

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF-M'SILA

FACULTE DE TECHNOLOGIE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

MEMOIRE DE FIN D'ETUDES EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLOME

D'INGENIEUR D'ETAT EN GENIE ELECTRONIQUE

OPTION : CONTROLE

THEME

ETUDE COMPARATIVE DES
METHODES DE RECONSTRUCTION DE
LA TOMOGRAPHIE ELECTRONIQUE
(MODE EFTEM)

Proposé et dirigé par:

Dr. Z. MESSALI

Présenté par :

KHARKHACHE FATIMA ZAHRA

N° D'ordre: 111021360

PROMOTION : JUIN 2011

Remerciements

Tout d'abord je remercie le bon dieu, le clément de m'avoir donne la foi et le courage de terminer ce projet . Je tiens à remercier très sincèrement ma promotrice Madame **MESSALI Zoubeida** qui a su croire en moi, et dont le soutien, le suivi, la disponibilité, et les conseils m'ont été plus que précieux.

Mes remerciements vont également aux enseignants membres de jury de ce travail. Je remercie aussi tous nos professeurs de la promotion de l'Electronique.

Je réserve mes remerciements les plus chaleureux à ma famille. Rien n'aurait été possible sans le soutien de mes parents mes sœurs et mes frères.

Finalement, mes remerciements à toute personne ayant contribue de près ou de loin à l'aboutissement de ce modeste travail merci encore à vous, rien n'a su me motiver davantage que votre appui..

Dédicaces

*Je dédie ce modeste travail à mes chers et
formidables parents, qui m'ont encouragé, aidé et
soutenu, Comme je le dédie à :*

A mes frères Moussa, Bachir, et Islam

*A mes sœur Lwiza, Ahlam, Chaima, Asma, et
Razika, son mari Saad et son fils Ibrahim alkhalil*

A mon fiancé Khaled

A toute ma famille

A tous mes amis

Sommaire

INTRODUCTION GENERALE	1
-----------------------------	---

Chapitre1:Principe de Base de la Reconstruction Tomographique d'Image

1.1 INTRODUCTION.....	5
1.2 ETAT DE L'ART	5
1.3 RECONSTRUCTION DES OBJETS A PARTIR DE LEUR PROJECT.....	7
1.4 LES TECHNIQUES DE TOMOGRAPHIE	9
1.4.1 La Tomographie Par Transmission	11
a.La Tomographie Par Transmission A Rayon X	11
b. La Microscopie Electronique A Transmission.....	16
1.4.2 La Tomographie Par Emission.....	18
a.Tomographie D'emission Monophonique Ou SPECT.....	18
b.Tomographie D'emission De Position Ou PET	19
1.4.3 Imagerie Par Resonance Magnetique (IRM)	21
1.5 MATHEMATIQUE DE TOMOGRAPHIE	23
1.5.1 Transforme De Radon	25
1.5.2 Methodes De Reconstruction	29
1.5.2.1 Methodes Analytiques De Reconstruction	29
a.Theoreme De La Coupe Centrale (Tcc)	29
b. Methode De Retroprojection Direct	30
c. Methode De Retroprojection Filtre	32
1.5.2.2 Methodes Iteratives De Reconstruction	35
a. Les Methodes Iteratives Classiques.....	38
. Methode ART	38
. Methode SIRT	38
. Methode SART	39
. Methode SMART.....	41
b. Les Algorithmes Iteratives Statique.....	41
. Algorithmme EM	41

. <i>Algorithme MLEM</i>	42
. <i>Algorithme OSEM</i>	43
. <i>Algorithme Du Gradient Conjugue GC</i>	44
1.5.3 Approche Baysienne	44
1. 6 CONCLUSION	46

Chapitre2 : Microscopie Electronique

2.1 INTRODUCTION	48
2.2 ETAT DE L'ART	48
2.3 PRINCIPE DE MICROSCOPIE ELECTRONIQUE.....	50
2.4 LES TYPES DE MICROSCOPIE ELECTRONIQUE.....	50
2.4.1 Microscopie Electronique A Balayage (MEB).....	51
2.4.2 Microscopie Electronique En Transmission (MET).....	54
2.5 MODE DE MICROSCOPIE ELECTRONIQUE EN TRANSMISSION.....	57
2.5.1 Microscopie Electronique Conventiennelle.....	57
2.5.2 La Microscopie Electronique En Transmission En Mode Balayage (STEM).....	57
2.5.3 La Spectroscopie De Pertes D'énergie (EELS).....	60
2.5.4 Microscopie Electronique A Energie Filtrée (EFTEM).....	61
2.6 Tomographie Electronique a énergie filtrée (EFTEM).....	63
2.6.1 La méthode de trois fenêtres (mode EFTEM).....	63
<i>a. alignement des images</i>	65
<i>b. Choix des conditions expérimentales et extraction des cartographies 2D élémentaires</i>	68
2.6.2 la méthode analyse par composante principaux(PCA)	69
2.7 CONCLUSION	71

Chapitre3: Le Logiciel De Reconstruction Tomographique (TomoJ)

3.1 INTRODUCTION	73
3.2 MANUEL D'UTILISATION	73
3.2.1 Installation.....	73



3.2.2 Description De L'interface	75
<i>a.Menu</i>	75
<i>b.Data Information</i>	77
<i>c.Preprocessing</i>	79
<i>d.Alignement</i>	82
<i>.Automatique Alignement</i>	82
<i>.Menu Landmark</i>	84
<i>e.Reconstruction</i>	89
<i>.partie Information</i>	89
<i>.Reconstruction Option</i>	91
<i>f.Post Processing</i>	92
3.3 UTILISATION DES OPERATION CLASSIQUE	94
3.4 CONCLUSION	98

Chapitre 4: Resultat et discussion

4.1 INTRODUCTION	100
4.2 RESULTATS DE RECONSTRUCTION	101
4.2.1 Les Methodes Analytiques	101
<i>a. la methode retroprojection (Back projection)</i>	101
<i>b. la methode retroprojection filtree (Wiegthed Back projection)</i>	105.
4.2.2 Les Methodes iteratives	105
<i>a. la methode ART</i>	109
<i>b. la methode SIRT</i>	109
4.2.3 Methode L'analyse par Composantes Pnincipals(PCA).....	113
4.3 CONCLUSION	116
CONCLUSION GENERALE.....	117
REFERENCES.....	119

Liste des Figures

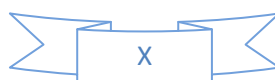
1.1	Représentation d'une fonction objet $f(x,y)$	8
1.2	Procédé de projection.	8
1.3	Exemple de sinogramme.....	10
1.4	Principe de projection : la mesure $p_{\theta}(u)$ correspond à l'intégrale de la fonction a reconstruite le long d'une droite orthogonale à l'axe u	13
1.5	Principe d'acquisition des mesures.....	13
1.6	Caméra de tomodynamométrie X.....	15
1.7	Schéma des interactions faisceau d'électrons – matière.....	17
1.8	Caméra SPECT.....	20
1.9	Principe du système PET	22
1.10	camera PET.....	22
1.11	Détection de photons en coïncidence.....	22
1.12	Camera Imagerie par Résonance Magnétique.....	24
1.13	Principe de la technique de l'imagerie par résonance magnétique (IRM).....	24
1.14	Johann Radon (1887-1956).....	26
1.15	Droite L est déterminée par deux paramètres p et	26
1.16	Représentation la droite L dans l'espace (θ, u)	28
1.17	Illustration de la transformation de Radon d'une région D de $f(x, y)$	28
1.18	Représentation schématique du théorème de la coupe centrale.....	31
1.19	Reconstruction tomographique d'un objet simple composé d'un seul voxel non nul au centre (a). La rétroprojection directe génère des artefacts en étoile autour du voxel central (b)	31
1.20	courbe représentative du filtre rampe.....	34
1.21	Géométrie du problème de reconstruction pour les méthodes itératives Le coefficient R_{ij} modélise le recouvrement du pixel i et du rayon.....	37
1.22	Principe de la méthode SIRT.....	40
2.1	Représentation schématique d'un microscope électronique à balayage équipé d'un système de microanalyse de rayons X.....	52
2.2	Principe de la microscopie électronique à balayage.....	53
2.3	Représentation schématique de l'interaction entre un faisceau d'électron et la surface d'un échantillon	53
2.4	la microscopie électronique.....	55
2.5	Coupe d'un microscope électronique à transmission.....	56
2.6	La Microscopie Electronique En Transmission En Mode Balayage (STEM)	62
2.7	principe de EELS.....	62
2.8	Spectre EELS : pour extraire le signal, le fond peut être approximé par une fonction $F(E) = AE^{-r}$. le choix des fenêtres énergétiques pour l'acquisition des images filtrées au seuil de l'oxygène est schématisé...	64
2.9	Le principe de la méthode des trois fenêtres.....	66
2.10	L'alignement des projections afin de les positionner dans un système de coordonnées 3D unique, avec l'axe de tilt commun à toutes les projections.....	67
2.11	images filtrées typiques extraites de séries d'images en mode EFTEM.....	70

3.1	fenêtre d'imageJ.....	74
3.2	la fenêtre de ligne de commande.....	76
3.3	interface de TomoJ.....	76
3.4	panneau de menu.....	76
3.5	interface de TomoJ montrant le panneau de l'information de données (data information).....	78
3.6	interface de TomoJ avec l'étiquette de prétraitement choisie(pre-processing).....	80
3.7	Fenêtre qui apparait lorsque appuis sur HotSpot detection	81
3.8	fenetre de parametre de filtre	81
3.9	interface de TomoJ montrant l'etiquette de l'alignement.....	83
3.10	la fenetre de parametre de automatiquement alignment	83
3.11	interface de TomoJ montrant l'etiquette de l'alignement .le cercle rouge interieur sont les nouvelles fonctionnalites liees aux landmarck...	85
3.12	Fenêtre des paramètres de Generate Landmarks 'algorithme Grid'.....	88
3.13	Fenêtre des paramètres de Generate Landmarks 'algorithme critical points-localminima'.....	88
3.14	interface TomoJ montre le panneau de la reconstruction.....	90
3.15	interface de TomoJ montre le panneau de post-processing.....	93
3.16	l'ouverture de TomoJ.....	95
3.17	définition de ongle d'inclinaison.....	95
3.18	utilisation de filtre	96
3.19	utilisation de l'alignement par cross-correlation.....	96
3.19	utilisation de l'alignement par cross-correlation.....	97
3.20	utilisation de la methode ART pour la reconstruction.....	97
3.21	temps de la reconstruction.....	97
4.1	Image de test de la cart carbone.....	102
4.2	ouverture de projet EFTEM	102
4.3	Fenêtre des différentes énergies de signal.....	103
4.4	Les methode de soustraction de signal la methode power.....	103
4.5	resultat obtenu apres le soustraction de signal.....	104
4.6	resultat d'alignement par algorithme cross-correlation.....	106
4.7	resultat de cross-correlation.....	106
4.8	resultat d'alignement par algorithme Landmarck.....	107
4.9	resultat de cross-correlation.....	107
4.10	resultat d'alignement par algorithme landmarck	108
4.11	resultat obtenu par la methode BP	108
4.12	resultat de projection	110
4.13	resultat obtenu par la methode WBP	110
4.14	Résultat obtenu par la méthode ART a 5 iteration	111
4.15	resultat de projection de methode ART 5 iteration.....	111
4.16	Résultat obtenu par la méthode ART a 10 iteration.....	112
4.17	Résultat obtenu par la méthode SIRT a 5 iteration	112
4.18	Fenetre de l'analyse des composantes pnincipals.....	114
4.19	Résultat obtenu après l'analyse en des composantes Pnincipals.....	114
4.20	Résultat obtenu par la méthode ART a 5 iteration après l'analyse en des composantes Pnincipals.....	115

Notation et Abréviation

Tous au long de ce manuscrit, les notations et les abréviations classiques suivantes seront utilisées :

RMN :	Résonance Magnétique Nucléaire
TDM:	TomoDensitoMétrie
SPECT :	Single Photon Emission Computed Tomography
PET :	Positron Emission Tomography
TEMP :	Tomographe à Emission Mono Photonique
TEP :	Tomographe par Emission de Positons
MEB :	microscopie électronique à balayage
MET :	microscope électronique à transmission
CT :	computarized tomography
IRM :	Imagerie par Resonance Magnetique
TCC :	Theoreme De La Coupe Centrale
ART :	Algebraic Reconstruction Technique
SIRT :	Simultaneous Iterative Reconstruction Technique
SART :	Simultaneous Algebraic Reconstruction Techniques
SMART :	Simultaneous Multiplicative Algebraic Reconstruction Technique
EM :	Expectation Maximization
MLEM :	Maximum Likelihood Expectation Maximization



OSEM :	Ordered Subsets Expectation Maximization
GC :	Gradient Conjugué
MAP :	Maximum a Posteriori
WBP :	weigthed Back Projection
BP :	Back Projection
2D :	deux dimensions
3D :	trois dimensions
EELS :	Electron Energy Loss Spectroscopy
SEM :	Scanning Electron Microscope
STEM :	Scanning Transmission Electron Microscopy
BF :	Bright Field
DF :	Dark Field
HAADF :	High Angle Annular Dark Field
EFTEM :	Energie Filtred Transmission Electron microscopy
PCA :	principal component Analysis
ZL :	Zeros Loss
TEM :	Transmission Electron Microscope
TF :	Transforme de Fourier
EDS :	Energy Dispersive X-Ray
RBI :	Rescaled Block Itération

INTRODUCTION GENERAL

La tomographie, au sens étymologique du terme, est un mode de visualisation en coupe d'un objet quel qu'il soit. De nos jours, et par abus de langage, nous employons le terme « tomographie » pour désigner un système ou une procédure qui permet d'imager l'intérieur d'un objet et donc des coupes à partir de ses projections réparties tout autour de celui-ci.

La Tomographie médicale a été développée rapidement dans les années 1970 et 1980. En 1979, Allan Cormack et Godfrey Hounsfield ont reçu le prix Nobel de médecine pour leurs contributions dans l'invention du CT scanner ou la Tomographie X médicale d'aujourd'hui. Cette découverte entraîna à la création des différents types de machine de tomographie comme l'imagerie par résonance magnétique (*IRM*), la gamma-caméra (*SPECT*) et la Tomographie par émission de positons (*TEP*). Ces machines de Tomographie apportent à la médecine de merveilleux outils d'observation à l'intérieur du corps des patients sans faire une intervention chirurgicale. Cependant, ces inventions sont retournées à la redécouverte des résultats de la théorie de Radon en 1917. Pour cette raison, la transformation de Radon est le fondement de la Tomographie en résolvant le problème de projection et de reconstruction à partir des projections. Donc, dans la première partie, nous étudions les différentes techniques actuelles de la reconstruction Tomographique tel que la tomographie par transmission et la tomographie par émission et l'Imagerie par Résonance Magnétique (*IRM*). Ensuite, nous nous sommes intéressés à la théorie de la transformation de Radon. Nous définissons la théorie de Radon en se basant sur l'hypothèse que la fonction $f(x,y)$ est continue et à support compact. La transformation de Radon est donc définie par l'intégrale de curviligne au long d'une droite L . Les mesures de fonction $f(x,y)$ sont appelées la projection ou le profil de l'objet.

Les nanomatériaux sont de plus en plus présents dans notre vie quotidienne : ils se trouvent dans une très large gamme de produits, comme par exemple en médecine, industrie pétrolière. La microscopie électronique (*SEM* ou *TEM*), qui sont capables de nous fournir des informations plus détaillées de nature morphologique ou même structurale à l'échelle nanométrique. Du point de vue de la caractérisation

des nanomatériaux, toutes ces techniques présentent l'un des inconvénients suivants : les informations de nature chimique sont moyennées, les variations de concentrations sont difficilement observables, les images obtenues sont limitées en résolution spatiale et en champ observé, les informations sont intégrées en épaisseur (étant obtenues par l'analyse d'une seule projection de l'objet). Afin de résoudre les caractéristiques des objets dans les trois dimensions de l'espace, il faut s'orienter vers des techniques capables de reconstruire leurs volumes à partir des observations bi-dimensionnelles. À l'échelle nanométrique, la technique correspondante est la tomographie électronique, la seule capable de nous dévoiler un nano-objet dans ses trois dimensions et de déterminer ses caractéristiques spatiales. Elle consiste à reconstruire le volume d'un objet à partir d'une série de ses projections enregistrées en l'inclinant autour d'un axe de tilt par rapport au faisceau électronique. Elle a été développée dans les années 1970 mais son application dans le domaine des nanomatériaux est relativement récente.

Cependant, elle semble devenir un outil indispensable pour l'étude des nanomatériaux, grâce en partie à la présence de plusieurs modes permettant sa mise en œuvre (champ clair en TEM, champ sombre en STEM) et, en conséquence, à la multitude d'informations qui en résulte.

La tomographie EFTEM combine l'approche tomographique et l'imagerie filtrée en énergie. Ce mode d'imagerie est basé sur la spectroscopie des pertes d'énergie des électrons traversant l'échantillon dans un microscope électronique et permet d'obtenir, en combinant plusieurs images, une cartographie chimique d'un seul élément. Elle fournit une image qui est la projection du signal, l'algorithme de reconstruction tomographique va nous permettre d'obtenir des volumes mais cette fois-ci chimiquement sélectifs.

Dans ce travail, nous nous intéressons à la tomographie électronique en mode EFTEM. Nous essayons de faciliter la lecture de ce domaine pour d'autres étudiants nous exploitons le logiciel TomoJ 2.13, un logiciel développé particulièrement pour les images microscopiques.

À la fin de la manuscrit, nous essayons d'établir une comparaison entre les différentes méthodes de reconstruction tomographiques.

Ce mémoire est structuré en quatre chapitres :

- Chapitre 1 : Dans le premier chapitre, nous présenterons des généralités sur le principe de base de la reconstruction tomographique des images et ses différentes applications. puis nous représentons le mathématique de la reconstruction qui est basé sur la transforme de RADON et les différentes méthodes de résolution. Ces méthodes se divisent en deux grandes familles : les méthodes analytiques et les méthodes itératives.
- Chapitre 2 : dans ce Chapitre nous avons fait un rappels sur la microscopie électronique en transmission et les différents mode de travaille tel que le mode STEM, et le mode EFTEM. Ensuite nous représentons les problèmes rencontres dans ce mode, et les méthodes utilisées pour traitées le signal avant la reconstruction.
- Chapitre 3 : dans troisième Chapitre nous avons présentées le logiciel de la reconstruction tridimensionnelle dans la microscopie electronique de transmission TomoJ 2.13 sur ImageJ 1.44 .
- Chapitre 4 : dans le quatrième Chapitre nous avons fait des testes sur les differents methodes de la reconstruction qui trouve dans logiciel , et nous avons discute.

RECONSRUCTION TOMOGRAPHIE D'IMAGE

Résumé

Dans ce chapitre nous allons aborder en bref l'histoire et l'évolution de la Tomographie. Ensuite, nous présentons le principe ainsi que les techniques de la tomographie, nous nous intéressons au principe mathématique de base ainsi qu'est a la transformée de RADON. Deux grandes méthodes de résolution de la reconstruction tomographique seront exposées:

- les méthodes analytiques.
- les méthodes itératives.

SOMMAIRE

- 1.1 INTRODUCTION
 - 1.2 ETAT DE L'ART
 - 1.3 RECONSTRUCTION DES OBJET A PARTIR DE LEUR PROJECTION
 - 1.4 TECHNIQUE DE TOMOGRAPHIE
 - 1.5 MATHEMATIQUE DE TOMOGRAPHIE
 - 1.6 CONCLUSION
-

1.1 INTRODUCTION

La tomographie est une méthode de prise d'image qui permet de prendre des photographies planaires ou tridimensionnelles d'un objet en ayant recours à des projections sur des droites d'angle θ autour d'un point centré quelconque. Ces droites sont ensuite recombinaées ensemble pour reconstruire l'image 2D ou 3D de l'objet en question. La tomographie est une technique d'imagerie complexe, et pourtant abondamment employée dans une multitude de disciplines scientifiques. La complexité de la tomographie réside, en grande partie, dans le fait qu'il s'agit d'un problème inverse mal posé dont la résolution exacte et directe est par conséquent impossible[1]. La tomographie est un jeune domaine de recherche (environ 30 ans de développement) mais elle a créé une application très large dans des domaines scientifiques : la médecine, la biologie, l'astronomie, la géophysique, la résonance magnétique nucléaire (RMN) et l'optique [2]. La tomographie offre plusieurs avantages par rapport à l'imagerie photographique conventionnelle (caméra, lumière contrôlé etc.) Elle permet en outre de prendre des mesures de distance, surface, volume et densité local dans toutes les directions d'un tomographe 2D ou 3D [3]. La modélisation mathématique du problème de reconstruction tomographique s'appuie sur la transformation de Radon dont la définition et quelques propriétés sont rappelées. Après un bref résumé sur les méthodes conventionnelles 2D, nous présentons les principes physiques pour deux modalités bien appropriées à cette modélisation : la tomographie de transmission et la tomographie d'émission [4]. Les applications des techniques de reconstruction tomographique sont multiples et variées, notamment en médecine, avec : TomoDensitométrie (TDM), Tomographie par Emission Mono Photonique, Tomographie par Emission de Positron, imagerie par Résonance Magnétique, ces applications seront détaillées ultérieurement [1]. aussi dans ce chapitre en doit détaille le principe de la reconstruction tomographique et les méthodes de la reconstruction.

1.2 ETAT DE L'ART

La tomographie est une méthode déjà ancienne : en 1921, un dermatologue français, A. Bocage, publie les principes, et fait breveter le premier système. L'idée

Chapitre1 principe de La Reconstruction Tomographique d'Images

est reprise en Italie par Vallebona, qui développe en 1930 le premier tomographe médical dont les résultats soient réellement rigoureux ; à la même époque Ziedses des Plantes invente la planigraphie multidirectionnelle. A partir de 1945, les recherches vont s'intensifier dans ce domaine et conduire à des résultats plus performants. Rapidement, les images tomographiques deviennent indispensables en radiologie pulmonaire, les artefacts sont peu à peu éliminés (Pizon et Tellier) ; la tomographie osseuse se développe (Herdner), cependant que Vallebona en Italie, Frain et Lacroix en France mettent au point la tomographie axiale transverse, avec obtention des coupes transversales, perpendiculaires à l'axe longitudinal du corps. Les développements technologiques ultérieurs vont conduire à des appareils de plus en plus élaborés et précis. Sans et Porcher construisent, en 1950, le premier tomographe à balayage pluridirectionnel, qui passe rapidement dans le domaine commercial (Polytome - Massiot). Depuis 1972, la mise au point de la tomодensitométrie et des scanographes de haute précision entraîne le recul de la tomographie conventionnelle. La tomographie axiale transverse reconstruite par ordinateur et ses résultats laisse prévoir le remplacement progressif des tomographes, aussi bien pour l'exploration des organes profonds que pour l'analyse des structures osseuses les plus fines. Cependant beaucoup de statifs de radiographie resteront équipés de systèmes tomographiques, et il paraît justifiable de consacrer encore à l'heure actuelle quelques pages à l'étude de cette technique[5].

La tomographie est un mot issu du grec « *tomos* » signifiant littéralement « coupe » ou « tranche », et « *graphein* » signifiant « écrire ». Ce mot signifie donc littéralement représentation en coupes. D'une manière plus générale, on désigne par tomographie toutes les techniques qui consistent à reconstruire le volume d'un objet à partir d'une série de mesures déportées à l'extérieur de l'objet. Ces mesures peuvent être effectuées soit à la surface, soit à une certaine distance de l'objet. Le résultat obtenu est une reconstruction en 3D des valeurs prises par une grandeur physique caractérisant l'intérieur de l'objet ; la grandeur physique à caractériser dépend du type d'information que peuvent fournir les détecteurs utilisés (détection d'une particule, pression acoustique, atténuation d'un faisceau lumineux, différence de vitesses) [1].

La tomographie pour but de fournir une représentation en coupes des structures anatomiques l'image radiologique habituelle additionne une infinité de plans superposes la tomographie est l'étude d'un plan de coupe unique sélectionne

cependant que tous les autres plans sont effacés aussi complétement que possible[5]. Il convient avant d'aborder les méthodes de reconstruction tomographique de rappeler le principe de reconstruction des objets à partir de leurs projections.

1.3 RECONSTRUCTION DES OBJETS A PARTIR DE LEUR PROJECTION

Les principes mathématiques de base de la reconstruction tomographique ont été pour la première fois énoncés par J. Radon en 1917 suite à ses travaux sur la détermination d'une fonction à partir de ses intégrales. On peut définir la distribution bidimensionnelle d'une grandeur physique par une fonction $f(x,y)$ donnant sa valeur en tout point de coordonnées (x,y) du plan. Ainsi, la distribution $f(x,y)$ constitue l'objet étudié. La Figure 1.1 représente cette fonction de distribution dans un repère cartésien (x,y) fixe ainsi que dans un repère (u,v) tournant qui forme un angle θ avec le repère fixe. Ce repère tournant est associé au détecteur qui, à chaque pas d'acquisition, enregistre une projection faisant un angle θ par rapport à l'objet [1]. A une ligne de projection faisant un angle θ avec l'axe x correspond une fonction $p(u,\theta)$ qui en tout point de coordonnée u de la projection fait correspondre la sommation de toutes les activités rencontrées sur un axe perpendiculaire à l'axe u . Sur la Figure 1.1, le repère cartésien (O,x,y) fixe est lié à la distribution d'activité f tandis que le repère tournant (O,u,v) est associé à la gamma-caméra en rotation à l'incidence θ . Les coordonnées dans les deux repères sont reliées par les relations de l'équation (1.1)

$$\begin{cases} u = x \cos \theta + y \sin \theta \\ v = -x \sin \theta + y \cos \theta \end{cases} \Leftrightarrow \begin{cases} x = u \cos \theta - v \sin \theta \\ y = u \sin \theta + v \cos \theta \end{cases} \quad (1.1)$$

Les projections monodimensionnelles $p(u,\theta)$ sous l'incidence θ s'écrivent : [6]

$$p(u,\theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(u \cos \theta - v \sin \theta, u \sin \theta + v \cos \theta) dv \quad (1.2)$$

La Figure 1.2 schématise la projection $p(u,\theta)$, le long d'un axe u , de la fonction $f(x,y)$ suivant deux angles de vue 0° à 90° l'un de l'autre. Une projection linéaire p consiste en un ensemble de valeurs ordonnées, chacune correspondant à un point de détection ; ces valeurs sont égales à la somme de la grandeur mesurée le long d'une ligne perpendiculaire à la ligne de détection et passant par le point correspondant.

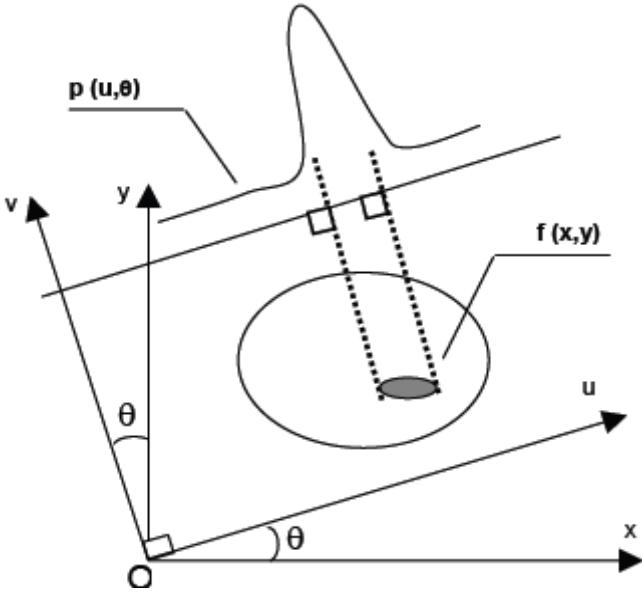


Fig .1.1 Représentation d'une fonction objet $f(x,y)$.

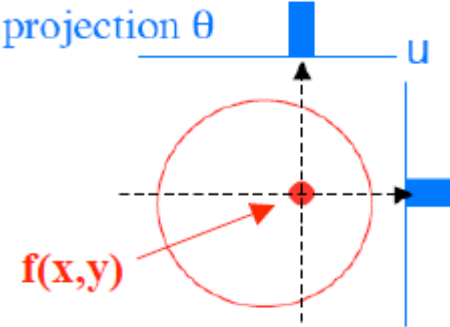


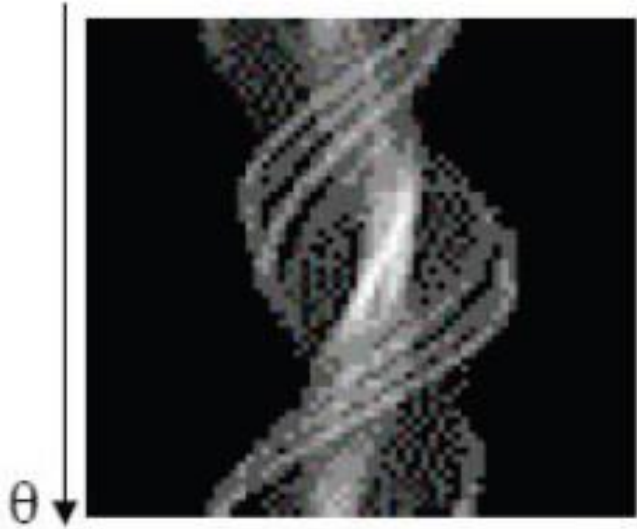
Fig .1.2 Procédé de projection.

L'ensemble des projections pour des angles allant de 0 à π forme une fonction que l'on nomme transformée de Radon de la fonction objet $f(x,y)$. Les projections obtenues par mesures expérimentales sont situées dans ce que l'on appelle l'espace de Radon ; le problème de la reconstruction tomographique va donc consister à passer de l'espace de Radon vers le domaine spatial, autrement dit il faut inverser la transformée de Radon afin d'estimer l'objet $f(x,y)$ à partir des projections $p(u,\theta)$. Les lignes de projections acquises peuvent être disposées les unes au dessous des autres en fonction de l'angle; cette représentation est un sinogramme [1]. On l'appelle sinogramme car les données associées au point d'objet [2]. Les sinogrammes et les projections contiennent les mêmes informations ; ils ne diffèrent que par l'organisation avec laquelle les informations sont représentées. Un sinogramme contient toute l'information relative à une coupe, pour tous les angles de projection alors qu'une projection contient toute l'information relative à toutes les coupes mais pour une incidence angulaire donnée. Ainsi, une source de radioactivité, par exemple, va se déplacer dans cette représentation selon une courbe sinusoïdale. Un exemple de représentation sous forme de sinogramme est donné dans la Figure 1.3 [1].

1.4 LES TECHNIQUE DE TOMOGRAPHIE

L'utilisation de la tomographie est majoritairement et historiquement connue dans le cadre de l'imagerie médicale pour laquelle l'objet à reconstruire est le corps humain, mais elle est aussi pratiquée dans d'autres domaines très différents tels qu'en géophysique, pour reconstruire une structure géologique. L'intérêt de la tomographie est, bien évidemment, de pouvoir connaître in situ les caractéristiques d'un objet, quelque soit le type d'information, sans utiliser des outils diagnostiques invasifs. Lorsqu'il s'agit de réaliser un examen médical, cela permet d'apporter un certain confort aux patients. Il existe deux types de tomographie en imagerie :

- la tomographie de transmission : dans ce cas, l'objet étudié n'est pas lui-même émetteur mais il est soumis à un rayonnement. Le rayonnement transmis par l'objet est ensuite récupéré puis traité.
- la tomographie d'émission : dans ce cas, c'est l'objet lui-même qui est émetteur. La tomographie d'émission est donc idéale pour étudier des objets



, Fig .1.3 Exemple de sinogramme.

qui rayonnent naturellement .Il existe deux types d'imageurs médicaux basés sur la tomographie d'émission :

- ✓ le Tomographe à Emission Mono Photonique (TEMP) .
- ✓ le Tomographe par Emission de Positons (TEP) [1].

1.4.1 La Tomographie Par Transmission

L'évolution de l'imagerie médicale a conduit, au cours du temps, à des solutions techniques très variées. L'imagerie tomographique occupe dans ces progrès une place de tout premier rang. Depuis la mise au point du Scanner X par Hounsfield en 1972, des systèmes de plus en plus performants ont été développés pour l'analyse des structures anatomiques ou fonctionnelles du corps humain. Tous ces systèmes fournissent des informations sur les organes à partir des mesures effectuées par l'instrument et traitées par un algorithme de reconstruction adapté [6].la microscopie electronique en transmission est devenue une technique de caracterisation incontournable dans beaucoup de domaine des sciences de matériaux[7]. Parmi la tomographie par transmission la tomographie a rayon et microscopie electronique qui est devenu expliquer dans le chapitre 2.

.La Tomographie Par Transmission A Rayon X

la tomographie X est un cas particulier de rendu tomographique lui –même procède spécifique de reconstruction a partir de projection qui reste un problème d'inversion. Ces méthodes sont utilisées dans des domaines aussi varier tel que la radio-astronomie la géophysique le contrôle non destructif (médecine , avionique , sylviculture ...) [8]. Le principe physique utilisé en tomographie par rayons X est la transmission des rayons X à travers la matière . Pour la gamme d'énergie utilisée en médecine,l'interaction des photons X et de la matière se manifeste par trois phénomènes:

- effet photoélectrique ,
- effet de diffusion Compton .
- effet de diffusion de Rayleigh.

qui se traduisent globalement par une atténuation .La modélisation de la transmission par une intégrale sur une ligne droite repose en premier lieu sur

Chapitre1 principe de La Reconstruction Tomographique d'Images

l'hypothèse que le faisceau de rayons X est monochromatique. Considérons une radiation monochromatique de longueur d'onde λ traversant un objet sur une droite D. Soit $f(x, y)$, la distribution du coefficient d'atténuation linéaire de la matière au point (x, y) dans le plan considéré, pour la longueur d'onde λ . Si N_0 est le nombre de photons incidents, le nombre de photons transmis après traversée de l'objet peut s'écrire :

$$N = N_0 \exp\left(-\int f(x, y) ds\right) \quad (1.3)$$

où ds représente l'élément différentiel sur la droite D. L'image $f(x, y)$ reconstruite en tomographie par rayons X, correspond, à la distribution du coefficient d'atténuation linéaire des matières traversées dans la coupe considérée. Les gammes d'énergie utilisées dans le domaine médical varient entre 60 et 120KeV, ce qui correspond à des longueurs d'onde comprises entre 100 et 200 nm [4]. Le principe de l'acquisition de ces mesures est illustré par la Figure 1.4. Les axes x et y sont les axes du repère cartésien de la coupe du patient observée, et donc de l'image à reconstruire. Les axes u et v sont liés à une direction du faisceau de rayons X : un faisceau envoyé dans la direction v fournit une suite de points de données (valeurs de projections) sur la droite u d'angle θ . En chaque point de cette droite, la valeur mesurée $p_\theta(u)$ correspond à l'intégrale du coefficient d'atténuation le long d'une droite parallèle à l'axe v selon l'équation (1.3). En faisant varier θ , on acquiert des projections tout autour du patient [9,10].

La tomographie à transmission de rayons X contient des caractéristiques de la mesure tomographique. L'atténuation du rayon est fonction du type de rayon utilisé et du matériel mesuré. Par exemple, si l'on prend le cas courant en médecine, on utilise des rayons X qui traversent des tissus organiques [3]. La valeur d'atténuation dépend de l'intensité de la diffusion du rayonnement et des caractéristiques du tissu examiné comme c'est montré sur la Figure 1.5. Chaque tissu a un coefficient d'atténuation précis μ . La valeur d'atténuation est calculée grâce à la formule de l'atténuation suivante :

$$I = I_0 e^{(-\mu d)} \quad (1.4)$$

I_0 : intensité du faisceau à l'entrée

I : intensité du faisceau à la sortie

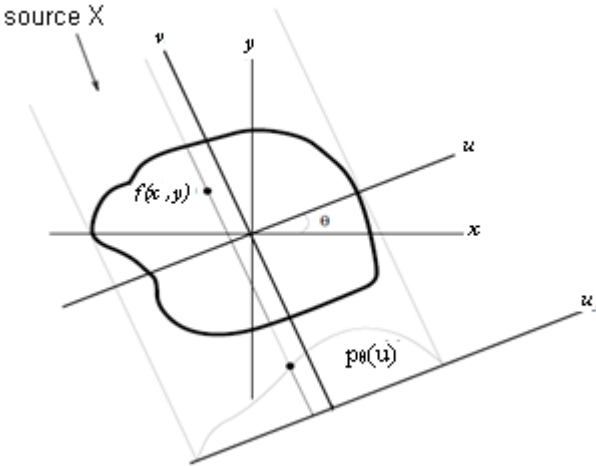


Fig.1.4 Principe de projection : la mesure $p_{\theta}(u)$ correspond à l'intégrale de la fonction a reconstruire le long d'une droite orthogonale a l'axe u.

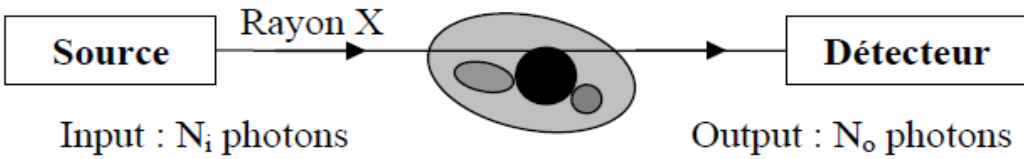


Fig .1.5 Principe d'acquisition des mesures

μ : coefficient d'atténuation linéaire du tissu

d : épaisseur de coupe [2].

La deuxième caractérisation est L'angle du rayon par rapport a l'orientation de la projection ,Pour des raisons mathématiques qui seront présentées plus tard, l'idéal est d'avoir des rayons qui sont parallèles lors de la traversée du corps. Toutefois, pour des raisons de budget ou de simplicité mécanique de l'appareil de mesure, il est possible de réduire la source d'émission à un seul point dans l'espace et de capter un éventail de rayons équi-angulaire provenant de cette source. La diffraction du rayon Cette caractéristique est comme l'atténuation fonction du rayon utilisé et du matériau mesuré. Par exemple, comparons un rayon du spectre lumineux et un rayon X qui entre en contact avec une feuille de plastique semi-transparente. Lors du contact, une partie de l'énergie du rayon lumineux diffracté par la feuille, une autre sera absorbée par cette dernière et le reste traversera la feuille. On a donc une diffraction partielle du rayon. Dans le cas du rayon X, il n'y aura pas de diffraction, une partie du rayon sera absorbé par la feuille et le reste traversera cette dernière. La diffraction cause un bruit supplémentaire qui restera présent après la reconstruction de l'image, elle est donc indésirable [3].

La tomодensitométrie est un système d'imagerie par transmission de rayons X la Figure 1.6 représente la TDM. Il met en évidence la différence d'atténuation dans les différents tissus de l'organisme[11]. Il se définit comme une chaîne radiologique tomographique effectuant la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X à la traversée d'un volume anatomique avec reconstruction matricielle d'une image numérisée. Si le principe de base est resté le même depuis 1971, les différents aspects techniques ont considérablement évolué avec deux innovations majeures : le balayage de l'objet par le faisceau de rayons X qui est passé du mode séquentiel au mode hélicoïdal et le système de détection qui a évolué de l'acquisition monocoupe à l'acquisition multicoupe. Avec l'augmentation de la vitesse de rotation du tube, ces nouveautés technologiques ont profondément modifié la qualité de l'image, particulièrement la résolution spatiale longitudinale et la résolution temporelle, élargissant les possibilités diagnostiques de la tomодensitométrie [12] . La TDM mesure l'atténuation par les tissus humains, des rayons X émis par une source externe, l'image obtenue présente des coupes morphologiques ou



Fig .1.6. Caméra de tomodensitométrie X.

anatomiques du corps humain .Le système de tomodensitométrie comprend :

- une source de rayons X .
- un collimateur.

pour délimiter le faisceau des photons émis et un détecteur. L'ensemble du système est animé d'un mouvement de translation parallèle à l'axe de rotation au long du corps humain et un mouvement de rotation de l'ensemble source détecteur [6].

.la microscopie électronique a transmission

Dans le microscope électronique à transmission (MET),qui consiste notre sujet d'étude. les électrons traversent l'échantillon et permettent de découvrir l'intérieur de la cellule sur des coupes d'échantillon. Cette technique est très performante [13].le principe de la microscopie électronique a transmission c'est que un faisceau d'électrons est focalisé sur la préparation à observer par l'intermédiaire de lentilles électromagnétiques. Les interactions entre les électrons incidents et l'échantillon sont résumées dans la Figure1.7. Les rayons X sont utilisés en microanalyse, les électrons secondaires et rétrodiffusés sont utilise en microscopie électronique à balayage (MEB). Dans le cas de la microscopie électronique à transmission, seuls les électrons traversant la préparation sont analysés. On distingue à la sortie de l'échantillon trois types d'électrons :

- les électrons transmis n'ayant pas interagi avec l'échantillon .
- les électrons diffusés élastiquement (sans perte d'énergie) résultant de l'interaction des électrons incidents avec les atomes de l'échantillon.
- les électrons diffusés inélastiquement (avec perte d'énergie) provenant de l'interaction des électrons incidents avec les cortèges électroniques des atomes de l'échantillon. La distinction entre les électrons transmis et les électrons diffusés permet de créer le contraste des images en MET. Il est à noter que la diffusion inélastique des électrons est essentiellement concentrée autour de la direction incidente, alors que le diffusion élastique est beaucoup plus étalée θ [14].

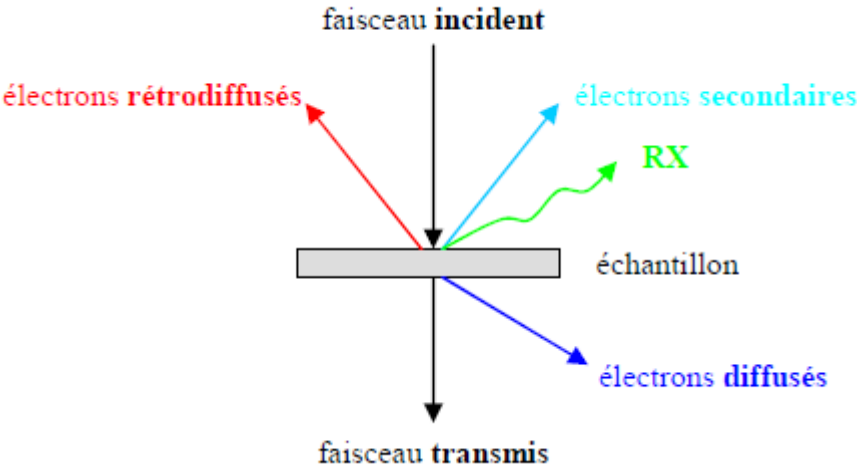


Fig.1.7 Schéma des interactions faisceau d'électrons – matière

3.2 La Tomographie Par émission

Les autres systèmes de tomographie, qui procèdent aussi par enregistrement de projections, sont ceux de tomographie d'émission. Contrairement aux systèmes de transmission, l'émetteur de radiation est interne, et on cherche à estimer la distribution de radiation émise à l'intérieur du corps. Pour cela, on injecte au patient par voie veineuse ou inhalation, une molécule marquée d'un élément radioactif, appelée traceur. La quantité de traceur se fixant sur les organes cibles va dépendre du bon fonctionnement de ces organes, et donc la quantité de rayonnement émis par ce traceur également. Ce sont donc des informations d'ordre fonctionnel et non anatomiques qui sont enregistrées on aura donc des images fonctionnelles. On distingue deux types de systèmes de tomographie d'émission selon les émetteurs employés :

- la tomographie d'émission à un seul photon (SPECT)
- la tomographie à émission de positons (PET) [4].

.Tomographie d'émission monophonique ou 'SPECT' (Single Photon Emission Computed Tomography)

La tomographie d'émission monophonique appelée système SPECT, pour est une modalité d'imagerie fonctionnelle et morphologique utilisée en médecine nucléaire dans un but diagnostique ou thérapeutique. Cette imagerie a été introduite en 1963 par Kuhl et Edwards [4]. La SPECT est une modalité d'imagerie médicale qui a pour objectif la visualisation de la fixation d'une molécule marquée par un isotope radioactif, émetteur de photons gamma, dans l'organisme d'un patient. Un détecteur de photons gamma, la gamma-caméra, va ensuite effectuer une rotation autour de l'organe et ainsi récupérer plusieurs plans de projection qu'il sera ensuite nécessaire de reconstruire pour obtenir un volume en 3D [15,16]. Elle consiste à déterminer, et le plus souvent à visualiser sous forme d'images, la localisation tridimensionnelle et la concentration dans l'organisme d'un radiotraceur, substance radioactive émettrice de photons gamma administrée au patient, en détectant les photons gamma émis au moyen d'une gamma-caméra. Les images acquises conduisent, après reconstruction tomographique, à l'estimation tridimensionnelle de la concentration du radiotraceur dans les coupes reconstruites. La mesure précise de la radioactivité contenue dans

les images reconstruites, nommée quantification, est affectée par de nombreux phénomènes lors de la formation des images qui altèrent les informations extraites de ces images [17]. Le système SPECT effectue des acquisitions tomographiques par rotation de la tête détectrice de 360° autour du patient. Il est important de noter que les images des radio-isotopes obtenues avec ce système ne sont pas des images anatomiques, leur résolution est de l'ordre du centimètre, alors que les images obtenues par le système CT (computerized tomography) sont résolues à moins de un millimètre. Malgré cela, les informations qui peuvent être déduites sont irremplaçables pour de nombreux diagnostics [6]. Le SPECT est une imagerie de type fonctionnel et métabolique, elle permet d'observer le fonctionnement de nombreux organes en fonction de la distribution ou de la cinétique du produit radioactif utilisé [15,16] la Figure 1.8 illustre une caméra SPECT.

.Tomographie par émission de positron (Positron Emission Tomography) ou 'PET'

La tomographie par émission de positons ou PET, est une technique d'imagerie médicale qui permet d'obtenir, *in vivo* chez l'homme, la cartographie tridimensionnelle au sein des organes d'un paramètre physiologique comme le métabolisme du glucose, le débit sanguin, ou la densité de récepteurs d'un système de transmission neuronale. Cette cartographie 3D est obtenue à partir de la mesure de la distribution volumique et temporelle d'un radio- pharmaceutique spécifique injecté au sujet. Le premier tomographe à émission de positon a été construit au début des années 1960 par Rankovitch et al. Il était constitué d'un anneau de détection en iodure de sodium. Le premier tomographe assisté par ordinateur a été décrit en 1975 [17]. Le système PET utilise des isotopes émetteurs de positrons, à demi-vie courte comme l'Oxygène-15, le Carbone-11, l'Azote-13 ou le Fluor-18. Le principe de ce système consiste à détecter en coïncidence, les 2 photons d'annihilation produits par la rencontre du positron émis par le radio élément avec un des électrons des tissus ayant fixé le radio élément. L'Azote-13 ou le Fluor-18. Le principe de ce système consiste à détecter en coïncidence, les 2 photons d'annihilation produits par la rencontre du positron émis par le radio élément avec un des électrons des tissus ayant fixé le radio élément. Ces deux photons de 511 KeV



Fig1.8

Caméra SPECT

sont émis en opposition ce qui permet d'obtenir une information directionnelle sans utiliser de collimateur comme illustre dans la Figure 1.9 . Il existe de nombreuses configurations de détecteurs qui permettent de compter les photons d'annihilation. La Figure 1.10 montre le camera PET[6] .La PET est une modalité d'imagerie fonctionnelle. elle repose le plus souvent sur l'administration au patient d'une Molécule, le traceur, caractéristique d'une fonction métabolique que l'on souhaite visualiser ou mesurer *in vivo*. L'objectif est d'exploiter un signal détectable qui prend part au processus fonctionnel d'intérêt, de sorte que le signal détecte renseigne sur la présence voire l'intensité de ce processus. En 'PET', la structure moléculaire du traceur est modifiée de façon à y inclure un isotope radioactif, le marqueur. Les particules émises dans le patient par le marqueur sont détectées à l'aide d'un dispositif externe. La localisation des lieux d'émission dans chaque voxel de l'image par des algorithmes de reconstruction tomographique permet l'étude de la répartition de la molécule marquée dans le corps du patient au niveau macroscopique [18]. La PET utilise des isotopes émetteurs de positrons β^+ . Ces positrons, après avoir libéré leur énergie cinétique lors d'un court trajet autour de leur point d'émission, se désintègrent lors de leur rencontre avec un électron en émettant deux photons γ de 511 keV à 180° l'un de l'autre . Comme l'indique la Figure 1.11, ces photons sont détectés par deux détecteurs opposés, montés en «coïncidence», c'est-à-dire que les photons touchant ces détecteurs ne sont réellement enregistrés que s'ils arrivent à l'intérieur d'une courte fenêtre temporelle (tenant compte bien sûr du temps de parcours des photons) sur les deux détecteurs . Seuls les photons émis par les points se situant dans le volume intercepté par la paire en coïncidence sont comptabilisés [3].

1.3.3 Imagerie par Résonance Magnétique IRM

En 1946, deux physiciens américains et anglais, Félix Bloch et Purcell, sont les premiers à découvrir les propriétés des noyaux atomiques soumis à un champ magnétique. Leurs travaux conduisent à utiliser la spectroscopie par résonance magnétique en analysant la structure de molécule complexe et des processus dynamique de la chimie. Bloch et Purcell ont partagé un prix du Nobel pour leurs contributions dans le domaine de physique en 1952. La théorie de la spectroscopie

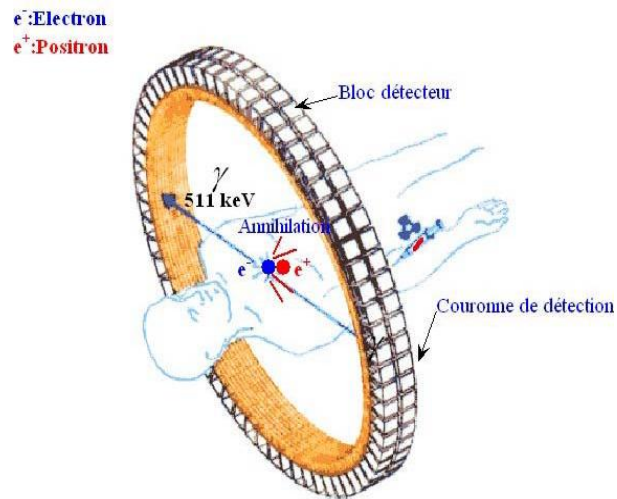


Fig .1.9 Principe du système PET



Fig.1.10 camera PET

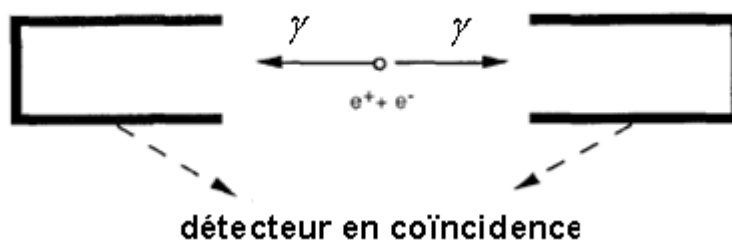


Fig .1.11 Détection de photons en coïncidence.

ne s'appliquait qu'en 1973 grâce à Lauterbur, un physicien anglais, mais son apparition dans de l'imagerie médicale est récente. Les premiers appareils n'ont été installés qu'au début des années 1980. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) regroupe les techniques d'imagerie dérivées du principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN). Le terme de la résonance magnétique nucléaire a été choisi parce qu'il s'agit, à l'aide de puissants aimants (d'où le terme « magnétique») de modifier l'orientation des noyaux dans l'espace (d'où le terme « nucléaire») en exploitant le phénomène de résonance (d'où le terme « résonance») [2]. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) utilisée dans le diagnostic médical est une technique non invasive, basée sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN) la Figure 1.12 illustre l'IRM . L'usage d'appareils d'IRM de plus en plus performants est en constante augmentation. Cette fiche fait le point sur cette technique et présente les précautions à prendre par les opérateurs vis-à-vis des champs électromagnétiques . L'IRM permet d'obtenir des images du corps humain qui aideront le médecin à faire un diagnostic. Ces images « numériques » sont obtenues grâce à l'association de trois types de champs électromagnétiques auxquels va être soumis le patient : un champ magnétique statique, et un champ magnétique variable dans l'espace, un champ électrique radiofréquence. Les informations renvoyées par l'organisme sont converties en signaux numériques qui sont transformés en image après traitement informatique [19]. Tandis que la résonance magnétique nucléaire exploite les propriétés magnétiques des noyaux qui possèdent un nombre impair de nucléons tels que l'hydrogène (1H), le carbone 13 (13C), le fluor 19 (19F), le sodium 23 (23Na), le phosphore 31 (31P). L'IRM exploite spécifiquement les propriétés magnétiques du noyau d'hydrogène (1 H) qui sont formé d'un seul proton. L'utilisation de ce noyau est optimale du fait de sa grande abondance dans les tissus vivants [2] comme montre dans la Figure 1.13 .

1.5 MATHEMATIQUE DE LA TOMOGRAPHIE

Les bases mathématiques de la tomographie ont été formulées par Johann Radon en 1917 . Dans cette étude, Radon a formellement prouvé qu'une image d'un

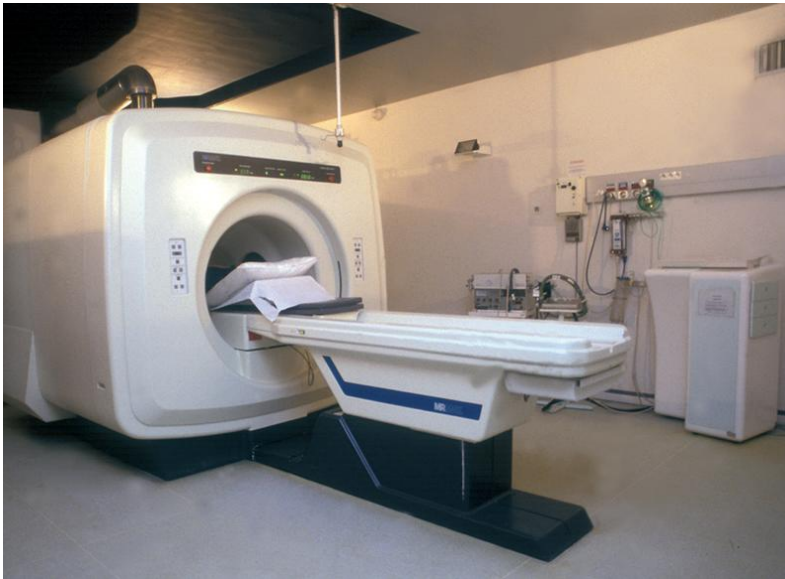


Fig .1.12 Camera Imagerie par Resonance Magnetique

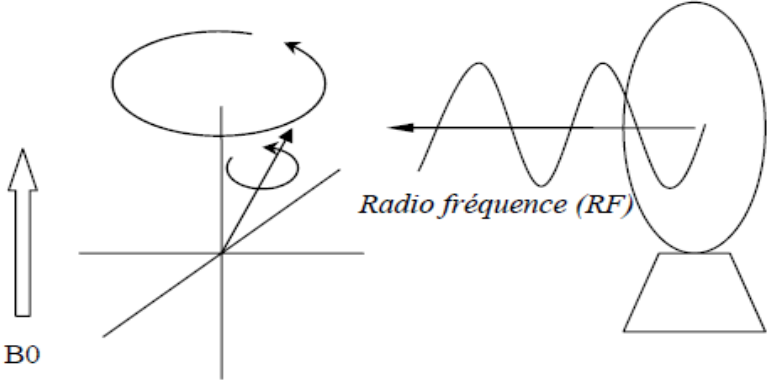


Fig .1.13 Principe de la technique de l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

objet peut être reconstruite à partir d'une prise de vue 2D qu'on appelle projection. Radon a formulé la transformée de Radon qui met en relation l'objet de ni dans les coordonnées spatiales et les projections dans les coordonnées de projections [11]. le principe mathématique de base ainsi qu'à la description détaillée des deux grandes méthodes de résolution de la reconstruction tomographique : les méthodes analytiques et les méthodes algébriques.

1.5.1 LA TRANSFORMÉE DE RADON

L'idée principale de la tomographie est basée sur l'hypothèse de Radon ce qu'on peut reconstruire l'image d'un objet depuis toutes ses projections à différents angles [2]. Cette transformée porte le nom de Johann Radon (1887-1956). la Figure 1.14 ,mathématicien autrichien connu pour ces travaux sur la généralisation de la théorie de la mesure aux espaces topologiques localement compacts et de manière en plus générale sur la théorie de l'intégration. En 1917 ,il publia un article sur la détermination d'une fonction à partir des valeurs de ses intégrales le long des lignes du plan .En 1979 l'ingénieur Hounsfield et le physicien Cormack reçoivent le prix de nobel de médecine pour l'invention de tomographie qui se base sur la théorie établie par radon et particulier sur l'inverse de la transformée de radon .Dans le domaine de la reconnaissance de forme ,ces principales applications sont d'une part caractérisation de la forme d'un contour ,et d'autre part pour la détection de ligne .la transformée de radon est en effet une généralisation de la transformée de haugh [20] .Soit $f(x, y)$ une fonction continue et à support compact dans \mathbb{R}^2 . La transformation de Radon de $f(x, y)$ est définie par les intégrales de courbes au long d'une droite La Figure 1.15

$$Rf = \int_L f(x, y) dl \quad (1.5)$$

dont la droite $L \equiv L(\theta, p)$ est établie par la formule

$$p = x \cos \theta + y \sin \theta \quad \forall p \in \mathbb{R}, \theta \in [0, 2\pi) \quad (1.6)$$

Si on ne collecte que certaines valeurs de p et θ , on obtient seulement un échantillon de la transformation de Radon. L'ensemble des mesures de la transformation de Radon $(Rf)(\theta, p)$ obtenues pour une valeur fixée de θ avec



Fig .1.14 Johann Radon (1887-1956)

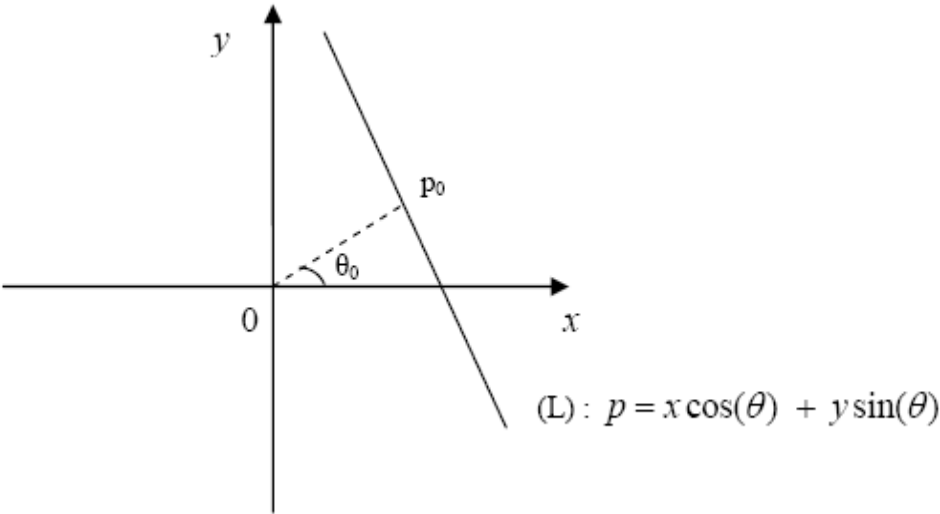


Fig .1.15 Droite L est déterminée par deux paramètres p et theta

Chapitre1 principe de La Reconstruction Tomographique d'Images

$p \in (-\infty, +\infty)$ est appelé une projection de $f(x, y)$. L'ensemble des mesures de Radon $(Rf)(\theta, p)$ obtenues pour $p \in (-\infty, +\infty)$ et $\theta \in [0, 2\pi)$ est appelé un sinogramme.

Maintenant, supposons que les axes du système de coordonnées (Oxy) tournent d'un angle de θ comme montre dans la Figure 1.16. Notons les nouveaux axes du système de coordonnées Ou et Ov . La droite $L^\perp \equiv L^\perp(\theta, u)$ perpendiculaire à la droite L peut être calculée par :

$$v = -x \sin \theta + y \cos \theta \quad (1.7)$$

On compose cette formule avec Formule (1.6) pour former l'équation paramètre de ligne L :

$$\begin{cases} x = u \cos \theta - v \sin \theta \\ y = u \sin \theta + v \cos \theta \end{cases} \quad (1.8)$$

Formules (1.8) et (1.5) entraînent :

$$p(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(u \cos \theta - v \sin \theta, u \sin \theta + v \cos \theta) dv \quad (1.9)$$

Soient $\vec{\theta} = (\cos \theta, \sin \theta)$ et $\vec{\theta}^\perp = (-\sin \theta, \cos \theta)$ les vecteurs d'unité dans le système de coordonnées Ovu , Formule (1.9) devient

$$(Rf)(\theta, u) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(p\vec{\theta} + q\vec{\theta}^\perp) dv \quad (1.10)$$

En pratique, on ne calcule que la transformation de Radon dans une région d'intérêt D . Soient v_1 et v_2 les deux points d'intersection de ligne $L(\theta, u)$ et courbe $f(x, y)$ dans le système de coordonnées Ovu Figure 1.17. Donc, on a : [1]

$$\begin{aligned} P(\theta, u) &= \int_{-\infty}^{v_1} f(p\vec{\theta} + q\vec{\theta}^\perp) dv + \int_{v_1}^{v_2} f(p\vec{\theta} + q\vec{\theta}^\perp) dv \\ &\quad + \int_{v_2}^{+\infty} f(p\vec{\theta} + q\vec{\theta}^\perp) dv \end{aligned} \quad (1.11)$$

Alors :

$$P(\theta, u) = \int_{v_1}^{v_2} f(p\vec{\theta} + q\vec{\theta}^\perp) dv \quad (1.12)$$

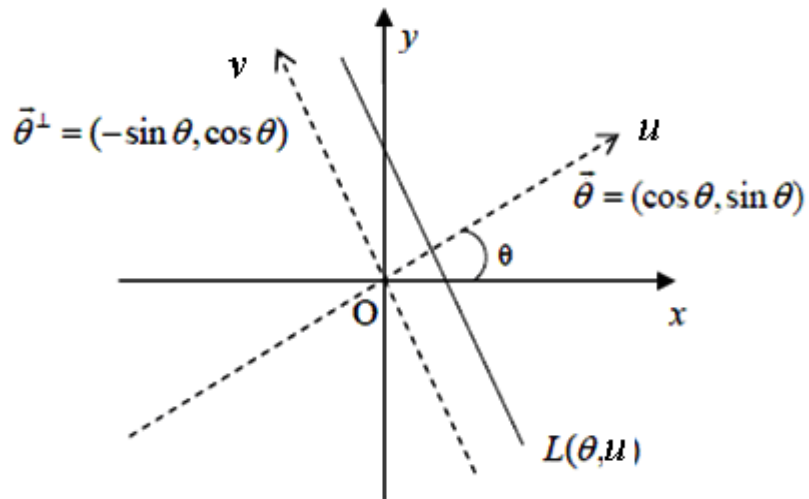


Fig.1.16 Représentation la droite L dans l'espace (θ, u)

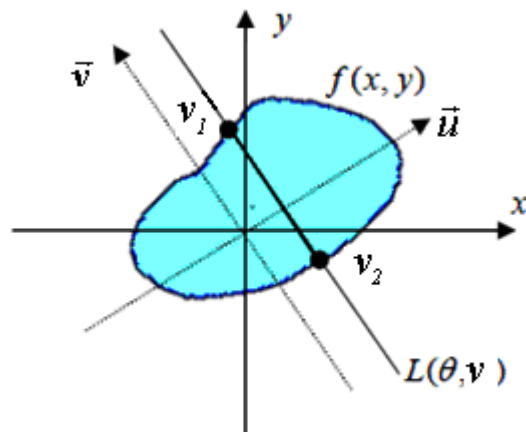


Fig.1.17 illustration de la transformation de Radon d'une région D de $f(x, y)$

Les mathématiques de la tomographie se basent sur la transformée de RADON et aussi sur les méthodes de la reconstruction nous essayerons dans le paragraphe suivant de tirer les principes de ces méthodes et les différents algorithmes de la reconstruction.

1.5.2 METHODES DE RECONSTRUCTION

Il existe deux grands types de reconstruction des coupes acquises en tomographie : les méthodes analytiques, et les méthodes itératives. Les méthodes de reconstruction analytiques permettent d'obtenir une atténuation précise mais nécessitent un grand nombre de projections. Cette classe de méthode est utilisée actuellement pour la reconstruction de la microarchitecture osseuse, les méthodes de reconstruction algébriques favorisent l'introduction de modèles a priori mais convergent plus lentement [21].

1.5.2.1 METHODES ANALYTIQUES

Dans ce type de méthode la projection est considérée comme étant une projection orthogonale simple, sans prendre en compte la fonction de dispersion ponctuelle du système d'imagerie. Aussi, il est possible, pour simplifier l'écriture, de considérer que l'objet 3D à reconstruire est un empilement de coupes 2D indépendantes, dont chacune se projette selon une ligne 1D pour chaque angle de projection. Autrement dit, il s'agit de reconstruire une à une chaque coupe de l'objet à partir de leur sinogramme, puis d'empiler ces coupes [15].

.Theoreme De La Coupe Centrale TCC

On montre que la transformée de Fourier d'une projection 1D $P(u, \theta)$ est équivalente à une ligne de la transformée de Fourier 2D de l'image qui passe par l'origine et fait un angle θ avec l'axe des abscisses. Cela signifie que la TF unidimensionnelle d'une projection par rapport à u est égale à la TF bidimensionnelle de la distribution à reconstruire, ce qui peut se représenter par l'égalité (1.12) suivante :

$$p(u, \theta) = F(v_x, v_y) \quad (1.13)$$

C'est le théorème de la coupe centrale ou théorème des projections . La figure (1.18) en schématise le principe [1]. Cette methode parmi de reconstruire la coupe tomographique .on calcule la transformee de fourier de chaque projection .on reporte les valeurs dans les plan fréquentiel et une transformee de fourier inverse donne la coupe tomographique . toutefois, pour un nombre de projections reduit, le remplissage du plan frequentiel ne recouvre pas toute l'image .il persiste des vides qu'il faut remplir par une interpolations linéaire[6].Cependant, le nombre de projections n'étant pas infini,. Cette étape de remplissage des plans de Fourier est longue et complexe ce qui rend cette méthode de reconstruction tomographique peu attractive et par conséquent très rarement utilisée[1].

. METHODE DE RETROPROJECTION DIRECTE

Historiquement, c'est une méthode simple pour estimer f à partir de ses projections parallèles. La fonction \hat{f} est obtenue à partir de l'ensemble des projections ($p_\theta; \theta [0, \pi]$) par la formule suivante :

$$\hat{f}(x, y) = \int_0^\pi p(u, \theta) d\theta \quad (1.14)$$

À chaque point $M(x, y)$ du plan de coupe considéré, la rétroprojection directe consiste à superposer les contributions de l'ensemble des rayons passant par le point, c'est-à-dire en intégrant $p(u, \theta)$ pour toutes les valeurs de θ . Cette méthode ne fournit malheureusement qu'une estimation grossière de la distribution f . En effet elle génère à l'extérieur de l'objet que l'on souhaite reconstruire des voxels non nuls, alors qu'ils ne contiennent aucune information en réalité. En conséquence, des artefacts, dits « artefacts en étoile » apparaissent sur l'image reconstruite comme represente dans la Figure 1.19. Le résultat obtenu \hat{f} n'est donc pas une inversion exacte de la projection [21].

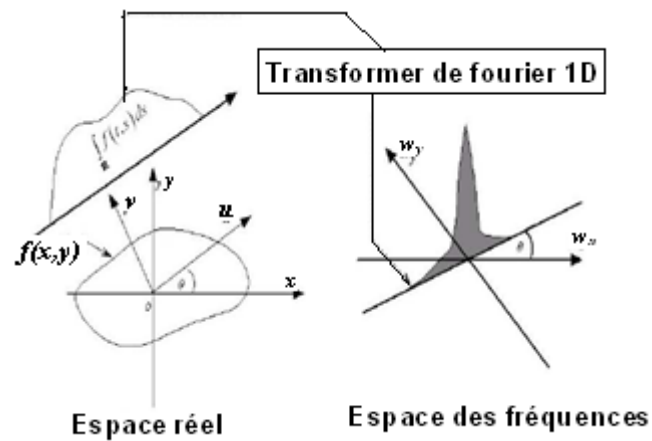


Fig.1.18 Représentation schématique du théorème de la coupe centrale

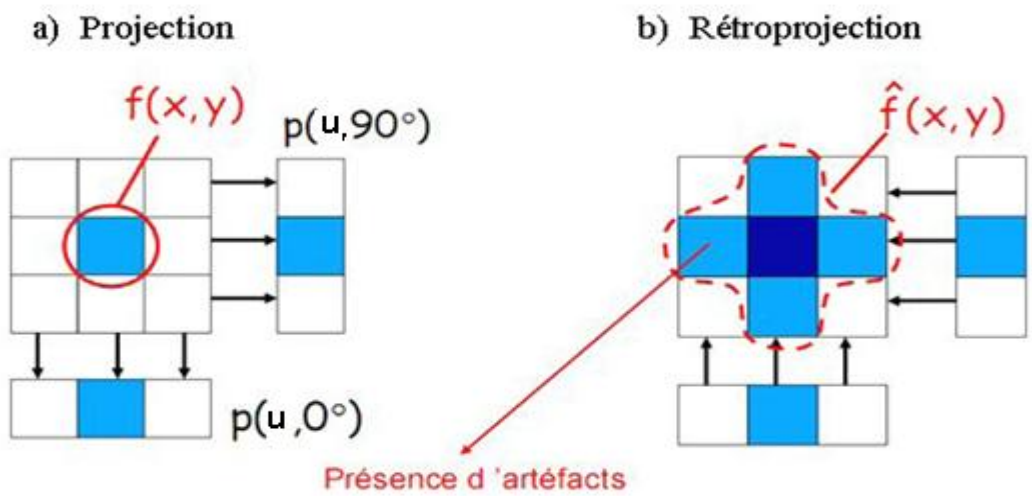


Fig.1.19 Reconstruction tomographique d'un objet simple composé d'un seul voxel non nul au centre (a). La rétroprojection directe génère des artefacts en étoile autour du voxel central (b)

. methode de retroprojection filtree

La rétroprojection filtrée, comme l'indique son nom, incorpore une étape de filtrage des données dans le processus de reconstruction. L'opération de filtrage se réalise généralement par convolution de la fonction à filtrer par le filtre lui-même. Le produit de convolution, difficile à calculer, se transformant en simple multiplication dans l'espace de Fourier, le filtrage est bien souvent effectué par l'intermédiaire d'une transformée de Fourier. Pour réaliser une rétroprojection filtrée, il est donc nécessaire de transposer le problème dans l'espace de Fourier [1].

Il est important de comprendre le concept de la fréquence spatiale pour appréhender le rôle du filtrage dans la reconstruction d'image. Une fréquence spatiale dans une image correspond à une variation de l'amplitude dans n'importe quelle direction sur une distance donnée. Comme il y a de grands et petits objets, toute image inclura habituellement plusieurs fréquences. En utilisant la transformée de Fourier, une image peut être ainsi traduite dans le domaine fréquentiel. Pour éliminer l'effet de « flou » (artefacts en étoile) apparaissant dans la méthode de rétroprojection directe, un filtre spécifique peut être utilisé : c'est le principe de la rétroprojection filtrée. La transformée de Fourier monodimensionnelle $p(u, \theta)$ de la projection $p(u, \theta)$ est présentée dans l'équation suivante :

$$P(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(u, \theta) e^{-i2\pi v u} dv \quad (1.15)$$

Un changement de variable permet d'obtenir l'expression de la transformée de Fourier bidimensionnelle de l'objet :

$$\begin{aligned} P(v, \theta) &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-i2\pi v(x \cos \theta + y \sin \theta)} dx dy \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(x(v \cos \theta) + y(v \sin \theta))} dx dy \\ &= F(v \cos \theta, v \sin \theta) \end{aligned} \quad (1.16)$$

On obtient donc que la transformée de Fourier à une dimension de projection $p(u, \theta)$ est égale à la transformée de Fourier à deux dimensions de $f(x, y)$ le long de l'axe de fréquences qui est perpendiculaire à la direction de projection et dont l'équation

paramétrique est donnée par la relation $(v_x = v \cos \theta, v_y = v \sin \theta)$. Ceci constitue le théorème de la coupe centrale, pivot de l'inversion de la transformée de Radon. Finalement, la transformée de Fourier inverse permet ainsi d'estimer $f(x, y)$ à partir de $F(v_x = v \cos \theta, v_y = v \sin \theta)$

$$\begin{aligned} f(x, y) &= \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} F(v_x, v_y) e^{i2\pi(xv_x + yv_y)} dv_x dv_y \\ &= \int_0^{2\pi} \int_0^{+\infty} F(v \cos \theta, v \sin \theta) e^{i2\pi v(x \cos \theta + y \sin \theta)} v dv d\theta \end{aligned} \quad (1.17)$$

D'après le théorème de la coupe centrale, en passant des coordonnées cartésiennes (v_x, v_y) aux coordonnées polaires (v, θ) du plan fréquentiel et en notant que $p(u, \theta) = p(-u, \pi + \theta)$ s'ensuit :

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} p(u, \theta) |v| e^{i2\pi v u} dv d\theta \quad (1.18)$$

L'intégrale interne dans cette expression représente mathématiquement une projection filtrée $p^*(u, \theta)$ sous la forme :

$$p^*(u, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} P(v, \theta) |v| e^{i2\pi v u} dv d\theta \quad (1.19)$$

Le filtre fréquentiel utilisé, appelée «filtre de rampe», prend la forme[17] :

$$G(v) = |v| \quad (1.20)$$

Le facteur multiplicatif $|v|$ correspond à un filtre rampe appliqué aux projections dans l'espace de Fourier. L'allure d'un filtre rampe est représentée sur la Figure1.20.

Il amplifie linéairement les fréquences croissantes [1]. Ce calcul revient donc à effectuer une rétroprojection de projections filtrées $p^*(u, \theta)$, c'est - à-dire :

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} p^*(u, \theta) d\theta \quad (1.21)$$

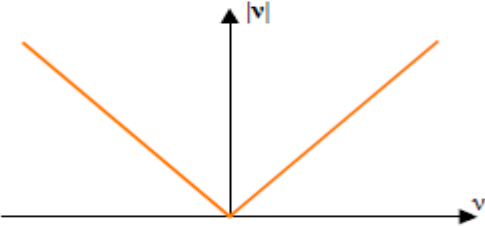


Fig 1.20 courbe représentative du filtre rampe

Il apparaît donc que la fonction f peut être obtenue de façon analytiquement exacte à partir de la transformée de Fourier des projections mesurées. L'action du filtrage dans la méthode rétroprojection filtrée peut être comprise comme suit: après filtrage par le filtre $|v|$, les projections filtrées peuvent contenir des valeurs négatives. La sommation de ces valeurs négatives et positives se compense de telle sorte que l'on obtient une image f correspondant à l'image réelle de l'objet, alors que les artefacts en étoile apparaissant par rétroprojection directe sont, en théorie, éliminés. Pour résumer, on obtient donc ici la solution mathématiquement exacte du problème de reconstruction. L'algorithme de rétroprojection filtrée apparaît alors comme la succession de 3 grandes étapes :

-Acquisition des projections $p(u, \theta)$;

-Calcul des projections filtrées $p^*(u, \theta)$

-Rétroprojection, c'est-à-dire sommation sur tous les angles θ des projections filtrées $p^*(u, \theta)$ afin d'obtenir l'image f [21]. Cette méthode de reconstruction ne nécessite donc pas de paramétrage. Par contre, elle nécessite de filtrer les projections avec des filtres simples, tel le filtre rampe, car celles-ci surevaluent les régions du plan de coupe de faible concentration de radioactivité, en créant artificiellement du bruit qui limite sévèrement les contrastes [22]. La reconstruction des coupes tomographiques par rétroprojection filtrée reste la méthode la plus utilisée dans plusieurs applications pratiques. Elle a pour principal avantage sa rapidité. L'utilisation conjointe de filtres lissant ou contrastant permet d'avoir une bonne qualité d'image. Toutefois, la méthode ne permet pas l'élimination complète d'artefacts de reconstruction qui peuvent parfois être gênants [6].

1.5.2.2 Les Methodes Iteratives

La reconstruction tomographique algébrique consiste donc à retrouver les valeurs de chacun de ces pixels, à partir des projections, comme précédemment. Les projections sont également discrétisées en M éléments parfois nommés «dexels» (pour detector element et en analogie avec pixel). Elles sont donc désormais représentées par des vecteurs dont chaque élément possède une valeur connue puisque ces éléments correspondent aux mesures obtenues expérimentalement pour chaque ligne de projection. Le problème de la reconstruction

tomographique exprimé sous sa forme algébrique peut être traduit par Equation (1.22) :

$$p = A * f \quad (1.22) [2].$$

Contrairement aux méthodes analytiques, les méthodes algébriques expriment le problème de la reconstruction directement dans un espace discret. Les algorithmes obtenus sont alors considérés comme de « bonnes approximations » des formules continues. On définit un vecteur p des projections $\{p_j ; 1 \leq j \leq n\}$ où n est égal au nombre total de rayons de projection pour tous les angles de vue. On définit un vecteur f de la grandeur locale à reconstruire $\{f_i ; 1 \leq i \leq m\}$ où m est le nombre de voxels à reconstruire. On pose alors :

$$p_j = \sum_{i=1}^m A_{ji} f_i \quad (1.23)$$

La matrice des coefficients A est appelée matrice de projection. Le coefficient A_{ji} caractérise la contribution du voxel i au rayon de projection j la Figure 1.21 représente la géométrie du problème de reconstruction pour les méthodes itératives. Il exprime la probabilité qu'un événement du pixel i soit détecté dans la projection j . Cette formulation mathématique permet d'exprimer le problème comme la résolution d'un système linéaire classique. A priori, l'inversion directe de la matrice permettrait de résoudre le problème de reconstruction une fois pour toutes, pour une géométrie d'acquisition donnée. Cependant ceci n'est pas réalisable en pratique, en raison de la taille de la matrice à inverser. En réalité, il faut toutefois noter que les éléments de matrice sont en grande partie nuls, puisque seul un nombre restreint de pixels contribue à une projection donnée. Notons enfin que, les données expérimentales étant inévitablement bruitées, ce système d'équations peut être inconsistant, c'est-à-dire qu'il n'admet pas en général une solution unique. Pour toutes ces raisons, l'inversion de cette matrice n'est pas effectuée de manière directe, mais par itérations successives. Le principe général consiste à partir d'une estimation initiale de f , que nous noterons $f^{(0)}$, et à corriger pas à pas cette estimation. Pour obtenir la distribution $f^{(k+1)}$ à l'ordre $k+1$ des itérations, on modifie $f^{(k)}$ par des facteurs de correction déterminés en comparant les projections calculées $p(k)$ et les projections réelles p [21].

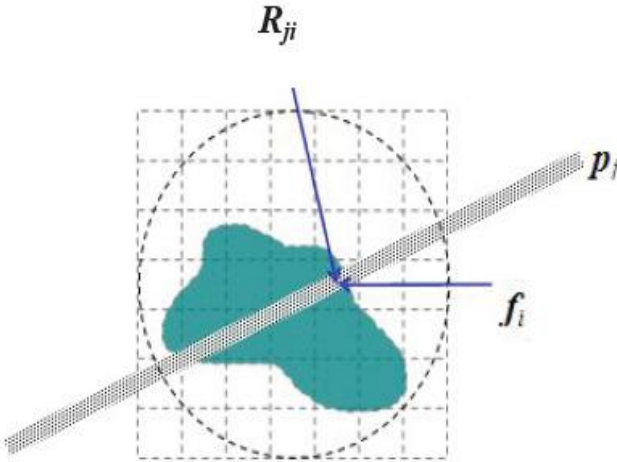


Fig.1.21 Géométrie du problème de reconstruction pour les méthodes itératives. Le coefficient R_{ji} modélise le recouvrement du pixel i et du rayon j .

a. les methodes iteratives classiques

. la methode ART(algebraic reconstruction method)

La méthode ART est une méthode itérative de résolution de systèmes Linéaires introduite par Gordon en 1970 [6]. Elle a été utilisée dans le premier fois en imagerie médicale par Hounsfield en 1973 pour effectuer les reconstructions d'images sur le premier tomodynamomètre (TDM, nommé vulgairement scanner) de l'histoire [1]. La méthode ART consiste à corriger les coefficients f_i de f en utilisant une projection à chaque fois [10]. Le principe général de cet algorithme itératif est de partir d'une image initiale $f^{(0)}$ et de la corriger pas à pas pour obtenir une image satisfaisante. Le calcul consiste à comparer les projections de l'image $f^{(k)}$ et les projections mesurées, la correction étant effectuée rayon par rayon. L'algorithme ART peut se traduire par exemple par l'expression suivante :

$$f_i^{(k+1)} = f_i^{(k)} + \lambda_k \frac{p_j - \sum_{i=1}^N f_{ij}^{(k)}}{N} \quad (1.24)$$

p_j : projection expérimentale, mesurée à s et θ fixés

λ : facteur accélérateur de convergence de l'algorithme

$\sum_{i=1}^N f_{ij}^{(k)}$: Somme des événements de N pixels traversés par le rayon j pour

l'itération k

En résumé, chaque rayon j est utilisé pour corriger tous les pixels i qu'il traverse. Le processus itératif est arrêté lorsque l'écart entre les projections expérimentales et les valeurs calculées est estimé suffisamment petit. L'algorithme ART présente l'avantage de converger assez rapidement. En revanche il est instable en présence de données bruitées. Une étude détaillée de cette méthode est publiée par Gordon (1974) [21].

.la methode SIRT(Simultaneous Iterative Reconstruction Technique)

La méthode SIRT, pour, entre dans la catégorie des méthodes algébriques. Elle est fondée sur le même principe de base que les méthodes ART mais

contrairement à celles-ci qui, pour chaque itération, corrigent successivement un pixel à partir de l'équation correspondant à une seule raie de projection, la méthode SIRT consiste à corriger un pixel en utilisant toutes les équations – c'est-à-dire toutes les raies de projection sur toutes les incidences angulaires – lors d'une seule et même itération. Elle corrige donc simultanément un pixel à partir de tous les rayons qui le traversent. Ainsi, la méthode SIRT ne réalise qu'une seule mise à jour par pixel et par itération alors que les méthodes ART effectuent autant de mises à jour par pixel et par itération qu'il y a de raies de projection au total. Son expression, en version additive, est donnée par l'équation (1.25) ci-dessous :[1].

$$f_i^{(n+1)} = f_i^{(n)} + \lambda_k \frac{\sum_k (p_k - p_k^{(n)}) \times A_{ik}}{\sum_k \sum_i A_{ik}^2} \quad (1.25)$$

la sommation portant sur l'ensemble des indices j tels que le rayon j traverse le pixel x_i . [10] Les méthodes de type SIRT consistent à corriger simultanément un pixel i en utilisant les rayons p_j qui le traversent, comme l'illustre la Figure 1.21 .

Ce type de méthode est surtout employé pour la reconstruction à partir de données bruitées. Dans ce cas, ces méthodes sont plus consistantes que les méthodes ART. Cependant expérimentalement, ces méthodes convergent moins vite vers une solution que les méthodes ART. Une itération de SIRT correspond environ à $n\theta$ itérations de ART ($n\theta$ étant le nombre de projections) [1].

.LA METHODE SART«*Simultaneous Algebraic Reconstruction Techniques*»

La methode SART derive egalement des methodes par bloc.elle conjugue les avantages des techniques SIRT et ART .cette technique d'abord introduite par Andersen permet d'obtenir une reconstruction numeriquement de bonne qualite des les premieres iterations.un bloccontient cette fois çl'ensemble des equations correspondant a une projection c'est-à-dire l'ensemble des rayons de projection pour une position donnee du systeme tomographique .l'equation est identique a l'equation (1.26):[15]

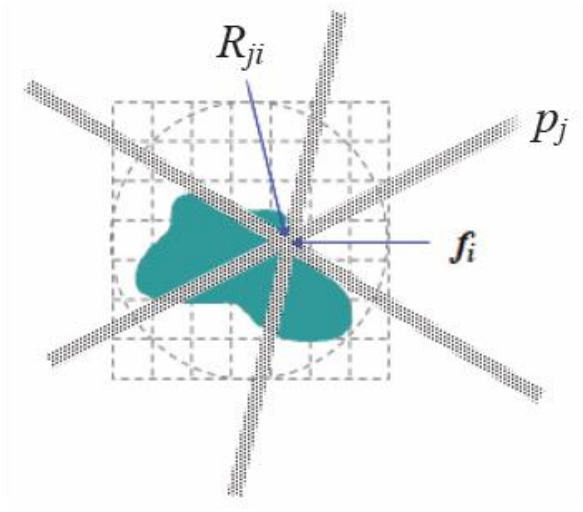


Fig.1.22

Principe de la méthode SIRT

$$f^{k+1} = f^k + \lambda^k \frac{A_{ik} (p_{ik} - A_{ik} f^k)}{\|A_{ik} A_{ik}^T\|} \quad (1.26)$$

.La methode SMART (Simultaneous Multiplicative Algebraic Reconstruction Technique)

Les algorithmes de reconstruction algébrique multiplicative simultanée (Dans cet algorithme, une reprojction de l'estimée de l'image courante est d'abord calculée, laquelle est décomposée en différentes composantes des données mesurées. Le logarithme est alors calculé, lequel est reprojété selon les sous – ensembles. Après une mise à l'échelle et une normalisation appropriées, l'exponentielle de cette composante est alors calculée et le résultat est multiplié par l'estimée de l' image courante pour former l'estimée de la nouvelle image [22].

$$\hat{f}^{(k+1)} = \hat{f}^{(k)} \exp\left(\left(\frac{1}{s} A^t\right) \ln\left(\frac{p}{A \hat{f}^{(k)}}\right)\right) \quad (1.27)$$

b. les algorithmes itératives statistique

.L'algorithme EM (Expectation Maximization)

La maximisation de l'espérance Concrètement, une estimée de l'image courante est calculée en premier lieu. Cette image est alors divisée en différents composants. Le résultat est reprojété dépendamment des sous – ensembles. Après une mise à l'échelle appropriée et une normalisation, une multiplication composante par composante est effectuée avec l'image courante estimée pour former l'image estimée suivante. La nouvelle image estimée est alors une combinaison pondérée de l'image courante estimée et de l'image estimée modifiée. Une itération correspond alors au passage unique à travers un sous – ensemble des données. On peut alors décrire la composante de l'algorithme itératif de reconstruction par blocs selon la maximisation de l'espérance de la façon suivante :

$$\hat{f}^{(k+1)} = \hat{f}^{(k)} \left(1 - \frac{s_m}{A_m s} \right) + \hat{f}^{(k)} \frac{1}{A_m s} A_m^t \left(\frac{p}{\lambda \hat{f}^{(k)}} \right) \quad (1.28)$$

k représente le nombre d'itérations et l'indice m représente le nombre de sous-ensembles. L'estimée de l'image après la K^{eme} itération notée $\hat{f}^{(k)}$ [22].

. L'algorithme MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization)

La méthode MLEM, fait partie des méthodes statistiques, à l'inverse des deux précédents algorithmes. Elle a été développée par Dempster en 1977 et a été introduite en tomographie par Shepp et Vardi en 1982 .La formule générale de l'algorithme MLEM est donnée par l'équation (1.29) ci-dessous dans laquelle on constate que le caractère « statistique » n'apparaît pas explicitement :

$$f_i^{(n+1)} = \frac{f_i^{(n)}}{\sum_k A_{ik}} \times \sum_k \left(A_{ik} \cdot \frac{p_k}{p_k^{(n)}} \right) \quad (1.29)$$

La méthode MLEM utilise une formulation probabiliste du problème de reconstruction. Les données de projection ainsi que les données recherchées (valeurs des pixels de l'image) sont considérées comme des variables aléatoires de Poisson. L'objectif de cette méthode est de déterminer la meilleure image solution au sens du maximum de vraisemblance[1].

L'algorithme MLEM prend en compte la nature des fluctuations statistiques affectant les événements mesurés afin de proposer une valeur la plus vraisemblable de f. Le critère est de maximiser la fonction de vraisemblance, qui représente la probabilité qu'une image f génère les données de projection mesurées p_j. Plus intuitivement, on peut finalement représenter la formule ci-dessus de la façon suivante :

$$\text{Image}^{(k+1)} = \text{Image}^{(k)} \times \text{Rétroprojection normalisée de} \left(\frac{\text{Projection mesurée}}{\text{Projection calculée}^{(k)}} \right)$$

Notons que cette correction prend une forme multiplicative. Il est donc important de vérifier que l'image à l'ordre 0 ne prenne que des valeurs de densités positives. Or celle-ci est souvent choisie comme étant soit une distribution uniforme

soit l'image de rétroprojection filtrée. Dans ce dernier cas, toutes les valeurs négatives initiales doivent donc être mises à zéro. Bien que robuste, la méthode MLEM converge très lentement par rapport aux autres méthodes itératives. Notons aussi que le critère de convergence est un paramètre délicat, en effet, le résultat MLEM devient bruité lorsque le nombre d'itérations augmente [21].

.Algorithme OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization)

L'algorithme EM convergeant très lentement une méthode dérivée appelée OSEM a suscité beaucoup d'intérêt. Au lieu de prendre l'ensemble des projections pour le calcul d'une itération, ce sont des sous-ensembles (subsets) qui sont utilisés. Soit $f^{(0,0)}$ notre point initial $S_1 \dots S_M$ et les sous ensembles, La manière de partitionner les projections est importante. Il faut que chaque sous-ensemble contienne le même nombre de projections, afin qu'aucun d'entre eux n'ait plus d'importance qu'un autre lors de la mise à jour. A l'intérieur de chaque sous-ensemble les projections doivent avoir une répartition angulaire régulière et la plus étendue possible. L'algorithme OSEM souffre d'un défaut de convergence par rapport à EM, car il n'utilise pas le même ensemble de données à chaque itération et tend vers un cycle limite. Cela n'est en général pas néfaste en pratique pour la reconstruction car les valeurs du cycle limite sont proches les unes des autres. Ce défaut théorique est traité dans une méthode appelée RBI (Rescaled Block Itération) qui est une version convergente de OSEM.. Néanmoins, la modélisation de la perte de résolution avec la profondeur entraîne une sorte de lissage des données ce qui permet d'utiliser OSEM avec un grand nombre de sous-ensembles. la différence obtenue entre OSEM et EM étant minime [16]. On obtient donc finalement la formule générale de calcul de la fonction estimée pour l'algorithme OSEM equation(1.30) : [22].

$$\hat{f}^{(k+1)} = \frac{\hat{f}^{(k)}}{s_m} A_m^t \left(\frac{p}{A \hat{f}^{(k)}} \right) \quad (1.30)$$

.Algorithme du Gradient Conjugué(GC)

La méthode du gradient conjugué est un algorithme itératif qui permet de résoudre des systèmes d'équations linéaires dont la matrice est symétrique et définie positive[16]. C'est l'une des méthodes les plus fréquemment employées. Elle minimise l'erreur quadratique entre les projections mesurées et estimées. La rapidité avec laquelle elle converge la rend attrayante[22]. Le gradient conjugué est une méthode dont la convergence est rapide, mais parallèlement l'amplification du bruit est également très rapide[16].

1.5.3 APPROCHE BAYSIENNE

Dans un très grand nombre de problèmes de restauration et de reconstruction d'images on est amené à résoudre une équation intégrale de première espèce, ce qui est un problème inverse mal posé. Dans ces problèmes, l'obtention d'une solution unique et stable vis-à-vis des erreurs sur les données passe par l'introduction d'une information a priori sur la solution. L'approche bayésienne est une approche cohérente pour la résolution d'un problème inverse car elle permet de prendre en compte et de traiter de la même manière l'information a priori sur la solution et celle sur les données [23].

Dans un problème de tomographie 2D, nous essayons de reconstruire un objet inconnu à partir de plusieurs projections. La relation entre les données observées $p(s)$ et l'objet inconnu $f(r)$ est donnée par la transformée de Radon. Cette relation, une fois discrétisée s'écrit sous la forme Le modèle direct se traduit par :

$$p = Af + \varepsilon \quad (1.31)$$

Où :

- $f = (f(r_i), r_i \in R, i = 1, \dots, N)$: est un vecteur contenant N valeurs des pixels de l'objet discrétisé.
- $p = (p(s_i); i = 1, \dots, M)$: est un vecteur contenant M mesures,
- ε : est un vecteur représentant l'erreur de modélisation et de mesure.
- A : est la matrice des coefficients de projection, appelée matrice de projection.

Sachant les données et le modèle A , l'estimation de f est connue pour être un problème mal posé. De plus, les erreurs de mesure et le nombre limité de projections rendent le problème encore plus difficile. Par conséquent, pour réduire l'espace des solutions admissibles, nous devons utiliser une technique de régularisation. Une approche Bayésienne suppose que l'on soit capable d'établir la distribution de l'image de départ conditionnée par l'observation, $p(p|f)$, appelée distribution *a posteriori*. Pour cela, on utilise la formule de Bayes:

$$p(f|p) = \frac{p(p|f)p(f)}{p(p)} \quad (1.32)$$

- $p(p|f)$ mesure la vraisemblance des données par rapport à l'image originale. Elle exprime la connaissance que nous avons du modèle de formation des données.
- $p(f)$: probabilité a priori
- $p(f|p)$: probabilité a maximiser

Supposant établie la distribution conditionnelle *a posteriori*, il nous faut maintenant choisir un estimateur statistique \hat{f} de l'image originale f . Cela peut se faire de diverses manières. A chaque estimateur, on peut associer une fonction de coût $c(e, f)$, qui mesure la qualité de l'estimation e par rapport à la solution exacte. L'estimateur est alors donné par:

$$\hat{f} = \arg \min_e \int c(e, f) p(f|p) df \quad (1.33)$$

Dans nos travaux, nous utilisons l'estimateur du Maximum a Posteriori (MAP). Dans ce cas, la fonction de coût associée est: $c(e, f) = 1 - \delta(e, f)$ et l'estimateur

$$\hat{f} = \arg \max_f p(f|p) \quad (1.34)$$

L'estimateur du MAP peut se mettre en œuvre dans la plupart des cas, aussi est-il très utilisé en traitement d'images. De plus, il permet de faire le lien avec les approches déterministes de la régularisation. L'*a priori* uniforme est complètement neutre: il ne sert à rien vis-à-vis de la régularisation. Nous citons l'estimateur du

maximum de vraisemblance car il est parfois utilisé (en particulier en imagerie médicale) [24].

1.6 conclusion

Nous avons dédié ce premier Chapitre à la tomographie que nous avons présentée sous tous ses aspects. Nous avons, dans un premier temps, nous donnons une définition générale de la tomographie et nous présentons de façon détaillée les différentes techniques de la reconstruction et nous aborderons le principe de reconstruction des objets à partir de ses projections.

le mathématique de la reconstruction sont base sur la transformée de RADON ainsi qu'à la description détaillée des deux grandes classes de méthodes de reconstruction à partir de données tomographiques : les méthodes analytiques et les méthodes algébriques et nous présentons différents algorithmes de reconstruction, à savoir les méthodes : retroprojection, retroprojection filtrée, ART , SIRT, SART, SMART, EM, MLEM, OSEM, GC et l'approche bayésienne .

. Nous avons vu que la tomographie trouvait son utilité dans de très nombreux et très variés domaines d'application allant de l'astronomie à la géologie en passant par l'imagerie médicale.

Dans la reconstruction analytique la résolution du problème exprimé sous forme continue, via le théorème de la tranche centrale, en utilisant des approximations . et la reconstruction itérative la résolution du problème exprimé sous forme discrète, via la résolution d'un système matriciel.

Résumé

Dans ce chapitre nous présentons le principe de la microscopie électronique , et les différents type de la microscopie et on basée sur la microscopie électronique en transmission et les différents modes de travaille , tel que le mode STEM et EFTEM .et nous représentons les étapes de la reconstruction de le mode EFTEM .

SOMMAIRE

- 1.1 INTRODUCTION
 - 1.2 ETAT DE L'ART
 - 1.3 PRINCIPE DE MICROSCOPE ELECTRONIQUE
 - 1.4 LES TYPES DE MICROSCOPE ELECTRONIQUE
 - 1.5 LES MODES DE MICROSCOPIE ELECTRONIQUE EN TRANSMISSION
 - 1.6 TOMOGRAPHIE ELECTRONIQUE EN MODE EFTEM
 - 1.7 CONCLUSION
-

2.1 INTRODUCTION

Dans les dernières années, la microscopie électronique en transmission est devenue une technique de caractérisation incontournable dans beaucoup de domaines des sciences des matériaux. l'avènement des nouveaux microscopes à très haute résolution équipés d'accessoires d'analyse chimique (EDX, EELS...) de plus en plus performants mais surtout dotés de canons à émission de champ [7]. nous allons utiliser le terme tomographie électronique pour toute technique qui utilise le microscope électronique à transmission de recueillir des projections d'un objet qui est incliné en sens multiple et utilise ces projections pour reconstruire l'objet dans son intégralité [25]. Les progrès actuels en science des matériaux imposent une analyse et un contrôle de la microstructure de plus en plus précis. D'autre part, durant les prochaines années, la complexité des dispositifs nanométriques va encore augmenter en s'approchant de celle des structures « naturelles » comme par exemple les assemblages des protéines ou les structures cellulaires. Une technique inévitable pour fournir des informations sur ces structures complexes dans les trois dimensions de l'espace est la tomographie électronique, encore appelée microscopie électronique 3D [26]. dans ce chapitre nous exposons le principe de tomographie électronique et les différents modes de microscopie électronique en transmission aussi bien en intéresse la mode EFTEM et la méthode de trois fenêtres.

2.2 ETAT DE L'ART

La microscopie électronique en trois dimensions (ou la tomographie électronique) a commencé vraiment à se développer uniquement vers les années 1990, lorsque les microscopes se sont informatisés pour l'acquisition des images. Cependant, les premiers développements ont été réalisés en biologie bien avant par Franck [27]. dont l'essentiel du travail était consacré initialement à l'étude des structures biologiques en utilisant la microscopie à haute résolution. Par rapport à des travaux antérieurs qui utilisaient uniquement quelques images pour accéder à des informations portées par la troisième dimension de l'objet, dans les années 80 Radermacher évoque la possibilité d'acquérir une série d'images en inclinant au maximum l'échantillon, pour réduire la zone aveugle dans l'espace de Fourier et pour

augmenter la résolution dans la direction z [28]. D'autres équipes ont encore amélioré la procédure d'acquisition en choisissant une approche de type dual axis qui consiste, comme expliqué précédemment, en l'enregistrement de deux séries de projections sur l'échantillon autour de deux axes de tilt orthogonaux. Ce mode « dual axis » a été utilisé pour la première fois par Taylor [29]. Même si la théorie mathématique de la tomographie a été mise en place au début du siècle à travers la transformée de Radon, les premières applications sont plus tardives. En effet, la première reconstruction volumique en utilisant la transformée de Radon a été réalisée par Radermacher [30], qui a insisté dans ses travaux sur l'importance de l'alignement des images avant de procéder à la reconstruction. A partir des années 90, la tomographie électronique, où les images sont formées par un rayonnement électronique traversant l'échantillon, est devenue un outil indispensable pour étudier les structures biologiques complexes. De plus, depuis une dizaine d'années cette technique se développe en physico-chimie des matériaux. Les premiers résultats concluants ont été obtenus par l'équipe de de Jong de l'Université d'Utrecht en 2000 dont le but était de localiser des particules métalliques d'argent dans une zéolithe de type NaY. Finalement, un développement théorique destiné à fournir des reconstructions volumiques sur les échantillons magnétiques a été réalisé par Phatak. Le principal avantage de la tomographie électronique est le fait qu'elle permet d'obtenir des informations volumiques sur des échantillons pour lesquels la détermination de la morphologie, de la structure interne et de l'organisation à l'échelle du nanomètre est essentielle pour comprendre et optimiser leurs comportements et fonctionnalités. Il n'y a pas de limitation causée par la structure cristalline de l'échantillon (amorphe ou cristallin), elle peut être appliquée à tous les matériaux. En ce qui concerne ses premières applications dans le domaine des matériaux, son point fort était le fait qu'elle a permis d'accéder aux paramètres difficiles à obtenir par d'autres techniques (distribution des pores, volume des pores, distribution des connectivités pour les matériaux poreux) [26]. Avant d'aborder les types de la microscopie électronique de rappeler le principe de la microscopie électronique.

2.3 PRINCIPE DE MICROSCOPE ELECTRONIQUE

la tomographie électronique consiste à reconstruire des structures en trois dimensions à partir d'une ou de plusieurs séries de projections en deux dimensions. Son atout essentiel est la capacité de retrouver la troisième dimension de l'objet, donc de récupérer des informations qui sont perdues en microscopie conventionnelle 2D. Par rapport à la tomographie aux rayons X, elle possède une bien meilleure résolution allant jusqu'en dessous du nanomètre pour les échantillons suffisamment minces et contrastés. La reconstruction du volume de l'objet est réalisée à partir d'une série de projections en deux dimensions de cet objet. Comme la profondeur de champ en microscopie est assez grande et l'échantillon mince, la mise au point (le focus) s'effectue en première approximation sur toute l'épaisseur de l'échantillon, surtout si l'on travaille en mode parallèle TEM. L'image obtenue est donc une projection de l'échantillon dans un plan perpendiculaire à la direction d'observation. En inclinant l'échantillon à l'aide du goniomètre du microscope à différents angles d'inclinaison précis (appelés « angles de tilt ») et en réajustant à chaque reprise la mise au point de la projection, on obtient une série de projections de ce même échantillon. Cette série va nous permettre ensuite de remonter à une reconstruction 3D de l'objet à l'aide de différents algorithmes capables de passer d'un ensemble de projection à une représentation volumique. La résolution finale dans le volume reconstruit dépend essentiellement du nombre des projections acquises et de l'angle maximal de tilt, mais également des caractéristiques de l'objet. Finalement l'analyse du volume consiste à visualiser et extraire les parties à analyser et calculer les paramètres d'intérêt [26]. Dans les microscopes électroniques, ce ne sont plus des photons qui sont mis à contribution, mais bien des électrons. L'intérêt des électrons est leur très courte longueur d'onde, largement inférieure à celle des photons. Or, cela a déjà été signalé à maintes reprises, plus la longueur d'onde d'une radiation est courte, meilleur sera le pouvoir séparateur de l'instrument qui l'utilise [31].

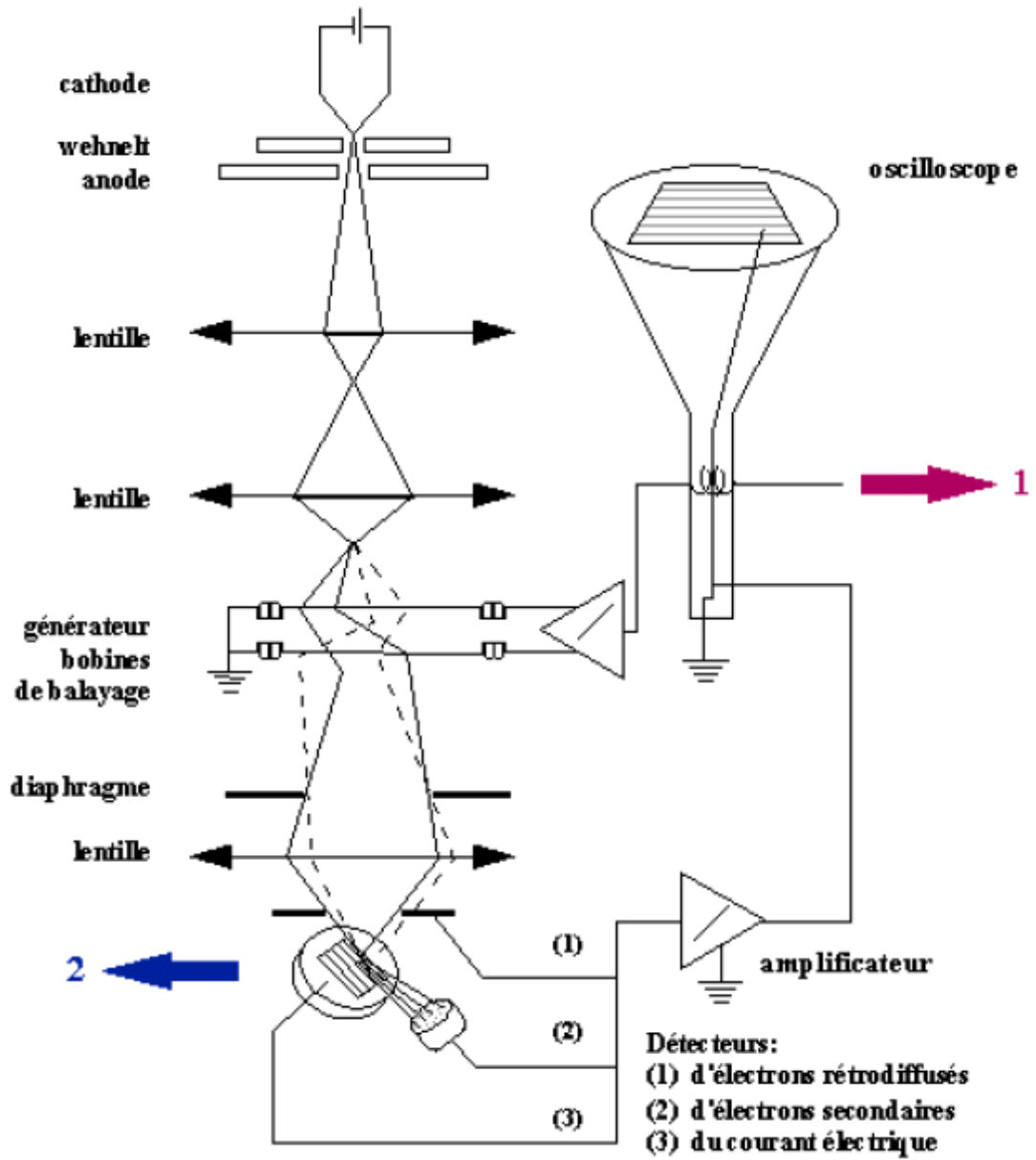
2.4 LES TYPES DE MICROSCOPE ELECTRONIQUE

La microscopie électronique n'utilise pas les photons pour analyser les échantillons à observer mais les électrons, ce qui va permettre de révéler les plus fines structures internes de la cellule. Il existe deux techniques d'observation en

microscopie électronique : La microscopie électronique à transmission et La microscopie électronique à balayage. des nombreux avantages de ce type de microscopie est par exemple de voir la cellule dedans et dehors. Pour bien étudier un type cellulaire, l'idéal est de pouvoir obtenir des images à la fois en microscopie à transmission et à balayage. Les informations données par ces deux méthodes sont complémentaires : l'une permet de voir à l'intérieur de la cellule et l'autre donne une image de la surface extérieure [13].

2.4.1 Microscopes Electroniques A Balayage

Au cours de ces dernières années et grâce aux progrès réalisés dans les domaines de l'électronique, de l'imagerie, de l'acquisition et des traitements des données, les techniques de microscopie électronique se sont considérablement développées et perfectionnées. Parmi toutes les microscopies électroniques, la microscopie électronique à balayage (MEB) est une des méthodes d'observation et d'analyse les plus usitées en géologie, science des matériaux et biologie. Cette nouvelle technologie a permis, du fait de sa profondeur de champ, l'observation du relief d'échantillons massifs [32]. Le microscope électronique à balayage (MEB ou SEM : Scanning Electron Microscope) est doué d'une grande profondeur de champ, Pour pouvoir observer un objet au microscope électronique à balayage, il faut le préparer par métallisation, c'est-à-dire qu'on dépose à la surface de l'objet, par vaporisation, par exemple, une fine pellicule métallique la Figure 2.1 représente la microscopie électronique a balayage. Les éléments que l'on choisit à cet effet sont principalement l'or, le platine, le cuivre et le germanium, ou certains alliages tels l'or-palladium ou l'or-cuivre. Le pouvoir résolvant théorique après métallisation est de l'ordre de cent angströms [31]. Le principe du balayage consiste à explorer la surface de l'échantillon par lignes successives et à transmettre le signal du détecteur à un écran cathodique dont le balayage est exactement synchronisé avec celui du faisceau incident la Figure 2.2 , montre le principe . Les microscopes à balayage utilisent un faisceau très fin qui balaie, point par point, la surface de l'échantillon. Interactions du faisceau électronique avec l'échantillon Sous l'impact du faisceau d'électrons accélérés, des électrons rétrodiffusés et des électrons secondaires émis par l'échantillon comme illustre dans la Figure 2.3 sont recueillis sélectivement par



1 **Visualisation des images électroniques**

2 **Détecteur de rayons X**

Analyse qualitative
(identification)
Analyse quantitative
(concentration)
Cartes de répartition
(localisation des éléments détectés)

Fig 2.1 Représentation schématique d'un microscope électronique à balayage équipé d'un système de microanalyse de rayons X.

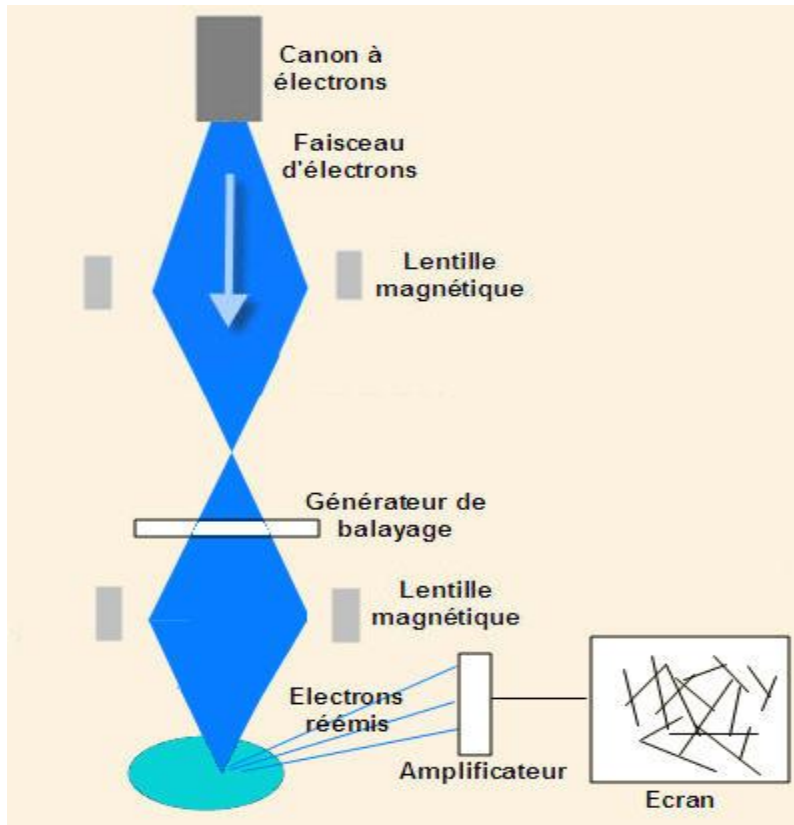


Fig 2.2 Principe de la microscopie électronique à balayage

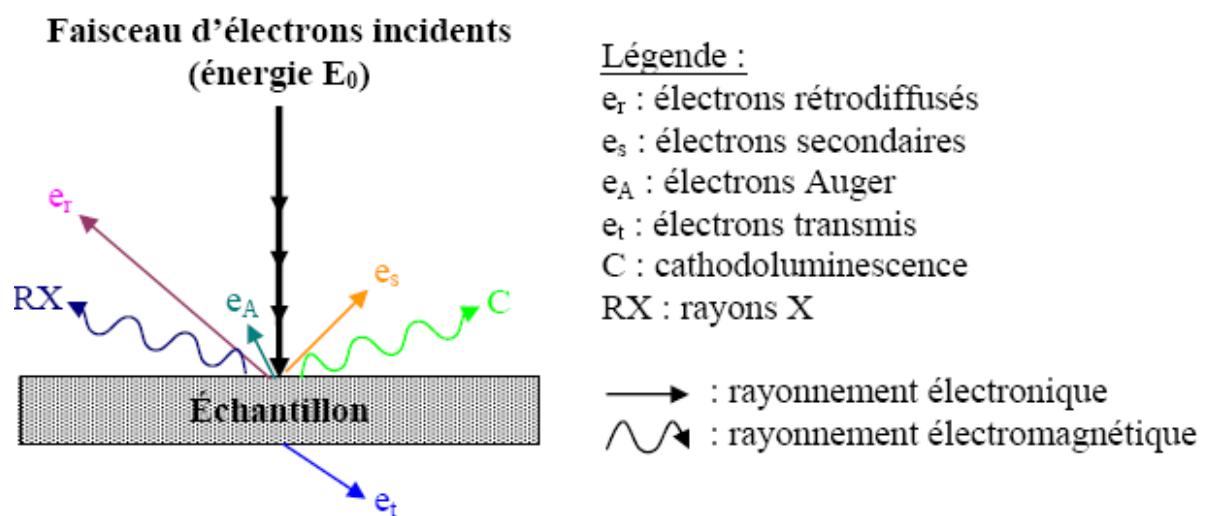


Fig 2.3 Représentation schématique de l'interaction entre un faisceau d'électron et la surface d'un échantillon

des détecteurs qui transmettent un signal à un écran cathodique dont le balayage est synchronisé avec le balayage de l'objet [33]. Le microscope électronique à balayage n'est pas proprement dit un microscope conventionnel dans le sens optique du terme. En effet, il n'y a pas formation d'une image par une lentille objectif comme cela est le cas en microscopie optique et en microscopie électronique en transmission mais l'image est formée de manière séquentielle en balayant la surface de l'échantillon et en recueillant les particules émises. Suivant le type de particules détectées le microscope électronique à balayage fournit des images différentes dont les informations peuvent être complémentaires [32].

2.4.2 Microscope Electronique Par Transmission

Le principe de la microscopie électronique en transmission a été proposé pour la première fois en Allemagne en 1935, par Knoll et von Ardenne et développé par Zworykin, Hillier et Snyder dans les laboratoires RCA aux Etats-Unis (1940). Elle a connu son véritable essor dans les années 60, grâce aux progrès techniques de la télévision et des détecteurs d'électrons (Oatley) [32]. C'est en vue de travailler avec le microscope électronique par transmission qu'il est indispensable de réduire les objets à une grande minceur. En effet, les électrons, si peu pénétrants qu'ils soient, doivent pourtant traverser l'échantillon, au même titre que les photons dans le microscope photonique à fond clair. C'est là qu'interviennent les innombrables techniques de microtoming qui ont été développées ces dernières années pour la préparation des échantillons à la microscopie électronique. On utilise des ultramicrotomes munis de couteaux en verre ou en diamant. Tout comme pour le microscope électronique à balayage, le microscope électronique par transmission (MET ou TEM : Transmission Electron Microscope) est infiniment riche en ressources, et il a permis les découvertes les plus extraordinaires, spécialement dans les domaines de la biologie et de la médecine. L'intérêt mycologique en est évident, et l'application de l'instrument à l'étude des champignons est florissante [31]. La Figure 2.4 représente la microscopie électronique et la Figure 2.5 représente les schémas Coupe d'un microscope électronique à transmission.



Fig 2.4 image de microscopie électronique

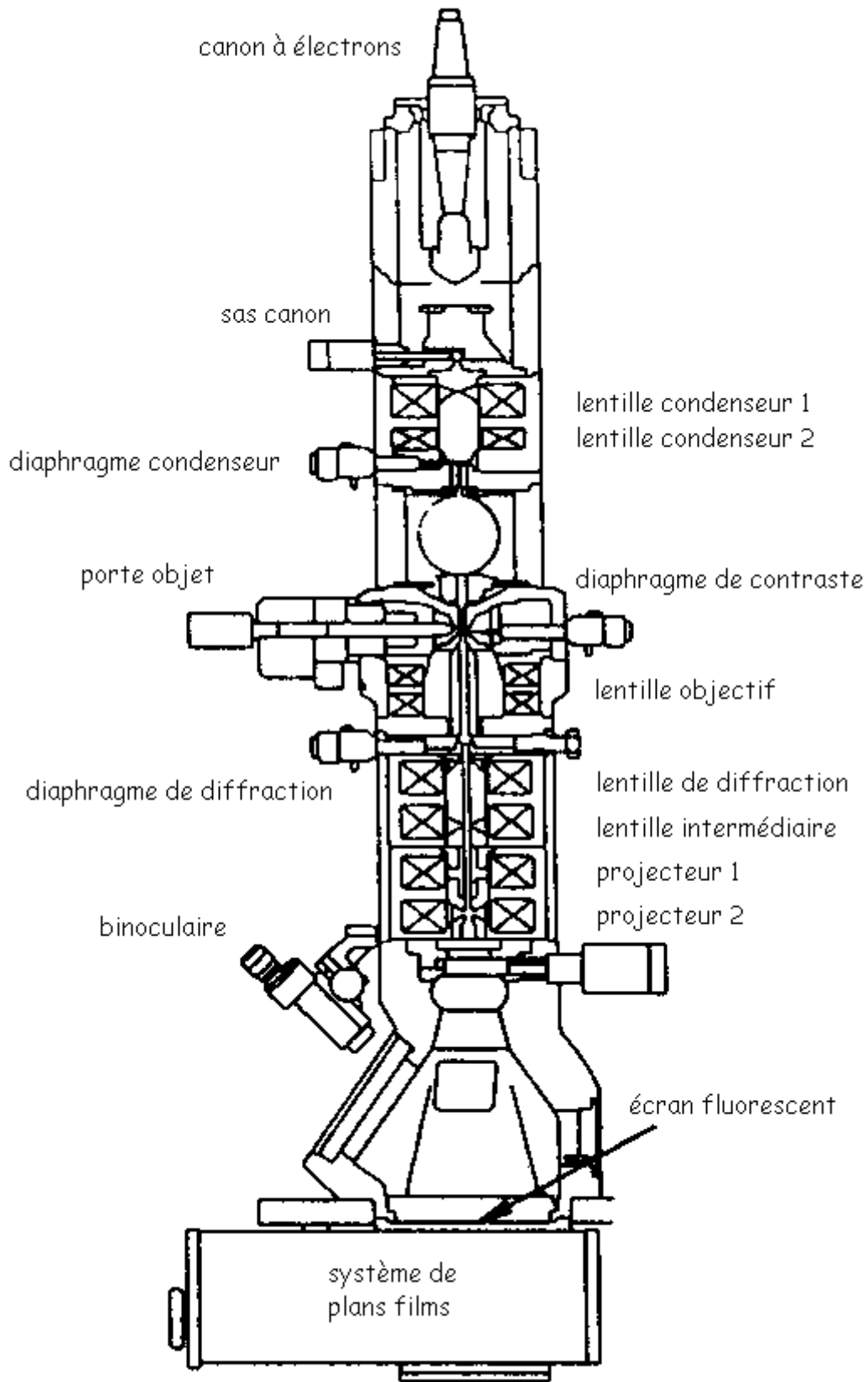


Fig 2.5 Coupe d'un microscope électronique à transmission.

2.5 MODE DE MICROSCOPIE ELECTRONIQUE EN TRANSMISSION

2.5.1 Microscopie Electronique Conventiennelle

La microscopie électronique en transmission avec ses différents modes (champ clair, champ sombre, haute résolution, diffraction d'électrons, spectroscopie de rayons X et par perte d'énergie d'électrons) est une technique puissante de caractérisation et certainement la plus utilisée en science des matériaux. Elle permet de caractériser et d'examiner les matériaux dans leurs détails intimes jusqu'à l'échelle nanométrique. Les informations fournies sont d'ordre morphologique (taille des particules, forme, existence des domaines), cristallographique (structure cristalline, relations d'orientation entre les grains, existence de domaines cristallographiquement cohérents, diffusion aux interfaces) ou magnétique (image des domaines ferromagnétiques). Utilisée de manière classique, elle reste une technique d'investigation en deux dimensions, car elle fournit des informations provenant d'un objet observé dans la direction du faisceau électronique. Pour que l'information soit pertinente, il faut que la projection obtenue soit représentative de la structure interne de l'objet. Par ailleurs, les échantillons doivent avoir une faible épaisseur, cette contrainte ayant pour origine les fortes interactions entre les électrons et la matière. Cependant, à cause de la grande profondeur de champ en microscopie électronique, l'image obtenue est une projection de l'objet observé. Par conséquent, une grande partie de l'information concernant l'objet étudié est perdue car sa structure tridimensionnelle est résumée à une projection bidimensionnelle[26].

2.5.2 La Microscopie Electronique En Transmission En Mode Balayage STEM (Scanning Transmission Electron Microscopy)

La microscopie électronique en transmission en mode balayage, a été mise en place à la fin des années 70. Elle est devenue rapidement un outil indispensable pour les chercheurs travaillant dans le domaine de la biologie. La Figure 2.6 représente la microscopie électronique en transmission en Mode STEM. La technique STEM permet l'acquisition des images en mode :

- champ Clair (Bright Field, BF),

Scanning Transmission Electron Microscopy (STEM)

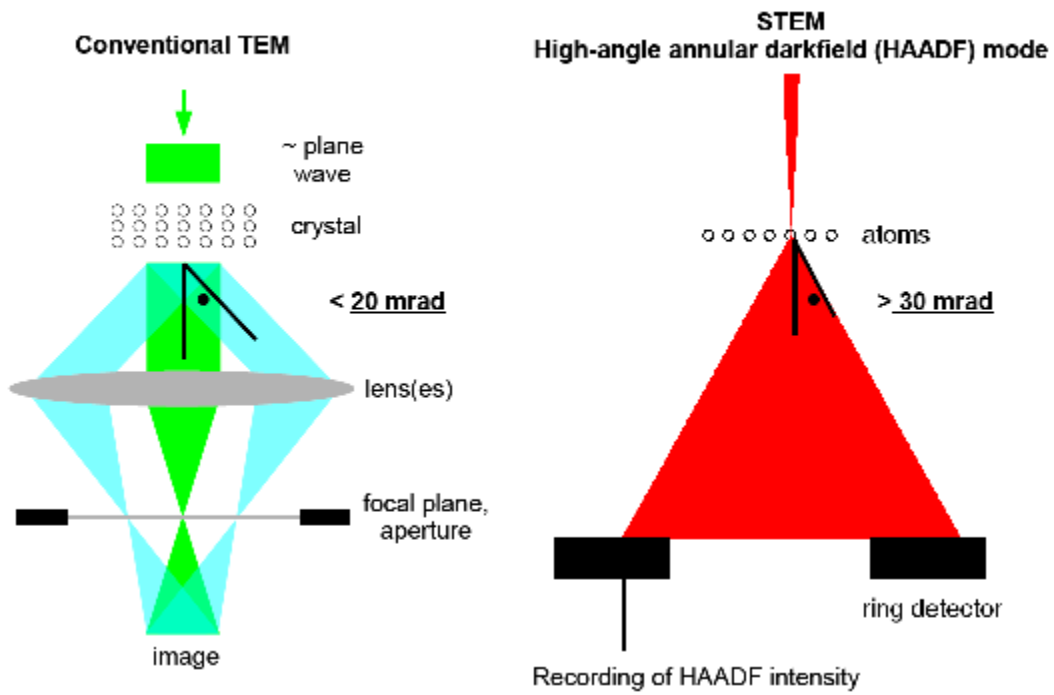


FIG 2.6 La Microscopie Electronique En Transmission En Mode Balayage (STEM)

- champ sombre (Dark Field, DF) .
- champ sombre annulaire à grand angle (High Angle Annular Dark Field, HAADF).

A la différence du mode en transmission qui utilise un faisceau quasiment parallèle, l'image ne se forme plus sur un écran d'observation situé dans un plan bien précis et correspondant à la première image de l'objet ou à son cliché de diffraction mais elle est reconstituée par le balayage du faisceau sur une zone choisie de l'échantillon. Dans ce mode STEM, en utilisant des détecteurs qui vont compter les électrons transmis sous différents angles, l'image BF est formée par les électrons non diffusés ou diffusés à très petits angles, alors que l'image DF est formée par les électrons diffusés à petits angles dans la direction du détecteur, ce qui la rend donc assez sensible à des effets de diffraction. En revanche, l'image HAADF est formée principalement par les électrons diffusés élastiquement à grands angles. Ce dernier mode d'imagerie offre une information qualitative sur la composition chimique de l'échantillon car le nombre d'électrons diffusés à grands angles dépend fortement du numéro atomique z [34,35]. Ce mode d'analyse est principalement utilisé pour l'étude des éléments lourds qui ont un pouvoir diffuseur beaucoup plus important que les éléments légers, ce qui se traduit par un plus grand nombre d'électrons diffusés au grands angles, donc par des images avec un rapport signal sur bruit plus important. Plus généralement, le mode STEM permet aussi de coupler l'image et l'analyse élémentaire, ce qui l'a rendu très utile en science des matériaux. Globalement, la résolution spatiale en microscopie analytique est donnée par la taille de la sonde d'électrons, tout en étant limitée par l'intensité du courant dans la sonde. Cependant, dans un microscope dédié exclusivement à l'utilisation en mode STEM, où l'intensité du courant est maximale dans une petite sonde, l'intensité totale du courant est insuffisante pour assurer la formation d'une image proprement dite en mode TEM. Ce problème a été résolu par les constructeurs de microscopes qui ont conçu des microscopes hybrides qui regroupent le mode transmission et le mode balayage dans un seul appareil TEM/STEM. Ces types de microscopes assurent une grande performance pour les deux modes de fonctionnement. L'interaction des électrons avec la matière dépend des espèces chimiques qui entrent en interaction avec le rayonnement électronique. La diffusion des électrons incidents sur l'échantillon est provoquée par leur interaction coulombienne avec les noyaux atomiques et les électrons du cortège atomique. Les principaux paramètres qui caractérisent la

diffusion sont l'angle de diffusion des électrons et l'énergie perdue suite à l'interaction avec la cible. En effet, les interactions sont partagées en interactions élastiques (l'énergie est conservée en négligeant le recul du noyau, les électrons changent uniquement de direction de propagation) et inélastiques (l'énergie des électrons est différente avant et après interaction). Des informations de nature chimique peuvent également être obtenues en exploitant le phénomène de diffusion inélastique ; pendant leur interaction avec la cible, les électrons ont une certaine probabilité de transférer une partie de leur énergie aux électrons des atomes qu'ils rencontrent qui vont transiter sur des niveaux d'énergie supérieure. L'énergie transférée peut être mesurée dans un TEM /STEM si les électrons transmis sont collectés avec un spectromètre qui les séparera en fonction de leur énergie. Après diffusion inélastique, différents processus de relaxation de l'atome excité, simple ou éventuellement combiné, peuvent mener à :

- l'éjection d'un électron secondaire ;
- l'émission d'un photon dans la gamme des rayons X (transition radiative) ;
- l'émission d'un électron Auger (transition non radiative dite transition Auger) ;
- l'excitation collective d'électrons des couches externes (plasmons).

Tous ces processus peuvent fournir des informations complémentaires, utiles dans la caractérisation qualitative et quantitative des éléments présents dans le volume d'interaction rayonnement électronique – matière étudiée [26].

2.5.3 La Spectroscopie De Pertes D'énergie (Electron Energy Loss

Spectroscopy EELS)

La spectroscopie de pertes d'énergie des électrons est une technique basée sur la mesure des interactions de nature inélastique entre l'électron et la matière. Elle exploite donc essentiellement les électrons diffusés inélastiquement par un échantillon et constitue une technique de prédilection en microscopie électronique si l'on s'intéresse à des informations de nature chimique ou électronique. Son principe est le suivant : un électron primaire qui rencontre la matière provoque l'excitation d'un électron situé sur un niveau occupé, généralement profond dans l'atome, vers

un niveau inoccupé ou non lié Cette énergie nécessaire pour faire transiter un électron entre deux états énergétiques ou entre un état et le vide, est fournie par l'électron primaire, qui, naturellement, va perdre une énergie équivalente. La perte d'énergie de l'électron incident dépend des caractéristiques de l'état initial (atome dans l'état fondamental) et de l'état final (atome excité mais le plus souvent atome ionisé plus un électron d'énergie cinétique généralement non nulle) comme montre dans la Figure 2.7 [26]. Consiste à mesurer la diminution d'énergie que subissent les électrons rapides à la traversée d'un échantillon mince. Dans un microscope électronique, un filtre en énergie disperse, au moyen d'un prisme magnétique, et sélectionne à l'aide d'une fente, les électrons en fonction de leur longueur d'onde. Ainsi, en mesurant la perte d'énergie des électrons qui est transcrite sous la forme d'un spectre ou d'une image, on peut réaliser des études localisées en quantitatives de la composition. En mode spectre on enregistre le spectre de perte d'énergie ponctuellement sur l'échantillon ce qui permet d'observer les modifications de la structure fine du seuil d'absorption correspondant à un élément d'intérêt dans trois zones d'intérêt : la 1^{er} est constituée d'un pic très intense centré sur 0eV, c à d le pic de pertes nulles, la 2^{ème} d'un spectre de pertes d'énergie est celle des pertes proches (de 0 à 50eV) transition des électrons de la bande de valence à la bande de conduction, la 3^{ème} région celle des pertes lointaines (> 50eV) ou on trouve les seuils d'absorption correspondants à l'ionisation des électrons de cœur (niveau K, L, M ..)la spectroscopie de perte d'énergie (EELS) peut être utilisée en mode TEM afin de pouvoir étudier la composition chimique de nano-objets ou en mode STEM ou faire des analyses locales à 1D ou 2D [36].

2.3.4 Tomographie électronique en mode EFTEM

La tomographie EFTEM, connue aussi sous le nom de tomographie électronique analytique, utilise comme mode d'illumination le mode parallèle TEM. Basée sur le principe de l'imagerie filtrée, sa principale spécifié est qu'elle ajoute la

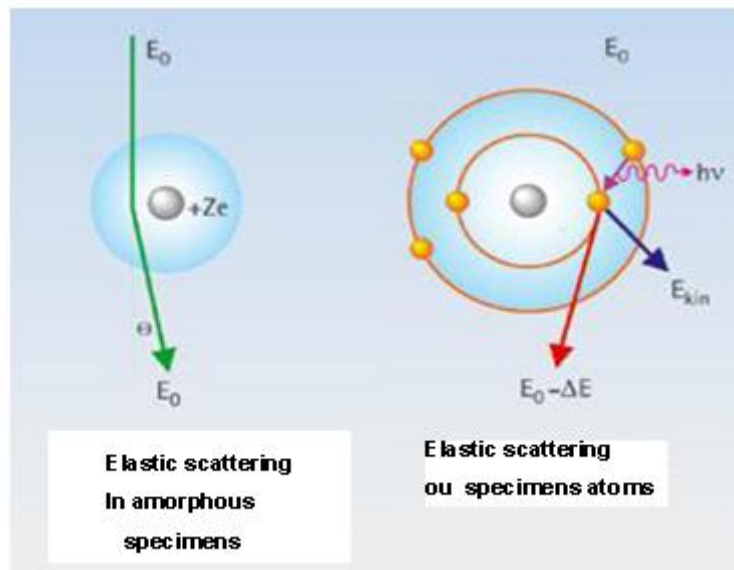


Fig 2.7

principe de EEIS

sélectivité chimique au manière simplifiée, dans le domaine de la biologie, dans le but d'améliorer le contraste dans les images de la série du tilt, plus particulièrement pour les échantillons épais. Dans le domaine des matériaux elle a commencé à être développée et utilisée en raison d'un fort besoin de détermination de la variation de composition chimique de certains nano-objets dans les trois dimensions de l'espace EFTEM qui permet de faire l'imagerie chimique. Cette technique réalise des images avec un faisceau parallèle et fixe, en sélectionnant, grâce à une fente positionnée après le système dispersif, les électrons d'une certaine gamme d'énergie. Dans l'imagerie filtrée en utilisant la fente de sélection en énergie on peut se positionner sur le seuil d'absorption d'élément afin d'observer les zones de l'échantillon riches en cet élément. Ces zones peuvent être reconnues comme étant les zones le plus intenses sur l'image. Des techniques particulières doivent être utilisées pour enregistrer des images filtrées [36].

2.6 TOMOGRAPHIE ELECTRONIQUE EN MODE 'EFTEM'

2.6.1 La méthode de trois fenêtres (mode EFTEM)

la méthode de trois fenêtres et la méthode de saut au seuil d'ionisation. La différence consiste dans les nombres des images filtrées utilisées pour l'estimation du fond continu [26]. Pour obtenir une telle image, trois images filtrées en énergie sont acquises, deux images correspondant à deux fenêtres énergétiques avant le seuil (« pre-edge1 » et « pre-edge2 ») et une image en utilisant les électrons qui traversent un intervalle énergétique situé après le seuil (« post-edge »). Les deux images avant le seuil sont utilisées pour l'estimation du fond continu en utilisant une loi de type

$$F(E) = AE^{-r} \quad (2.1)$$

loi exponentielle. La Figure 2.8 représente l'extraire le signal le fond est ensuite approximé au niveau de milieu de la fenêtre après le seuil et retiré de l'image correspondante. Même s'il ne s'agit pas d'une détermination de la concentration absolue d'un élément, ce mode d'imagerie est très utile pour mettre en évidence des variations de composition chimique ou estimer des concentrations chimiques relatives entre plusieurs éléments [36]. Les paramètres expérimentaux à ajuster lorsqu'on utilise cette méthode sont :

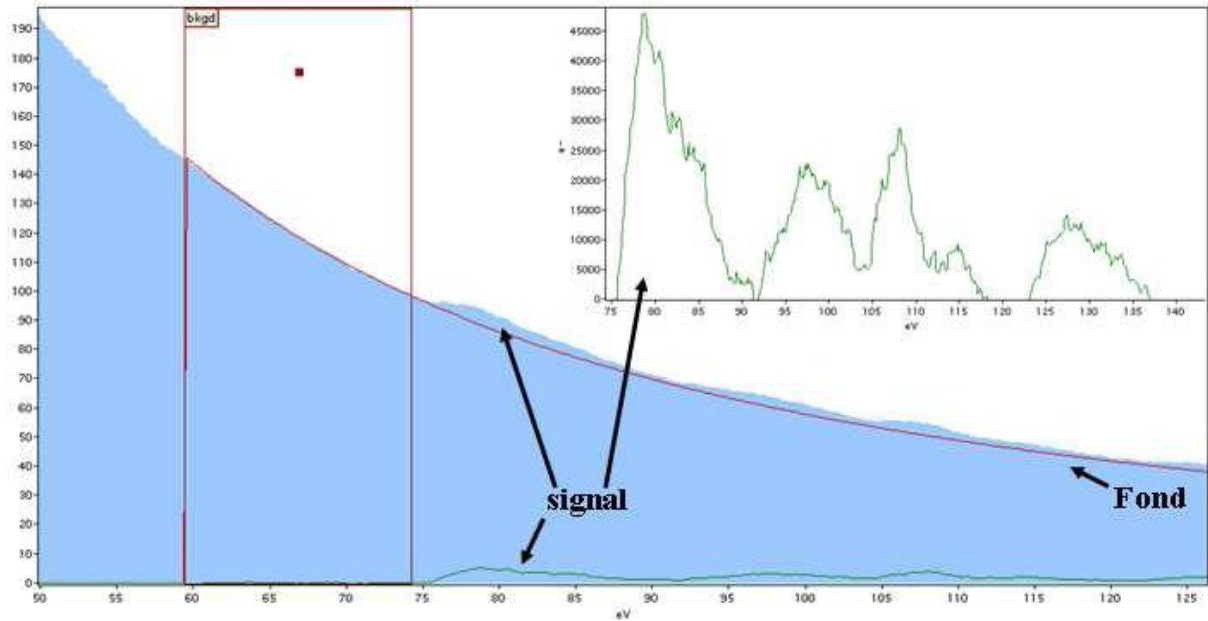


Fig 2.8 Spectre EELS : pour extraire le signal, le fond peut être approximé par une fonction $F(E) = AE^{-r}$. le choix des fenêtres énergétiques pour l'acquisition des images filtrées au seuil de l'oxygènes est schématisé.

- ❖ les positions des trois fenêtres d'énergie ;
- ❖ la largeur de ces fenêtres ;
- ❖ le temps d'exposition.

Plus le temps est important, plus le rapport signal sur bruit sera bon, néanmoins un temps trop long entraîne la saturation du détecteur situé après le spectromètre ou une dérive trop importante de l'échantillon ; il résulte donc la nécessité d'un compromis. Comme pour un spectre EELS, d'autres paramètres sont à prendre en considération pour bien choisir les conditions expérimentales :

- ❖ l'épaisseur de l'échantillon : plus l'échantillon est épais, plus le signal collecté sera intense ;
- ❖ la section efficace d'interaction qui est plus importante pour les éléments légers [26].

le principe de la méthode de trois fenêtres est représenté dans la Figure 2.9.

a. Alignement des images

La reconstruction du volume est l'étape primordiale de l'analyse d'un objet par tomographie électronique, car son résultat conditionne entièrement sa représentation en 3D ainsi que l'obtention des paramètres définissant son comportement et ses propriétés. C'est l'étape la plus longue et qui pose le plus de difficultés. La première sous-étape concerne l'alignement de la série de projections. Ceci consiste à effectuer des déplacements relatifs entre les différentes projections pour les mettre dans un système de coordonnées 3D unique comme la Figure 2.10 Montre, la première sous-étape consistant en l'alignement de la série de projections se fait, pour une première approche, de manière automatique. Pour ceci, les logiciels spécialisés utilisent différents algorithmes, le plus connu étant celui qui fait appel à la fonction de corrélation croisée entre deux images. Cette fonction calcule le produit de convolution entre deux images consécutives pour différentes positions relatives de la deuxième image par rapport à la première et fournit pour chaque déplacement relatif une mesure de la similarité entre les deux images Comme indique l'équation 2.2

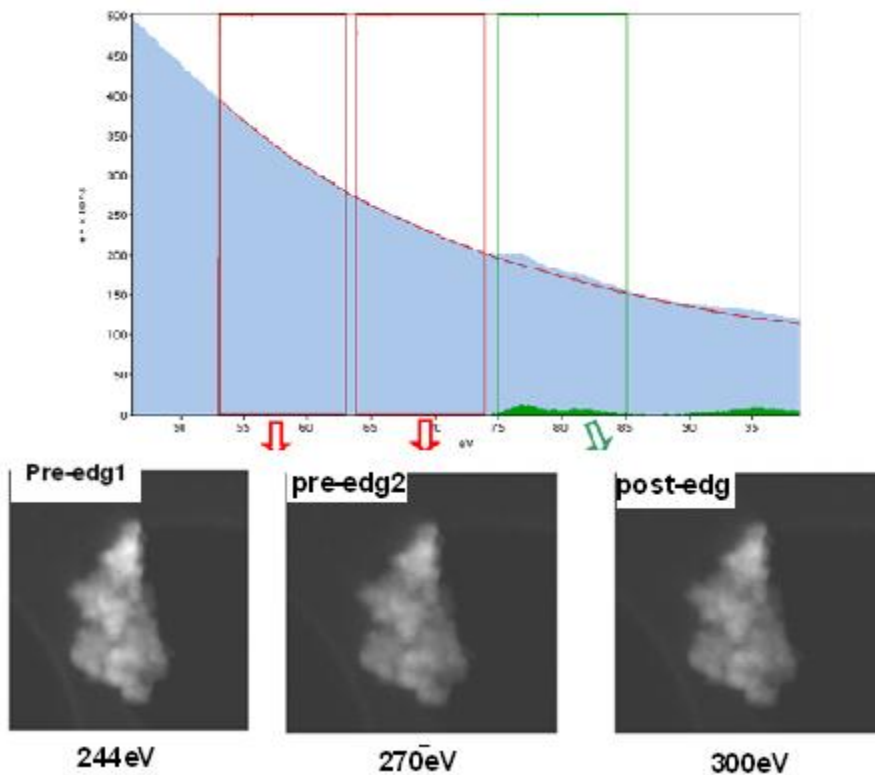


Fig2.9 Le principe de la méthode des trois fenêtres. Deux images appelées « pre-edge » sont acquises et utilisées pour estimer le fond en considérant généralement une loi exponentielle $F(E)=AE^{-r}$. Une fois le fond modélisé et calculé au niveau de l'énergie de la fenêtre « post-edge », il est soustrait de l'image correspondante, c'est-à-dire de l'image « post-edge ». L'image ainsi obtenue est une cartographie chimique car l'intensité en chacun de ses pixels est proportionnelle à la concentration de l'élément ayant son seuil d'ionisation dans la fenêtre post-edge.

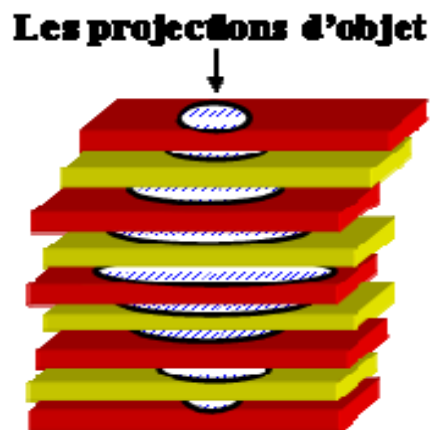


Fig 2.10 L'alignement des projections afin de les positionner dans un système de coordonnées 3D unique, avec l'axe de tilt commun à toutes les projections

$$c_{xy}(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)\widehat{y}(t-\tau)dt \quad (2.2)$$

Généralement, en tomographie électronique on utilise des billes d'or de différentes tailles en fonction du grandissement auquel on travaille. Leur avantage est d'être bien contrastées et d'avoir toujours la même forme pour toutes les directions d'observation et une taille suffisamment faible pour repérer leurs positions avec peu d'incertitude. En utilisant ce modèle géométrique nous pouvons d'une part, effectuer un alignement beaucoup plus précis et d'autre part, appliquer à la série de projections les corrections évoquées ci-dessus, à condition que les billes soient réparties sur toute l'image [26].

b.Choix des conditions expérimentales et extraction des cartographies 2D élémentaires

Pour s'assurer que l'exigence de la tomographie est respectée en termes de proportionnalité entre le signal de nature chimique et l'intensité dans des images calculées à partir des images filtrées, une extraction correcte de ce signal s'impose. Ceci nécessite une bonne estimation du fond au niveau de seuils d'ionisation du C et de l'O. Pour ce faire, nous essayons d'utiliser la méthode de trois fenêtres, qui nécessite l'acquisition de trois images filtrées pour chaque élément. Pour choisir leurs caractéristiques en largeur et position, un spectre d'intensité a été enregistré sur l'ensemble de gain de β -SiC choisi. Le choix de fenêtres énergétiques qui ont été utilisées pour l'acquisition des images filtrées aux deux seuils du point de vue de leurs positions, elles sont centrées sur les énergies suivantes : 244,270 et 300 eV pour le carbone et 470,513 et 588 eV pour l'élément l'oxygène d'autre part, si la largeur de ces fenêtres au seuil k du carbone a été limitée à 24 et seuil k de l'oxygène, comme celui-ci est bien moins présent dans le gain, nous avons eu des fenêtres de 40 eV pour pouvoir disposer d'un rapport signal sur bruit assez grand dans les images calculées. Ceci induit évidemment une détérioration de la résolution spatiale dans la reconstruction 3D de l'oxygène par rapport à celle du carbone d'autre part, toujours dans le but de maximiser le rapport signal sur bruit dans les cartographies chimiques de l'O, nous avons travaillé avec des temps d'exposition

différents pour les images filtrées enregistrées au seuil du C et de l'O, notamment 5 et 15 secondes respectivement ; avec ses paramètres, la durée totale de l'acquisition a été environ 2h. Précisons que, même si on a toujours tendance à augmenter ce temps d'exposition pour améliorer la statistique, en tomographie il ne peut pas être indéfiniment augmenté. En effet, la durée totale de l'acquisition augmente dans la même proportion, ainsi que le risque d'endommagement de l'échantillon et de la membrane qui le supporte. Les images acquises même angle de tilt sont représentées dans la Figure 2.11. L'application de base de la méthode de trois fenêtres suffit largement pour soustraire le fond et obtenir le signal chimique en mode image pour les deux éléments. Les cartographies chimiques 2D de C et de l'O ont été ainsi obtenues pour tous les angles de tilt. Le résultat consiste donc trois séries de

projections contenant des images Zéro-Loss et des cartographies chimiques de C et de l'O. Précisons que l'image « n » de la série ZL est corrélée spatialement avec l'image « n » des séries élémentaires de l'O et du C. Ces trois séries de projections (appelées « ZL », « C » et « O ») sont utilisées pour calculer à travers l'algorithme de reconstruction les volumes correspondants. Pour le calcul de ces volumes, des algorithmes itératifs de reconstruction ont été utilisés car le rapport signal sur bruit (SNR) est relativement faible dans les images initiales ; de plus, un autre avantage de ces algorithmes est de pouvoir diminuer les artefacts de reconstruction dont l'origine est le fait qu'on utilise un nombre réduit de projections.

2.6.2 .méthode composantes principales analyse (principal component analysis)

Composantes principales Analyse PCA est une technique statistique utile qui a trouvé une application dans des domaines tels que la reconnaissance faciale et de compression d'image, et est une technique couramment utilisée pour trouver des motifs de données de grande dimension [37]. Elle consiste à chercher les valeurs propres du signal.

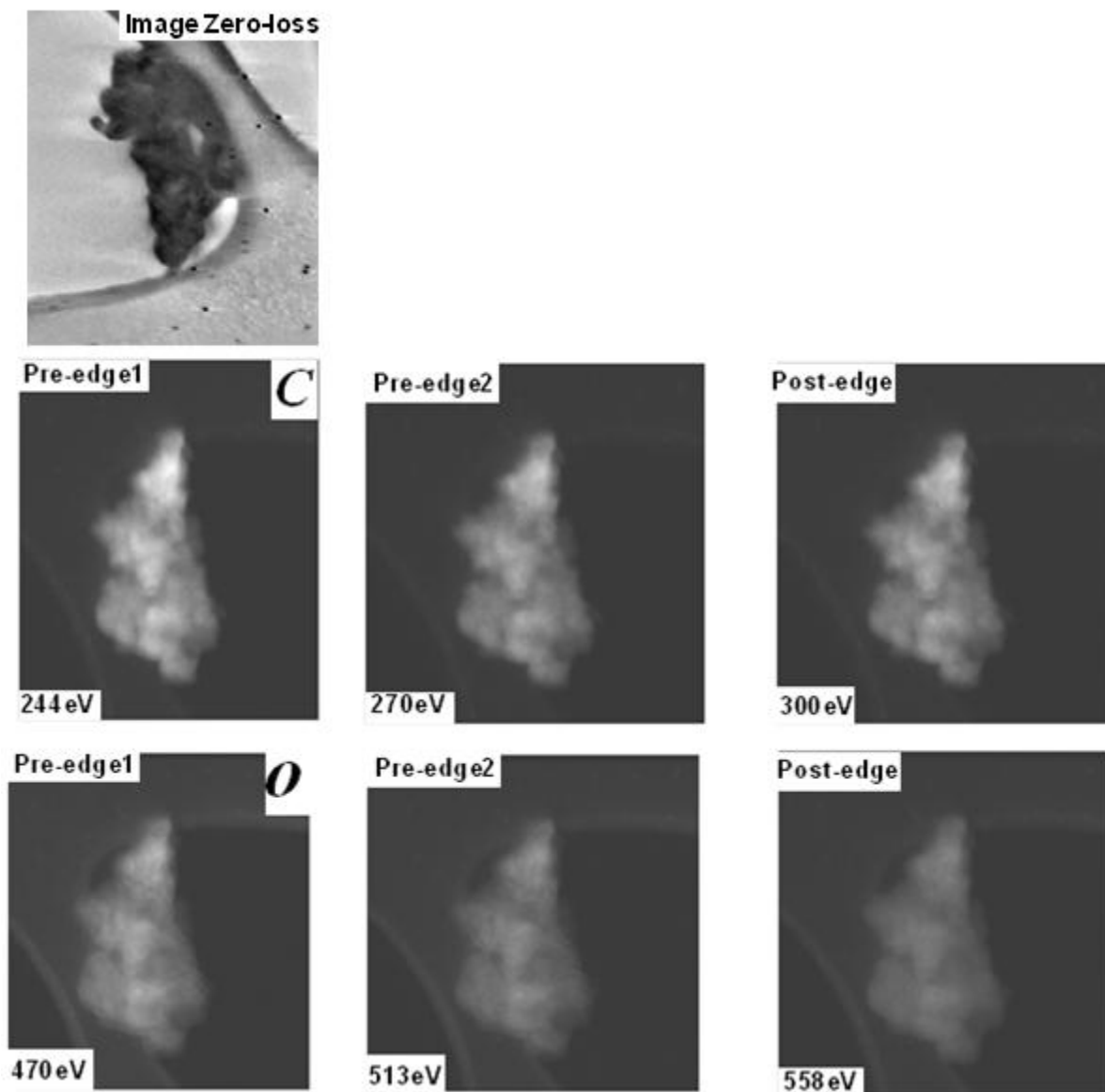


Fig 2.11 Images filtrées typiques extraites de séries d'images en mode EFTEM

Décomposition en valeurs propres de la matrice de corrélation des images.

- Elimination des composantes qui correspondent au bruit: changement de base .
- Reconstitution des images[38].

2.5 CONCLUSION

la tomographie électronique appelée par fois la microscopie électronique, s'inscrit dans le type de la tomographie à transmission qui permet de résoudre les caractéristiques des nano-objets et de nanostructures dans les trois dimensions de l'espace. Il s'agit des données de la microscopie électronique en deux modes STEM (Scanning Transmission Electron Microscopy) ou la tomographie à balayage et EFTEM (Energie Filtrée Transmission Electron Microscopy). Les principes de la tomographie électronique, ainsi que les nouvelles approches pour l'observation des échantillons, pour le recalage des volumes et pour la EFTEM seront développés à l'aide de plusieurs exemples biologiques. L'image obtenue est une image de projection avec principalement un contraste de densité.

Il existe différentes possibilités avec un microscope électronique pour obtenir une information chimique

- Spectroscopie (EELS) : dans cette mode
 - Dispersion des électrons par rapport à leur énergie .
 - le Spectre du nombre d'électrons en fonction de leur perte d'énergie
- Sélection d'électrons ayant subi une perte spécifique d'énergie : EFTEM on reforme l'image à partir d'électrons ayant une énergie spécifique
- Diffraction aux grands angles : STEM HAADF

CHAPITRE

3

LE LOGICIEL DE RECONSTRUCTION TOMOGRAPHIQUE (TOMOJ 2.13)

Résumé

Dans cette chapitre , nous décrivons le logiciel de la reconstruction tomographique TomoJ 2.13 sous java 1.6 . ce logiciel est développé principalement pour les reconstruction des images microscopique .nous exposons des illustrations après chaque exécution pour plus clarté dans l'expose.

SOMMAIRE

3.1 INTRODUCTION

3.2 INSTALATION

3.3 DESCRIPTION DE L'INTERFACE

3.4 UTILISATION DES OPERATIONS CLASSIQUE

3.5 CONCLUSION

3.1 INTRODUCTION

Pour obtenir la reconstruction d'un objet, modéliser et analyser le volume ainsi obtenu, il existe plusieurs logiciels spécialisés dédiés essentiellement à la tomographie électronique. La plupart de ces logiciels ont été développés pour des applications dans le domaine de la biologie [39]. Grâce à l'essor de la tomographie électronique dans les dernières années, de plus en plus d'équipes de chercheurs s'intéressent aujourd'hui au développement ou à l'adaptation des logiciels spécialisés parmi lesquels certains sont même mis gratuitement à la disposition des utilisateurs. TOMOJ est logiciel développé par une équipe de l'Institut Curie de Paris pour l'étude par tomographie électronique (reconstruction et analyse) des structures subcellulaires [40 ,41]. Ce logiciel est en fait un plugin dans le logiciel de traitement d'images ImageJ. Tel que imageJ est un outil et ainsi un langage de programmation , est un logiciel libre, écrit en JAVA, permettant de traiter et analyser des images 2D (et 3D sous forme de pile d'images 2D). Il offre de nombreuses fonctionnalités.[42].Dans ce chapitre, nous présenterons le logiciel de reconstruction tomographique concernant TomoJ sur imageJ.

3.2 MANUEL D'UTILISATION DE TOMOJ

3.2.1 Installation

D'abord, installez ImageJ de <http://rsb.info.nih.gov/ij/download.html> (Java 1.6 ou plus nouveau est exigé par TomoJ) et mise à jour vers la dernière version la Figure 3.1 qui illustre le la fenetre d'imageJ. Si vous travaillez sous système Windows, il serait bon de modifier le fichier dans le répertoire ImageJ.cfg ImageJ. Changer la deuxième ligne à utiliser java.exe au lieu de javaw.exe, il affichera la fenêtre de ligne de commande où l'information supplémentaire est affichée. Prolonge mémoire à la capacité maximale de votre ordinateur(<http://imagejdocu.tudor.lu/doku.php?id=faq:technical:how> do i increase the memory in magej) la Figure 3.2 reperesente cette fenetre. Le Téléchargement TomoJ de <http://u759.curie.u-psud.fr/software-su759.html> Décompressez le répertoire plugins d'ImageJ Démarrer ImageJ (ou redémarrer si elle a déjà commencé). TomoJ sera maintenant accessible dans le menu plugins. Afin de permettre l'importation /

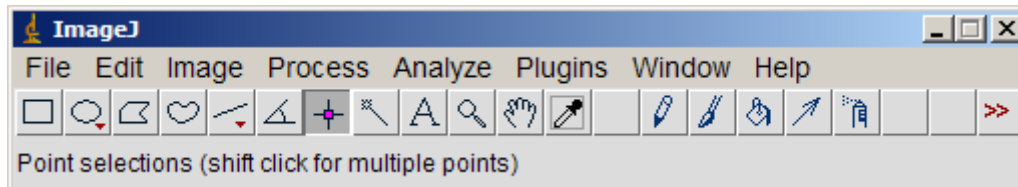


FIG 3.1

fenêtre d'imageJ

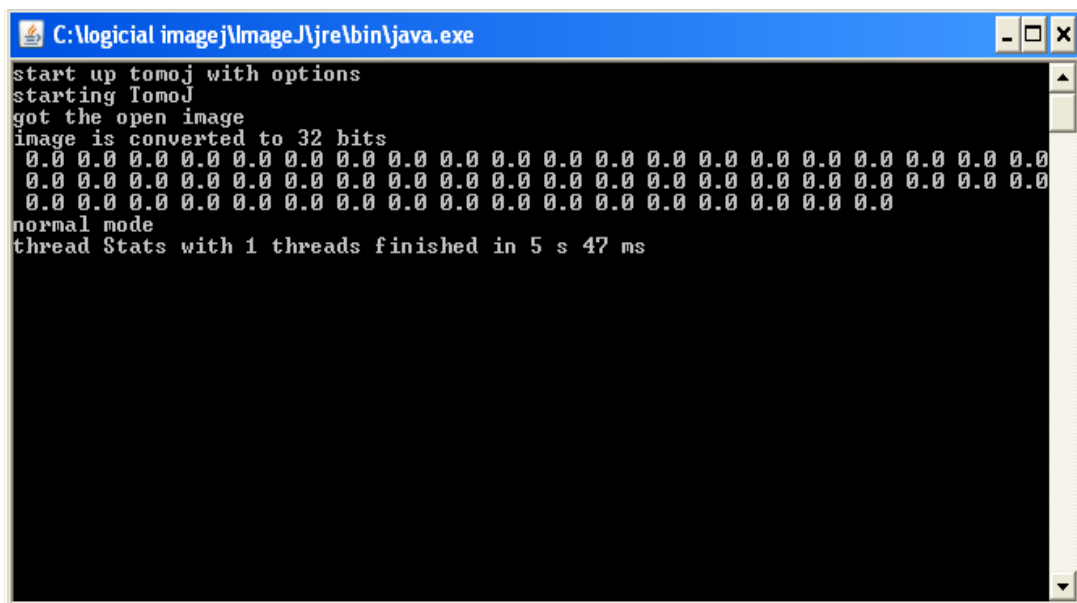


Fig 3.2

la fenêtre de ligne de commande

exportation d'images dans la MRC, SPIDER et format de fichier SEL vous aurez besoin de télécharger l'U759 Input Output.jar dans le répertoire plugins d'ImageJ et retirez le Handle Extra File Type .class à partir du répertoire d'entrées-sorties de ImageJ. Pour importer. Dm3 fichiers, s'il vous plaît aller à la page web plug-ins de ImageJ (<http://rsb.info.nih.gov/ij/plugins/index.html>) Où vous trouverez un plug-in appelé DM3_Reader. Suivre l'installation des instructions de ce plugin.

3.2.2 Description De L'interface

Pour utiliser TomoJ vous devez d'abord ouvrir votre série d'inclinaison comme une pile, puis cliquez dans le menu Plugins> TomoJ > TomoJ . une fenêtre apparaît pour demander des angles d'inclinaison lorsque les angles d'inclinaison ne sont pas dans la tranche Si vous cochez les noms de "load from file" la charge à partir du fichier et cliquez sur OK, puis une nouvelle fenêtre apparaît pour demander le fichier où les angles sont définis. Voici les noms tranche contiendra les angles d'inclinaison et de la fenêtre TomoJ apparaîtra. L'interface de TomoJ est découpée en nombreux parties: La partie supérieure contenant une sorte de menu, et La partie inférieure contient les onglets correspondant aux différentes étapes de calcul :

- Data Informations
- pré-processing
- Align tilt séries
- Reconstruction
- Post-processing

La Figure 3.3 montre la description de l'interface de TomoJ .

a. Menu

Le panneau supérieur contient les options générales qui peuvent être nécessaires à tout moment. L'icône de TomoJ montre la version actuelle du programme. Le panneau superieur de menu est illustre dans la Figure 3.4.

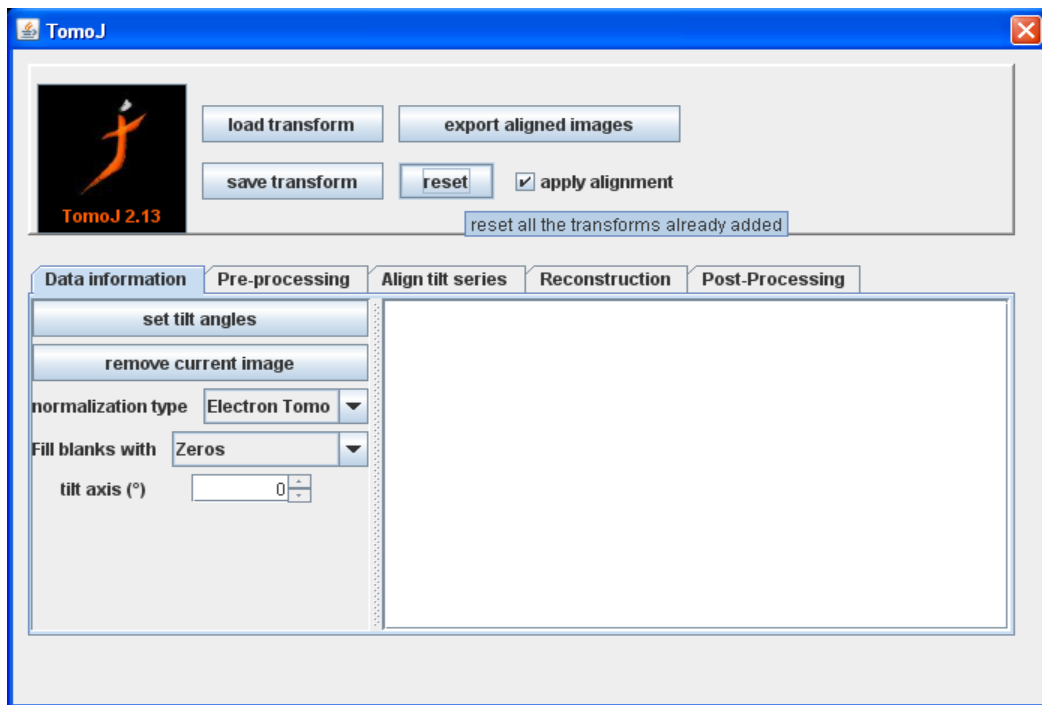


Fig 3.3 interface de TomoJ

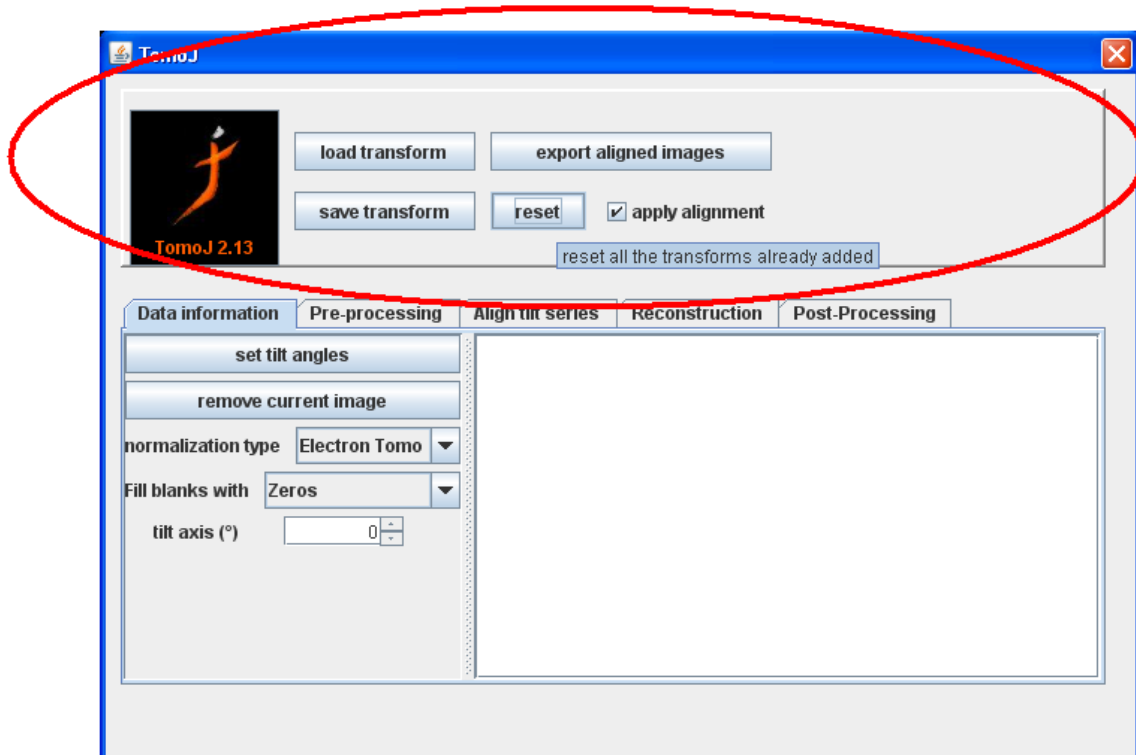


Fig 3.4 panneau de menu

oad transform: transformation déjà calculée de charge. Si la touche CTRL est enfoncée, une fenêtre semblent demander binning pour quand transforme où calculé sur une version différente en cellule de la série d'inclinaison.

- ❖ Save transform: enregistrer les transformations en cours dans le fichier. Ce fichier est un format texte simple avec une ligne pour chaque image contenant l'angle d'inclinaison, l'axe d'inclinaison et de la transformation affine.
- ❖ export aligned images: Cette touche les exportations de la série inclinaison alignés. Si le nom se termine par MRC, Spi, Xmp ou Sel, le fichier sera sauvegardé dans le format correspondant. Si un autre poste est donné, il sera enregistré au format tiff. Utilisation de ImageJ File>save as>, seulement d'économiser de l'inclinaison non alignés série
- ❖ reset: remet les transformations
- ❖ Apply alignement: vérifier pour afficher les images alignées, décochez la case pour afficher les images non alignés.

b.data information (l'information de donnees)

Cet étiquette contient des informations générales sur l'affichage et permet à certaines modifications de la série d'inclinaison.la Figure 3.5 représente l'interface de TomoJ qui montrant l'étiquette de l'information de données (data information)

- ❖ Set tilt angles : permet de modifier les angles d'inclinaison à partir de l'image courante.
- ❖ Remove current image: supprime l'image affichée et toutes les données associées.
- ❖ Normalization type: pour la reconstruction, il est nécessaire de normalisation trois types sont autorisés:
 - Zero-One: met toutes les images avec zéro moyenne et l'écart-type de 1.
 - Electron tomo: met toutes les images de zéro, l'écart-type varie comme une fonction de cosinus de l'angle d'inclinaison.
 - none: pas de normalisation appliquée, ce qui est utile lorsque les images sont déjà normalisés avant l'exécution de TomoJ (par TomoJ ou tout autre moyen).
- ❖ Fill blanks with: remplit les blancs créé par l'alignement de différentes façons

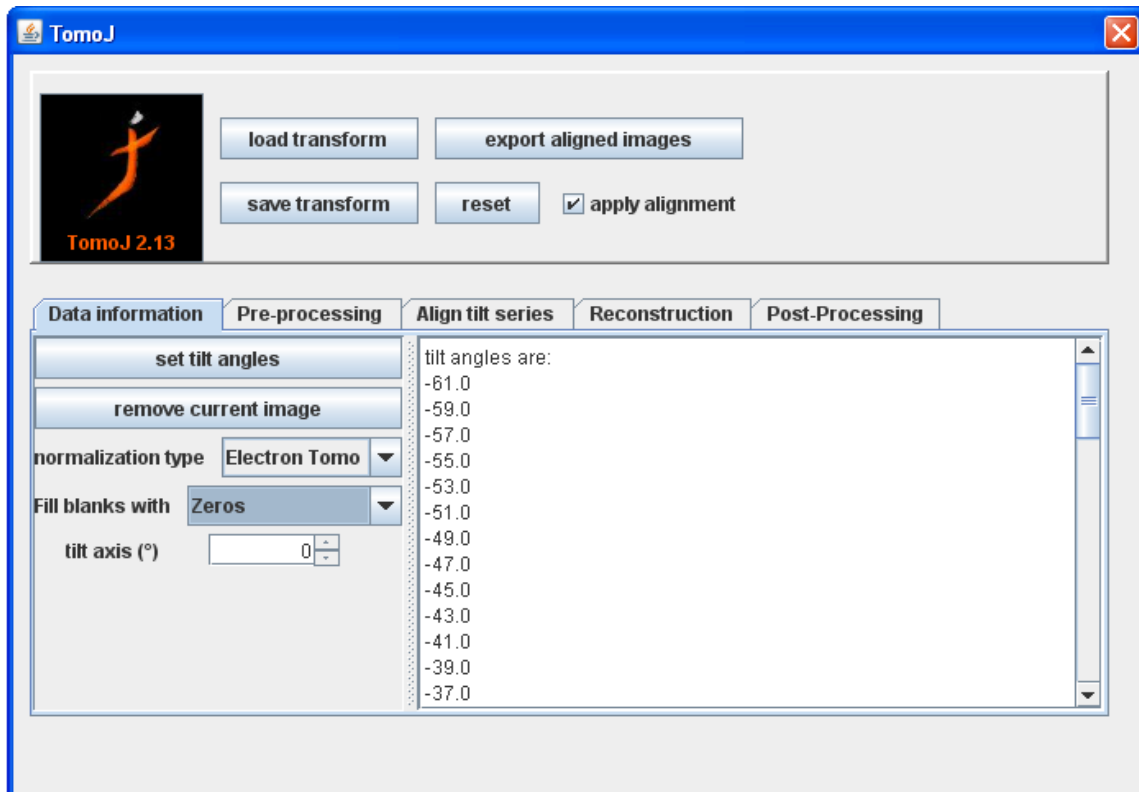


Fig 3.5 interface de TomoJ montrant le panneau de l'information de données (data information).

- Zeros: met des zéros dans les blancs
- Average nano: met la moyenne de l'image dans les blancs (si les images sont normalisées, ce qui équivaut à zéros)
- NaN: met pas en valeur de nombre. Pour la reconstruction avec ART / SIRT ces valeurs (Positions) ne sont pas utilisés dans le processus de reconstruction. WBP va changer, cela signifie automatiquement en tant que valeurs NaN ne sont pas compatibles avec le calcul de FFT.

c.pre-processing

trois possibilités de pré-traitement existent dans l'onglet de prétraitement. Ces traitement modifie l'original images non alignés la Figure 3.6 montre l'étiquette de prétraitement choisie.en définit les ongles de cette panneau ci-dessus :

- ❖ Hot spot removal : le déplacement de point chaud est un outil qui supprime les pixels anormaux dus aux rayons X ou les pixel morts dans le CCD par exemple.il calcule pour chaque pixel la difference carre avec son voisinage et puis détecte les pixel anormaux en tant que celui ayant la plus grand valeur de la difference.il remplace les pixel par la moyenne du voisinage (sans pixel anormaux detectes naturellement). Cet outil est également extérieur disponible de TomoJ. Lorsque en apuis sur Hot spot removal une fenetre apparait comme illustre dans la Figure 3.7 cette fenêtre contient plusieurs paramètre comme :
 - Radius of neighborhacd : rayon de voisinage une valeur de 1 ou de 2 est suffisante pour enlever les pixel anormaux .Et les autres parametres ne sont pas necessaires de l'interieur de Tomoj.
- ❖ Subtract Background :Soustraire de fond est l'outil proposé par ImageJ, il permet l'élimination de la variation de l'intensité du faisceau.
- ❖ Bandpass Filter :le filtre de passage de bande laisse filtrer dans l'espace de fourrier ,lorsque en appuis sur le filtre il ya un fenêtre qui apparait et qui contient les paramètres qui caractérise le Filtre la figure 3.8 représente cet fenêtre .il y a quartes paramètres :

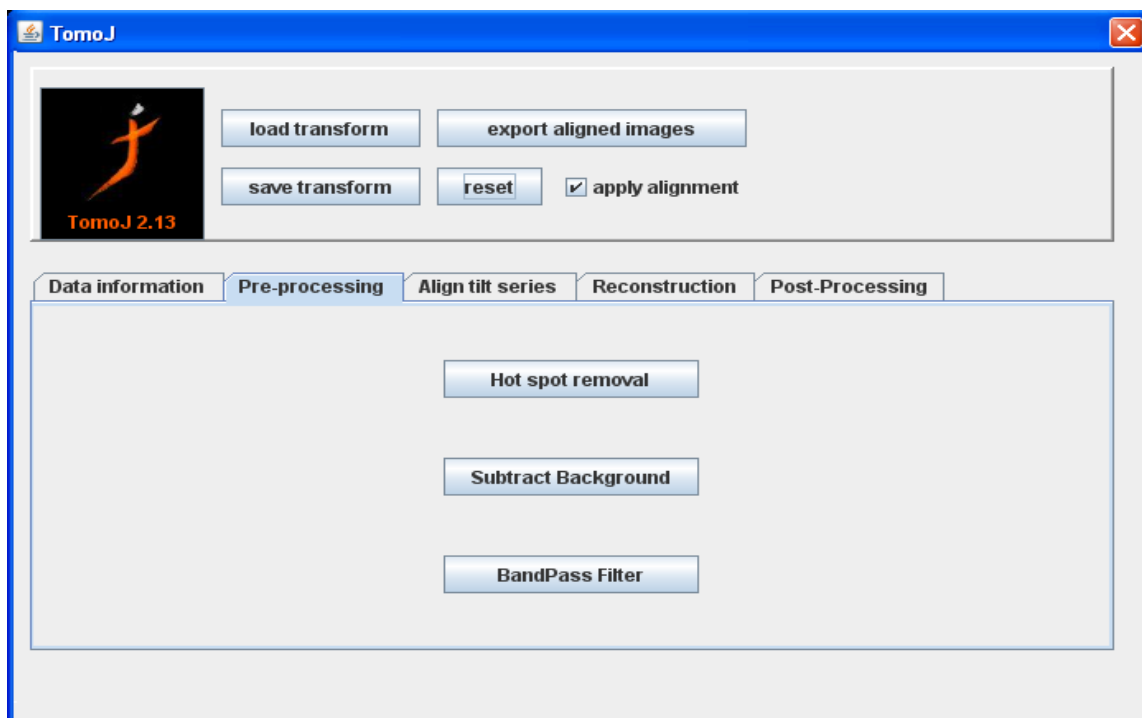


Fig 3.6 interface de TomoJ avec l'étiquette de prétraitement choisie (pre-processing).

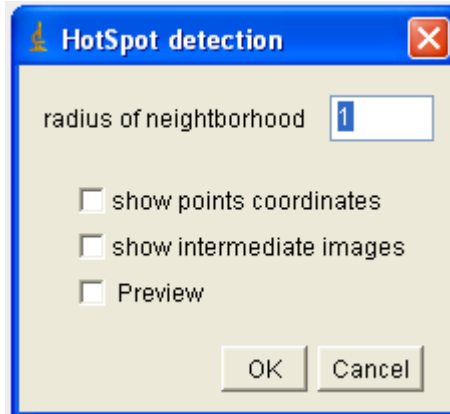


Fig 3.7 Fenêtre qui apparait lorsque appuis sur HotSpot detection

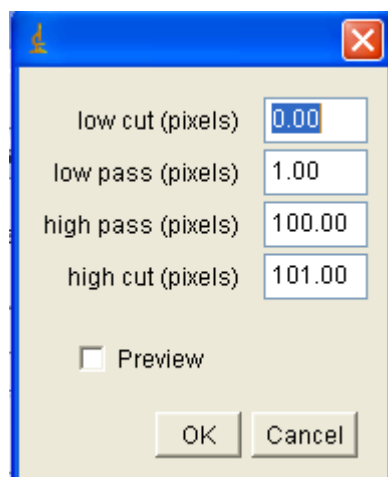


Fig 3.8 fenetre de parametre de filtre

- Low cut (pixels) :la basse coupe est le rayon minimum au-dessous de dont toutes les valeurs de fréquence sont mises a zéro et au-dessus de ce que le signal est multiplie par une fonction de cosinus pour aller de zero au niveau de signal .
- Low pass (pixels) :le bas passage est le rayon minimum au-dessus dont le signal est maintenu intact.
- High pass (pixels) :le passage élève est le rayon maximum au-dessus dont le signal est maintenu intact.
- High cut (pixels) : la coupe élevée est le rayon maximum au-dessus de dont toutes les valeurs de fréquence sont mises a zéros et au-dessous de ce que le signal est multiplie par une fonction de cosinus pour aller de zéro au niveau de signal

d.alignement

Le panneau d'alignement est divisé principalement en deux parties. Le premier appelé automatiques contient les alignement procédure qui n'a pas besoin de repère. Le second appelé semi-automatique contient tous les procédure d'alignement en utilisant des repères. Afin de permettre la définition et la modification des points d'intérêt d'un nouveau menu apparaît dans la partie supérieure (menu) de l'interface TomoJ.la Figure 3.9 illustre le panneau de l'alignement .

.automatiquement alignent

Un fenêtre de paramètre apparaîtra ,elle vous permet de mettre quelques options pour le procède d'alignements automatique une fenêtre de prévision vous permet de voir dedans de phase l'effet des paramètres. comme illustrer dans la Figure 3.10. en utiliser :

- ❖ un filtre passe-bande dans l'espace de Fourier avec les 4 paramètres (en pixels)
 - le premier est le rayon minimum au dessous de dont toutes les valeurs de fréquences sont mises a zéro et au –dessus de ce que le signal est.

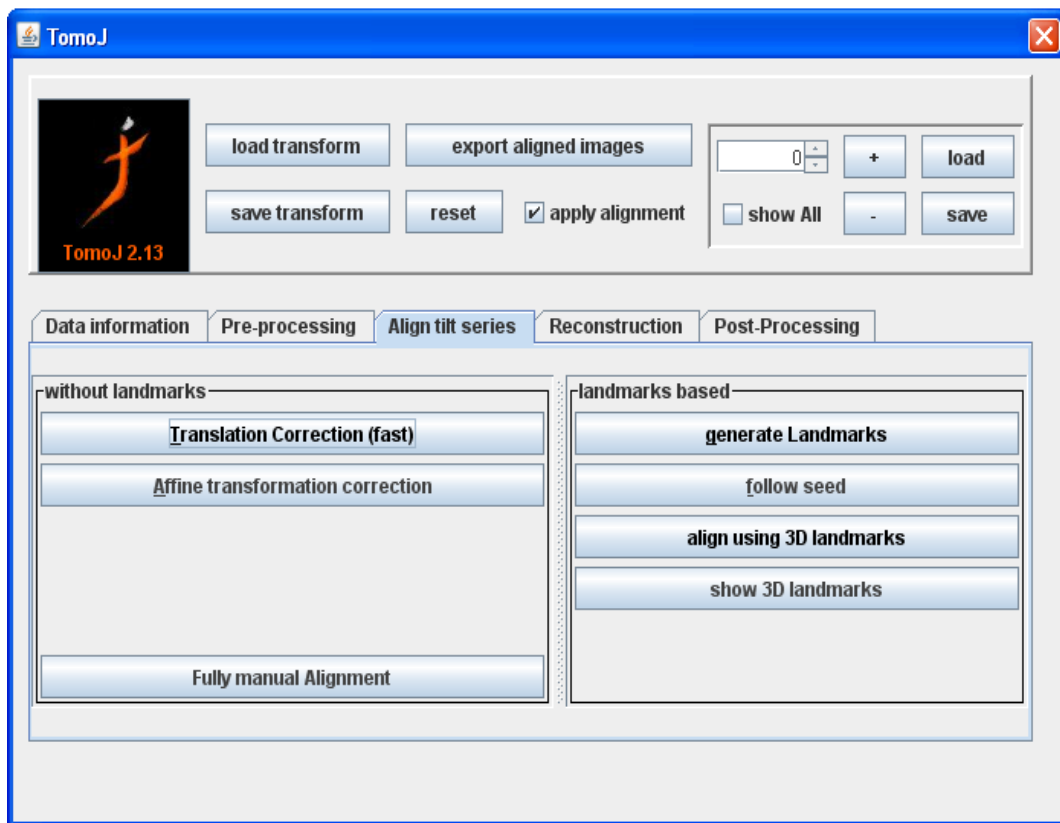


Fig 3.9 Interface de TomoJ montrant l'etiquette de l'alignement .

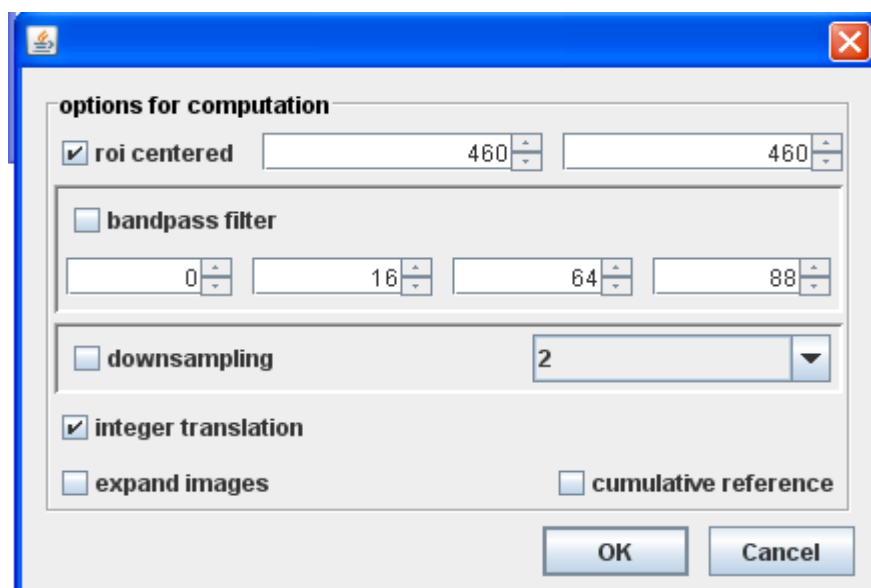


Fig 3.10 la fenêtre de paramètre de automatiquement alignent .

multiplie par une fonction de cosinus pour aller de zero au niveau de signal

- le second est le rayon minimum au dessus dont le signal est maintenu intact.
 - le troisième est le rayon maximum au-dessus dont le signal est maintenu intact.
 - le dernier est le rayon maximum au-dessus dont toutes les valeurs de fréquence sont mise à zéro et en dessous dont le signal est multiplié par une fonction cosinus pour aller de zéro au niveau de signal .
- ❖ integer translation: à cocher pour que la traduction entier; décocher pour obtenir virgule flottante traduction.
 - ❖ roi centred : utilise seulement la partie centrale de l'image de la taille définie (la taille de ROI indiquée sur le format document des images, pas mis dans une cellule si une binning activé)
 - ❖ downsampling :verifier pour employer binning de 2,4 ou 8.il exécute dans l'espace de fourrier.
 - ❖ expand images :si vérifie lui augmente les images dans la perpendiculaire de direction pour incliner l'axe par une personne a charge de facteur sur des angles d'inclinaison.
 - ❖ cumulative reference :si vérifiée au lie des images aliénantes 2 par 2,elle prendra l'image d'inclinaison nulle car la première référence pour aligner l'image a la prochaine inclinaison la plus négative. elle ajoutera alors cette image alignée a la référence pour aligner la prochaine image. a chaque inclinaison ,la référence sera alors la somme d'images qui ont ete deja alignees. quand l'angle d'inclinaison le plus négatif est atteint, le procède est repete du zero inclinent la vue a des angles plus positifs d'inclinaison[43].

e.menu landmark

Lors de l'obtention d'alignement Tilt Series onglet, un menu apparaît dans le panneau supérieur. Il est pour la création de sites, suppression, modifier. Les repères sont donnés comme point de retour sur investissement de ImageJ Figure 3.11 . Il devrait y avoir un seul point en même temps sur l'image pour qu'elle soit considérée comme point de repère. Lors du changement de l'image affichée ou activer de

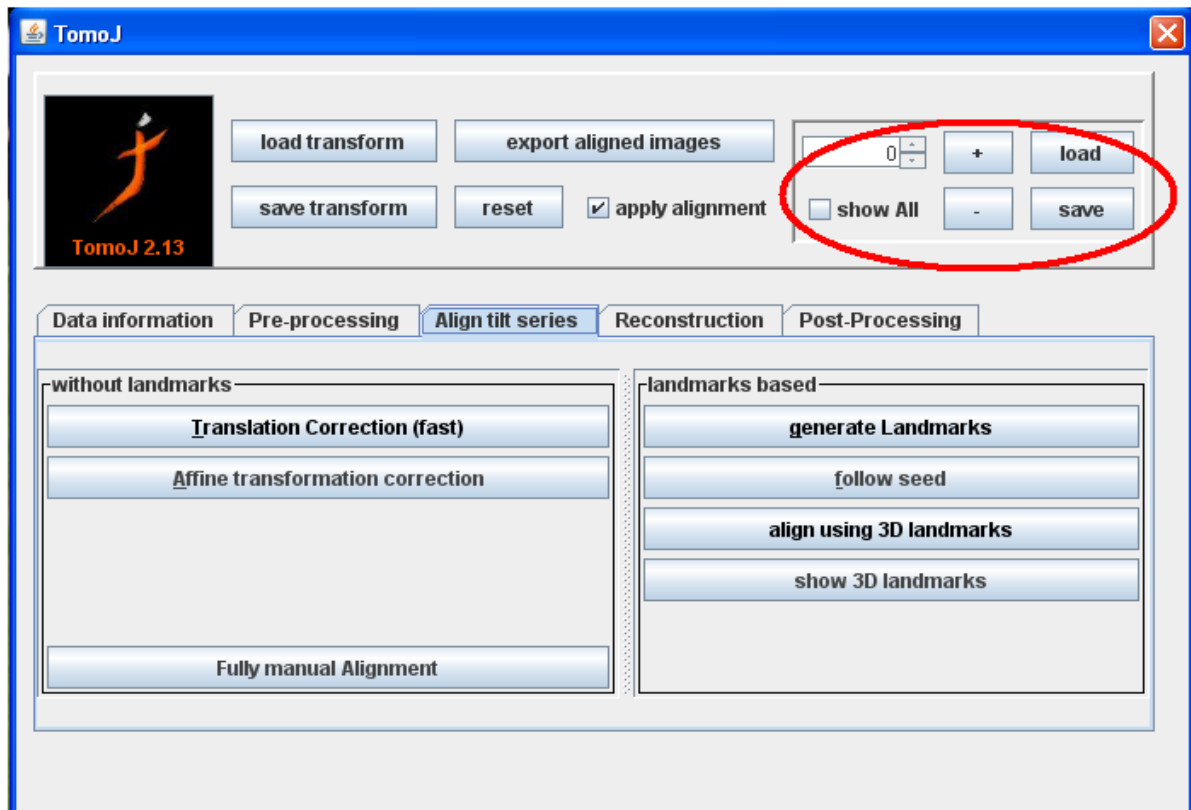


Fig 3.11 interface de TomoJ montrant l'étiquette de l'alignement .le cercle rouge intérieur sont les nouvelles fonctionnalités liées aux landmarck

nombreuses fonctions, le point de repère les coordonnées sont enregistrées. Les options disponibles dans le menu sont:

- ❖ La chaîne s'affiche. Modification de la valeur vous permettent de voir le repère correspondant si elle est définie sur l'image actuellement montrée.
- ❖ "+" vous permet d'ajouter une nouvelle chaîne vide de point de repère. La mise d'un nouveau ROI de sur l'image permettra de définir le point de repère.
- ❖ "-" vous permet de supprimer la chaîne en cours d'affichage Si touche CTRL est enfoncée en cliquant sur ce bouton, tous les sites seront supprimés
- ❖ «load» et «save» vous permettent de sauvegarder et charger des points de repère to/from à partir du fichier. Si touche CTRL est enfoncée, une fenêtre s'affiche, vous demandant le binning (si sites ont été créés sur une version différente mis en cellule de la série d'inclinaison).
- ❖ "show all" permet tous les repères en nombre sur l'image actuelle sont visibles sur le côté de chaque point de repère, il n'a pas de signification. Il n'est pas possible de modifier la position d'un point de repère dans ce mode

.semi-automatiquement alignement

Générer des sites d'intérêt: crée automatiquement des points de repère. En plus de la publication algorithme, une version plus adaptée à billes d'or (points critiques) est également disponible lorsque le grille régulière est remplacé par le minimum de 2% des valeurs correspondant à des minima locaux, les chaînes ont également une longueur fixe et que le nombre des points d'intérêt décidé par l'utilisateur est conservé. La fenêtre suivante apparaît pour définir les paramètres nécessaires. comme montre dans la Figure 3.12.

- Pour la version Grid :
 - number of points in grid applied on each image : le nombre de points définissant la grille (400 correspond à la grille 20x20).
 - Minimum length of Landmark chains: longueur de la chaîne repère: la taille minimale des chaînes de repère (5 ou plus bonne).
 - Patch size in pixel: la taille du patch utilisé pour raffinement local.

- number of refinement steps: les chaînes sont raffinés dans le processus. les valeurs de 2-4 sont bonnes. vous devez aller au mode expert pour changer cette valeur.
- correlation threshold: point minimum de corrélation qui définissent ainsi la largeur maximum des chaînes de repère et la sélection finale. une valeur d'environ 0,9 doit être utilisé.
- pour la version critical points-local minima (en utilisant des minimum ou des maximum locaux).La Figure 3.13 représente la fenêtre des paramètres de algorithme critical points-local minima .
 - Number of (best) points kept on each image : le nombre de chaînes gardées de borne limite à partir de chaque image.
 - Length of Landmark chaînes: longueur fixe des chaînes de borne limite.
 - Patch size in pixel: largeur de la pièce rapportée carrée utilisée au cours du raffinement.
 - Fiducial markers :si vous vérifiez cette option, elle appliquera la symetrie pour fournir une meilleure référence pour des fiduciels et pour ne pas être distraite par des découpes dans les images .

Les prochaines options sont disponibles seulement si vous verifiez le mode expert.

- number of refinement steps :les chaînes sont raffinés dans le processus. Les valeurs de 2-4 sont bonnes.
- correlation threshoid: score de corrélation minimale pour la sélection finale. Il est seulement à supprimer les chaînes de vraiment mauvais et donc une valeur de 0,5 est suffisant.
- filter options :un filtre de passage de bande est utilise pour la détection critique de points ,ainsi les options correspondantes sont demandées.
- Number of seeds :le nombre maximum du point critique a essayer suivent.
- minima neighborhood Radius :modifier le rayon examinait si le point critique est des minimum locaux(ou des maximum).

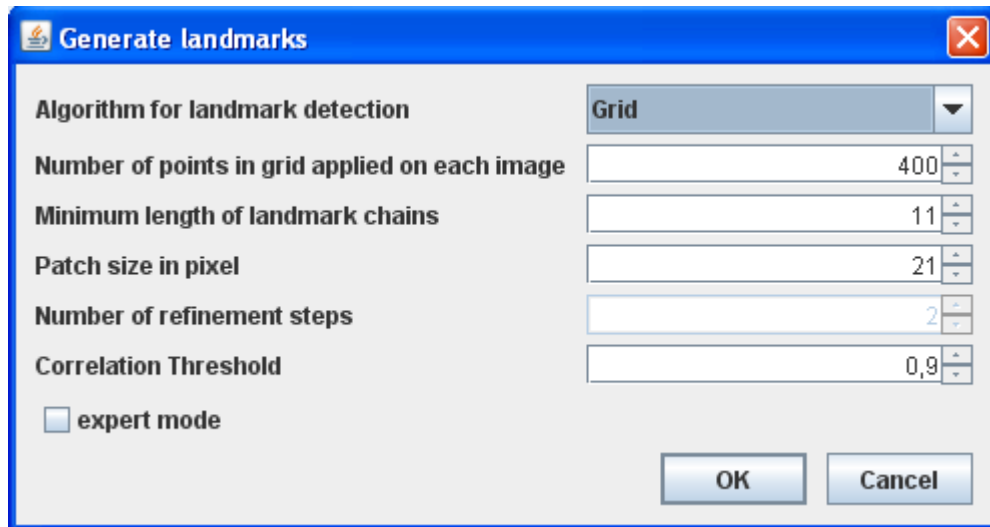


Fig 3.12 Fenêtre des paramètres de Générâtes Landmarks 'algorithme Grid'.

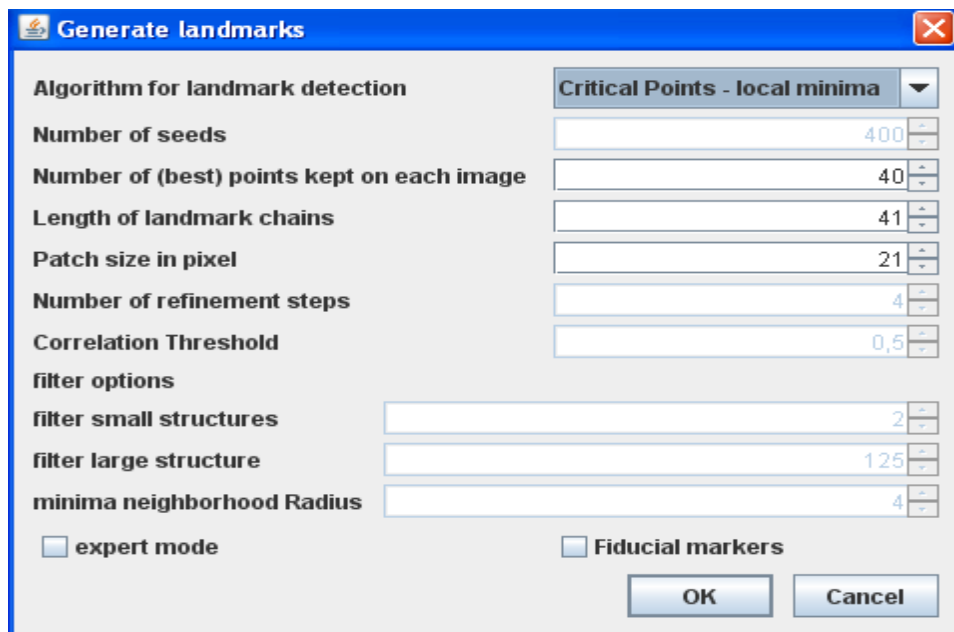


Fig 3.13 Fenêtre des paramètres de Générâtes Landmarks 'algorithme critical points-local minima'.

f.Reconstruction

L'onglet de reconstruction est divisé en deux parties principales: les options de l'information et de la reconstruction. La première partie à titre d'information générale pour la reconstruction, la seconde permet le choix de la reconstruction des algorithmes tels que rétroprojection, rétroprojection filtre, ART et SIRT. Elle permet également l'accès à certains paramètres de ces algorithmes. Comme montre dans la Figure 3.14 [44].

.parties de l'informations

Dans ce partie en trouve des information generals pour la reconstruction :

- tilt axis: la valeur de inclinaison de l'axe utilisé pour la reconstruction. Vous pouvez le modifier en entrant directement la valeur ou en cliquant sur le flèches haut et bas. Une ligne indiquant l'axe d'inclinaison est affiché sur la série d'inclinaison.
 - ✓ Si vous cliquez avec le bouton gauche de votre souris sur le texte "axe de basculement», puis vous passez entre la rotation des images pour avoir l'axe d'inclinaison verticale des images alignées ou non. Pour procédures d'alignement automatique, il est fortement recommandé de laisser les images ne rotation.
 - ✓ Si vous cliquez avec le bouton droit de votre souris sur le texte "axe de basculement», puis vous recevrez la somme de toutes les images de la série alignée inclinaison. Si la touche CTRL est enfoncée, vous obtiendrez le minimum au lieu de la somme. Cette fonctionnalité est utile pour vérifier l'alignement. Il remplacer ImageJ Image> Piles> Z projet qui fonctionne sur des images non alignés
- tchickness: épaisseur en pixels de la reconstruction. La taille de la reconstruction sera largeur x hauteur (inclinaison de la série) x épaisseur. Une bonne façon d'estimer l'épaisseur en pixel est de convertir l'épaisseur théorique du nanomètre au pixel en utilisant la longueur pixel (voxels dans la reconstruction sont cubiques).

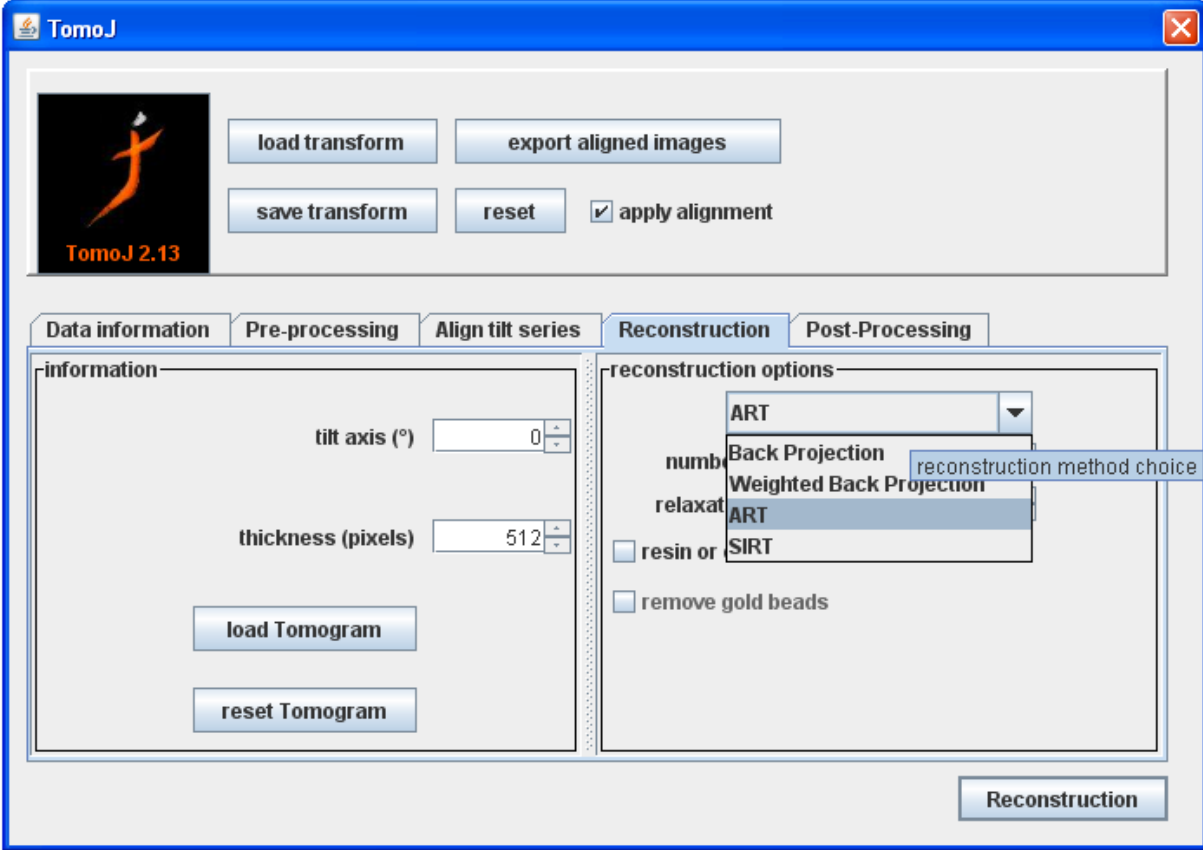


Fig 3.14 interface TomoJ montre le panneau de la reconstruction

- load tomogram: la charge d'une reconstruction pré-calculées pour affiner l'aide ART / SIRT.
- reset tomogram: remise à zéro de la reconstruction en cours

.reconstruction option

cette partie contient les déférente algorithme de la reconstruction et les paramétrés de ces algorithme.

- ❖ Méthode de reconstruction: Sélectionnez la méthode que vous souhaitez utiliser pour la reconstruction.
 - BackProjection: cette effectue une projection par transparence simple de la série d'inclinaison à l'intérieur de la reconstruction. Cette méthode est connue pour avoir une précision à faible dû à un mauvais d'échantillonnage de l'espace de Fourier. Il est nécessaire de pondération des projections: TomoJ permet à un type de pondération, Mais si vous avez déjà effectué une autre système de pondération sur votre projection, vous pouvez utiliser cette méthode pour la reconstruction.
 - Weighed BackProjection (WBP): ce calcule pondérée rétroprojection comme été décrit.les paramètres de cet méthode sont :
 - ✓ diamètre Pondération: paramètre pour réduire le diamètre du filtre utilisé pour pondération. Pour experts seulement.
- ❖ ART: Cette effectue un algorithme itératif de reconstruction, d'interprétation théorique projections et comparaison avec les projections expérimentales pour maximiser la probabilité de la reconstruction des données. L'itération est l'utilisation de toutes les projections de raffiner les volume. les paramètres de ses méthodes sont :
 - ✓ Number of itération : L'ART est un processus itératif, de sorte que vous devez décider de la nombre d'itérations vous voulez passer dans le processus. Les valeurs sont de 5-15 bonne, mais vous pouvez faire encore plus si vous voulez.
 - ✓ relaxation coefficient : pour réduire la convergence et à être moins sensibles au bruit. Les valeurs sont] 0,1] bonne estimation peut être $1/nb$ itération si vous n'avez pas trop beaucoup de bruit, diminuer cette valeur si la reconstruction est trop bruyant.

- ❖ resin or cryo sample : vérifier si votre échantillon a une épaisseur constante sur une superficie beaucoup plus grande que le champ de vision. Au cours des artefacts de reconstruction dus à ce type d'échantillons peuvent être corrigées.
- ❖ remove gold beads: il est possible de supprimer cordon d'or par seuillage par hystérésis de reconstruction par la mise en 2 seuils (en rouge sur l'images).

Pour exécuter la reconstruction cliquez sur la reconstruction bouton visible tout le temps.

- ❖ SIRT: c'est un algorithme itératif de reconstruction, d'interprétation héorique projections et comparaison avec les projections expérimentales la probabilité de la reconstruction des données. Itération est l'utilisation de toutes les projections d'affiner les volume. La différence avec l'art que la modification de la reconstruction ne se fait que une fois toutes les comparaisons plutôt que chaque comparaison sont finis.les paramètres de cet méthode sont les mêmes que la méthode ART.
 - Nombre d'itérations: SIRT est un processus itératif, de sorte que vous devez décider de la nombre d'itérations vous voulez passer dans le processus. Les valeurs de 30 ou plus sont nécessaires.
 - coefficient de relaxation: pour réduire la convergence et à être moins sensibles au bruit. Les valeurs sont] 0,1] [43].

e.post- processing

cette partie contient trois onglets :

- ❖ Background removal ART (eftem tomography).
- ❖ Elongation correction(WBP) :la reconstruction avec la projection absente, de meme que le cas en tomographie d'électron, produit des objets façonnés.
- ❖ Box Extractor. :laisse extraire les boites 3D a partir de la reconstruction [44].

La Figure 3.15 represent la onlets de post-processing.

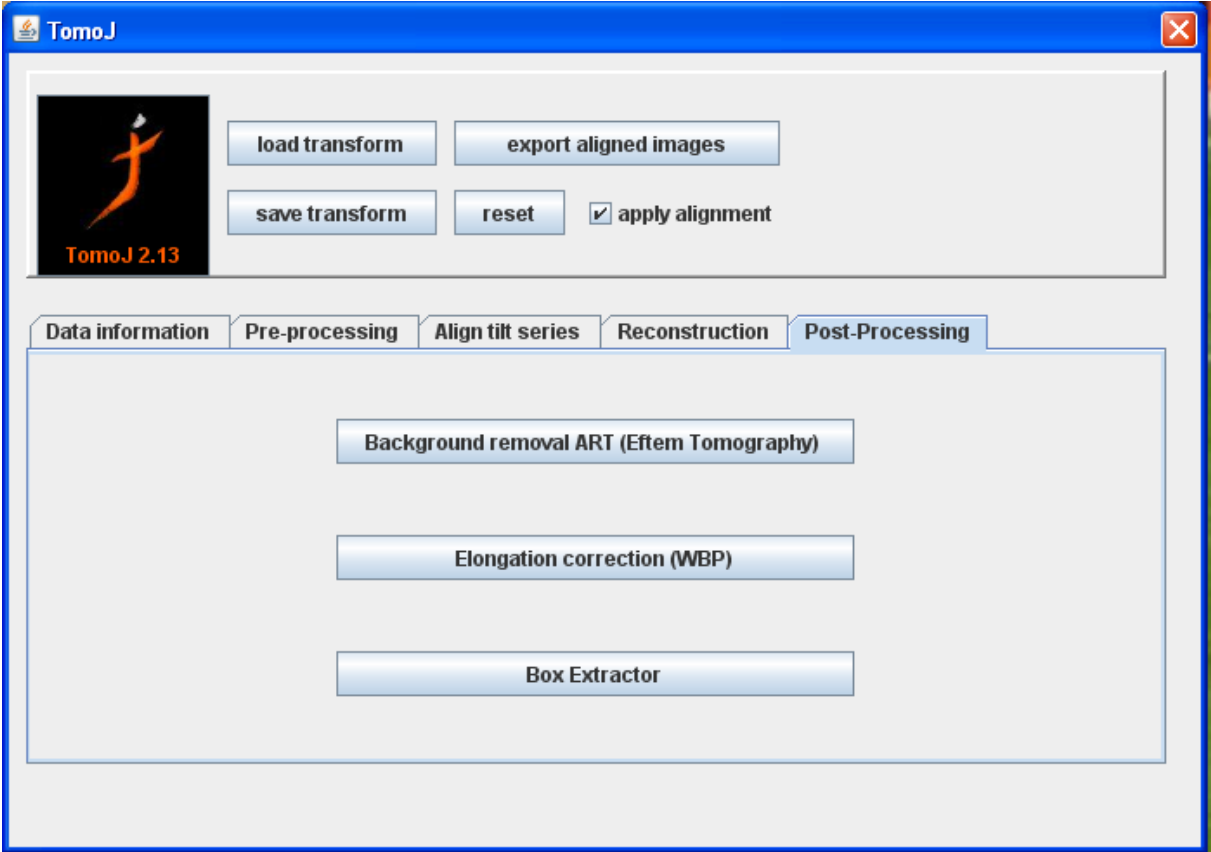


Fig 3.15 interface de TomoJ montre le panneau de post-processing.

3.3 UTILISATION DES OPERATIONS CLASSIQUE :

La manière classique d'utiliser TomoJ est assez simple: Ouvrez votre série d'inclinaison dans ImageJ, exécuter TomoJ, a partir cliquez dans le menu Plugins> TomoJ > TomoJ comme montre dans la Figure 3.16. Si les angles d'inclinaison ne sont pas définis dans les étiquettes de l'information de données , une fenêtre apparaît vous demandant d'angles d'inclinaison. la Figure 3.17 qui le représente. Alors si vous avez des points chauds dans votre image, allez dans l'onglet de prétraitement et d'exécuter retirer le filtre bandPass comme illustrer dans la Figure 3.18. Puis allez dans l'onglet d'alignement: aligner a l'aide de cross-corrélation voir la Figure 3.19. Ensuite, allez à l'onglet de reconstruction la Figure 3.20 illustre cet onglet. on doit :

- définir la bonne épaisseur (Assez élevé pour contenir tous reconstruction).
- choisir le méthode de reconstruction et les paramètres associés.
- vérifier l' cryo-échantillon de résine / si nécessaire (important).
- Run la reconstruction.

Pour la reconstruction en choisi la méthode de la reconstruction et régler les déférente paramètres puis en appui sur le bottons reconstruction ,il apparait une fenêtre qui apparait le temps de la reconstruction comme représente dans la Figure 3.21[43].

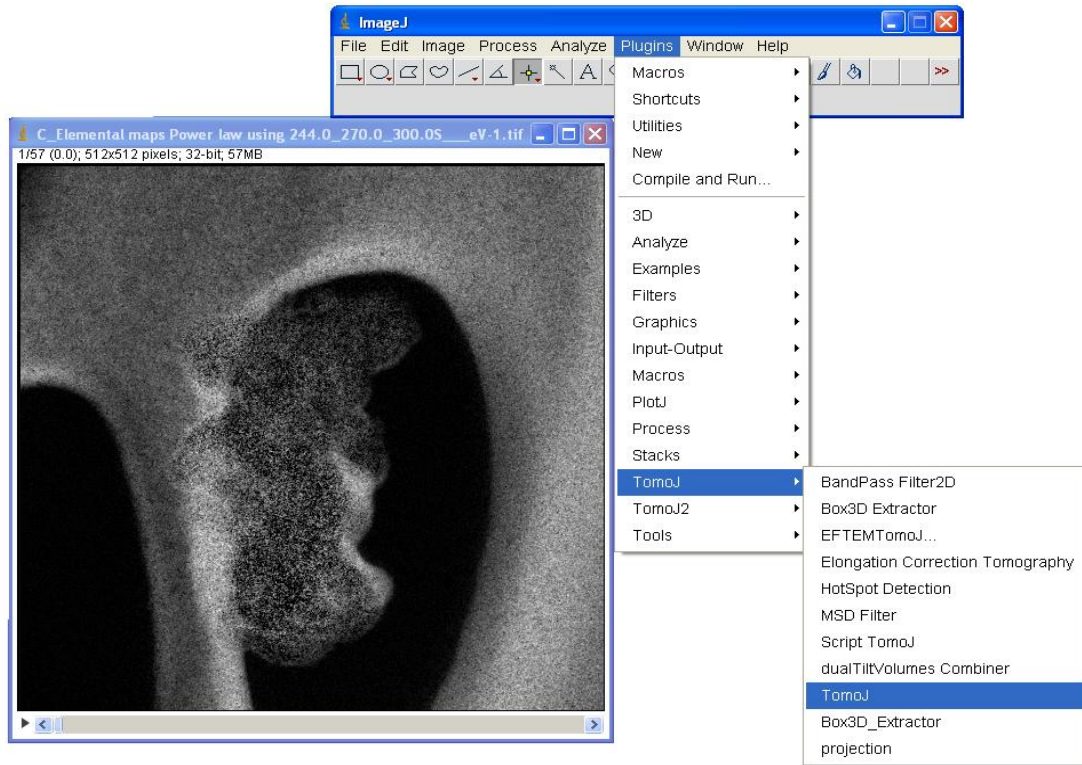


Fig 3.16 l'ouverture de Tomoj

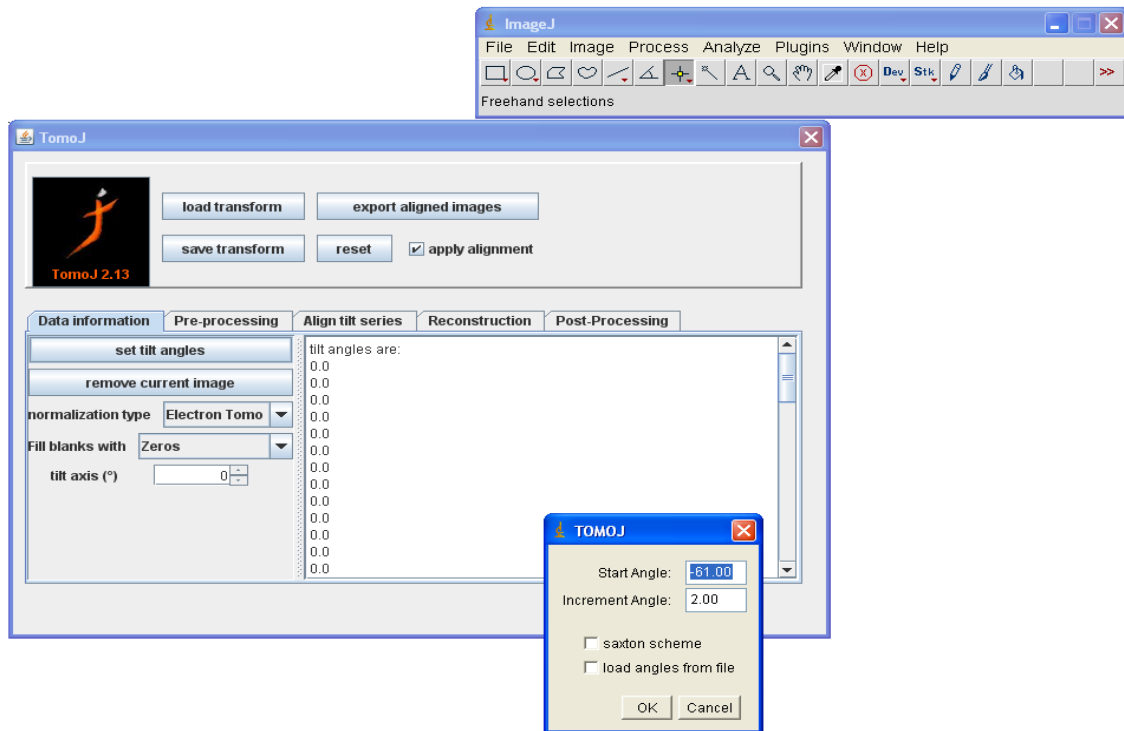


Fig 3.17 définition de angle d'inclinaison.

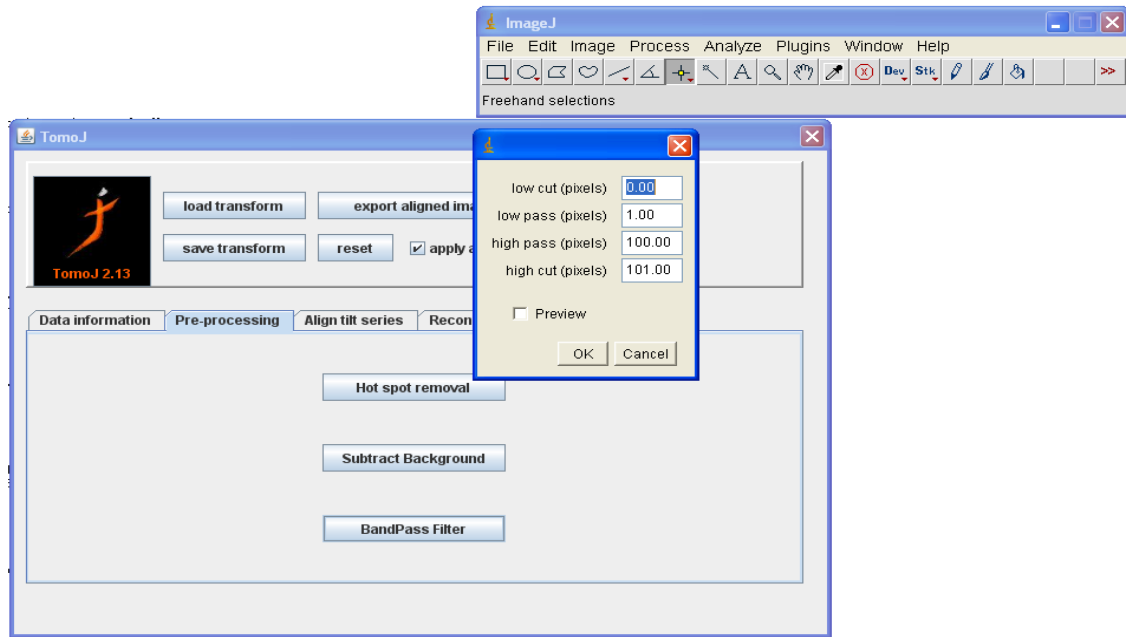


Fig 3.18 utilisation de filtre .

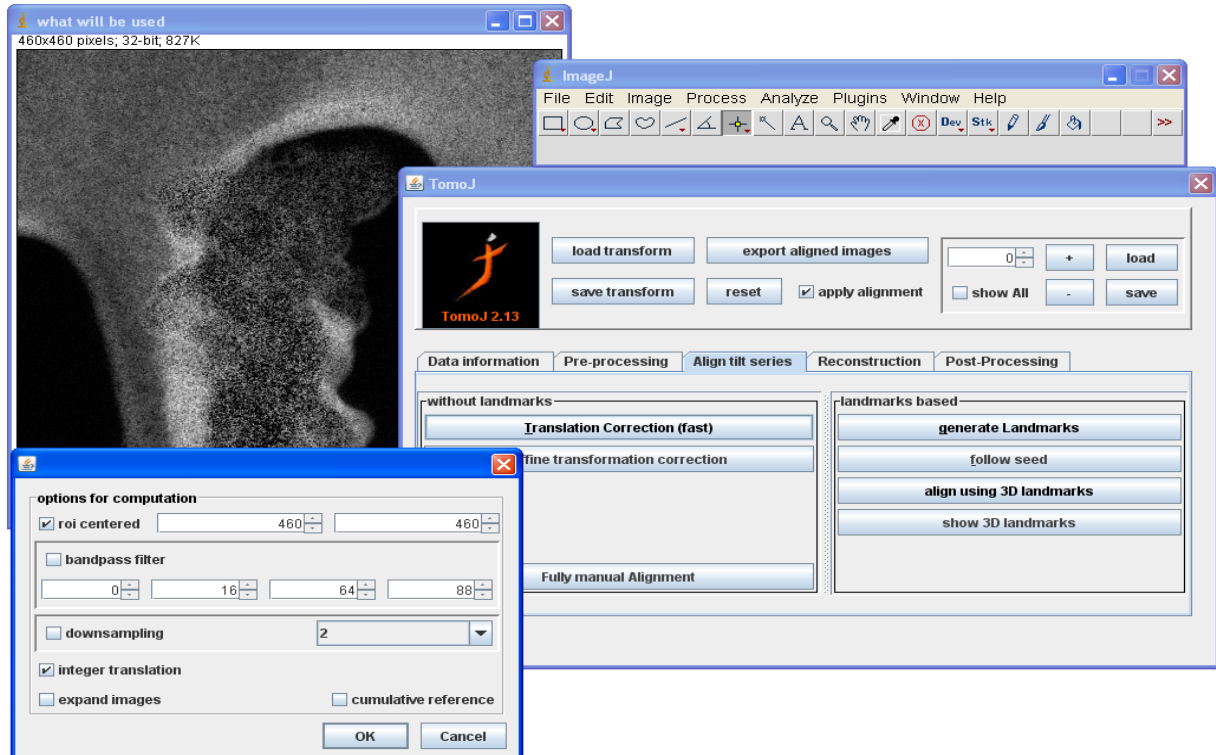


Fig 3.19 utilisation de l'alignement par cross-correlation.

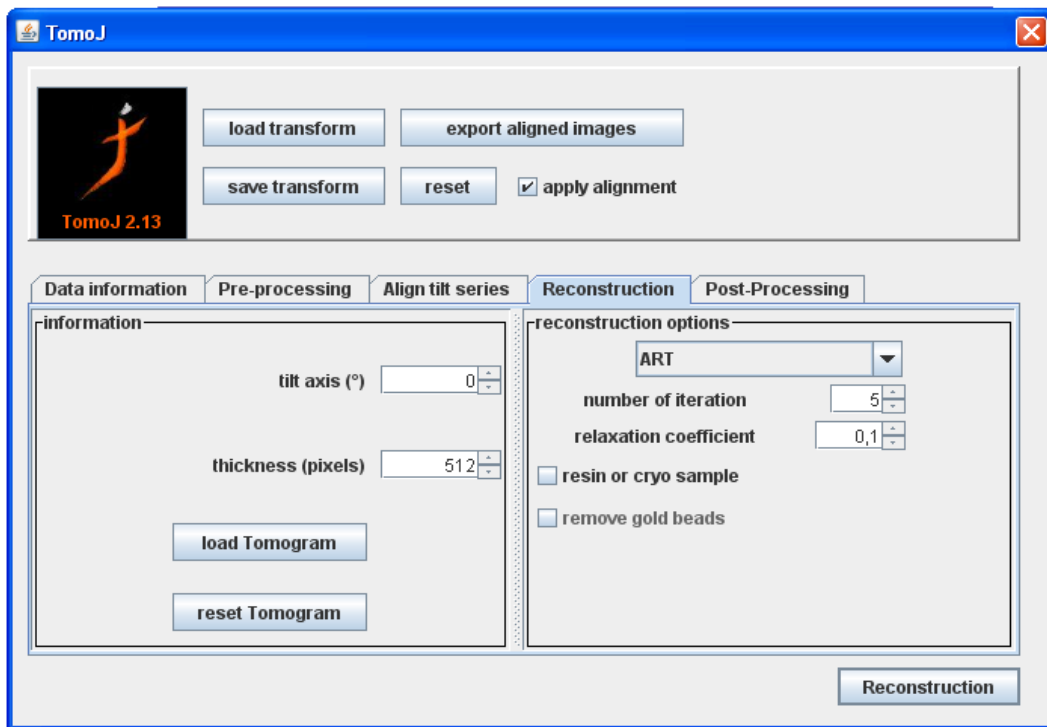


Fig 3.20 utilisation de la methode ART pour la reconstruction.

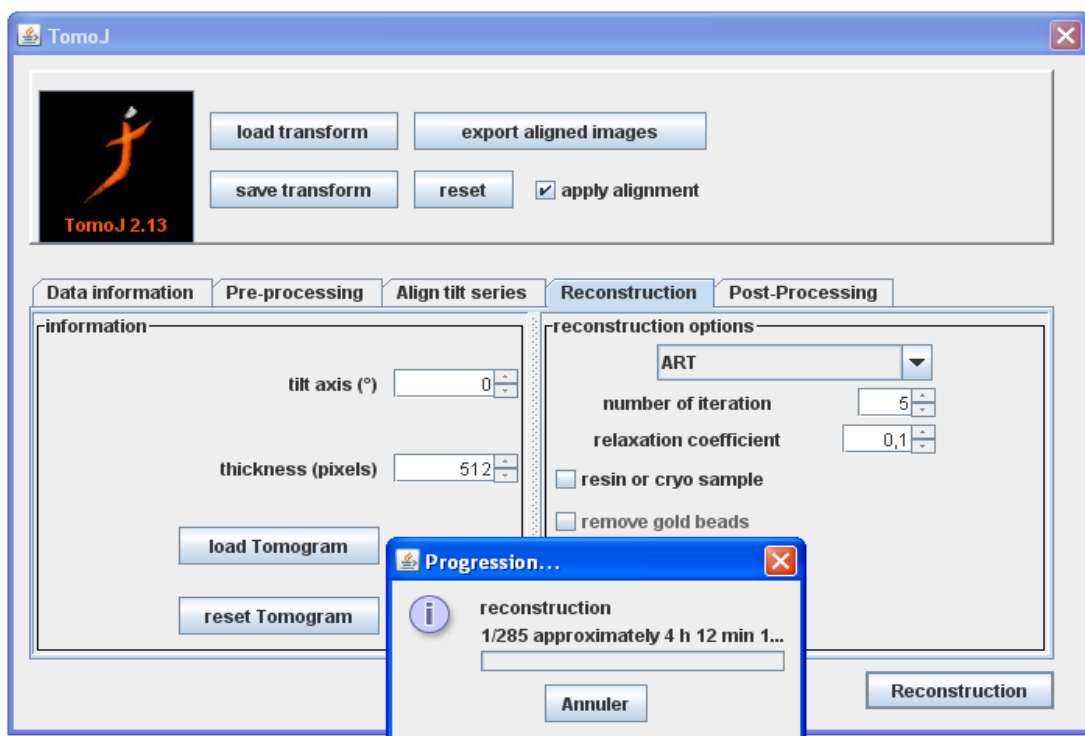


Fig 3.21 temps de la reconstruction.

3.3 CONCLUSION

TomoJ est un logiciel de tomographie pour la reconstruction tridimensionnelle dans la microscopie électronique de transmission .aussi est une logiciel qui traite les images fonctionnelle .il y a défirent étapes de la reconstruction dans ce logiciel. L'utilisateur choisi son type de reconstruction, l'épaisseur de la reconstruction, et les paramètres nécessaires. Il appuie ensuite sur le bouton de reconstruction pour savoir le résultat, une estimation du temps nécessaire est affiché . Le Coefficient de relaxation est un paramètre utilisé pour réduire la convergence du volume vers sa forme stable. Il s'agit d'une valeur comprise entre 0 (non compris) et 1. plus cette valeur est proche de zéro, plus la convergence sera lente et plus il faudra augmenter le nombre d'itérations pour atteindre la forme stable. Si cette convergence est lente, le volume final sera sujet à moins d'artefacts de reconstruction. la convergence est plus longue avec ART et donc demande plus d'itération. Dans le cas d'ART, le coefficient de relaxation doit être inférieur à $1/(\text{nombre d'itération})$, dans le cas de SIRT il est bon de diviser cette valeur par le nombre d'images. SIRT est naturellement moins sensibles au bruit que l'ART, donc une valeur de 1 peut être utilisé. TomoJ développeurs utilisent souvent 30 itérations et un coefficient de relaxation de 1 dans la méthode SIRT. le temps d'exécution est lent .

Résultats et Discussion

Résumé

Ce chapitre est consacré entièrement à la présentation des différents résultats que nous avons obtenus en appliquant les méthodes de tomographie électronique. Nous avons exploité TomoJ (version 2.13) sur ImageJ. Ainsi, Nous allons présenter les tests et résultats du travail fourni ..

SOMMAIRE

- 1.1 INTRODUCTION
 - 1.2 RESULTATS DE RECONSTRUCTION
 - 1.3 CONCLUSION
-

4.1 INTRODUCTION

Ce chapitre est consacré entièrement à la présentation des différents résultats que nous avons obtenus en appliquant les méthodes de tomographie électronique qui ont fait l'objet de ce mémoire. Nous avons conçu notre application sous environnement Windows, langage TomoJ (version 2.13) sur ImageJ. Ainsi, nous avons exploité les fonctionnalités offertes par l'interface. Nous allons présenter les tests et résultats du travail fourni. Il s'agit principalement, de tester les différents méthodes mis en œuvre dans le logiciel.

- Analytique : on utilise la méthode rétroprojection (back projection), et rétroprojection filtre (weighted back projection).
- Algébrique : on utilise la méthode ART, et la méthode SIRT.

Les images de test sont formées par une microscopie électronique et qui représente (l'élément de l'O₂ sous le support de l'élément carbone C). nous avons obtenus ces images réels par l'équipe de la microscopie cellulaire de l'institut Pierre et Marie curie de paris (INSERM).

Il y a des méthodes pour l'extraction de signal Plusieurs lois sont disponibles et appliquées pixel par pixel

- Linéaire $Y=a + bX$
- Exponentielle $Y=a \exp(bX)$
- Puissance $Y= aX^b$
- Logarithmique $Y= a+ b \log(X)$
- Polynomiale $Y= a + bX + cX^2$
- Log-polynomiale $Y=a +b \log(X) + c \log(X)^2$ [38] .

nous avons choisi le model puissance (power). Rappelons par mémoire, que les images EFTEM sont des images bruitée, et exigent un prétraitement deux méthodes pour l'alignement. et deux class de méthodes de reconstruction analytique et algébrique , nous faisons varier le nombre d'itération pour voir son influence sur le résultat de reconstruction commençant d'abord par les étapes des prétraitement des images EFTEM.

4.2 RESULTATS DE RECONSTRUCTION

Dans le mode EFTEM , les images obtenues (qui représentent la projections) sont très bruitées. Elles nécessitent toute une chaîne de traitement avant d'utiliser pour la reconstruction 3D. Ce traitement sera effectuée avant n'importe quelle méthode de reconstruction.

4.2.1 Les Méthodes Analytiques

a. la méthode rétroprojection (Back projection)

La méthode la plus utilisée actuellement en microscopie électronique est la rétroprojection. Cette méthode est inspirée du théorème de la section centrale de l'espace de Fourier qui dit que tout plan de l'espace 3D de Fourier (passant par le centre) est la transformée de Fourier de la projection du volume selon l'axe perpendiculaire à ce plan. Cette reconstruction peut-être réalisée dans l'espace de Fourier (FFT) ou dans l'espace réel (backprojection) [44]. Dans ce cas il s'agit de mettre les transformées de Fourier des projections dans la bonne orientation dans l'espace de Fourier. la Figure 4.1 représente l'image test de la carte carbone. Nous avons fait le étapes de prétraitement sur la la méthode BP. Nous ouvrons lit le projet EFTEM dans TomoJ la Figure 4.2 représente cette étape, lorsque TomoJ. Nous avons lire tout les séries d'images dans TomoJ, il apparait une fenêtrés qui citer les déférentes énergies de signal dans un tableau comme illustre dans la Figure 4.3.ensuite, il apparait une fenêtré des choix de les méthode de la soustraction. la méthode de soustraction de signal qui nous avons utilise c'est power, le comme montre dans la Figure 4.4 le résultat de soustraction par trois fenêtrés est montre sur la Figure 4.5.puis l'étape suivant c'est l'alignement de série de projection ceci consiste a effectuer des déplacement relatifs entre les différentes projection pour les mettes un système de coordonnées 3D unique .différent algorithmes d'alignement sont utilises dans logiciel Tomoj le premier est celui qui fait rappel a la fonction de l'intercorrélation entre deux images cette fonction calcule le produit de convolution entre deux images pour caque déplacement relatif .



Fig 4.1 Image de test de la cart carbone

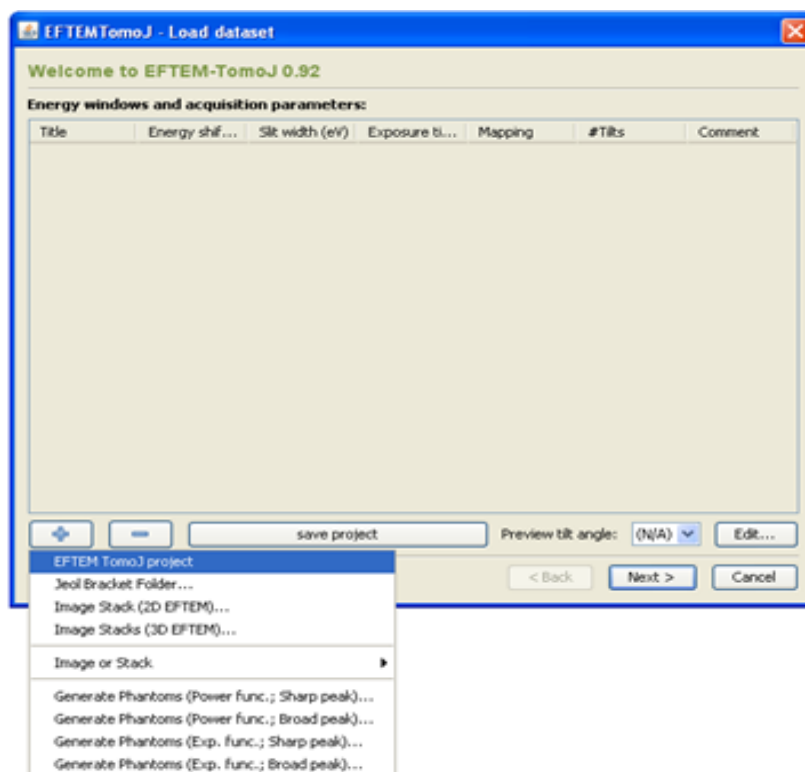


Fig 4.2 ouverture de projet EFTEM

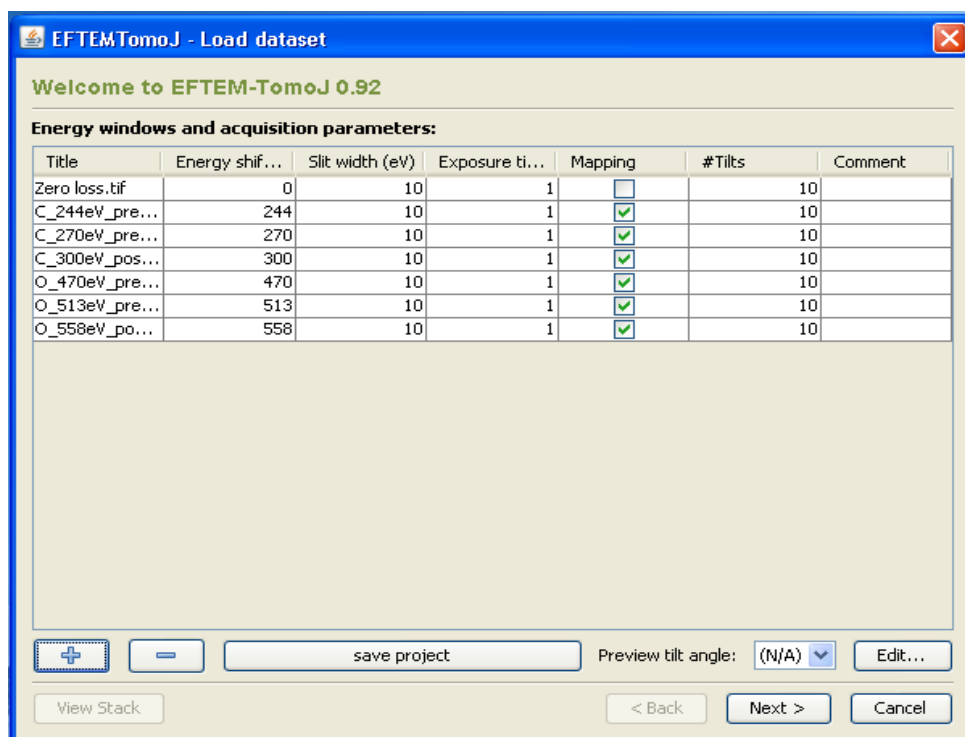


Fig 4.3 Fenêtre des différentes énergies de signal

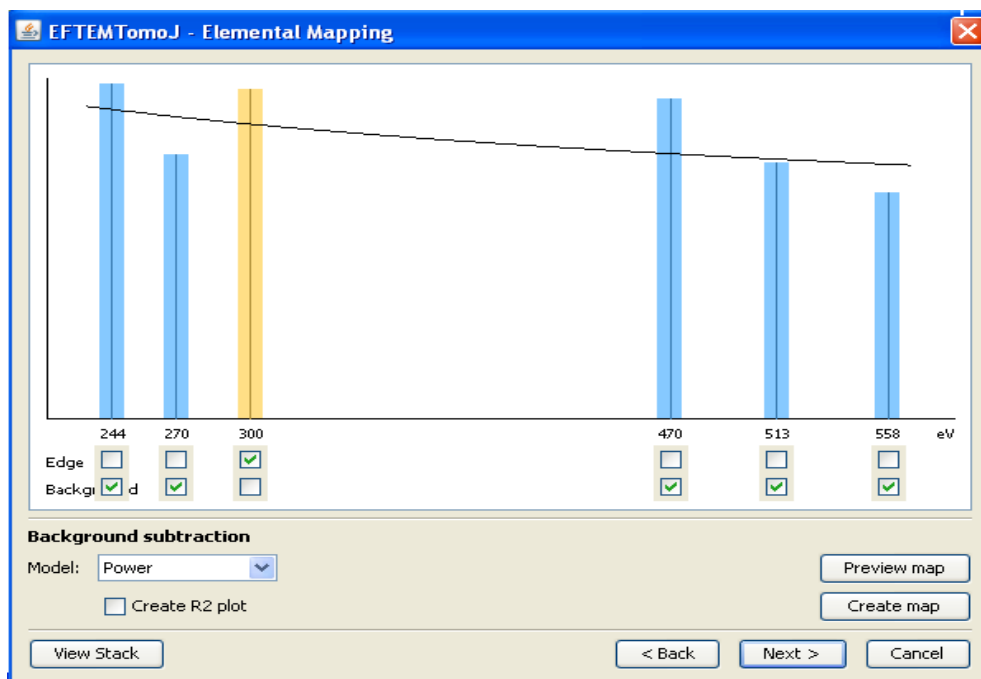


Fig 4.4 Les méthodes de soustraction de signal la méthode power.



Fig 4.5 résultat obtenu après le soustraction de signal

la deuxième est translatée ensuite a la position correspondant a la meilleur ressemblance entre les deux et l'opération est répétée pour chaque binôme d'images successives . le résultat d'alignement par l'algorithme cross-corrélation est illustre dans la Figure 4.6 . et Figure 4.7 représente le résultat de l'intercorrélacion le . le résultat de deuxièmes algorithme d'alignement landmarck est illustre dans la Figure 4.8 pour comparer le résultat avec les images originales nous calculons la projection de l'image reconstruite cette projection est illustrée dans la Figure 4.9 de résultat de la méthode BP et le résultat obtenu est illustre dans la Figure 4.10, en utilise un PC(cpu t 5500 @1.66GHZ ,980MHZ,0.99 GO de RAM)

b. la methode retroprojection filtree (weighthed Back projection)

Dans cette méthode consiste à remettre dans le volume pour chaque voxel la moyenne des pixels correspondant à ce voxel dans chaque projection. Cette méthode est connue pour accentuer artificiellement l'importance les informations de basses fréquences (informations concernant les densités de grandes ampleur) et d'être moins précis dans les informations de hautes fréquences (contours). Pour pallier ce problème il est possible de filtrer les images avant la reconstruction peut augmenter l'importance des hautes fréquences. Ceci est réalisé automatiquement lors de la WBP et la reconstruction dans l'espace de Fourier. Pour la méthode WBP nous avons fait les mêmes étapes de prétraitement et les tests ont été effectués et en obtenu le résultat montre dans la Figure 4.11 .Nous remarquons que cette image est tres proche de l'image originale.

4.2.2 Les Méthodes Itératives (Algébrique)

Les méthodes ART et SIRT sont des méthodes itératives. Elles comparent en permanence des projections (théoriques) du volume avec les projections obtenues au microscope et modifient le volume en conséquence. Ces deux méthodes ont besoin de deux paramètres :

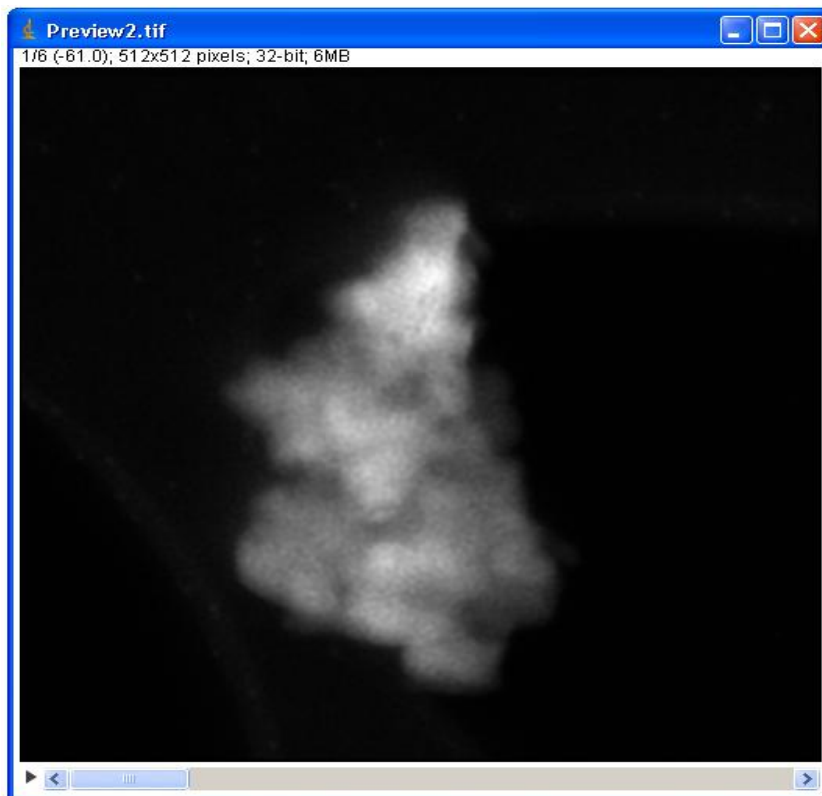


Fig 4.6 résultat d'alignement par algorithme cross-correlation

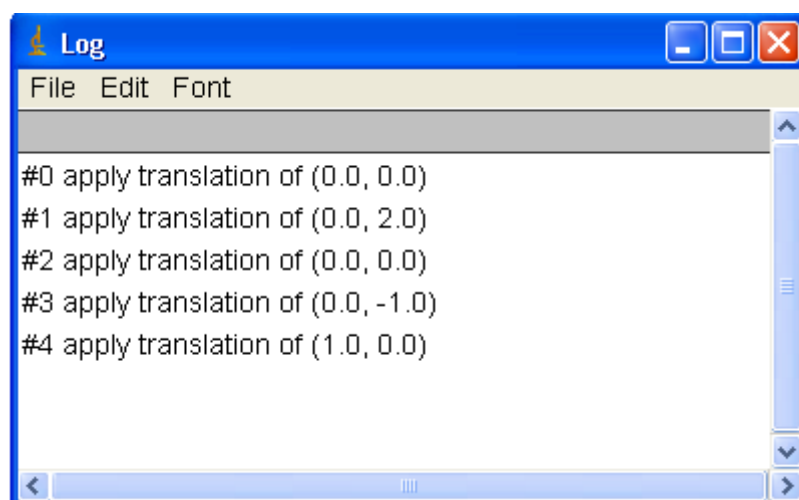


Fig 4.9 résultat obtenu par la méthode BP

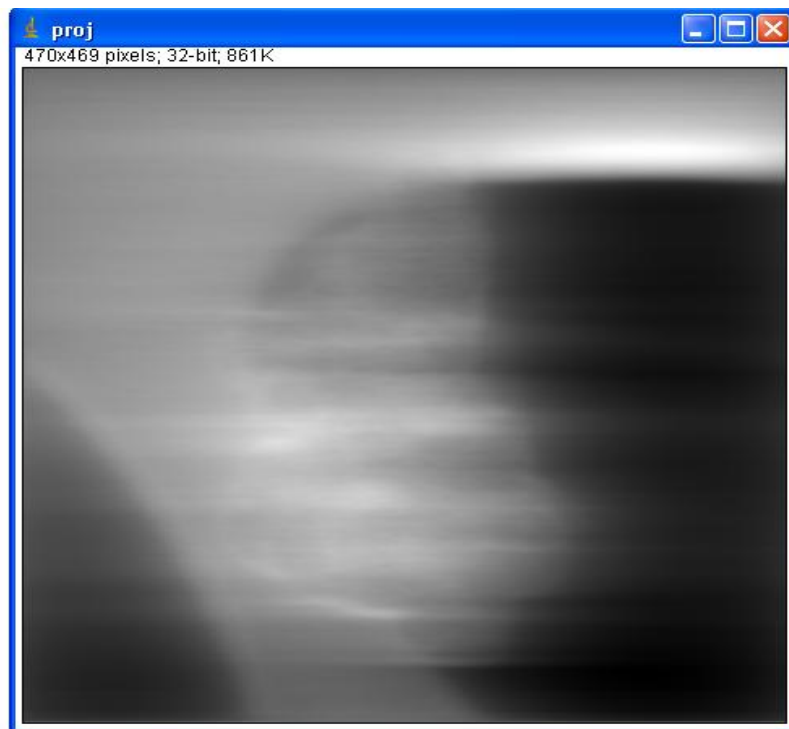


Fig 4.10 résultat de projection



Fig 4.11 résultat obtenu par la méthode WBP

- ❖ Nombre d'itérations :généralement est varier et nous avons fixée
- ❖ Coefficient de relaxation :c'est un coefficient pour accélère la converge

en fait des tests sur ses deux méthodes et en obtient les résultats qui suivant.

a. méthode ART

Les résultat de différents étapes de la reconstruction a partir la méthode ART. nous utilisons le filtre passbande et l'algorithme d'alignement cross-corrélation. en choisit la méthode ART pour la reconstruction , les tests ont été effectués avec les paramètres suivants :

- ❖ Nombre d'iteration=5 .
- ❖ Coefficient de relaxation=0.1.

l'image obtenue après reconstruction par ART avec 5 itérations et un facteur de relaxation=0.1 est montre dans la Figure 4.12,. la loi Power est pour modéliser la courbe de la différence d'énergie avec le nombre d'électron. On peut également modéliser par exponentiel polynomia..., et la Figure 4.13 illustre la projection de résultat précédent.

la deuxièmes résultat est obtenu avec les paramètres suivants :

- ❖ Nombre d'itération=10 .
- ❖ Coefficient de relaxation=0.1.

la Figure 4.14 illustre le résultat de reconstruction.

b.la méthode SIRT

Pour la méthode SIRT nous avons fait les mêmes étapes de prés traitement précédent et nous utilise la méthode de soustraction de signal power , et l'algorithme de cross-corrélation, nous fixons le nombre d'itération a 5 et le coefficient de relaxation 0.1 .la Figure 4.14.illustre le résultat de reconstruction.



Fig 4.12 Résultat obtenu par la méthode ART a 5 itération

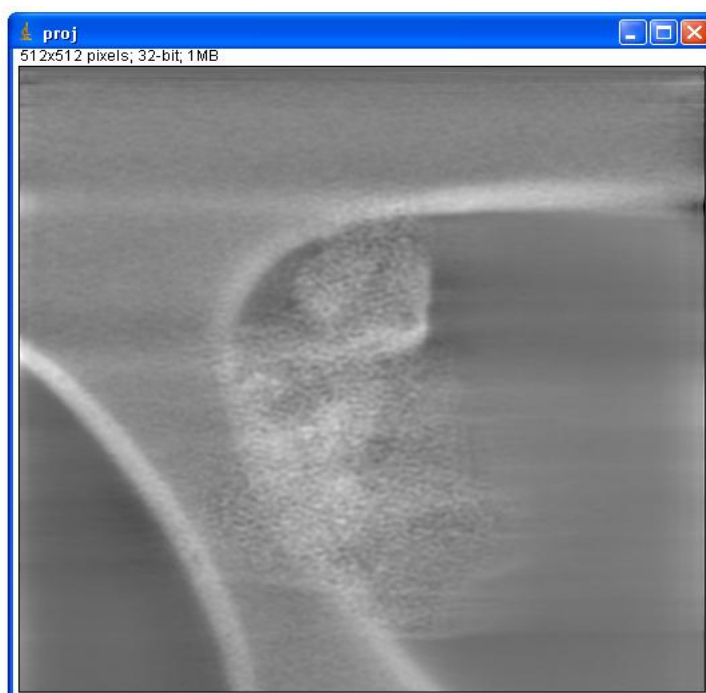


Fig 4.13 résultat de projection de méthode ART 5 itération

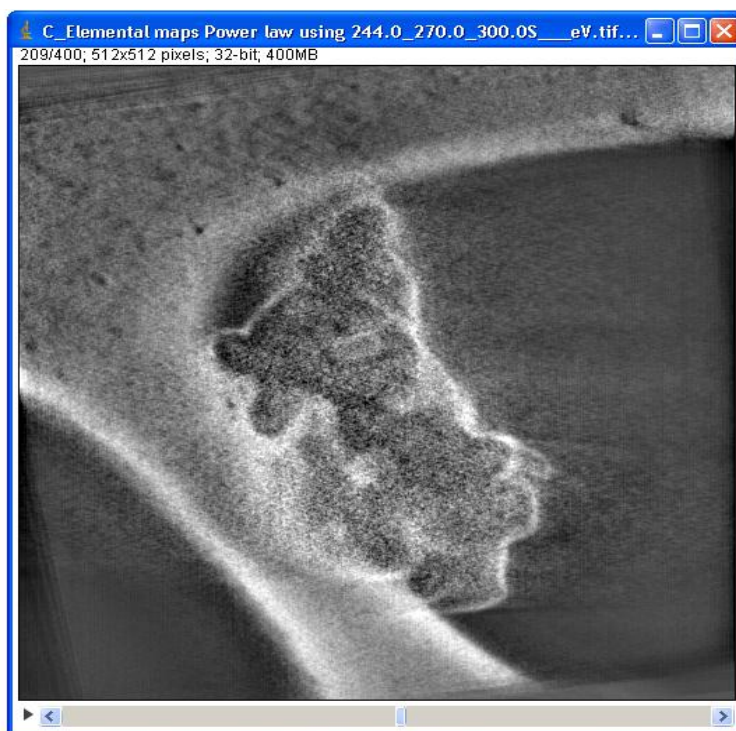


Fig 4.14 Résultat obtenu par la méthode ART a 10 itération



Fig 4.15 résultat de projection de méthode ART 10 itération



Fig 4.16 Résultat obtenu par la méthode SIRT a 5 itérations

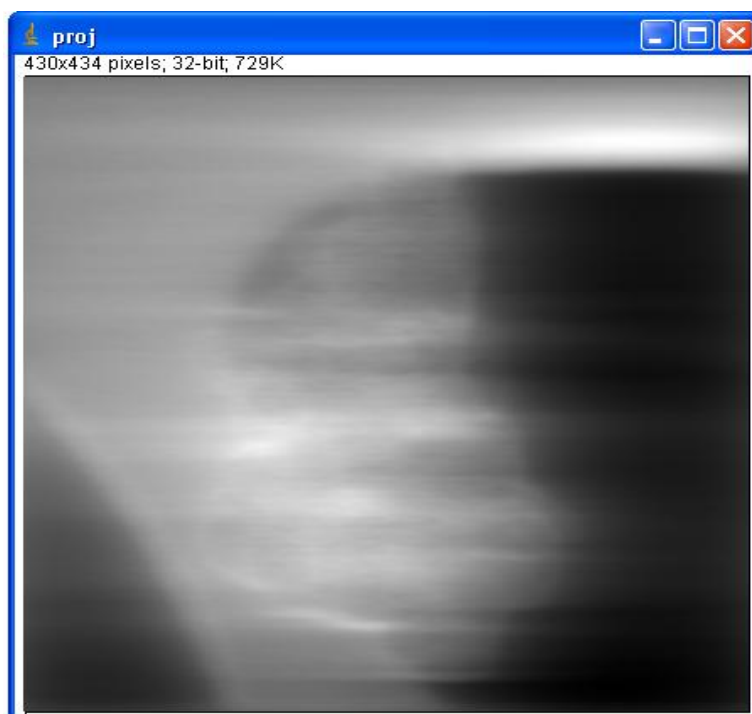


Fig 4.17 Résultat de projection de méthode SIRT 5 itérations

4.2.3 METHODE L'ANALYSE PAR COMPOSANTES PRINCIPALES(PCA)

PCA est une méthode qui existe dans TomoJ comme illustre dans la Figure 4.18, est une procédure mathématique qui utilise une transformation orthogonale de convertir un ensemble d'observations de variables corrélées éventuellement en un ensemble de valeurs de variables non corrélées appelées composantes principales. elle consiste à rechercher les valeurs propres du signal, elle utilise pour traiter le mode EFTEM. la Figure 4.19 illustre l'image test après l'analyse en composantes principales (PCA), le signal est trouvé à 300eV. Le reste est considéré comme fond. et l'image reconstruite à partir de la carte du carbone par ART avec 5 itérations est montrée dans la Figure 4.20.

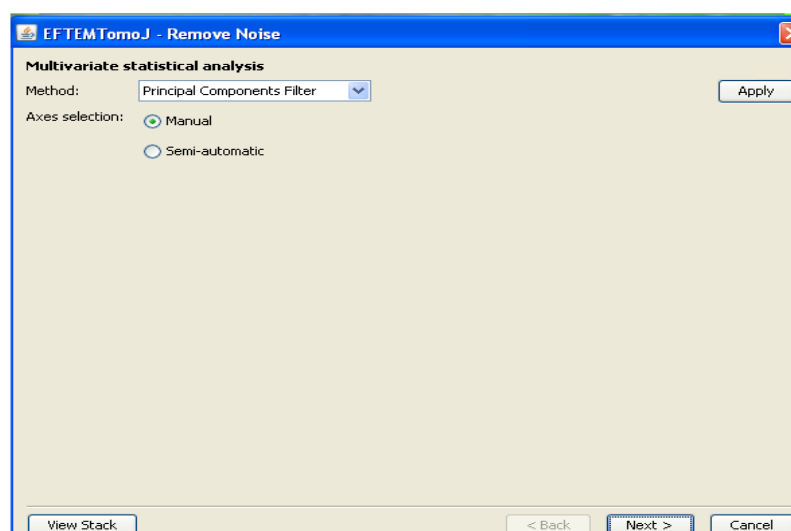


Fig 4.18 Fenetre de l'analyse des composantes principales

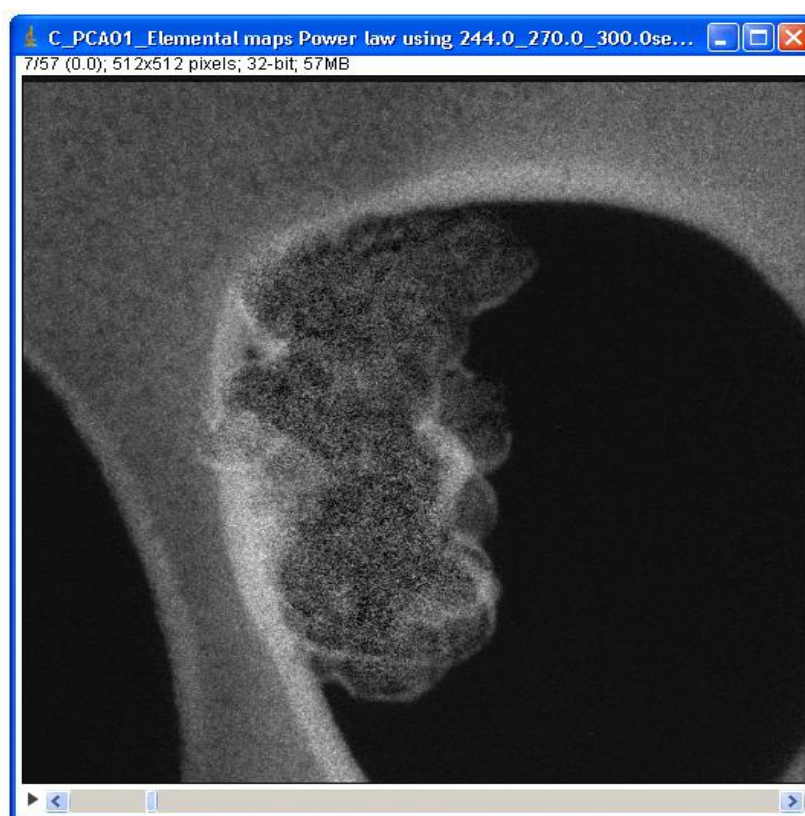


Fig 4.19 Résultat obtenu après l'analyse en des composantes
Principals

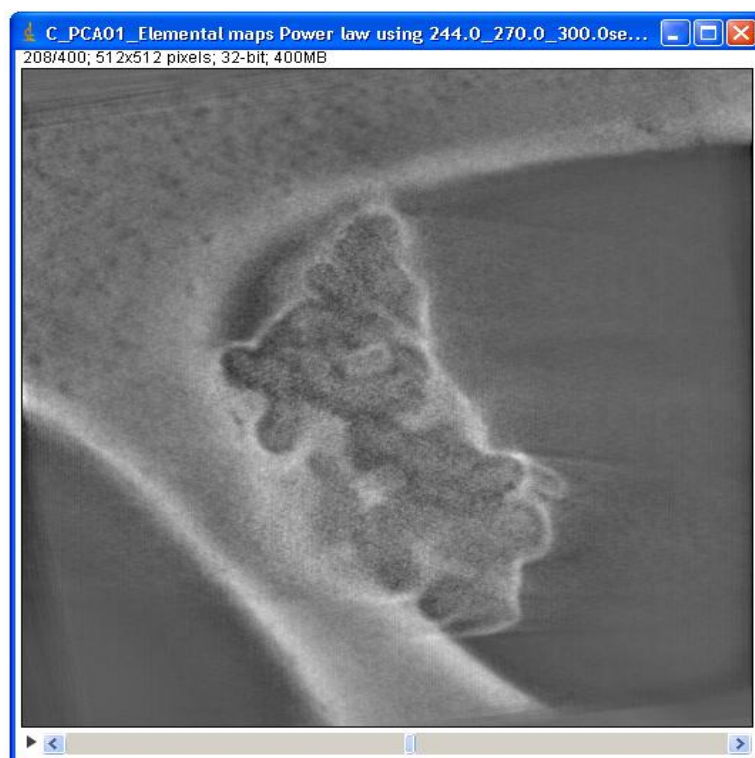


Fig 4.20 Résultat obtenu par la méthode ART a 5 itérations
après l'analyse en des composantes Principals

4.3 CONCLUSION.

Comme nous l'avons remarqué dans la reconstruction par ce logiciel que, le temps de traitement avec les différents méthodes de la reconstruction est très lent est le temps augment lorsque on le nombre d'itération augment.

Aussi l'alignement obtenu n'est jamais parfait car tout d'abord le maximum obtenu par la fonction de l'intercorrelation n'est pas toujours pertinent et ensuite l'alignement se fait en fonction des détails les plus contrastes des images qui ne sont pas toujours les mêmes tout au long de la série.

Le qualité d'image obtenu se n'est pas le même dans les différent méthodes..

Nous avons rencontrée le problème de manque de capacité (out of Memory) du moment que nous utilises une série d'images (57 images) chacune de taille (512x512). Pour palier a ce problème nous avons pris tout l'image ,mais plutôt une partie de cette image l'option 'crop' dans ImageJ permet cette opération .

Conclusion générale

Ce mémoire expose nos études aux domaines de la Tomographie Médicale et de la théorie de la transformation de Radon ainsi que son application pour le problème de traitement de la radiographie. La recherche de la Tomographie médicale hérite des réalisations de plusieurs domaines scientifiques différents incluant mathématiques, physiques, informatique, médecine et la mise en oeuvre des nouvelles techniques. La conclusion comporte les aspects principaux ci-dessous :

Nous avons présenté dans le premier chapitre le principe de base de la reconstruction tomographique et applications de la technique de Tomographie . En effet, Nous avons présenté l'histoire et l'évolution de différents techniques. aussi, Nous avons étudié principalement dans la théorie de Radon (1917), Notre approche de cette théorie mathématique était au point de vue. Nous avons abordé deux méthodes de la reconstruction analytiques pour le problème de reconstruction d'image à partir de ses projections : méthode de la rétroprojection et méthode de rétro-projection filtrées. Et les méthodes itératives .

dans ce mémoire la tomographie électronique est une nouvelle technique d'imagerie chimique à l'échelle nanométrique. elle permet d'obtenir des cartographies chimiques en trois dimensions des éléments présents dans l'échantillon. il y a deux modes de la microscopie électronique par transmission STEM et EFTEM. L'ensemble des techniques déjà décrit pour l'EFTEM 2D sont maintenant disponibles pour la 3D:

- ✓ Alignement des images à différentes énergies par corrélation croisée (nouveau avec information mutuelle)
- ✓ Différentes lois de soustraction de fond sont disponibles
- ✓ Nombre de fenêtres illimité
- ✓ Les cartes obtenues sont alignées (angles) et reconstruites en 3D par les méthodes classiques en tomographie électronique.

le logiciel de la reconstruction TomoJ sur ImageJ ,est un logiciel qui contient les étapes de la reconstruction. Il consiste à utiliser quatre méthodes de la reconstruction :

CONCLUSION

- ✓ deux methodes analityque :retroprojection et rétroprojection filteree.
- ✓ deux methodes iterative :ART et SIRT.

Nous avons exploite ces logiciel. Chaque étape est illustrée par des résultats de simulation pour conclure, la tomographie électronique est domaine très vogue et beaucoup d'amélioration peuvent être portées.

Références

- [1] J.BENECH , “Specificite de la mise en œuvre de la tomographie dans le domaine de l’arc électrique-validité en imagerie médicale“, Thèse de doctorat de l’université de toulouse ,15 decembre 2008.

- [2] P.T. TON , “ la transformation de RADON et son application de la radiographie pulmonaire“, Thèse de licence , 2004.

- [3] D.RICARD,“ la tomographie :un premier aperçu “ , document pour le cours : ELE6812 Traitement et analyse d’image, École Polytechnique de Montréal, 2005 .

- [4] F.PEYRIN & ,I.GARNIRO & J.MAGNIN, “Introduction a l’imagerie tomographique 2D et 3D reposant sur une propagation en ligne droite cas de la tomographie par rayon x par emission et par ultrason“ , institut d’optique d’orsay , 1996.

- [5] J,pradel, tomographie, paris, 2004,

- [6] A. DOURI, “developpement a partir du concept CACAO(camera a colimation assiste par ordinateur)d’un système tomographique adopte a la mesure 3D de plaie contaminees“, Thèse doctorat de l’université paris XIUFR scientifique d’orsay, N°d’ordre 6846, 29 mars 2002

- [7] M. SENNOUR, “Apport de la microscopie électronique en transmission et de la spectroscopie EELS a la caracterisation de nitrures(AIN,CrN)dans le fer et alliage Fe-Cr “, Thèse de doctorat de l’institut national des sciences appliquees de lyon , 29 mars 2002.

- [8] C. LAPLANCHE ,“ Fusion bayésienne de données en reconstruction tomographique application des methodes de montecarlo“projet de fin d’étude de l’université de RENNE I ,septembre 2002

Références

- [9] D.LAZARO, "validation de la plate-forme de simulation GATA en tomographie d'émission monophotonique et application au développement d'un algorithme de reconstruction 3D complète", These doctorat de l'université Blaise Pascal, N° d'Ordre: D.U. 1440, 30 octobre 2003
- [10] I. BLOCH, "Reconstruction d'image de tomographie", Telecom ParisTech, département TSI, CNRS UMR 5141.
- [11] Z. OUKSILI, "compensation du mouvement respiratoire dans les images TEP/TDM thoraciques", These doctorat de l'université de Toulouse, 26 mai 2010
- [12] B. BOYER, "tomodensitométrie : principes, formation de l'image"
- [13] l'étude de la cellule et la microscopie, ce réaliser a partir du dossier 'sagascience : la cellule animale' disponible sur : <http://www.chrs.fr/cw/dossiers/decow/norm/global.htm>
- [14] microscopie électronique en transmission
- [15] T. LAMOTTE, "reconstruction 3D de la microarchitecture osseuse à partir d'un nombre limité de radiographies : apport de techniques de régularisation", These de doctorat de l'institut national des sciences appliquées de Lyon, 2006
- [16] G. VIGUIE, "apport de la programmation graphique pour la reconstruction rapide d'image 3D en tomographie par émission monophotonique", These doctorat de l'université de Toulouse, 18 décembre 2008
- [17] M. DEFRISE, "la tomographie d'émission de position", regine TREBOSEN
- [18] P. TYLSKI, "caractérisation des tumeurs et de leur évolution en TEP/TDM au ^{18}F -FDG", These doctorat de l'université de Paris Sud 11, 17 novembre 2009.

Références

- [19] groupe RNICRAM/INRS , “champs electromagnetique “ ,2006
- [20] D. GONATAUT,LORRAINE, “Application de la transformee de RADON a l’identification de symbole graphique“, These de doctorat de l’istitut national polytechnique de lorraine,2 juille2002
- [21] D.T. HGUYEN , “Developpement d’algorithmes de reconstruction tomographique pour l’analyse pixe d’echantillons biologiques“, These doctorat de l’universite BORDEAUXI , 19 mai 2008
- [22] C. GROISELLE , “Tomographie par projections orthogonales et ouverture codee“, hese doctorat de l’universite paris nord , 14 septembre2000.
- [23] A.M. DJAFARI ,Guy DEMOMENT ,“ utilisation de l’entropie dans les problemes de resturation et de reconstruction d’image “,1988.
- [24] P. CHARBONNIER ,“Reconstruction d’image :regularisation avec prise en compte des discontinutes“, These de doctorat de l’universite de Nice-sophia Antipolis,30septembre 1994
- [25] J. FRANK , “*Electron tomography Methods for three-dimentional visualization of structures in the cell “ ,sprigner , second edition*
- [26] L. ROIBAN ,“Tomographie électronique analytique : développement de la cartographie chimique 3D à l’échelle du nanomètre et applications aux catalyseurs hétérogènes“ ,Thèse doctorat de l’université Strasbourg, 7 octobre 2010
- [27] J. Frank , “Electron Tomography “, Plenum, New York, 1992.

Références

- [28] M. Radermacher , “Three-dimensional reconstruction of single particles from random and nonrandom tilt series – J. Electron Microscope“. *Technique*, **9**, 1988, 359–394.
- [29] K. A. Taylor, M. C. Reedy, L.Córdova, M. K. Reedy –Three-dimensional reconstruction of rigor insect flight muscle from tilted thin sections – *Nature*, **310**, 1984, 285–291.
- [30] M. Radermacher , “Radon transform techniques for alignment and three-dimensional reconstruction from Radom projections – *Scanning microscopy*“, **11**, 1997, 171-177.
- [31] Didier Baar , “les differents types de microscopes “
- [32] “La Microscopie Electronique à Balayage“, institut EGID Bordeaux3
- [33] R . MERMILLOD-BLONDIN, “Minéralogie quantitative au microscope électronique à balayage et analyse d’images Application à la caractérisation minéralogique de résidus miniers“, Institut National Polytechnique de Lorraine, Mars 2003
- [34] S.A. Mueller, M. Steinmetz, U. Aebi , A, Engel – Imaging and measuring biomolecules and their assemblies by scanning transmission electron microscopy <http://www.mih.unibas.ch/Booklet/Booklet96/Chapter4/Chapter4.html>
- [35] F. Houdellier , “Microscope électronique en transmission à balayage (STEM)“ , <http://www.cemes.fr/microscopie/>
- [36] M. Zoubeida , “ Apprentissage du logiciel TomoJ et discussion d’une éventuelle collaboration “ ,RAPPORT sur les données enregistrées au court du stage à l’institut Curie, 07/03/2011

Références

- [37] J. shelens ,“A totorial on principal cmpoment analysis“, center for neural science New York, 22 avril 2009
- [38] C. Messaoudi, “ cartographie chimique 3D par microscopie electronique en perte d'energie “, institut de curie paris (INSERM),21 octobre 2010
- [39] T. Boudier, & J.P. Lechaire,& G. Frébourg,& C. Messaoudi, &C. Mory, &C. Colliex, F. Gaill, &S. Marco – A public software for energy filtering transmission electron tomography (EFTET-J) Application to the study of granular inclusions in bacteria from *Riftia pachyptila* – *Journal of Structural Biology*, **151**, 2005, 151–159.
- [40] C. Messaoudi, &T. Boudier,& C. O. S. Sorzano,& S. “Marco – TomoJ: tomography software for three-dimensional reconstruction in transmission electron microscopy – *BMC Bioinformatics* **8**“, 2007, 288.
- [41] <http://u759.curie.u-psud.fr/software-su759.html>
- [42] Master ISM, Segmentation et Analyse d'Image 2009/2010 Analyse d'image - TP 1 Université Bordeaux 1.
- [43] C.Messaoudi,“TOMOJ USER MANUAL (TomoJ 2.0)“
- [44] C.Messaoudi, “TOMOJ USER MANUAL (TomoJ 2.1)“
- [45] C.Messaoudi, “Mnuel d'utilisation de TomoJ “, 19 juin 2006

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

RÉSUMÉ

Ce mémoire concerne la reconstruction tomographique d'images microscopiques. Dans la première partie, nous illustrons les techniques de la reconstruction Tomographie. nous présentons l'histoire et l'évolution de différentes techniques de Tomographie. Nous sommes intéressés aux fondements de la théorie de transformation de Radon qui est au cœur de la reconstruction Tomographique. Nous étudions Pour le problème de reconstruction d'image à partir des projections, nous comparons deux méthodes importantes: les méthodes analytiques, et les méthodes itératives. Il existe différentes possibilités avec un microscope électronique pour obtenir une information chimique : le mode STEM , le mode Spectroscopie (EELS), et à la mode Sélection d'électrons ayant subi une perte spécifique d'énergie (EFTEM). Nous exploitons le logiciel TomoJ 2.13 , un logiciel développé et adapté aux images microscopiques.

Mots clés : *reconstruction tomographie, transformé de RADON, méthodes, analytiques, méthodes itératives, tomographie électronique, EFTEM, STEM ,EELS, logiciel TomoJ.*

Abstract

This thesis concerns the tomographic reconstruction of microscopic images. In the first part, we illustrate the techniques of reconstruction tomography. we present the history and evolution of different tomography techniques. We were interested in the foundations of the theory of Radon transform which is the heart of the tomographic reconstruction. We are looking for the problem of image reconstruction from projections, we compare two important methods: analytical methods, and methods are different possibilities iterative. with an electron microscope to obtain chemical information: the STEM mode, the mode spectroscopy (EELS), and the mode selection of electrons with a loss of specific energy (EFTEM). We operate the software Tomoj 2.13, a software developed and adapted to microscopic image.

Keywords: reconstruction tomography, Radon transform, analytical methods, iterative methods, electron tomography, EFTEM, STEM, EELS, Tomoj software