

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

UNIVERSITE MOULOUD MAMMERY, TIZI-OUZOU
FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET DE L'INFORMATIQUE
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE



MEMOIRE DE MAGISTER EN ELECTRONIQUE

OPTION : Télédétection

Présenté par :

M^{elle}. MOUSSOUNI Fadhila

THEME :

**Squelettisation en niveau de gris des images 2D :
Application aux images médicales**

Devant les membres du jury :

<u>Président</u> :	Mr. AMEUR Soltane	Professeur	UMMTO
<u>Rapporteur</u> :	Mme. AMEUR Née MAZOUZI Zohra	Maître de conférences (A)	UMMTO
<u>Examineurs</u> :	Mr. ZIANI Rezki	Maître de conférences (A)	UMMTO
	Mr. LAGHROUCHE Mourad	Maître de conférences (A)	UMMTO
	Mme. IASSAMENE Alia	Maître de conférences (B)	UMMTO

Soutenu le : 11 / 07 / 2010

Remerciements

Mes premiers remerciements s'adressent à la directrice de ce mémoire, madame AMEUR Zohra ; maître de conférences à l'UMMTO, pour la qualité de son encadrement. Ses conseils, son enthousiasme, sa disponibilité et son attention du début à la fin de ce mémoire, ont été pour moi une aide précieuse et une source d'équilibre pour la réalisation de ce travail. Pour tout cela, je la remercie vivement.

Je remercie également monsieur Soltane AMEUR, Professeur à l'UMMTO, le directeur du laboratoire d'analyse et de modélisation des phénomènes aléatoires (LAMPA) pour m'avoir ouvert les portes de la recherche scientifique en m'accueillant au sein de son équipe et de m'avoir permis de réaliser ainsi mon travail de recherche dans des bonnes conditions. Et je tiens à le remercier tout particulièrement d'avoir accepté de présider le jury de ce mémoire. J'en suis très honorée.

Toute ma gratitude va également à Monsieur LAGHROUCHE Mourad maître de conférences à l'UMMTO, qui m'a fait l'honneur de faire partie de jury de ce mémoire.

J'exprime mes sincères remerciements à Monsieur ZIANI Rezki, maître de conférences à l'UMMTO, pour avoir accepté de faire partie de jury de ce mémoire.

Mes sincères remerciements à Madame IASSAMENE Alia, Maître de conférence à l'UMMTO, d'avoir aimablement accepté de participer au jury de ce mémoire.

J'exprime ma profonde reconnaissance, à madame HAMOUTEN chef du Service de Radiologie de CHU Tizi-Ouzou et monsieur Djenane chef du service de Rhumatologie de leur collaboration et le partage de leur expertise dans le domaine.

Je remercie également, Jennane Rachid, chercheur à l'université d'Orléans, pour son soutien, ses suggestions, ses critiques et pour avoir mis à ma disposition sa riche documentation.

Je souhaite remercier Claude-Laurent Benhamou professeur à CHR Porte Madeleine, Orléans, pour avoir mis à ma disposition une banque de donnée.

Je tiens à remercier chaleureusement tous les membres du laboratoire LAMPA, et tous ceux qui ont contribué, de près ou de loin, à concrétiser ce travail.

Je souhaiterais dédier ce mémoire à ma chère famille.

Résumé

L'ostéoporose est due à deux phénomènes : une réduction de la masse osseuse et une détérioration de la microarchitecture de tissu osseux. Dans ce travail, nous mettons en place une technique de squelettisation en niveaux de gris 2D pour l'extraction d'information morphologique permettant la description de la structure osseuse de l'image Tomographie Calculé (CT) des vertèbres. Dans la première étape, la méthode proposée consiste à extraire le squelette en niveaux de gris de la microstructure contenue dans l'image, quant à la deuxième partie qui consiste au traitement de résultat de squelettisation qui comprend la détection du nombre de nœuds, le nombre de terminaisons, le nombre de point de réseau de squelette et un test statique qui indique que la méthode proposée peut faire une discrimination entre les patients ostéoporotiques (OP) et les patients de contrôles (CP).

Sommaire

Sommaire

Introduction	i
---------------------------	----------

Chapitre I : Description de la structure osseuse.

I-1- Préambule	1
I-3- Le tissu osseux	2
I-3-1- L'os compact	2
I-3-2- L'os trabéculaire	3
I-4- Les cellules osseuses	4
I-4-1- Les ostéoclastes	4
I-4-2- Les ostéoblastes	4
I-5- Les différentes phases du remodelage	5
I-5-1- Phase de quiescence	5
I-5-2- Phase d'activation	5
I-5-3- Phase de résorption	5
I-5-4- Phase d'inversion du processus	6
I-5-5- Phase de formation	6
I-6- Le remodelage osseux au cours de la vie	7
I-7- L'ostéoporose	8
I-7-1- L'ostéoporose de type 1	9
I-7-2- L'ostéoporose de type 2	10
I-7-3- L'ostéoporose de type 3	10
I-8- Epidémiologie des fractures ostéoporotiques	10
I-8-1- Fracture du poignet	11
I-8-2- Fracture vertébrale	12
I-8-3- Fracture de l'extrémité supérieure du fémur	12
I-9- Mesure de la masse osseuse	13
I-10- Discussion	13

Chapitre II : Techniques de caractérisation de l'os.

II-1- Préambule	14
II-2- Absorptiométrie en double énergie	14

II-3- Histomorphométrie osseuse	16
II-4- L’Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)	17
II-5- Ultrasons	19
II-6- Imageries à rayon X	19
II-6-1- La radiographie	19
II-6-2- La tomographie	20
II-6-2-1- Le principe	19
II-6-2-2- Atténuation	20
II-6-2-3- Projection	21
II-6-2-4- Reconstitution de l’image	22
II-6-2-4-1- Principe de la méthode itérative	22
II-6-2-4-2- Rétroprojection par transformée de Fourier (théorie de la coupe centrale)	24
II-6-2-4-2-1- Principe de base : rétroprojection simple par transformée de Fourier	24
II-6-2-4-2-2- Rétroprojection filtrée	25
II-6-2-5- Adaptation du filtrage aux différents tissus	27
II-6-2-6- Le système de visualisation et de traitement	28
II-6-2-6-1- Visualisation	28
II-6-2-6-2- Traitement des images (Fenêtre et niveaux de gris)	29
II-6-2-6-3- Définition de l’échelle de Hounsfield	29
II-7- Discussion	32

Chapitre III : Outils de caractérisation de la microarchitecture trabéculaire.

III-1-Préambule	33
III-2- Analyse morphologique	33
III-3- Analyse de texture	34
III-3-1- Définition de texture	34
III-3-2- Analyse statistique	35
III-3-2-1- Matrice de cooccurrence	35
III-3-2-2- Matrice de longueur de plages	36
III-3-3- L’analyse fractale	36
III-3-4- Analyse de l’anisotropie	39
III-3-4-1- La méthode du MIL	40

III-3-4-2- Volume orientation	40
III-3-4-3- Star volume	41
III-3-4-4- Analyse spectrale	42
III-4- Analyse topologique	43
III-5- Discussion	44

Chapitre IV : Approche adoptée pour la segmentation d'image CT.

IV-1- Préambule	45
IV-2- Cas ensembliste	51
IV-2-1- Dilatation et érosion	52
IV-2-2- Ouverture et fermeture	53
IV-2-3- Transformation en tout ou rien	53
IV-3- Extension aux fonctions	54
IV-3-1- Squelettisation en niveau de gris	54
IV-3-2- Définition et notation	54
IV-3-3- Les étapes de l'algorithme	58
IV-3-3-1- prétraitement de l'image	59
IV-3-3-1-1- Lissage de l'image	59
IV-3-3-1-2- L'amplitude de gradient	59
IV-3-3-2- Détection des cavités	60
IV-3-3-3- Erosion (suppression des bords)	61
IV-3-3-3-1- La suppression illimitée	62
IV-3-3-3-2- La suppression limitée	68
IV-4- Présentation des données	69
IV-5- Test et résultats	69
IV-5-1- Test de l'algorithme sans le prétraitement	70
IV-5-2- Test de l'algorithme avec différent seuil	70
IV-5-3- Test via un algorithme binaire	71
IV-5-3-1- Principe	72
IV-5-4- Extraction des nœuds	73
IV-5-5- Extraction des terminaisons	75
IV-5-6- Test statistique des paramètres	76
IV-6- Discussion	71

Conclusion	72
Annexe A : Les configurations des fenêtres en fonction des valeurs de WN (P).....	73
Annexe B : Physique des rayons X	81
Annexe C : Détecteurs numériques des rayons X	92
Annexe D : Les principaux attributs texturaux	100

Bibliographie

Liste des abréviations

BS : Bone Surface

BV : Bone Volume

CP : Patient de Contrôle

CT : Tomographie Calculé = Scanner

DMO : Densité Minérale Osseuse

DXA: Dual energy X-ray Absorptiometry

FBM : Fractional Brownian Motion

FESF : Fracture de L'extrémité Supérieure du Fémur

FV : Fractures de Vertèbres

IPROS : Institut de Prévention et de Recherche sur l'Ostéoporose

IRM : Imagerie par Résonance Magnétique

RLE : long run emphasis = accentuation des grandes plages

MIL : Mean Intercept Length= longueur moyenne d'interception

MLE : Maximum Likelihood Estimator = l'estimateur du maximum de vraisemblance

OMS : l'Organisation Mondiale pour la Santé

OP : Patient Ostéoporotique

R.O.I : Region Of Interest

RX : rayon X

TDF : Transformée Discrète de Fourier

TDFi : transformée discrète de Fourier inverse

TDM : Tomodensitométrie

TbPf : Trabecular Bone Pattern Factor

TV : Tissue Volume

UH : unité Hounsfield

Table des figures

figures	Nom de la figure	Pages
Figure 1 :	Structure d'un os long : os trabéculaire et os cortical	2
Figure 2	Représentation de la microstructure de l'os cortical humain	3
Figure 3	Schéma de l'os spongieux, a : Agrandissement de travées d'os spongieux b : Détails d'une coupe de travée osseuse	4
Figure 4	Cellule de l'os trabéculaire	5
Figure 5	Les différentes phases du remodelage osseux	6
Figure 6	Evolution de la masse osseuse au cours de la vie	7
Figure 7	Structure de l'os cortical, a : d'une femme de 55ans, b : d'une femme de 90 ans	9
Figure 8	Structures trabéculaire des vertèbres, a : d'une femme de 36 ans b : d'une femme de 74 ans	9
Figure 9	Répartition des fractures ostéoporotiques	11
Figure 10	Exemples d'analyses DXA., a : sur un rachis lombaire b : sur un fémur proximal	15
Figure 11	Représentation de la biopsie de la crête iliaque : La carotte osseuse que l'on récupère est d'environ 8 mm de diamètre	16
Figure 12	Coupe histologique d'une biopsie trans-iliaque	17
Figure 13	Principe d'une mesure RMN	18
Figure 14	Le tube et les détecteurs tournent autour du patient : De multiples mesures d'atténuations sont effectuées selon différents angles de rotation du tube	20
Figure 15	L'atténuation mesurée par un détecteur dépend de toutes les structures traversées et la valeur de μ est une valeur moyenne	21
Figure 16	Principe de mesure : A chaque rotation, de multiples profils d'atténuation sont obtenus selon différents angles de rotation	22
Figure 17	Exemple d'un sinogramme de 900 projections	22
Figure 18	Exemple de calcul par méthode itérative	23
Figure 19	Principe de la rétroprojection simple par transformée de Fourier : théorie de la coupe centrale	25
Figure 20	L'image obtenue avec un nombre suffisant de projections par technique de la rétroprojection simple n'est pas aussi nette que l'objet étudié, un voile de fond persiste	26
Figure 21	L'image obtenue avec un nombre suffisant de projections par technique de rétroprojection filtrée est plus nette qu'en rétroprojection simple	26
Figure 22	Comparaisons des méthodes de rétroprojection simple et de rétroprojection filtrée	27
Figure 23	Utilisation de filtres spécifiques permettant de privilégier la résolution en contraste	28
Figure 24	Classification des tissus sur l'échelle de Hounsfield	29
Figure 25	Une fenêtre est caractérisée par son niveau (window level) et sa largeur (window width)	30

Figure 26	Les trois principales « familles » de fenêtre	31
Figure 27	Première et deuxième génération de scanner (translation - rotation)	33
Figure 28	Scanner de 3 ^{ème} génération (rotation - rotation)	34
Figure 29	Scanner de quatrième génération (stationnaire – rotation)	35
Figure 30	Comparaison d'un scanner séquentiel et hélicoïdal a : les coupes séquentielles d'un scanner b : les coupes hélicoïdaux (ou spiralée)	37
Figure 31	Comparaison des volumes irradiés entre un scanner séquentiel et hélicoïdal a : le volume couvert par un scanner en mode séquentiel b : le volume couvert en mode hélicoïdales	37
Figure 32	Mesure des paramètres de Parfitt par la méthode du mean intercept length (MIL)	40
Figure 33	Matrice de cooccurrence $\Phi(1,0)$ de l'image I ayant 4 niveaux de gris, pour une distance $d=1$ et la direction $\theta=0^\circ$	41
Figure 34	Matrice de longueur de plage $P(0,1)$ de l'image I ayant 4 niveaux de gris, pour une distance $d=1$ et la direction $\theta=0^\circ$	42
Figure 35	tracé d'une fractale	43
Figure 36	a : Profil de niveaux de gris, b : prélevé suivant une ligne de l'image de niveaux de gris (a). Le profil représente un signal 1D agité	44
Figure 37	l'estimation de l'exposant H	45
Figure 38	répartition 2D du MIL d'un échantillon de calcanéum humain (Femme de 82 ans)	46
Figure 39	représentation 2D du volume d'orientation, a : grille de points appliquée sur l'objet b : direction du segment de longueur maximum en chaque point	47
Figure 40	représentation 2D du star volume	47
Figure 41	Projections d'images (a et b) 3D de synthèse et leur spectre de Fourier respectif	49
Figure 42	Exemple d'érosion et de dilatation d'une image avec un élément structurant	52
Figure 43	le pixel P et ces voisins	55
Figure 44	les différentes configurations de voisinage	56
Figure 45	l'organigramme des principales étapes de notre algorithme	58
Figure 46	masque Sobel	59
Figure 47	les différents contours	60
Figure 48	exemple de collision	62
Figure 49	les pixels simples et leur fenêtre (Northset)	64
Figure 50	les pixels simples et leur fenêtre (Eastset)	65
Figure 51	les pixels simples et leur fenêtre (southset)	66
Figure 52	les pixels simples et leur fenêtre (Westset)	67
Figure 53	Exemple d'extraction d'une ROI image, a : image scanner, b : image os trabéculaire d'un patient contrôle (CP), c : image os trabéculaire d'un patient ostéoporotique (OP)	69
Figure 54	Test de l'image sans prétraitement, a : image os trabéculaire sain avant le traitement, b : image après la détection des cavités, c : image après l'érosion donc le squelette obtenu	70
Figure 55	Test de l'image pour différent seuil, a : image os trabéculaire sain avant le traitement, b : image squelette avec un seuil de 1%, c : image squelette avec un seuil de 10%, d : image squelette avec un seuil de 50%	70

Figure 56	binarisation de l'image os trabéculaire, a : image os trabéculaire sain avant le traitement, b : image binarisée	71
Figure 57	Les 8 voisins de P	72
Figure 58	Comparaison du squelette binaire et le squelette en niveau de gris a : image os trabéculaire sain avant le traitement, b : image squelette binaire, c : image squelette en niveau de gris	73
Figure 59	Les différentes cartes de nœuds, a : carte de nœuds d'un sujet sain obtenu par le squelette en niveau de gris, b : carte de nœuds d'un sujet ostéoporotique obtenu par le squelette en niveau de gris, c : carte de nœuds d'un sujet sain obtenu par le squelette binaire, d: carte de nœuds d'un sujet ostéoporotique obtenu par le squelette binaire.	74
Figure 60	Les différentes cartes de terminaisons, a : carte de terminaisons d'un sujet sain obtenu par le squelette en niveau de gris, b : carte de terminaisons d'un sujet ostéoporotique obtenu par le squelette en niveau de gris, c : carte de terminaisons d'un sujet sain obtenu par le squelette binaire, d: carte de terminaisons d'un sujet ostéoporotique obtenu par le squelette binaire.	75
Figure 61	Origines atomiques du rayonnement γ et du rayonnement X	87
Figure 62	Effet de freinage	88
Figure 63	Interaction électron électron	89
Figure 64	Spectre des rayons X total	89
Figure 65	Atténuation d'un faisceau X mono énergétique dans un matériau homogène	90
Figure 66	Principe de l'effet photoélectrique	91
Figure 67	Principe de l'effet Compton	92
Figure 68	Création de paire et annihilation	93
Figure 69	Principaux éléments technologiques d'un tube à rayon X	95
Figure 70	Pièce de concentration et disposition des filaments	95
Figure 71	Filtration additionnelle et création d'un faisceau (quasi) monochromatique	97
Figure 72	Diaphragmes et cône localisateur	97
Figure 73	Principe du tube intensificateur d'image	98
Figure 74	Cycle de formation de l'image	100
Figure 75	Formation de l'image latente	101
Figure 76	Principe de lecture de l'écran par photo stimulation	101
Figure 77	Le tambour au sélénium	102
Figure 78	Détecteur plan à conversion électrique directe	103
Figure 79	Détecteurs plan à conversion lumineuse	105

Introduction

Introduction

L'ostéoporose est une maladie généralisée du squelette, caractérisée par une réduction de la masse osseuse et une altération de la qualité de l'os, qui fait diminuer sa résistance et qui conduit à une augmentation du risque de fracture [Jeandel02]. Cette maladie touche principalement les femmes sujettes à une perte osseuse rapide, après l'apparition de la ménopause.

Les hommes ne sont pas épargnés (4 à 6% des hommes de plus de 50 ans sont affectés), et si le nombre de fractures ostéoporotiques est inférieur par rapport à la femme au même âge, la mortalité qui s'en suit est plus importante chez l'homme [Bonnick06].

La principale complication de l'ostéoporose est l'apparition de fractures au poignet, à l'extrémité supérieure du fémur ou aux vertèbres. La fracture de l'extrémité supérieure du fémur est la plus grave, dans 90% des cas, elle est due à une chute du sujet [Cumming02]. Elle implique une hospitalisation longue (22 jours en moyenne) et coûteuse elle s'accompagne d'une forte mortalité et morbidité. Contrairement aux fractures de l'extrémité supérieure du fémur, les fractures de vertèbres ne sont pas liées à une chute ou à un traumatisme. En effet, plusieurs échelles cliniques existent pour évaluer, sur les radiographies, la diminution de la hauteur vertébrale qui caractérise ces fractures, mais aucune méthode n'est universellement admise. Si la plupart des fractures vertébrales apparaissent sans douleur, elles peuvent cependant engendrer, lorsque les déformations s'accroissent, des douleurs au dos, une cyphose accentuée ou une diminution de la taille du sujet [Cumming02]. De plus, le risque de fracture de vertèbre ou de l'extrémité supérieure du fémur augmente considérablement après la venue de la première fracture vertébrale [Cumming02]. Il apparaît donc essentiel d'améliorer le diagnostic de ces fractures et leur prédiction.

Le diagnostic clinique de l'ostéoporose est basé sur la mesure de la densité minérale osseuse (DMO en g/cm^2) par absorptiométrie biphotonique (DXA) et en particulier sur le calcul du T-score qui représente l'écart entre la densité mesurée et la valeur moyenne des adultes jeunes (20 ans) de même sexe. L'ostéoporose est définie par un T-score inférieur ou égal à -2,5. Ce qui correspond à une densité osseuse mesurée inférieure à 2,5 écarts type en dessous de la valeur moyenne du sujet jeune [Kolta06].

Si l'on peut considérer que la DMO est un bon estimateur de la résistance moyenne, elle ne fournit qu'une information partielle sur la qualité de l'os [Sevester05]. Cette qualité est

prise en compte dans la définition de l'ostéoporose qui décrit cette maladie comme une diminution de la masse osseuse et une altération de la microarchitecture du tissu osseux.

De nombreuses études ont porté sur la recherche de paramètres décrivant la microarchitecture à partir de l'imagerie. Les paramètres issus du domaine de l'analyse de texture tel que les paramètres de cooccurrence et de longueur de plage dont la mise en oeuvre nécessitent la réduction du nombre de niveaux de gris de l'image [Paquet95] [Paquet96] [Cortet99] [Lasbleiz05] [Lespessailles07], ces paramètres présentent l'inconvénient de ne pas être interprétables par les médecins. Puis, la régularité de la texture déduite de l'analyse fractale dont les limitations mathématiques ne permettent pas d'exploiter l'information 2D mais seulement celles des lignes de l'image et visent la description de l'organisation trabéculaire [Benhamou00] [Cortet02]. Ainsi les paramètres morphologiques nécessitent un seuillage de l'image [Legrant99] [Dempster01] qui s'effectue à partir de l'histogramme des niveaux de gris. Les méthodes de seuillage influencent sur les paramètres mesurés (le seuillage est une étape critique en analyse d'images). Cependant l'analyse topologique en niveau de gris a l'avantage de conserver l'ensemble de l'information présente sur l'image, et de caractériser la microarchitecture d'os trabéculaire.

Dans notre travail, nous utilisons la squelettisation en niveau de gris pour extraire le réseau des travées se trouvant dans l'image. La technique élaborée est basé sur l'érosion itérative de l'objet par la suppression de certain pixel de bord sans détériorer la connectivité, et l'obtention d'une épaisseur d'un seul pixel au centre de la région hautes intensités par les deux étapes de l'érosion. De plus, des tests statistiques seront portés pour montrer que quelques paramètres extraits de la microarchitecture font une différence entre les patients ostéoporotique (OP) et les patients de contrôles (CP).

Ce document est composé de quatre chapitres organisés comme suit

Nous présenterons dans le premier chapitre les éléments introductifs sur la structure du tissu osseux ainsi que la pathologie de l'ostéoporose.

Le deuxième chapitre présentera les principales techniques de caractérisation disponibles à l'heure actuelle, et plus particulièrement le scanner.

Un état de l'art sur les différentes méthodes de l'étude de la microarchitecture trabéculaire fera l'objet du troisième chapitre.

La méthode utilisée, la technique élaborée ainsi que tous les tests et résultats obtenus seront exposés dans le quatrième chapitre.

Nous terminerons notre travail par une conclusion qui dégagera les principaux acquis de notre étude en situant les résultats significatifs par rapport au contexte actuel clinique de prévision. Quelques perspectives ouvertes par ce travail seront également exposés dans ce mémoire.

Chapitre I

Description de la structure osseuse

I-1- Préambule

Le squelette caractérise l'ensemble des os d'un animal vertébré pour lequel il remplit à la fois une fonction structurelle et métabolique [Sasso08]. Dans sa fonction structurelle, le squelette joue le rôle de charpente du corps, de levier rigide dans l'action musculaire et de bouclier de protection pour certains organes tels que le cerveau, le cœur ou la moelle osseuse. Par ailleurs, le squelette constitue également la réserve de calcium de l'organisme.

Le squelette humain est composé de 206 os qui sont classifiés suivant leur forme et leur taille selon 5 types : les os longs, les os courts, les os plats, les os particuliers et les os sésamoïdes [Cornuelle97].

Nous pourrions dire que de point de vue physique, le tissu osseux est un milieu composite, hétérogène et anisotrope. Il est constitué d'une phase minérale et d'une phase organique [Sasso08]. La phase organique est une matrice protéique extracellulaire essentiellement constituée de fibres de collagène qui confèrent à l'os son élasticité. La phase minérale est composée de cristaux d'hydroxyapatite qui sont fixés à la matrice organique. Ils confèrent à l'os sa rigidité

Le tissu osseux est en perpétuel renouvellement (le remodelage), capable de s'auto réparer et d'adapter sa masse, sa forme et ses propriétés mécaniques à son environnement [Sasso08]. Dans ce chapitre seront exposés les éléments introductifs au tissu osseux. Une attention particulière sera portée à l'os spongieux.

I-3- Le tissu osseux

Le tissu osseux se divise en deux types anatomiques (figure 1)

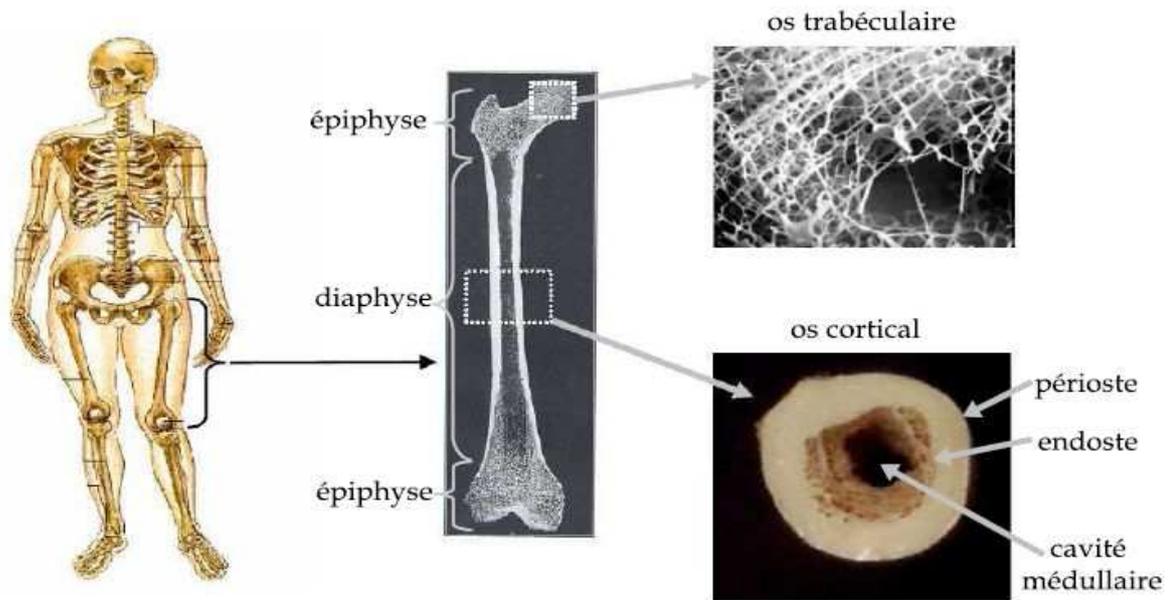


Figure 1 : Structure d'un os long : os trabéculaire et os cortical

- L'os cortical ou compact
- L'os trabéculaire ou spongieux

I-3-1- L'os compact

Est formé d'ostéons : des ensembles de lamelles très serrées assemblées concentriquement autour d'un canal central (Figure 2). Ils constituent ainsi un système cylindrique de 200 μm à 500 μm de rayon. Ce type de tissu est situé au niveau de la diaphyse des os longs et entoure les os plats. L'os compact forme la corticale externe et protège la partie interne constituée de tissus spongieux plus fragiles. En termes de masse osseuse, il constitue 80% du squelette, 50% des vertèbres, 70% du col du fémur [Lamott06].

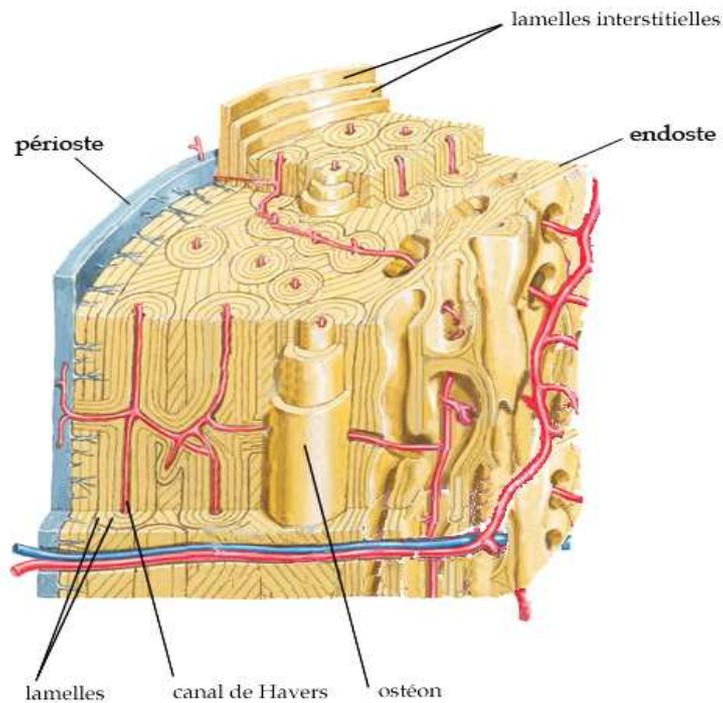


Figure 2 : Représentation de la microstructure de l'os cortical humain.

I-3-2- L'os trabéculaire

Est un tissu poreux constitué de travées osseuses de quelques centaines de microns d'épaisseur (Figure 3), qui forment un labyrinthe d'espaces inter-communicants occupés par la moelle osseuse et des vaisseaux. Il est situé au niveau de l'épiphyse des os longs ainsi que dans la partie centrale des os plats. L'architecture des travées, qui est liée aux forces de pression et de traction auxquelles est soumis le tissu trabéculaire, permet de distribuer les charges extérieures dans le volume de l'os. En termes de masse osseuse, il constitue 20% du squelette, 50% des vertèbres, 30% du col du fémur [Lamott06].

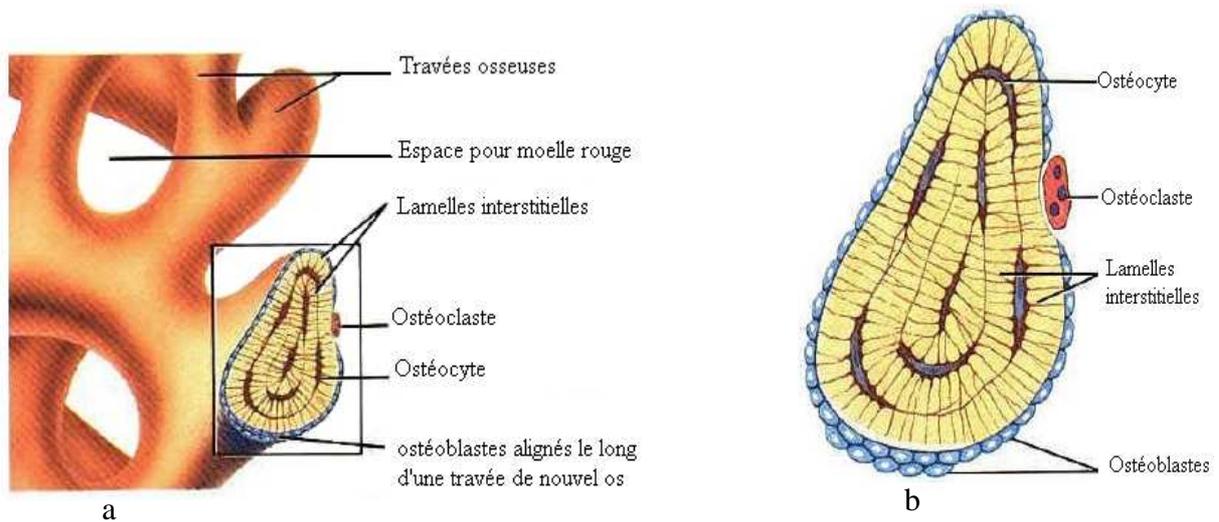


Figure 3 : Schéma de l'os spongieux

a : Agrandissement de travées d'os spongieux

b : Détails d'une coupe de travée osseuse

I-4- Les cellules osseuses

Les cellules osseuses ostéoclastes et ostéoblastes sont responsables respectivement de la dégradation et de la synthèse de la matrice osseuse (Figure 4).

I-4-1- Les ostéoclastes

Ce sont des cellules géantes polynucléées de type macrophage possédant un nombre important de mitochondries et de lysosomes. Les ostéoclastes, cellules responsables de la résorption osseuse

I-4-2- Les ostéoblastes regroupent :

- **Les cellules bordantes :** ce sont des cellules aplaties qui proviennent d'ostéoblastes et qui forment une couche cellulaire à la surface de la matrice nouvellement formée.
- **Les ostéocytes :** ce sont des ostéoblastes emmurés dans la matrice osseuse. Ces cellules sont reliées entre elles ainsi qu'aux cellules bordantes par des canalicules.
- **Ostéoblastes matures :** ce sont des cellules issues des cellules stromales de la moelle osseuse et qui prolifèrent le long des travées osseuses. Les ostéoblastes sont responsables de la formation de l'os jeune au niveau de la surface ayant subi l'action de résorption des ostéoclastes [Giudicelli98].

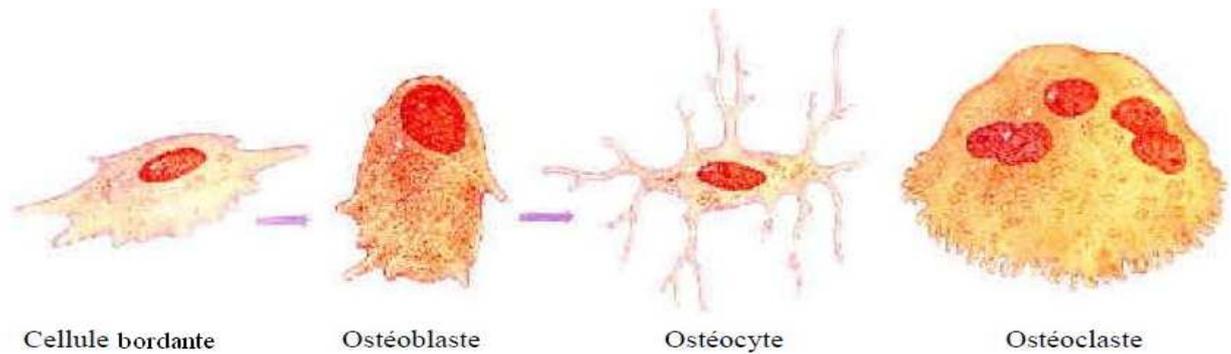


Figure 4 : *Cellule de l'os trabéculaire*

I 5- Les différentes phases du remodelage

I-5-1- Phase de quiescence

Cette phase, dans des conditions normales, peut être longue et durer des années. Elle se caractérise par la présence à l'état latent, de cellules bordantes recouvrant la majorité de la surface osseuse empêchant ainsi l'accès de cette surface aux ostéoclastes [Giudicelli98].

I-5-2- Phase d'activation

Cette phase qui est sous la dépendance de signaux hormonaux et physiques est caractérisée par la migration vers la surface osseuse des préostéoclastes ; la fusion de ces cellules immatures aboutit à la formation des ostéoclastes, grosses cellules polynucléées. Ainsi, les cellules bordantes vont se rétracter.

Les ostéoclastes vont s'attacher à la matrice osseuse. Cette phase d'attachement est nécessaire pour que ces cellules puissent exercer leur action de résorption osseuse (voir figure 5).

I-5-3- Phase de résorption

Une fois associée à la matrice osseuse, les ostéoclastes creusent une lacune de résorption. Ils possèdent une bordure en brosse sous laquelle sont groupés des organites responsables de la résorption. Les ostéoclastes libèrent des enzymes (citrate, lactate et des hydrolases) rejetées dans la matrice osseuse par exocytose. Suite à ce phénomène, les citrates et les lactates augmentent le PH de la matrice osseuse, provoquant la solubilisation de la

partie minérale du tissu osseux. Ajouté à cela, les hydrolases dépolymérisent la partie organique (collagène). L'ensemble de ces déchets est à la fin éliminé par exocytose vers le système vasculaire.

I-5-4- Phase d'inversion du processus

C'est une phase de prolifération des ostéoblastes qui permettent la reconstruction et le renouvellement permanent du squelette.

I-5-5- Phase de formation

Les ostéoblastes colonisent la lacune et la comblent en apposant une nouvelle matrice osseuse. Durant cette dernière phase, certains ostéoblastes restent enfermés dans la matrice nouvellement formée et devient alors des ostéocytes [Giudicelli98].

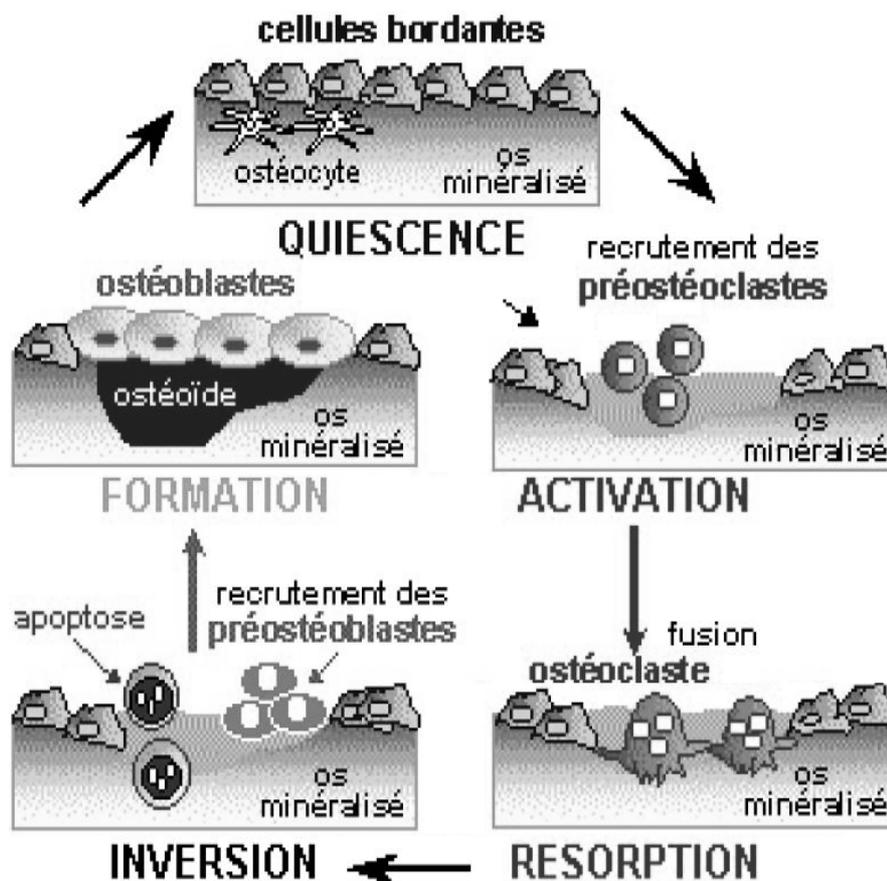


Figure 5 : Les différentes phases du remodelage osseux

Chez l'adulte, chaque cycle de remodelage comprend une phase de résorption osseuse (durée d'environ 1 à 2 semaines) suivie d'une phase de formation osseuse sur période d'environ 3 mois.

I-6- Le remodelage osseux au cours de la vie

Le processus du remodelage osseux n'est pas totalement efficace, ainsi, un infime déficit osseux persiste après chaque cycle excepté pendant la croissance. Au cours de la vie, le remodelage osseux passe par trois phases (Figure 6). Une phase de croissance, où le capital osseux est positif. Au cours de cette phase, les ostéoblastes synthétisent plus de matrice osseuse par rapport à l'activité de résorption. Cette phase passe par un maximum, atteint aux environs de trois ans après la puberté ; ce pic de masse osseuse est différent d'un individu à l'autre. Une phase d'équilibre va suivre cette phase de croissance et se prolongera jusqu'aux environs de 35 ans [Giudicelli98]. Cette phase est caractérisée par une balance osseuse équilibrée. Enfin, après cette phase d'équilibre, se met en place une phase de déficit qui persistera toute la vie. Cette phase est plus prononcée chez la femme que chez l'homme et présentera un maximum durant les 5 à 6 années post-ménopausiques. La perte osseuse observée correspond à un déséquilibre entre l'activité de formation osseuse, assurée par les ostéoblastes et la quantité d'os détruit par les ostéoclastes.

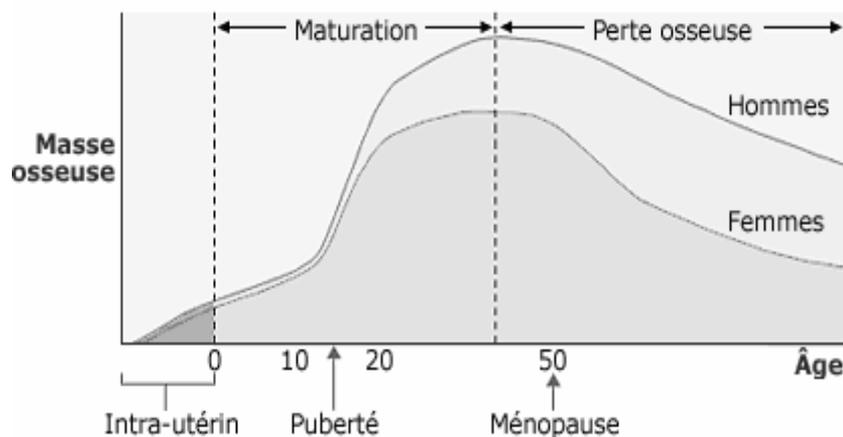


Figure 6 : Evolution de la masse osseuse au cours de la vie

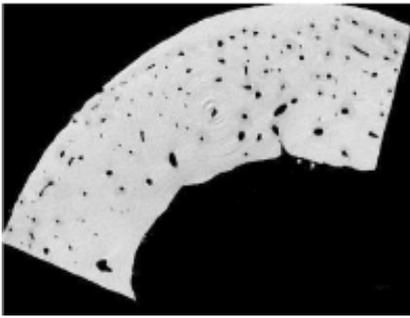
I-7- L'ostéoporose

La carence de certaines hormones (en particulier chez la femme, à partir de la ménopause) peut provoquer non seulement un excès de tissu résorbé à chaque cycle, mais aussi une augmentation de la fréquence du remodelage osseux. Ce processus peut entraîner une perte de masse osseuse pouvant atteindre, à 80 ans, 25% chez l'homme, 40% chez la femme. L'ostéoporose est le résultat d'une balance osseuse exagérément négative. Selon l'Organisation Mondiale pour la Santé (OMS), cette maladie est caractérisée par une diminution de la masse osseuse et par la détérioration de la microarchitecture du tissu osseux, ce qui fragilise l'os et augmente donc le risque de fracture. L'ostéoporose est une pathologie dégénérative du tissu osseux étroitement liée au cycle de vie du squelette [Giudicelli98].

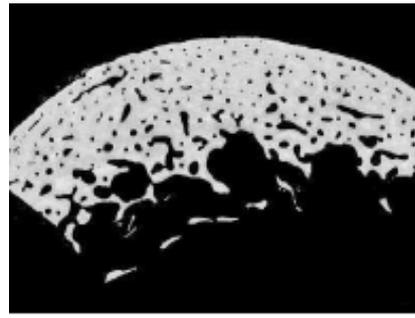
L'expression clinique la plus fréquente de l'ostéoporose est la fracture qui, par les complications qu'elle entraîne (entrée en dépendance, déformations, infirmités,...) fait de cette pathologie un enjeu majeur de santé publique.

L'ostéoporose peut toucher le tissu cortical par son amincissement et par une augmentation de sa porosité (figure 7) et le tissu trabéculaire par un amincissement des travées osseuses entraînant des déconnexions de la microstructure (figure 8).

Bien que le tissu cortical soit prépondérant en termes de masse osseuse (80% contre 20% pour le tissu trabéculaire), il ne représente que 20% de la surface d'échange entre l'os et la moelle (contre 80% pour le tissu trabéculaire). Le tissu trabéculaire se renouvelle cinq fois plus rapidement que le tissu cortical. Du fait de son rôle mécanique, il constitue donc un site privilégié pour l'étude de pathologies osseuses de type ostéoporose.



a

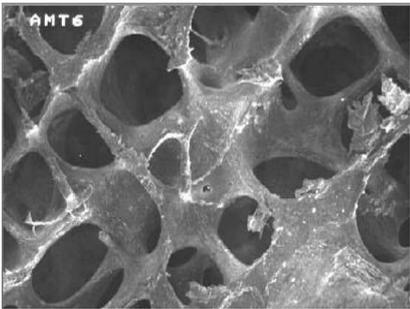


b

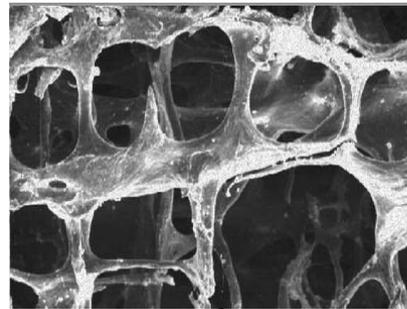
Figure 7 : Structure de l'os cortical:

a : d'une femme de 55ans,

b : d'une femme de 90 ans



a



b

Figure 8 : Structures trabéculaire des vertèbres,

a : d'une femme de 36 ans

b : d'une femme de 74 ans

Sur un plan clinique on peut distinguer 3 types d'ostéoporose.

I-7-1- L'ostéoporose de type 1

Ostéoporose post ménopausique, essentiellement trabéculaire, elle se traduit par des tassements vertébraux et des fractures du radius.

D'un point de vue histologique, elle se traduit par une augmentation des ostéoclastes associée à une diminution d'activité des ostéoblastes. Il en résulte un déséquilibre entre les activités de résorption et de formation osseuse, d'où une diminution progressive de la masse osseuse [Giudicelli98].

I-7-2- L'ostéoporose de type 2

Ostéoporose sénile, elle survient dans les 2 sexes (2 femmes pour 1 homme). Elle touche l'os trabéculaire et cortical, elle est en relation avec les facteurs liés au vieillissement. Ce type d'ostéoporose est la cause essentielle des fractures du col du fémur [Giudicelli98].

I-7-3- L'ostéoporose de type 3

Touche de manière uniforme les hommes et les femmes. Son mécanisme est non élucidé [Giudicelli98].

I-8- Epidémiologie des fractures ostéoporotiques

Pratiquement tous les sites squelettiques peuvent être l'objet de fractures ostéoporotiques, à quelques exceptions près : le crâne, le rachis cervical et les mains. Il s'agit de fractures liées à une moindre résistance osseuse, et survenant pour un traumatisme minime (peut être une chute de sa hauteur), ou sans traumatisme. Les trois fractures ostéoporotiques les plus fréquentes sont par ordre d'âge de survenue : la fracture du poignet (âge moyen de survenue 57 ans), la fracture vertébrale (âge moyen 67 ans) et la fracture de l'extrémité supérieure du fémur (âge moyen 82 ans) (Figure 9).

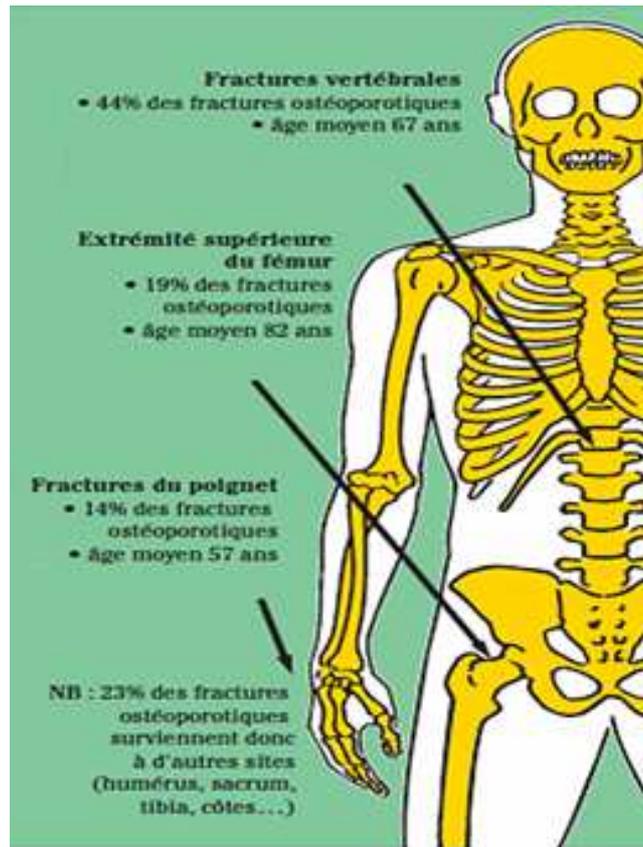


Figure 9 : Répartition des fractures ostéoporotiques

I-8-1- Fracture du poignet

Elle est également désignée fracture du radius, fracture de l'extrémité distale du radius et fracture de l'avant-bras. Cette dernière n'est qu'une variété de fracture distale du radius. Elle survient pour une chute vers l'avant, la main étant positionnée pour amortir la chute. La fracture selon les cas, est traitée par plâtre ou plus rarement par intervention avec pose de matériel. Cette fracture doit être considérée comme un signe d'alarme, et inciter à réaliser une densitométrie osseuse. Celle-ci révèle une ostéoporose (OP) dans 8 à 9 cas sur 10 [Jeandel02]. Il a été prouvé que les sujets ayant eu une fracture du poignet avaient ensuite un risque accru de fracture ostéoporotique. Le risque de fracture vertébrale est également augmenté chez ces sujets.

I-8-2- Fracture vertébrale

Les fractures de vertèbres ne sont pas liées à une chute ou un traumatisme. L'incidence de ces fractures reste sous-estimée

L'âge moyen de survenue des fractures vertébrales (FV) est de 67 ans environ [Jeandel02]. Cependant, l'incidence ne diminue pas par la suite. Les femmes âgées continuent à avoir des FV jusqu'à un âge très avancé.

La plupart des fractures vertébrales apparaissent sans douleur mais elles peuvent engendrer, lorsque les déformations s'accroissent, des douleurs au dos, une cyphose accentuée ou une diminution de la taille du sujet [Cumming02].

Il a été montré qu'il existe une surmortalité après une FV survenant environ deux ans après la fracture : la perte en espérance de vie est de deux ans en moyenne. Les FV surviennent chez des sujets dont l'état général de santé est déficient ; en particulier le décalage dans le temps de la surmortalité est en faveur d'un tel mécanisme.

La FV est également un facteur de risque des autres fractures ostéoporotiques. En particulier une ou plusieurs FV prévalentes conditionnent un risque accru de fracture de l'extrémité supérieure du fémur (FESF). Là aussi, vu la gravité de la FESF, les FV doivent être considérées comme un signe d'appel.

I-8-3- Fracture de l'extrémité supérieure du fémur (FESF)

La FESF est l'apanage du sujet âgé (âge moyen 82 ans). Son incidence augmente de façon exponentielle après 70 ans, et surtout après 75 ans [Jeandel02]. Elle est pratiquement nulle avant 60 ans.

La mortalité après FESF est augmentée de façon considérable par rapport à la population générale du même âge. Environ 1/3 des sujets décèdent dans les 6 mois suivant la FESF. Environ 1/4 à 1/3 des survivants auront une perte d'autonomie importante, nécessitant un placement en long séjour, ou la présence permanente d'une tierce personne.

I-9- Mesure de la masse osseuse

Le critère essentiel du risque ostéoporotique est la mesure de la masse osseuse qui permet de préciser le risque individuel. La technique la plus couramment utilisée est l'ostéodensitométrie ou l'absorptiométrie aux rayons X.

L'OMS recommande l'utilisation du T-score (différence entre la valeur mesurée et la moyenne de la masse osseuse de sujets jeunes considérés comme normaux) pour établir une nouvelle définition de l'ostéoporose basée sur une diminution de la masse osseuse.

L'OMS a défini la perte osseuse selon les grades suivants :

- $-1 \leq T \text{ score} = \text{normal}$,
- $-2,5 \leq T \text{ score} < -1 = \text{ostéopénie}$
- $-2,5 > T \text{ score} = \text{ostéoporose}$,
- $-2,5 > T \text{ score}$ avec au moins une fracture = ostéoporose sévère ou confirmée.



Cette définition ne s'applique qu'aux femmes ménopausées. Pour les femmes non ménopausées, il est plus juste d'utiliser le Z score. Si celui-ci est < -2 , il témoigne d'une insuffisance de densité osseuse [Kolta06].

I-10- Discussion

La quantification de la densité minérale osseuse (DMO) n'est plus suffisante à elle seule pour l'identification des ostéoporotiques à partir d'un âge avancé. Le milieu médical a récemment convenu de la nécessité de caractériser l'état de la microarchitecture de l'os afin d'extraire des informations pertinentes et complémentaires aux descripteurs cliniques (DMO, âge, poids) pour diagnostiquer la présence de l'ostéoporose. Pour ce la, nous verrons dans le chapitre suivant, les techniques de caractérisation de la microarchitecture de l'os.

Chapitre II

Techniques de caractérisation de l'os

II-1- Préambule

Des résultats confirment que les caractéristiques de la microstructure du tissu trabéculaire doivent être prises en compte pour caractériser les attributs mécaniques du tissu osseux. C'est pourquoi l'étude de la microarchitecture osseuse pourrait permettre une amélioration de l'évaluation du risque individuel de fracture, parmi les différentes techniques de caractérisation de la microarchitecture sont l'histomorphométrie, l'IRM, l'ultrason et le scanner.

Dans ce chapitre, nous présenterons succinctement les principales techniques de caractérisation de l'os disponibles à l'heure actuelle et plus particulièrement la tomographie.

II-2- Absorptionmétrerie en double énergie

Le diagnostic actuel repose sur une mesure de Densité Minérale Osseuse (DMO). Cette technique consiste à mesurer l'atténuation des rayons X à travers une région osseuse. La méthode de mesure de référence actuelle appelée DXA (Dual energy X-ray Absorptiometry) consiste à utiliser un faisceau de rayons X avec 2 énergies différentes. Il s'agit de réaliser 2 radiographies avec deux énergies différentes et un traitement permet alors d'obtenir une carte de densité minérale osseuse.

Soit $\mu_i(E)$, coefficient massique d'atténuation d'un matériau pour l'énergie E

M_i la masse surfacique d'un matériau i

Φ_0 le nombre de photons incidents

Φ le nombre de photons arrivant sur le détecteur

D'après la loi de Beer-Lambert, on a :

$$\Phi(E) = \Phi_0(E) \exp\left(-\sum_i \mu_i(E) M_i\right) \quad (\text{II.1})$$

Notons $\log(\Phi_0(E)/\Phi(E)) = \text{mes}(E)$.

Nous mesurerons alors l'atténuation de trois types de matériaux : les tissus maigres(m), les tissus gras (g) et celle de l'hydroxyapatite (hydrox). L'hydroxyapatite est caractéristique des zones osseuses. On aura alors le système d'équation suivant :

$$\text{mes}(E_{BE}) = \mu_m(E_{BE}) M_m + \mu_g(E_{BE}) M_g + \mu_{\text{hydrox}}(E_{BE}) M_{\text{hydrox}} \quad (\text{II. 2})$$

$$\text{mes}(E_{HE}) = \mu_m(E_{HE}) M_m + \mu_g(E_{HE}) M_g + \mu_{\text{hydrox}}(E_{HE}) M_{\text{hydrox}} \quad (\text{II. 3})$$

avec $\text{mes}(E_{BE})$ et $\text{mes}(E_{HE})$, les valeurs des atténuations mesurées à haute et basse énergie

M_m , M_g les masses surfaciques des tissus gras et mous.

En réalisant deux mesures avec des énergies différentes, et connaissant la masse surfacique des tissus mous et la proportion des tissus maigres dans les tissus mous, on aboutit à un système d'équations permettant de déterminer M_{hydrox} qui est relié à la DMO [Lamott06].

On parle d'ostéoporose quand la densité minérale osseuse est inférieure à 2.5 écarts types par rapport à la densité osseuse de référence. La valeur d'écart-type est exprimée en termes de T-score

En clinique, la DXA se pratique sur un corps entier, le rachis lombaire (L1-L4) et l'extrémité supérieure du fémur (figure 10). Les principaux avantages de cette technique sont le faible temps d'examen (de 1 à 12 minutes) et la faible dose d'irradiation. En revanche, elle ne distingue pas l'os cortical de l'os spongieux [Sapain08].

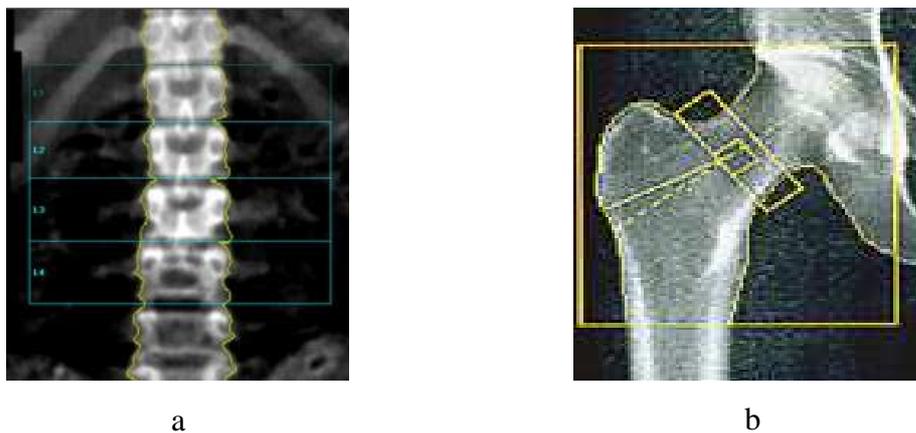


Figure 10 : Exemples d'analyses DXA.

a : sur un rachis lombaire

b : sur un fémur proximal

II-3- Histomorphométrie osseuse

La structure osseuse peut être estimée, in vivo, par histomorphométrie. Cette technique consiste en une biopsie de la crête iliaque (partie supérieure de l'os de la hanche). La Figure 11 présente la position du patient et l'instrument pour réaliser cet acte qui est généralement fait sous anesthésie locale. La carotte osseuse prélevée (environ 8 mm de diamètre) est déshydratée puis incluse dans une résine plastique

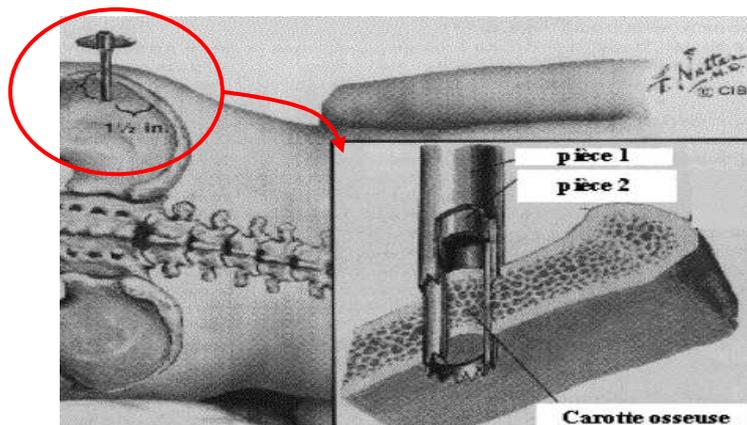


Figure 11 : Représentation de la biopsie de la crête iliaque. La carotte osseuse que l'on récupère est d'environ 8 mm de diamètre

Des sections de quelques microns d'épaisseur sont ensuite réalisées avec un microtome spécial. Un prélèvement complet présente les deux corticales encadrant le tissu trabéculaire [Last03]. En fonction de ce que l'on souhaite observer (cellules, tissu calcifié,...), les coupes sont colorées avec un colorant adapté (Figure 12).

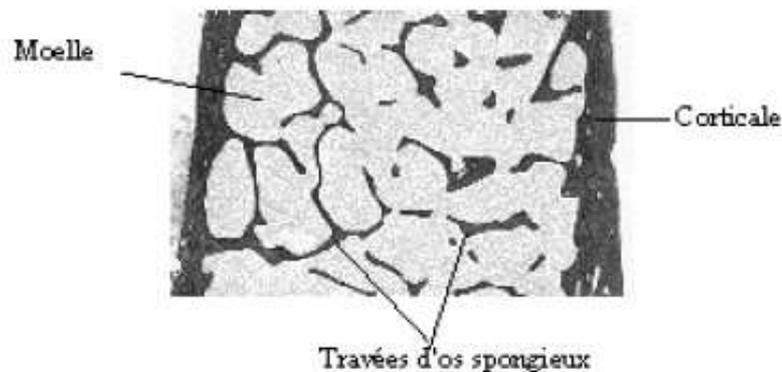


Figure 12 : Coupe histologique d'une biopsie trans-iliaque

L'analyse de ces prélèvements permet d'évaluer avec une excellente résolution spatiale (échelle du micron) des paramètres reflétant l'architecture du réseau trabéculaire. Ce prélèvement donne de plus l'accès à des informations biochimiques très fines sur la capacité de remodelage du tissu osseux, lié à l'équilibre entre ostéoclastes et ostéoblastes.

Le principal inconvénient de cette technique est son caractère invasif. De plus le site analysé n'est pas particulièrement exposé aux fractures. Les études d'histomorphométrie osseuse concernant d'autres sites plus pertinents comme la vertèbre, ne peuvent être menées qu'à partir d'échantillons (in vitro).

II-4- L'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

L'IRM est basée sur les propriétés magnétiques de certains atomes ayant un nombre impair de protons dans leur noyau (^1H , ^{13}C , ^{17}O , ^{19}F , ^{31}P , ^{23}Na , ^{39}K). Ces protons ont la particularité de tourner sur eux-mêmes (« spin ») créant ainsi un champ magnétique dipolaire. Ils deviennent alors assimilables à des petits aimants définis par leur moment magnétique. Cependant, sachant que l'hydrogène a le moment magnétique le plus important et que le corps humain est composé à 70% d'eau (H_2O), l'Imagerie par Résonance Magnétique est souvent appelée imagerie du proton, H^+ [Follet02].

Pour obtenir une image IRM, c'est sur les variations de signaux émis par ces petits aimants que l'on va s'appuyer. Les principales étapes d'une séquence simple d'acquisition sont définies ci-dessous :

- Un puissant champ magnétique va aligner les moments magnétiques des protons dans la même direction. Cependant si le moment résultant de tous les protons est aligné sur B_0 , les moments magnétiques individuels effectuent un mouvement de précession autour de celui-ci à une fréquence appelée fréquence de Larmor.
- Ensuite, une antenne va émettre brièvement une onde Radiofréquence (excitation B_1) à la fréquence de Larmor ce qui va faire rentrer les protons en résonance et ainsi perturber l'alignement, modifiant ainsi l'angle des moments magnétiques par rapport à la direction du champ B_0 .
- Enfin, une antenne réceptrice recueille instantanément les informations caractérisant le retour à « l'équilibre » des protons. Les informations recueillies

sont dépendantes de la densité en proton, du temps de relaxation longitudinal (T1) et du temps de relaxation transversal (T2) de la substance organique excitée.

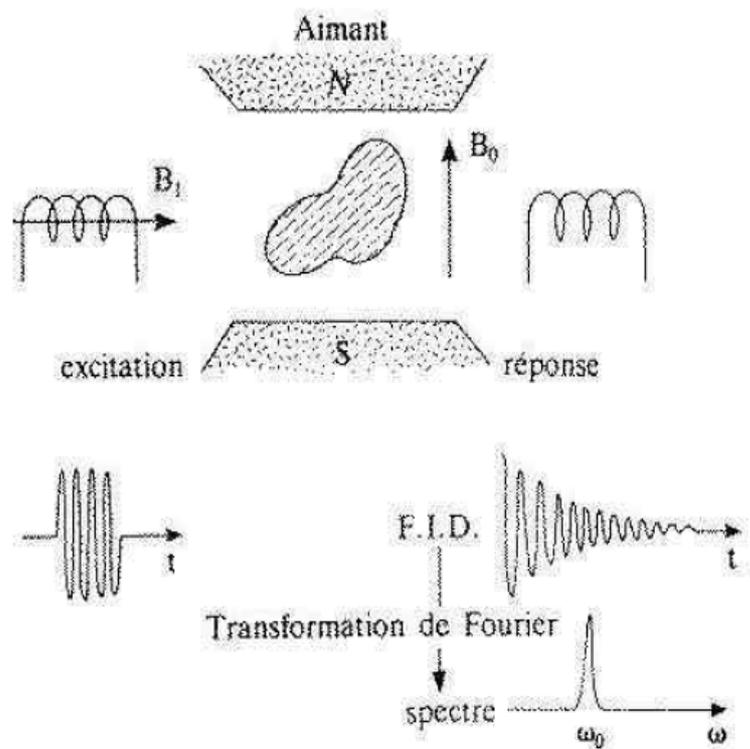


Figure 13 : Principe d'une mesure RMN : l'échantillon placé dans le champ magnétique B_0 acquiert une aimantation M_0 dans l'axe du champ B_0 . Une excitation B_1 à la fréquence de résonance du noyau étudié modifie cet équilibre.

Cette technique a été exploitée pour évaluer l'ostéoporose. Contrairement à la tomographie, l'os cortical ne donne pas de signal. Cependant, on peut avoir une information quantitative sur l'os spongieux indirectement, à partir du signal correspondant à la moelle qui remplit les espaces inter trabéculaires.

Ce type d'examen est impossible pour les patients porteurs de stimulateurs cardiaques dont le nombre augmente avec l'âge. La résolution spatiale est limitée ($66 \times 66 \mu\text{m}$ à 8.5 Tesla in vitro).

II-5- Ultrasons

Le principe des techniques ultrasonores est le calcul de paramètres qui dépendent de la densité osseuse ou de la structure du réseau, tel que la vitesse de propagation du son traversant l'os et l'atténuation des ondes ultrasonores pour une gamme de fréquence. Les images obtenues sont

des cartes de ces paramètres mesurés point par point en déplaçant les transducteurs d'émission et de réception des ondes ultrasonores [Lebras04]. Ce sont donc des images de projections.

Plusieurs études ont déjà montré les liens des paramètres ultrasonores avec la DMO et avec la microarchitecture. Actuellement, cette technique devient une alternative intéressante à la DXA. Ces principaux avantages sont : méthode non ionisante, facilitée de mise en œuvre, appareillage peu coûteux pouvant être portatif, rapidité...

Le principal inconvénient des ultrasons est que seules les extrémités (calcanéum, doigt, radius) peuvent être étudiées.

II-6- Imageries à rayon X

II-6-1- La radiographie

Le principe repose sur la différence d'atténuation des rayons X selon les tissus traversés. Les tissus mous et les cavités arrêtent peu les rayons X alors que les os absorbent beaucoup le rayonnement. L'image radiographique correspond à la projection d'un échantillon selon une direction donnée.

II-6-2- La tomographie

Le mot tomographie signifie textuellement : visualisation (graphe) de coupes (tranches) au sein d'un corps 3D. Techniquement parlant, il s'agit de la méthode utilisée dans les scanners pour visualiser l'intérieur d'un corps de façon non invasive. De nos jours, les scanners sont très utilisés dans les hôpitaux comme moyen de diagnostic. Toutefois, ils servent aussi dans le monde industriel afin, par exemple, de détecter des fissures dans des pièces mécaniques.

II-6-2-1- Le principe

Le principe repose sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X qui traverse un segment du corps. Le tube et les détecteurs tournent autour de l'objet à examiner (figure 14). De multiples profils d'atténuation sont obtenus à des angles de rotation différents. Ils sont échantillonnés et numérisés. Les données sont rétro projetées sur une matrice de reconstruction puis transformées en image analogique.

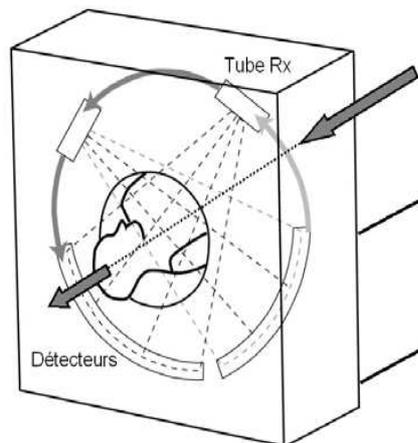


Figure 14 : Le tube et les détecteurs tournent autour du patient. De multiples mesures d'atténuations sont effectuées selon différents angles de rotation du tube

II-6-2-2- Atténuation

Un faisceau de rayons X traversant un objet homogène d'épaisseur x subit une atténuation. La valeur de l'atténuation est obtenue par soustraction entre l'intensité du faisceau de rayons X avant et après traversée de l'objet [Khoury08].

Elle est définie par la relation :

$$\text{Log } I_0/I = \mu x \quad (\text{II} . 4)$$

Avec I_0 : intensité incidente du faisceau

I : intensité émergente

μ : coefficient d'atténuation de l'objet traversé

x : épaisseur de l'objet

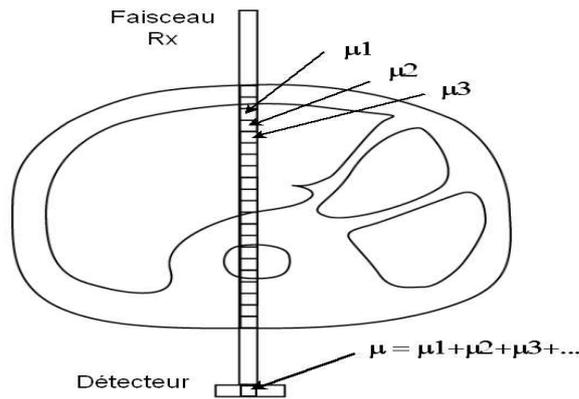


Figure 15 : L'atténuation mesurée par un détecteur dépend de toutes les structures traversées et la valeur de μ est une valeur moyenne

Le faisceau rencontre des structures de densité et d'épaisseur différentes. L'atténuation dépend donc de plusieurs inconnues $\mu_{1 \times 1}$, $\mu_{2 \times 2}$, ... $\mu_{n \times n}$ (figure 15).

II-6-2-3- Projection

Le détecteur transforme les photons X en signal électrique. Ce signal est directement proportionnel à l'intensité du faisceau de rayons. Le profil d'atténuation ou projection correspond à l'ensemble des signaux électriques fourni par la totalité des détecteurs pour un angle de rotation donné (figure 16). Un mouvement de rotation autour du grand axe de l'objet à examiner permet d'enregistrer une série de profils d'atténuation résultants de la traversée de la même coupe selon différents angles de rotation (de l'ordre de 1000 mesures par rotation).

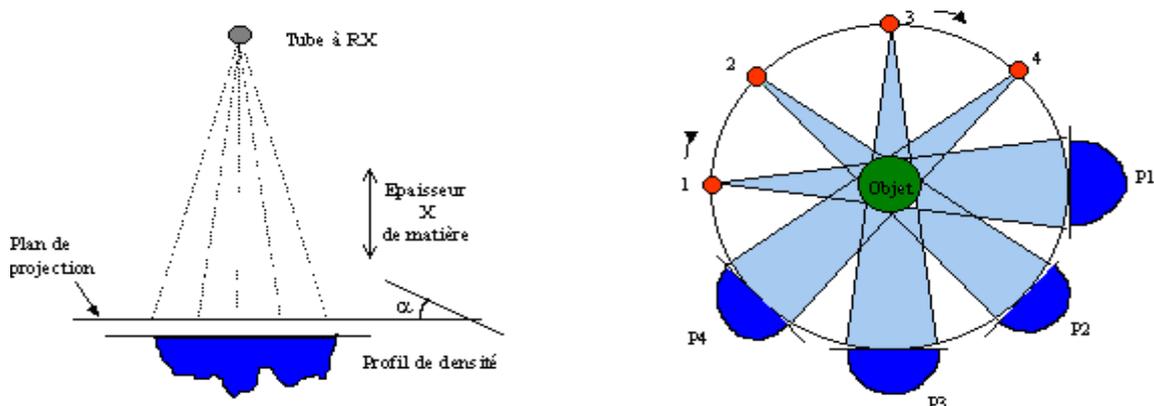


Figure 16: Principe de mesure : A chaque rotation, de multiples profils d'atténuation sont obtenus selon différents angles de rotation

On obtient une projection 2D pour chaque angle de rotation. On forme alors un sinogramme (figure 17) avec l'ensemble des projections. C'est à partir de ce sinogramme que l'on va pouvoir reconstruire l'atténuation de l'objet.

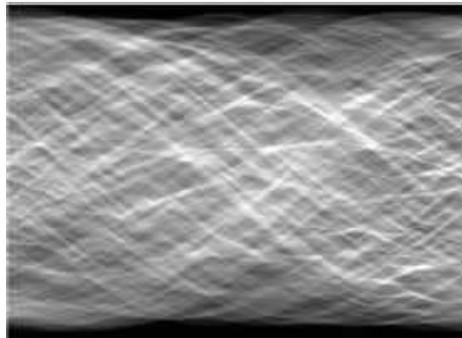


Figure 17 : Exemple d'un sinogramme de 900 projections

II-6-2-4- Reconstitution de l'image

Les méthodes de reconstructions mathématiques permettant de reconstruire une image informatique, peuvent être réparties en deux classes :

- la première utilise des méthodes dites algébriques : reconstruction par itérations.
- la seconde utilise des méthodes dites analytiques : rétroprojection par transformée de fourier.

II-6-2-4-1- Principe de la méthode itérative

L'algorithme d'itération s'applique aisément aux problèmes matriciels. Il consiste simplement à poser une solution première, à effectuer sur cette solution des calculs simples (sommes, produits, quotients), à les comparer avec les données du problème (projections) et à effectuer les corrections nécessaires [Dillenseger09]. Ces solutions sont réitérées jusqu'à l'obtention de la solution définitive (figure 18)

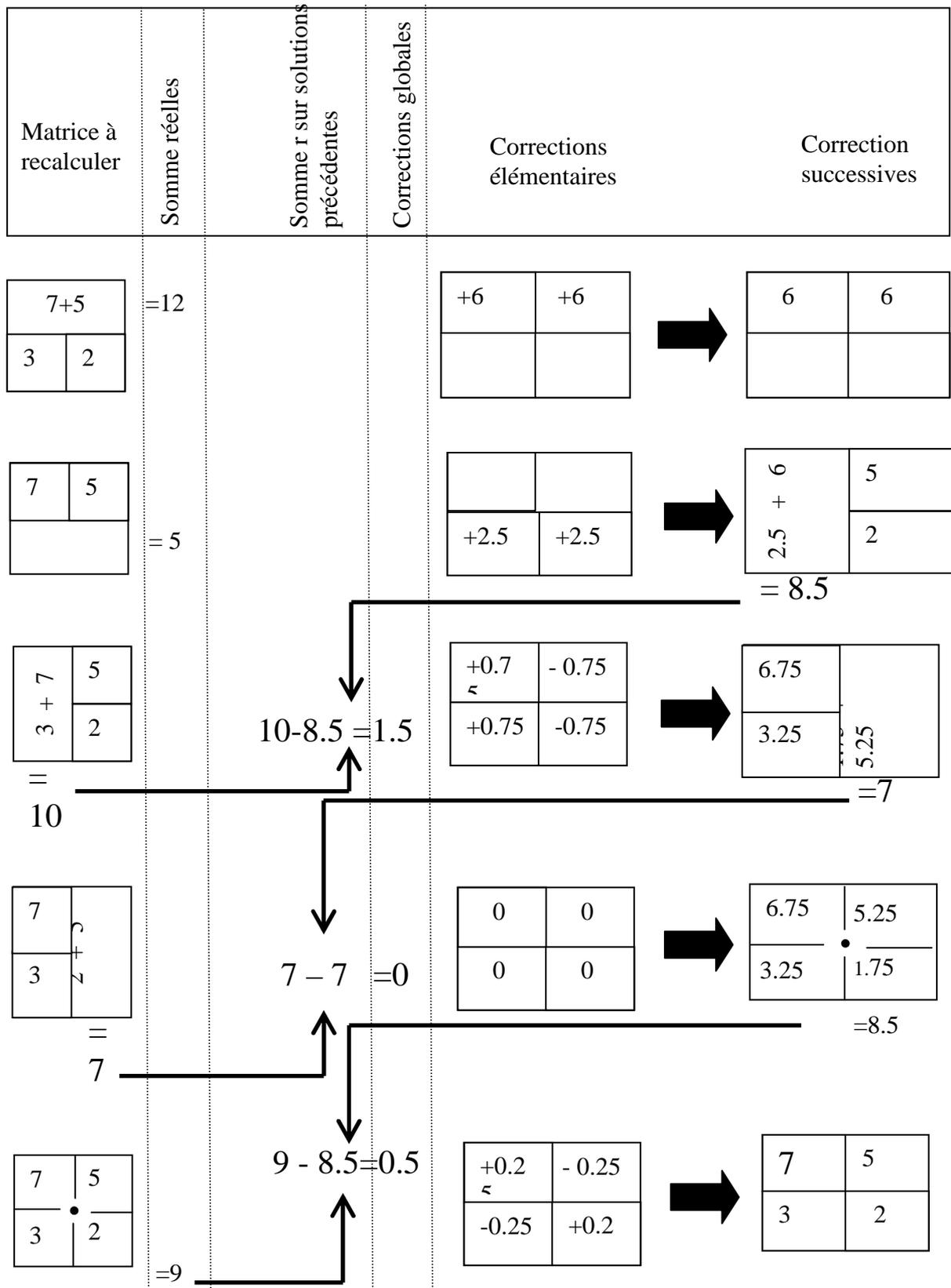


Figure 18 : Exemple de calcul par méthode itérative. La colonne de gauche représente la matrice à recalculer. Les seules informations dont on dispose sont les mesures réelles (sommation des projections) qui se situent dans la deuxième colonne. Les colonnes suivantes montrent les différentes corrections nécessaires à l'obtention du résultat final (en bas à droite).

Ce calcul est simple et rapide pour une matrice à quatre éléments, mais devient vite complexe pour des matrices élevées. Un autre inconvénient de cet algorithme repose sur l'achèvement des mesures avant le début du calcul. L'ordinateur est alors inutilisé pendant toute la durée de l'acquisition, ce qui retarde l'arrivée du résultat, donc de l'image.

La méthode de rétroprojection filtrée est privilégiée avec l'addition des puissances de calcul actuelles.

II-6-2-4-2- Rétroprojection par transformée de Fourier (théorie de la coupe centrale)

La méthode de calcul de rétroprojection par transformée de Fourier est utilisée en scanographie depuis 1973.

II-6-2-4-2-1- Principe de base : rétroprojection simple par transformée de Fourier

Cet algorithme permet de reconstruire une coupe en passant de manière systématique par le domaine fréquentiel. La théorie de Fourier dit que « tout signal peut être décomposé en une infinité de fonctions périodiques d'amplitudes, de fréquences et de phases différentes ». Le profil d'atténuation d'un faisceau de rayons X à la sortie du patient peut alors subir cette décomposition, et les fréquences qui le composent peuvent ainsi être classées dans le domaine fréquentiel de Fourier.

En TDF, les profils d'atténuation acquis sur 360 degrés sont classés un par un, degré par degré, dans un même domaine fréquentiel (« théorème de la coupe centrale »). Une fois le plan de Fourier rempli, il est possible, par l'utilisation d'une transformée de Fourier inverse (TDFi), de se trouver dans le domaine spatial. On a ainsi résolu chaque inconnue de la matrice (pixels) et donc fabriqué une image numérique caractéristique de la tranche irradiée (figure19), c'est ce que on appelle la méthode de rétroprojection par transformée de Fourier. Contrairement à la méthode itérative, celle-ci n'a pas besoin de disposer de l'ensemble de profils d'atténuation pour débiter le calcul de l'image, ce qui représente un gain de temps significatif.

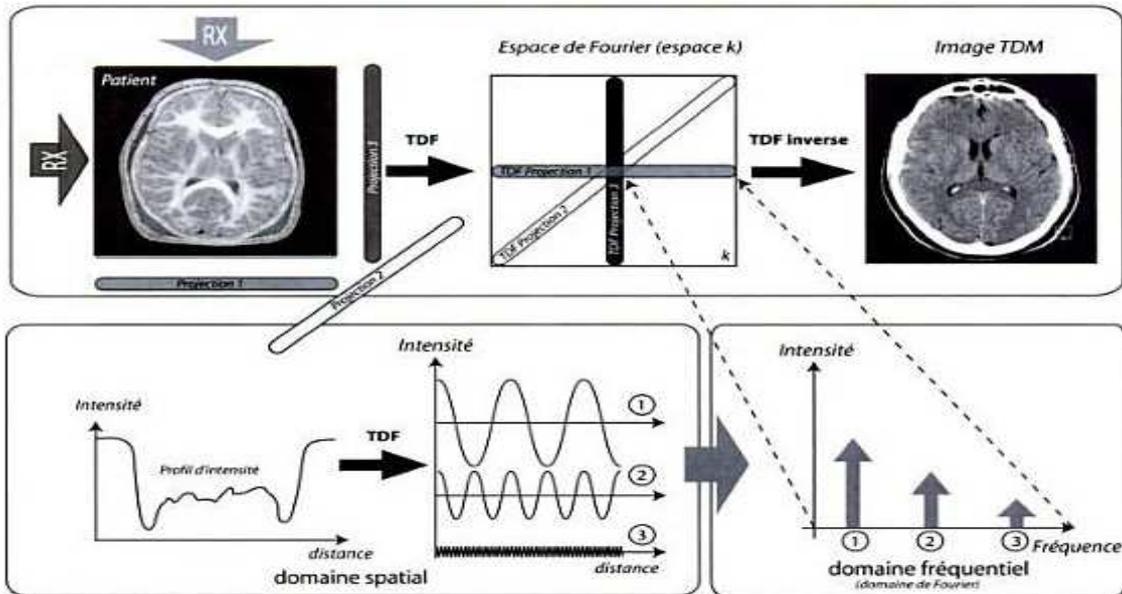


Figure 19 : Principe de la rétroprojection simple par transformée de Fourier : théorie de la coupe centrale.

II-6-2-4-2-2- Rétroprojection filtrée

En réalité, une rétroprojection simple ne suffit pas pour obtenir une image de qualité optimale. Cette technique doit être complétée par des notions de filtrage dans le domaine de Fourier, c'est la rétroprojection filtrée.

Quand on observe une coupe obtenue avec une technique de rétroprojection simple, celle-ci n'atteint pas le niveau de netteté de l'objet de référence. En effet, les contours de l'objet, pourtant nets en réalité, apparaissent voilés. Cela s'explique par le fait qu'un profil d'atténuation se projette (après TDFi) sur l'ensemble du plan (image) en fonction de sa position angulaire. L'ensemble des projections se superposent alors sur l'image et voilent les contours de la structure étudiée, on parle aussi d'artéfacts en étoile, plus marqués quand le nombre de projection est faible (figure 20).

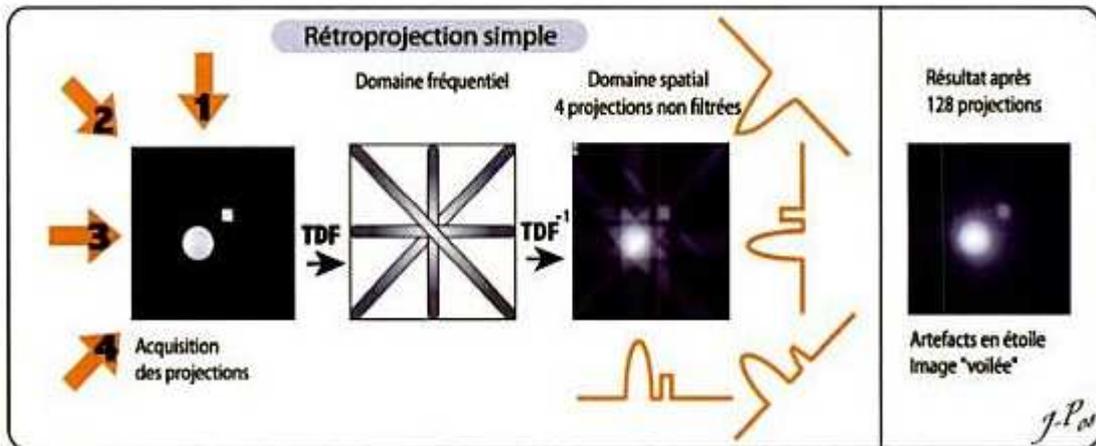


Figure 20 : L'image obtenue avec un nombre suffisant de projections par technique de la rétroprojection simple n'est pas aussi nette que l'objet étudié, un voile de fond persiste.

On sait que dans le plan de Fourier les basses fréquences, correspondant au contraste de l'image, se trouvent dans la partie centrale du plan tandis que les hautes fréquences responsables des détails se situent en périphériques de l'espace. Cette méthode est relativement simple d'un point de vue informatique car elle se résume à des multiplications. D'un point de vue strictement spatial, ce filtrage revient à renforcer d'avantage les transitions des différents profils d'atténuation (figure 21,22).

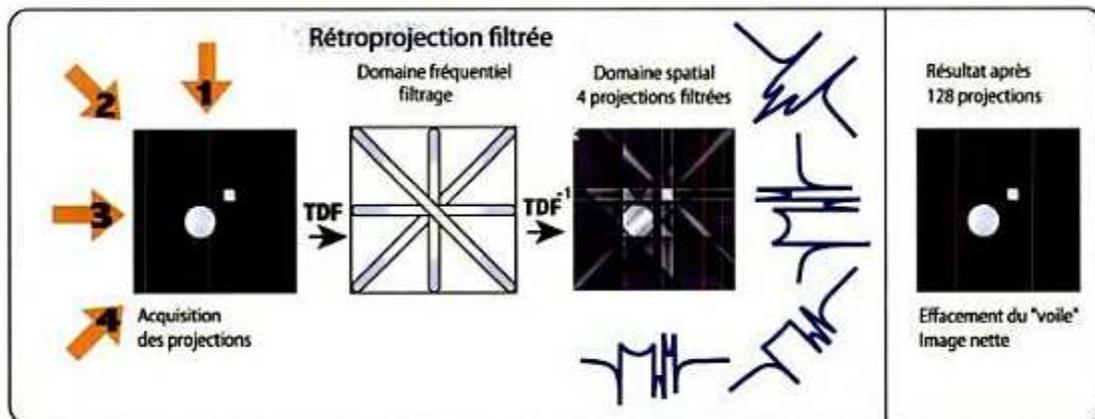


Figure 21 : L'image obtenue avec un nombre suffisant de projections par technique de rétroprojection filtrée est plus nette qu'en rétroprojection simple.

Lors du filtrage, on affecte à chaque valeur fréquentielle (du plan de Fourier) un coefficient imposé par le filtre. Le filtre utilisé en scanner est dit de « rampe atténuée ». Il permet d'amplifier les hautes fréquences extrêmes responsables du bruit de l'image. En réalité, le filtre de « rampe atténuée » est issu du produit d'un filtre de rampe (qui est une droite) par un filtre lissant (de type « passe bas »).

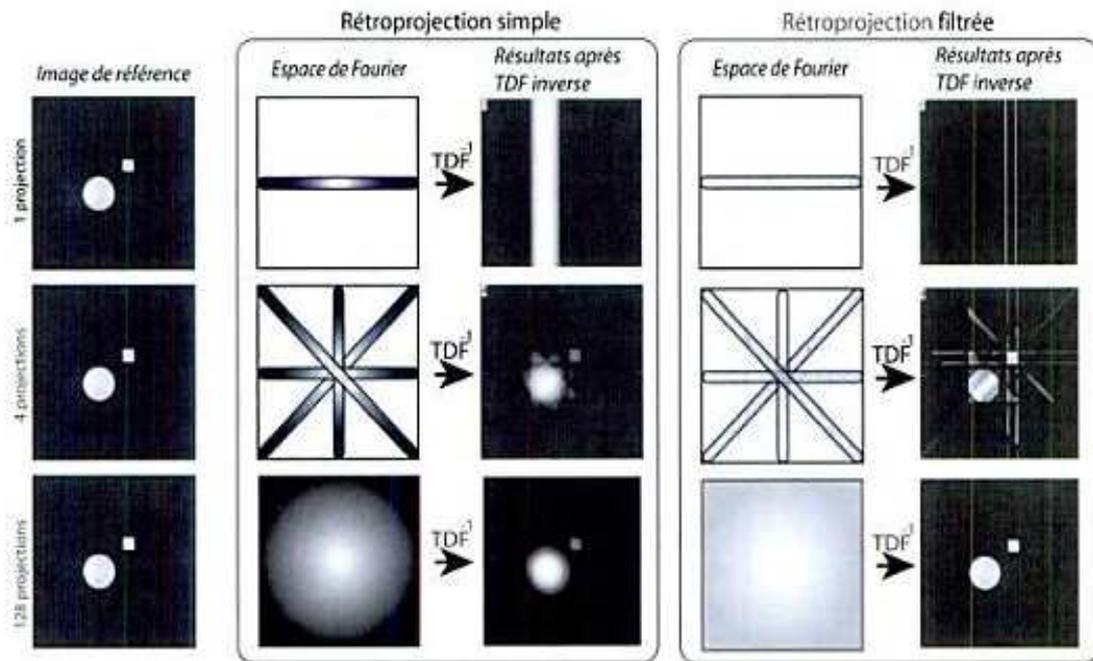


Figure 22 : Comparaisons des méthodes de rétroprojection simple et de rétroprojection filtrée. On remarque que lorsqu'on effectue un filtrage préalable dans le plan de Fourier, l'image résultante se rapproche d'avantage de l'image de référence.

II-6-2-5- Adaptation du filtrage aux différents tissus

L'opération de filtrage (décrite ci-dessus) permet donc l'obtention d'images scanographiques non voilées. Néanmoins le résultat est lié en TDM (Tomodensitomètre) au type de tissu étudié. En effet, l'étude de certaines structures demandent une résolution spatiale encore plus marquée, (tissus osseux) alors que d'autre (tissu mous) demandent une augmentation de la résolution en contraste. Il est difficile en scanner d'obtenir une image possédant à la fois une bonne résolution spatiale et une bonne résolution en contraste, ce qui suppose un compromis. La pente et l'allure du filtre de rampe atténuée sont alors ajustées pour adapter le filtrage au type de tissu étudié.

On distingue deux grandes familles de filtres :

- ceux qui privilégient les hautes fréquences, c'est-à-dire la résolution spatiale.
- Ceux qui privilégient les basses fréquences, c'est-à-dire résolution en contraste.

Pour privilégier la résolution spatiale de l'image, permettant d'optimiser l'étude des structures fines, on utilise des filtres « durs » qui amplifient légèrement les hautes fréquences. A l'inverse, pour privilégier la résolution en contraste, permettant l'étude des parties molles, on utilise un filtre « mou » qui augmente la proportion des basses fréquences présentes dans l'image finale, c'est-à-dire ses contrastes (figure 23). En pratique, ces deux catégories se déclinent en une dizaine de filtres adaptés aux différentes structures anatomiques.

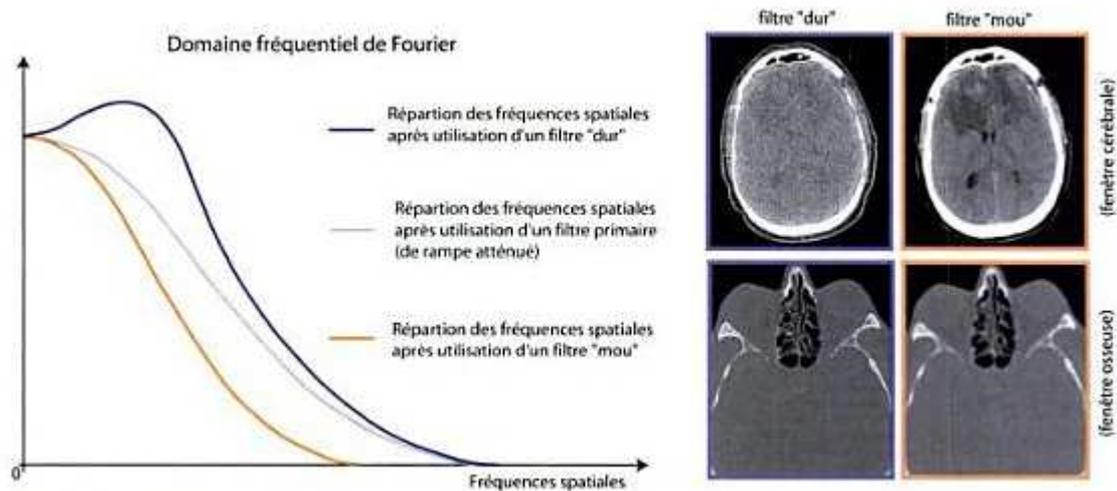


Figure 23 : Utilisation de filtres spécifiques permettant de privilégier la résolution en contraste, « filtre passe mou » ou la résolution spatiale, filtre dur. Ces schémas permettent de visualiser le rôle des différents filtres dans la répartition des fréquences spatiales du domaine de Fourier

II-6-2-6- Le système de visualisation et de traitement

II-6-2-6-1- Visualisation

Les images sont présentées sur l'écran vidéo de la console. La matrice de présentation peut être équivalente à la matrice de reconstruction. Cette matrice présente un grand nombre d'éléments image (jusqu'à 1024*1024 pixels).

II-6-2-6-2- Traitement des images (Fenêtre et niveaux de gris)

Pour comparer l'ensemble des densités présentes dans le corps humain, Hounsfield les classe sur une échelle (qui porte son nom) en prenant pour référence la valeur de l'absorption de l'eau. Il propose ensuite une méthode d'observation (fenêtrage) qui permet de centrer l'étude en contraste sur une portion précise de l'échelle de Hounsfield. Ce concept qu'il a imaginé ne peut être exploité qu'à condition de transformer les profils d'intensité de l'image radiante en signal numérique.

II-6-2-6-3- Définition de l'échelle de Hounsfield

Hounsfield a réparti sur une échelle 2000 coefficients d'atténuation (μ) susceptibles d'être présents dans le corps humain (air, tissus mous, os, métal), en proposant une nouvelle unité qui porte son nom l'unité Hounsfield (UH). Les calculs des (UH) ont pour référence le coefficient d'atténuation (μ) de l'eau. La valeur Hounsfield de l'eau représente le « zéro » (valeur de référence).

$$UH = \frac{\mu T - \mu H_2O}{\mu H_2O} * 1000 \quad (II. 5)$$

μT est le coefficient d'atténuation du tissu étudié.

L'échelle de Hounsfield classe les tissus en tenant compte de leur coefficient d'atténuation (figure 24), elle s'étend de -1000 UH pour l'air à plusieurs milliers d'UH pour l'os compact [Dillenseger09].

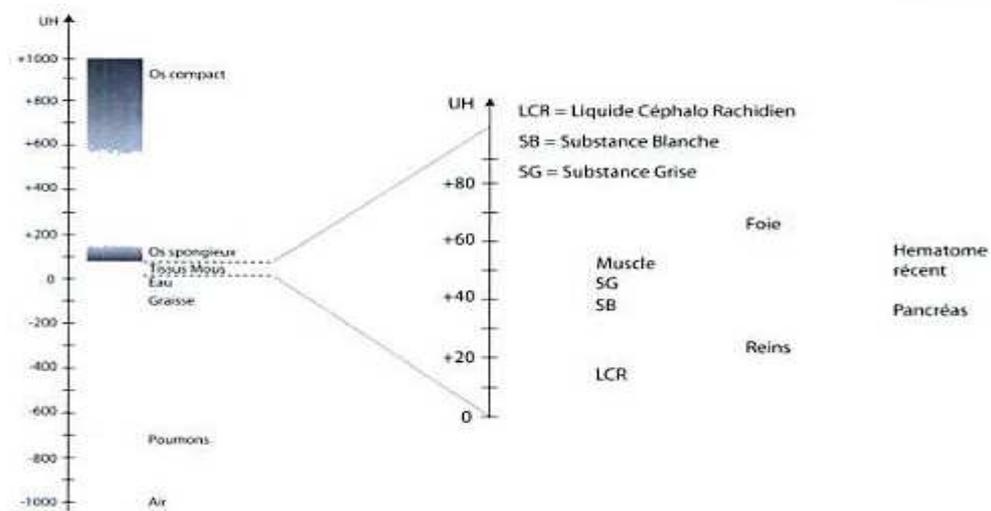


Figure 24 : Classification des tissus sur l'échelle de Hounsfield.

De manière générale, on distingue trois « zones » sur l'échelle de Hounsfield :

- les structures peu denses (parenchyme pulmonaire) qui se situent dans la partie négative de l'échelle
- les tissus dits « mous » ayant des coefficients d'atténuation très proches se regroupent de -100 à +100 UH (graisse, foie, cerveau, reins...)
- les structures denses (os et calcification) s'étendent de +100 UH à plusieurs milliers d'UH.

Après l'obtention de l'image scanographique, l'échelle de Hounsfield peut en théorie être composée de plusieurs milliers de niveaux de gris différents (un niveau de gris par UH). Or, l'œil humain ne peut en distinguer qu'une vingtaine. Si on répartit une échelle de gris sur l'ensemble de l'échelle de Hounsfield, les tissus mous ne sont pas discernés par l'œil, par manque de contraste. On retrouve alors le manque de contraste des parties molles de la radiologie standard, ce qui constitue l'une des lacunes du scanner. Il paraît donc nécessaire de n'attribuer l'échelle de gris qu'à une portion spécifique de l'échelle de Hounsfield, afin de pouvoir étudier avec un contraste « visible » les tissus souhaités. Cette opération nommée fenêtrage permettra de compenser les limites physiologiques de l'œil humain.

Une fenêtre est caractérisée par son niveau « WL » (window level) et sa largeur « WW » (window width) (figure 25)

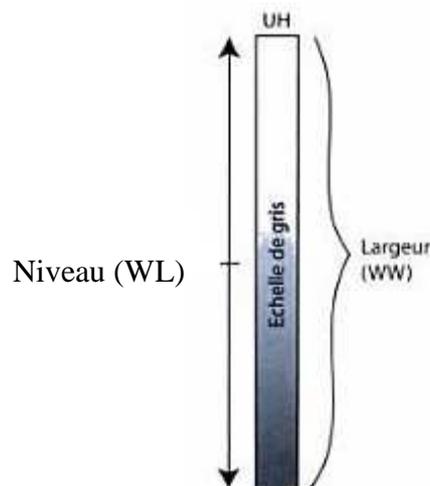


Figure 25 : Une fenêtre est caractérisée par son niveau (window level) et sa largeur (window width)

Le niveau définit le centre de la fenêtre et s'approche de la valeur Hounsfield de la structure étudiée.

La largeur représente le pouvoir de discrimination visuelle des valeurs Hounsfield, elle doit être :

- soit étendue pour l'étude d'un maximum de structures de densités différentes et espacées sur l'échelle de Hounsfield
- soit étroite pour obtenir une discrimination dans l'étude de structures de densités très voisines.

Les fenêtres « osseuses », « pulmonaire » et « molles » constituent les trois grands types de fenêtrage (figure 26)

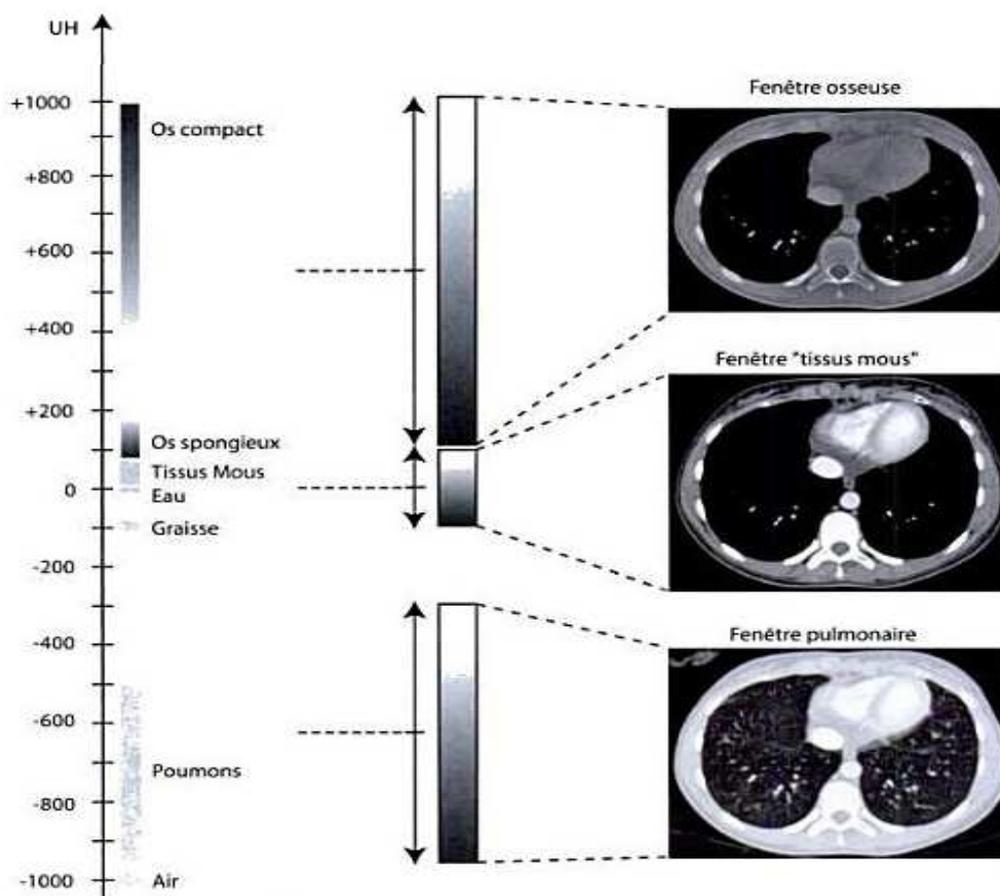


Figure 26 : Les trois principales « familles » de fenêtrage.

- Les fenêtres osseuses ont une largeur très étendue, ce qui permet d'englober l'ensemble des tissus osseux (spongieux et compact), et ont un niveau relativement élevé.
- Les fenêtres pulmonaires possèdent une largeur étendue, et leur niveau bas se situe dans la portion négative de l'échelle de Hounsfield afin de contenir l'ensemble des structures du parenchyme pulmonaire.
- Les fenêtres « molles » sont spécifiques des tissus mous ayant des UH proches situées à peine au-dessus de l'UH de référence qui est l'eau. Elles sont dites « étroites » ou « serrées », du fait de la faible étendue des valeurs Hounsfield de ces tissus et leur niveau proche du zéro.

II-7- Discussion

Pour l'imagerie ultrasonore (utilisée en mode réflexion) les structures osseuses présentent trop d'écho et beaucoup de bruit de mesures 'échos parasites' à la forme géométrique des surfaces de structures denses et ne permettent pas de recueillir des images de bonne qualité. L'IRM dans son utilisation la plus fréquente s'appuie sur la différence entre les propriétés électromagnétiques des tissus étudiés, très dépendants de la concentration de proton constituant le tissu étudié. La faible proportion de protons au sein du tissu osseux rend donc l'utilisation de l'IRM peu adéquate pour accéder à des informations fiables sur les structures osseuses. Ces deux systèmes d'imagerie restent néanmoins des outils de choix dans l'analyse des systèmes musculaires, ligamentaires, tendineux ainsi que pour l'analyse d'organes vitaux tels que le cerveau ou le coeur.

Il apparaît ainsi que l'imagerie par rayons X (radiographie et CT-scan) semble actuellement la plus appropriée pour l'analyse des structures ostéoarticulaires, il s'agit d'ailleurs du mode d'imagerie le plus répandue dans le monde médical.

Après avoir passé en revue les principaux systèmes d'acquisition des images scanner, le prochain chapitre portera sur les différentes études de la microarchitecture de tissus osseux.

Chapitre III

Outils de caractérisation de la microarchitecture trabéculaire

III-1-Préambule

Le recueil des informations accessibles par l'imagerie doit tenir compte des contraintes de l'acquisition d'image conditionnant l'accès in vivo ou in vitro mais aussi du type d'analyse bidimensionnelle ou tridimensionnelle. Dans l'idéal, cette imagerie doit permettre une évaluation quantitative de la morphométrie osseuse. Cette quantification a pour but de discriminer les patients ayant des altérations de la microarchitecture et de permettre l'évaluation des effets d'interventions thérapeutiques, mais aussi, de mieux connaître les relations entre microarchitecture et résistance osseuse. Les méthodes d'évaluation de la microarchitecture osseuse doivent être adaptées aux caractéristiques de la microstructure trabéculaire osseuse. Ce chapitre portera sur les différents outils de caractérisation de la microarchitecture trabéculaire osseuse tel que l'analyse morphologique, l'analyse texturale et l'analyse topologique.

III-2- Analyse morphologique

Les caractéristiques morphologiques sont relatives à la taille et à l'espacement des travées ainsi qu'à la porosité. Les principaux paramètres micro architecturaux ont été détaillés dans les différents travaux de Cortet & al et Legrant & al [Cortet95], [Legrant99]. Les premiers paramètres ont été développés par Parfitt & al [Parfitt83]. Le principal paramètre mesuré est la fraction volumique de l'os (BV/TV) (Bone Volume/Tissue Volume) par la méthode du MIL (Mean Intercept Length) [Whitehouse74] qui permet de calculer le nombre de travées (TbN) en rapportant le nombre d'interceptions entre des lignes test et les interfaces os trabéculaire et moelle à la longueur de lignes test parallèles (Figure 33). Bien qu'habituellement, en ce qui concerne les données histomorphométriques, les paramètres de Parfitt soient calculés, ces mêmes paramètres peuvent tout à fait être mesurés (et non pas calculés) à partir d'images tomodensitométriques (scanner) ou en IRM. Des corrélations significatives ont été mises en évidence entre l'évaluation 2D par histomorphométrie [Dempster01].

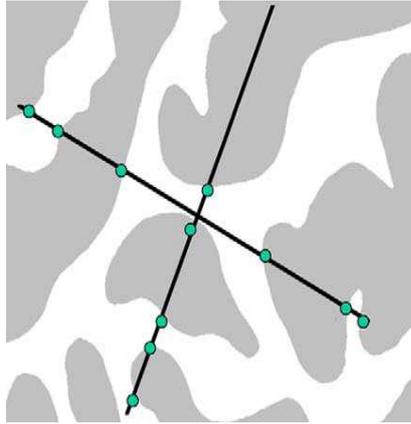


Figure 32 : Mesure des paramètres de Parfitt par la méthode du mean intercept length (MIL).

La méthode de MIL (Mean Intercept Length) consiste à couvrir l'image par un réseau de lignes parallèles ayant un espacement uniforme et à comptabiliser le nombre d'intersections entre ces lignes tests et l'interface os-espace médullaire (intersections repérées par les points). On peut alors calculer le nombre de travées ($Tb.N$) avec la formule suivante : $Tb.N = \text{Nombre d'intersections rapporté à la longueur totale des lignes tests}$. À partir de cette valeur, les autres paramètres morphologiques peuvent alors être calculés.

Néanmoins, alors que le BV/TV et le BS/TV sont des paramètres mesurables directement sur les images 2D, les autres paramètres (nombre de travées, épaisseur des travées, espacement intertrabéculaire) sont calculés de façon indirecte en faisant l'hypothèse d'un modèle fixe de plaques et poutres [Parfitt83]. Une telle hypothèse est cependant critiquable du fait des différences de microarchitecture qui existent d'un site osseux à l'autre et du fait de l'évolution de la microarchitecture, en particulier avec l'âge et les effets de la ménopause.

III-3- Analyse de texture

III-3-1- Définition de texture

Selon Haralick [Haralick79] la texture est un phénomène à deux dimensions : la première correspond aux motifs de base ou primitives [Barré99] à partir desquels est formée la texture, et la deuxième est l'organisation spatiale de ces primitives. Cette distribution peut être ordonnée ou aléatoire.

L'analyse de texture à partir d'une image de tissu osseux consiste à associer à une texture des paramètres mathématiques. Dans le cas de l'os spongieux, les paramètres observés sont une combinaison de l'orientation des travées d'une part et de la connectivité du réseau d'autre part [Sapin08]. Différentes techniques d'analyse de texture sont utilisées

III-3-2- Analyse statistique

III-3-2-1- Matrice de cooccurrence

La matrice de cooccurrence permet de déterminer la fréquence d'apparition d'un motif formé par deux pixels. Elle tient compte du nombre de niveaux de gris dans l'image (N_g) et de leur répartition spatiale. La matrice contient N_g lignes et N_g colonnes. Elle dépend de deux paramètres : la distance entre les deux pixels considérés (d) et l'orientation de la droite reliant ces deux pixels par rapport à l'horizontal (θ).

On considère deux pixels de l'image ayant les niveaux de gris $N_i=i^{\text{ème}}$ niveau de gris et $N_j=j^{\text{ème}}$ niveau de gris. Pour une direction θ ($\theta=0^\circ, 45^\circ, 90^\circ$ et 135°) donnée, l'élément M_{ij} de la matrice correspond au nombre d'apparition du motif N_i-N_j , distant de d dans la direction θ

I =	<table border="1" style="display: inline-table;"><tr><td>1</td><td>4</td><td>2</td><td>3</td></tr><tr><td>3</td><td>1</td><td>4</td><td>2</td></tr><tr><td>3</td><td>2</td><td>1</td><td>3</td></tr><tr><td>1</td><td>3</td><td>4</td><td>1</td></tr></table>	1	4	2	3	3	1	4	2	3	2	1	3	1	3	4	1
1	4	2	3														
3	1	4	2														
3	2	1	3														
1	3	4	1														

$\Phi(1,0) =$	<table border="1" style="display: inline-table;"><thead><tr><th>Ni/Nj</th><th>1</th><th>2</th><th>3</th><th>4</th></tr></thead><tbody><tr><th>1</th><td>0</td><td>1</td><td>3</td><td>3</td></tr><tr><th>2</th><td>1</td><td>0</td><td>2</td><td>2</td></tr><tr><th>3</th><td>3</td><td>2</td><td>0</td><td>1</td></tr><tr><th>4</th><td>3</td><td>2</td><td>1</td><td>0</td></tr></tbody></table>	Ni/Nj	1	2	3	4	1	0	1	3	3	2	1	0	2	2	3	3	2	0	1	4	3	2	1	0
Ni/Nj	1	2	3	4																						
1	0	1	3	3																						
2	1	0	2	2																						
3	3	2	0	1																						
4	3	2	1	0																						

Figure 33 : Matrice de cooccurrence $\Phi(1,0)$ de l'image I ayant 4 niveaux de gris, pour une distance $d=1$ et la direction $\theta=0^\circ$

Une fois la matrice symétrique réalisée, il est possible d'en extraire plusieurs paramètres (annexe d). Ils contiennent des informations sur la finesse, la directionnalité et la granularité de la texture etc.

Cortet et al [Cortet99] ont trouvé que huit sur neuf des différents paramètres statistiques étaient statistiquement différents entre deux groupes de femmes témoins et ostéoporotiques. Le calcul de l'énergie a permis de trouver une relation entre les paramètres

de la matrice de cooccurrence de calcanéum et la DMO (Densité Minérale osseuse) du col fémoral [Lepessailles07]. Dans l'étude de Paquet & al [Paquet96], la matrice de cooccurrences a permis pour une orientation donnée (10degré) et pour une distance d, de trouver la largeur des trabécules par les différents contrastes.

III-3-2-2- Matrice de longueur de plages

L'analyse de la texture par la méthode des matrices de longueur de plage consiste à évaluer, pour chaque direction θ , le nombre de plages de longueur l ayant un niveau de gris i. nous obtenons ainsi une matrice P (i, l) pour chaque direction θ . L'apparition d'un motif de texture engendre forcément une variation importante de niveaux de gris suivant une direction θ , Galloway a défini les paramètres significatifs de cette apparition de motif qui sont dans l'annexe 4:

I =																	
	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr><td>0</td><td>1</td><td>2</td><td>3</td></tr> <tr><td>0</td><td>2</td><td>3</td><td>3</td></tr> <tr><td>2</td><td style="background-color: #90EE90;">1</td><td style="background-color: #90EE90;">1</td><td style="background-color: #90EE90;">1</td></tr> <tr><td>3</td><td>0</td><td>3</td><td>0</td></tr> </table>	0	1	2	3	0	2	3	3	2	1	1	1	3	0	3	0
0	1	2	3														
0	2	3	3														
2	1	1	1														
3	0	3	0														

P(0,1) =																										
	<table border="1" style="display: inline-table; border-collapse: collapse; text-align: center;"> <tr><th>i/l</th><th>1</th><th>2</th><th>3</th><th>4</th></tr> <tr><th>0</th><td>4</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><th>1</th><td>1</td><td>0</td><td style="background-color: #90EE90;">1</td><td>0</td></tr> <tr><th>2</th><td>3</td><td>0</td><td>0</td><td>0</td></tr> <tr><th>3</th><td>3</td><td>1</td><td>0</td><td>0</td></tr> </table>	i/l	1	2	3	4	0	4	0	0	0	1	1	0	1	0	2	3	0	0	0	3	3	1	0	0
i/l	1	2	3	4																						
0	4	0	0	0																						
1	1	0	1	0																						
2	3	0	0	0																						
3	3	1	0	0																						

Figure 34 : Matrice de longueur de plage P(0,1) de l'image I ayant 4 niveaux de gris, pour une distance d=1 et la direction $\theta=0^\circ$

La matrice de longueur de plage est utilisée pour l'étude de la texture de tissu osseux et le paramètre RLE peut fournir la même information que la DMO [Lasbleiz05] [Paquet95].

III-3-3- L'analyse fractale

Les structures fractales sont constituées d'un motif particulier dont la reproduction récursive génère une autosimilarité invariante quelque soit l'échelle d'observation. A titre illustratif, on peut facilement évaluer la dimension fractale D pour les courbes de Von Koch (de type « flocon de neige »).

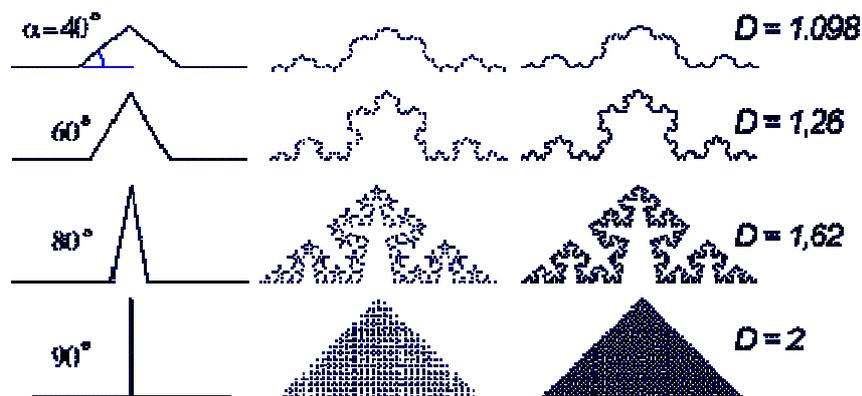


Figure 35 : tracé d'une fractale

En géométrie ordinaire, on dit qu'une courbe est un espace à 1 dimension précisément parce qu'on sait mesurer les longueurs le long de la courbe et qu'on peut repérer tout point de la courbe par un seul nombre, son abscisse, c à dire sa distance depuis le point pris comme origine. De même, toujours en géométrie ordinaire, on dit que les surfaces sont des espaces à deux dimensions parce qu'il suffit de deux coordonnées pour en repérer les points. Ces nombres entiers 1 ou 2 sont appelés dimensions euclidiennes. Il est impossible de désigner ainsi un point d'une fractale, puisqu'on ne peut pas mesurer de longueur le long de la fractale. Une ligne fractale dessinée dans un plan appartient bien à ce plan, de dimension 2, mais on ne peut pas dire qu'elle soit de dimension 1. Par contre, on dispose du nombre D , nombre réel, qui est proche de 1 quand la fractale est "plutôt" lisse, qui augmente quand la fractale devient plus accidentée, et qui tend vers 2 quand la fractale ressemble à une surface.

En quelque sorte, ces fractales réalisent une sorte d'évolution entre les courbes lisses et les surfaces de la géométrie classique, alors que le nombre D évolue de 1, dimension euclidienne d'une courbe lisse, à 2 dimension euclidienne d'un morceau de plan. Pour cette raison, ce nombre D est appelé dimension fractale de la courbe fractale.

La dimension fractale D est un paramètre de texture qui quantifie la complexité d'une structure fractale d'un objet [Fazzalari96]. De nombreux éléments biologiques sont assimilés à des objets fractals afin de quantifier leur complexité par la dimension fractale (réseau vasculaire par exemple). D'un point de vue mathématique, ces éléments ne sont pas des objets

fractals parfaits mais montrent cette propriété pour une gamme d'échelle limitée. De même, l'os spongieux n'est pas un objet fractal parfait mais l'interface os/moelle présente des propriétés d'objet fractal dans l'intervalle de dimension limité [Fazzalari96], [Majumdar95].

Le mouvement brownien fractionnaire (FBM, fractional brownian motion) est un processus aléatoire caractérisé par un exposant H compris entre zéro et un. Plus la valeur de H est proche de zéro et plus le processus est agité (figure 36). L'équipe IPROS (Institut de Prévention et de Recherche sur l'Ostéoporose) [Benhamou00] applique au modèle FBM l'estimateur du maximum de vraisemblance (MLE, Maximum Likelihood Estimator) pour estimer l'exposant H . Cet estimateur est celui qui garantit la meilleure précision mathématique puisqu'il s'agit d'un estimateur sans biais et de variance minimale [Benhamou94]. Les profils de niveaux de gris de l'image de texture sont mis en adéquation avec le modèle du FBM, l'exposant H étant estimé à partir MLE.

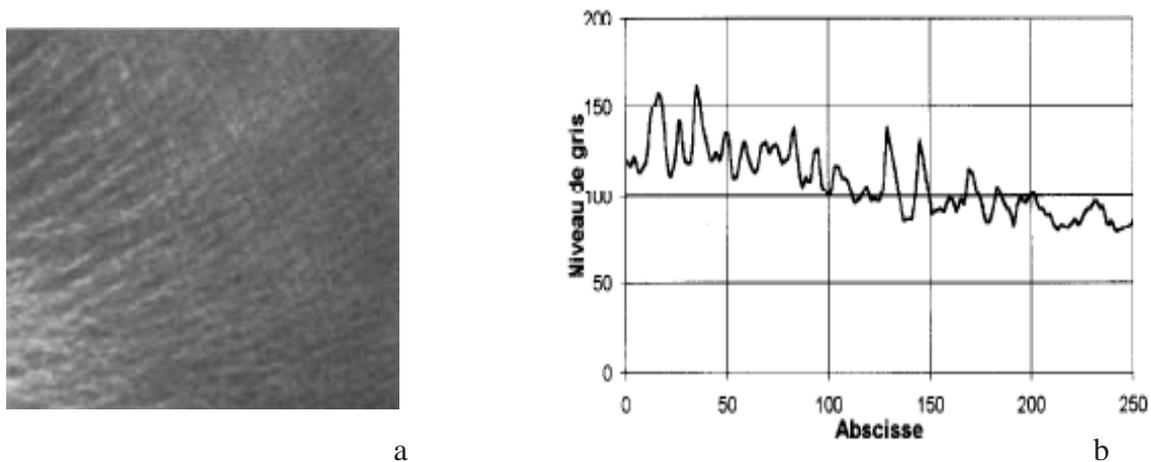


Figure 36 : a : Profil de niveaux de gris, b : prélevé suivant une ligne de l'image de niveaux de gris (a). Le profil représente un signal 1D agité, modélisé par un processus aléatoire du mouvement brownien fractionnaire. L'exposant H de ce modèle est estimé à partir de l'estimateur du maximum de vraisemblance.

Les résultats sont rendus en moyennant les valeurs obtenues dans les différentes directions. On peut donc soit retenir un seul chiffre pour l'ensemble de l'image, soit un chiffre par la direction analysée (figure 37). Le résultat est exprimé soit en valeur de dimension fractale D , soit en valeur de l'exposant H ($H=2-D$ pour le cas d'une analyse bidimensionnelle, $H=3-D$ pour le cas d'une analyse tridimensionnelle).

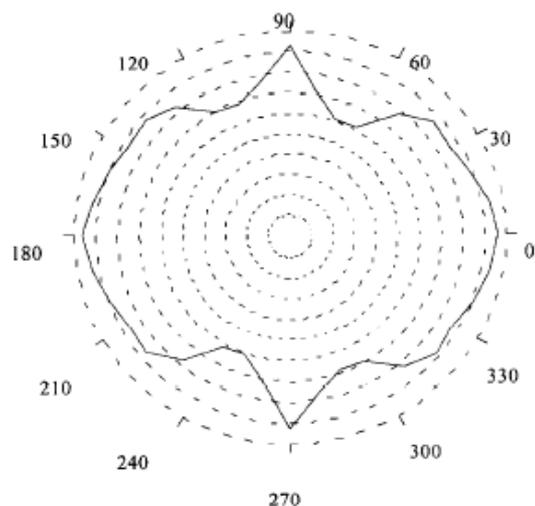


Figure 37 : l'estimation de l'exposant H s'effectue suivant différentes directions de l'image. Chacune de ces valeurs est reportée sur un diagramme polaire, représentant l'évolution angulaire de l'exposant H .

A partir du modèle du mouvement brownien fractionnaire, plusieurs équipes ont donc développé des analyses fractales sur radiographies [Benhamou94], [Lin99], [Chappard01] et scanner [Cortet02].

L'analyse fractale donne un reflet de la complexité de l'image, de son irrégularité, de la rugosité de la courbe de niveau de gris. Le fait que l'on observe une baisse de H (équivalent à une augmentation de la dimension fractale D) au cours de l'ostéoporose ou de vieillissement pourrait donc correspondre à une désorganisation du réseau trabéculaire aboutissant à une plus grande complexité de l'image [Pothuaud00].

III-3-4- Analyse de l'anisotropie

Un matériau isotrope est un matériau dont les propriétés physiques et en particulier les propriétés mécaniques sont identiques quelle que soit la direction d'analyse de ce matériau. L'os est un matériau par essence anisotrope. Sa structure répond à une organisation préférentielle adaptée aux forces qui lui sont soumises comme la force de gravité et les forces qui s'exercent lors de la marche ou d'autres activités physiques.

III-3-4-1- La méthode du MIL

La méthode du MIL permet une analyse de l'anisotropie d'un site osseux donné. En représentant MIL en fonction de (w) sur un graphe en coordonnées polaires, on obtient une ellipse pour une structure anisotrope en 2D (figure 38). Les axes principaux de l'ellipse donnent les orientations privilégiées de la structure trabéculaire (le grand axe de l'ellipse donnant la direction principale des travées ou la direction de densité de tissu maximale), le degré d'anisotropie se définit par le rapport entre l'axe le plus long et l'axe le plus court de l'ellipsoïde [Odgaard97].

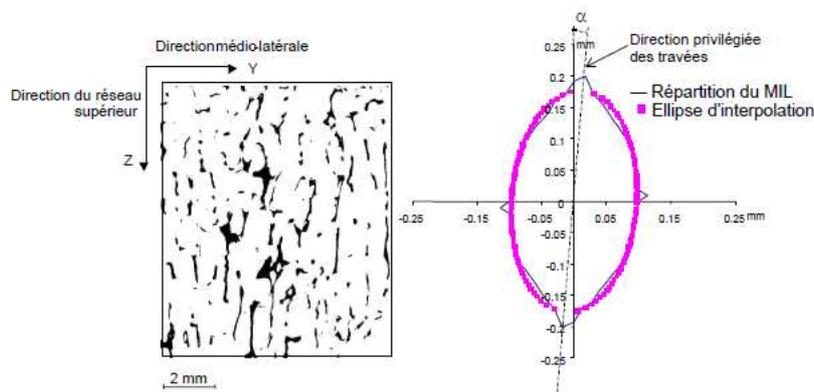


Figure 38 : répartition 2D du MIL d'un échantillon de calcanéum humain (Femme de 82 ans)

III-3-4-2- Volume orientation

La détermination de l'anisotropie et notamment des directions principales d'une structure donnée est un paramètre important. Les méthodes classiques sont généralement basées sur l'orientation des éléments d'interface. Odgaard et al [Odgaard90] ont développé une méthode basée sur l'orientation du volume. Pour cette analyse 2D, une grille de points est placée sur la structure à étudier. A partir de chaque ligne est définie la longueur d'intersection avec la structure voisine. La direction d'orientation locale du volume est la direction du segment de longueur maximum [Odgaard90].

La répartition polaire des fréquences des orientations volumiques locales peut mettre en évidence différentes directions privilégiées de la structure trabéculaire (figure 39)

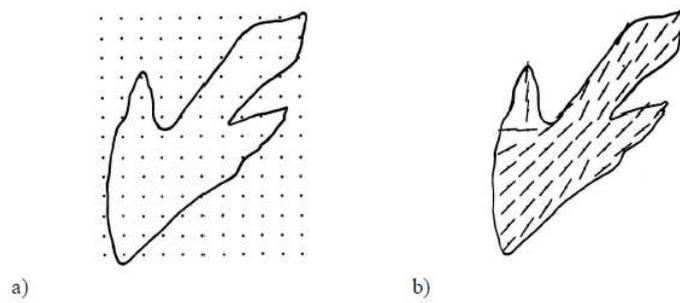


Figure 39 : représentation 2D du volume orientation, a : grille de points appliquée sur l'objet b : direction du segment de longueur maximum en chaque point [Odgaard90]

III-3-4-3- Star volume

Il s'agit d'une méthode qui a largement été exploitée pour la caractérisation des matériaux poreux en particulier des ciments des roches. Elle est basée sur l'étude des espaces médullaires : a partir d'un point quelconque de l'espace médullaire, on peut projeter dans toutes les directions de l'espace, des rayons. Ces rayons s'arrêtent dès qu'ils rencontrent soit une travée osseuse, soit une corticale osseuse, soit les bords de la coupe et on constitue ainsi une sorte d'étoile (figure 40). Il suffit alors de mesurer la longueur de chaque rayon de l'étoile. On voit que plus le réseau sera déconnecté, plus la longueur des rayons sera importante. Si un grand nombre d'étoiles est alors réalisé, on peut ainsi mettre en évidence de petites perforations à l'intérieur du réseau trabéculaire [Chappard97]. Odgaard et al [Odgaard97] ont calculé la star volume de la même façon mais pour chaque orientation de la grille de lignes parallèles et déterminent ainsi la répartition de la star volume

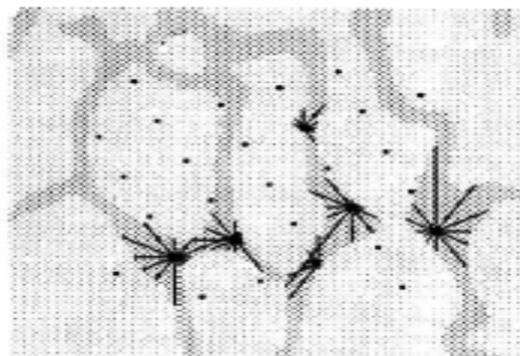


Figure 40 : représentation 2D du star volume, [Odgaard97]

III-3-4-4- Analyse spectrale

La transformée de Fourier permet de passer d'une représentation de l'image dans le domaine spatial (coordonnées m, n) à une représentation dans le domaine fréquentiel (coordonnées u, v)

La transformée de Fourier d'une séquence 2D lui correspond un signal discret $[m, n]$ défini sur Z^2 qui s'exprime sous la forme :

$$F(u, v) = \sum_{m=-\infty}^{+\infty} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} A[m, n] \cdot e^{-2j\pi(mu+nv)} \quad (\text{III. 1})$$

Cette fonction de période 2π en u et v est la superposition des transformées de Fourier décalées du signal continu $A(x, y)$. [Coquerez95]

En pratique, une image $A[s] = A[m, n]$, avec m et n entiers $0 \leq m \leq M - 1$ et $0 \leq n \leq N - 1$ est un signal à support borné. Sa transformée de Fourier discrète est alors donnée par :

$$F[u, v] = \frac{1}{M \cdot N} \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} A[m, n] e^{-2j\pi(\frac{um}{M} + \frac{nv}{N})} \quad [\text{Coquerez95}] \quad (\text{III. 2})$$

Avec $0 \leq u \leq M - 1$ et $0 \leq v \leq N - 1$

Des méthodes estimant les variations qualitatives d'orientation des travées transverses et longitudinales ont été développées [Wigderowitz97] à partir de l'analyse spectrale des niveaux de gris par la transformée de Fourier de l'image de radiographies de l'extrémité distale du radius. À l'aide de la transformée de Fourier, il est possible de représenter une image radiographique dans le domaine des fréquences. Dans ce système fréquentiel les plus petits détails de l'image correspondent aux grandes fréquences. Le spectre de fréquence d'une image représente la fréquence d'apparition de motifs présents sur l'image radiographique ainsi que l'orientation de ceux-ci. On peut à l'aide du spectre de fréquence visualiser les orientations préférentielles des motifs de l'image (Figure 41). Wigderowitz & al [Wigderowitz97] ont développé des mesures quantitatives du degré d'anisotropie à partir de l'analyse spectrale des niveaux de gris au radius et au calcanéum

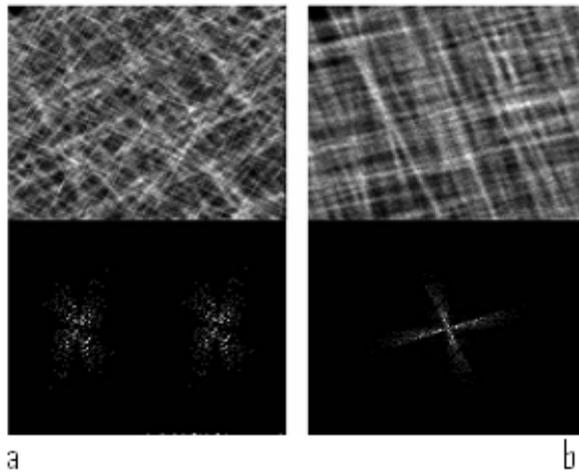


Figure 41 : Projections d'images (a et b) 3D de synthèse et leur spectre de Fourier respectif : On peut observer sur les images des spectres une dispersion des pics de fréquence différente entre les deux images traduisant une plus grande anisotropie de l'image B (dispersion des pics moins grande sur le spectre B par rapport au spectre de l'image A).

III-4- Analyse topologique

La caractérisation topologique est relative au dénombrement des amas de travées et des espaces médullaires ainsi qu'à l'interconnexion de ces amas. Le Trabecular Bone Pattern factor (TbPf) est un indice reflétant la connectivité. Son calcul repose sur la mesure de la surface et du périmètre osseux avant et après dilatation des travées [Hahn92]. La perte des connexions intertrabéculaires dans l'OP est à l'origine d'une prédominance des structures convexes dont rend compte le TbPf, celui-ci étant d'autant plus faible que le tissu osseux est bien connecté.

L'érosion d'une image binaire (certains pixels représentent l'os, d'autres la moelle) en réduisant l'épaisseur des travées apparentes jusqu'à la valeur minimale d'un pixel permet une simplification de la structure osseuse appelée squelettisation [Garraghan86]. Le patron obtenu représente l'ossature de la structure de départ. Il est alors possible d'identifier le nombre de noeuds, d'extrémités libres mais aussi des distances (noeud à noeud, noeud à extrémité libre, extrémité libre à extrémité libre).

D'autres outils sont également utilisés dans l'étude de tissu osseux tel que les ondelettes [Ayadi07], [Tati02] et le filtre de Gabor [Paramudito07]. Le premier auteur fait une Quantification des connectivités de la micro-architecture osseuse en faisant une décomposition en paquets d'ondelettes (M-bandes), tandis que le second s'appuie sur la décomposition des ondelettes tout en calculant l'énergie qui sera étudiée afin de mettre en évidence l'analyse de la micro-architecture osseuse.

III-5- Discussion

De nombreuses études ont porté sur la recherche de paramètres décrivant la microarchitecture à partir de l'imagerie. Les paramètres issus du domaine de l'analyse de texture tel que les paramètres de cooccurrence et de longueur de plage dont la mise en oeuvre nécessitent la réduction du nombre de niveaux de l'image. Ces paramètres présentent l'inconvénient de ne pas être interprétables par les médecins. Puis, la régularité de la texture déduite de l'analyse fractale dont les limitations mathématiques ne permettent pas d'exploiter l'information 2D mais seulement celle des lignes de l'image et visent la description de l'organisation trabéculaire. Ainsi les paramètres morphologiques nécessitent un seuillage de l'image, celui-ci s'effectue à partir de l'histogramme des niveaux de gris ou par calibration interne. La résolution spatiale et les méthodes de seuillage influencent les paramètres mesurés.

Pour analyser l'image de la microarchitecture trabéculaire osseuse, nous avons utilisé un traitement basé sur la théorie de la morphologie mathématique dont les opérations de base seront données dans le prochain chapitre.

Chapitre IV

**Approche adoptée pour la
segmentation d'image CT**

IV-1- Préambule

La morphologie mathématique est une méthode théorique destinée à caractériser, quantitativement et qualitativement des images ou des objets. Ses fondements reposent sur des acquis divers : géométrie, topologie et théorie des ensembles.

L'idée de base de la morphologie mathématique est de comparer les objets que l'on veut analyser à un autre objet de forme connue appelé élément structurant.

Les méthodes d'analyse d'images développées en morphologie mathématique présentent l'avantage d'être utilisées à la fois pour les prétraitements et l'analyse, elles permettent notamment :

- Rehaussement d'images.
- La segmentation des images.
- La définition de mesures morphologiques pour donner une description quantitative de la microstructure (taille, forme).
- La modélisation des microstructures au moyen de structures aléatoires.

Dans ce chapitre on se contentera d'introduire certaines opérations de base de la morphologie mathématique à utiliser pour traiter des images en niveaux de gris.

IV-2- Cas ensembliste

La morphologie mathématique ensembliste traite les images binaires et fait appel à la théorie des ensembles, soit $E = Z^2$ et B un sous-ensemble de E, appelé **élément structurant**. Si x est un élément de E, alors nous noterons B_x l'ensemble B translaté de x :

$$B_x = \{b + x | b \in B\} \quad (\text{IV. 1})$$

L'élément structurant est promené partout sur l'image à traiter, et à chaque position, on étudie sa relation avec l'image binaire, considérée comme un ensemble. Ces relations peuvent être du type « est inclus dans l'ensemble », ou « touche l'ensemble », par exemple.

Les éléments structurants les plus classiquement utilisés sont la croix, constituée de l'origine et des quatre points les plus proches, et le carré, constitué de l'origine et des huit points (pixels) les plus proches. Ces deux éléments structurants correspondent respectivement à deux définitions possibles du voisinage ou de la connexité de l'image.

On introduit aussi le symétrique d'un ensemble, noté \check{B} :

$$\check{B} = \{-b | b \in B\} \tag{IV. 2}$$

Si B est symétrique, on a $\check{B} = B$

IV-2-1- Dilatation et érosion

Soit X un sous-ensemble de E. La **dilatation morphologique** avec l'élément structurant B est définie comme suit [Coquerez95] :

$$\partial_B(X) = X \oplus B = \{x + b | b \in B, x \in X\} = \cup_{x \in X} B_x \tag{IV. 3}$$

Une autre formulation plus intuitive est :

$$\partial_B(X) = \{x | \check{B}_x \cap X\} \neq \emptyset \tag{IV. 4}$$

La dilatation morphologique n'est, en général, pas inversible. L'opération qui en quelque sorte tente de produire l'inverse de la dilatation est l'**érosion morphologique**:

$$E_B(X) = \{x | B_x \subset X\} \tag{IV. 5}$$

La dilatation et l'érosion (figure 42) sont les opérateurs de base de la morphologie mathématique. Pratiquement, tous les autres opérateurs peuvent être définis à l'aide de ceux-ci, en utilisant des compositions de fonctions et des opérations ensemblistes

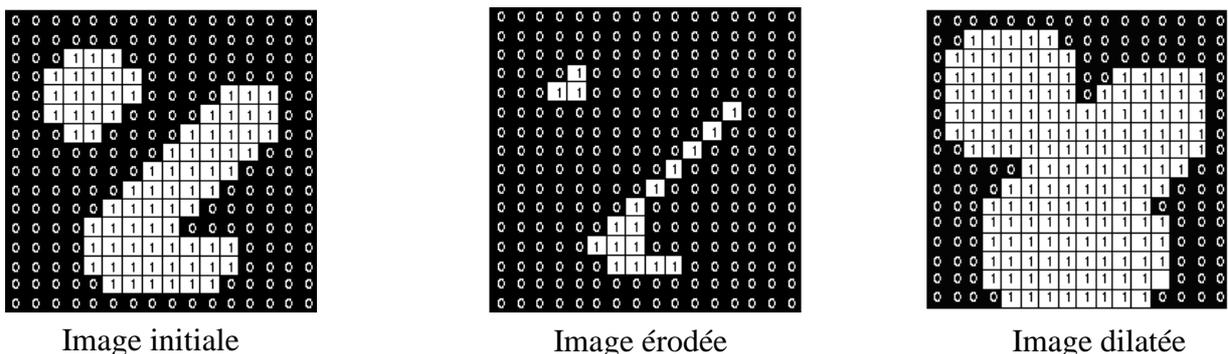


Figure 42 : Exemple d'érosion et de dilatation d'une image avec un élément structurant

IV-2-2- Ouverture et fermeture

La composition d'une dilatation morphologique avec l'érosion par le même élément structurant ne produit pas, en général, l'identité, mais deux autres opérateurs morphologiques,

$$\text{l'ouverture morphologique: } \gamma_B(X) = X \circ B = \partial_B E_B(X) \quad (\text{IV. 6})$$

$$\text{et la fermeture morphologique: } \phi_B(X) = X \blacksquare B = E_B \partial_B(X) \quad (\text{IV. 7})$$

L'ouverture peut être caractérisée géométriquement. Elle donne l'union de tous les B_x inclus dans X . Ainsi, la forme de l'élément structurant permet de choisir les structures qui peuvent le contenir.

La fermeture est le dual de l'ouverture: la fermeture du complémentaire d'un ensemble est égale au complémentaire de l'ouverture de cet ensemble.

La fermeture et l'ouverture sont des opérations croissantes et idempotentes, deux propriétés qui définissent les **filtres morphologiques**. La fermeture est extensive ($X \subset \Phi(X)$), et l'ouverture est anti-extensive ($\gamma(X) \subset X$)

IV-2-3- Transformation en tout ou rien

On peut aussi prendre deux éléments structurants A et B pour définir des transformations. Si on demande en chaque point x à A d'être à l'extérieur de l'ensemble et à B à l'intérieur, on obtient la **transformation en tout ou rien** (hit or miss transform en anglais) :

$$\eta(X) = \{x | A_x \subset X^c; B_x \subset X\} \quad (\text{IV.8})$$

Où X^c désigne le complémentaire de l'ensemble X . Cette transformation permet de détecter certaines configurations précises de pixels. En ajoutant le résultat de la transformation à l'ensemble initial, on obtient un **épaississement**:

$$ep(X) = X \cup \eta(X) \quad (\text{IV. 9})$$

En enlevant le résultat de l'ensemble initial, on obtient un **amincissement**:

$$aminc(X) = X - \eta(X) \quad (\text{IV. 10})$$

En prenant des suites d'amincissements, on peut réduire progressivement l'ensemble initial (comme si on l'épluchait). De cette façon on peut calculer différents types de squelettes.

IV-3- Extension aux fonctions

La morphologie mathématique fonctionnelle, à la différence de la morphologie mathématique ensembliste, s'applique aux images en niveaux de gris. Les transformations d'images en morphologie mathématique fonctionnelle se pratiquent comme pour la morphologie mathématique ensembliste: l'élément structurant B est déplacé de façon à ce que son origine passe par toutes les positions de l'image. Pour chaque position, on comparera les valeurs prises par les pixels inclus dans le domaine de l'élément structurant. Le pixel central prendra soit la valeur minimale (lors d'une érosion) soit la valeur maximale (lors d'une dilatation).

IV-3-1- Squelettisation en niveau de gris

Le squelette en niveau de gris est un sous ensemble connecté d'un modèle de niveau de gris qui se compose d'un réseau des lignes et des arcs placés au centre des régions de haute intensité. L'algorithme utilisé dans notre méthode est "A NEW PARALLEL THINNING ALGORITHM FOR GRAY SCALE IMAGES" [Mersal99]. Cet algorithme est une approche basée sur la répétition de la suppression qui érode l'image en niveau de gris jusqu'à obtention d'une épaisseur d'un pixel au centre de la région des hautes intensités. Cet algorithme dispose d'un ensemble de conditions qui garantissent la connectivité et aussi étroitement que possible à l'axe médian.

IV-3-2- Définition et notation

Définition 1 : les 8 voisins de P sont identifiés par les 8 directions (figure 43). Les quatre pixels P0, P2, P4 et P6 (c à dire nord (P), est (P), sud (P) et ouest (P)) sont nommés les voisins directs. Les quatre pixels P1, P3, P5 et P7 (c à dire nord-est (P), sud-est (P), sud-ouest (P) et nord-ouest (P)) sont nommés les voisins indirects.

P7	P0	P1
P6	P	P2
P5	P4	P3

Figure 43 : le pixel P et ces voisins

Définition 2 : le fond prend 0. Les autres valeurs [1-255] sont considérées être l'objet [Mersal99].

Définition 3 : une cavité est une région connectée, tous ses pixels ont un niveau de gris K à partir de laquelle n'importe quel chemin de pixels ne se trouvant pas dans la région, comprend nécessairement des pixels qui ont un niveau de gris supérieur à K [Mersal99].

Définition 4 : un pixel est un point de bord si au moins l'intensité de P0, P2, P4, ou P6 est égale à zéro [Sevester01]

Définition 5 : le nombre de voisin de P, NN(P), est le nombre de voisin différent de zéro de pixel courant P [Zhang94].

$$NN(p) = \sum_{k=0}^7 P_K \quad (\text{IV.11})$$

Définition 6 : le nombre de poids de P, WN(P) est défini par [Zhang94] :

$$WN(p) = \sum_{k=0}^7 P_K * 2^K \quad (\text{IV.12})$$

Pour une fenêtre de 3x3, les nombres de poids sont dans l'intervalle de [0,255]. L'ensemble de tous les nombres de poids est $Ws = \{0, 1, 2, \dots, 255\}$ (annexe A)

Définition 7 : le nombre de connexion de P, CN(P) est défini par [Zhang94] :

$$CN(P) = \sum_{k=0,2,4,6} \overline{P}_k \wedge (P_{k+1} \vee P_{k+2}) \quad (\text{IV.13})$$

Tel que $\overline{P}_k = 1 - P_k$ et $P_8 = P_0$

La figure 44 montre les différentes configurations de voisinage de pixel P en fonction de la valeur de CN(P)

0 0 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0	1 0 1
0 1 0	0 1 1	0 1 0	0 1 0	0 1 0
0 0 0	0 0 0	0 1 0	1 0 1	1 0 1
CN(P)=0	CN(P)=1	CN(P)=2	CN(P)=3	CN(P)=4

Figure44: les différentes configurations de voisinage

Les différentes configurations de voisinage sont

$CN(P) = 0$ P est un point intérieur (cavité) ou bien isolé.

$CN(P) = 1$ P est un point de contour.

$CN(P) = 2$ P est un point de connexion.

$CN(P) = 3$ P est un point de branchement.

$CN(P) = 4$ P est un point de croisement.

Lorsque $CN(P) > 1$ le pixel P est un point de crête.

Définition 8 : l'ensemble des points de terminaison est $ET = \{WN(P) \mid NN(P)=1\}$.

$ET = \{1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128\}$.

Définition 9 : l'ensemble des points de crête est $EC = \{WN(P) \mid CN > 1\}$

$EC = EC2 + EC3 + EC4$

$EC2 = \{WN(P) \mid CN(P) = 2\}$

$EC2 = \{9, 10, 11, 17, 18, 19, 25, 26, 27, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 44, 45, 46, 47, 49, 50, 51, 57, 58, 59, 66, 68, 70, 72, 73, 75, 76, 78, 82, 90, 98, 100, 102, 104, 105, 107, 108, 110, 114, 122, 130, 132, 134, 136, 137, 139, 140, 142, 144, 145, 147, 148, 150, 152, 153, 155, 156, 158, 160, 161, 163, 165, 167, 173, 175, 176, 177, 179, 180, 182, 184, 185, 187, 188, 190, 194,$

196, 198, 200, 201, 203, 204, 206, 210, 218, 226, 228, 230, 232, 233, 235, 236, 238, 242, 250}.

$EC3 = \{WN(P) \mid CN(P) = 3\}$

$EC3 = \{41, 42, 43, 74, 106, 138, 146, 154, 162, 164, 166, 168, 169, 171, 172, 174, 178, 186, 202, 234\}$.

$EC4 = \{WN(P) \mid CN(P) = 4\}$

$EC4 = \{170\}$.

Définition 10 : l'ensemble des points de cavité $E_{cv} = \{WN(P) \mid CN(P) = 0\}$

$E_{cv} = \{0, 85, 87, 93, 95, 117, 119, 125, 127, 213, 215, 221, 223, 245, 247, 253, 255\}$.

Définition 11 : l'ensemble des points a supprimé $ES = \{WN(P) \mid CN(P) = 1 \text{ et } NN(P) > 1\}$

$ES = W_s - ET - EC - E_{cv}$.

$ES = \{3, 5, 6, 7, 12, 13, 14, 15, 20, 21, 22, 23, 24, 28, 29, 30, 31, 48, 52, 53, 54, 55, 56, 60, 61, 62, 63, 65, 67, 69, 71, 77, 79, 80, 81, 83, 84, 86, 88, 89, 91, 92, 94, 96, 97, 99, 101, 103, 109, 111, 112, 113, 115, 116, 118, 120, 121, 123, 124, 126, 129, 131, 133, 135, 141, 143, 149, 151, 157, 159, 181, 183, 189, 191, 192, 193, 195, 197, 199, 205, 207, 208, 209, 211, 212, 214, 216, 217, 219, 220, 222, 224, 225, 227, 229, 231, 237, 239, 240, 241, 243, 244, 246, 248, 249, 251, 252, 254\}$

Définition 12 : l'ensemble des points non supprimé $ENS = ET + EC + E_{cv} = W_s - ES$.

$ENS = \{0, 1, 2, 4, 8, 9, 10, 11, 16, 17, 18, 19, 25, 26, 27, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 49, 50, 51, 57, 58, 59, 64, 66, 68, 70, 72, 73, 74, 75, 76, 78, 82, 85, 87, 90, 93, 95, 98, 100, 102, 104, 105, 106, 107, 108, 110, 114, 117, 119, 122, 125, 127, 128, 130, 132, 134, 136, 137, 138, 139, 140, 142, 144, 145, 146, 147, 148, 150, 152, 153, 154, 155, 156, 158, 160, 161, 162, 163, 164, 165, 166, 167, 168, 169, 170, 171, 172, 173, 174, 175, 176, 177, 178, 179, 180, 182, 184, 185, 186, 187, 188, 190, 194, 196, 198, 200, 201, 202, 203, 204, 206, 210, 213, 215, 218, 221, 223, 226, 228, 230, 232, 233, 234, 235, 236, 238, 242, 245, 247, 250, 253, 255\}$.

IV-3-3- Les étapes de l'algorithme

L'algorithme de squelettisation en niveau de gris est divisé en trois étapes principales : prétraitement, détection de cavités et l'érosion (suppression illimitée et la suppression limitée) (figure 45).

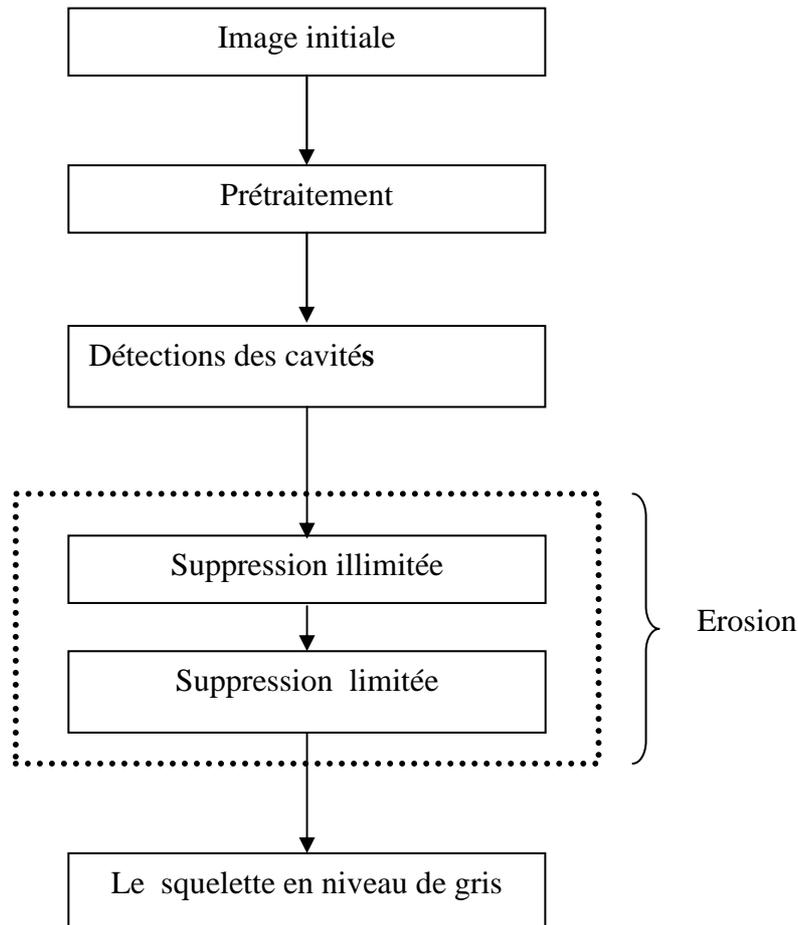


Figure 45 : l'organigramme des principales étapes de notre algorithme.

IV-3-3-1-prétraitement de l'image

IV-3-3-1-1- Lissage de l'image

Dans cette étape nous supprimons les cavités non significatives, nous utilisons le filtre médian. Les filtres médians sont un type de filtres passe-bas dont le principe est de faire la médiane des valeurs des pixels avoisinants, ce dernier présente une meilleure fidélité à l'image initiale. Ce filtre donne d'excellents résultats sur le bruit « poivre et sel ». De plus, il préserve bien les contours.

IV-3-3-1-2- L'amplitude de gradient

Nous utilisons le filtre de SOBEL pour calculer les dérivées partielles f_x et f_y dans la direction x et y respectivement, L'image est convolée avec les masques suivants :

Gx		
-1	0	1
-2	0	2
-1	0	1

Gy		
-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

Figure 46 : masque Sobel

L'amplitude du gradient peut être alors calculée de cette façon :

$$g(x, y) = |f_x + f_y| \quad (\text{IV.14})$$

Le filtre de Sobel donne une meilleure estimation que celui de Prewitt car la série 1 2 1 est approximativement une gaussienne. Les contours rendus peuvent être larges si les contours sont de type rampe (figure 47). De plus, si le contour est droit, le filtre de Sobel donnera un contour de 2 pixels d'épaisseur.

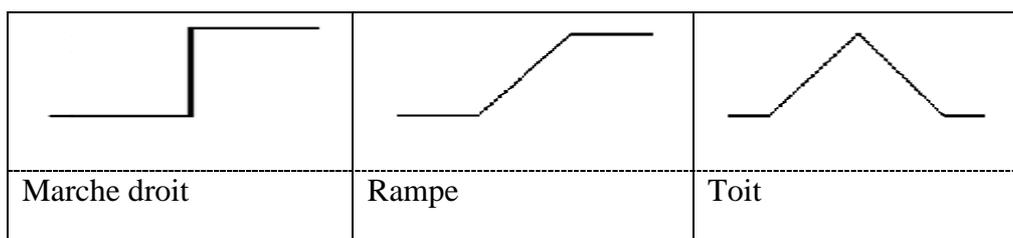


Figure 47 : les différents contours

IV-3-3-2- Détection des cavités

a) Sélection de l'ensemble des point de contour

Un pixel est classé dans l'ensemble des points de contour si $g(x, y)$ est supérieur au seuil S tel que S est le 5% de l'ensemble de tout les pixels de l'image.

Donc $\begin{cases} P > S \Rightarrow P \in \text{a l'ensemble des points de contour} \\ P < S \Rightarrow P \notin \text{a l'ensemble des points de contour} \end{cases}$

b) Introduction des pixels de fond

Chaque fois qu'un pixel est détecté comme un pixel de contour, sa valeur est soustraite de l'ensemble de ses 4 voisins.

$$Dif1 = P - P_0$$

$$Dif2 = P - P_2$$

$$Dif4 = P - P_4$$

$$Dif6 = P - P_6$$

P7	P0	P1
P6	P	P2
P5	P4	P3

Le pixel voisin qui résulte la valeur maximum absolue de la différence est modifié à zéro si la différence (*Dif*) est inférieure à la valeur de $P(x, y)$ sinon $P(x, y)$ est modifié à zéro.

$$\begin{cases} \text{si maximum} (|Dif1|, |Dif2|, |Dif4|, |Dif6|) > P(x, y) \Rightarrow P(x, y) = 0 \\ \text{sinon} \begin{cases} \text{si } |Dif1| \text{ est un maximum} \Rightarrow P_0 = 0 \\ \text{sinon si } |Dif2| \text{ est un maximum} \Rightarrow P_2 = 0 \\ \text{sinon si } |Dif4| \text{ est un maximum} \Rightarrow P_4 = 0 \\ \text{sinon si } |Dif6| \text{ est un maximum} \Rightarrow P_6 = 0 \end{cases} \end{cases}$$

Cette étape est nécessaire pour introduire les pixels de fond à l'intérieur des cavités pour commencer l'érosion de l'intérieur vers l'extérieur.

IV-3-3-3- Erosion (suppression des bords)

L'opération de l'érosion est une procédure itérative qui supprime certains pixels de bord c-à-dire modifier la valeur de niveau de gris à zéro. Les règles imposées à l'opération de l'érosion (suppression) doivent garantir deux conditions à savoir la préservation de la connexion et le centrage du squelette. Dans l'algorithme proposé, la connectivité est réalisée par une méthode similaire à la méthode utilisée dans l'algorithme binaire [Zhang94].

a) La préservation de connectivité

La connectivité en niveau de gris est conservée par le maintien des pixels de crête, l'identification des pixels crêtes est basée sur la valeur de CN (définition 7).

Méthode de calcul de CN : le calcul de CN est basé sur la version binaire de voisinage 3x3 de P , tel que P_i est fixé à zéro si $P_i < P$ sinon P_i est fixé à un pour tous les pixels P_i $i=0, 1, 2, \dots, 7$

$$P_i = \{P_0, P_1, P_2, P_3, P_4, P_5, P_6, P_7\}.$$

$$\begin{cases} P_i < P \Rightarrow P_i = 0 \\ P_i > P \Rightarrow P_i = 1 \end{cases}$$

P7	P0	P1
P6	P	P2
P5	P4	P3

b) le centrage de squelette

Pour assurer que le résultat de squelette soit proche du centre des crêtes autant que possible, la suppression de tous les pixels (qualifier à la suppression) ne se fait pas en parallèle à la même itération c'est pour cela que nous rencontrons deux types de suppressions :

1-Suppression illimitée.

2-Suppression limitée.

IV-3-3-3-1- La suppression illimitée

Dans cette opération, tous les pixels de bord qui ne sont pas des crêtes et qui sont des pixels simple seront supprimés. Pour vérifier les pixels simples et les pixels non simples, nous calculons $WN(P)$ et pour cela une autre binarisation temporaire du voisinage P est calculé tel que :

$$P_i = \{P_0, P_1, P_2, P_3, P_4, P_5, P_6, P_7\}$$

$$\begin{cases} P_i \in \text{objet} \Rightarrow P_i = 1 \\ P_i \in \text{fond} \Rightarrow P_i = 0 \end{cases}$$

Le problème major de la détection de pixel simple est la collision. Elle se produit s'il y a un point simple dans le voisinage d'un pixel simple P tel que P ne s'allonge pas simple si on supprime le pixel simple de voisinage dans la même itération, dans l'exemple de la figure 48, P n'est pas simple si on supprime P_0 .

P7	P0	P1	Après la suppression de P_0	P7	0	P1
P6	P	P2		P6	P	P2
0	0	0		0	0	0
P est simple $WN(P) = 199$, $WN(P) \in ES$				P est simple $WN(P) = 198$, $WN(P) \in ENS$		

Figure 48 : *exemple de collision*

La matrice ci après est utilisée pour vérifier les pixels simples comme indiqués ci-dessous :

$WNset [0..255] = ($

{000} 0,0,0,2,0,6,1,8,0,0, 0,0,1,5,1,5,0,0,0,0, 1,5,1,5,0,0,0,0,1,5,
{030} 1,5,0,0,0,0,0,0,0,0, 0,0,0,0,0,0,0,0,1,0, 0,0,1,5,1,5,1,0,0,0,
{060} 1,5,1,5,0,2,0,2,0,2, 0,2,0,0,0,0,0,6,0,6, 1,3,0,4,1,0,1,0,1,3,
{090} 0,4,1,0,1,0,1,3,0,4, 0,4,0,4,0,0,0,0,0,7, 0,7,1,3,0,4,1,0,1,0,
{120} 1,3,0,4,1,0,1,0,0,2, 0,2,0,2,0,2,0,0,0,0, 0,6,0,6,0,0,0,0,0,6,
{150} 0,6,0,0,0,0,0,6,0,6, 0,0,0,0,0,0,0,0,0,0, 0,0,0,0,0,0,0,0,0,0,
{180} 0,6,0,6,0,0,0,0,0,6, 0,6,1,1,0,2,0,2,0,2, 0,0,0,0,0,6,0,6,1,1,
{210} 0,2,1,0,1,0,1,1,0,2, 1,0,1,0,1,1,0,2,0,2, 0,2,0,0,0,0,0,6,0,6,
{240} 1,1,0,2,1,0,1,0,1,1, 0,2,1,0,1,0)

Pour détecter les pixels simples sans collision, l'ensemble des pixels supprimables ES est divisé en 4 sous ensembles :

Northset = {P | P ∈ ES et $P_0 = 0$ }

Estsetset = {P | P ∈ ES et $P_0 = 1$ et $P_2 = 0$ }

Southset = {P | P ∈ ES et $P_0 = 1$ et $P_2 = 1$ et $P_4 = 0$ }

Westset = {P | P ∈ ES et $P_0 = 1$ et $P_2 = 1$ et $P_4 = 1$ et $P_6 = 0$ }

Premier cas : dans l'exemple figure 49, n1, n2, n3 et n4 sont dans l'ensemble Northset

P	n1	n2	n3	n4
fenêtre	0 0 1 0 n1 1 0 1 0	0 0 0 1 n2 1 1 1 1	1 0 0 1 n3 0 0 0 0	1 0 0 1 n4 0 1 1 0
WN(P)	30	124	192	240
WNset [W N(P)]	1	1	1	1

Figure 49 : les pixels simples et leur fenêtre (Northset)

Si tous les pixels sont inclus dans l'ensemble Northset, il n'y aura pas de collision donc tous les pixels de l'ensemble Northset sont des points simples et ils sont nommés north0.

north0 = {6, 12, 14, 20, 22, 24, 28, 30, 48, 52, 54, 56, 60, 62, 80, 84, 86, 88, 92, 94, 96, 112, 116, 118, 120, 124, 126, 192, 208, 212, 214, 216, 220, 222, 224, 240, 244, 246, 248, 252, 254}.

Northset = north0 (41 points).

Deuxième cas : dans l'exemple de la figure 50, e1, e2, e3 et e4 sont dans l'ensemble Eastset

P	e1	e2	e3	e4
fenêtre	1 1 0 1 e1 0 0 1 0	0 1 1 1 e2 0 0 0 0	0 1 0 1 e3 0 1 0 0	0 1 1 1 e4 0 1 1 0
WN(P)	209	67	97	115
WNset [W N(P)]	1	2	3	4

Figure 50 : les pixels simples et leur fenêtre (Eastset)

Si tous les pixels simples sont de l'ensemble (Northset et Eastset) il y aura quelque collision entre le point P (de l'ensemble Estset) et les voisin de P (de l'ensemble Northset). Comme dans l'exemple, e2 n'est pas simple si le voisin nord P_0 est simple et e2 est simple si le voisin nord $P_0 \in \text{ENS}$.

Donc l'ensemble des points simples pour ce type de pixel est :

East-n= $\{P \mid P \in \text{Eastset et } P_0 \in \text{ENS}\}$.

East-n est un ensemble de point simple tel que $P \in \text{Eastset}$ et le voisin nord $P_0 \in \text{ENS}$, l'ensemble de East-n se partage en 4 sous ensemble :

a- east-0 = $\{P \mid P \in \text{Eastset}\} = \{193, 209, 217, 225, 241, 249\}$.

b- east-n = $\{P \mid P \in \text{Eastset et } P_0 \in \text{ENS}\} = \{3, 65, 67, 129, 131, 195, 211, 219, 227, 243, 251\}$.

c- east-w = $\{P \mid P \in \text{Eastset et } P_6 \in \text{ENS}\} = \{81, 89, 97, 113, 121\}$.

d- east-nw = $\{P \mid P \in \text{Eastset et } P_0 \in \text{ENS et } P_6 \in \text{ENS}\} = \{83, 91, 99, 115, 123\}$.

Estset= east-0 + east-n + east-w + east-nw. (27points).

Troisième cas : dans l'exemple figure 51, s1, s2, s3, s4, s5 et s6 sont dans l'ensemble Southset

P	s1	s2	s3	s4
fenêtre	0 1 1 1 s1 1 0 0 0	0 1 1 0 s2 1 0 0 1	0 1 0 1 s3 1 0 0 1	0 1 0 1 s4 1 1 0 0
WN(P)	71	15	77	101
WNset [W N(P)]	2	5	6	4

P	s5	s6
fenêtre	0 1 0 1 s5 1 1 0 1	0 1 1 0 s6 1 0 0 0
WN(P)	109	7
WNset [W N(P)]	7	8

Figure 51 : les pixels simples et leur fenêtre (southset)

Si tous les pixels simples sont dans l'ensemble (Northset, eastset et southset) il y aura collision entre P (C à l'ensemble Southset) et les voisins de P (C Northset et Eastset).

a- south-n= $\{P \mid P \in \text{Southset et } P_0 \in \text{ENS}\} = \{69, 71, 133, 135, 197, 199, 229, 231\}$.

b- south-e= $\{P \mid P \in \text{Southset et } P_2 \in \text{ENS}\} = \{13, 15\}$.

c- south-ne= $\{P \mid P \in \text{Southset et } P_0 \in \text{ENS et } P_2 \in \text{ENS}\} = \{5, 77, 79, 141, 143, 205, 207, 237, 239\}$.

d- south-nw= $\{P \mid P \in \text{Southset et } P_0 \in \text{ENS et } P_6 \in \text{ENS}\} = \{101, 103\}$.

e- south-new= $\{P \mid P \in \text{Southset et } P_0 \in \text{ENS et } P_2 \in \text{ENS et } P_6 \in \text{ENS}\} = \{109, 111\}$.

f- south-ne= $\{P \mid P \in \text{Southset et } P_1 \in \text{ENS}\} = \{7\}$.

Southset=south-n + south-e + south-ne + south-nw + south-new + south-ne. (24 points)

Quatrième cas : dans l'exemple de la figure 52, w1 et w2 sont dans l'ensemble Westset.

P	w1	w2
fenêtre	0 1 1	1 1 0
	0 w1 1	0 w2 1
	1 1 0	1 1 0
WN(P)	55	181
WNset [W N(P)]	5	6

Figure 52 : les pixels simples et leur fenêtre (Westset)

Si tous les pixels simples appartiennent ES et tous les points simples de Westset sont des west-e et west-ne

a- west-e= $\{P \mid P \in \text{Westset et } P_2 \in \text{ENS}\} = \{21, 23, 29, 31, 53, 55, 61, 63\}$.

b- west-ne= $\{P \mid P \in \text{Westset et } P_0 \in \text{ENS et } P_2 \in \text{ENS}\} = \{149, 151, 157, 159, 181, 183, 189, 191\}$.

Westset =west-e + west-ne. (16 points)

La combinaison des 4 cas nous donne l'algorithme pour détecter les points simples :

WNset[WN(P)]=0 P est un pixel non supprimable

=1 P est pixel simple.

=2 P est pixel simple si $P_0 \in \text{ENS}$.

=3 P est un pixel simple si $P_6 \in \text{ENS}$.

=4 P est un pixel simple si P_0 et $P_6 \in \text{ENS}$.

- =5 P est un pixel simple si $P_2 \in \text{ENS}$.
- =6 P est un pixel simple si P_0 et $P_2 \in \text{ENS}$.
- =7 P est un pixel simple si P_0 et P_2 et $P_6 \in \text{ENS}$.
- =8 P est un pixel simple si $P_1 \in \text{ENS}$.

Et pour avoir $(P_0, P_1, P_2 \text{ et } P_6) \in \text{ENS} \Rightarrow \text{WNset}[\text{WN}(P_i)] = 0$. $P_i = \{P_0, P_1, P_2, P_6\}$

IV-3-3-3-2- La suppression limitée

L'opération dans cette étape est divisée en plusieurs sous étapes. Dans chaque sous étape est limité aux pixels de bord qui ne dépassent pas une valeur spécifique.

Supposant qu'il y ait une certaine corrélation entre les pixels supprimés dans l'itération i et l'itération $i-1$, les pixels supprimés dans ce cas se basent sur le niveau de gris des pixels déjà supprimés dans l'itération précédente ($i-1$).

Les valeurs de niveau de gris des pixels supprimés par l'itération précédente (suppression illimitée) sont stockées et classées dans l'ordre croissant (g_1, g_2, \dots, g_n) . Ensuite, nous répétons la suppression de tous les pixels de bords satisfaisant les conditions de l'étape (suppression illimitée) et les pixels doivent avoir un niveau de gris inférieur à g_1 , puis supprimer tous les pixels qui ont un niveau de gris inférieur à g_2 et ainsi de suite jusqu'à ce que tous les pixels de bords ayant un niveau de gris inférieur à g_n soient supprimés.

IV-4- Présentation des données

Les images traitées sont des régions d'intérêts extraites des coupes d'images Scanner, codées sur 8 bits, format BMP acquises à l'hôpital d'Orléans.

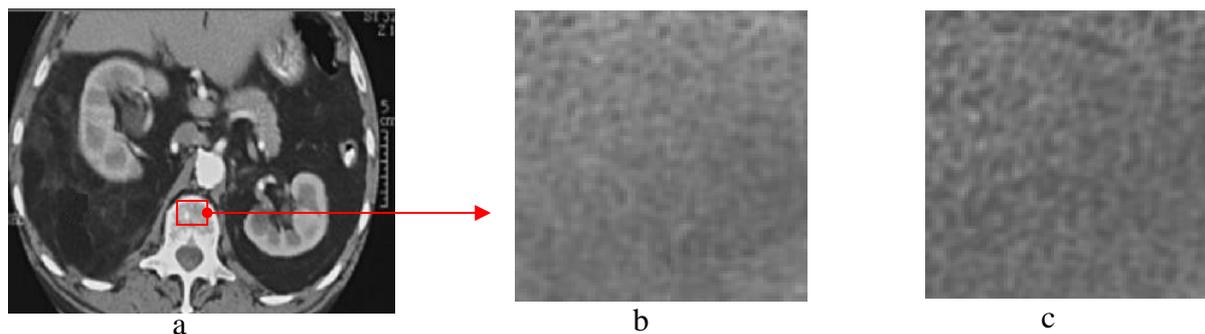


Figure 53: *Exemple d'extraction d'une ROI image*
 a : *image scanner*
 b : *image os trabéculaire d'un patient contrôle (CP)*
 c : *image os trabéculaire d'un patient ostéoporotique (OP)*

D'après la figure 53, visuellement, les deux images a et b ne semblent pas différentes d'où l'intérêt du traitement de ces images.

IV-5- Test et résultats

Dans la première partie de ce travail, nous présentons les résultats obtenus en appliquant notre méthode de segmentation que nous avons développée sans prétraitements. Dans la deuxième partie, différents seuils seront appliqués pour vérifier la robustesse de notre algorithme.

Nous donnerons dans la dernière partie les résultats de mesure de quelques paramètres (nombres de points de réseau, nombre des nœuds nombre de terminaisons) par l'application de la morphologie mathématique.

IV-5-1- Test de l'algorithme sur des images brutes

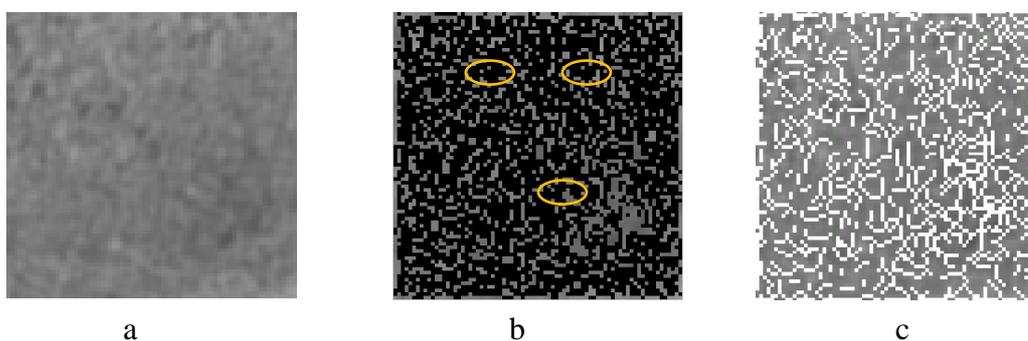


Figure 54: *Test de l'image sans prétraitement*
 a : *image os trabéculaire sain avant le traitement*
 b : *image après la détection des cavités*
 c : *image après l'érosion donc le squelette obtenu*

Nous distinguons dans l'image que le squelette obtenu n'est pas connecté. Nous avons perdu la connectivité de notre squelette.

IV-5-2- Test de l'algorithme avec différents seuils

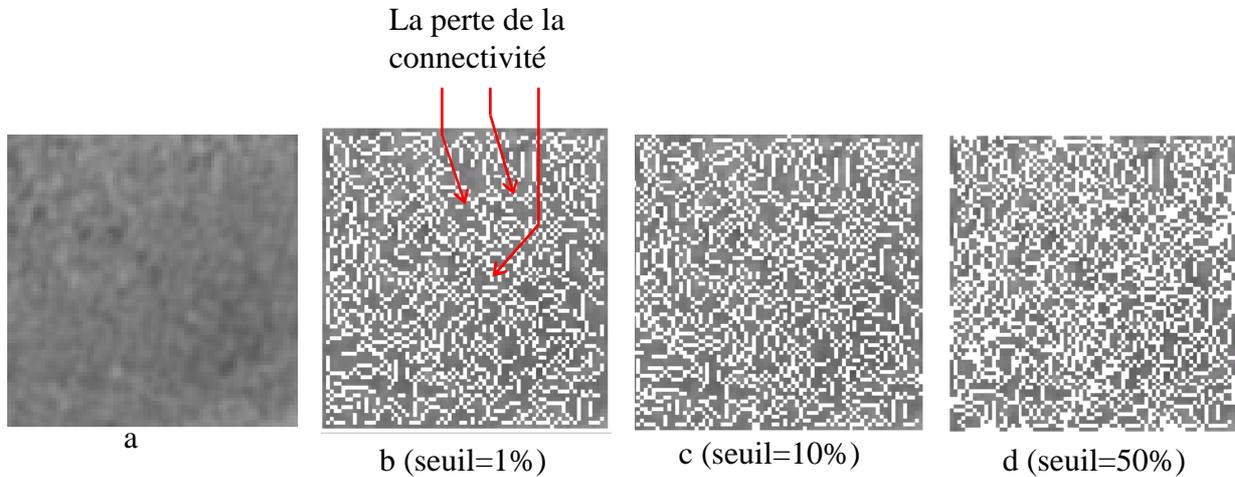


Figure 55: *Test de l'image pour différents seuils*
a : *image os trabéculaire sain avant le traitement*
b : *image squelette avec un seuil de 1%*
c : *image squelette avec un seuil de 10%*
d : *image squelette avec un seuil de 50%*

Nous remarquons que les trois squelettes obtenus pour trois seuils différents ont la même localisation. Cependant, la connectivité du squelette de l'image (b) est moins bonne comparativement au squelette donné par l'image (c).

En observant le squelette donné par l'image(d), nous constatons que l'épaisseur du squelette n'est plus d'un seul pixel.

Quant au squelette obtenu dans l'image (c), nous constatons que les propriétés du squelette ont été respectées et la notion de connectivité aussi.

IV-5-3- Test via un algorithme binaire

La squelettisation binaire : Pour avoir un squelette binaire, nous devons binariser l'image d'une part et appliquer l'amincissement de l'image d'autre part par un algorithme adéquat.

Binarisation de l'image : pour la binarisation de l'image, nous avons utilisé un seuillage local tel que :

$$\begin{cases} P_i < \text{valeur médiane} \Rightarrow P_i = 0 \\ P_i > \text{valeur médiane} \Rightarrow P_i = 1 \end{cases}$$

La figure 56 illustre le résultat de l'image binarisée.

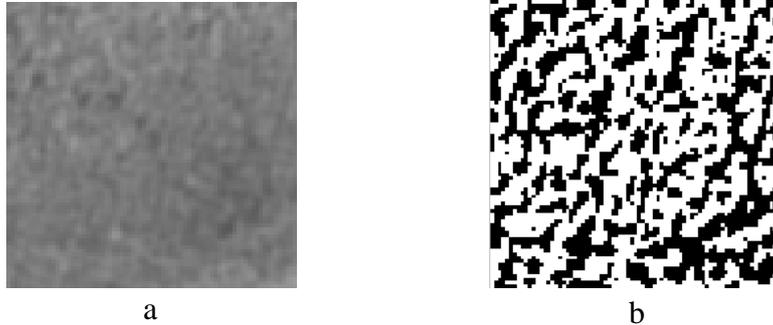


Figure 56: binarisation de l'image os trabéculaire
a : image os trabéculaire saine avant le traitement
b : image binarisée

L'algorithme de squelettisation binaire : on a utilisé l'algorithme cité dans la référence [Lam92]. Le principe de l'algorithme est résumé comme suit :

IV-5-3-1- Principe :

1- les 8 voisins de P sont identifiés par les 8 directions (figure 57).

X ₄	X ₃	X ₂
X ₅	P	X ₁
X ₆	X ₇	X ₈

Figure 57: Les 8 voisins de P

2- Dans la sous itération, supprimer les pixels P de la première sous zone si et seulement si les conditions G1, G2 et G3 sont toutes satisfaites.

3-dans la sous itération, supprimer les pixels P de la première sous zone si et seulement si les conditions G1, G2 et G'3 sont toutes satisfaites.

Condition G1

$$X_H(P) = 1 \text{ où } X_H(P) = \sum_{i=1}^4 b_i$$

$$b_i = \begin{cases} 1 \text{ si } x_{2i-1} = 0 \text{ et } x_{2i+1} = 1 \\ 0 \text{ ailleurs} \end{cases}$$

Condition G2

$$2 \leq \min (n_1 (P), n_2(P)) \leq 3$$

$$\text{Où } \begin{cases} n_1 (P) = \sum_{k=1}^4 x_{2k-1} \vee x_{2k} \\ n_2 (P) = \sum_{k=1}^4 x_{2k} \vee x_{2k+1} \end{cases}$$

Condition G3

$$(x_2 \vee x_3 \vee \overline{x_8}) \wedge x_1 = 0$$

Condition G'3

$$(x_6 \vee x_7 \vee \overline{x_4}) \wedge x_4 = 0$$

5- Les sous itérations forment ensemble une seule itération de l'algorithme.

6- Les itérations sont répétées jusqu'à ce que l'image cesse de changer.

Après l'application de cet algorithme, nous avons le résultat suivant (figure 58)

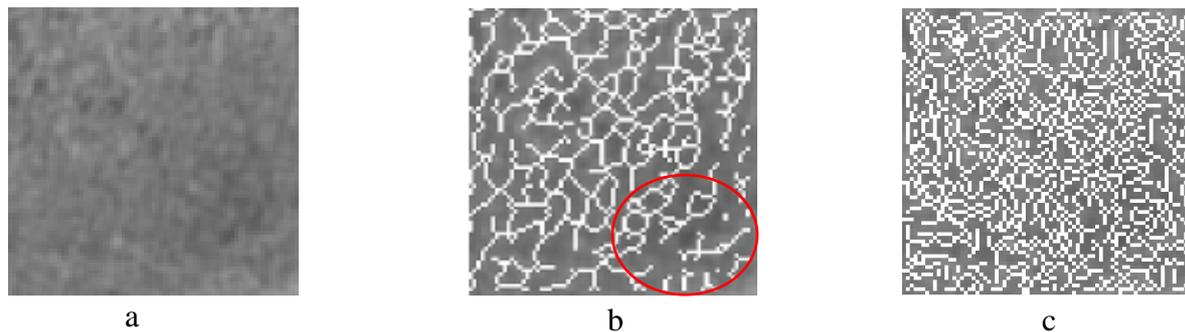


Figure 58: Comparaison du squelette binaire et le squelette en niveau de gris
a : image os trabéculaire sain avant le traitement
b : image squelette binaire
c : image squelette en niveau de gris

En comparant visuellement le résultat du squelette binaire avec le squelette en niveau de gris, nous constatons qu'il y a plusieurs travées qui ne sont pas détectés par le squelette binaire, d'où perte d'information qui pourra se révéler importante.

IV-5-4- Extraction des nœuds

Ces nœuds sont les points multiples qui peuvent être des points de branchements ou des points de croisements (définition 7) et les nœuds extraits de l'image sont illustrés par la figure 59

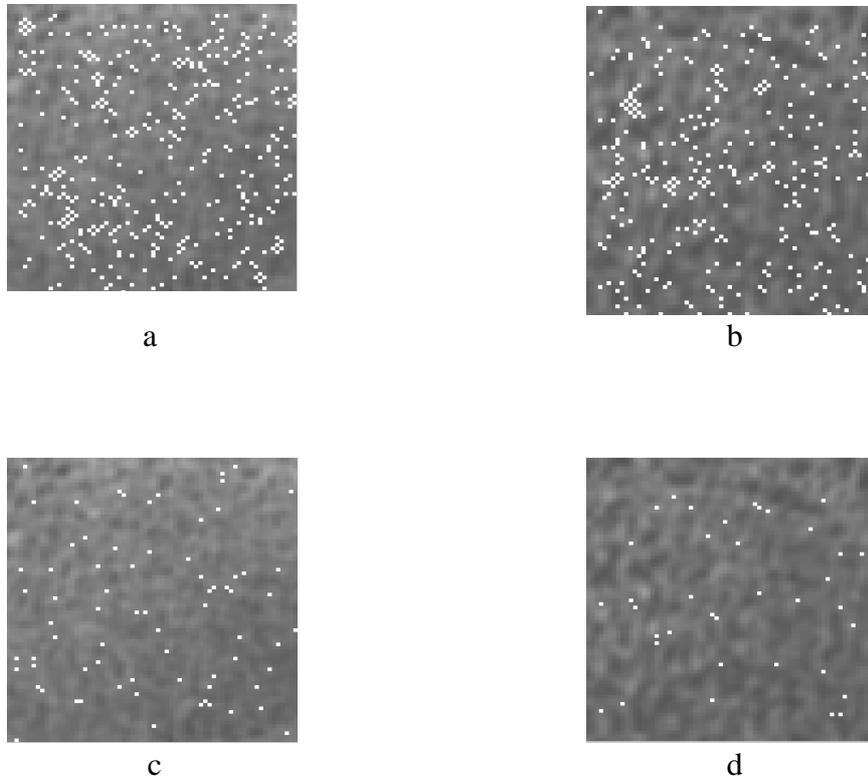


Figure 59: *Les différentes cartes de nœuds*

a : carte de nœuds d'un sujet sain obtenu par le squelette en niveau de gris.

b : carte de nœuds d'un sujet ostéoporotique obtenu par le squelette en niveau de gris.

c : carte de nœuds d'un sujet sain obtenu par le squelette binaire.

d: carte des nœuds d'un sujet ostéoporotique obtenu par le squelette binaire.

Nous constatons que le nombre de nœuds obtenu par le squelette en niveau de gris d'une image ostéoporotique est nettement inférieur au nombre de nœuds détecté sur une image de tissu osseux sain, et cela pourra s'expliquer par la détérioration des anastomoses issu de la maladie de l'ostéoporose.

Le nombre de nœuds obtenu par le squelette binaire présente moins d'informations que le squelette en niveau de gris.

IV-5-5- Extraction des terminaisons

Les terminaisons sont les points pour lesquels le nombre de voisins est égal à 1 (définition 5). Les terminaisons extraites de l'image sont illustrées par la figure 60.

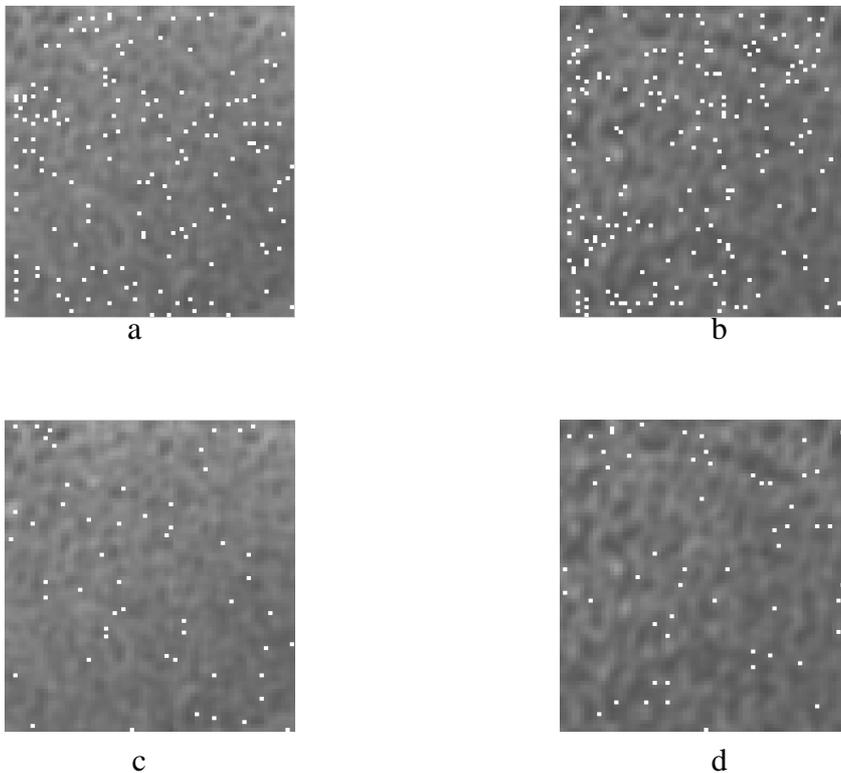


Figure 60: *Les différentes cartes de terminaisons*

a : *carte de terminaisons d'un sujet sain obtenu par le squelette en niveau de gris.*

b : *carte de terminaisons d'un sujet ostéoporotique obtenu par le squelette en niveau de gris.*

c : *carte de terminaisons d'un sujet sain obtenu par le squelette binaire.*

d : *carte de terminaisons d'un sujet ostéoporotique obtenu par le squelette binaire.*

Nous distinguons clairement que le nombre de terminaisons acquis par le squelette en niveau de gris d'une image ostéoporotique est supérieur au nombre de terminaisons repéré sur l'image saine. Cela s'expliquera par des discontinuités issu de la détérioration des anastomoses.

Par contre les terminaisons détectées par le squelette binaire ne discriminent pas les images ostéoporotiques et les images saines.

IV-5-6- Test statistique des paramètres

Nous calculons le nombre de points de réseau, le nombre de nœuds (correspondant aux anastomoses entre les travées osseuses) et le nombre de terminaisons (correspondant à des segments déconnectés du reste du réseau trabéculaire). Ces différents calculs seront faits pour des patients de contrôles (CP) et des patients ostéoporotiques (OP) et une comparaison des résultats sera faite. Voir les différents résultats dans la table 1 et 2.

Paramètres	OP (moyenne ± écart type)	CP (moyenne ± écart type)	Test
Nombre de points de réseau	1780 ± 159	1876 ± 51	CP > OP
Nombre de terminaisons	144 ± 39	142 ± 33	CP < OP
Nombre de nœuds	316 ± 72	362 ± 33	CP > OP

Table 1 : *Test statistique pour le squelette en niveau de gris*

Paramètres	OP (moyenne ± écart type)	CP (moyenne ± écart type)	Test
Nombre de points de réseau	1021 ± 66	1034 ± 110	CP > OP
Nombre de terminaisons	42 ± 11	47 ± 13	CP > OP
Nombre de nœuds	61 ± 17	59 ± 21	CP < OP

Table 2 : *Test statistique pour le squelette binaire*

IV-6- Discussion

D'après le tableau nous remarquons que :

- La taille du squelette pour le patient de contrôle (CP) est supérieure à celle du patient ostéoporotique (OP) et cela pourra s'expliquer par la présence de la maladie d'ostéoporose qui cause la dégradation des travées.
- Pour le squelette en niveaux de gris, nous constatons que le nombre des nœuds pour le CP est supérieur à celle de l'OP contrairement au squelette binaire qui n'a pas conservé la connectivité lors du processus de squelettisation.
- Le nombre de terminaisons dans le squelette en niveaux de gris est supérieur pour l'OP que le CP et cela est dû à la maladie. Mais pour le squelette binaire, nous remarquons que le nombre de terminaisons est plus important pour l'image saine que pour l'image ostéoporotique ce qui ne reflète pas la définition de la maladie qui détériore les anastomoses entre les travées osseuses (les nœuds) qui provoque des segments déconnectés du reste du réseau trabéculaire (les terminaisons). Nous dirons alors que l'algorithme binaire nous a fourni des résultats erronés c'est-à-dire que le patient ostéoporotique est considéré sain et vis versa.

Conclusion

Conclusion

Le travail présenté dans ce mémoire a été réalisé dans le laboratoire d'analyse et de modélisation des phénomènes aléatoires (LAMPA).

Dans ce travail, nous avons mis en place une technique de squelettisation en niveaux de gris 2D pour l'extraction d'informations morphologiques permettant la description de la structure osseuse de l'image Tomographie Calculé (CT) appelé également scanner.

Les résultats obtenus montrent que la méthode de segmentation par la squelettisation en niveau de gris semble être plus adaptée que les méthodes de segmentation basées sur la binarisation de l'image. Ainsi, la squelettisation binaire aboutit à une localisation imprécise des travées, ce qui rend l'estimation des paramètres hasardeuse.

Les paramètres calculés à savoir le nombre de points de réseau, le nombre de nœuds qui correspondent aux anastomoses entre les travées, et le nombre de terminaisons osseuses qui correspondent à des segments déconnectés du reste du réseau trabéculaire, nous ont permis de différencier les deux types de patients ostéoporotiques et les patients de contrôle. A travers ces résultats nous pensons avoir apporté une contribution dans la caractérisation de la microarchitecture osseuse trabéculaire.

La faible résolution de nos images et le manque d'informations sur celle-ci ont considérablement limité l'exploitation de l'algorithme élaboré dans notre application. Une meilleure résolution et l'élargissement de la base de données permettront de mieux reproduire l'état architectural de tissu analysé avec l'approche proposée.

L'intégration des variables cliniques tels que, le sexe, l'âge, le poids, taille et la DMO sont d'un apport important pour avoir une meilleure discrimination entre les individus ostéoporotiques et sains.

L'association d'un autre ensemble de paramètres tel que les caractéristiques morphologiques à savoir l'épaisseur et l'espacement des travées, et les paramètres d'anisotropie caractérisant l'orientation des travées, pourra améliorer et faciliter l'étape de diagnostic.

Annexes

Les configurations des fenêtres en fonction des valeurs de WN(P)

0 0 0	0 1 0	0 0 1	0 1 1	0 0 0	0 1 0	0 0 1	0 1 1
0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 1	0 1 1	0 1 1	0 1 1
0 0 0	0 0 0	0 0 0	0 0 0	0 0 0	0 0 0	0 0 0	0 0 0

000 001 002 003 004 005 006 007

0 0 0	0 1 0	0 0 1	0 1 1	0 0 0	0 1 0	0 0 1	0 1 1
0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 1	0 1 1	0 1 1	0 1 1
0 0 1	0 0 1	0 0 1	0 0 1	0 0 1	0 0 1	0 0 1	0 0 1

008 009 010 011 012 013 014 015

0 0 0	0 1 0	0 0 1	0 1 1	0 0 0	0 1 0	0 0 1	0 1 1
0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 1	0 1 1	0 1 1	0 1 1
0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0

016 017 018 019 020 021 022 023

0 0 0	0 1 0	0 0 1	0 1 1	0 0 0	0 1 0	0 0 1	0 1 1
0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 0	0 1 1	0 1 1	0 1 1	0 1 1
0 1 1	0 1 1	0 1 1	0 1 1	0 1 1	0 1 1	0 1 1	0 1 1

024 025 026 027 028 029 030 031

0	0	0
0	1	0
1	0	0

032

0	1	0
0	1	0
1	0	0

033

0	0	1
0	1	0
1	0	0

034

0	1	1
0	1	0
1	0	0

035

0	0	0
0	1	1
1	0	0

036

0	1	0
0	1	1
1	0	0

037

0	0	1
0	1	1
1	0	0

038

0	1	1
0	1	1
1	0	0

039

0	0	0
0	1	0
1	0	1

040

0	1	0
0	1	0
1	0	1

041

0	0	1
0	1	0
1	0	1

042

0	1	1
0	1	0
1	0	1

043

0	0	0
0	1	1
1	0	1

044

0	1	0
0	1	1
1	0	1

045

0	0	1
0	1	1
1	0	1

046

0	1	1
0	1	1
1	0	1

047

0	0	0
0	1	0
1	1	0

048

0	1	0
0	1	0
1	1	0

049

0	0	1
0	1	0
1	1	0

050

0	1	1
0	1	0
1	1	0

051

0	0	0
0	1	1
1	1	0

052

0	1	0
0	1	1
1	1	0

053

0	0	1
0	1	1
1	1	0

054

0	1	1
0	1	1
1	1	0

055

0	0	0
0	1	0
1	1	1

056

0	1	0
0	1	0
1	1	1

057

0	0	1
0	1	0
1	1	1

058

0	1	1
0	1	0
1	1	1

059

0	0	0
0	1	1
1	1	1

060

0	1	0
0	1	1
1	1	1

061

0	0	1
0	1	1
1	1	1

062

0	1	1
0	1	1
1	1	1

063

0	0	0
1	1	0
0	0	0

0	1	0
1	1	0
0	0	0

0	0	1
1	1	0
0	0	0

0	1	1
1	1	0
0	0	0

0	0	0
1	1	1
0	0	0

0	1	0
1	1	1
0	0	0

0	0	1
1	1	1
0	0	0

0	1	1
1	1	1
0	0	0

064

065

066

067

068

069

070

071

0	0	0
1	1	0
0	0	1

0	1	0
1	1	0
0	0	1

0	0	1
1	1	0
0	0	1

0	1	1
1	1	0
0	0	1

0	0	0
1	1	1
0	0	1

0	1	0
1	1	1
0	0	1

0	0	0
1	1	1
0	0	1

0	1	1
1	1	1
0	0	1

072

073

074

075

076

077

078

079

0	0	0
1	1	0
0	1	0

0	1	0
1	1	0
0	1	0

0	0	1
1	1	0
0	1	0

0	1	1
1	1	0
0	1	0

0	0	0
1	1	1
0	1	0

0	1	0
1	1	1
0	1	0

0	0	1
1	1	1
0	1	0

0	1	1
1	1	1
0	1	0

080

081

082

083

084

085

086

087

0	0	0
1	1	0
0	1	1

0	1	1
1	1	0
0	1	1

0	0	1
1	1	0
0	1	1

0	1	1
1	1	0
0	1	1

0	0	0
1	1	1
0	1	1

0	1	0
1	1	1
0	1	1

0	0	1
1	1	1
0	1	0

0	1	1
1	1	1
0	1	1

088

089

090

091

092

093

094

095

0	0	0
1	1	0
1	0	0

096

0	1	0
1	1	0
1	0	0

097

0	0	1
1	1	0
1	0	0

098

0	1	1
1	1	0
1	0	0

099

0	0	0
1	1	1
1	0	0

100

0	1	0
1	1	1
1	0	0

101

0	0	1
1	1	1
1	0	0

102

0	1	1
1	1	1
1	0	0

103

0	0	0
1	1	0
1	0	1

104

0	1	0
1	1	0
1	0	1

105

0	0	1
1	1	0
1	0	1

106

0	1	1
1	1	0
1	0	1

107

0	0	0
1	1	1
1	0	1

108

0	1	0
1	1	1
1	0	1

109

0	0	1
1	1	1
1	0	1

110

0	1	1
1	1	1
1	0	1

111

0	0	0
1	1	0
1	1	0

112

0	1	0
1	1	0
1	1	0

113

0	0	1
1	1	0
1	1	0

114

0	1	1
1	1	0
1	1	0

115

0	0	0
1	1	1
1	1	0

116

0	1	0
1	1	1
1	1	0

117

0	0	1
1	1	1
1	1	0

118

0	1	1
1	1	1
1	1	0

119

0	0	0
1	1	0
1	1	1

120

0	1	0
1	1	0
1	1	1

121

0	0	1
1	1	0
1	1	1

122

0	1	1
1	1	0
1	1	1

123

0	0	0
1	1	1
1	1	1

124

0	1	0
1	1	1
1	1	1

125

0	0	1
1	1	1
1	1	1

126

0	1	1
1	1	1
1	1	1

127

1	0	0
0	1	0
0	0	0

128

1	1	0
0	1	0
0	0	0

129

1	0	1
0	1	0
0	0	0

130

1	1	1
0	1	0
0	0	0

131

1	0	0
0	1	1
0	0	0

132

1	1	0
0	1	1
0	0	0

133

1	0	1
0	1	1
0	0	0

134

1	1	1
0	1	1
0	0	0

135

1	0	0
0	1	0
0	0	1

136

1	1	0
0	1	0
0	0	1

137

1	0	1
0	1	0
0	0	1

138

1	1	1
0	1	0
0	0	1

139

1	0	0
0	1	1
0	0	1

140

1	1	0
0	1	1
0	0	1

141

1	0	1
0	1	1
0	0	1

142

1	1	1
0	1	1
0	0	1

143

1	0	0
0	1	0
0	1	0

144

1	1	0
0	1	0
0	1	0

145

1	0	1
0	1	0
0	1	0

146

1	1	1
0	1	0
0	1	0

147

1	0	0
0	1	1
0	1	0

148

1	1	0
0	1	1
0	1	0

149

1	0	1
0	1	1
0	1	0

150

1	1	1
0	1	1
0	1	0

151

1	0	0
0	1	0
0	1	1

152

1	1	0
0	1	0
0	1	1

153

1	0	1
0	1	0
0	1	1

154

1	1	1
0	1	0
0	1	1

155

1	0	0
0	1	1
0	1	1

156

1	1	1
0	1	1
0	1	1

157

1	0	1
0	1	1
0	1	1

158

1	1	1
0	1	1
0	1	1

159

1	0	0
0	1	0
1	0	0

160

1	1	0
0	1	0
1	0	0

161

1	0	1
0	1	0
1	0	0

162

1	1	1
0	1	0
1	0	0

163

1	0	0
0	1	1
1	0	0

164

1	1	0
0	1	1
1	0	0

165

1	0	1
0	1	1
1	0	0

166

1	1	1
0	1	1
1	0	0

167

1	0	0
0	1	0
1	0	1

168

1	1	0
0	1	0
1	0	1

169

1	0	1
0	1	0
1	0	1

170

1	1	1
0	1	0
1	0	1

171

1	0	0
0	1	1
1	0	1

172

1	1	0
0	1	1
1	0	1

173

1	0	1
0	1	1
1	0	1

174

1	1	1
0	1	1
1	0	1

175

1	0	0
0	1	0
1	1	0

176

1	1	0
0	1	0
1	1	0

177

1	0	1
0	1	0
1	1	0

178

1	1	1
0	1	0
1	1	0

179

1	0	0
0	1	1
1	1	0

180

1	1	0
0	1	1
1	1	0

181

1	0	1
0	1	1
1	1	0

182

1	1	1
0	1	1
1	1	0

183

1	0	0
0	1	0
1	1	1

184

1	1	0
0	1	0
1	1	1

185

1	0	1
0	1	0
1	1	1

186

1	1	1
0	1	0
1	1	1

187

1	0	0
0	1	1
1	1	1

188

1	1	0
0	1	1
1	1	1

189

1	0	1
0	1	1
1	1	1

190

1	1	1
0	1	1
1	1	1

191

1	0	0
1	1	0
0	0	0

192

1	1	0
1	1	0
0	0	0

193

1	0	1
1	1	0
0	0	0

194

1	1	1
1	1	0
0	0	0

195

1	0	0
1	1	1
0	0	0

196

1	1	0
1	1	1
0	0	0

197

1	0	1
1	1	1
0	0	0

198

1	1	1
1	1	1
0	0	0

199

1	0	0
1	1	0
0	0	1

200

1	1	0
1	1	0
0	0	1

201

1	0	1
1	1	0
0	0	1

202

1	1	1
1	1	0
0	0	1

203

1	0	0
1	1	1
0	0	1

204

1	1	0
1	1	1
0	0	1

205

1	0	1
1	1	1
0	0	1

206

1	1	1
1	1	1
0	0	1

207

1	0	0
1	1	0
0	1	0

208

1	1	0
1	1	0
0	1	0

209

1	0	1
1	1	0
0	1	0

210

1	1	1
1	1	0
0	1	0

211

1	0	0
1	1	1
0	1	0

212

1	1	0
1	1	1
0	1	0

213

1	0	1
1	1	1
0	1	0

214

1	1	1
1	1	1
0	1	0

215

1	0	0
1	1	0
0	1	1

216

1	1	0
1	1	0
0	1	1

217

1	0	1
1	1	0
0	1	1

218

1	1	1
1	1	0
0	1	1

219

1	0	1
1	1	1
0	1	1

220

1	1	0
1	1	1
0	1	1

221

1	0	1
1	1	1
0	1	1

222

1	1	1
1	1	1
0	1	1

223

1	0	0
1	1	0
1	0	0

224

1	1	0
1	1	0
1	0	0

225

1	0	1
1	1	0
1	0	0

226

1	1	1
1	1	0
1	0	0

227

1	0	0
0	1	1
1	0	0

228

1	1	0
1	1	1
1	0	0

229

1	0	1
1	1	1
1	0	0

230

1	1	1
1	1	1
1	0	0

231

1	0	0
1	1	0
1	0	1

232

1	1	0
1	1	0
1	0	1

233

1	0	1
1	1	0
1	0	1

234

1	1	1
1	1	0
1	0	1

235

1	0	0
1	1	1
1	0	1

236

1	1	0
1	1	1
1	0	1

237

1	0	1
1	1	1
1	0	1

238

1	1	1
1	1	1
1	0	1

239

1	0	0
1	1	0
1	1	0

240

1	1	0
1	1	0
1	1	0

241

1	0	1
1	1	0
1	1	0

242

1	1	1
1	1	0
1	1	0

243

1	0	0
1	1	1
1	1	0

244

1	1	0
1	1	1
1	1	0

245

1	0	1
1	1	1
1	1	0

246

1	1	1
1	1	1
1	1	0

247

1	0	0
1	1	0
1	1	1

248

1	1	0
1	1	0
1	1	1

249

1	0	1
1	1	0
1	1	1

250

1	1	1
1	1	0
1	1	1

251

1	0	0
1	1	1
1	1	1

252

1	1	0
1	1	1
1	1	1

253

1	0	1
1	1	1
1	1	1

254

1	1	1
1	1	1
1	1	1

255

Physique des rayons x

1-définition

Les rayons x sont des ondes électromagnétiques (o.e.m) à haute fréquence dont la longueur d'onde est comprise entre 5 pico mètres et 10 nanomètres. L'énergie de ces photons varie de quelques électrons volts à plusieurs dizaines de méga électronvolts, ce qui les classe dans la famille des rayonnements ionisants. Ils sont utilisés en imagerie médicale (de 40 à 130 KeV) et en radiothérapie (de 6 à 25 MeV).

Les rayons X et les rayons γ sont des o.e.m possédant le même intervalle énergétique. Leur différence vient de leur mode de production (figure 61)

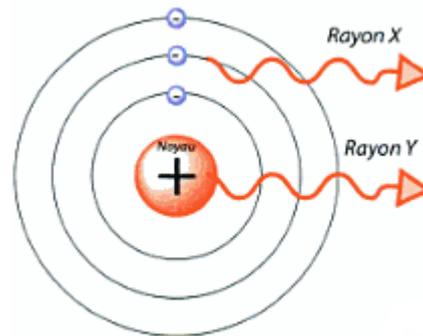


Figure 61 : Origines atomiques du rayonnement γ et du rayonnement X

- les rayons X prennent naissance dans le nuage électronique de l'atome.
- les rayons γ (gamma) sont produits dans la structure nucléaire de l'atome.

Comme toute onde électromagnétique l'énergie transportée par un photon X est liée à sa fréquence (donc à sa longueur d'onde) selon la relation suivante : $E_{RX} \text{ (J)} = h \cdot \nu = h \cdot c / \lambda$

Avec h = constante de plank (6.62 J.s)

ν = fréquence de l'onde (Hz)

c = célérité ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)

λ = longueur d'onde (m)

2- Production physique des rayons X

2-1- Généralité

La production des rayons X fait suite à une interaction énergétique violente entre un électron, possédant une vitesse très élevée, et une cible métallique très dense. Lors de cette interaction, l'électron ne pénètre que de quelques microns dans le métal de la cible où il subit une décélération brutale.

Cette perte d'énergie cinétique se convertit à 99 % en chaleur (énergie thermique) et à 1% en rayonnement X. le rendement de production des rayons X est ainsi très faible.

Lorsqu'on s'intéresse au phénomène physique strict, on remarque qu'il y a deux phénomènes différents susceptibles de donner naissance à des rayons X :

Interaction électron-noyau : soit l'électron est dévié brutalement de sa trajectoire lorsqu'il passe à proximité d'un noyau de la cible, il subit ainsi une déviation importante et perd une partie de son énergie sous forme de rayonnement électromagnétique dit rayonnement de freinage (figure 62) ce qui le ralentit. Cette énergie est définie et caractérisée par un spectre continu.

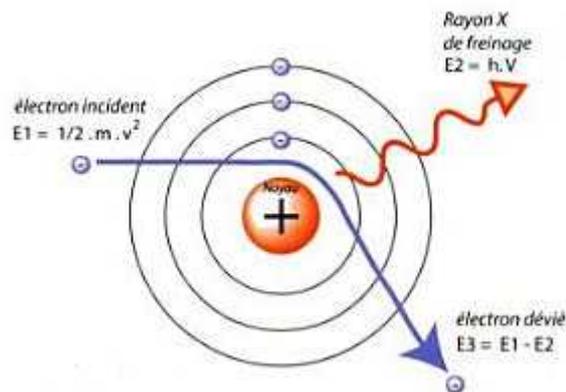


Figure 62: Effet de freinage

Interaction électron-électron (figure 63) : soit l'électron entre en collision avec un électron d'un atome constituant la cible, ce rayonnement caractérisé par un spectre de raies.

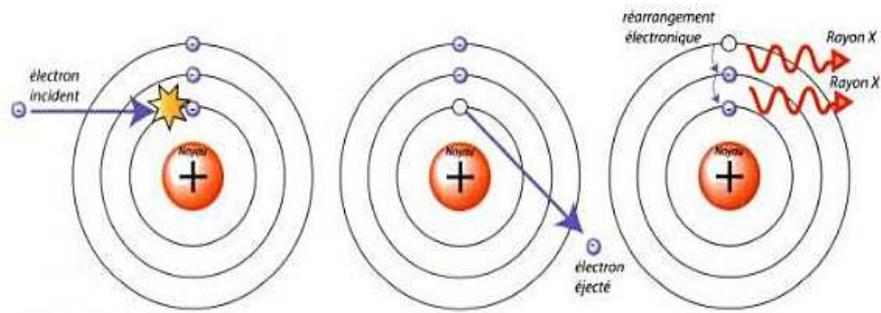


Figure 63: Interaction électron électron

- interaction électron noyau
- interaction électron- électron

2-2 Caractéristique d'un faisceau X

2-2-1- Le spectre total

Le spectre total correspond à la combinaison du spectre continu (figure 64)

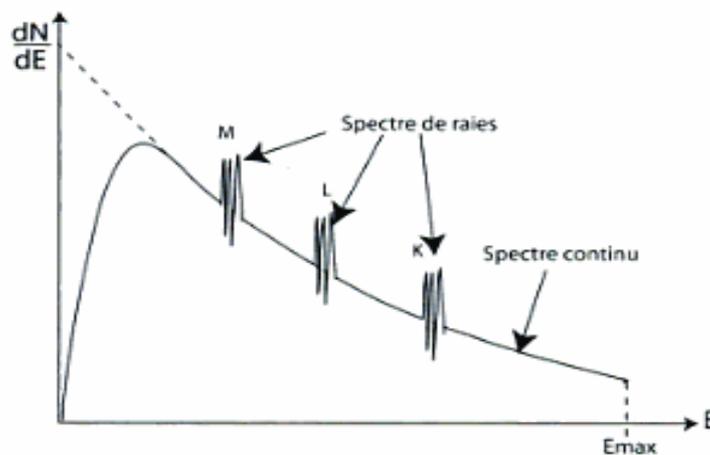


Figure 64 : Spectre total des rayons X

3- Interaction des rayons X avec la matière

a- Atténuation globale du faisceau X dans la matière

Au cours de leur traversée du milieu, les rayons X sont atténués en suivant une variation exponentielle décroissante. La fluence photonique (en photons.mm⁻²) permet d'estimer cette atténuation qui dépend de (figure 65)

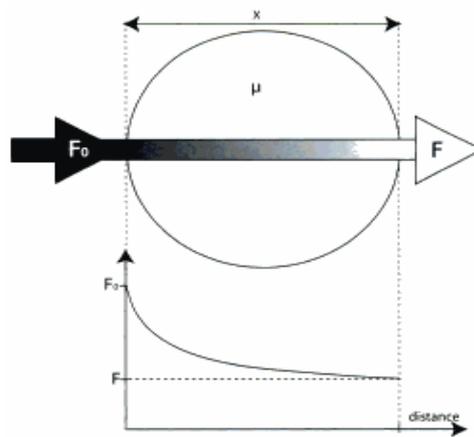


Figure 65 : Atténuation d'un faisceau X mono énergétique dans un matériau homogène.

- La fluence photonique incidente (F_0), c'est-à-dire le nombre de photons présents par unité de surface (mm²) à l'entrée du milieu :
- la densité du milieu traversé, c'est-à-dire de son coefficient d'atténuation (μ) ou d'absorption, plus le coefficient du milieu est élevé, plus le faisceau est absorbé.
- l'épaisseur (x) du milieu traversé, plus cette épaisseur augmente, plus l'atténuation est importante.

Ces différents paramètres sont liés par la loi de Beer-Lambert selon la formule :

$$F = F_0 e^{-\mu x}$$

F : fluence photonique à la sortie du corps étudié

F_0 : fluence photonique incidente (entrée du corps)

x : épaisseur traversée

μ : coefficient d'absorption du milieu traversé

Note : ce calcul n'est rigoureux que pour un milieu traversé homogène (même coefficient d'atténuation) et que si l'on considère le faisceau incident comme étant mono énergétique.

Cette atténuation globale des rayons X s'explique par plusieurs interactions physiques élémentaires classées ci-dessous par leur ordre d'apparition en fonction de l'énergie X incidente :

- l'effet de diffusion de Thomson-Rayleigh
- l'effet photoélectrique
- l'effet Compton
- l'effet de matérialisation
- les réactions photo nucléaires

Vu les énergies utilisées, l'effet photoélectrique et l'effet Compton sont quasiment les seuls présents en radiologie

Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique se produit lorsqu'un photon X cède tout son énergie à un électron de l'atome. Le transfert d'énergie de liaison de l'électron concerné est inférieur à l'énergie du photon X incident. L'atome est ainsi ionisé et excité et son retour à l'équilibre, par réarrangement électronique, s'accompagne de l'émission d'un photon de fluorescence (figure 66)

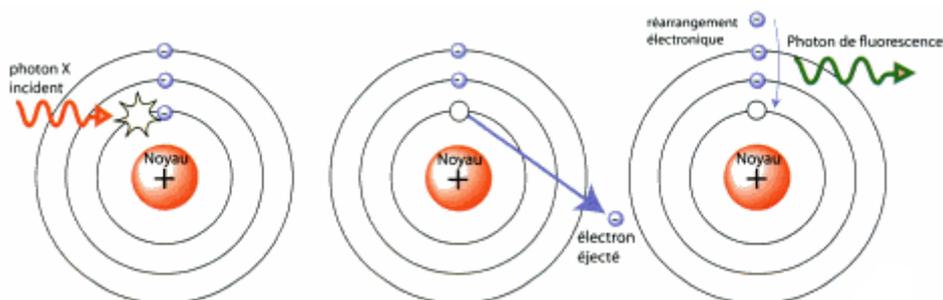


Figure 66 : Principe de l'effet photoélectrique

Avec les énergies utilisées en radiologies, l'effet photoélectrique est favorisé dans des milieux denses tels que les os, la calcification...

Effet Compton

L'effet Compton résulte de l'interaction entre un photon incident d'énergie E_{inc} et un électron faiblement lié de l'atome, dont l'énergie de liaison est négligeable devant E_{inc} . Lors de cette interaction le photon X incident disparaît :

- une partie de son énergie est cédée à l'électron périphérique qui est alors éjecté (on parle d'électron Compton)
- l'autre partie de son énergie est transmise sous forme d'un nouveau photon X (on parle de photon diffusé ou de photon recul).

Ces émissions se font :

- pour les photons diffusés selon un angle θ (thêta) formé par les directions du photon incident et du photon diffusé
- pour l'électron Compton selon l'angle Φ (phi) déterminé par les directions du photon incident et de l'électron Compton

Plus l'énergie incidente est importante, plus les angles θ et Φ sont faibles (figure 67)

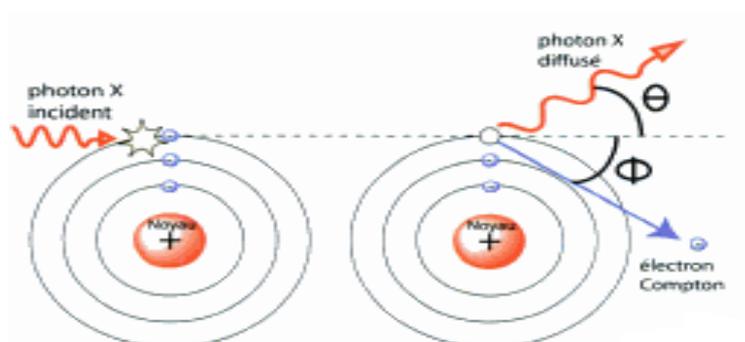


Figure 67 : Principe de l'effet compton

Avec les énergies utilisées en radiologie, l'effet Compton est favorisé dans des milieux peu denses (graisse, tissus mous...)

Effet de Thomson-Rayleigh

L'effet de Thomson-Rayleigh est un processus purement diffusif. Le photon incident est absorbé par l'atome cible, puis réémis dans une direction différente, mais sans changement d'énergie. Prédominant pour les photons peu énergétiques (lumineux, infrarouges...), cette diffusion est négligeable pour les photons X (ou gamma).

Effet de matérialisation

Cet effet absent en radiologie classique, car il se produit pour des photons X très énergétique ($E_{\text{inc}} > 1.022 \text{ Mev}$) passant à proximité d'un noyau. Le photon incident se matérialise alors sous la forme d'un électron (e^- ou β^- : matière) et d'un positon (β^+ : antimatière), chacun de même masse m et de même énergie cinétique E .

A la fin de son parcours, le positon se combine à un électron en une réaction d'annihilation qui donne naissance à deux photons de 511 Kev émis dans des directions opposées (figure 68)

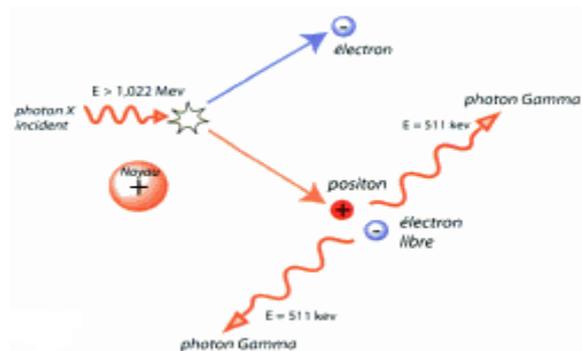


Figure 68 : Création de paire et annihilation

Réactions photo nucléaires

Lorsqu'on bombarde un noyau avec des photons de très haute énergie (6 à 150 Mev) des réactions de photofission peuvent prendre naissance. Ces réactions sont produites et étudiées dans les laboratoires de recherche et ne concernent pas le monde de l'imagerie médicale.

b- Bilan des interactions présentes en radiologie

Dans le domaine des énergies utilisées en radiologie, les interactions entre les photons X et la matière se font essentiellement par effet photoélectrique et par effet Compton.

L'effet photoélectrique est l'effet le plus recherché pour la formation de l'image radiante à la sortie du patient.

L'effet Compton est, quant à lui, considéré comme gênant car il est à l'origine du rayonnement diffusé nocif pour la qualité de l'image et pour la santé du patient et du personnel (radioprotection).

4-Production technologique des rayons X en radiologie

Le premier tube à rayons X fut le tube de Crookes. Il est formé d'une ampoule de verre contenant deux électrodes à l'intérieur de laquelle règne un vide partiel. Ce dernier est rapidement amélioré en y introduisant une cathode pour focaliser le faisceau d'électrons sur une surface de métal lourd appelée anode. C'est William Coolidge qui apporta la deuxième amélioration importante en 1913. Le tube de Coolidge comprend un filament chauffé et une cible disposée dans un vide poussé.

Le tube de Coolidge possède les trois éléments technologiques nécessaires à la création des rayons X

- une source d'électrons aux niveaux de la cathode
- une différence de potentiel élevée permettant d'accélérer les électrons dans le vide
- une cible métallique permettant la création des rayons X .

4-1- Caractéristiques technologiques de chaque élément constituant un tube à rayons X

(figure 69)

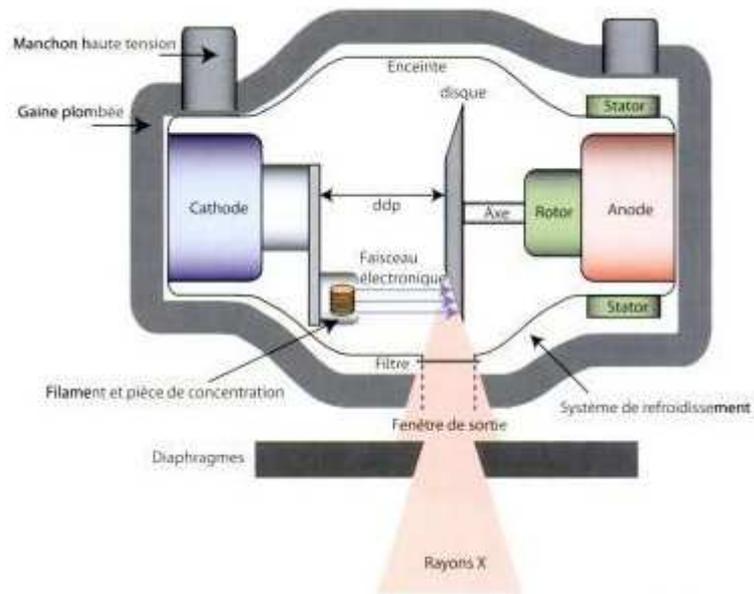


Figure 69 : Principaux éléments technologiques d'un tube à rayon X

4-1-1- Cathode

La cathode est constituée (figure 70) :

- d'un ou deux filaments permettant de créer une source d'électron
- d'une pièce de concentration qui accueille et maintient en place le ou les filaments

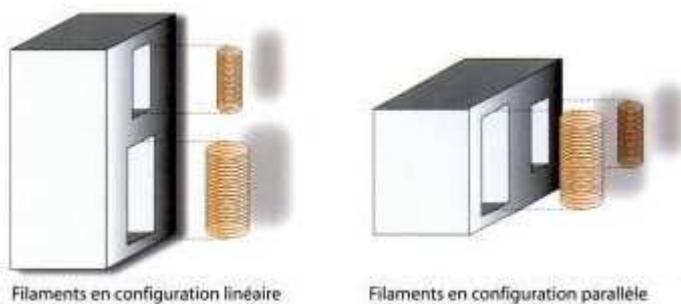


Figure 70 : Pièce de concentration et disposition des filaments

4-1-2- Anode

L'anode est un élément essentiel du tube à rayon X, elle doit répondre à trois critères :

- être suffisamment dense (Z élevé) pour favoriser la production des rayons X (effet de freinage)
- posséder une température de fusion élevée pour résister aux températures faisant suite aux interactions électroniques
- être bonne conductrice thermique pour évacuer rapidement la chaleur

On distingue généralement deux types d'anodes : les anodes fixes et les anodes tournantes.

4-1-3- Enceinte (ou ballon)

Cette enceinte qui contient la cathode et l'anode a pour rôle de maintenir un vide poussé. Elle doit être insensible aux hautes températures et radio transparente. Initialement constituée en verre dur, elle est actuellement fabriquée en Pyrex. Les tubes de haute puissance (scanner, radiologie vasculaire) de dernière génération sont en métal radio transparent, résistant et léger

4-1-4- Système de refroidissement

Pour évacuer le plus rapidement la chaleur, les rayonnements infrarouges (chaleur) faisant suite à l'interaction des électrons avec l'anode sont absorbés par de l'huile froide d'isolement qui entoure le tube. Celle-ci est à son tour refroidie par un liquide froid qui circule dans des canalisations. Pour les appareils de faible puissance, le refroidissement de l'huile peut être assuré par un système de ventilation

4-1-5- Gaine plombée

La gaine plombée est une enveloppe de 3 à 5 mm de plomb qui isole l'extérieur de la haute tension, de la chaleur et des rayonnements X parasites. Elle contient le tube, le stator, le système de refroidissement et laisse passer les câbles haute tension. Une ouverture, appelée fenêtre de sortie, est placée en face de l'anode afin de laisser passer les rayons X

4-1-6- Filtre

Placé contre la fenêtre de sortie du ballon, il permet d'homogénéiser l'énergie du faisceau X en éliminant les photons de trop faible énergie (figure 71)

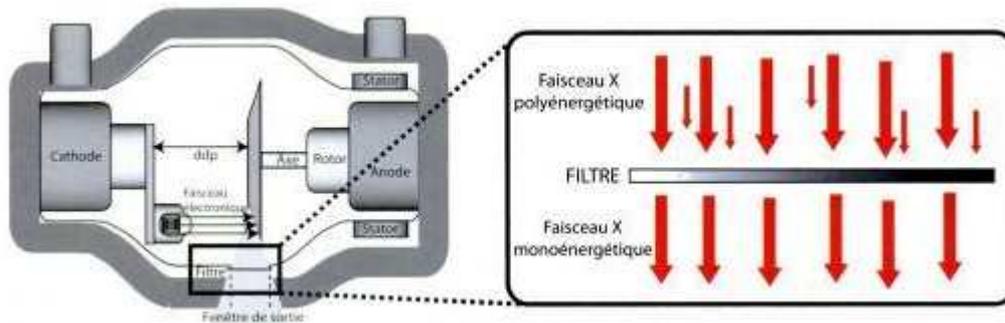


Figure 71 : Filtration additionnelle et création d'un faisceau (quasi) monochromatique

4-1-7- Diaphragmes et localisateurs

Les diaphragmes sont situés en regard de la fenêtre de sortie à l'extérieur de la gaine. Ce sont des lames métalliques stoppant les rayons X, déposées de chaque côté de la fenêtre de sortie (2 paires de lames = 4 lames) les mouvements des lames opposées sont synchrones.

Le rôle des diaphragmes est de déterminer le champ (rectangulaire) d'irradiation et de limiter le rayonnement diffusé (figure 72)

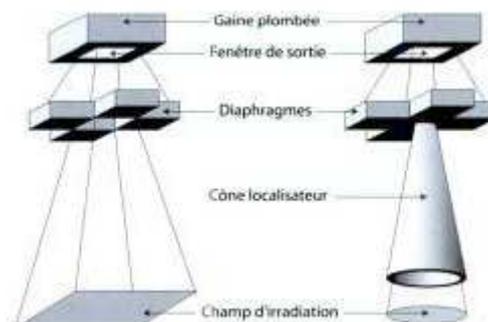


Figure 72 : Diaphragmes et cône localisateur

Détecteurs numériques des rayons X

1- Les détecteurs à balayage

L'obtention de signal électrique numérisable nécessite une analyse par balayage de l'image latente, on distingue 3 types

1-1- Le tube intensificateur d'image

Principe

Son principe consiste à transformer l'image radiante en signal lumineux (amplificateur) puis en signal vidéo (tube analyseur d'image) qui sera numérisé. (Figure 73)

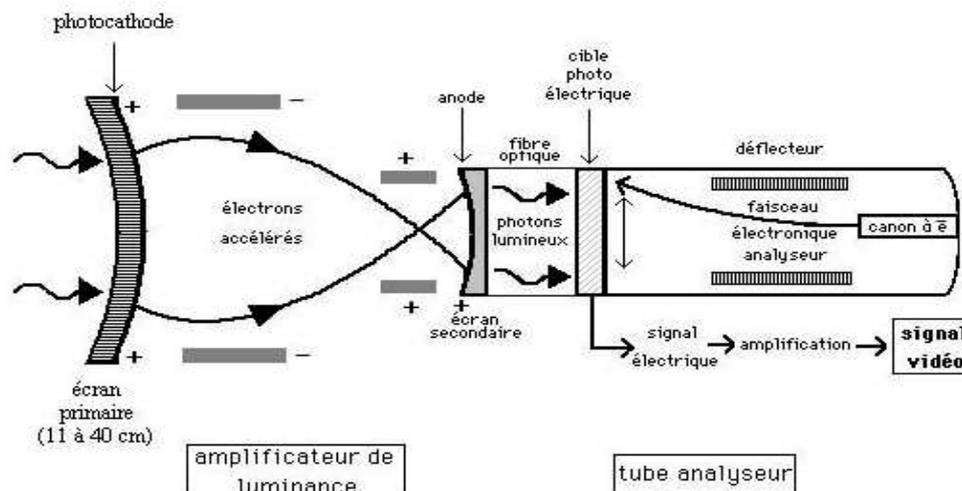


Figure 73 : Principe du tube intensificateur d'image

L'amplificateur

Il s'agit d'un tube électronique formé d'un écran d'entrée ou écran primaire, d'une enceinte où règne un vide poussé et une forte différence de potentiel, d'électrodes de focalisation et d'un écran de sortie ou écran secondaire. Les photons X de l'image radiante vont être transformés en photons lumineux d'intensité proportionnelle à celle des photons X de l'image radiante mais amplifiée d'un gain de 8000 à 15000.

Le tube analyseur

Le tube analyseur d'image est une enceinte où règne le vide dans laquelle un faisceau d'électrons émis par un filament, focalisé par un canon d'électrons et dirigé par un enroulement

Défecteur va venir balayer une cible photoconductrice de nature variable en fonction du type de tube (oxyde de plomb pour le Plumbicon ou sélénium dopé aux Arséniures et au Tellure pour le Saticon)

Le faisceau électronique balaye la cible ligne par ligne et joue le rôle d'une électrode baladeuse : il va déposer sur la cible une charge électrique qui varie dans le temps comme la résistance en chaque point de la cible : la différence de potentiel de sortie reproduit les variations de luminance des différents points de l'image de l'écran secondaire : c'est ce signal qui, après amplification, donnera le signal vidéo qui sera numérisé.

En régime scopique, l'émission X est continue et le balayage de la cible se fait selon le mode entrelacé (2 demi-images successives) : c'est la fluoroscopie numérique qui permet, outre une visualisation des phénomènes dynamiques, de mémoriser la dernière image scopique. réduisant ainsi le temps d'irradiation.

En régime graphique, l'émission X est discontinue alternée avec le balayage de la cible: l'émission de RX est intense et brève et, durant cette impulsion, le pinceau électronique est bloqué et l'image est donc en mémoire sur la cible. Puis à l'arrêt de l'émission des rayons X, la cible est lue de façon séquentielle : c'est la fluoroscopie pulsée qui a l'avantage de permettre des temps de pose très courts et une cadence d'images élevée permettant des études dynamiques.

1-2- Les écrans à mémoire

Principe

L'acquisition se fait toujours avec une chaîne de radiologie classique : générateur, tube à RX et cassette. La cassette contient un écran dit écran à mémoire va recueillir une image latente.

La cassette impressionnée sera ensuite transférée dans une unité de lecture reliée au processeur de numérisation d'image. Après lecture, les informations contenues sur l'écran sont effacées pour permettre une nouvelle utilisation.(figure 74)

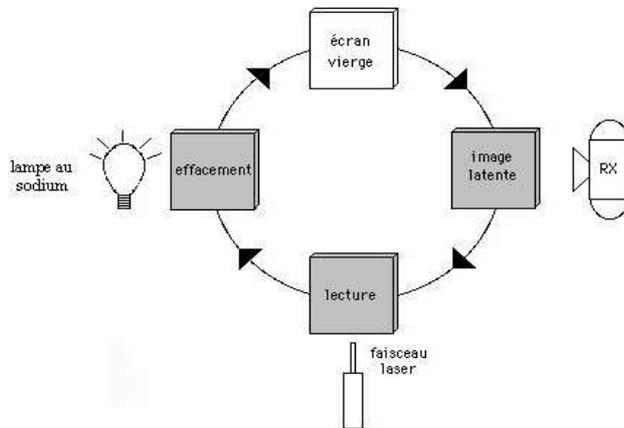


Figure 74 : Cycle de formation de l'image

Constitution de l'écran

L'écran est constitué de 4 couches :

Deux pellicules protectrices transparentes l'une ventral, l'autre dorsale, entre les deux, une couche luminescente formée de cristaux inorganiques constitués de fluoro-halogénure de baryum dopés avec des ions d'euprium divalent (qui va jouer le rôle d'activateur.) , et un support en polyéthylène sur lequel est plaquée la couche luminescente et qui vise à éviter la rétrodiffusion.

Formation de l'image

L'acquisition des images se fait par luminescence photo stimulable en deux étapes : recueil de l'information puis lecture de l'information par photo stimulation.

Recueil de l'information

Sous l'effet des photon X L'excitation des molécules du cristal entraîne la projection d'un électron à un niveau d'énergie supérieur (figure 75) ; le nouveau niveau d'énergie de

l'électron est instable : celui-ci va retourner à son niveau initial en émettant de la lumière mais passe d'abord par un niveau intermédiaire appelé niveau piège la conservation au niveau piège sera longue : l'information est donc en quelque sorte stockée : on dispose d'une image latente qui pourra être conservée plusieurs heures sans perte d'information. Pour révéler l'information contenue dans l'image latente, l'émission lumineuse va être accélérée, stimulée lors d'une deuxième étape appelée photo stimulation.

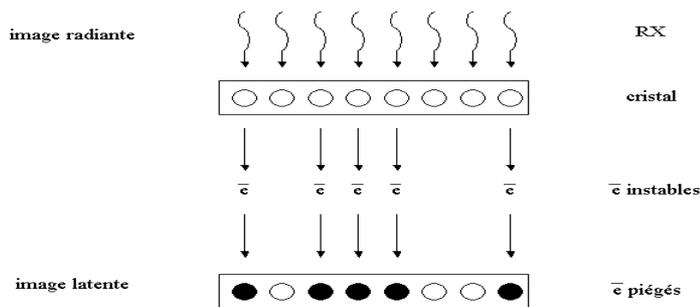


Figure 75 : Formation de l'image latente

Photo stimulation

La photo stimulation fournie par un rayonnement infrarouge émis par un faisceau laser (figure 76) : celui-ci balaye l'écran (temps de lecture : 45 secondes environ), va libérer les électrons piégés et déclencher des émissions lumineuses dont l'intensité va refléter point par point l'intensité de l'image radiante.

Ces émissions lumineuses se font dans un spectre d'émission différent du spectre de stimulation du rayonnement infrarouge. Une fois la lecture laser effectuée, les informations qui pourraient encore se trouver sur l'écran vont être effacées par exposition à un flash de haute intensité lumineuse (type lampe au sodium) qui va nettoyer en quelque sorte les niveaux piégés et l'écran sera de nouveau disponible.

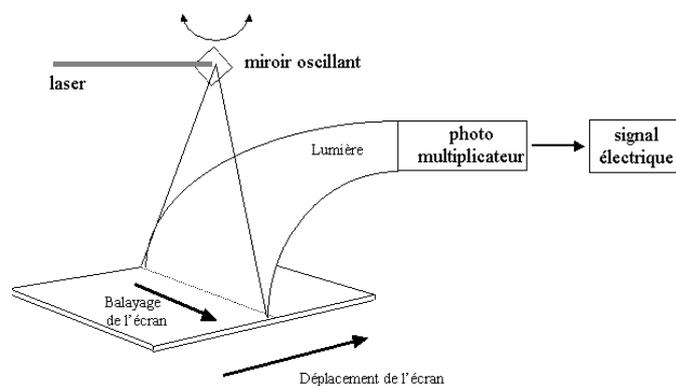


Figure 76 : Principe de lecture de l'écran par photo stimulation

1-3- Le tambour au Sélénium

Le détecteur de l'image radiante est une couche amorphe de Sélénium qui est un photo-semi-conducteur : lorsqu'il est exposé aux rayons X, il devient conducteur.

L'exposition aux rayons X entraîne la formation d'électrons- trous qui vont neutraliser partiellement les charges positives du sélénium. Les charges résiduelles vont refléter l'image radiante : elles seront lues par un condensateur-lecteur de charge. (Figure 77)

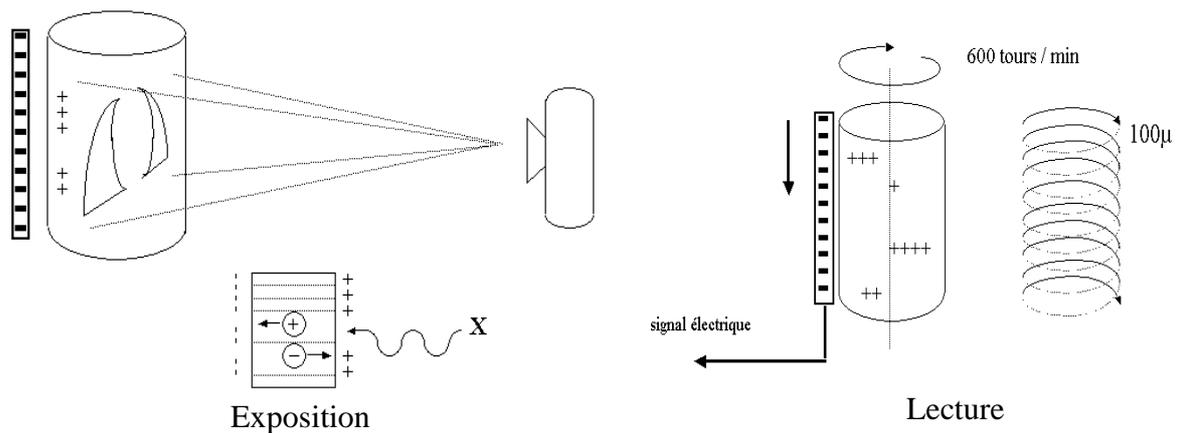


Figure 77: *Le tambour au sélénium*

Capteur d'image

Il s'agit d'un tambour de 50 cm de diamètre et de hauteur sur lequel a été vaporisé de façon homogène un dépôt d'une fine couche de sélénium à l'état amorphe sur un support en aluminium. La formation de l'image se fait en 3 étapes :

- Mise en charge électrique : un champ électrique est créé par dépôt d'une charge positive à la surface du tambour pendant qu'on applique une charge négative à l'aluminium.
- Phase d'exposition : les photons de l'image radiante sont projetés sur la surface du tambour (le 1/3 de sa surface totale) et entraînent la formation de paires d'électrons-trous qui sont attirés par les charges positives en superficie. Les charges résiduelles constituent l'image latente.
- Phase de lecture : le tambour va être animé par un mouvement de rotation à grande vitesse qui va l'amener au contact d'une barrette de détecteurs constitués de condensateurs lecteurs de charges. A chaque rotation, les condensateurs (0,2mm) sont déplacés par translation de 0,1

mm et analysent la surface du tambour. C'est la rotation qui permet de lire l'information horizontale et la translation à chaque tour qui permet de couvrir toute la hauteur du tambour. La lecture totale dure environ 10 secondes. Le signal électrique obtenu est amplifié et numérisé.

La déformation de l'image latente liée à la surface courbe du tambour est corrigée par un algorithme mathématique

2 Les détecteurs plans matriciels

Principe : le signal électrique généré au sein du détecteur sera recueilli point par point sur une matrice active. La conversion de l'image radiante peut être directe ou indirecte

La conversion électrique directe (figure 78).

Elle fait appel comme pour le tambour au sélénium aux propriétés de semi-conducteur du sélénium.

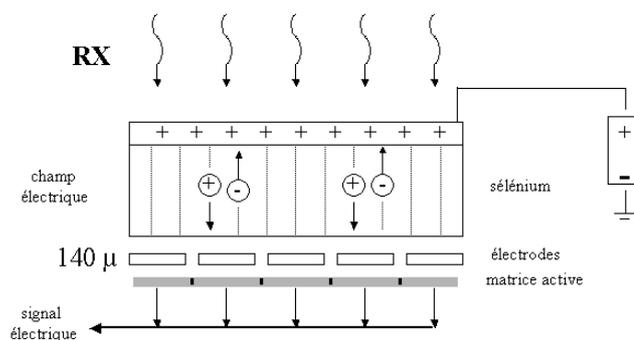


Figure 78 : *Détecteur plan à conversion électrique directe*

- Le détecteur comprend deux couches :
- une couche de sélénium amorphe assurant la conversion des photons X en électrons.

Après polarisation du détecteur créant un champ électrique, l'arrivée des photons X entraîne une transition électronique des couches stables vers les couches instables de la structure électronique du sélénium. Le champ électrique permet le transfert des électrons vers la deuxième couche.

- une couche électronique (matrice active) collectant les charges électriques. Les électrons vont être recueillis par des micro détecteurs de $140\ \mu$ à disposition matricielle. - -

Chaque capteur est composé :

- d'une électrode de collection des charges (70% de la surface du pixel) reliée à un condensateur qui stocke ces charges.
- de commutateurs (transistors en couche mince) avec une lecture ligne à ligne en adressant parallèlement une rangée de commutateurs qui commande le transfert du signal vers les colonnes.
- d'une électronique de commande assure ensuite l'amplification et la conversion numérique du signal. La tension évite la dispersion des électrons et permet d'augmenter l'épaisseur de la couche de sélénium pour en augmenter la sensibilité sans perte d'information en termes de résolution spatiale au sein du détecteur. Par contre il existe un temps de rémanence après la création des charges qui impose un délai d'une vingtaine de secondes entre deux acquisitions.

La conversion indirecte lumineuse (figure 79) : composée de deux couches :

- une couche de scintillation en iodure de césium (à structure en aiguilles pour limiter la diffusion de la lumière dans l'épaisseur de la couche comme l'écran primaire d'un amplificateur de luminance) ou de sulfure de gadolinium (comme les écrans renforceurs). Le scintillateur va générer sous l'action des RX des photons lumineux.
- la matrice active : elle est formée de photodiodes en silicium amorphe générant les charges électriques proportionnelles à l'éclairement de la cible par les photons lumineux, charges qui vont être stockées dans le condensateur.

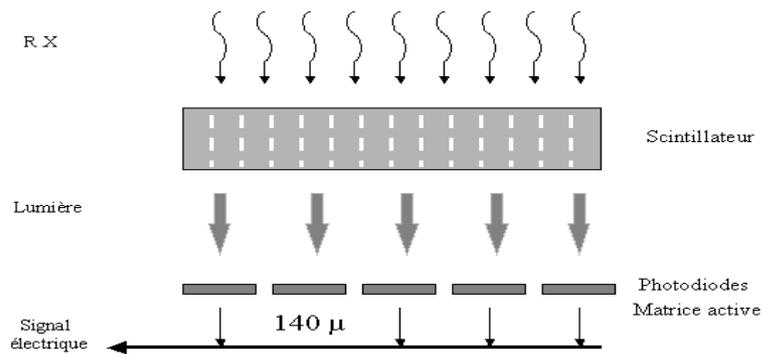


Figure 79 : Détecteurs plan à conversion lumineuse

L'avantage de la numérisation indirecte est sa résolution temporelle élevée, autrement dit la rémanence très faible du détecteur permettant d'obtenir des acquisitions non seulement statiques mais aussi dynamiques. Des acquisitions scopiques à faible résolution et dynamiques à cadence rapide sont aussi possibles actuellement à petit champ (20 X 20 cm).

Les détecteurs CCD : l'écran de scintillation est relié non plus à la matrice active de photodiodes mais à plusieurs caméras CCD (jusqu'à 12 caméras pour une acquisition à grand champ) qui vont convertir la lumière après réduction optique par lentilles ou fibres optiques de la lumière du fait du diamètre réduit des caméras (6 cm environ). Là également, la rémanence du système est très faible.

Les principaux attributs texturaux

Les principaux indices (attributs texturaux) définis par Harralick sont donnés dans la Table 1

Second moment angulaire : homogénéité. $f = \sum_i \sum_j p(i, j)^2$	Entropie des sources : $f = \sum_{i=2}^{2Ng} p_{x+y}(i) \ln(p_{x+y}(i))$
Contraste : $f = \sum_i \sum_j (i - j)^2 p(i, j)$	Entropie : $f = -\sum_i \sum_j p(i, j) \ln(p(i, j))$
Corrélation : $f = \frac{\sum_i \sum_j (i, j) p(i, j) - \mu_x \mu_y}{\sigma_x \sigma_y}$ Avec $\mu_x, \mu_y, \sigma_x, \sigma_y$: moyennes et écarts types des marginales horizontales et verticales	Variances des différences : $f =$ variance des p_{x-y} Avec $p_{x-y} = \sum_{i-j=k} p(i, j)$
Variance : $f = \sum_i \sum_j (i - \mu)^2 p(i, j)$ Avec μ : moyenne des $p(i, j)$	Entropie des différences : $f = \sum_{i=0}^{Ng-1} p_{x-y}(i) \ln(p_{x-y}(i))$
Moment des différences inverses : $f = \sum_i \sum_j \frac{1}{1 + (i - j)^2} p(i, j)$	Moyenne des sommes : $f_0 = \sum_{i=2}^{2Ng} i p_{x+y}(i)$ Avec $p_{x+y} = \sum_{i+j=k} p(i, j)$
Variance des sommes : $f = \sum_{i=2}^{2Ng} (i - f_0)^2 p_{x+y}(i)$	

Table 1. Attributs d' HARRALICK

Les plus fréquemment utilisés sont l'entropie, l'énergie (ou uniformité), le contraste, la corrélation et l'homogénéité locale.

L'entropie est faible si on rencontre souvent le même couple de pixels dans l'image et forte si chaque couple est peu représenté. L'entropie rend compte de la complexité de l'image en fournissant un indicateur sur le désordre que peut présenter sa texture.

A l'inverse de l'entropie, l'énergie mesure l'uniformité de la texture de l'image. Plus l'image est uniforme, moins il y a de transitions de niveaux de gris et donc plus la somme des carrés des éléments de la matrice est faible.

Le contraste permet d'évaluer le degré de dispersion des niveaux de gris à une distance donnée (d). Ainsi, une texture grossière se traduit par une forte concentration des paires de pixels autour des diagonales tandis qu'une importante dispersion de ces niveaux de gris est typique d'une texture plus fine.

La corrélation est un indice qui mesure la dépendance des niveaux de gris par rapport à leurs voisins dans l'image.

L'homogénéité est d'autant plus élevée que l'on retrouve souvent le même couple de pixels, ce qui est le cas lorsque le niveau de gris est uniforme ou quand il y a périodicité spatiale.

2- Attributs de texture calculés à partir des matrices de longueur de plages

Accentuation des faibles plages SRE (short run emphasis), ce coefficient prend des valeurs d'autant plus élevées que les plages sont petites.

$$SRE = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^T \frac{L(i, j)}{j^2}}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^T L(i, j)}$$

N le nombre de niveaux de gris de l'image ;

T la taille de l'image dans une direction donnée

L (i,j) un élément de la matrice de longueurs de plage, correspondant au nombre de plages de niveau i et le longueur j dans l'image

Accentuation des grandes plages LRE (long run emphasis), on a des valeurs élevées pour LRE lorsque les plages sont longues. Ceci correspond à des zones de niveaux de gris relativement constantes.

$$LRE = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^T j^2 L(i, j)}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^T L(i, j)}$$

Nous constatons bien que l'image qui possède un LRE plus grand possède plus de plages, c'est-à-dire plus de zones étendues ayant le même niveau de gris.

Hétérogénéité des longueurs de plages RLNU, il sera d'autant plus faible que la répartition sera uniforme. Il donne une mesure de la répartition suivant θ .

$$RLNU = \frac{\sum_{i=1}^N \left(\sum_{j=1}^T L(i, j) \right)^2}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^T L(i, j)}$$

Hétérogénéité des niveaux de gris GLNU, c'est la mesure de la répartition des niveaux de gris. Ce facteur est d'autant plus faible que la répartition est uniforme.

$$GLNU = \frac{\sum_{j=1}^T \left(\sum_{i=1}^N L(i, j) \right)^2}{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^T L(i, j)}$$

Bibliographie

[Ayadi07] **AYADI Walid, SEVESTRE-GHALILA Sylvie, BENAZZA-BENYAHIA Amel.** *Quantification des connectivités de la micro-architecture osseuse via une décomposition en paquets d'ondelettes M-bandes.* Colloque GRETSI, Septembre 2007, p. 477-480.

[Barré99] **A. Barré and L. Dollet.** *Analyse de texture par Fourier.* (www.tsi.enst.fr/tsi/enseignement/ressources/mti/textures_Fourier/texture.html)

[Benhamou94] **Benhamou CL, Lespessailles E, Jacquet G, Harba R, Jennane R, Lousot T, et al.** *Fractal organization of trabecular bone images on calcaneus radiographs.* J Bone Miner Res 1994 ; N°9, p 1909- 1918.

[Benhamou00] **Benhamou C.L, Pothuaud L, Lespessailles E.** *Caractérisation de la microarchitecture trabéculaire osseuse par analyse de texture.* ITBM-RBM Elsevier 2000; N°21 , p. 351-358.

[Bonnick06] **Bonnick S.L,** *Osteoporosis in men and women.* Clinical Cornerstone, 2006, N°8, p. 28.

[Chappard97] **CHAPPARD D., LEGRAND E., BASLE M.F., AUDRAN M.** *Measuring trabecular bone architecture by image analysis of histological sections.* European Microscopy and analysis Novembre 1997, p. 13-15

[Chappard01] **Chappard D, Legrand E, Haettich B, Chales G, Auvinet B, Eschard JP, et al.** *Fractal dimension of trabecular bone: comparison of three histomorphometric computed techniques for measuring the architectural twodimensional complexity.* J Pathol 2001; N°195, p. 515–521.

[Coquerez95] : **Cocquerez. Jean-Pierre, Philipp. S ,** *Analyse d'image : filtrage et segmentation* édition : Masson, Paris, 1995.

[Cornuelle97] **Cornuelle9.A.G, Gronefeld.D.H,** *Radiographic anatomy and positioning: an integrated approach,* McGraw-Hill Medical Publishing, New York, 1997.

[Cortet95] **Cortet B, Colin D, Dubois P, Delcambre B, Marchandise X.** *Les différentes méthodes d'analyse quantitative de la structure osseuse trabéculaire.* Rev Rhum (Ed Fr) 1995; N°62, p. 841–855.

[Cortet99] **Cortet B, Dubois P, Boutry N, Bourel P, Cotten A, Marchandise X.** *Image analysis of the distal radius trabecular network using computed tomography.* Osteoporos. Int 1999 ;N° 9, p. 410-419.

[Cortet02] **Cortet B, Dubois P, Boutry N, Palos G, Cotton A, Marchandise X.** *Computed tomography image analysis of the calcaneus in male osteoporosis.* Osteoporos Int 2002, N°13, p. 33–41.

[Cumming02] **Cummings S.R, L.J. Melton,** *Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures.* The Lancet, 2002, N°359, p. 1761-1767.

[Dempster01] **Dempster DW, Cosman F, Karland ES, Zhon H, Nieves J, Woelfert, et al.** *Effects of daily treatment with parathyroid hormone in bone microarchitecture and turnover in patients with osteoporosis :a paired biopsy study.* J Bone Miner Res 2001 ; N°16, p. 1846–1853.

[Dillenseger09] **Dillenseger J.P, Moerschel.E,** *Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie : Quand la théorie éclaire la pratique,* édition :MASSON, Paris, 2009

[Fazzalari96] **FAZZALARI N.L, CRISP D.J., VERNON-ROBERTS B.** *Mathematical modelling of trabecular bone structure: the evaluation of analytical and quantified surface to volume relations in the femoral head and iliac crest.*J.Biomechanics, 1989; vol 22,N° 8/9, p. 901-910

[Follet02] **Follet Hélène,** *caractérisation biomécanique et modélisation 3D par imagerie X et IRM haute résolution de l'os spongieux humain : évaluation du risque fracturaire.* Thèse de docteur INSA, Universités Lyon, 2002.

[Garraghan86] **Garraghan NJ, Mellish RWE, Compston JE.** *A new method for twodimensional analysis of bone structure in human iliac crest biopsies.* J Microsc 1986 ; N°142, p. 341–349.

[Giudicelli98] **Giudicelli.J, Souberbielle.J.C,** *Le remodelage osseux et l'exploration de l'ostéoporose,* revue de l'Acomen, 1998, vol.4 N°3

[Hahn92] **Hahn M, Vogel M, Pompesius-Kempa M, Delling G.** *Trabecular bone pattern factor: a new parameter for simple quantification of bone microarchitecture.* Bone 1992, N°13, p 327–330.

[Haralick79] **R. Haralick.** *Statistical and structural approaches to textures.* Proceedings IEEE 1979, 67(5).

[Jeandel02] **Jeandel.C, Souberbielle.J.C, Benhamou.C.L, Guiraud.G, Rouanet.A, Laroche.M, Marinescu.R, André.E, Mansat.Ch, Blotman.F,** *Ostéoporose facteurs de risque et fractures,* La lettre de l'observatoire du mouvement, Mai 2002 ; N°5, p. 1- 10.

[Khoury08] **Khoury Rana,** *Pixscan : Micro-tomodensitomètre à pixels hybrides pour le petit animal,* Thèse de docteur, Université de la Méditerranée Aix-Marseille II, Mars 2008.

[Kolta06] **Kolta.S,** *Comment interpréter une densitométrie,* Revues générales ostéoporose, 2006.

[Lam92] **Lam, L., Seong-Whan Lee, and Ching Y. Suen**, *Thinning Methodologies-A Comprehensive Survey*, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence September 1992, Vol 14, N° 9, p 879, bottom of first column through top of second column.

[Lamott06] **Lamotte Thomas**, *Reconstruction 3D de la microarchitecture osseuse à partir d'un nombre limité de radiographies : apport de techniques de régularisation*. Thèse de docteur, INSA , université Lyon, 2006.

[Lasbleiz05] **Lasbleiz.J, Burgun.A, Marin.F, Rolland.Y, Duvauferrier.R**, *Analyse de trame osseuse vertébrale sur coupes scanographiques*, J Radiol 2005 ; N° 86 , p. 645-649

[Last03] **Last David**, *Caractérisation de l'architecture tridimensionnelle du tissu trabéculaire in vitro et in vivo par IRM*, Thèse de docteur U.F.R Scientifique D'ORSAY, Universités Paris XI, Novembre 2003.

[Lebras04] **Lebras Anthony**, *Exploration des potentialités du système EOSTM pour la caractérisation mécanique de structures osseuses : application à l'extrémité supérieure du femur* Thèse de docteur ENSAM, Universités Paris, 2004.

[Legrant99] **Legrand E, Chappard D, Basle MF, Audran M**. *Évaluation de la microarchitecture trabéculaire osseuse : perspectives pour l'évaluation du risque fracturaire*. Rev Rhum 1999; N°66 , p. 619–624.

[Lespessailles07] **Lespessailles E., Gadois C., Lemineur G., J.P. Do-HUU, Benhamou. L.** *Bone texture analysis on direct digital radiographic images : precision study and relationship with bone mineral density at the os calcis*. Calcified tissue international 2007, N° 80, p. 97-102.

[Lin99] **Lin JC, Grampp S, Link T, Khotari M, Newitt DC, Felsenberg D, et al.** *Fractal analysis of proximal femur radiographs : correlation with biomechanical properties and bone mineral density*. Osteoporos Int 1999 ; N° 9, p. 516-524.

[Majumdar95] **MAJUMDAR S., NEWITT D., JERGAS M., GIES A., CHIU E., OSMAN D., KELTNER J., KEYAK J., GENANT H.** *Evaluation of technical factors affecting the quantification of trabecular bone structure using magnetic resonance imaging*. Bone, 1995, Vol 17, N°4, p. 417-430

[Mersal99] **Mersal. S. S, Darwish A.M.** *A new parallel thinning algorithm for gray scale images*, IEEE Nonlinear Signal and Image Processing Conference, NSIP'99, Antalya, Turkey, June 1999.

[Odgaard90] **Odgaard A, Jensen EB, Gundersen HLG.** *Estimation of structural anisotropy, based on volume orientation. A new concept*. J Microsc 1990, N° 157, p. 149–162.

[Odgaard97] **ODGAARD A., KABEL J., VAN RIETBERGEN B., DALSTRA M., HUISKES R.** *Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related.* J. Biomechanics, 1997; Vol 30, N°5, p. 487-495

[Paquet95] **Paquet V, Battut P, H.V. Blanc, and Ferrand D.** *On the use of gray run length matrices in trabecular bone analysis.* In "Proc. of the Conf. on the Image Proc. and its Applic", p. 445-449, July 1995.

[Paquet96] **Paquet.V, Azamberti Y, Blanc H.V, and Ferrand.D.** *Evaluation des trabécules de la hanche en radiologie.* RBM-News, Elsevier 1996, p. 216-223,

[Paramudito07] **Pramudito J.T, Soegijoko S, Mengko T.R, Muchtadi F.I, Wachjudi R.G.** *Trabecular pattern analysis of proximal femur radiographs for osteoporosis detection.* Journal of Biomedical & Pharmaceutical Engineering 2007, p. 45-51.

[Parfitt83] **Parfitt AM.** *Stereologic basis of bone histomorphometry theory of quantitative microscopy and reconstruction of the third dimension.* In: Recker RR, editor. Bone histomorphometry: techniques and interpretation. Boca Raton, FL, USA: CRC Press; 1983. p. 53-87.

[Pothuaud00] **Pothuaud L.** *Correlation entre la microarchitecture 3D et la projection radiographique de l'os trabéculaire : relation à l'ostéoporose* Thèse de docteur. Université D'Orleans ; 2000.

[Sapin08] **SAPIN Emilie.** *Personnalisation des propriétés mécaniques de l'os vertébral à l'aide d'imagerie à basse dose d'irradiation : Prédiction du risque de fracture.* Thèse de doctorat Science des métiers de l'ingénieur, ENSAM , Paris, Novembre 2008.

[Sasso08] **Sasso Magali Claire,** *Traitement et analyse du signal ultrasonore pour la caractérisation de l'os cortical,* Thèse de docteur, SIMME , université Paris 12-val de Marne, février 2008.

[Sevester01] **Sevestre-Ghalila. S, A. Benazza-Benyahia, H. Cherif, and Souid. W,** *Texture analysis for osteoporosis detection with morphological tools.* In Milan Sonka and Kenneth M. Hanson Eds, editors, Image Analysis SPIE Medical Imaging, San Diego California USA, February 2001. Vol 43, p. 1534-1541,

[Sevester05] **Sevestre-Ghalila Sylvie, Mellouli Nedra, Ricordeau Anne, Benazza-Benyahia Amel, Chappard Christine, Benhamou Claude Laurent** *Descripteurs, 2D de micro-architecture osseuse : Aide à la détection de l'ostéoporose.* TAIMA-conférence Tunisie, Septembre 2005

[Tati02] **Tati R. Mengko, J. Tjandra Pramudito.** *Texture analysis of radiographs in the assessment of osteoporosis.* JAPR Japan dec 2002, p. 184-187.

[Whitehouse74] **Whitehouse WJ.** *The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone.* J Microsc 1974, N° 1, p. 153–158.

[Wigderowitz97] **Wigderowitz CA, Abel EW, Rowley DI.** *Evaluation of cancellous structure in the distal radius using spectral analysis.* Clin Orthop Relat Res 1997, N° 335, p. 152–161.

[Zhang94] **Zhang, Y. and Wang, P,** *New parallel thinning methodolog,* Intr. Journal of Pattern Recog. & Artificial Intell. 1994; vol 8, N° 5, p. 999-1011.