

Infile.txt:

On remarque que plusieurs méthodes de reconstruction peuvent être utilisées en même temps avec SNARK93. C'est d'ailleurs un gros avantage de ce logiciel. Dans ce fichier on remarque tout d'abord que le nombre de pixels qui a été spécifié est de 35 et que le diamètre de ceux-ci est de 0.5 cm. Ensuite on indique que le nombre d'itérations doit se terminer lorsque la variance des coefficients d'atténuation entre chaque itération est égale ou inférieure à 0.1. En ce qui concerne la commande EXECUTE et les identificateurs qu'on doit ajouter après, le lecteur peut se référer au manuel d'utilisation de SNARK93. La commande PUNCH a pour but qu'une fois la reconstruction terminée, les coefficients et résultats sont mis dans un fichier appelé « punch ». De ce fichier on peut ensuite le modifier pour ne garder que la matrice de coefficients reconstruits pour ensuite la visualiser à l'aide de MATLAB. Les 1 qui suivent sont là pour indiquer quelles itérations doivent être stockées dans le fichier punch. Le fichier et le programme se termine par la commande END.

PICTURE RECONSTRUCTION 35 0.5

IMAGE EVALUATION TEST TARGET (QA-3)



APPLIED IMAGE, Inc.
1653 East Main Street
Rochester, NY 14609 USA
Phone: 716/482-0300
Fax: 716/288-5989

© 1993, Applied Image, Inc., All Rights Reserved