

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
N° :



DOMAINE : SIENCE ET TECHNOLOGIE
FILIERE : ELECTRONIQUE
OPTION : TELECOMMUNICATION

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Académique

Par : Ben Chettouh Chaïma

Barka Mohammed Salah

Intitulé

Mise en œuvre et évaluation des méthodes
d'alignement et tomographie électronique

Soutenu devant le jury composé de :

Dr. Lahouaoui LALAOUI	Université de M'Sila	Président
Mr. Mohammed el Amin KETFI	Université de M'Sila	Rapporteur
Dr. Nabil BOUKHENNOUFA	Université de M'Sila	Examineur

Année universitaire : 2018 /2019

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
N° :



DOMAINE : SIENCE ET TECHNOLOGIE
FILIERE : ELECTRONIQUE
OPTION : TELECOMMUNICATION

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Académique

Par : Ben Chettouh Chaïma

Barka Mohammed Salah

Intitulé

Mise en œuvre et évaluation des méthodes
d'alignement et tomographie électronique

Soutenu devant le jury composé de :

Dr. Lahouaoui LALAOUI	Université de M'Sila	Président
Mr. Mohammed el Amin KETFI	Université de M'Sila	Rapporteur
Dr. Nabil BOUKHENNOUFA	Université de M'Sila	Examineur

Année universitaire : 2018 /2019

Remerciements

Nous tenons à remercier avant et après tout Allah le tout puissant qui nous a donné la foi et la force pour réaliser notre travaille

*Nous adressons nos plus vifs remerciements à notre encadreur « **Mr. Mohammed elamin. Ketfi** » pour sa disponibilité constante.*

*Nous remercions également les enseignants de notre département et de l'entreprise Algérie Télécom CT de M'sila siège de **Bou-saàda** et de **Adrar**.*

Enfin nous remercions chaleureusement toute les personnes du proche qui nous donné un coup de main afin de terminer ce travail

إهداء

إلى قدوتي الأولى ونبراسي الذي ينير دربي إلى من رفعت رأسي
عاليا افتخارا به إلى روحه الطاهرة أبي الغالي رحمه الله وأسكنه فسيح
جنانه وجعل ملتقانا به في الفردوس الأعلى.

إلى نبع العنان إلى العنق الدافئ أمي الغالية أدامها الله ذخرا لنا.
إلى الكريمين أبي الثاني عمر وأمي الثانية فتحة حفظهم الله ورعاهم.

إلى خطيبي العزيز خلاطي لصفه أدامه الله سندا وعزا.

إلى شموع حياتي إخوتي الأعمام محمد، الأمين، أحمد وطه الشريف.

إلى أخواتي الحبيبات رفيقات دربي رحمة، زينب، فاطمة الزهراء

وخديجة.

إلى كل عائلة بن شتوح الأعمام.

إلى كل عائلة لصف الأعمام.

إلى أصدقائي الكرام.

أذكر بالخصوص الأخ الفاضل خالد سعدي وإلى عائلته الكريمة

« بن شتوح شيماء »

إهداء

الحمد لله الذي وفقنا لهذا ولم نكن لنصل إليه لولا فضل الله علينا أما بعد
إلى كل من أضاء بعلمه عقل غيره أو هدى بالجواب الصحيح حيرة سائله
فأظهر بسماحته تواضع العلماء وبرحابته سماحة العارفين ...
أهدي هذا العمل المتواضع إلى أبي الذي لم يبخل علي يوماً بشيء

وإلى أمي التي ذودتني بالحنان والمحبة

أقول لهم: أنتم وهبتموني الحياة والأمل والنشأة على شغف الاطلاع والمعرفة

وإلى إخوتي وأسرتي جميعاً

ثم إلى كل من علمني حرفاً أصبح سناً بركة يضيء الطريق أمامي

إلى أستاذي المشرف: كتهني محمد الأمين

إلى أحيائي ثم أصدقائي وصدقائي

التي من يجمع بين سعادتي و حزني

التي من لم يعرفهم

و لن يعرفوني

التي من أتمني ان اذكرهماذا ذكروني

التي من أتمني ان تبقى صورهمفي عيوني

أهدي هذا البحث المتواضع واجباً من المولى

عز وجل أن يجد القبول والنجاح...

Table de matière

Introduction Général	01
I- CHAPITRE I : Généralité sur la Tomographie Electronique Microscopique	04
I.1 – Introduction	05
I.2 - La tomographie.	06
I.2.1 - La tomographie basée sur des projections.	06
I.2.2 - La tomographie rayons-X	08
I.2.3 - La tomographie rayons-X dans un MEB	09
I.2.4 - La tomographie synchrotron	09
I.2.5 - Le micro-scanner	10
I.2.6 - Les méthodes de tomographie destructives	10
I.3 - La Tomographie Electronique	11
I.3.1 Microscopie Electronique	12
I.3.2 - Terminologie	14
I.3.3 - Principe de la Microscopie Electronique	15
I.3.4 - Microscope Electronique à Transmission	17
I.3.5 - Modes de microscopie électronique à transmission	18
I.4 - Traitement du signal appliqué à l'imagerie 2D et 3D	24
I.4.1 - Nécessité du traitement du signal	24
I.4.2 - Prétraitement des images	25
I.4.3 – Segmentation	25
I.4.4 – Opérations morphologiques	25
I.4.5 – Acquisition comprimée (Compressed Sensing - CS).	26
I.5 - Alignement d'image	27
I.5.1 – Traitement d'image	27
I.5.2 – Formation de l'image numérique.	27
I.5.3 – Alignement paramétrique d'image.	28
I.5.4 – Alignement à un modèle	30
I.5.5 – l'Alignement d'image	31
I.6 - Reconstructions Analytiques et Algébriques	31
I.6.1 – Les Reconstructions Analytiques	31
I.6.2 – Les reconstructions algébriques	32

I.6.3 – Methode ART (Algebraic Reconstruction Method)	33
I.6.4 – La descente de gradient SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique)	33
I.6.5 – Synthèse	35
I.6.6 – L'Algorithme SART	35
I.6.7 – Prédominance de l'algorithme SIRT en tomographie électronique	36
I.7 – Conclusion	36
II- CHAPITRE II : Méthodes D'Alignement	38
II.1 – Introduction	39
II.2 – Alignement	39
II.2.1 - Principe D'Alignement	41
II.3 - Techniques d'Alignement de l'Image (Méthodes Classiques)	42
II.3.1 - Méthodes Basées Sur Des Mesures Statistiques (Corrélation Croisée)	42
II.3.2 - Méthodes Basées sur les Marqueurs (Landmarks) :	44
II.4 - Techniques d'Alignement de l'Image Développées	45
II.4.1 - SIFT (Scale Invariant Feature Transform)	46
II.4.2 - Calcul des points d'intérêt et des descripteurs	47
II.4.3 - Mise en correspondance des images	58
II.5 - Conclusion	59
III- CHAPITRE III Résultats Et Discussion	60
III.1 – Introduction	61
III.2 – Nature Des Données	61
III.2.1 - Images niveau de gris de la bibliothèque Toolbox Matlab	61
III.2.2 - Images en couleur	62
III.3 – Discussions Des Résultats	63
III.4 - Méthodes d'alignements simulées	64
III.4.1- Méthode d'Alignement de Corrélation Croisée	64
III.4.1.1 - Avantages et Inconvénients (Corrélation Croisée)	67
III.4.2 - Méthode d'Alignement de land marks	68
III.4.2.1 - Avantages et Inconvénients (Landmarks)	68
III.4.3 - Méthode d'Alignement Développées « SIFT »	69
III.4.3.1 - Algorithme SIFT	69
III.4.3.2 - Alignement des deux images satellitaires	74

III.5 Conclusion	77
Conclusion Générale	78
Bibliographie	81

Liste des figures :

Figure I.1	Microstructure d'un acier DP11, martensite en gris, ferrite transparente	5
Figure I.2	(a) : Coupe issue de la tomographie ; (b) : reconstruction 3D d'une microstructure de mousse minérale.....	6
Figure I.3	Deux objets 2D très différents qui pourtant présentent les mêmes projections à 0° en géométrie parallèle. Au moins une autre projection à 90° est nécessaire pour lever l'ambiguïté entre ces 2 objets	7
Figure I.4	Cas d'un objet 3D de silicium poreux. Plusieurs projections obtenues en microscopie électronique à transmission (Titan Ultimate - PFNC Grenoble) tout autour de cet objet ne sont pas suffisantes pour obtenir les informations sur la structure des pores telles que leur taille, leur interconnexion ou encore la porosité. Dans ce cas une reconstruction 3D de l'échantillon est indispensable. Des coupes dans cette reconstruction 3D permettent de distinguer les pores du silicium.....	8
Figure I.5	Principe de la tomographie rayons -X dans un MEB, image issue de la référence..	9
Figure I.6	Représentation schématique du FIB-SEM 3D. Figure provenant de la référence..	11
Figure I.7	Principe de la tomographie électronique.....	12
Figure I.8	Résolutions atteintes en microscopie depuis les premiers microscopes optiques jusqu'à nos jours. Deux révolutions, à savoir le développement de la microscopie électronique et des correcteurs d'aberrations, ont permis de nettes améliorations de la résolution.....	13
Figure I.9	Représentation schématique de l'interaction entre un faisceau d'électrons et la surface d'un échantillon	16
Figure I.10	Différents modes de fonctionnement.....	16
Figure I.11	Coupe d'un microscope électronique à transmission.....	18
Figure I.12	Les différents modes de fonctionnement.....	19
Figure I.13	Les électrons diffusés selon le type d'interaction	20
Figure I.14	: (A gauche) Représentation en perspective du mode STEM avec les détecteur en disque BF ("Bright Field ") ou annulaires HAADF ("High Angle Annular Dark Field"). (À droite) représentation en coupe de l'échantillon et des détecteurs BF et HAADF avec le demi-angle de collection α_{BF} pour le détecteur BF et les demi-angles de collection interne et externe α_{int} et α_{ext} pour le détecteur HAADF. La modification des angles de collection se fait en changeant la longueur de caméra	21

Liste des figures

Figure I.15	Principe de la méthode des trois fenêtres	23
Figure I.16	Principe de la microscopie électronique à imagerie filtrée en énergie EFTEM	23
Figure I.17	Exemple de segmentation et d'utilisation d'opérations morphologiques élémentaires (érosion, dilatation, ouverture et fermeture) pour corriger des « erreurs » de segmentation. La segmentation 1 possède beaucoup de petites zones segmentées en haut de l'image qui ne sont pas des grains de riz. A l'inverse la segmentation 2 possède des trous dans certains grains de riz en bas de l'image qui n'ont pas lieu d'exister. Après utilisation des opérations morphologiques d'érosion ou de dilation, ces « erreurs » peuvent être corrigées. L'Image utilisée, « rice.png » provient de l'image toolbox du logiciel Matlab	26
Figure I.18	Processus d'alignement d'images	30
Figure I.19	Représentation du théorème coupe-projection. (En haut) Un objet 2D f avec le sinogramme correspondant et la transformée de Fourier 1D du sinogramme pour les différentes directions θ . (En bas) La transformée de Fourier 2D de f . En prenant suffisant de projections 1D, on obtient ainsi toute l'information présente dans la transformée de Fourier 2D de f	32
Figure I.20	Schéma de principe de l'algorithme de reconstruction SIRT. L'algorithme est basé sur des projections et rétroprojections successives pour se rapprocher de l'objet f qui vérifie l'équation $Af=p$	34
Figure II.1	Exemples générés par simulation	40
Figure II.2	Images microscopique STEM "Pyrodictium"	40
Figure II.3	Algorithme d'alignement des images par corrélation croisée	43
Figure II.4	Exemple d'alignement de deux images par corrélation croisée	44
Figure II.5	Alignement de cellule à l'aide des marqueurs	45
Figure II.6	les deux principales étapes dans la méthode SIFT	47
Figure II.7	Les différentes variables composant une caractéristique	47
Figure II.8	Les combinaisons d'opérations permettent de diviser Les dimensions de l'image par 2	48
Figure II.9	pyramide avec un gradient de facteur d'échelle σ	49
Figure II.10	Le filtre Laplacienne of Gaussian 2-D (LoG)	50
Figure II.11	filtrage gaussien et différences de deux images gaussiennes consécutives DoG	51

Liste des figures

Figure II.12	Détection d'extrema locaux : le pixel X est comparé à ses 26 voisins sur 3 échelles mais dans la même octave	52
Figure II.13	détection des points d'intérêts candidats pour une octave	52
Figure II.14	localisation des points d'interet : décalage entre les points détectés et le point reel d'extrémum.....	54
Figure II.15	l'histogramme	57
Figure II.16	fenêtre gaussienne 16x16, à droit blocs 4x4	58
Figure III.1	Images test originales tirées de la bibliothèque Toolbox Matlab	62
Figure III.2	Images satellitaires en couleur décalés entre eux par 135m.....	63
Figure III.3	Organigramme de méthode CC sur Matlab.....	65
Figure III.4	Image Cameraman désalignée ($dx= 15.00, dy= 20.00$).....	66
Figure III.5	Image Cameraman alignée par CC.....	66
Figure III.6	Image House désalignée ($dx= 15.00, dy= 20.00$).....	67
Figure III.7	Image House alignée par CC	67
Figure III.8	Alignement de la série de projections en utilisant des marqueurs repères (leurs positions sont représentées par les points verts) ; les images sont translatées et corrigées	68
Figure III.9	Organigramme du programme développé sous Matlab	69
Figure III.10	Pyramide avec un gradient de facteur d'échelle 'Sigma' $\sigma = \sqrt{2}$	70
Figure III.11	Différences de gaussiennes pour l'octave 1	70
Figure III.12	Différences de gaussiennes pour toutes les octaves	71
Figure III.13	Détection des points d'intérêts candidats pour l'octave 1	71
Figure III.14	Détection des points d'intérêts candidats pour toutes les octaves	72
Figure III.15	Deux angles de vu de la matrice de (l'image 3/l'octave 1) dans l'espace de détection des points d'intérêts candidats, et dans un repère 3D	72
Figure III.16	Application des résultats trouvés sur l'image traité ou les point blancs sont les PI utilisé pour la reconisance des objets mené par des dicripteurs	73
Figure III.17	Chaque point d'intéret mené par un vecteur gradient rouge (Norme de gradient et orientation)	73
Figure III.18	les deux images à aligner, pole 1 et pole 2 après une transformation aux images niveau de gris, et de redimensionner à 256x256 pixels	75

Liste des figures

Figure III.19	Application de l'algorithme SIFT et extraire les points d'intérêts (Les points blancs dans les deux images)	75
Figure III.20	Les images des vecteurs gradients en rouge caractérisant chaque point d'intérêt....	76
Figure III.21	Image de sortie de l'algorithme SIFT dont les PI en couleur blanc, elles sont prêtes pour une comparaison entre les vecteurs gradients des PI de l'image pole1 avec celles de l'image pole2.....	76
Figure III.22	Alignement des deux images pole1 et pole2, les flèches rouges représentent les PI dont les vecteurs gradients sont égaux (du côté d'amplitude et orientation)	77

Introduction général

Introduction général

La tomographie électronique est une technique de pointe très utile qui reste néanmoins relativement lourde à appliquer. Elle est chronophage au niveau de la préparation d'échantillon et de l'acquisition des images au microscope électronique en transmission mais également pour toute la partie post-acquisition, à savoir l'alignement, la reconstruction 3D et l'extraction d'informations quantitatives. Ces étapes de post-traitement sont pourtant cruciales et très dépendantes de l'utilisateur [79]. Une amélioration de la technique de tomographie électronique passe alors nécessairement par une simplification de toute la partie post-traitement. Les travaux entrepris pendant ce mémoire visent justement à simplifier l'utilisation de la tomographie électronique, à améliorer la qualité des reconstructions 3D obtenues tout en les rendant moins dépendantes de l'utilisateur.[80]

Les microscopes électroniques de boîte de vitesses sont maintenant utilisés généralement dans la recherche scientifique pour examiner des échantillons à un plus de haute résolution et pour augmenter notre compréhension du monde autour de nous.

Malgré de nombreuses tentatives intéressantes, le problème de la recherche automatique d'alignements dans un ensemble de points 2D semble être toujours ouvert. La difficulté du problème est illustrée ici par des exemples très simples. Nous proposons ensuite une solution élaborée. Nous montrons qu'une détection d'alignement correcte dépend d'au moins quatre critères entrelacés, à savoir la quantité de masquage en texture, la densité locale bilatérale relative de l'alignement, sa régularité interne et enfin une étape de réduction de la redondance. En développant les outils de la théorie de la détection a contrario, nous montrons que tous ces critères de détection peuvent être naturellement intégrés dans un seul modèle probabiliste a contrario avec un paramètre utilisateur unique, à savoir le nombre de fausses alarmes. Notre contribution à la théorie a contrario consiste à utiliser des événements conditionnels sophistiqués sur des ensembles de points aléatoires, pour lesquels nous espérons néanmoins trouver des bornes faciles. Par ces limites, la cohérence mathématique de notre modèle de détection reçoit une preuve simple. La méthode est soigneusement comparée à trois algorithmes de pointe et une application aux données réelles est discutée. Les limites de la méthode finale sont également illustrées et expliquées.[81]

Nous présentons également les problèmes rencontrés pour chaque mode. Depuis la phase de prétraitement à l'alignement, des comparaisons entre les méthodes d'alignements y compris les techniques traditionnelles comme la corrélation croisée, les marqueurs d'or

(Landmark) et les techniques développés dont lesquelles nous avons bien détaillé l'algorithme SIFT dont nous avons faire seulement le programmer sous Matlab.

Plan de le Mémoire :

Le plan de (ce mémoire) se déroule en 3 chapitres. Le 1er concerne le contexte général, on retrouve Dans ce chapitre une introduction brève de ce que sont les nanotechnologies et des différents Échantillons qui sont susceptibles d'être caractérisés à l'aide de la tomographie électronique en Science des matériaux. Ce chapitre contient également un état de l'art des techniques de nano caractérisation 3D et des techniques de traitement du signal permettant d'améliorer et d'extraire des informations quantitatives depuis des images 2D ou 3D.

Dans le deuxième chapitre nous décrivons en profondeur les techniques mathématiques d'alignements d'images à partir des données « statiques ». Ainsi dans le dernier chapitre nous présentons entièrement nos résultats. Et finalement la conclusion générale effectue la synthèse des résultats et permet de dégager quelques perspectives.

Chapitre I : Généralités sur la tomographie

électronique microscopique

Résumé :

Dans ce chapitre, nous abordons au principe de la tomographie microscopique électronique, en exposant ses différents modes de travail, à savoir, le mode à balayage (MEB ou STEM), à transmission (MET ou TEM) et à énergie filtrée (EFTEM).

Nous présenterons les principes de base de la reconstruction tomographique. Nous décrivons ensuite le concept de la reconstruction des objets à partir de leurs projections. Nous exposerons enfin, les méthodes analytiques et itératives de la reconstruction tomographique.

Sommaire :

I.1 Introduction

I.2 la Tomographie

I.3 La Tomographie électronique :

I.4 Traitement du signal appliqué à l'imagerie 2D et 3D :

I.5 Alignement d'image

I.6 Reconstructions analytiques et algébriques

I-7 Conclusion

I.1 Introduction :

La connaissance des matériaux au cours de leur vie (production, évolution, vieillissement) est généralement déduite d'informations extérieures. Connaître les microstructures, le cœur de la matière n'a longtemps été possible qu'à partir d'échantillons préparés (coupés, polis, attaqués...) ou sacrifiés lors d'essais jusqu'à rupture. La tomographie permet d'obtenir des informations sur des matières non transformées, sans destruction, et dans une vision complète de l'extérieur au centre sans coupe physique (voir la figure I.1).

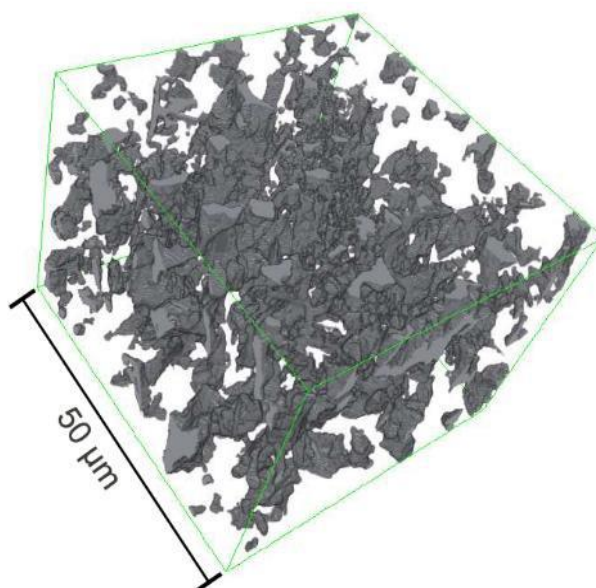
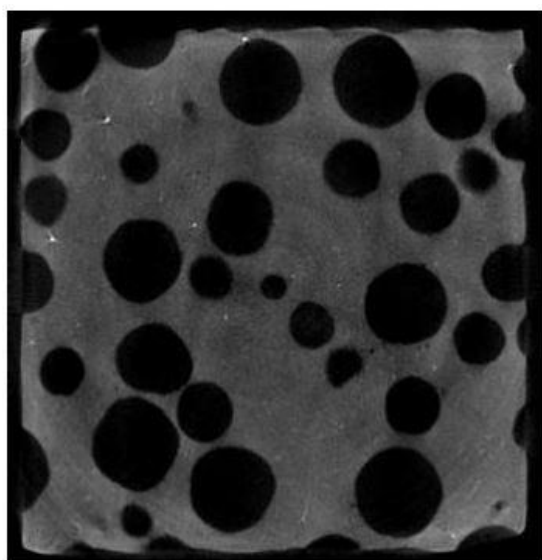
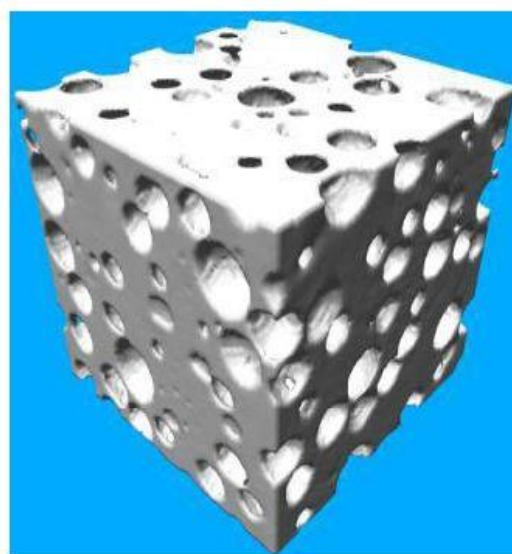


Figure I.1 : Microstructure d'un acier DP11, martensite en gris, ferrite transparente. [1]

Donc, la tomographie permet sans contact et sans destruction, de visualiser l'intérieur de la matière, l'invisible caché par l'enveloppe extérieure ou la peau. Cette technique d'imagerie utilisée en sciences et mécanique des matériaux permet d'analyser la microstructure des matériaux sans être intrusif et/ou destructif (voir la figure I.2), et l'acquisition depuis l'extérieur de la matière, de projections du volume de matière suivant différentes directions, ce sont les radiographies 2D. Ces images brutes étant acquises, une reconstruction (via des calculs) est menée à partir de laquelle l'image tridimensionnelle est obtenue : le volume est reconstruit, permettant de visualiser la matière dans son ensemble.[1]



(a)



(b)

Figure I.2 : (a) : Coupe issue de la tomographie ; (b) : reconstruction 3D d'une microstructure de mousse minérale [1]

I.2 La tomographie

I.2.1 La tomographie basée sur des projections :

- Une projection n'est pas toujours suffisante :

Une radiographie X ou une image en microscopie électronique en transmission donnent accès à une projection 2D d'un objet tridimensionnel. Il est fréquent qu'une telle image soit suffisante pour caractériser un objet. Néanmoins, une image en projection ne contient aucune information sur la profondeur de l'objet. Dans le cas où cette information manquante est importante, Il convient alors de réaliser plusieurs projections tout autour d'un objet afin d'acquérir le plus d'information possible. La Figure I.3 présente 2 objets 2D très différents qui possèdent néanmoins exactement les mêmes projections à 0° en géométrie parallèle. Il est alors nécessaire pour lever l'ambiguïté entre ces 2 objets de faire au moins une autre projection dans une direction différente.[2].

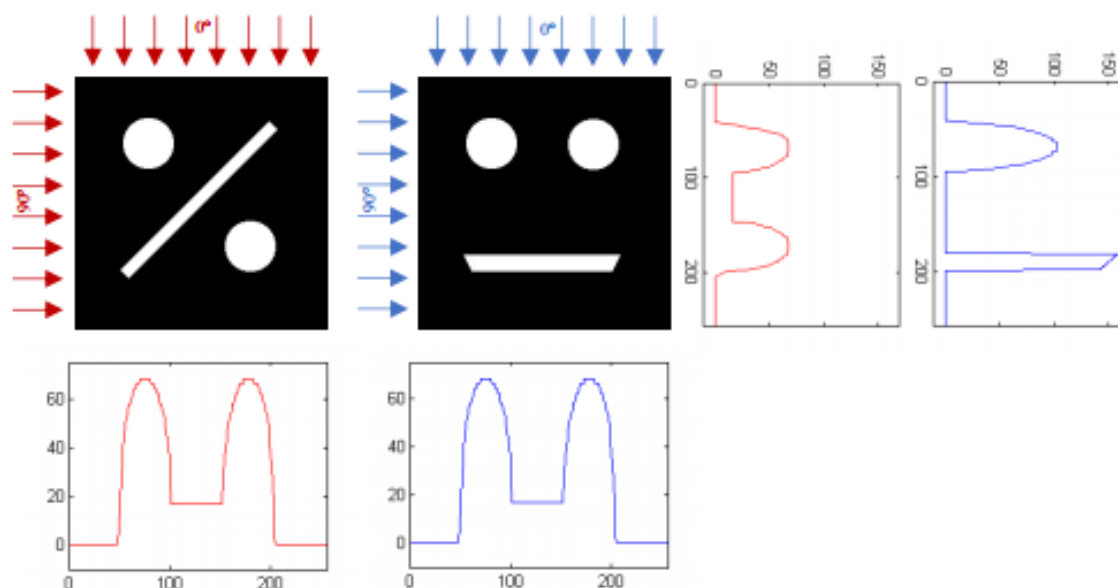


Figure I.3 : Deux objets 2D très différents qui pourtant présentent les mêmes projections à 0° en géométrie parallèle. Au moins une autre projection à 90° est nécessaire pour lever l'ambiguïté entre ces 2 objets [2]

- **Plusieurs projections ne sont pas toujours suffisantes :**

Dans certains cas, même en faisant beaucoup d'images tout autour d'un objet 3D, l'ensemble des projections 2D n'est pas suffisant pour caractériser cet objet. C'est notamment le cas d'un objet poreux. L'effet de superposition de tout le volume sur chaque projection 2D empêche alors de remonter aux informations sur la structure 3D de l'objet. Ainsi dans l'exemple de la figure I.4, malgré plusieurs projections 2D obtenues sur 180° autour de l'échantillon, les informations sur la structure de l'échantillon (taille des pores, interconnexion, taux de porosité) restent inaccessibles. Il est alors nécessaire de reconstruire le volume de l'objet. Il est ensuite possible d'afficher des coupes à l'intérieur du volume reconstruit et ainsi extraire de l'information qualitative et quantitative sur l'objet sans souffrir de l'effet de superposition dû aux projections.[2]

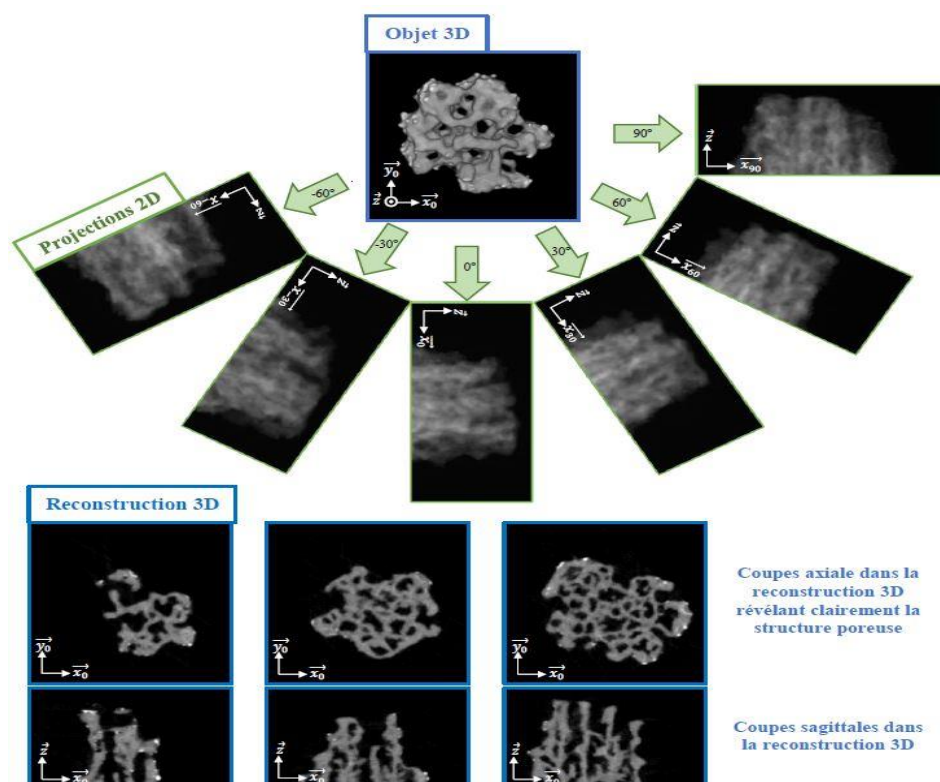


Figure I.4 : Cas d'un objet 3D de silicium poreux. Plusieurs projections obtenues en microscopie électronique à transmission (Titan Ultimate - PFNC Grenoble) tout autour de cet objet ne sont pas suffisantes pour obtenir les informations sur la structure des pores telles que leur taille, leur interconnexion ou encore la porosité. Dans ce cas une reconstruction 3D de l'échantillon est indispensable. Des coupes dans cette reconstruction 3D permettent de distinguer les pores du silicium [2]

I.2.2 La tomographie rayons-X :

Il est possible d'utiliser des rayons-X pour réaliser les projections. Plusieurs types de tomographie rayons-X existent, la plus courante étant la tomographie d'absorption qui reconstruit en 3D les différents coefficients d'absorption de l'échantillon, eux-mêmes dépendants des matériaux présents. La tomographie rayons-X est utilisée dans des domaines très vastes allant de la médecine aux sciences de la matière condensée. On peut classer quelques-unes de ces tomographies en fonction de la source de rayons-X utilisée :[2]

I.2.3 La tomographie rayons-X dans un MEB :

Il est possible d'utiliser le faisceau d'électrons d'un microscope électronique à balayage (MEB) pour exciter localement la matière et produire un faisceau de rayons-X qui peut ensuite être utilisé pour réaliser la tomographie rayons-X d'un échantillon présentant dans la machine, Figure I.5. Des reconstructions 3D avec une résolution inférieure au micron sont possibles avec cette technique [3]

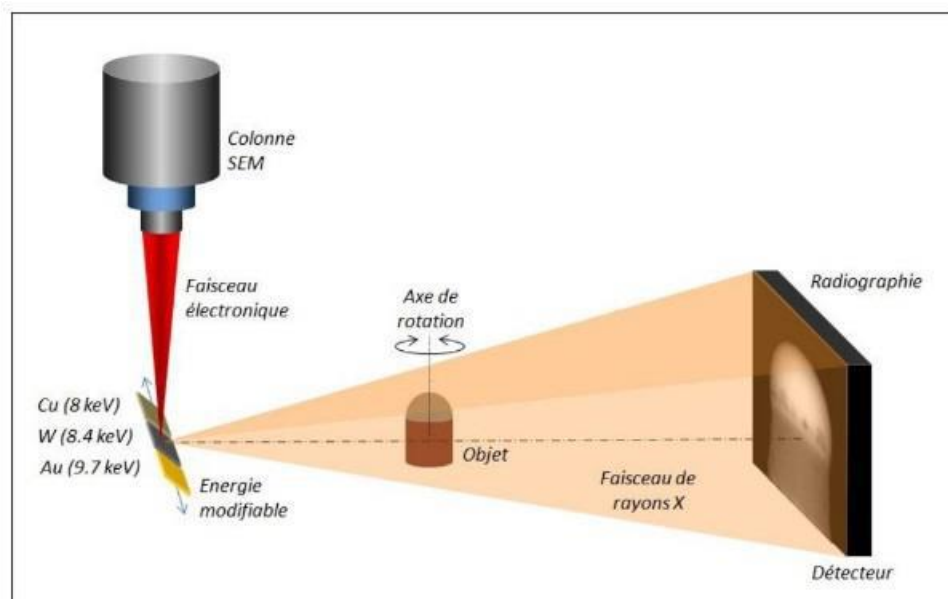


Figure I.5 : Principe de la tomographie rayons -X dans un MEB, image issue de la référence [4]

I.2.4 La tomographie synchrotron :

Utiliser un synchrotron comme source de rayons-X présente de nombreux avantages et notamment un flux extrêmement important de l'ordre de 10^{20} photons/s/mm². Ce flux permet d'avoir une durée d'acquisition réduite et/ou une statistique très confortable pour limiter le bruit dans l'acquisition. Un flux si important permet également de sélectionner les photons utilisés pour avoir un faisceau monochromatique sur une large gamme d'énergie située au choix entre 1 et 500 keV [4]. La résolution en synchrotron a déjà atteint les 50 nm [5], ce qui en fait un instrument de choix. Néanmoins les coûts financiers importants ainsi que la difficulté d'obtention d'un temps de faisceau limitent l'utilisation massive de cette technique :

I.2.5 Le micro-scanner :

Les scanners sont utilisés en laboratoire et en industrie et utilisent des photons produits par un tube à rayons-X. Les faisceaux produits sont polychromatiques et beaucoup moins intenses que les faisceaux synchrotrons ($\approx 10^6$ photons/s/mm²) [6]. Néanmoins le micro-scanner permet d'obtenir des reconstructions avec une résolution d'environ 1 μ m sans avoir recours à de grands instruments, c'est la raison pour laquelle ces instruments sont encore très utilisés.

I.2.6 Les méthodes de tomographie destructives :

- **Le FIB-SEM 3D :**

Un microscope électronique à balayage (MEB ou SEM pour "Scanning Electron Microscopy") permet d'avoir accès à une image de la surface d'un échantillon. Une sonde ionique focalisée (FIB pour "Focus Ion Beam") est une machine permettant de réaliser localement de l'abrasion, du dépôt, ainsi que de l'observation de surface. Un FIB peut être couplé à un MEB pour pouvoir caractériser un échantillon à l'aide du faisceau d'électrons tout en faisant de l'abrasion ou du dépôt à l'aide du faisceau ionique. Il est alors possible de caractériser en 3D un échantillon en alternant coupes FIB et images MEB, cf. Figure 6. Le FIB-SEM 3D [7] est donc une technique destructive qui permet de caractériser le volume d'un échantillon avec la résolution latérale d'un MEB.

Le FIB-SEM 3D permet d'analyser des objets en 3D sans avoir recours à une théorie mathématique complexe puisque la technique consiste simplement à afficher les coupes les unes après les autres. Certains artefacts existent néanmoins, en particulier lorsque l'objet à analyser possède des structures poreuses. En effet, les matériaux présents au fond des pores restent visibles sur les images MEB. La visualisation 3D est alors faussée par le fait qu'on distingue la matière présente dans le fond des pores là où il n'y a que du vide. Certains travaux tentent de corriger ces artefacts à l'aide de techniques itératives ayant recours à des simulations sur l'imagerie MEB [8], [9].

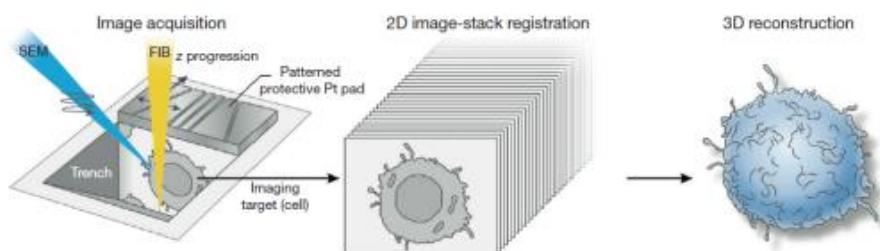


Figure I.6 : Représentation schématique du FIB-SEM 3D. Figure provenant de la référence [2]

I.3 La Tomographie Electronique :

Le nom de tomographie électronique vient du fait qu'on utilise des électrons pour réaliser les projections. Plus précisément, les images 2D sont faites avec un microscope électronique en transmission (MET ou TEM pour "Transmission Electron Microscope"). Utiliser des électrons entraîne des difficultés en raison de la forte interaction électron-matière. Il est difficile d'imager des objets épais en microscopie électronique en transmission puisqu'il faut que l'objet soit transparent aux électrons. L'épaisseur d'un échantillon est donc limitée à quelques centaines de nanomètres maximum [10], sachant que la résolution est d'autant meilleure que l'épaisseur est faible en général. Il est donc indispensable de préparer des échantillons de tailles adaptées avant de réaliser une quelconque caractérisation en microscopie électronique. L'interaction électron-matière conduit également à un endommagement de l'échantillon [11] qui peut être très important pour certains échantillons, comme c'est souvent le cas en biologie [12].[13][14].

La tomographie électronique appelée aussi parfois microscopie électronique à trois dimensions est un mode de travail en microscopie électronique en transmission qui permet de résoudre les caractéristiques des nano objets et de nanostructures dans les trois dimensions de l'espace. Le mot «tomographie» dérive du grec « tomos » qui signifie « section », combiné au grec « graph » qui signifie « dessiner » littéralement il peut être traduit comme la visualisation des sections d'un objet ou plutôt sa découpe en section et dans la littérature la plupart du temps il sera utilisé avec cette signification. Même si du point de vue expérimental cette technique a commencé à être utilisée dans les années 50 [15], ses bases théoriques ont été développées au début de 1917 quand **Johann Radon** [16] a proposé pour la première fois son principe mathématique, il fait référence à la possibilité de reconstituer le volume d'un objet défini par une fonction réelle à trois variables d'espace x,y,z , assimilable à une image 3D en

utilisant la totalité de ces projections dans le plan selon des directions qui passent par un point fixe.

En terme opérationnel, la technique permettant l'acquisition de ce type de données est la tomographie électronique. Son principe consiste à reconstruire un volume tridimensionnel d'un objet à partir des projections acquises par un MET. Ces projections contiennent toute l'information volumique projetée sur un plan, en inclinant le porte objet du microscope selon différents angles « série de tilts » [17.18.19] autour d'un axe unique perpendiculairement au faisceau d'électrons. Une image est prise pour chaque position angulaire, et les intensités des pixels équivalents à des projections permettant à travers un processus itératif de calculer l'intensité d'un voxel à 3D l'équivalent du pixel de l'image de l'objet à 2D

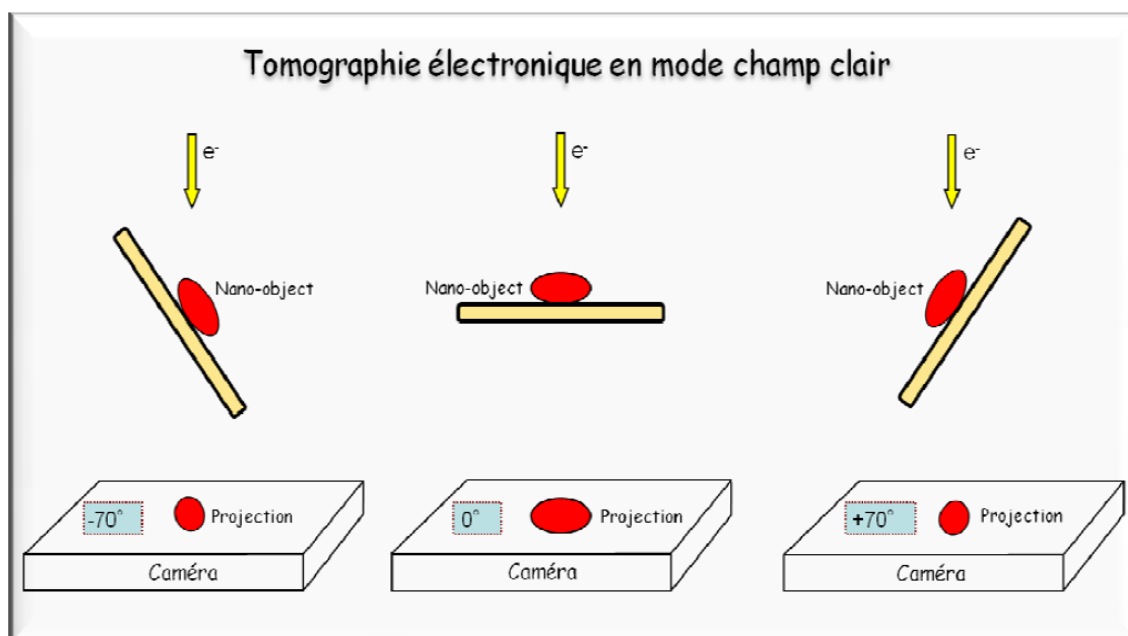


Figure I.7 Principe de la tomographie électronique [59]

I.3.1 Microscopie Electronique :

La microscopie électronique en transmission possède cependant l'avantage majeur de permettre une excellente résolution. En effet, les TEM ont permis de faire des images à l'échelle atomique dès les années 70 [20]. Il a fallu néanmoins attendre la fin des années 90 et les premiers correcteurs d'aberrations [21] pour que l'imagerie haute résolution se développe réellement avec une amélioration significative de la résolution qui est passée sous l'angström, cf. Figure I.8.

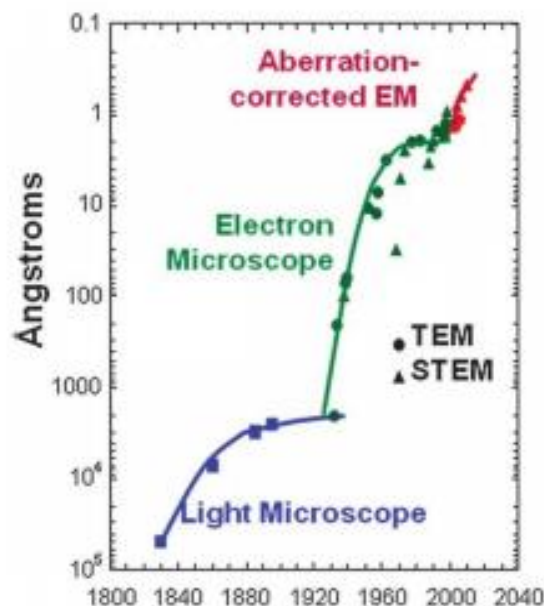


Figure I.8 : Résolutions atteintes en microscopie depuis les premiers microscopes optiques jusqu'à nos jours. Deux révolutions, à savoir le développement de la microscopie électronique et des correcteurs d'aberrations, ont permis de nettes améliorations de la résolution, [60].

Néanmoins les reconstructions 3D avec une résolution atomique sont encore très rares à l'échelle mondiale. Pour l'instant, ces reconstructions 3D atomiques ne se font que dans des cas simples avec des hypothèses fortes sur les objets observés [22]. La raison de cette perte de résolution lors du passage à la 3D vient de plusieurs facteurs dont les principaux sont :

- 1) La quasi-impossibilité actuellement de réaliser un mouvement de rotation pur de l'échantillon avec une dérive inférieure à la résolution atomique, c'est-à-dire de l'ordre de l'Angström.
- 2) Les contraintes de temps d'acquisition et d'endommagement de l'échantillon fortes, qui limitent fortement le nombre de projections.
- 3) L'interaction électron-matière qui peut entraîner un endommagement important de l'objet au cours de l'acquisition, ce qui est incompatible avec la théorie de la reconstruction.
- 4) Le bruit présent dans les projections en raison du nombre limité d'électrons détectés lors de l'acquisition.

La tomographie électronique reste cependant une technique incontournable pour caractériser de nombreux échantillons puisque sa résolution 3D de 1 nm environ et son champ

de vue de quelques centaines de nanomètres la positionne idéalement pour la caractérisation des nanomatériaux. C'est donc une technique de caractérisation charnière pour les nanotechnologies. [2]

Les progrès actuels que ce soit en science des matériaux ou en biologie imposent une analyse et un contrôle de la microstructure ou la nanostructure 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. À cet effet la microscopie électronique est devenue un puissant outil de caractérisation des matériaux ou structures biologiques.

Une technique inévitable pour fournir des informations sur ces structures complexes. Dans ce Chapitre nous exposerons le principe de la microscopie électronique et les différents modes de travail. Avant d'aborder ces concepts, il convient de déterminer la terminologie liée à ce domaine. [1]

I.3.2 Terminologie :

La terminologie de la microscopie électronique n'était pas déjà assez encombrée d'acronymes, la plus part des terminologies établies en anglais ou en français, qui constituent les terminologies de référence.

Un microscope électronique (ME) est un type de microscope qui utilise un faisceau de particules d'électrons pour illuminer un échantillon et en créer une image très agrandie. Les microscopes électroniques ont un plus grand pouvoir de résolution que les microscopes optiques qui utilisent des rayonnements électromagnétiques. Ils peuvent obtenir des grossissements beaucoup plus élevés allant jusqu'à 5 millions de fois, alors que les meilleurs microscopes optiques sont limités à un grossissement de 2000 fois. Ces deux types de microscopes ont une résolution limite, imposée par la longueur d'onde du rayonnement qu'ils utilisent. La résolution et le grossissement plus grands du microscope électronique sont dus au fait que la longueur d'onde d'un électron (longueur d'onde de Broglie) est beaucoup plus petite que celle d'un photon de lumière visible.

Il utilise des lentilles électrostatiques et électromagnétiques pour former l'image en contrôlant le faisceau d'électrons et le faire converger sur un plan particulier par rapport à l'échantillon. Ce mode est similaire à la façon dont un microscope optique utilise des lentilles en verre pour converger la lumière sur ou au travers de l'échantillon pour former une image.

Donc c'est un dispositif qui permet la tomographie électronique et divisé en trois types et l'acronyme anglais décrivant la façon la plus générale pour ces types de microscope est :

- **SEM** (*Scanning Electron Microscope*). Pour obtenir des images de la surface d'un échantillon cette technique est caractérisée par un effet de relief de l'image.

- **MET** (*Transmission Electronic Microscopy*) est une technique de microscopie qui permet d'étudier la structure et la composition chimique de la matière basée sur les deux modes. Il permet d'obtenir des informations à l'échelle de quelques nanomètres en microscopie à basse résolution et de quelques angströms en microscopie à haute résolution.

- **EFTEM** (*Energie Filtered Transmission Electron Microscopy*).

- **STEM** (*Scanning Transmission Electron Microscopy*).

La dénomination **HAADF** (*High Angle Annular Dark Field*), champ sombre, 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.

Aussi **BF** (*Bright Field*) champ clair, l'image BF est formée par les électrons non diffusés ou diffusés à très petits angles, **DF** (*Dark Field*), l'image DF est formée par les électrons diffusés à petits angles dans la direction du détecteur. Stack ou série de tilt est l'ensemble de projections en une seule acquisition dans le microscope. L'axe de tilt est l'axe par rapport auquel, on fait varier l'angle d'inclinaison du support échantillon.[1]

I.3.3 Principe de la Microscopie Electronique :

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. Le microscope électronique par transmission (MET ou TEM : Transmission Electron Microscope) est infiniment riche en ressources, et il est indispensable de réduire les objets à une grande minceur. Spécialement dans les domaines de la biologie et de la médecine. La Figure 2.4 représente un instrument TEM [23]. Dans le volume reconstruit ultérieurement, on pourra plus précisément quantifier et déterminer la distribution chimique des éléments dans les trois dimensions de l'espace. L'association de la tomographie électronique avec la spectroscopie de perte d'énergie des électrons offre donc la possibilité de caractériser les catalyseurs en détail à tout point de vue : morphologie, structure

des pores, taille des pores, distribution 3D des éléments chimiques en surface des pores et dans le volume du catalyseur. Une fois connus tous ces paramètres, la mise en place d'une corrélation entre la texture (taille des pores, agencement) d'un catalyseur, la morphologie de sa phase active et sa réactivité seront certainement facilités. [24]

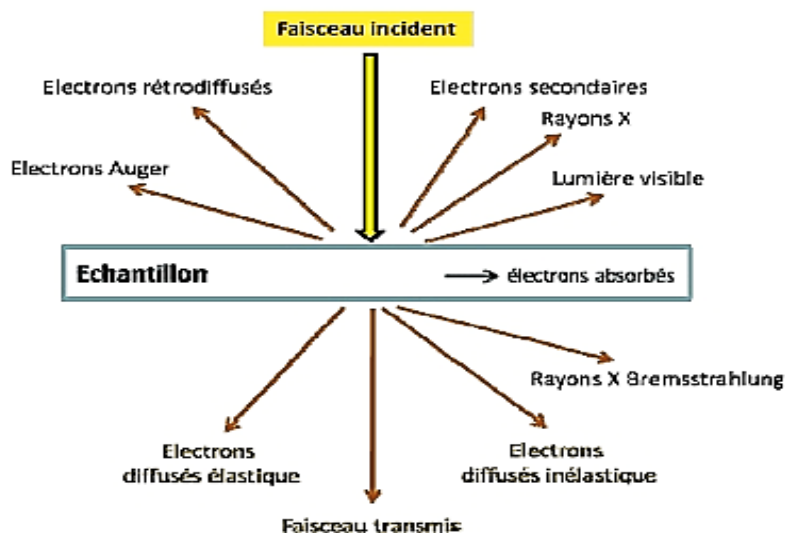


Figure I.9 : Représentation schématique de l'interaction entre un faisceau d'électrons et la surface d'un échantillon [61]

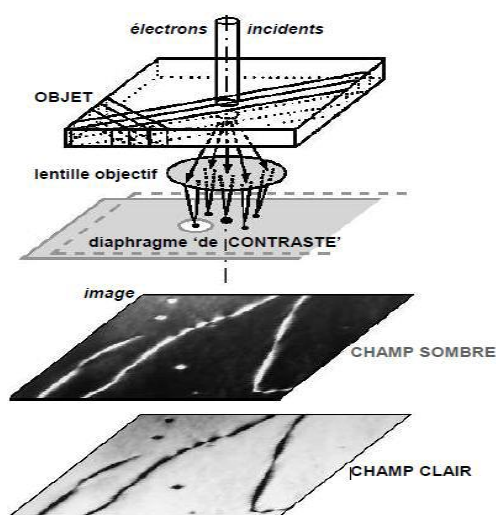


Figure I.10 : Différents modes de fonctionnement. [26]

I.3.4 Microscope Electronique à Transmission :

La formation d'une image en MET est due au phénomène de diffusion des électrons primaires dans un volume d'échantillon. Lorsqu'un électron de haute énergie traverse un échantillon, il interagit avec la matière. 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*). Alors, il existe fondamentalement deux mécanismes de diffusion :

- **Elastique** : C'est le cas lorsque les électrons interagissent avec les noyaux et subissent une interaction attractive (pas de changement d'énergie) et sont par conséquent fortement déviés.
- **Inélastique** : Les électrons qui traversent le nuage orbitales électroniques interagissent avec des électrons liés aux atomes, et peuvent par conséquent leur communiquer de l'énergie (l'électron incident perd de l'énergie). Cette énergie permet à l'électron de la cible de changer de niveau énergétique. La déviation angulaire des électrons est alors plus faible que dans le cas de la diffusion élastique.

Un grand nombre d'applications de la microscopie électronique consistent à fournir des interprétations géométriques des images à des fins d'analyses qualitatives ou quantitatives sur un volume.

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 s'effectue en première approximation sur toute l'épaisseur de l'échantillon, surtout si l'on travaille en mode parallèle TEM (Microscope Electronique à Transmission). L'image obtenue est donc une projection de l'échantillon dans un plan perpendiculaire à la direction d'observation.

Dans ce qui suit, nous détaillerons les différents modes du microscope électronique : mode conventionnel, mode à balayage, et mode à énergie filtrée EFTEM. [1]

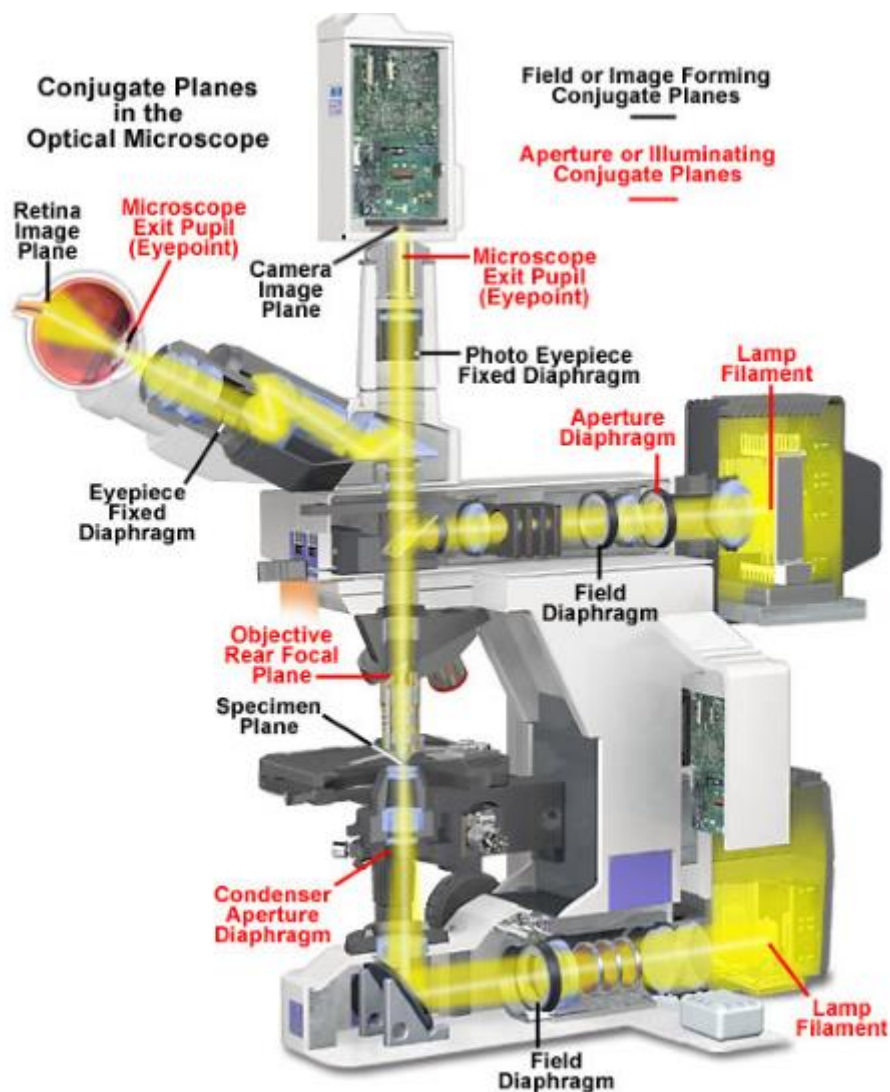


Figure.I.11 : Coupe d'un microscope électronique à transmission

I.3.5 Modes de microscopie électronique à transmission :

A. Microscopie Electronique à transmission (Conventionnelle) :

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) comme montre la Figure I.12, est une technique puissante de caractérisation et certainement la plus utilisée en science des matériaux et en biologie. 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) 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 [24].

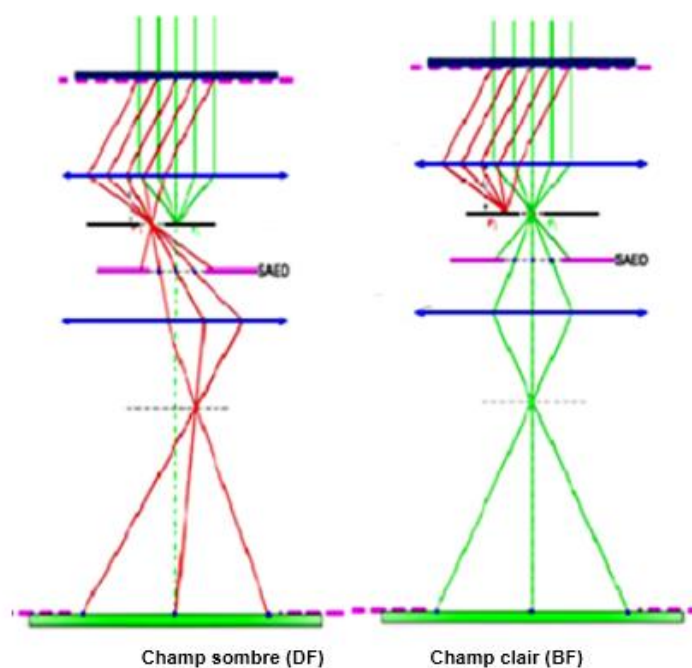


Fig. I .12 Les différents modes de fonctionnement [24]

B. Microscopie Electronique en Transmission à Balayage (STEM) :

La microscopie électronique en transmission en mode balayage (*Scanning Transmission Electron Microscopy, STEM*) 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 technique STEM permet l'acquisition des images en mode champ clair (*Bright*

Field, BF), champ sombre (*Dark Field, DF*) ou 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. 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 MET. 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 [24].

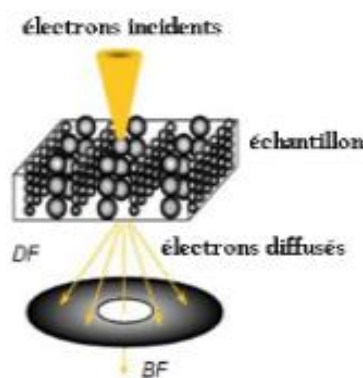


Figure I.13 : Les électrons diffusés selon le type d'interaction [23]

C. Modes STEM HAADF et BF :

En mode STEM un faisceau électronique très convergent, avec un diamètre de l'ordre de l'Angström, balaye l'échantillon pour réaliser une image en projection pixel après pixel. C'est la taille de la sonde électronique qui donne la résolution de la technique. En mode STEM, il est possible de détecter les électrons transmis diffusés avec des détecteurs en disque ou annulaires avec des demi-angles de collection α plus ou moins importants, Figure 35. La détection des électrons diffusés aux grands angles (demi-angles de diffusion $\geq 3^\circ$, [25]) correspond en majorité à de la diffusion de Rutherford qui dépend principalement du numéro atomique Z des éléments traversés par le faisceau.

On parle alors de STEM HAADF ("High Angle Annular Dark Field") ou de STEM avec un contraste en Z. Les électrons transmis aux petits angles (demi-angles $< 3^\circ$, [25]) correspondent majoritairement aux électrons diffractés. Un détecteur en disque appelé BF ("Bright Field") permet de détecter ces électrons aux petits angles. Le contraste obtenu en mode STEM BF dépend donc de l'orientation relative du faisceau d'électrons par rapport aux cristaux présents dans l'échantillon

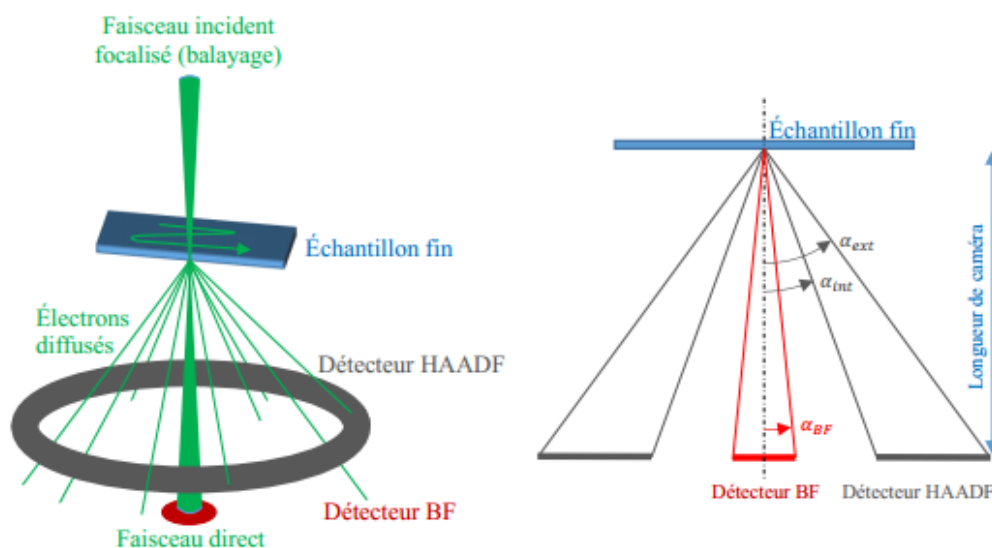


Figure I.14 : (A gauche) Représentation en perspective du mode STEM avec les détecteur en disque BF ("Bright Field ") ou annulaires HAADF ("High Angle Annular Dark Field"). (À droite) représentation en coupe de l'échantillon et des détecteurs BF et HAADF avec le demi-angle de collection α_{BF} pour le détecteur BF et les demi-angles de collection

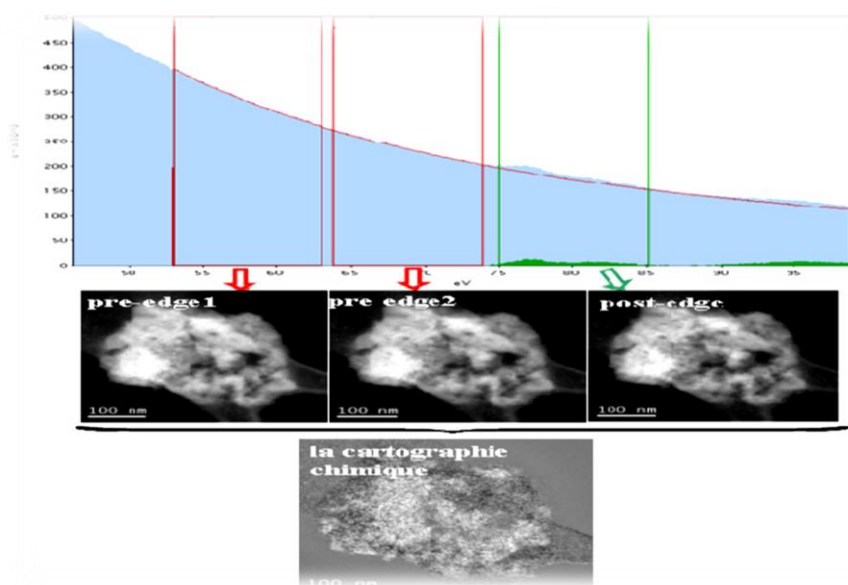
interne et externe α_{int} et α_{ext} pour le détecteur HAADF. La modification des angles de collection se fait en changeant la longueur de caméra [2].

D. Microscopie Electronique à Pertes d'Energie EFTEM :

L'imagerie qui est associée à la spectroscopie de pertes d'énergies est l'imagerie filtrée en énergie (EFTEM) qui permet de faire de l'imagerie chimique. Cette technique réalise des images avec un faisceau parallèle et en sélectionnant grâce une fente, les énergies. Les images EFTEM sont de nature très bruitées, des techniques particulières de prétraitement, doivent être utilisée lors de l'enregistrement [26]. Parmi ces techniques, et qui est la plus utilisée est les méthodes des trois fenêtres. Le principe de la méthode des trois fenêtres consiste à enregistrer à chaque fois, trois images filtrées en énergie. Deux images appelées "preedge" sont utilisées pour estimer le fond en considérant généralement une loi exponentielle « $F(E)=A.E^{-r}$ »

Tel que: F : fonction d'approximation du fond : les énergies filtrées A et r des paramètres qui dépendent de l'élément chimique.

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. La figure I.8 illustre le principe de la méthode des trois fenêtres [27]. La figure I.15. en montre le principe d'EFTEM



(a)

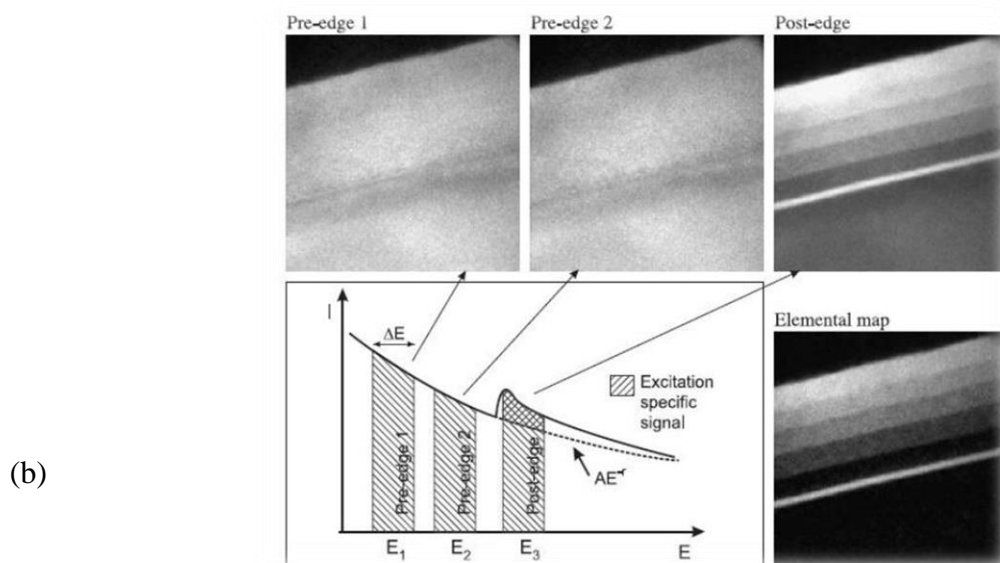


Figure. I.15 : Principe de la méthode des trois fenêtres.

- a. Fonction exponentielle de modélisation du fond
- b. Images des trois énergies [1]

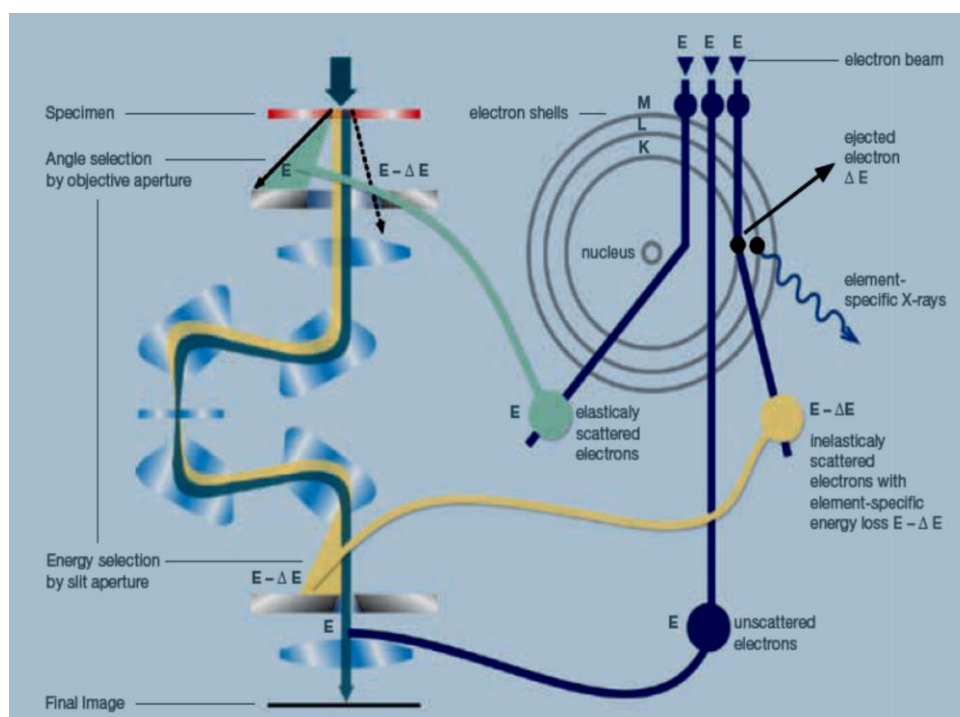


Figure I.16: Principe de la microscopie électronique à imagerie filtrée en énergie EFTEM [1]

Cependant, dans certains domaines comme l'étude de la structure des virus, nous cherchons à former une reconstruction en trois dimensions (3D) de l'objet. Une technique permettant l'acquisition de ce type de données est la tomographie électronique. Son principe 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. 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]. 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

I.4 Traitement du signal appliqué à l'imagerie 2D et 3D :

I.4.1 Nécessité du traitement du signal :

Les méthodes d'imagerie 2D et 3D permettent d'avoir accès rapidement à une information qualitative. Il est souvent très intéressant, voire indispensable, d'extraire également des données quantitatives des images. C'est le cas en médecine [28], en biologie [29], ou en sciences de la matière [30]. L'obtention de données quantitatives n'est pas triviale et nécessite souvent plusieurs étapes difficilement automatisables qui peuvent être regroupées comme suit :

- Un prétraitement des images
- Une segmentation
- Des opérations morphologiques sur la segmentation
- Une extraction des informations quantitatives intéressantes

I.4.2 Prétraitement des images :

Le prétraitement des images vise en général à corriger la présence de bruit, les différents types d'artéfacts qui peuvent être présents, ou encore un contraste insuffisant. Le prétraitement doit réellement s'adapter à chaque technique d'imagerie et aux artéfacts et problèmes qui lui sont propres. Néanmoins certaines limitations se rencontrent dans beaucoup de domaines et des techniques génériques peuvent s'appliquer. C'est le cas pour le bruit qui est classiquement un bruit blanc gaussien dans beaucoup de domaines de la physique. Des techniques génériques de débruitage peuvent alors s'appliquer [31]. [32]. [33]. Il est également possible de modifier un peu des techniques existantes pour s'adapter au problème spécifique qui nous concerne. Dans le cas d'un bruit de Poisson par exemple, une transformée de Anscombe [34] permet de se ramener au cas plus classique du bruit gaussien et d'utiliser des techniques existantes pour ce type de bruit.

I.4.3 Segmentation :

Une fois les images traitées, il est possible de réaliser une segmentation [35] pour séparer les différentes zones d'intérêt. De très nombreux types de segmentation existent, la plus simple étant un seuillage global des niveaux de gris. La valeur du seuil peut être choisie manuellement ou automatiquement [36]. De nombreuses autres techniques peuvent également être utilisées [35], allant d'un seuillage local des niveaux de gris à des méthodes plus complexes prenant en compte les pixels voisins comme les méthodes basées sur les lignes de partage des eaux [37].

I.4.4 Opérations morphologiques :

Une fois les images segmentées, il faut très souvent avoir recours à des opérations morphologiques pour corriger certains résultats de la segmentation ou séparer certaines zones segmentées. Les opérations de base sont notamment l'érosion et la dilatation qui sont définies dans la référence [38] et qui visent respectivement à réduire et à étendre la zone segmentée. Ces opérations sont représentés sur la figure 14 à l'aide de l'image « rice.png » provenant de l'image toolbox du logiciel Matlab®. En combinant ces deux opérations morphologiques il est possible de réaliser des fermetures ou des ouvertures pour respectivement combler les trous au milieu d'un volume segmenté ou supprimer certaines zones segmentées au milieu du vide, cf. Figure 117.

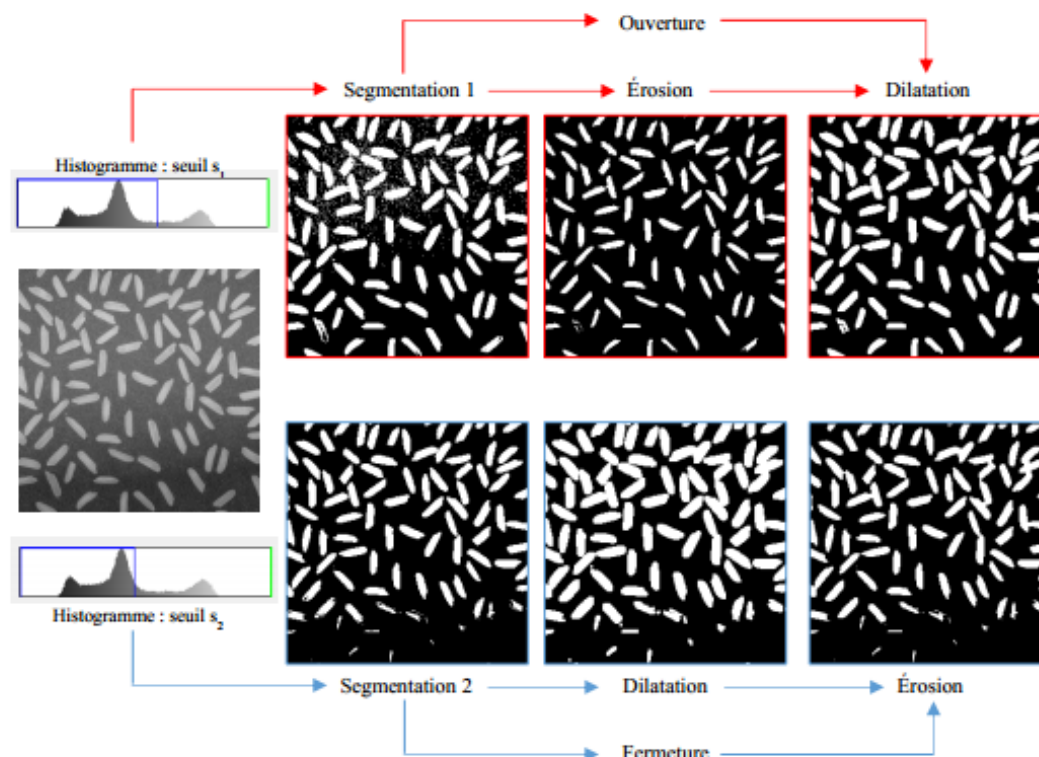


Figure I.17: Exemple de segmentation et d'utilisation d'opérations morphologiques élémentaires (érosion, dilatation, ouverture et fermeture) pour corriger des « erreurs » de segmentation. La segmentation 1 possède beaucoup de petites zones segmentées en haut de l'image qui ne sont pas des grains de riz. A l'inverse la segmentation 2 possède des trous dans certains grains de riz en bas de l'image qui n'ont pas lieu d'exister. Après utilisation des opérations morphologiques d'érosion ou de dilatation, ces « erreurs » peuvent être corrigées. L'Image utilisée, « rice.png » provient de l'image toolbox du logiciel Matlab.[2]

I.4.5 Acquisition comprimée (Compressed Sensing - CS) :

L'idée du **CS** est qu'il est inutile d'acquérir 100% de l'information pour se rendre compte a posteriori que le signal est très bien défini avec une infime partie de coefficients non nuls. Tout mesurer pour se débarrasser dans un second temps de la majorité des coefficients semble donc inapproprié. **David Donoho** a ainsi formalisé en 2006 [39] un ensemble de critères justifiant la possibilité de ne pas acquérir tout le signal et pourtant d'obtenir rigoureusement le signal recherché. Il y a notamment 2 critères pour garantir ce résultat, le premier concerne la parcimonie du signal dans une certaine représentation, et le deuxième concerne l'incohérence entre l'acquisition des données et la représentation prétendument parcimonieuse. Si ces deux

critères sont remplis, le **CS** permet de retrouver un objet de taille N présentant une K -parcimonie avec uniquement un nombre N_m de mesures vérifiant : $N_m = O(K \times \log(N))$

C'est le logarithme de cette expression qui permet de faire chuter grandement le nombre de mesures nécessaires et ce d'autant plus que l'objet cherché présente une forte parcimonie K . Le succès du **CS** tient au fait que les hypothèses ne sont pas très restrictives. En effet, nous avons vu précédemment que l'immense majorité des signaux physiques ont une représentation parcimonieuse (ou au moins faiblement parcimonieuse), de plus l'incohérence entre la mesure et la représentation parcimonieuse peut être obtenue simplement en réalisant une acquisition aléatoire.

Le **CS**, en apportant une preuve théorique à l'importance de la parcimonie dès l'acquisition des données, a d'ores et déjà suscité un intérêt fort dans de très nombreux domaines de la physique et des mathématiques. Parmi les exemples de **CS**, on peut nommer l'utilisation d'une caméra à pixel unique [40], l'imagerie par résonance magnétique [41] ou la tomographie [42]. Cette nouvelle façon de penser permet de dépasser le théorème d'échantillonnage de Shannon-Nyquist qui requiert une fréquence d'échantillonnage au moins 2 fois supérieure à la fréquence maximale d'un signal, ce qui est une condition suffisante mais souvent bien plus forte que : nécessaire pour l'acquisition d'un signal.

I.5 Alignement d'image :

I.5.1 Traitement d'image :

Tout système de traitement d'image peut être vu comme une combinaison de deux phases, l'acquisition et le traitement proprement dit. La qualité des résultats dépend de l'algorithme mis en place et de son adéquation au problème posé, et aussi, de la qualité initiale des images traitées. Avant d'aborder le sujet de traitement d'image il faut savoir d'abord qu'est-ce qu'une image ? En informatique, l'image est représentée sous format numérique. Une image «réelle» va être transformée en une image numérique par différents outils de transformation (caméra, scanner, satellite...). [43]

I.5.2 Formation de l'image numérique :

Une image est représentée par une matrice de dimension « nombre de ligne » x « nombre de colonnes ». Chaque élément de la matrice, nommé pixel, représente l'intensité lumineuse

comprise entre 0 et 255, soit 256 niveaux de gris, le niveau de gris 0 représente le noir tandis que le niveau de gris 255 représente le blanc. Autrement dit, une image est une forme discrète d'un phénomène continu obtenue après discrétisation. Cette forme est bidimensionnelle et les informations qui la présentent définissent les intensités lumineuses (couleurs ou niveaux de gris) [BER 02]. [44]

$I : [0, L-1] \times [0, C-1]$ définit une image de L lignes et C colonnes dont l'information portée est définie dans un espace à p dimensions ;

Si I est une image en niveaux de gris, alors $p = 1$.

Si I est une image couleur, alors $p = 3$

I.5.3 Alignement paramétrique d'image :

L'alignement paramétrique d'images est une technique fréquemment utilisée dans de nombreuses applications comme la réalité augmentée, la compression vidéo, la super-résolution ou encore le suivi d'objets. Il s'agit de recalibrer plusieurs images entre elles, en compensant les déplacements en fonction d'un modèle paramétrique, de façon à aligner les contenus visuels. Parmi les nombreuses approches de la littérature, nous nous intéressons notamment à la technique de recalage d'image (Template matching) particulièrement adaptée pour le suivi d'objets. Étudié depuis près de trente ans, le recalage d'image a donné naissance à de nombreux algorithmes. [44]

L'alignement d'images consiste à mettre en correspondance les éléments présents dans différentes images. Les applications sont nombreuses et peuvent être classées dans plusieurs rubriques en fonction de la nature des images [45] :

Différents points de vue Mettre en correspondance différents points de vue d'une même scène permet d'obtenir une information plus riche sur la scène observée (que celle qui est portée par chaque image individuellement). Ce principe est utilisé pour répondre à plusieurs problématiques :

– Les appareils photos disposent d'un champ de vision réduit et ne peuvent capturer en une seule image l'ensemble de l'environnement qui les entoure. L'alignement de plusieurs points de vue permet d'obtenir une seule image "grand angle" de l'environnement de la caméra. On parle alors de construction de panorama [46]. Les travaux sur ces questions ont

donné naissance à des applications grand public comme Photo Fit [47], Panorama Builder, REALVIZ ou encore Autostich.

– Il arrive fréquemment que l'information d'importance dans une scène ne soit pas capturée par suffisamment de pixels dans l'image. En effet, les capteurs CCD au cœur des appareils numériques étant limités en termes de résolution, de nombreux détails peuvent être absents (phénomène de repliement dont une caractéristique est l'effet "escalier"). La fusion de plusieurs images de la scène, après alignement, peut permettre de faire apparaître l'information manquante en allant au-delà de la résolution du capteur. On parle alors de super-résolution [48].

– De nombreuses applications nécessitent aujourd'hui la reconstruction de modèles 3D de l'environnement. La mise en correspondance des images permet l'estimation de la position relative des caméras utilisées pour capturer les différents points de vue [49]. Cette étape est indispensable afin de construire l'objet 3D par triangulation. Ainsi par exemple pour la navigation autonome de robots, l'utilisation des différentes vues occasionnées par les mouvements même du robot permet à ce dernier de reconstruire un modèle partiel de son environnement et de se positionner relativement à ce dernier.

Différents moments L'alignement d'images capturées à différents instants permet d'identifier ce qui a (n'a pas) changé dans la scène observée.

– En compression vidéo, l'estimation du mouvement entre images permet de coder efficacement les images d'une séquence sous la forme d'un panorama ou bien, dans des standards comme MPEG-4 [50], de diminuer l'erreur de prédiction.

– En imagerie médicale, l'alignement de clichés de différentes périodes permet de surveiller les modifications au sein du métabolisme d'un patient, comme l'évolution d'une tumeur.

– Comparer des images satellites prises à différents instants permet de surveiller les changements à la surface du globe terrestre. Ainsi [51] étudie l'alignement d'images de l'Arctique pour faciliter le contrôle du cycle des eaux dans cette région. En effet l'évolution des lacs dans cette région du monde est une donnée importante pour analyser les changements climatiques.

Différents capteurs. L'alignement multi-capteurs a pour objectif de mettre en correspondance spatiale des images capturant des phénomènes différents :

– En imagerie médicale, les images CT scan (Computed Tomography) mettent en évidence les structures macroscopiques à l'intérieur du patient comme les os. Les images PET (Positron Emission Tomography) localisent en revanche les activités du métabolisme mais pas bien les structures. Les images étant prises à différents moments et points de vue, il est impossible de simplement superposer les deux images. Leur mise en correspondance par alignement permet d'identifier les sites structurels d'activité métabolique [52].

– En imagerie satellite, les images SAR (Synthetic Aperture Radar) permettent de surveiller ce qui se passe au sol même en présence de nuages ou bien en pleine nuit. En présence de crise (catastrophe naturelle...), l'alignement d'une image SAR avec une image optique peut constituer une importante aide à la décision [53]

I.5.4 Alignement à un modèle :

L'alignement à un modèle consiste à mettre en correspondance une image avec une représentation de la scène observée. Ce modèle peut être synthétisé sur ordinateur ou bien être construit à partir d'autres images de la scène.

– En imagerie médicale, la mise en correspondance de clichés inter-patients permet d'étudier la variabilité au sein de leurs anatomies [54]. La création d'atlas (banque d'images de patients alignées dans le même repère), permet alors au médecin de disposer d'un ensemble de modèles auxquels comparer les images du patient traité.

– L'alignement des images acquises par une caméra avec des marqueurs visuels insérés dans l'environnement permet de localiser la caméra relativement à son entourage. Il est alors possible de surimposer sur l'image des informations virtuelles

– L'alignement à des modèles 3D CAO (Conception Assistée par Ordinateur) pour le suivi d'objets 3D ou bien à des modèles 2D (comme une image) pour le suivi d'objets 2D est la source de nombreuses applications comme l'asservissement visuel de bras motorisés [55].

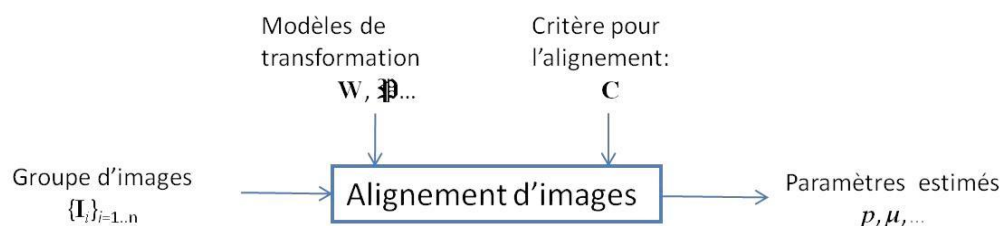


Figure I.18 : Processus d'alignement d'images.[23]

Les observations, à savoir les images à aligner ainsi que notre connaissance a priori du problème traduite sous la forme de modèles de transformation et d'un critère d'alignement. Les sorties sont les paramètres des transformations. Afin d'estimer p et, il est nécessaire de mettre en place une stratégie pour résoudre le critère mis en jeu.

Ainsi les approches d'alignement d'images peuvent être analysées et classifiées en fonction de la grille de lecture suivante :

- Modèles de transformation mis en jeu.
- Critère d'alignement et méthode de résolution du critère.

I.5.5 l'Alignement d'image :

Une question essentielle lorsque nous cherchons à aligner deux images et de définir la meilleure façon d'utiliser l'information visuelle présente dans chaque image pour arriver à nos fins. Dans de nombreuses applications comme la super-résolution, le suivi d'objet 3D par alignement à un modèle (joue le rôle de Template), la création d'images mosaïques, nous sommes souvent amenés à aligner deux images de qualités différentes. Pour ce type d'application, il semble naturel de vouloir privilégier l'information provenant de l'image de meilleure qualité et l'alignement d'images apparaît alors comme un problème asymétrique. [46]

I.6 Reconstructions Analytiques et Algébriques :

I.6.1 Les Reconstructions Analytiques :

- **Reconstruction par inversion directe :**

Les reconstructions analytiques se basent sur le théorème coupe-projection pour reconstruire l'objet à partir des projections. L'idée la plus évidente pour reconstruire est de placer dans le domaine de Fourier les coefficients des transformées de Fourier 1D des projections. Une simple transformée de Fourier 2D inverse permet ensuite d'obtenir l'objet 2D qui nous intéresse. Cette technique d'inversion directe est néanmoins très peu utilisée car elle nécessite une étape d'interpolation. En effet les valeurs des transformées de Fourier 1D des projections sont connues en des points qui ne coïncident pas nécessairement avec ceux de

la transformée de Fourier 2D en coordonnées cartésiennes. Cette étape d'interpolation entraîne des approximations importantes qui peuvent limiter la précision de cette méthode.

- **Théorème coupe-projection** : La transformée de Fourier d'une projection 1D en géométrie Parallèle d'un objet 2D selon la direction θ est égale aux valeurs de la transformée de Fourier 2D de cet objet selon une coupe centrale du plan d'orientation θ :

$$\mathcal{F}[\mathcal{R}f(\theta, \cdot)](\omega_R) = \mathcal{F}[f](\omega_R \cos(\theta), \omega_R \sin(\theta))$$

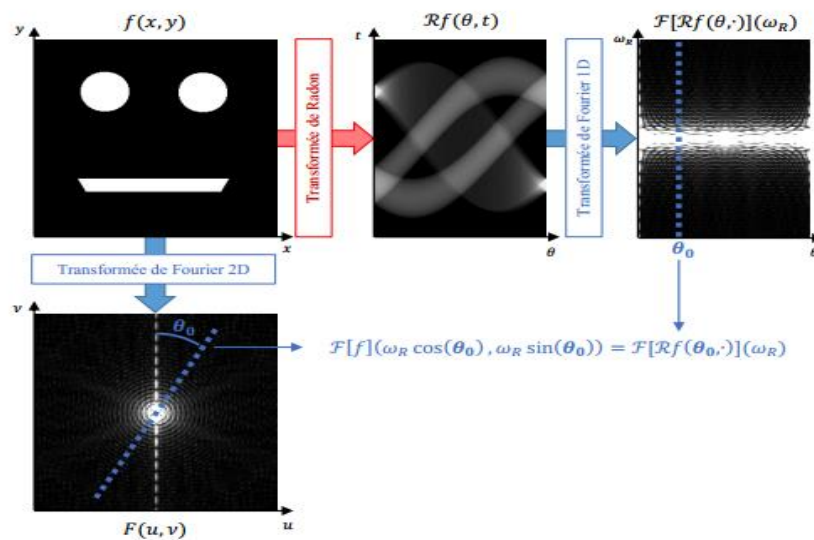


Figure I.19 : Représentation du théorème coupe-projection. (En haut) Un objet 2D f avec le sinogramme correspondant et la transformée de Fourier 1D du sinogramme pour les différentes directions θ . (En bas) La transformée de Fourier 2D de f . En prenant suffisamment de projections 1D, on obtient ainsi toute l'information présente dans la transformée de Fourier 2D de f [2]

I.6.2 Les reconstructions algébriques :

Il est possible de reconstruire l'objet 2D sans avoir recours au théorème coupe-projection, mais en utilisant des algorithmes itératifs visant à inverser le système linéaire d'équations (11) : $A\mathbf{f} = \mathbf{p}$. Un tel système est courant dans de nombreux domaines scientifiques et a déjà fait l'objet de nombreuses recherches. Nous allons présenter 3 types d'algorithmes qui permettent d'inverser ce genre de systèmes linéaires [43] : la descente de gradient qui est appelée SIRT en tomographie ("Simultaneous Iterative Reconstruction Technique"), l'algorithme de

Kaczmarz qui est appelé ART en tomographie ("Algebraic Reconstruction Technique") et l'algorithme SART ("Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique"). Parmi ces 3 techniques, le SART est la seule technique qui utilise des propriétés particulières de l'acquisition de tomographie et qui est pour cela moins générale que les 2 autres.

I.6.3 Méthode ART (Algebraic Reconstruction Method):

La méthode ART a été publiée pour la première fois par Gordon (1970). Elle a été utilisée dans la première fois en imagerie médicale par Hounsfield en 1973 pour effectuer les reconstructions d'images sur le premier tomodensitomètre (TDM), nommé vulgairement scanner) de l'histoire, La méthode ART consiste à corriger les coefficients f_i de f en utilisant une projection à chaque fois. 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 [47]:

$$f^{(k+1)} = f_i^{(k)} + \lambda_k \frac{P_j - \sum_{i=1}^N R_{ji} f_{ij}^{(k)}}{N}$$

- p_j : projection expérimentale, mesurée à u et θ fixés
- λ : facteur accélérateur de convergence de l'algorithme

I.6.4 La descente de gradient SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Technique) :

La descente de gradient est un algorithme général qui ne se limite pas à la tomographie, ni même à l'inversion du système linéaire. C'est un algorithme qui cherche à minimiser une fonction à valeurs dans \mathbb{R} que l'on appelle fonctionnelle. Dans le cas de la tomographie et du SIRT, cette fonctionnelle est définie comme le carré de la norme 2 des projections résiduelles. Les projections résiduelles sont définies comme la différence entre les projections de la reconstruction et les projections mesurées :

$$g(\mathbf{f}) = 1/2 \|\mathbf{A}\mathbf{f} - \mathbf{p}\|_2^2 \quad (13)$$

La valeur minimale de ce fonctionnel est 0, elle est atteinte pour un objet \mathbf{f} dont les projections $\mathbf{A}\mathbf{f}$ sont égales aux projections mesurées \mathbf{p} . Choisir une telle fonctionnelle en utilisant la norme 2 revient à rechercher une solution par minimisation des moindres carrés.

Une descente de gradient est une technique itérative qui s'initialise souvent par le vecteur nul $f^{(0)} = \mathbf{0}$. Pour passer de l'itération k à l'itération $k+1$, l'algorithme déplace la reconstruction $f^{(k)}$ dans la direction de plus forte pente de la fonctionnelle g . Dans le cas d'une fonction dérivable cette direction est l'opposé du gradient : $-\nabla g(f^{(k)})$. Dans le cas plus particulier de la fonctionnelle de g l'équation (13) cette pente vaut $-{}^t\mathbb{A}(\mathbb{A}f^{(k)} - p)$.

Ainsi une itération de l'algorithme est réalisée avec l'équation (14). Dans cette équation, le coefficient de relaxation $h \in \mathbb{R}^{+*}$ peut-être constant ou varier à chaque itération k .

$$f^{(k+1)} = f^{(k)} + h^{(k)} {}^t\mathbb{A}(p - \mathbb{A}f^{(k)}) \quad (14)$$

L'algorithme SIRT a un sens particulier en tomographie puisque les multiplications par \mathbb{A} ou ${}^t\mathbb{A}$ ont un sens physique qui est la projection et la rétroprojection. Ainsi cet algorithme procède par itérations au cours desquelles il ajoute à la reconstruction $f^{(k)}$, la rétroprojection des projections résiduelles. Ce sens est représenté dans la Figure I.20. Par définition, de la matrice ${}^t\mathbb{A}\mathbb{A}$ sont donc les objets qui sont invariants, à un facteur multiplicatif près, par projection et rétroprojection successives. Le lecteur pourra noter que la matrice \mathbb{A} est souvent gigantesque en tomographie. C'est pourquoi, les opérations de projection et rétroprojection, respectivement les multiplications par \mathbb{A} et ${}^t\mathbb{A}$, sont en général implémentées directement au moyen de fonctions sans avoir recours à la matrice \mathbb{A} . La boîte à outils ASTRA permet au choix d'obtenir la matrice creuse \mathbb{A} ou de définir les opérations de projection et rétroprojection. [2]

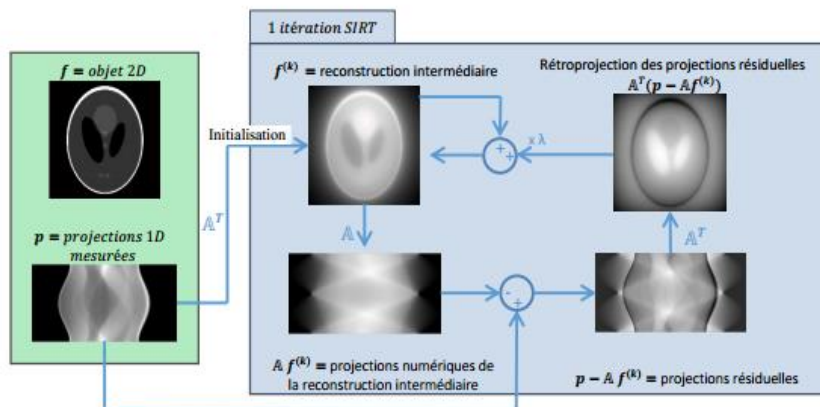


Figure I.20 : Schéma de principe de l'algorithme de reconstruction SIRT. L'algorithme est basé sur des projections et rétroprojections successives pour se rapprocher de l'objet f qui vérifie l'équation $\mathbb{A} f = p$ [2]

I.6.5 Synthèse :

Les méthodes de reconstruction itératives soient anciennes, elles sont moins bien connues des utilisateurs que les méthodes analytiques. En effet, ces méthodes sont plus coûteuses en calcul, leurs performances sont proches de celles des méthodes classiques et leur présentation a souvent été confuse dans la littérature. Cependant les progrès des calculateurs diminué l'importance du premier inconvénient. L'avantage de ce type de méthodes est de pouvoir incorporer au sein du processus de reconstruction une modélisation précise des phénomènes réels intervenant dans l'acquisition des images.

Parmi les inconvénients des approches itératives :

- la quantité de calculs plus importante qui accroît considérablement les temps de reconstruction.
- l'inversion directe de la matrice de projection permettrait de résoudre le problème. Cependant, le système à résoudre est généralement un système de très grande taille avec autant d'inconnues que de pixels à reconstruire. Par exemple, pour 128 projections d'une matrice 128*128 pixels, qui sont les dimensions typiquement utilisées en imagerie médicale, on trouve plus de deux millions d'équations à résoudre. La dimension très élevée de ce système rend l'inversion de la matrice \mathbf{R} très complexe voire quasi impossible.

I.6.6 L'Algorithme SART :

L'algorithme SART n'est pas aussi général que le SIRT ou l'ART et utilise une information particulière sur la tomographie. Dans un algorithme ART, chaque pixel est rétro projeté indépendamment des autres et la reconstruction intermédiaire est ainsi modifiée pour chaque pixel des projections les uns après les autres. Le SIRT modifie la reconstruction après rétroprojection de tous les pixels à la fois. Le SART se situe entre les deux en modifiant la reconstruction après rétroprojection de tous les pixels d'une seule projection. Le SART effectue donc une rétroprojection d'un bloc de pixels particuliers puisqu'ils sont tous obtenus avec le même angle de projection. L'algorithme SART bénéficie ainsi des avantages de rapidité de l'algorithme ART et de stabilité de l'algorithme SIRT.

I.6.7 Prédominance de l'algorithme SIRT en tomographie électronique :

Nous pouvons observer une prédominance importante de l'algorithme SIRT dans les travaux récents de tomographie électronique en science des matériaux. Ceci peut s'expliquer par le fait que les ordinateurs d'aujourd'hui sont bien plus puissants qu'autrefois et le temps de calcul nécessaire pour réaliser un SIRT n'est plus aussi limitant qu'auparavant. De plus, l'utilisation de cartes graphiques permet de réaliser des calculs hautement parallèles et d'accélérer significativement le temps de calcul de tels algorithmes [58]. Nous pensons que l'algorithme SART est moins utilisé en tomographie électronique en raison du contraste de diffraction résiduel qui donne des valeurs aberrantes pour les projections acquises avec certains angles. Un algorithme qui utilise toutes les projections à la fois comme le SIRT est ainsi moins sensible à ce genre d'imperfections dans l'acquisition alors qu'un algorithme comme le SART ou l'ART, en modifiant la reconstruction pour chaque projection indépendamment des autres, y est plus sensible.

I-7 Conclusion :

Dès les premières lignes de ce chapitre, nous avons souligné que la tomographie électronique est la technique utilisée pour acquérir et traiter les données élaborées par le microscope électronique. Tel que ce dernier est un instrument qui fournit de la matière explorée des images prises dans un milieu lié par des conditions régulières bien précises, selon le mode de projection : microscopie conventionnelle, microscopie STEM et microscopie EFTEM.

Donc, l'objectif de la tomographie électronique consiste à reconstruire un volume tridimensionnel d'un objet à partir des projections acquises. Ce volume tridimensionnel ne reconstruire qu'après le passage par une étape de prétraitement des données acquises, Sur la base de cette étape sera la qualité de la reconstruction. Elle appelé recalage des images (alignement), dont le deuxième chapitre est consacré à l'étude de cette technique.

Toujours dans le but d'améliorer la qualité des projections 2D pour obtenir une reconstruction 3D plus fiable et facilement exploitable, les problèmes de déformations de l'échantillon au cours de l'acquisition et de non-linéarité de l'acquisition ont été abordés. Des techniques de correction ont été proposées pour ces deux imperfections de l'acquisition des données. Des améliorations ont ainsi pu être apportées aux reconstructions 3D de données réelles à l'aide de ces techniques

Nous avons présenté de façon détaillée le principe de reconstruction des objets à partir de ses projections et les différentes techniques de la reconstruction. Et 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 ce Chapitre, nous détaillerons le principe de la microscopie électronique, en exposant ses différents modes de travail, à savoir, le mode à balayage (MEB) et à énergie filtrée (EFTEM).

Chapitre II : Méthodes d'alignement

Résumé :

Dans ce chapitre nous abordons au principe d'alignement et nous présenterons les différentes méthodes d'alignement d'image : les méthodes classiques (Corrélation Croisé ; Landmark) et les méthodes développées (SIFT)

SOMMAIRE :

II.1 Introduction

II.2 Alignement

II.3 Technique D'Alignement D'image (Méthode Classique)

II.4 Technique D'Alignement D'image Développées

I.5 Conclusion

II.1 Introduction :

Afin de pouvoir comparer des objets présentant des caractéristiques similaires, il est nécessaire de trouver un système de coordonnées unique pour les représentées, en effet les courbes ou les images à analyser ne peuvent pas être observées sur les mêmes domaines ou les mêmes plans.

II.2 Alignement :

Si l'on devait résumer l'alignement d'images en une phrase, on pourrait dire que cela consiste à déplacer ou à déformer une image de manière à ce qu'elle ressemble à une autre, les algorithmes d'alignement sont de ce fait assez nombreux et variés, faire un état de l'art des différentes méthodes d'alignement s'avère donc délicate. En effet la pléthore des approches et des inspirations, des formalismes et des cadres de travail, des applications et des évaluations, due en partie à la relative absence de comparaison entre algorithmes, peut être paralysante. Cependant, nombre d'auteurs se sont attelés à cette lourde tâche, on citera par exemple Woods [62], Hill [63] ou encore Collignon [64], plus précisément, les approches basées sur les intensités des images furent introduites par Woods en 1992 [62].

L'alignement était alors effectué en minimisant la variance des rapports d'intensités des images, tout de suite après, Hill [65] introduit la notion d'histogramme joint. Dans le même groupe, Van den Elsen publie une méthode d'alignement par corrélation [66]. Collignon [64] et Studholme [67] proposent d'utiliser l'entropie comme mesure d'alignement, la même année, Viola et Collignon [66], trouvent simultanément une approche basée sur l'information mutuelle.

Pour résumer, deux grandes classes de méthodes d'alignement peuvent être distingués, à savoir: méthodes basées sur des mesures statistiques traditionnelle et méthode des marqueurs qui sont des points préalablement mis en évidence étaient utilisés pour aligner des images multimodales.

Il convient avant de détailler ces deux classes, de préciser le principe d'alignement.



(a)



(b)

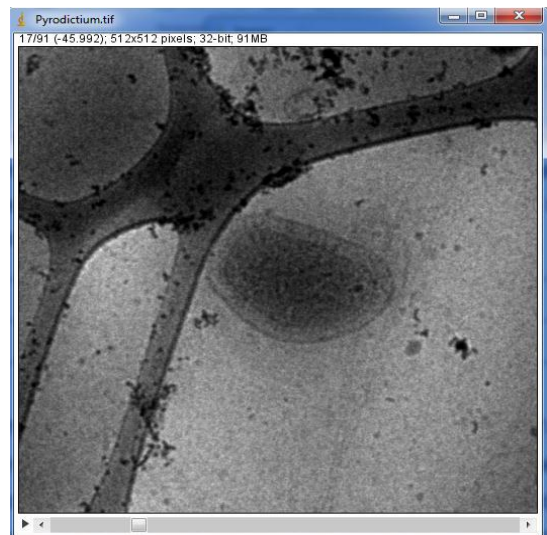
Figure II.1 Exemples générés par simulation [1]

(a) Image originale

(b) Image décalée par translation



(a)



(b)

Figure II.2 Images microscopique STEM "Pyrodictium"[1]

(a) Image n°10 de la série de tilt

(b) Image n°17 de la série de tilt

II.2.1 Principe D'Alignement

Le problème d'alignement de deux signaux I_1 et I_2 , consiste donc à trouver la transformation qui aligne exactement les deux signaux, dès lors un certain nombre de questions viennent à l'esprit : quelles informations utiliser pour guider l'alignement? Comment définir la ressemblance entre deux images? Comment déformer une image? Comment trouver la meilleure déformation? Ces questions mènent aux formalismes suivant: L'alignement consiste à déterminer une transformation \hat{T} telle que:

$$\hat{T} = \operatorname{argmax}_T S \left(f_1(I_2), f_2(T(I_2)) \right) \quad (\text{II.1})$$

- $I_2 \approx T(I_2)$: La transformation ou la déformation doit être telle que l'écart entre les fonctions I_1 et $T(I_2)$ soit le plus petit possible au sens d'une certaine mesure de dissimilarité entre deux signaux. Inversement, cette transformation doit être telle qu'une mesure de similarité entre les fonctions I_1 et $T(I_2)$ soit maximale.
- T soit suffisamment régulier afin que les caractéristiques de la fonction I_2 soient conservées avec la déformation.
- f_1 et f_2 les fonctions extrayant des caractéristiques des images.
- S est une fonction de similarité, définie sur l'espace des caractéristiques extraites par f_1 et f_2 .
- "argmax" la procédure d'optimisation de la mesure de similarité, recherchant le maximum dans l'espace de recherche défini par les paramètres de T , si au contraire, S est une mesure de dissimilarité, cette procédure sera alors "argmin", recherchant le minimum dans l'espace de recherche défini par les paramètres de T .

Dans notre étude, les signaux I_1 et I_2 représentent une paire d'images successives de la série de tilt, telle que I_1 est considérée comme image de référence, lorsque l'on souhaite aligner un ensemble de m signaux, pour notre cas m images d'une série de tilt (I_1, I_2, \dots, I_m). Le but est de trouver m transformations (que ce soit translation ou rotation) suffisamment régulière, telles que les fonctions déformées (les images alignées : $T(I_1)$ et $T(I_2)$) soient

alignées de manière optimale par rapport à une certaine mesure de dissimilarité ou au contraire à une certaine une mesure de similarité [68].

II.3 Techniques d'Alignement de l'Image (Méthodes Classiques):

Il existe deux grandes classes des méthodes d'alignement, les méthodes basées sur des mesures statistiques (Cross Corrélation) et les méthodes basées sur les marqueurs (Landmark).

II.3.1 Méthodes Basées Sur Des Mesures Statistiques (Corrélation Croisée):

La corrélation d'images est indispensable pour aligner les séries de projections avant la reconstruction tomographique. D'autre part elle est utilisée pour calculer le champ de déformation. Formellement, on note $I_{j,y}$ la valeur du pixel aux coordonnées spatiales (x,y) dans les images parmi J images d'une série de tilt, pour les valeurs entières de $x= 0, \dots, (K-1)$ et $y=0, \dots, (L-1)$. Noté que $I_{j,xy} = I_j(x,y)$.

De plus, on assume que $I_j(x,y)$ est une réalisation de J processus stochastiques stationnaires corrélés sur le domaine rectangulaire 2D délimité par $0 \leq x < K$ et $0 \leq y < L$, la transformée de Fourier $F(I_{j,xy})$ de $I_{j,xy}$ est alors:

$$F(I_{j,xy}) = \sum_{x=0}^{K-1} \sum_{y=0}^{L-1} I_{j,xy} \exp\left(-2\pi i \left(\frac{xk}{K} + \frac{yl}{L}\right)\right) \quad (\text{II.2})$$

Et la transformée de Fourier inverse est:

$$F^{-1}(I_{j,xy}) = \frac{1}{KL} \sum_{k=-\frac{K}{2}}^{\frac{K}{2}-1} \sum_{l=\frac{L}{2}}^{\frac{L}{2}-1} I_{j,xy} \exp\left(2\pi i \left(\frac{xk}{K} + \frac{yl}{L}\right)\right) \quad (\text{II.3})$$

Soient deux images I_1 et I_2 que nous souhaitons aligner précisément suivant le même axe, la première étape consiste à calculer les transformée de Fourier $F(I_1)$ et $F(I_2)$ des deux images I_1 et I_2 respectivement, ensuite nous obtenons une nouvelle image en prenant la transformée de Fourier inverse du produit de $F(I_1)$ par le conjugué de $F(I_2)$, sur cette image, il suffit de détecter la position du pic d'intensité maximum: cette position par rapport au centre de l'image donne le vecteur déplacement de I_2 par rapport à I_1 comme c'est illustre dans la figure II.3 [69].

Rappelons pour mémoire, que la fonction de corrélation croisée entre deux images I_1 et I_2 , qui est une mesure de similarité, est définie par:

$$C(x, y) = \sum_s^i \sum_t^j I_i(s, t) I_j(x + s, y + t) \quad (\text{II.4})$$

Dans un souci de clarification, nous présentons l'exemple illustré dans la Figure II.4 dont on présente le principe d'alignement par corrélation croisée tel que le résultat final est une carte bidimensionnelle dont la taille correspond à celle des images d'origine et qui possède un pic de corrélation qui correspond à la translation de I_2 pour laquelle les deux disques se superposent parfaitement, la position du pic par rapport à l'origine (centre de la carte) correspond au vecteur de translation à appliquer pour recentrer l'image I_2 par rapport à l'image I_1 , pour les aligner l'une par rapport à l'autre, la deuxième image est translaturée à une position qui correspond à la meilleure ressemblance entre les deux, de plus, le calcul du coefficient de corrélation fournit pour chaque déplacement relatif une bonne évaluation de la similarité entre les deux images considérées, ce coefficient entre I_1 et I_2 est défini comme suit:

$$\rho(I_1, I_2) = \frac{\text{cov}(I_1, I_2)}{\sigma_1 \sigma_2} \quad (\text{II.5})$$

Tel que: $\text{Cov}(I_1, I_2)$ est la covariance entre I_1 et I_2 , σ_1 , σ_2 sont les écarts type des images I_1 et I_2 respectivement.

Dans notre étude, le calcul est répété pour chaque binôme de deux images successives de la série de tilt.

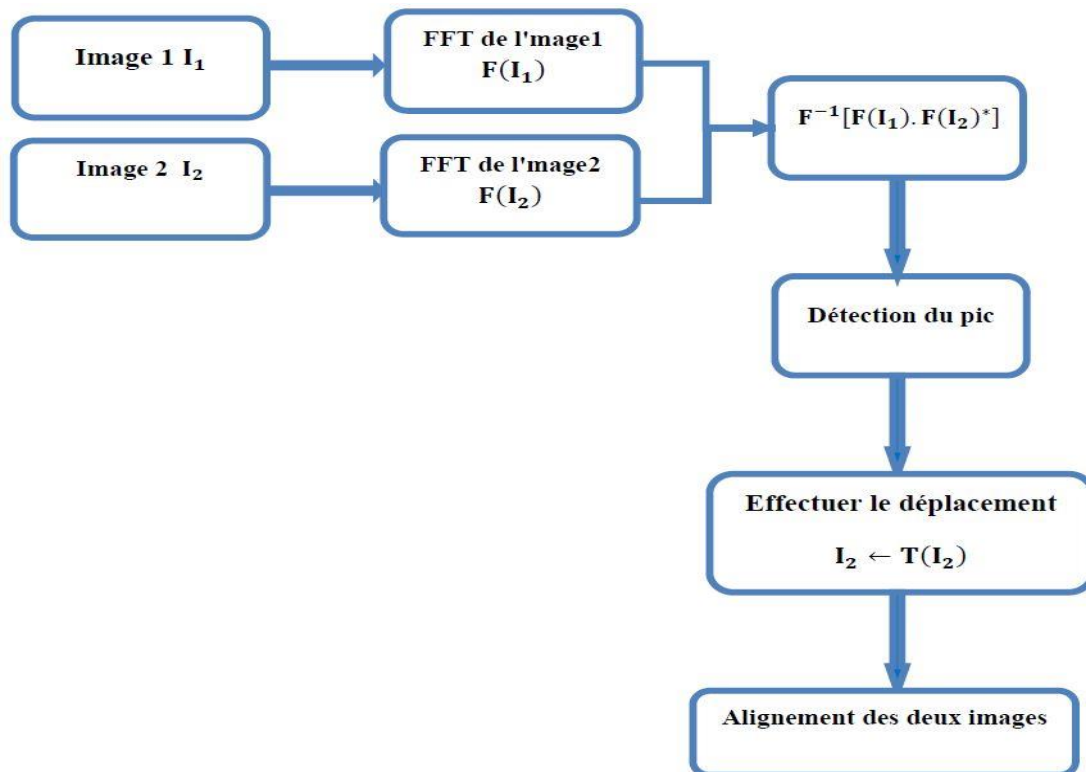


Figure II.3 Algorithme d'alignement des images par corrélation croisée. [1]

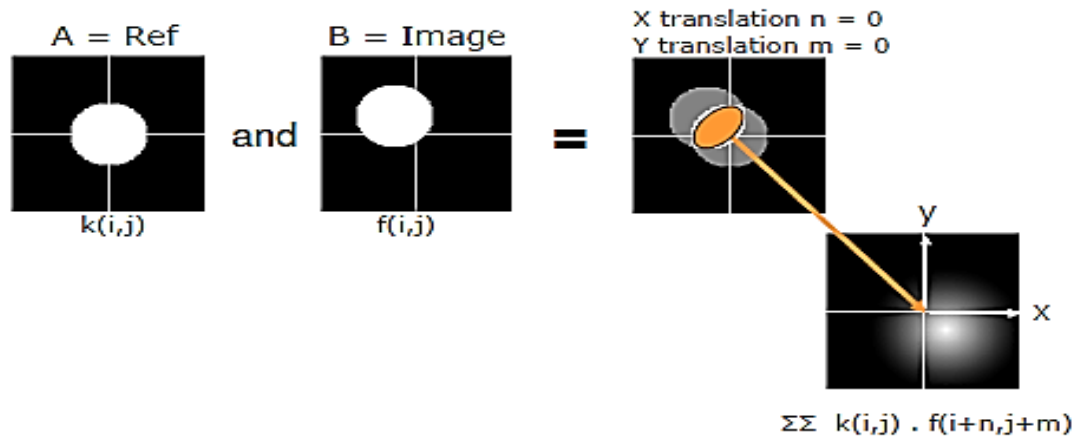


Figure II.4 Exemple d'alignement de deux images par corrélation croisée. [1]

II.3.3 Méthodes Basées sur les Marqueurs (Landmark) :

Les lands marks sont désignés par un ensemble de points caractéristiques de la forme d'un signal. Pour une courbe il peut s'agir de la position de maxima, de minima, de points d'inflexion ou encore de singularités. Pour une image représentant un visage, les positions des yeux, des oreilles, du contour de la bouche sont des exemples classiques de Landmark en 2D, pour une image microscopique représentant une cellule biologique, les membranes du noyau sont généralement choisies pour positionner les Landmark.

Les méthodes d'alignement à partir de Landmarks visent à calculer des transformations qui mettent en correspondance les Landmark qui sont communs à un ensemble de signaux devant être recalés, les Landmark des signaux qui caractérisent les mêmes structures, se trouvent ainsi à la même position après déformation, la figure II.5 illustrent le principe d'alignement par marqueurs.

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 [70].

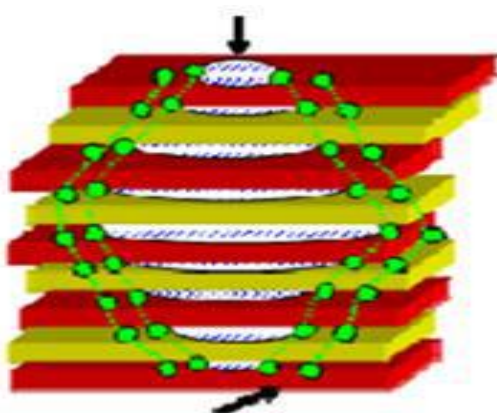


Figure II.5 Alignement de cellule à l'aide des marqueurs [1]

La corrélation d'image par cette approche consiste à déterminer cette valeur de translation et à l'appliquer à l'image à aligner pour l'amener en coïncidence avec l'image de référence.

De plus, la méthode de corrélation d'images présente de nombreux avantages [68], premièrement le calcul s'effectue sur tous les pixels de l'image plutôt que sur un nombre limité de mesures de position de marqueurs, il devrait donc être plus fiable, deuxièmement, la corrélation peut être appliquée sur une région d'intérêt de l'échantillon alors que les marqueurs sont souvent déposés sur le film support, en plus l'alignement basé sur le suivi de marqueurs est sensible à la distorsion de film support pendant la phase d'acquisition, troisièmement, il n'y a pas de phase d'identification des marqueurs et de mesure de leurs coordonnées. Même si de nouveaux logiciels de reconstruction proposent l'automatisation de cette étape, souvent, l'intervention humaine reste nécessaire pour affiner les résultats.

Enfin, idéalement, dans la zone corrélée, l'échantillon devrait être entouré par un film uniformément dense, or ceci n'est pas toujours facile à obtenir lors des préparations d'objets biologiques avec un marquage négatif pour révéler des contrastes.

II.4 Techniques d'Alignement de l'Image Développées :

Comme nous analysons précédemment, Ces différentes méthodes d'alignement ont chacune leurs avantages et inconvénients, elles nécessitent données parfaitement cohérentes en entrée. Ces données correspondent aux projections obtenues par une rotation autour d'un axe unique parfaitement défini (définition d'une droite dans l'espace cartésien) et par

conséquent sans décalage entre les projections obtenues selon cet axe. Néanmoins, pour des problèmes physiques ou mécaniques des systèmes d'acquisition, ce type de données n'est pas toujours facile à obtenir.

Donc, pour bien reconstruire l'espace volumique de l'objet en cours d'étude, les données acquit soit bien alignés. La recherche sur la solution dirigeons nous vers un algorithme appelé SIFT, nous détaillerons ses déférents étapes, et nous comparons leur performance avec les autres techniques.

II.4.1 SIFT (Scale Invariant Feature Transform) :

SIFT ou transformation de caractéristiques visuelles invariante à l'échelle ; est un algorithme de détection de points créé par **David Lowe** [71]. Jusqu'à présent, il a été appliqué à la recherche d'objets dans des images, à la reconstitution de panorama à partir de plusieurs images et également à l'alignement d'images.

Ces dernières années d'autres descripteurs basés sur SIFT [72] ou sur une autre méthode de calcul de descripteurs SURF [73] sont apparus. SIFT est capable de choisir seul des points d'intérêt sur l'image et de



David Lowe

leur associer un descripteur qui permet de les distinguer. Il a l'avantage d'être peu sensible à la translation, à la rotation et au changement d'échelle de l'image.

○ L'algorithme :

La mise en place de la méthode de **Lowe** nécessite deux étapes principales (voir la figure II.6). Premièrement, il est nécessaire d'extraire les caractéristiques d'un objet et de calculer ses descripteurs, c'est-à-dire, de détecter les caractéristiques qui sont les plus susceptibles de représenter cet objet, de le définir et de le discriminer par rapport aux autres.

Deuxièmement, mettre en place une procédure de mise en correspondance (matching). C'est-à-dire, consiste en la comparaison des descripteurs de deux images afin de détecter un objet en particulier ou de trouver quelle transformation a subi une image. C'est le but ultime de la méthode.

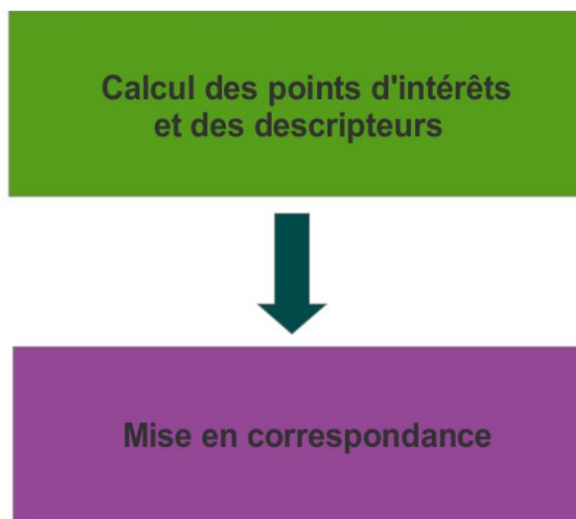


Figure II.6 les deux principales étapes dans la méthode SIFT

II.4.1 Calcul des points d'intérêt et des descripteurs :

Chaque point d'intérêt est identifié par sa position dans l'image (x, y) , l'orientation de son gradient, le niveau de gaussien et enfin, un descripteur unique D . Ce descripteur est dépendant de l'orientation et de l'amplitude du gradient en chaque point du voisinage [74]. La figure II.8 est un exemple de la composition d'un point d'intérêt:

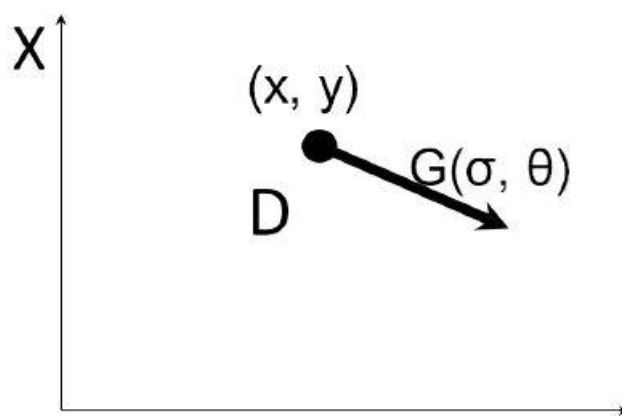


Figure II.7 Les différentes variables composant une caractéristique.

A. Construction de l'espace des échelles

L'espace des échelles est une théorie importante appartenant à la vision artificielle. Elle a été développée par **Tony Lindeberg** en 1994 [75]. Elle permet d'analyser une image avec une approche multi-échelles et de mettre en évidence différentes tailles de structures dans une image.

Cette théorie s'appuie sur le fait que dans le monde réel les objets ont des propriétés qui ne peuvent être mise en évidence qu'à une échelle particulière. Nous avons donc besoin d'outils qui nous permettent de décrire cet objet sur différentes échelles.

L'idée de base est d'intégrer le signal original dans une famille de signaux à un paramètre progressivement lissés, dans laquelle les détails à très petite échelle sont successivement supprimés.

Dans le cadre de l'algorithme des **SIFT**, l'outil de représentation du signal sur plusieurs échelles utilisé est une pyramide de gaussienne.

Une pyramide permet de représenter des données en niveaux de gris en combinant des opérations de sous-échantillonnage avec une étape de lissage (voir la figure II.8).

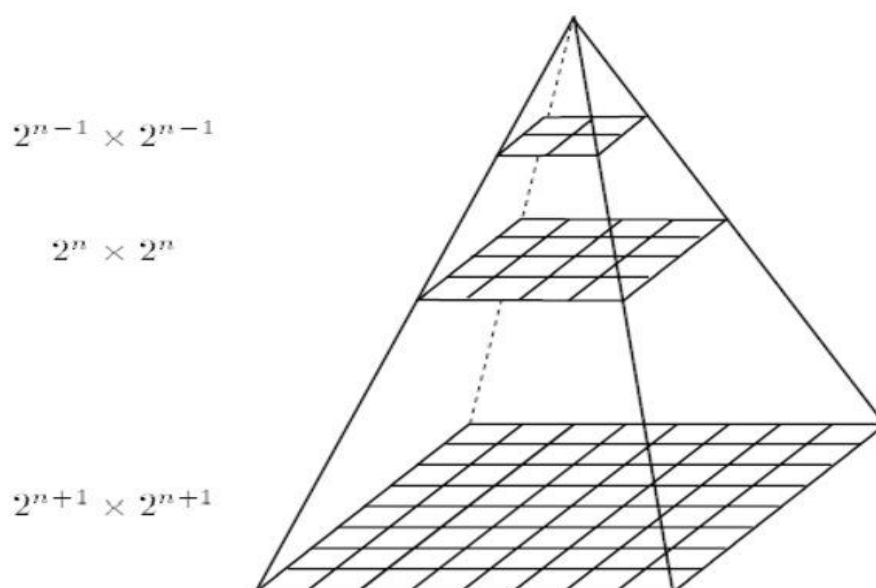


Figure II.8 : Les combinaisons d'opérations permettent de diviser
Les dimensions de l'image par 2.

L'espace des échelles est un espace discret dans lequel on affecte à chaque pixel, en plus de ses coordonnées cartésiennes (x,y) , une troisième composante σ , qui représente le

facteur d'échelle. Pour cela, on effectue une convolution classique entre l'image de départ I et une gaussienne qui prend en argument x, y et σ :

$$L(x, y, \sigma) = I(x, y) * G(x, y, \sigma) \quad (\text{II.6})$$

Où

$$G(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left[-\frac{(x^2 + y^2)}{2\sigma^2}\right] \quad (\text{II.7})$$

Et « * » désigne le produit de convolution et L est l'image lissée.

On obtient alors ce qu'on appelle **un gradient de facteur d'échelle σ** . Ce filtre a pour effet de lisser l'image et d'atténuer les contours. Pour construire la pyramide.

- Les images de même dimension subissant un lissage avec un σ variant avec une progression géométrique, et donc avec une variation du gradient, constituent une octave.
- Passer d'une octave à une autre revient à doubler le paramètre σ . L'image utilisée pour créer l'octave suivante est donc l'image 2σ dont les dimensions sont divisées par deux.

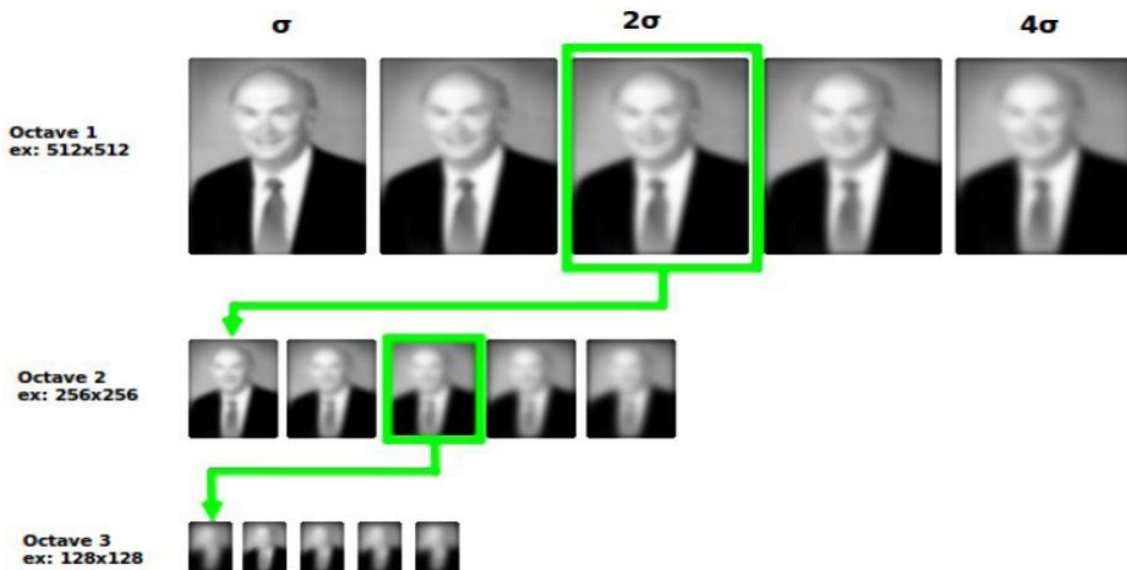


Figure II.9 pyramide avec un gradient de facteur d'échelle σ [78]

B. Détection des extrema dans les DoG.

L'idée consiste à faire une différence de gaussiennes (DoG), entre deux images consécutives d'une même octave dans la pyramide de gaussiennes pour obtenir une pyramide de DoG [15]:

$$D(x, y, \sigma) = L(x, y, k\sigma) - L(x, y, \sigma) \quad (\text{II.8})$$

Où k est un nombre constant afin d'obtenir un nombre fixe d'images lissées par octave, et de garantir que nous aurons le même nombre de DoG par octave.

D'après l'équation 3.1 l'équation 3.3 devient :

$$D(x, y, \sigma) = I(x, y) * G(x, y, k\sigma) - I(x, y) * G(x, y, \sigma) \quad (\text{II.9})$$

$$D(x, y, \sigma) = I(x, y) * [G(x, y, k\sigma) - G(x, y, \sigma)] \quad (\text{II.10})$$

La différence de deux images consécutives lissées par un filtre gaussien constitue une bonne approximation du **LoG** « Laplacian of Gaussian » (voir la figure II.11).

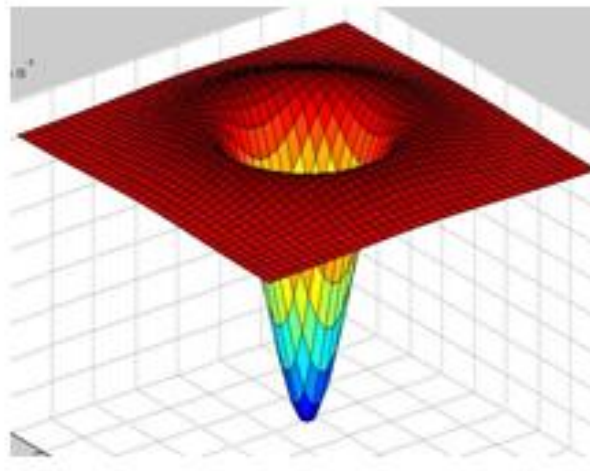


Figure II.10 : Le filtre Laplacienne of Gaussian 2-D (LoG).

Alors, on obtient une structure illustrée par la figure II.12:

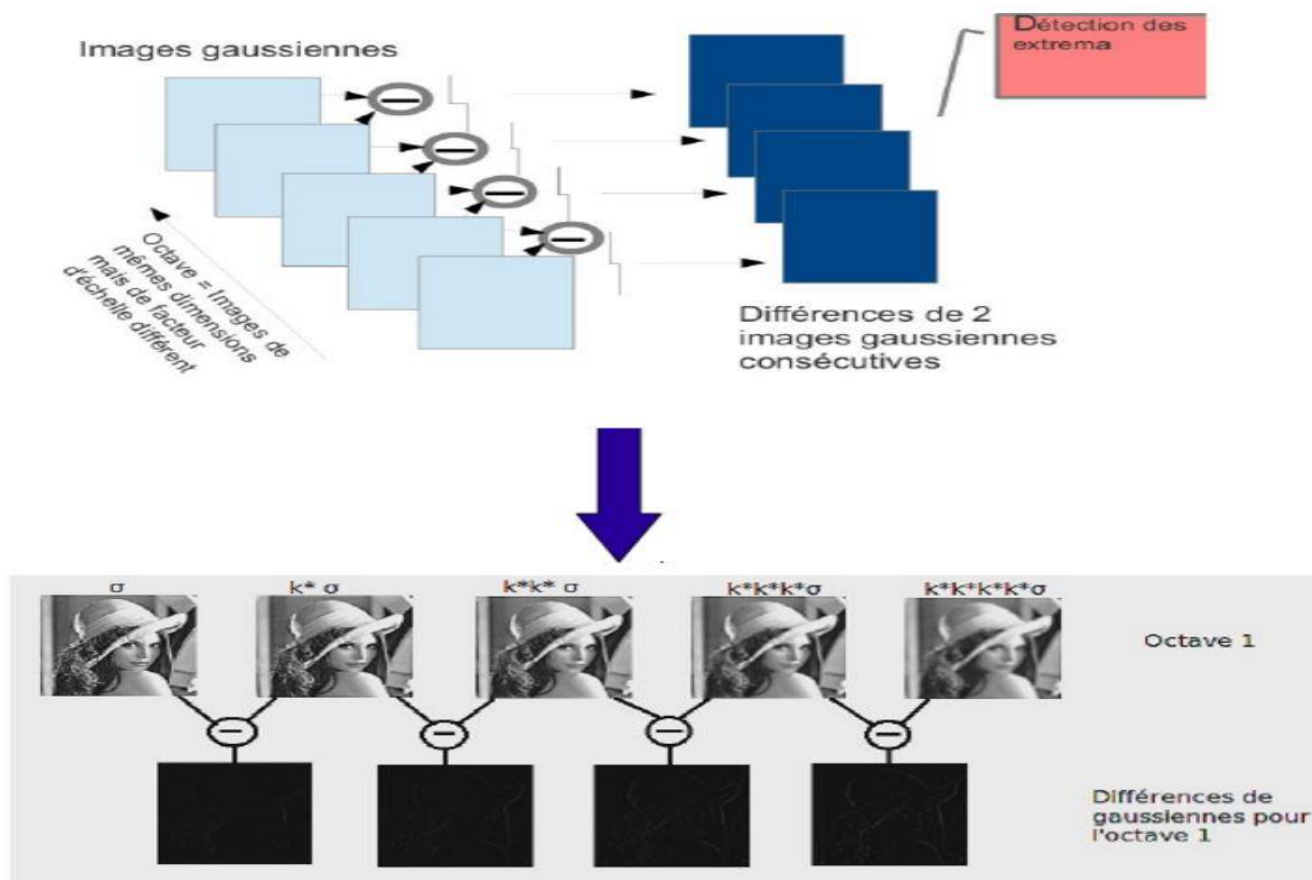


Figure II.11 : filtrage gaussien et différences de deux images gaussiennes consécutives
DoG.[78]

Cette étape permet a priori de détecter des points d'intérêts sur plusieurs échelles «scale invariant », c.à.d. sur différents niveaux de résolution. Les points d'intérêts recherchés constituent les extrema locaux des images des DoG à travers les différentes échelles. Chaque pixel des images des DoG est alors comparé à ses 26 voisins [71], (voir la figure II.13):

- 8 voisins dans la même échelle.
- 9 voisins sur les deux échelles voisines qui l'encadrent.

Si le pixel est un extremum local, c'est à dire, s'il est supérieur ou inférieur à ses voisins alors il est sélectionné en tant que point candidat pour la suite.

Cette étape nous a permis de détecter les points d'intérêts candidats avec une approche multi-résolution (voir la figure II.14). Pour Lowe, cela permet de justifier l'invariance des futurs descripteurs à la mise à l'échelle.

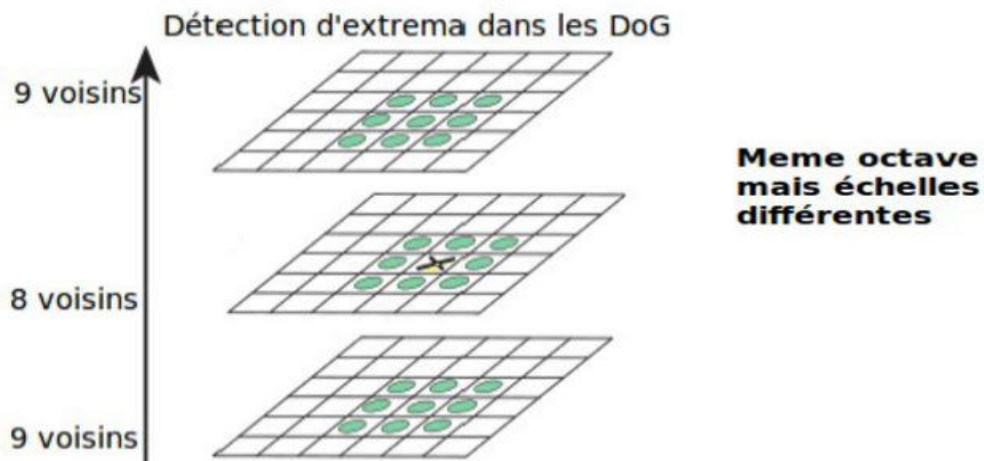


Figure II.12 : Détection d'extrema locaux : le pixel X est comparé à ses 26 voisins sur 3 échelles mais dans la même octave [78]

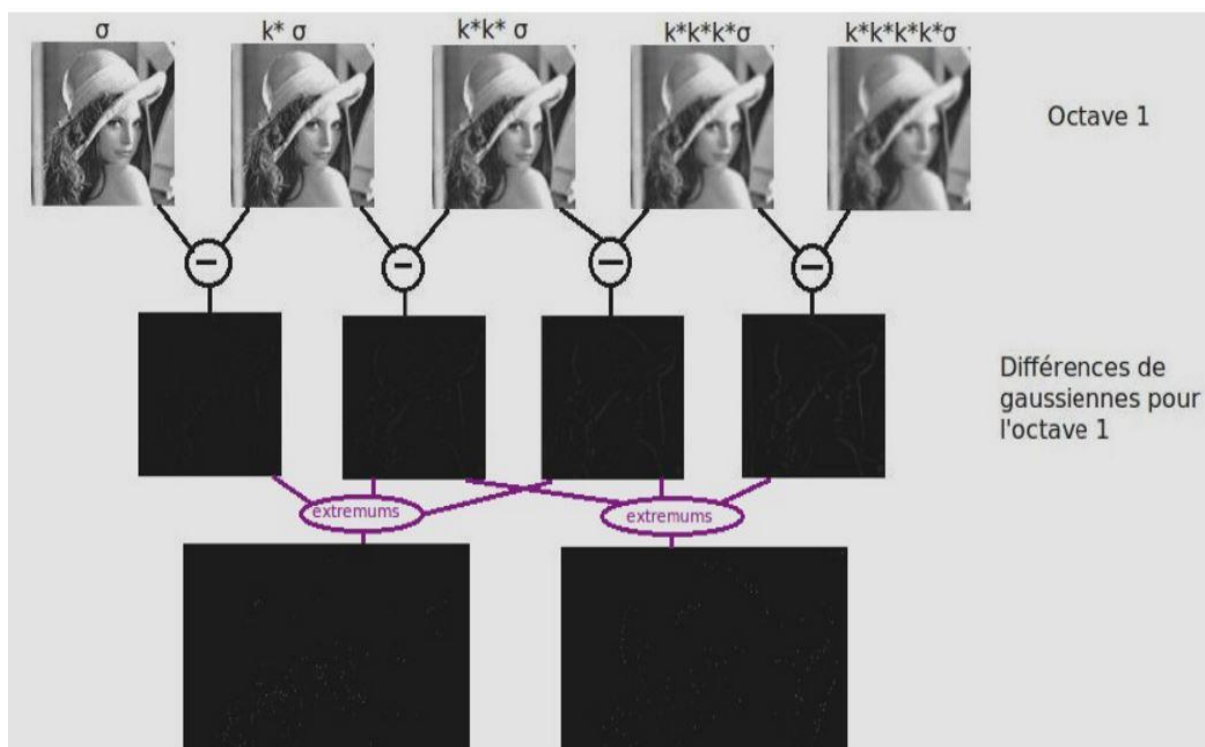


Figure II.13: détection des points d'intérêts candidats pour une octave.[78]

C. Localisation précise des points d'intérêt et élimination des points non pertinents

Dans cette étape nous avons procédé à localiser de façon précise les points d'intérêts (PI). Pour cela, Lowe propose d'affiner les données acquises en décrivant « l'environnement » de chacun des PI. Cette opération permet de rejeter des points instables [71].

En effet, il est possible d'effectuer une interpolation des coordonnées des points où se trouvent les extremums. Brown et Lowe (2002) utilise un développement de Taylor à l'ordre 2 au point candidat, de la fonction $D(X)$ (différence de gaussiennes) avec $X = (x, y, \sigma)^T$ où X est un point candidat sélectionné dans l'étape précédente.

$$D(X) = D + \frac{\partial D}{\partial X} X + \frac{1}{2} X^T \frac{\partial^2 D}{\partial X^2} X \tag{II. 11}$$

La localisation de l'extremum \hat{X} réel est déterminée en prenant la dérivée de cette fonction par rapport à X en 0, ce qui donne :

$$\frac{\partial D}{\partial X} + \frac{\partial^2 D}{\partial X^2} \hat{X} = 0 \Rightarrow \frac{\partial^2 D}{\partial X^2} \hat{X} = -\frac{\partial D}{\partial X} \tag{II. 12}$$

Avec ;

$$\hat{X} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ \sigma \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 D}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 D}{\partial xy} & \frac{\partial^2 D}{\partial x\sigma} \\ \frac{\partial^2 D}{\partial xy} & \frac{\partial^2 D}{\partial y^2} & \frac{\partial^2 D}{\partial y\sigma} \\ \frac{\partial^2 D}{\partial x\sigma} & \frac{\partial^2 D}{\partial y\sigma} & \frac{\partial^2 D}{\partial \sigma^2} \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} \frac{\partial D}{\partial x} \\ \frac{\partial D}{\partial y} \\ \frac{\partial D}{\partial \sigma} \end{bmatrix} \tag{II. 13}$$

Cette étape sert à approximer un peu plus finement les valeurs du point $X=(x, y, \sigma)$. Pour déterminer si la position du point candidat est exacte, on regarde $\hat{X}-X$ dans les 3 dimensions c.à.d, x, y et σ . On regarde si la position obtenue est stable et si la localisation obtenue par interpolation est suffisamment proche de celle trouvée au départ. (voir la figure II.15) :

- si $\hat{X}-X > +0.5$ dans n'importe quelle dimension alors on réévalue l'interpolation au point $X+1$
- si $\hat{X}-X < -0.5$ dans n'importe quelle dimension alors on réévalue l'interpolation au point $X-1$

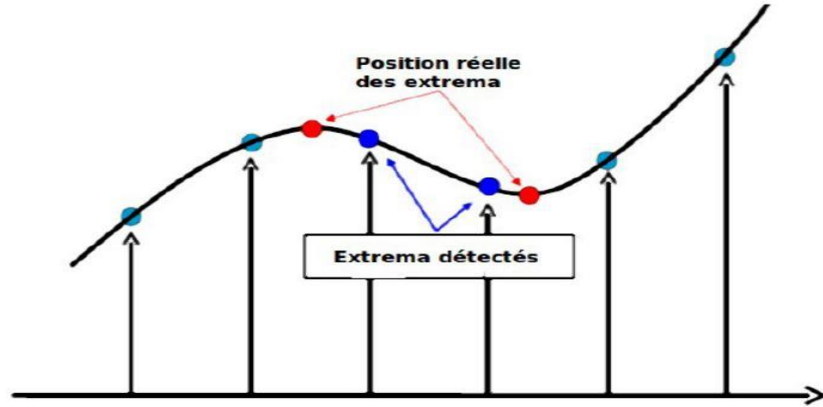


Figure II.14 : localisation des points d'intérêt : décalage entre les points détectés et le point réel d'extrémum[78]

Afin d'améliorer encore la méthode et pour justifier l'invariance des PI à l'illumination, Lowe propose de rejeter des points à faible contraste. On regarde alors la valeur de D en \hat{X} :

$$D(\hat{X}) = D + \frac{1}{2} \frac{\partial D^T}{\partial X} \hat{X} \quad (\text{II. 14})$$

Si $|D(\hat{X})| < 0.03$, (si un pixel prend une valeur appartenant à $[0,1]$) alors \hat{X} est considéré comme un point à faible contraste, et il est rejeté de l'ensemble des point d'intérêts. Il est également mieux d'éliminer les points de contours, sur lesquels la DoG a de fortes réponses, ce qui peut donner naissance à des extremums locaux instables.

Pour ne pas prendre en compte les points non pertinents on se base sur le critère de la courbure de ces points le long du contour. La courbure principale peut-être calculée grâce à la Hessienne H (la matrice des dérivées partielles secondes) à la position et à l'échelle du PI. Lowe reprend ici la définition des descripteurs de Harris.

$$H(x, y, \sigma) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 D}{\partial x^2}(x, y, \sigma) & \frac{\partial^2 D}{\partial x \partial y}(x, y, \sigma) \\ \frac{\partial^2 D}{\partial x \partial y}(x, y, \sigma) & \frac{\partial^2 D}{\partial y^2}(x, y, \sigma) \end{bmatrix} \quad (\text{II. 15})$$

On approxime les dérivées secondes en prenant la différence des points d'échantillonnage et en se servant de la définition des différences finies :

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial x} f(x, y) = f_x(x, y) &\approx \frac{f(x+h, y) - f(x-h, y)}{2h} \\ \frac{\partial}{\partial y} f(x, y) = f_y(x, y) &\approx \frac{f(x, y+k) - f(x, y-k)}{2k} \\ \frac{\partial^2}{\partial x^2} f(x, y) = f_{xx} &\approx \frac{f(x+h, y) - 2f(x, y) + f(x-h, y)}{h^2} \\ \frac{\partial^2}{\partial y^2} f(x, y) = f_{yy}(x, y) &\approx \frac{f(x, y+k) - 2f(x, y) + f(x, y-k)}{k^2} \\ \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} f(x, y) = f_{xy}(x, y) &\approx \frac{f(x+h, y+k) - f(x+h, y-k) - f(x-h, y+k) + f(x-h, y-k)}{4hk} \end{aligned} \quad (II.16)$$

H est symétrique donc ses valeurs propres sont réelles. Les valeurs propres de cette matrice nous donnent des informations sur la courbure principale de D car elles sont proportionnelles avec celle-ci. On utilise les propriétés de cette matrice. Ces propriétés nous permettent de ne pas calculer explicitement les valeurs propres et de gagner en temps de calcul.

$$\text{Noté que : } D_{xx} = \frac{\partial^2}{\partial x^2} D, \quad D_{yy} = \frac{\partial^2}{\partial y^2} D \text{ et } D_{xy} = \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} D$$

$$\text{tr}(H) = D_{xx} + D_{yy} = \lambda_1 + \lambda_2 \quad (II.17)$$

Et ;

$$\text{Det}(H) = D_{xx} * D_{yy} - (D_{xy})^2 = \lambda_1 * \lambda_2 \quad (II.18)$$

On suppose que λ_1 est la plus grande valeur propre et λ_2 la plus petite. On peut calculer le rapport $r = \lambda_1/\lambda_2$ et $\lambda_1 = r * \lambda_2$. On étudie le nombre :

$$R = \frac{\text{tr}(H)^2}{\text{Det}(H)} = \frac{(\lambda_1 + \lambda_2)^2}{\lambda_1 \lambda_2} = \frac{(r\lambda_2 + \lambda_2)^2}{r\lambda_2^2} = \frac{(r+1)^2}{r} \quad (II.19)$$

Lowe choisit un seuil empirique ($s = 10$) [24], et si :

$$R < \frac{(s+1)^2}{s} \quad (II.20)$$

Alors on retient le point considéré. Ce calcul permet d'éliminer les PI dont le rapport entre les deux courbures principales est plus grand que 10. Ici Lowe s'inspire des travaux de Harris qui définit un coin comme un point pour lequel le rapport des deux valeurs propres n'est pas très grand et donc les deux composantes du gradient sont fortes. Beaucoup de points ont été éliminés après toutes ces étapes.

Les points d'intérêts restants doivent avoir des caractéristiques robustes. Il est maintenant possible de leur affecter d'autres paramètres en fonction du comportement de leur voisinage.

D. Affectation d'orientation aux points d'intérêt

Après ces étapes on a déjà éliminé pas mal de points d'intérêts qui étaient susceptibles de ne pas être pertinents pour la mise en place de l'algorithme. Il s'agit à présent d'attribuer à chaque PI sélectionné une ou des orientations en utilisant la direction des gradients des voisins directs de ce point. Pour cela on parcourt tous les pixels de toutes les images gaussiennes à toutes les octaves et on leur affecte une orientation et une norme [71].

On détermine leur norme et leur orientation en se servant des différences finies :

$$m(x, y) = \sqrt{[L(x + 1, y) - L(x - 1, y)]^2 + [L(x, y + 1) - L(x, y - 1)]^2} \quad (\text{II.21})$$

$$\theta(x, y) = \tan^{-1} \frac{L(x, y + 1) - L(x, y - 1)}{L(x + 1, y) - L(x - 1, y)} \quad (\text{II.22})$$

On rappelle que $L(x, y, \sigma)$ est une image gaussienne dont le facteur d'échelle est σ . Pour déterminer l'orientation d'un point d'intérêt, un histogramme d'orientation de gradient est calculé par rapport au voisinage de ce point, en utilisant l'image gaussienne dont l'échelle est la plus proche de l'échelle du PI considéré.

Pour déterminer la taille du voisinage qui va permettre de d'établir l'histogramme des orientations, Lowe propose de fabriquer une fenêtre gaussienne dont la taille est égale à 1.5 fois le facteur d'échelle. Chaque élément ajouté à l'histogramme est également pondéré par sa norme pour que l'importance de sa contribution soit juste.

On rajoute alors une composante au vecteur de caractéristique du PI défini maintenant par (x, y, σ, θ) . Cet histogramme dispose de 36 graduations pour les 360° . Les pics permettent de mettre

en évidence des orientations à prendre en compte pour caractériser les PI. Il est à noter que le lissage dans une image affecte la norme du gradient mais pas sa direction.

Donc, on a une conservation de l'invariance à la rotation. L'orientation dominante au voisinage d'un PI est caractérisée par les pics de l'histogramme (voir la figure II.16). Pour augmenter la quantité d'information disponible, Lowe propose de se servir des pics de l'histogramme atteignant au moins 80 % du pic dominant pour créer de nouveaux PI qui diffèrent par leur orientation principal. Ceci contribue à la stabilité de l'algorithme.

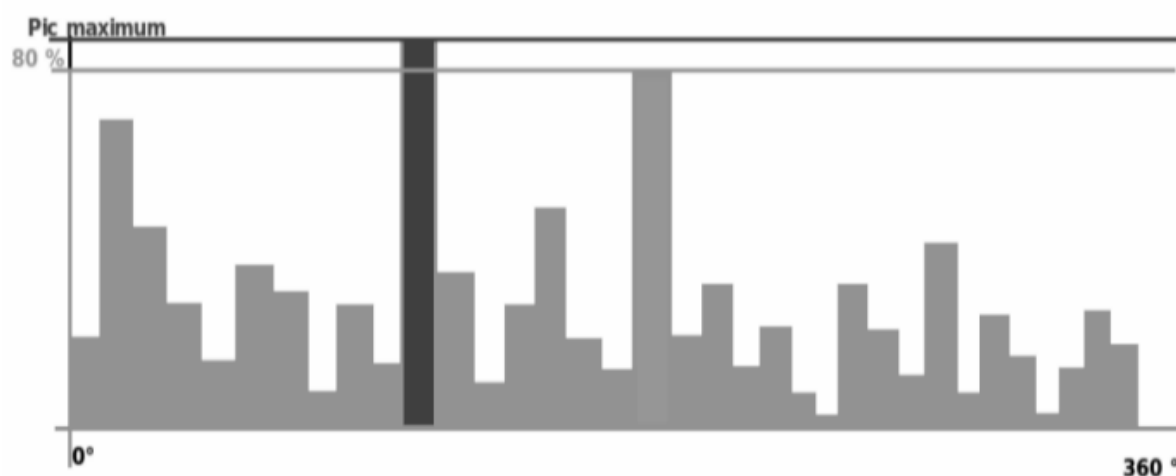


Figure II.15 : l'histogramme

Après avoir caractérisé le comportement du voisinage des PI, on peut enfin calculer les descripteurs des points d'intérêts restants. Chaque PI sera caractérisé par un vecteur de caractéristiques locales.[78]

E. Calcul des descripteurs

Chaque PI est à présent défini par 4 composantes (x, y, σ, θ) : ses coordonnées cartésiennes, son facteur d'échelles et son orientation, et nous avons normalement une invariance par rapport à la mise à l'échelle et à la rotation assurée.

Rappelons qu'un PI est ici un coin selon la définition de Harris. C'est-à-dire, un point local de l'image sur lequel le contour change de manière brusque de direction. L'étape précédente nous a permis d'étudier le comportement, au voisinage d'un point clé, des vecteurs gradients, et donc d'augmenter la quantité d'information disponible sur ces points. On va donc pouvoir mettre en place la carte d'identité unique de chaque PI.

Pour cela on va utiliser les informations contenues dans le voisinage des PI. Ici Lowe s'inspire d'un modèle proposé par Edelman, Intrator, et Poggio [78]. Celui-ci repose sur un modèle biologique du comportement des neurones du cortex visuel primaire (V1). Ces neurones ont la particularité de répondre au gradient selon une orientation donnée mais sont plus souples quant à sa localisation précise. Le calcul des descripteurs s'appuie sur ce principe.

Un descripteur de PI est créé d'abord en calculant la norme du gradient et l'orientation de chaque point dans une région autour du PI. Concrètement, Lowe propose de prendre une fenêtre gaussienne 16x16 autour du PI. Cette fenêtre est divisée en 16 blocs de 4x4. A l'intérieur de chacun de ces blocs 4x4 on calcule l'orientation et la norme des gradients. Ces orientations sont ensuite mises dans un histogramme à 8 graduations ($360^\circ/45^\circ$) et elles sont pondérées par la norme du gradient au point considéré.

L'image des vecteurs gradients ci-dessous (la figure II.17) de 16x16 pixels, permet d'établir un descripteur 4x4. Chaque case du descripteur correspond à l'image du comportement d'un voisinage 4x4 d'un point clé. Après toutes ces étapes tous nos PI se sont vus attribuer un vecteur de caractéristique, un descripteur.

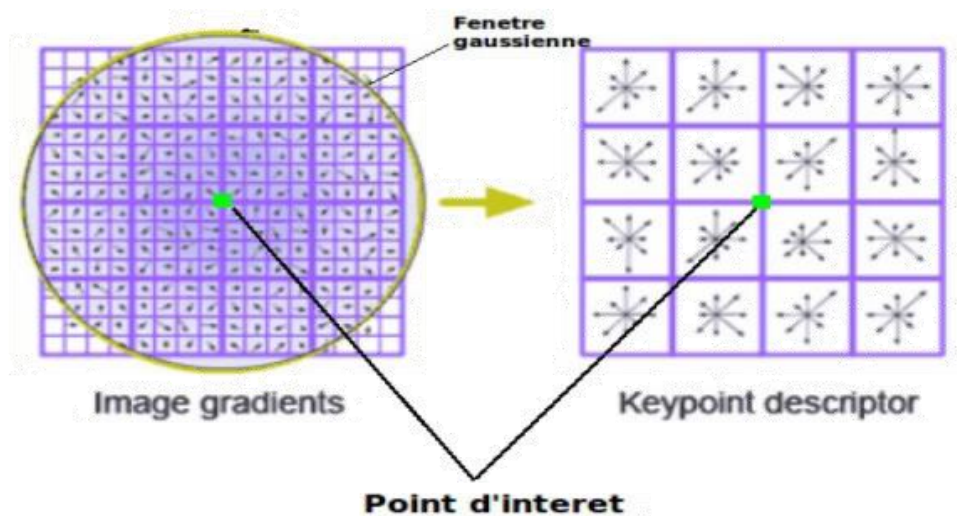


Figure II.16 : fenêtre gaussienne 16x16, à droit blocs 4x4.[78]

II.4.2 Mise en correspondance des images :

Cette étape constitue la dernière procédure de la méthode de Lowe. Il s'agit d'appliquer directement les résultats trouvés à la reconnaissance d'objets ou la mise en correspondance entre deux images [76].

Comme nous l'avons vu plus haut, on dispose pour caractériser une image, de vecteurs descripteurs à 128 éléments car on a bien 16 histogrammes * 8 directions possibles. Pour automatiser le processus, il est nécessaire d'établir une base de donnée contenant les descripteurs **SIFT** pour une banque d'images donnée. Identifier un objet dans une image quelconque nécessite de comparer ses propres descripteurs à ceux stocker dans la base.

Une des méthodes de mise en correspondance les plus utilisées est de regarder la distance euclidienne (ou une autre métrique au choix) entre les descripteurs de l'objet à identifier et ceux de la base. Il faut qu'elle soit en dessous d'un seuil à définir pour établir une correspondance. On identifie ainsi des clusters, i.e des sous-ensembles aux sein desquels on évalue la cohérence de cette correspondance par rapport à la position des points, aux facteurs d'échelles et à l'orientation afin d'éliminer de faux positifs. C'est une version simplifiée de cette étape qui pourrait suffire pour la mise en correspondance de deux image.

II.5 Conclusion :

Nous avons défini et détaillé l'alignement et ses problématiques, tel que dans un premier temps, consacré toute une partie à définir ce qu'est l'alignement, quel en est le principe mathématique de base ainsi qu'à la description détaillée des deux grandes classes de méthodes de l'alignement à partir des données : les méthodes basées sur des mesures statistiques et les méthodes basée sur les Landmark, nous avons constaté que les mesures statistiques sont largement exploitées pour résoudre le problème d'alignement, nous avons également mis en lumière les avantages et les inconvénients des deux méthodes d'alignement.

Dans le chapitre qui suit nous avons détaillerons sur la méthode SIFT avec une application sur une base de données sous Matlab et autres images de type différents.

Chapitre III : Résultats Et Discussion

Résumé :

Dans ce chapitre nous sommes présentés et comparer les résultats de simulations obtenus pour les différentes méthodes d'alignement, afin de discutés aux différents résultats obtenus.

SOMMAIRE :

III.1 Introduction

III.2 Nature Des Données

III.3 Discussions Des Résultats

III.4 Méthodes d'alignements simulées

III.5 Conclusion

III.1 Introduction :

Dans ce chapitre nous présentons les résultats expérimentaux obtenus dans le présent travail et de les commenter tout en menant une étude comparative avec les résultats des méthodes d'alignement bien connus selon les critères d'évaluation adoptés, nous expliquons l'intérêt de la technique développée pour l'alignement des images, les travaux de ce mémoire ont essentiellement consisté à étudier les méthodes d'alignement des images, l'accent est mis sur les méthodes d'alignement basées sur des mesures statistiques.

Notre objectif est d'illustrer les performances des méthodes présentées dans ce manuscrit, à cet effet nous traitons plusieurs jeux de données synthétiques par différentes méthodes, nous avons d'abord traité les images synthétiques tirées de la bibliothèque du Matlab lorsqu'elles permettent une appréciation quantitative de l'alignement.

Avant de procéder à ces simulations, nous définissons les jeux de données sur lesquels nous évaluons l'ensemble de ces méthodes, nous avons travaillé sur les deux types d'images, images niveaux de gris tirées de la bibliothèque du Matlab et des images en couleur, puis nous formalisons les critères de qualité de l'alignement, deux critères ont été calculés pour justifier la validité de nos approches, le premier critère est l'erreur quadratique moyenne (MSE) et le deuxième est la racine carrée de l'erreur quadratique moyenne (RMSE), nous discuterons les résultats de deux classes de méthodes d'alignement pour différents cas possibles.

III.2 Nature Des Données :

Avant toute, nous devons nous rappeler que la tomographie électronique, parfois appelé le microscope 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 et EFTEM, les deux séries de tilt sont les projections acquises, c'est-à-dire des images qui n'ont subi aucun prétraitement ni transformation et sont fournies directement par le microscope électronique, ces images sont utilisées comme des images de test, des images en niveaux de gris tirées de la bibliothèque Toolbox Matlab sont également traitées.

III 2.1 Images niveau de gris de la bibliothèque Toolbox Matlab :

Nous avons choisi des images niveaux de gris tirées de la bibliothèque Toolbox du Matlab, version R 2016a): House (format png) de taille 256×256 pixels, b) : Boat (format png) de taille 512x512 pixels et c) : Cameraman (format tif) de taille 256x256 pixels, la **Figure III.3** illustre ces images originales, pour ce type d'images, et pour illustrer le problème d'alignement, nous générons d'abord les images désalignées, pour appliquer enfin les différentes procédures d'alignement



(a) Image House format PNG de taille 256×256 pixels



(b) Image Cameraman format TIF de taille 256×256 pixels

Figure III.1 Images test originales tirées de la bibliothèque Toolbox Matlab

III 2.2 Images en couleur :

Nous choisissons deux images satellitaires en couleur (voir **Figure III.2**), prises à partir de logiciel Google Earth sur la même altitude de 924 m. représentent un vu aérien du pôle universitaire m'sila, dont les formats (jpg) et la même taille (1524×956 pixels) ;

a) :Pole1, coordonnées au centre d'image « $35^{\circ}44'24.96''N$, $4^{\circ}33'2.75''E$ ».

b) : Pole2, coordonnées au centre d'image « $35^{\circ}44'24.94''N$, $4^{\circ}32'57.41''E$ » qui est décalé par 135 m vers l'ouest par rapport au centre de pole1.



Figure III.2 Images satellitaires en couleur décalés entre eux par 135m.

(a)_Image pole1 format jpg de taille 1524×956 pixels

(b)_Image pole2 format jpg de taille 1524×956 pixels

III.3 Discussions Des Résultats :

Dans cette section, nous présentons les résultats d'alignements par la méthode de transformation de caractéristiques visuelles invariante à l'échelle notée (SIFT), des codes Matlab ont été écrits aux fins d'implémenter l'algorithme étudié. Les expériences ont été menées selon les étapes suivantes:

Pour les images Matlab : nous utilisons une image Matlab sur laquelle nous avons effectué les différentes procédures de l'algorithme SIFT afin d'extraire les points d'intérêts (PI) et leurs descripteurs (vecteur de gradient), alors que les deux images satellitaires désalignées entre eux ayant soumis à un prétraitement (transformation en image niveau de gris) avant le traitement par SIFT pour chacune de ces deux images différentes. Donc nous cherchons sur les points d'intérêts (PI) similaires entre eux (application SIFT), ce qui nous permet de appliquer la fonction de recalage sur la deuxième image afin d'aligner ces deux images.

III.4 Méthodes d'alignements simulées :

Dans cette section, nous présentons les résultats d'alignements par la méthode statistique : Méthodes basée sur la Corrélation Croisée notée (CC), et celle techniques d'alignement basées sur les marqueurs (Landmark), et les techniques d'alignement développer basées sur les SIFT (Scale Invariant Feature Transform) des codes Matlab ont été écrit aux fins d'implémenter les algorithmes étudiés.

Les expériences ont été menées selon les paramètres suivants : pour les images Matlab, le désalignement a été d'abord provoqué par un déplacement de l'image originale selon l'axe des x par une quantité dx et un déplacement de l'image originale selon l'axe des y par une quantité dy

III.4.1 Méthode d'Alignement de Corrélation Croisée :

La Figure III.3 c'est un organigramme de programme sur Matlab de méthode cross corrélation (CC). Les réponses visuelles de l'alignement sont illustrées sur les Figures III.4 et III.5, ces figures représentent l'image désalignée et l'image alignée respectivement de l'image originale III.1(b).

Nous avons appliqué la méthode CC, développée sous Matlab, pour aligner l'image qui est décalée de l'image originale, sur l'axe x et l'axe y par les valeurs 15.00 et 20.00 respectivement, nous avons pris d'autres exemples de Toolbox Matlab illustrés dans les Figures III.6-III.7.

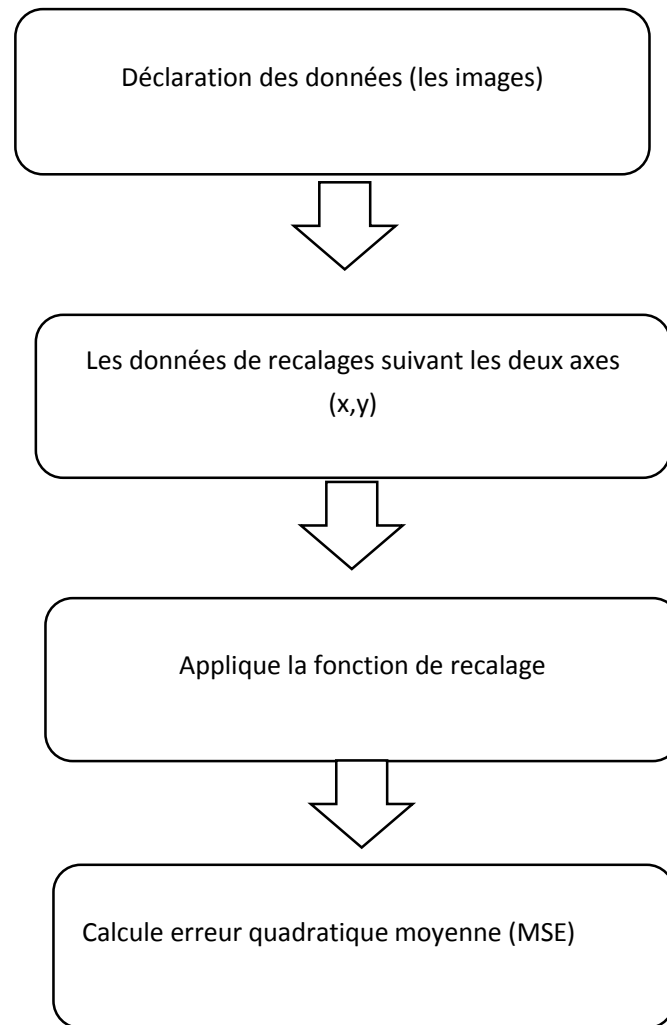


Figure III.3 Organigramme de méthode CC sur Matlab

Shifted image, $g(x,y)$



Figure III.4 Image Cameraman désalignée ($d_x= 15.00$, $d_y= 20.00$)

Registered image, $gr(x,y)$



Figure III.5 Image Cameraman alignée par CC

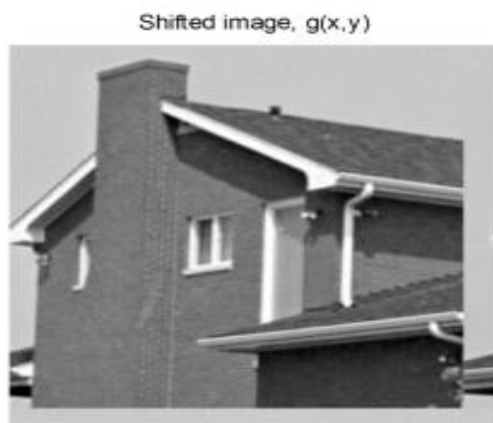


Figure III.6 Image House désalignée ($d_x= 15.00$, $d_y= 20.00$)



Figure III.7 Image House alignée par CC

III.4.1.1 Avantages et Inconvénients (Corrélation Croisée) :

Nous allons examiner les avantages et les inconvénients de cette méthode (Corrélation croisée) :

a) **Les avantages :**

- ✓ Automatique.
- ✓ Relativement rapide.
- ✓ Pas toujours performant dû au changement d'angle.
- ✓ Possibilité de jouer avec des filtres pour améliorer l'alignement.

b) **Les inconvénients :**

- ✓ Autosimilarité de l'image.
- ✓ Temps de calcul assez long.
- ✓ Problème de propagation d'erreur.

III.4.2 Méthode d'Alignement de land marks :

la méthode de les marqueurs est très utilisée pour l'alignement d'images pour plusieurs raisons principales, l'un d'eux est pour déterminer à l'aide des transformations affines où le point devrait se situer sur l'image précédente (ou suivante), si le score de corrélation est supérieur au seuil défini, ce nouveau point est accepté et utilisé comme graine pour l'image précédente (ou suivante), et les positions sont une nouvelle fois affinées en suivant les points dans un sens puis dans l'autre.

Dans ce processus pour Affiner la position (en translation) par corrélation croisée locale, alors qu'il Tout point n'ayant pas le score de corrélation adéquat (seuil) est rejeté, et la dernière vérification se fait sur la longueur de la chaîne de point ainsi obtenu.

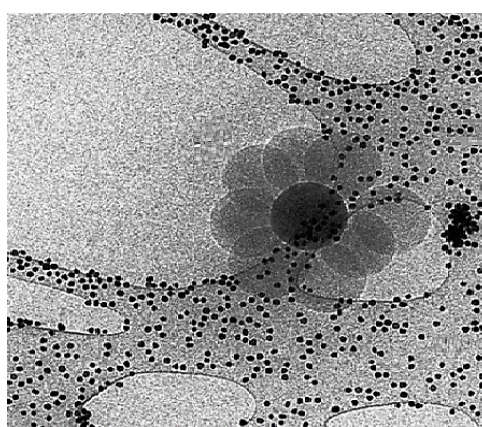


Figure III.8 Alignement de la série de projections en utilisant des marqueurs repères (leurs positions sont représentées par les points verts) ; les images sont translattées et corrigées

III.4.2.1 Avantages et Inconvénients (Landmarks) :

Également ces méthodes (Landmarks) présentent de nombreux avantages et inconvénients :

a) **Les avantages :**

- ✓ Grande qualité d'alignement.
- ✓ Nécessité d'avoir des marqueurs (en quantités suffisante et uniformément répartis).
- ✓ Suivre les marqueurs sur toute la série.
- ✓ Aide possible à la sélection des marqueurs.

b) **Les inconvénients :**

- ✓ La complexité de suivre les marqueurs sur toute la série d'images.

III.4.3 Méthode d'Alignement Développées « SIFT »:

SIFT est un Algorithme de détection de points créé par David Lowe .Jusqu'à présent, il a été appliqué à la recherche d'objets dans des images, à la reconstitution de panorama à partir de plusieurs images et également à l'alignement d'images.

III.4.3.1 Algorithme SIFT :

La **Figure III.9** illustre un organigramme de programme développé sous Matlab représente les procédures de traitement de la technique SIFT. Ou les réponses visuelles de chaque procédure (étape) sont illustrées sur les **Figures III.10** jusqu'à **III.17** suivant les explications cités dans le deuxième chapitre.

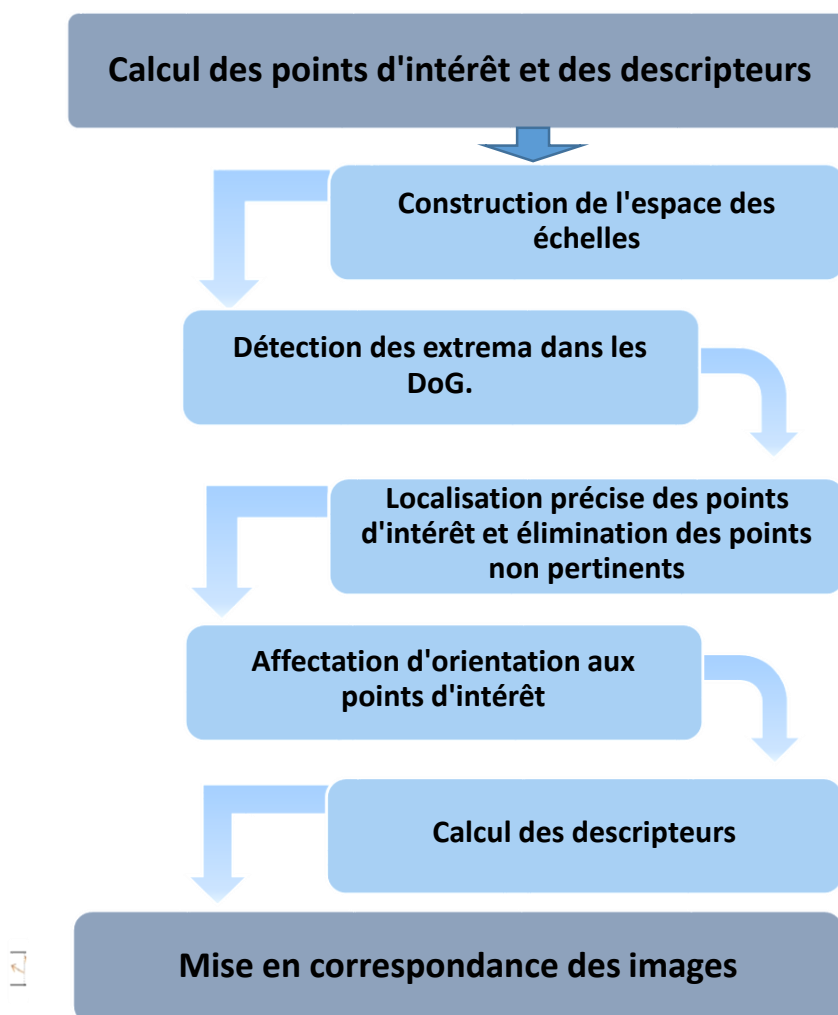


Figure III.9 Organigramme du programme développé sous Matlab



Figure III.10 Pyramide avec un gradient de facteur d'échelle 'Sigma' $\sigma = \sqrt{2}$

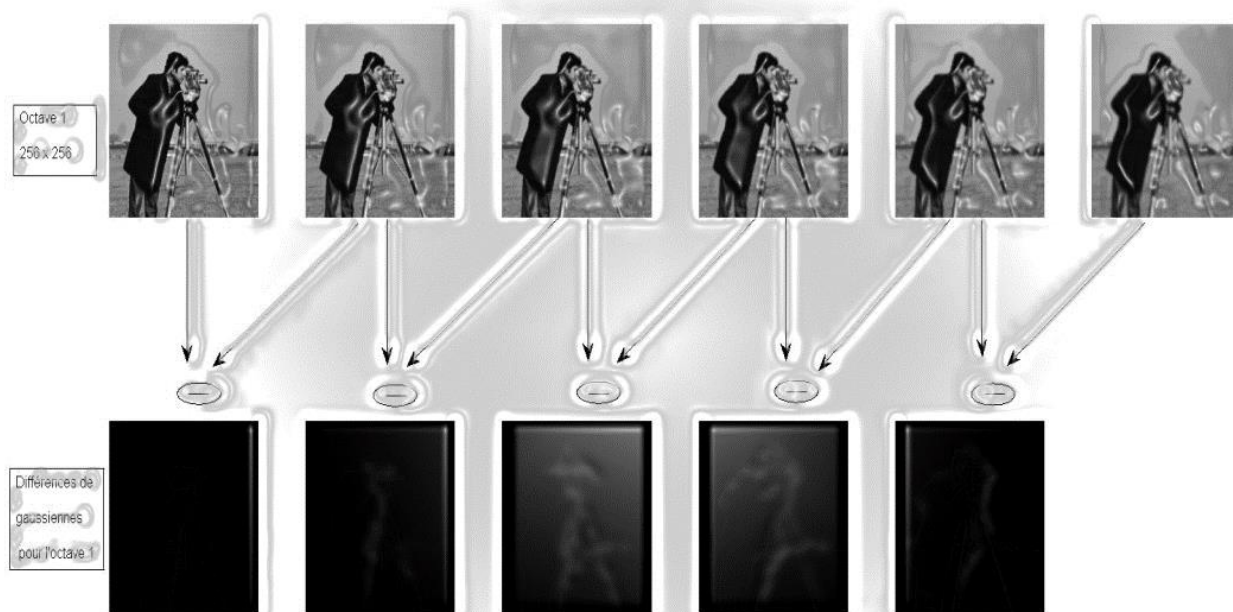


Figure III.11 Différences de gaussiennes pour l'octave 1

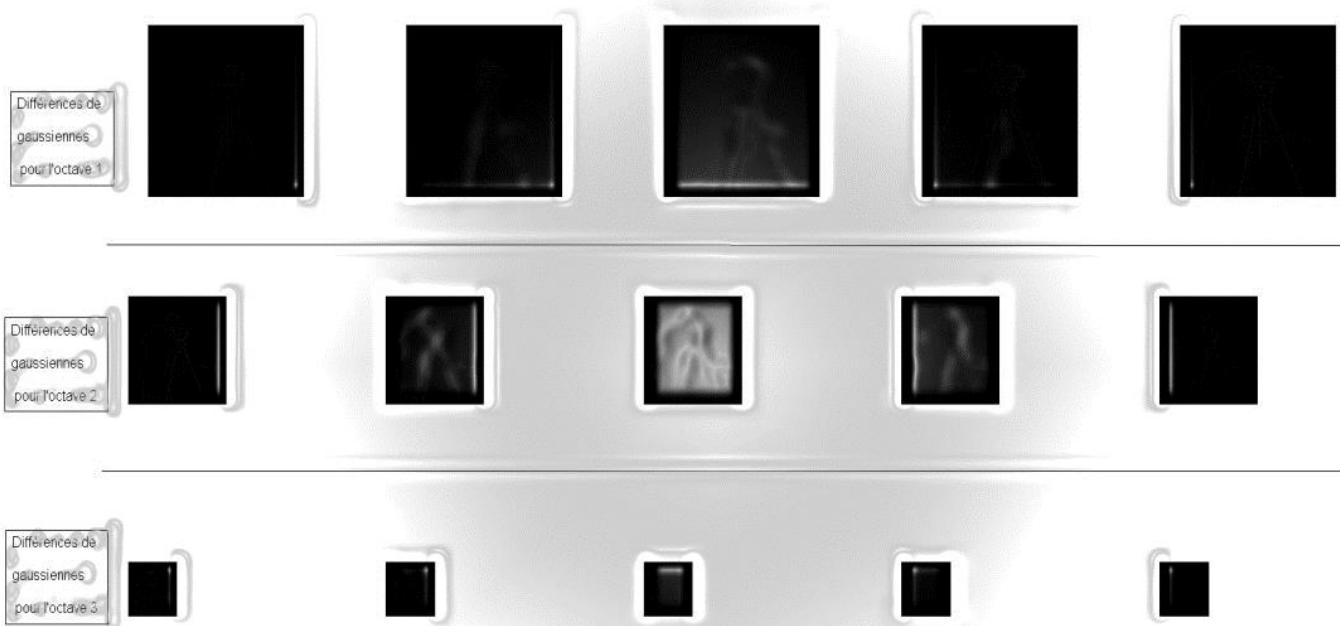


Figure III.12 Différences de gaussiennes pour toutes les octaves

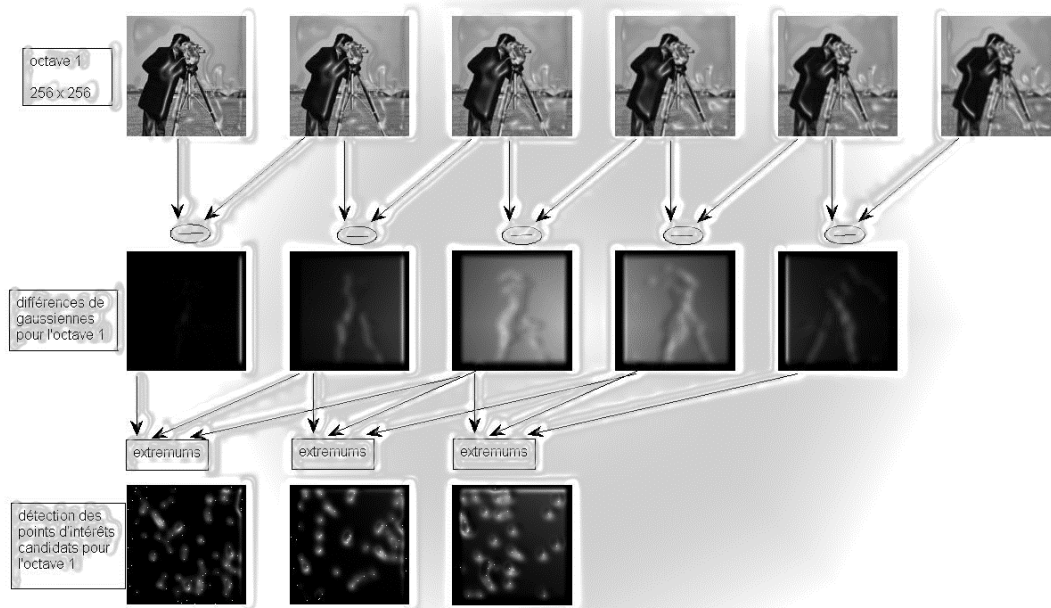


Figure III.13 Détection des points d'intérêts candidats pour l'octave 1.

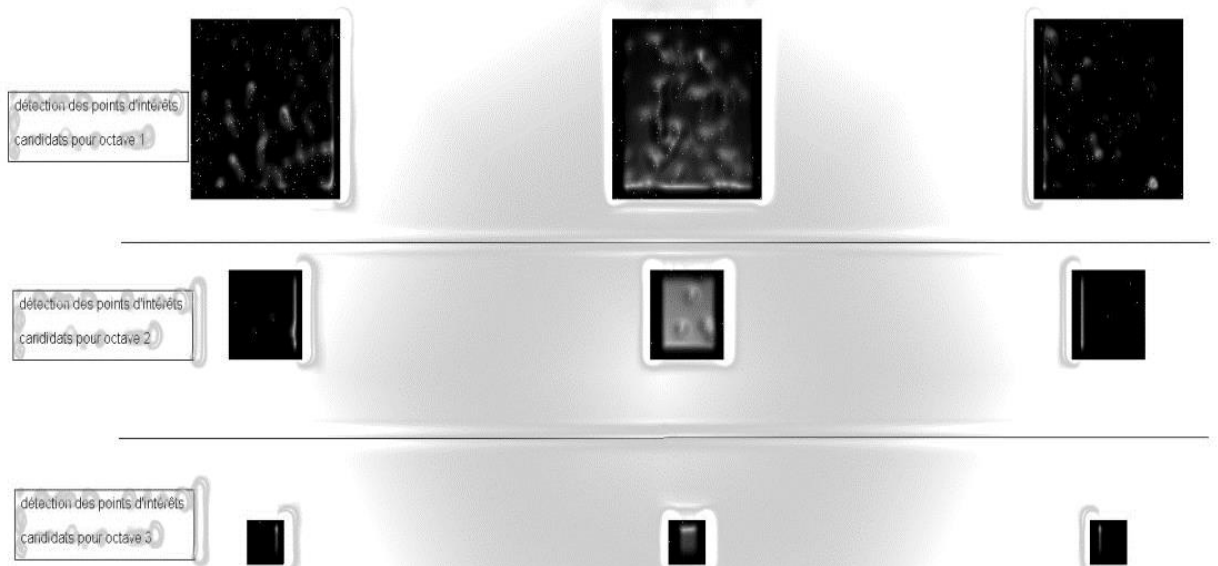


Figure III.14 Détection des points d'intérêts candidats pour toutes les octaves

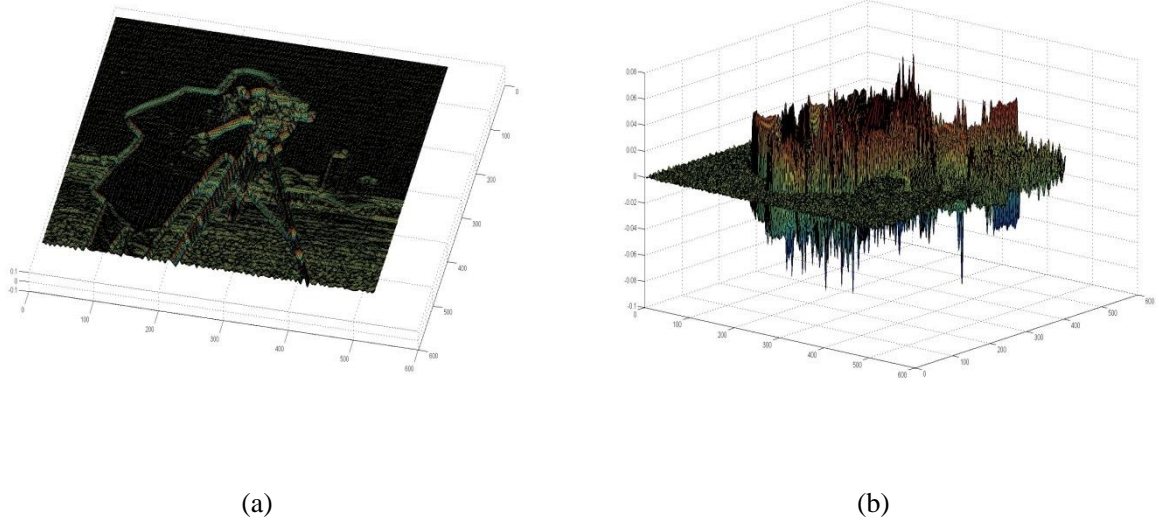


Figure III.15 Deux angles de vu de la matrice de (l'image 3/l'octave 1) dans l'espace de détection des points d'intérêts candidats, et dans un repère 3D ;

- (x, y) la position du pixel
- (z) l'intensité du pixel (x, y)



Figure III.16 Application des résultats trouvés sur l'image traitée où les points blancs sont les PI utilisés pour la reconnaissance des objets menée par des descripteurs



Figure III.17 Chaque point d'intérêt mené par un vecteur gradient rouge (Norme de gradient et orientation)

III.4.3.2 Alignement des deux images satellitaires :

Pour que ces deux images soient alignées nous avons procédé à deux traitements, le premier est fait par l'algorithme SIFT, dont lequel nous cherchons sur les points d'intérêts et leurs vecteurs caractérisant. Le deuxième est une tentative de recherche sur les PI similaires parmi les PI trouvés dans chaque image. Cette similarité relative à la recherche de la position d'un objet (objet apparaît dans l'image de référence et caractérisé par un ou des PI) dans l'autre image désalignée. Dans notre cas la recherche de similarité consiste à trouver les PI dont les vecteurs caractérisant sont égaux soient en amplitude et orientation. A cet effet un code Matlab a été développé afin de trouver ces correspondances, mettons en notre compte que le temps de calcul trop long (plus que $256 \times 256 \times 256 \times 256$ soit plus que 4 milliard d'opérations de comparaison)

La Figure III.18 représente l'image de référence (pole1) et l'image désalignée (pole2) respectivement, où sont subis à une transformation en niveau de gris et redimensionné à 256×256 pixels

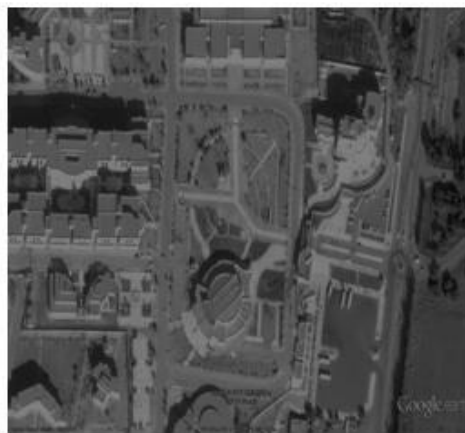
Les figures suivantes représentent les images de sortie de l'algorithme SIFT sous Matlab, où nous avons trouvé les positions des PI (voir La Figure III.19) avec ses vecteurs caractérisant (voir La Figure III.20) pour chaque image pole1 et pole2.

La Figure III.21 représente une vue sur les images traitées avant l'alignement. Tandis que la Figure III.22 illustre l'opération de comparaisons où nous trouvons huit (PI) similaires liés entre eux par les flèches rouges, notons que pour chaque couple (PI-image1/PI2-image2) n'ont pas la même position dans leur image.

A- Traitement par l'algorithme SIFT :



(b) Pole 2

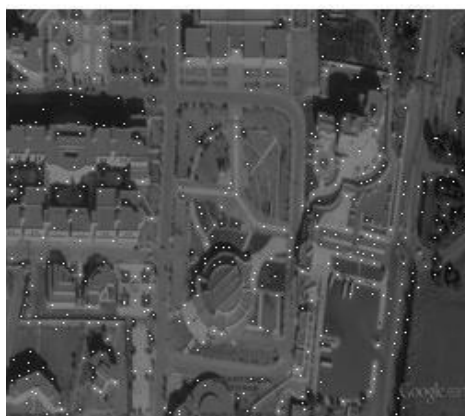


(a) Pole 1

Figure III.18 les deux images à aligner, pole 1 et pole 2 après une transformation aux images niveau de gris, et de redimensionner à 256x256 pixels

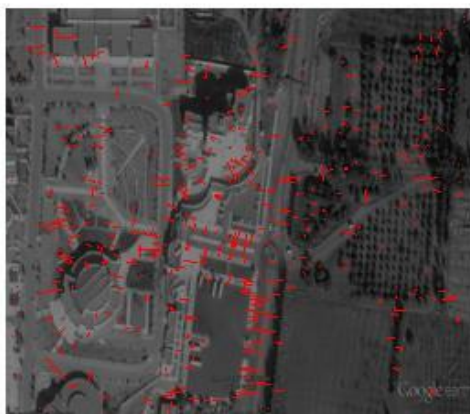


(a) Pole 1



(b) Pole 2

Figure III.19 Application de l'algorithme SIFT et extraire les points d'intérêts (Les points blancs dans les deux images)



(a) Pole 1



(b) Pole 2

Figure III.20 les images des vecteurs gradients en rouge caracterisant chaque point d'interet.

B- Alignement des deux images



Figure III.21 Image de sortie de l'algorithme SIFT dont les PI en couleur blanc, elles sont prêt pour une comparisons entre les vecteurs gradients des PI de l'image pole1 avec celles de l'image pole2.

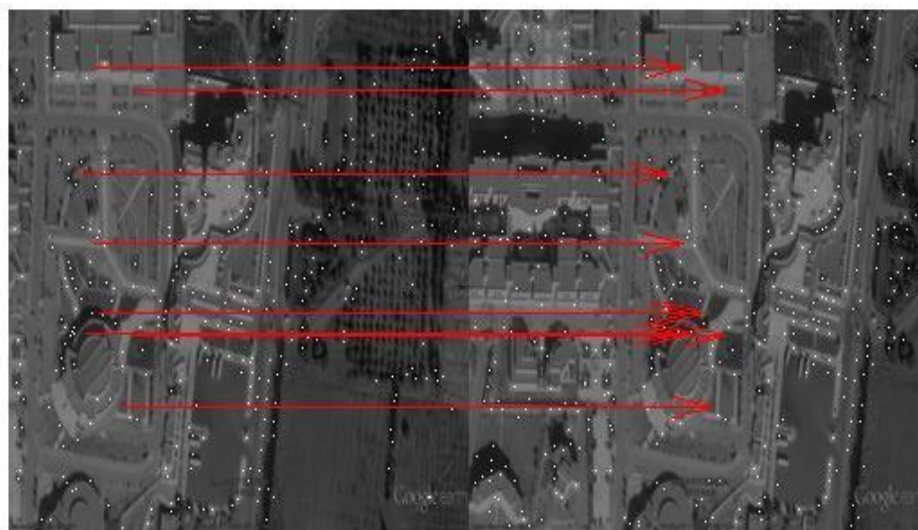


Figure III.22 Alignement des deux images pole1 et pole2, les flèches rouges représente les PI dont les vecteurs gradients sont égaux (du côté d'amplitude et orientation)

III.5 Conclusion :

Dans ce Chapitre, nous avons présenté les résultats de simulations obtenus pour les méthodes d'alignement, Comme nous l'avons vu précédemment, Ces différentes méthodes d'alignement ont chacune leurs avantages et inconvénients, elles nécessitent des données parfaitement cohérentes en entrée. Ces données correspondent aux projections obtenues par une rotation autour d'un axe unique parfaitement défini (définition d'une droite dans l'espace cartésien) et par conséquent sans décalage entre les projections obtenues selon cet axe. Néanmoins, pour des problèmes physiques ou mécaniques des systèmes d'acquisition, ce type de données n'est pas toujours facile à obtenir.

Donc, pour bien reconstruire l'espace volumique de l'objet en vue de l'étude, les données acquies au biais de la microscopie électronique doivent être bien alignées. La recherche sur la solution dirigeons nous vers un algorithme appelé SIFT.

En raison de dessiner que la méthode d'alignement d'images SIFT est la méthode le plus utilisée et plus efficace, elle est capable de choisir seul des points d'intérêt sur l'image et de leur associer un descripteur qui permet de les distingués. Il là l'avantage d'être peu sensible à la translation, à la rotation et au changement d'échelle de l'image.

Conclusion Générale

CONCLUSION GENERALE

Au cours de ce mémoire, nous avons réalisé un tour d'horizon de la tomographie électronique et de son application aux sciences biologiques. , un travail a été fait sur l'amélioration de l'alignement des projections en mode STEM en particulier. Classiquement en tomographie électronique, l'alignement est réalisé à l'aide de corrélations-croisées et billes d'or injectées entre projections successives. Une hypothèse extrêmement forte est alors faite, puisqu'il faut que les projections de l'objet soit similaires d'une projection à l'autre. Ceci est d'autant moins vrai que le pas angulaire entre deux projections successives est élevé. Pour corriger cela, nous avons proposé une technique qui exploite pleinement le mouvement de rotation de l'objet pour réaliser l'alignement.

Cela s'est traduit par la création d'un algorithme (SIFT) permettant de traiter les données obtenues directement après l'acquisition au microscope pour réaliser l'étape nécessaire à l'obtention d'un alignement plus précis avant une reconstruction 3D avec peu de bruit.

Nous avons mis l'accent sur l'importance cruciale d'utiliser des projections 2D de qualité avant toute application d'un algorithme d'alignement. Puisque les projections acquises au STEM sont souvent loin d'être parfaites (forts bruits, désalignements, déformations sous le faisceau, non-linéarité dans l'acquisition...), malgré la correction de ces imperfections n'a été pas un enjeu important de ce mémoire parce que le descripteur utilisé dans l'algorithme SIFT a été à l'origine pensé pour la photographie. En photographie, les images considérées sont des images de surface, alors que les images acquises en microscopie électronique à transmission sont des images de projection. La différence entre ces deux types d'images peut expliquer les difficultés rencontrées dans la recherche de correspondance.

Il a ainsi été montré que l'utilisation d'algorithmes d'alignement complexes nécessitant des temps de calculs importants et de nombreux choix critiques de paramètres par l'utilisateur, le procédé que nous proposons aligne chaque projection en fonction de toutes les autres, ce qui permet de gagner en *robustesse* et *précision*.

Perspectives

Un effort pour exploiter toujours plus d'informations au cours des différentes étapes de l'alignement a été fait. Ceci pourrait être poussé toujours plus loin. Il serait ainsi possible d'exploiter l'information sur la parcimonie de l'objet pour améliorer l'alignement, par exemple en utilisant des algorithmes avancés d'alignement telle que : SURF, KASE, BRISP,

ORB, Alignement avec (3D Discret Wavelet Transform), qui fournissent plusieurs orientations fréquentielles.

L'amélioration de la technique de tomographie électronique peut également passer par une simplification et accélération des étapes de préparation d'échantillons et d'acquisition des données. Il serait très avantageux de pouvoir réaliser l'extraction de plusieurs pointes avec un FIB et de les positionner sur un même porte-échantillon et ce de façon automatique. La recherche scientifique cherche également à trouver des solutions dans les domaines suivants:

- (Alignement par transformation affine).
- Application d'une grille de points « graines » sur chaque image.
- Alignement en utilisant les marqueurs ainsi créés.

Bibliographie

Bibliographie :

Références de chapitre 01 :

[1]: **Messak Abdelmounaim** « Processus D’alignement des Séries D’image Microscopique à Niveau De Gris » Université Mohamed Boudiaf - M’SILA 2015 / 2016-

[2] : **Tony Printemps** « Débruitage, alignement et reconstruction 3D automatisés en tomographie électronique – Applications en Sciences des Matériaux ,2016

[3]: **S. MAYO, P. MILLER, D. GAO, and J. SHEFFIELD-PARKER**, “Software image alignment for X-ray microtomography with submicrometre resolution using a SEM-based X-ray microscope,” *J. Microsc.*, vol. 228, no. 3, pp. 257–263, Dec. 2007.

[4]: **D. Laloum**, “Tomographie par rayons X haute résolution : Application à l’intégration 3D pour la microélectronique,” 2015.

[5] : **Y. Tian, W. Li, J. Chen, L. Liu, G. Liu, A. Tkachuk, J. Tian, Y. Xiong, J. Gelb, G. Hsu, and W. Yun**, “High resolution hard x-ray microscope on a second generation synchrotron source,” *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 79, no. 10, p. 103708, 2008.

[6]: **M. Bech, O. Bunk, C. David, P. Kraft, C. Brönnimann, E. F. Eikenberry, and F. Pfeiffer**, “X-ray imaging with the PILATUS 100k detector,” *Appl. Radiat. Isot.*, vol. 66, no. 4, pp. 474–478, Apr. 2008.

[7]: **K. Narayan and S. Subramaniam**, “Focused ion beams in biology,” *Nat. Methods*, vol. 12, no. 11, pp. 1021–1031, 2015.

[8]: **M. Salzer, A. Spetzl, O. Stenzel, J.-H. Smått, M. Lindén, I. Manke, and V. Schmidt**, “A two-stage approach to the segmentation of FIB-SEM images of highly porous materials,” *Mater. Charact.*, vol. 69, pp. 115–126, Jul. 2012.

[9] :**T. Prill, K. Schladitz, and C. Wieser**, “Simulation of FIB-SEM Images for Segmentation of Porous Microstructures,” in *1 st International Conference on 3D Materials Science*, Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2013, pp. 159–164.

[10]: **D. Williams and C. B. Carter**, “The Transmission Electron Microscope,” in *Transmission Electron Microscopy a textbook for material science*, 2009, pp. 3–22.

Bibliographie

- [11]: **R. F. Egerton, P. Li, and M. Malac**, “Radiation damage in the TEM and SEM,” *Micron*, vol. 35, no. 6, pp. 399–409, 2004.
- [12]: **R. M. Glaeser and K. A. Taylor**, “Radiation damage relative to transmission electron microscopy of biological specimens at low temperature: a review,” *J. Microsc.*, vol. 112, no. 1, pp. 127–138, Jan. 1978.
- [13]: **C.-E. Hsieh, M. Marko, J. Frank, and C. A. Mannella**, “Electron tomographic analysis of frozen -hydrated tissue sections,” *J. Struct. Biol.*, vol. 138, no. 1–2, pp. 63–73, Apr. 2002.
- [14]: **W. Baumeister, R. Grimm, and J. Walz**, “Electron tomography of molecules and cells,” *Trends Cell Biol.*, vol. 9, no. 2, pp. 81–5, Mar. 1999.
- [15] : **V. D. Tran**. « Reconstruction et segmentation d'image 3D de tomographie électronique par approche "problème inverse" ». Electronique. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2013.
- [16] :**T.Printemps**. « Débruitage, alignement et reconstruction 3D automatisés en tomographie électronique - Applications en Sciences des Matériaux » ,2016.
- [17] :**I. Florea**. « Tomographie Electronique de Nano-objets » Thèse de doctorat, Strasbourg 23/03/2011.
- [18] : **L. Roiban** « Tomographie électronique analytique : développement de la cartographie chimique 3D à l'échelle du nanomètre et applications aux catalyseurs hétérogènes », Thèse de doctorat, Strasbourg 2010.
- [19] : **Viet Dung Tran**. Reconstruction et segmentation d'image 3D de tomographie électronique par approche "problème inverse". Electronique. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2013.
- [20]: **J. Wall, J. Langmore, M. Isaacson, and A. V Crewe**, “Scanning Transmission Electron Microscopy at High Resolution,” *Proc. Natl. Acad. Sci.*, vol. 71, no. 1, pp. 1–5, Jan. 1974.
- [21]: **M. Haider**, P. Hartel, H. Muller, S. Uhlemann, and J. Zach, “Current and future aberration correctors for the improvement of resolution in electron microscopy,” *Philos. Trans. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 367, no. 1903, pp. 3665–3682, Sep. 2009.

Bibliographie

- [22]: **S. Bals, S. Van Aert, and G. Van Tendeloo**, “High resolution electron tomography,” *Curr. Opin. Solid State Mater. Sci.*, vol. 17, no. 3, pp. 107–114, 2013.
- [23] : **R.MERMILLOD** « Minéralogie quantitative au microscope électronique à balayage et analyse d’images Application à la caractérisation minéralogique de résidus miniers». Thèse de doctorat, Institut National Polytechnique de Lorraine, Mars 2003
- [24]: **JOACHIM FRANK** «Electron tomography Methods for three-dimensional visualization of structures in the cell».Springer. 2008. pp, 417-439.
- [25] : **D. B. Williams and C. B. Carter**, “Elastic Scattering,” in *Transmission Electron Microscopy a textbook for material science*, 2009, pp. 39–51.
- [26]:**C. Landron**. « Ductile damage characterization in Dual-Phase steels using X-ray tomography», 2012.
- [27]: **D. Williams and C. Carter**. « Transmission electron microscopy – basics», Plenum press New York and London, 1996, pag. 22-23, 3
- [28]:**T.-Y. Kim, J. Son, and K.-G. Kim**, “The Recent Progress in Quantitative Medical Image Analysis for Computer Aided Diagnosis Systems,” *Healthc. Inform. Res.*, vol. 17, no. 3, p. 143, 2011.
- [29]: **K. W. Eliceiri, M. R. Berthold, I. G. Goldberg, L. Ibáñez, B. S. Manjunath, M. E. Martone, R. F. Murphy, H. Peng, A. L. Plant, B. Roysam, N. Stuurman, J. R. Swedlow, P. Tomancak, and A. E. Carpenter**, “Biological imaging software tools,” *Nat. Methods*, vol. 9, no. 7, pp. 697–710, Jun. 2012.
- [30]: **L. Duval, M. Moreaud, C. Couprie, D. Jeulin, H. Talbot, and J. Angulo**, “Image processing for materials characterization: Issues, challenges and opportunities,” in 2014 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP), 2014, pp. 4862–4866.
- [31]: **H. Li and F. Liu**, “Image Denoising Via Sparse and Redundant Representations Over Learned Dictionaries in Wavelet Domain,” in 2009 Fifth International Conference on Image and Graphics, 2009, vol. 15, no. 12, pp. 754–758.
- [32]: **J.-L. Starck, J. Fadili, and F. Murtagh**, “The undecimated wavelet decomposition and its reconstruction.” *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 16, no. 2, pp. 297–309, Feb. 2007.

- [33]: **K. Dabov, A. Foi, V. Katkovnik, and K. Egiazarian**, “Image Denoising by Sparse 3-D Transform-Domain Collaborative Filtering,” *IEEE Trans. Image Process.*, vol. 16, no. 8, pp. 2080–2095, Aug. 2007.
- [34]: **F. Anscombe**, “The transformation of Poisson, binomial and negative-binomial data,” *Biometrika*, pp. 246–254, 1948.
- [35]: **J. Ohser and K. Schladitz**, *3D Images of Materials Structures*. Weinheim, Germany: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2009.
- [36]: **N. Otsu**, “A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms,” *IEEE Trans. Syst. Man. Cybern.*, vol. 9, no. 1, pp. 62–66, 1979.
- [37]: **L. Vincent and P. Soille**, “Watersheds in digital spaces: an efficient algorithm based on immersion simulations,” *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, vol. 13, no. 6, pp. 583–598, Jun. 1991.
- [38]: **J. Serra**, “Introduction to mathematical morphology,” *Comput. Vision, Graph. Image Process.* vol. 35, no. 3, pp. 283–305, Sep. 1986.
- [39] : **D. L. Donoho**, “Compressed sensing,” *IEEE Trans. Inf. Theory*, vol. 52, no. 4, pp. 1289–1306, Apr. 2006.
- [40]: **M. F. Duarte, M. A. Davenport, D. Takhar, J. N. Laska, Ting Sun, K. F. Kelly, and R. G. Baraniuk**, “Single-Pixel Imaging via Compressive Sampling,” *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 25, no. 2, pp. 83–91, Mar. 2008.
- [41]: **M. Lustig, D. L. Donoho, J. M. Santos, and J. M. Pauly**, “Compressed sensing MRI: A look at how CS can improve on current imaging techniques,” *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 25, no. 2. pp. 72–82, 2008.
- [42]: **R. Leary, Z. Saghi, P. A. Midgley, and D. Holland**, “Compressed sensing electron tomography,” *Ultramicroscopy*, vol. 131, pp. 70–91, Aug. 2013
- [43]: **M. Slaney and A. (Purdue U. Kak**, “Algebraic Reconstruction Algorithms, in *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, I. Press, Ed. New York, USA, 1988, pp. 275–296.
- [44][BER02] **J. Bernd** «Digital image processing», Springer 2002
- [45] : **B. Zitova et J. Flusser**. *Image Registration Methods: A Survey*. *Image and Vision Computing*, vol. 21, no. 11, pages 977–1000, October 2003.

- [46]: **R. Szeliski**. Image alignment and stitching: a tutorial. *Foundations and Trends in Computer Graphics and Vision*, vol. 2, no. 1, pages 1–104, 2006.
- [47]: **TekMate. PhotoFit** : <http://www.photofit4panorama.com/>, 2000.
- [48]: **S. Farsiu**. A Fast and Robust Framework for Image Fusion and Enhancement. PhD thesis, University of California, Santa Cruz, 2005.
- [49]: **G. Silveira, E. Malis et P. Rives**. An efficient direct approach to visual SLAM. *IEEE Transactions on Robotics*, 2008.
- [50]: **J. Watkinson**. The mpeg handbook. Elsevier Focal Press, second édition, 2004
- [51] : **C.A. Shah, Y. Sheng et L.C. Smith**. Automated Image Registration Based on Pseudoinvariant Metrics of Dynamic Land-Surface Features. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 46, 2008.
- [52]: **L. G. Brown**. A Survey of Image Registration Techniques. *ACM Computing Surveys*, vol. 24, pages 325–376, 1992.
- [53]: **S. Suri et P. Reinartz**. Mutual-Information-Based Registration of TerraSAR-X and Ikonos Imagery in Urban Areas. *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 48, pages 939–949, 2010.
- [54]: **S. Joshi, B. Davis, M. Jomier et G. Gerig**. Unbiased diffeomorphic atlas construction for computational anatomy. *Neuroimage*, vol. 23, pages 151–160, 2004.
- [55]: **Éric Marchand et François Chaumette**. Feature tracking for visual servoing purposes. *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 52, no. 1, pages 53–70, 2005.
- [56] : **Jean-Baptiste Authesserre** « Alignement paramétrique d'images : proposition d'un formalisme unifié et prise en compte du bruit pour le suivi d'objets ». **L'Université de Bordeaux**. École Doctorale des sciences physiques et de L'Ingenieur. 2010
- [57] : **J. Qi and R. M. Leahy**, « Iterative reconstruction techniques in emission computed tomography », *Phys Med Biol*, 2006, pp, 68–78 d'Électronique et des Technologies de l'Information (CEA / Létis, Grenoble) dans l'École Doctorale de Physique de Grenoble « 24/11/2016 »

- [58]: **W. van Aarle, W. J. Palenstijn, J. De Beenhouwer, T. Altantzis, S. Bals, K. J. Batenburg, and J. Sijbers**, “The ASTRA Toolbox: A platform for advanced algorithm development in electron tomography,” *Ultramicroscopy*, vol. 157, pp. 35–47, 2015.
- [59] :**D. Williams and C. Carter**. « Transmission electron microscopy – basics», Plenum press New York and London, 1996, pag. 22-23, 3- Messak Abdelmounaim « Processus D’alignement des Séries D’image Microscopique à Niveau De Gris » Université Mohamed Boudiaf - M’SILA 2015 / 2016
- [60] : **J. C. Yang, M. W. Small, R. V. Grieshaber, and R. G. Nuzzo**, “Recent developments and applications of electron microscopy to heterogeneous catalysis,” *Chem. Soc. Rev.*, vol. 41, no. 24, p. 8179, 2012.- **Tony Printmps** « Débruitage, alignement et reconstruction 3D automatisés en tomographie électronique –Applications en Sciences des Matériaux »2016
- [61] :**G. Samson, A. Phelipot-Mardelé and C. Lanos**. « Tomographie et stéréologie au service de la structure porale de mousses minérales » 2014.- **Messak Abdelmounaim** « Processus D’alignement des Séries D’image Microscopique à Niveau De Gris » Université Mohamed Boudiaf - M’SILA 2015 / 2016
- [62] **R. Woods, S. Cherry, J. Mazziotta**. « Rapid automated algorithm for aligning and reslicing PET images», *Comput Assist Tomogr.* 1992 Jul-Aug; 16(4):620-33.
- [63] **C. Studholme, D.L.G Hill and D.J Hawkes**. « An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment», *Pattern Recognition* 32 (1999) 71D86
- [64] **N. Issac**. « medicale image processing and analysis”, second edition.
- [65] **T. Jocelyne**. « Robotique médicale, Traité système automatisés » IC2.
- [66] **H. Lombaert and J. Thériault**. « Recalage par maximisation de l’information mutuelle », Ecole Polytechnique de Montréal, Automne 2005, 12 décembre 2005.
- [67] **S. Ayman, U.R. Acharya, M. Mirmehdi and J.S. Suri**. « Multi-Modality State-of-the-Art Medical Image Segmentation and Registration Methodologies », volume 1.
- [68] **C. Vénien-Bryan**. « Microscopie électronique et traitement d’images », Institut de minéralogie, de physique des matériaux et de cosmochimie (IMPMC) CNRS UMR 7590, UPMC.

[69] **J.M. Vezien.** « Traitement des images et vision par machine, Vision par Machine », MASTER PRO INFO 2011/2012.

[70] **M. Betkea, H. Honga, D. Thomasa, C. Princea and J.P. Kob.** « Landmark detection in the chest and registration of lung surfaces with an application to nodule registration», Volume 7, Issue 3, September 2003, Pages 265–281

[71] **D.G. Lowe.** « Distinctive image features from scale-invariant keypoints», International Journal of Computer Vision 2004, 91-110

[72] **O. Miksik and K Mikolajczyk.** « Evaluation of local detectors and descriptors for fast feature matching», IEEE, 2012.

[73] **H. Bay.** « SURF: Speeded Up Robust Features». Computer Vision - ECCV 2006, Springer 2006, 404-417

[74] **V. Amandine.** « Mise en œuvre et évaluation de l'algorithme (scale invariant feature transform) SIFT », Master de Bio-informatique et Bio Statistiques, Université Paris Sud 2015.

[75] **T. Lindeberg.** « Principles for automatic scale selection», Academic Press, 1998.

[76] **P. Poublang.** « Caractérisation des points remarquables dans les images et recalage », Imagerie Numérique, Marseille Université de la Méditerranée 2012.

[77] **S. Edelman, N. Intrator and T. Poggio.** « Complex cells and object recognition », Submitted to NIPS*97, Section Visual processing.1997

[78]:**M Jean Sequeira** « Caractérisation des points remarquables dans les images et recalage ». Projet semestriel .Année 2011/2012.Master 1 SIS IN

[79] : **kak,A.C.and, M,**[principals of computerized Tomographic imaging]IEEE Press (1988).

[80]: **Frank,j,** [Electron tomography. Methods for three- dimensional visualization of structures in the cell], springer (2006).

[81]: [http:// authors.library.caltech.edu/ 5456/1/hrst. Mit.edu/ hrs/materials/public/ElectronMicroscope/EM_HistOverview.htm](http://authors.library.caltech.edu/5456/1/hrst.Mit.edu/hrs/materials/public/ElectronMicroscope/EM_HistOverview.htm)

Résumé

La tomographie électronique ou electron tomography est une technique qui permet de reconstruire en 3D un objet observé, en utilisant des projections 2D obtenues par un microscope électronique à balayage (MEB) ou à transmission (MET). Ces projections sont obtenues en utilisant différentes inclinaisons angulaires autour d'un axe. Un des problèmes et connexes à la problématique de la tomographie électronique est celui de l'alignement des images inclinées, appelé aussi problème de synchronisation ou recalage. L'alignement est défini comme la manière de faire concorder deux ou plusieurs images montrant une même scène à des instants distincts, depuis des points de vue différents (série de tilt). Ainsi, les images observées doivent être utilisées dans un repère commun si on veut pouvoir utiliser les informations non redondantes contenues dans chacune d'elles. Pour avoir une bonne reconstruction, il est indispensable de bien aligner la série d'images inclinées.

Plus précisément, nous nous intéressons dans ce travail de faire une étude comparative entre les méthodes d'alignement classiques comme la *corrélation croisée*, les *marqueurs (billes d'or)* et les *méthodes développées (SIFT)*, attacherons à traiter les deux types d'images EFTEM à énergie filtrée et STEM en mode balayage

Mots clés : « Tomographie Electronique », « STEM », « alignement », « SIFT »,

Summary

Electronic tomography or electron tomography is a technique that reconstructs an observed object in 3D, using 2D projections obtained by a scanning (MEB) or transmission electron microscope (MET). These projections are obtained using different angular inclinations around an axis. One of the problems related to the problem of electronic tomography is that of the alignment of tilted images, also called synchronization or scaling problem. Alignment is defined as how to match two or more images showing the same scene at different moments, from different points of view (tilt series). Thus, the observed images must be used in a common marker if we want to be able to use the non-redundant information contained in each of them. To have a good reconstruction, it is essential to align the series of tilted images.

Specifically, we are interested in doing a comparative study between conventional alignment methods such as cross-correlation, markers (gold beads) and developed methods (SIFT), will focus on treating both types. filtered energy EFTEM images and STEM scanning