

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE  
UNIVERSITE MOULOD MAMMERY, TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET DE L'INFORMATIQUE  
DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

# Mémoire de fin d'études

Présenté en vue de l'obtention  
du diplôme de Master en Électronique

*Option : Réseaux et Télécommunication*

*Thème:*

**Watermarking et compression d'images  
numériques : Applications aux images médicales**

**Proposé et dirigé par:**

Mr: LAHDIR. M

**Etudié et réalisé par:**

M<sup>elle</sup>: KISSOUM Farida.

M<sup>elle</sup>: ROUFED Chahira.

Année universitaire **2011/2012**

## *Résumé*

*Le compromis qui existe entre la capacité d'insertion, l'imperceptibilité et la robustesse du tatouage des images est le sujet des récentes recherches. Cet article présente une application de la technique de watermarking et compression à base de la transformée en ondelettes sur les images médicales. Notre approche comporte deux étapes : l'insertion de la marque et sa détection, après une compression JPEG2000. Les tests de cette technique sont effectués sur les images du type IRM, scanner et radiographique. Les résultats obtenus montrent que la méthode développée est particulièrement robuste à la compression JPEG 2000, et en terme d'invisibilité de l'image reconstruite est excellente, ce que garantit la sécurité et la conservation des données. Ces résultats sont obtenus grâce à l'utilisation de l'analyse multi-résolution basée sur la transformée en ondelettes.*

# Remerciements

Avant tout, nous remercions ALLAH de nous avoir donné le courage et la force nécessaires pour terminer ce travail.

Nous souhaitant exprimer nos remerciements les plus sincères pour toutes les personnes qui nous ont apportées leur aide et grâces auxquelles nous avons pu élaborer et mener à terme de ce mémoire.

Nous tenons ensuite à remercier Monsieur LAHDIR Mourad, Maitre de conférence au département d'électronique à l'université Mouloud Mammeri de Tizi ousou , de nous avoir proposé un thème aussi intéressant qui nous a permis d'acquérir énormément de connaissances dans le domaine du traitement d'image. Nous tenons aussi à le remercier pour l'intérêt qu'il a bien voulu nous accorder.

Nous remercions aussi Monsieur Hamiche.H pour son aide et son soutien.

Nous remercions également le président et les membres de jury qui nous ferons l'honneur de juger notre travail.

Nos remerciements pour tous ceux qui ont contribué, de près ou de loin, à l'élaboration de ce travail.

## *Dédicace*

*Je dédie ce modeste travail à*

- *Mon regretté grand père et mon regretté frère que dieu puisse les accueillir dans son vaste paradis.*
- *À mes parents, mes frères, mes tantes, mes oncles et toute la famille KISSOUM.*
- *Particulièrement à mon cher Amar et toute la famille Hadj Arab.*
- *À mes grandes mères dahbia et ouardia.*
- *À tout mes amies sans exceptions.*
- *À toute la promotion sans exception.*

*FARJDA KISSOUM.*

## *Dédicace*

*Je dédie ce modeste travail à  
La mémoire de mon père que ALLAH s'accueille dans son vaste paradis.*

*ROUFED CHARRA*

# Sommaire

# Sommaire

<i>Introduction générale</i> .....	01
<b><i>Chapitre I : Généralité sur la compression d'image.</i></b>	
<i>I.1. Préambule</i> .....	03
I.2. Notions de base de la compression .....	03
I.2.1. Les mesures utilisées .....	03
I.3. Les étapes de la compression .....	05
I.3.1. transformation des données .....	05
I.3.2. Quantification .....	06
I.3.3. le codage .....	06
I.4. Méthodes de compressions récentes .....	06
I.4.1. La compression fractale .....	06
I.4.2. La compression par ondelette .....	08
I.4.2.1. Théorie des ondelettes .....	08
I.4.2.1.1. La transformée de FOURIER (TF) .....	08
I.4.2.1.2. Transformée de Fourier Fenêtré (STFT) .....	09
I.4.2.1.3. La transformée en ondelettes (WT) .....	10
I.4.2.1.3.1. Définition .....	10
I.4.2.1.3.2. Dilatation et translation de l'ondelette .....	11
I.4.2.1.4. La transformée en ondelettes continus .....	12
I.4.2.1.5. La transformée en ondelettes discrète .....	13
I.4.2.1.6. L'analyse multi-résolution .....	13
I.4.2.1.7. Algorithme de Mallat .....	14
I.4.2.1.9. Ondelettes bi-orthogonales .....	17
I.4.2.1.8. Ondelettes orthogonales .....	17
I.4.2.1.10. Passage à deux dimensions .....	18
I.4.2.1.11. Différentes ondelettes .....	21
I.4.2.1.12. Quelle ondelette choisir .....	22
I.4.2.1.13. Application à la compression d'images .....	22
I.5. Discussion .....	24
<b><i>Chapitre II : Généralités sur le tatouage d'image numérique.</i></b>	
II.1. Préambule .....	25
II.2.1. La phase d'insertion .....	25

II.2.2. Phase de détection .....	26
II.2.2.3. Les schémas aveugles.....	26
II.2.2. Les schémas semi-aveugles.....	26
II.2.2.1. Les schémas non-aveugles.....	26
II.2.2.4. Les schémas asymétriques.....	27
II.3. Les caractéristiques de tatouage efficace .....	28
II.3.1 Robustesse .....	28
II.3.2 Capacité.....	28
II.3.2 Invisibilité.....	28
II.4. Les techniques de tatouage existantes.....	28
II.4.1.1. Le tatouage dans le domaine spatial.....	28
II.4.1 Domaines d'insertion du tatouage.....	28
II.4.1.2. Le domaine fréquentiel.....	29
II.4.1.3. Le tatouage dans le domaine transformé.....	29
II.4.2. Méthodes de tatouages existants.....	30
II.4.2.1. Les méthodes additives.....	30
II.4.2.2. Les méthodes substitutives .....	31
II.5. Les attaques sur les schémas de tatouage.....	31
II.5.1. Attaques non intentionnelles .....	31
II.5.2. Les attaques intentionnelles.....	32
II.6. Les applications du tatouage.....	33
II.6.1 Protection de copyright.....	33
II.6.2. Les Empreintes.....	33
II.6.3 Contrôle de diffusion.....	33
II.6.4. Authentification de données .....	33
II.6.5. Indexation.....	33
II.6.6. Sécurité médicale.....	33
II.7. Tatouage dans le domaine médical.....	34
II.7.1. Définition de la télémédecine.....	34
II.7.2. Les différentes modalités d'imagerie médicale.....	34
II.7.3 La sécurité des données médicales.....	37
II.7.3.1 Confidentialité .....	37
II.7.3.2 Authentification .....	37
II.7.3.3 Disponibilité .....	37
II.7.4 Le rôle du tatouage au sein des applications de télémédecine .....	37
II.7.4.1. Contrôle de la diffusion des images sur internet .....	38
II.7.4.2. Amélioration de la confidentialité .....	38

II.7.4.3.Insertion des données intéressantes pour éviter la perte d'information .....	38
II.8.Discussion .....	39

### ***Chapitre III : méthode adopté.***

<i>III.1.Préambule</i> .....	40
III.2. Principe d'une méthode de tatouage et compression d'image.....	40
III.2.1. Génération de la marque.....	41
III.2.1.1. Le signal chaotique .....	41
III.2.1.2. Génération du signal chaotique .....	41
III.3. Transformation en ondelettes.....	43
III.3.1.Choix d'une ondelette et du niveau de décomposition .....	43
III.3.2.La décomposition en ondelettes entières 5/3 .....	44
III.4. Insertion de la marque .....	45
III.5. Compression JPEG 2000 .....	46
III.5.1.Les étapes de compression JPEG 2000 .....	47
III.6. Détection et extraction de la marque.....	47
III.7. Discussion.....	48

### ***Chapitre IV : Testes et résultats.***

IV.1. Préambule.....	49
IV.2.Présentation des données.....	49
IV.3. Résultats et discussion.....	50
IV.3.1. L'invisibilité.....	50
IV.3.2.Detection après compression.....	54
IV.3.2.1.Robustesse a la compression JPEG 2000.....	54
IV.4.Discussion.....	58

<i>Conclusion générale</i> .....	59
----------------------------------	----

*Annexe A.*

*Annexe B.*

*Annexe C.*

*Annexe D.*

*Bibliographie.*

*introduction generale*

# *Introduction générale*

Les applications du traitement d'images sont multiples et interviennent dans de nombreux aspects de la vie courante et professionnelle [8]. Avec l'ère de l'information, de l'internet haut-débit, de l'audiovisuel et du numérique, l'expansion et la circulation des supports multimédia ont beaucoup augmenté.

Avec l'apparition et le développement des nouvelles technologies numériques, les fraudes se sont multipliées, soulignant le manque de méthodes concernant la protection des données numériques. Ces données sont en effet très faciles à pirater : on peut les stocker, les copier, les modifier et enfin les diffuser illégalement sans qu'elles perdent de leur qualité. Une image numérique, diffusée par exemple sur Internet, peut être aisément copiée puis rediffusée sur un réseau ou stockée sur CD-ROM sans prise en compte des droits d'auteurs [9]. Pour répondre à ces besoins, un nouvel axe de recherche se développe très rapidement : le tatouage ou watermarking. Le principe des techniques dites de tatouage est d'insérer une marque imperceptible dans les valeurs de la donnée. Ce type de tatouage doit répondre à des contraintes fortes en termes de robustesse. En effet, quelles que soient les transformations (licites ou illicites) que la donnée tatouée subit, la marque doit rester présente tant que la donnée reste exploitable. De plus, la présence de la marque ne doit être détectée que par des personnes autorisées (possédant une clef de détection privée).

Le travail présenté dans ce mémoire a pour objectif de proposer une méthode de tatouage des images numériques fondée sur la décomposition en d'ondelettes. Le principe consiste en l'insertion d'une signature chaotique dans l'image numérique.

Le présent mémoire est organisé en quatre chapitres :

Dans le premier chapitre, nous exposons les principes et propriétés générales des processus de compression d'image puis une étude détaillée sur la compression en ondelettes.

Le deuxième chapitre présente assez largement le tatouage des images numériques. Nous exposons les principes et propriétés générales des processus de tatouage, puis nous donnons un aperçu des techniques développées jusqu'à présent. Nous faisons la distinction entre les méthodes dites « additives » et les méthodes dites « substitutives ». Pour la première technique, la marque est ajoutée à des caractéristiques de l'image, dans le domaine transformé.

Le troisième chapitre de ce mémoire présente les différentes étapes nécessaires à la mise en œuvre de notre algorithme de watermarking. L'étape d'implémentation de la marque consiste dans un premier temps à générer une séquence chaotique avec une clé secrète, puis

ajouter cette signature chaotique aux coefficients résultants de la transformée en ondelettes, et enfin détecté cette marque après une compression JPEG 2000.

Le dernier chapitre conclut notre travail en présentant les résultats de la méthode de watermarking proposée.

Nous terminons notre travail par une conclusion générale et des perspectives.

# *Chapitre I :*

## *Etat de l'art sur la compression d'image*

## I.1. Préambule :

La compression d'image fait l'objet de nombreuses études qui portent sur l'amélioration des algorithmes de compression ainsi que la mise au point de nouvelles techniques et formats de compression. Aujourd'hui, on distingue deux principaux types de compression qui semblent destinés à connaître un bel avenir. Ces deux types de compression sont les Fractales et la compression par Ondelettes. Le succès de ce dernier type de méthode s'explique par le fait que la décomposition en ondelettes de la plupart des signaux ne fait apparaître des coefficients significatifs qu'à un petit nombre de positions dans le plan temps-échelle, c'est-à-dire que l'énergie est localisée préférentiellement à certaines fréquences et certaines positions. Cette caractéristique est utile pour la compression d'image car un petit nombre de coefficients suffisent à en reconstruire l'essentiel.

Dans ce chapitre, nous débutons par des notions de bases de la compression d'image, en suite nous représentons la théorie de la transformée en ondelette à savoir : ses origines, ses différents types et ses applications aux signaux discret. Nous terminerons par l'application des ondelettes dans le domaine de la compression d'image.

## I.2. Notions de base de la compression :

### I.2.1. Les mesures utilisées :

Étant donné que l'objectif d'une compression est de minimiser la quantité d'information nécessaire à la représentation d'une image, on définit la quantité  $R_c$  (rapport de compression) comme suit:

$$R_c = \frac{\text{nombre de bits de l'image originale}}{\text{nombre de bits de l'image compressée}} \quad \text{I. 1}$$

On définit aussi la quantité  $T_c$  :

$$T_c = \left(1 - \frac{1}{R_c}\right) \times 100 \quad \text{I. 2}$$

Cette quantité est le taux de compression. Il existe une autre quantité permettant de définir le taux de compression maximal ceci sans perte d'information, c'est l'entropie  $H$ , définie pour un point  $P$  d'une image :

$$H(p) = \sum_{n_i=1}^m p(n_i) \cdot I(n_i) \quad \text{I. 3}$$

Avec :

$n_i$  : les niveaux de gris que peut revêtir le point  $P$  ;

$m$  : le nombre total de  $n_i$  ;

$p(n_i)$  : la probabilité d'apparition du niveau du gris  $n_i$  ;

$I(n_i)$  : l'information propre du niveau du gris  $n_i$  ;

On définit l'erreur quadratique moyenne (MSE : Mean Square Error) par la relation suivante :

$$\text{MSE} = \frac{1}{N} \sum_{n_i} (\hat{n}_i - n_i)^2 \quad \text{I. 4}$$

Cette quantité est utilisée pour la mesure de détorsion utilisée en compression d'image, où :

$n_i$  : le niveau de gris de l' $i$ ème point de l'image originale ;

$\hat{n}_i$  : le niveau de gris de l' $i$ ème point de l'image transformée ;

$N$  : le nombre total de points constituant chacune des images ;

On définit aussi le rapport signal sur bruit (SPNR : Peak Signal to Noise Ratio) :

$$\text{SPNR} = 10 \log_2 \frac{(255)^2}{\text{MSE}} \quad \text{I. 5}$$

Avec : 255 représente les niveaux de gris pour une image variant de 0 à 255.

Les méthodes de compression varient suivant les types d'image (médicales, naturelles, satellitaires, etc) et les applications visées (internet, stockage, etc ), il existe deux principales chaînes de compression :

- Chaîne de compression sans perte (réversible) : les valeurs de l'image comprimée ne sont tributaires d'aucune modification par rapport aux valeurs de l'image originale. L'avantage de ce type de chaîne est d'avoir une image reconstruite identique. Mais l'inconvénient réside dans le faible taux de compression que l'on peut atteindre. En effet, celui-ci est limité par l'entropie de la source.

Les méthodes sans pertes peuvent être employées directement dans une chaîne de compression. Cependant, certaines d'entre elles sont bien souvent utilisées après la phase de quantification d'une chaîne de compression avec perte, lors de la transmission ou du stockage des index. Nous pouvons distinguer :

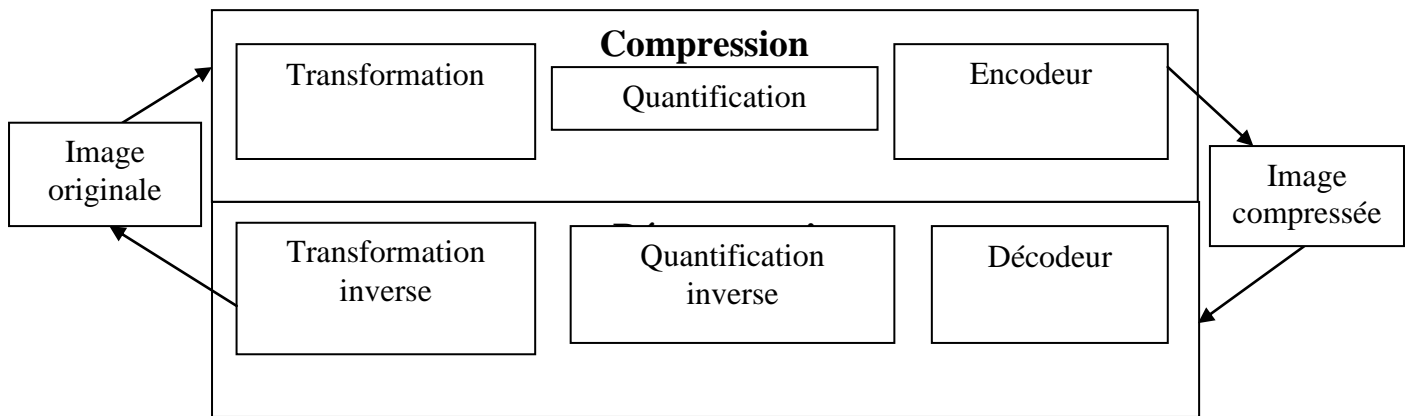
1. Les méthodes prédictives : celles-ci exploitent la redondance spatiale qui existe entre la valeur courante et les valeurs précédentes ou suivantes ;
  2. Les codeurs entropiques : ceux-ci tentent de s'approcher le plus possible de l'entropie de la séquence de valeur à coder, en affectant un nombre de bits plus faible possible aux valeurs les plus probables et vice versa. Le codage Huffman et le codage arithmétique sont les principaux codeurs entropiques utilisés dans le domaine de la compression d'image.
- Chaîne de compression avec pertes (non réversible): lors de la phase de quantification, des modifications sont apportées aux valeurs de l'image. L'avantage de ce type d'approche est qu'il est possible d'atteindre des taux de compression importants, mais au détriment de la qualité de l'image reconstruite. Cependant, la majorité des applications grand public s'est orientée vers ce type de compression (appareil photo numérique, image naturelles, etc).

Les méthodes de compression d'image avec pertes constituent la majorité des travaux de recherche, en particulier lors de l'étape de quantification. Nous pouvons distinguer :

- Les méthodes basées sur la quantification scalaire (QS) : elles consistent à traiter les valeurs (pixels ou de coefficients) de manière individuelle. Différents types de quantification scalaire existent, et sont encore utilisés, par exemple pour le standard JPEG2000 ;
- les méthodes basées sur la quantification vectorielle (QV) : elles traitent en même temps un groupement de pixels ou de coefficients, appelés vecteurs. Elles permettent théoriquement d'être toujours plus performantes que les méthodes basées sur la quantification scalaire.

### **I.3. Les étapes de la compression [1] :**

Les méthodes de compression d'image actuelles suivent 3 étapes classiques. Elles débutent pour la plupart par une réorganisation du contenu de l'image, afin de séparer les composantes importantes des composantes contenant peu d'information. Cette tâche est remplie par une transformation mathématique. Cette étape est suivie par une quantification qui dégrade de manière irréversible le signal puis vient la dernière étape ; le codage qui produit un flux binaire. La figure(1) présente les principales étapes de la compression.



### I.3.1. transformation des données :

Le but de la transformation dans un schéma de compression est double. En effet, en plus de réorganiser l'information, elle doit représenter les composantes importantes d'un signal avec le moins d'élément possible.

Le but d'une transformation est de projeter un signal sur une base de fonction dont les propriétés sont adaptées à la nature et aux caractéristiques du signal que l'on désire analyser. la projection est généralement orthogonale. Soit  $X$  un signal et  $T_x$  le signal projeté dans une base de fonction  $(f_w)$   $w \in \mathbb{R}$ , on a :

$$T_x(w) = \langle X, f_w \rangle = \int_{-\infty}^{+\infty} X(t) f_w(t) dt \quad I.6$$

La première transformation mathématique employée pour analyser les signaux est la transformée de Fourier (TF). Celle-ci occupe une place centrale, notamment dans le domaine du traitement du signal, en raison de l'universalité liée au concept de fréquence et de son optimalité pour traiter les signaux stationnaire. En revanche, elle rend difficile l'analyse des signaux dits transitoires car les fonctions sur lesquelles s'effectuent la projection du signal sont définies sur  $\mathbb{R}$ . il existe de nombreuses recherche liées a la détermination de différent type de base de projection. Un des points culminants de ces travaux est la théorie des ondelettes qui sera présenté dans ce chapitre.

### I.3.2. Quantification :

Dans le schéma de compression, l'étape de quantification est celle qui dégrade de manière irréversible le signal. Elle est cependant d'une importance capitale dans la réduction du débit binaire. La quantification est une opération qui transforme un signal continu en un signal discret à l'aide d'un ensemble appelé dictionnaire. Ce message du continu au discret peut s'effectuer échantillon par échantillon, dans ce cas on parle de quantification scalaire (QS), ou bloc par bloc : c'est ce qu'on appelle la quantification vectorielle (QV).

On définit la fonction de quantification  $Q$  appliquée à un échantillon ou à un bloc d'échantillons de la source  $X$ . le quantificateur  $Q$  associe à  $X$  le plus proche élément du dictionnaire  $C$ . l'objectif, lorsqu'on applique  $Q$  à une présentation creuse du signal (c'est-à-dire après transformation du signal), est de diminuer le nombre de bits nécessaires pour coder le signal.

### I.3.3. le codage :

Pour la partie codage, les méthodes de compression (avec pertes) utilisent généralement le codage de Huffman, arithmétique ou LZW selon le type de transformée utilisée, par exemple, pour le format GIF, c'est le codage LZW qui est utilisé, pour le JPEG c'est Huffman et pour pratiquement toutes les méthodes a base d'ondelettes c'est surtout le codage arithmétique qui est utilisé.

## I.4. Méthodes de compression récentes :

### I.4.1. La compression fractale :

La compression fractale est une méthode de compression d'images encore peu utilisée aujourd'hui. Elle repose sur un principe simple : toute image comporte des similarités et des redondances. Cette méthode de compression consiste donc à détecter la récurrence des motifs à différentes échelles, et tend à éliminer la redondance d'informations dans l'image.

La compression fractale est une méthode de compression destructive puisque l'ensemble des données de départ ne se retrouve pas dans l'image finale.

Comme nous l'avons dit, la compression fractale repose sur le principe qu'une image n'est qu'un ensemble de motifs identiques en nombre limité, auxquels on applique des transformations affines (rotations, symétries, agrandissements, réductions). La première étape consiste donc à réaliser deux partitionnements sur l'image, c'est-à-dire deux segmentations de l'image en blocs : un partitionnement des blocs « source » et un partitionnement des blocs « destination ». Un point essentiel dans les partitionnements Source et Destination est que le pavage destination doit être plus petit que le pavage source. En effet, dans le cas contraire, nous serions amenés à faire un agrandissement (et non une réduction) lors de la transposition des figures sources vers les figures destinations. Une fractale possède un motif se répétant à l'infini, en se rétrécissant. Aussi, nous perdons cette propriété si le partitionnement destination est plus grand que le partitionnement source, l'image ne pourra alors pas converger.

L'étape suivante consiste à trouver, pour chaque bloc « source », le meilleur couple (bloc « source » bloc « destination ») minimisant l'erreur. L'erreur correspond à la différence entre les deux figures. On détermine ensuite les transformations nécessaires permettant de passer du bloc « source » au bloc « destination » : rotations, réductions, réflexions, variation du contraste et de la luminosité. Ensuite, il suffit juste de coder le bloc « source » et la transformation permettant d'obtenir le bloc « destination ».

Au final, on peut considérer que l'image a été « fractalisée », puisqu'au prix de quelques pertes de données (l'erreur entre les blocs « source » et « destination »), on obtient une structure présentant des motifs similaires, à différentes échelles.

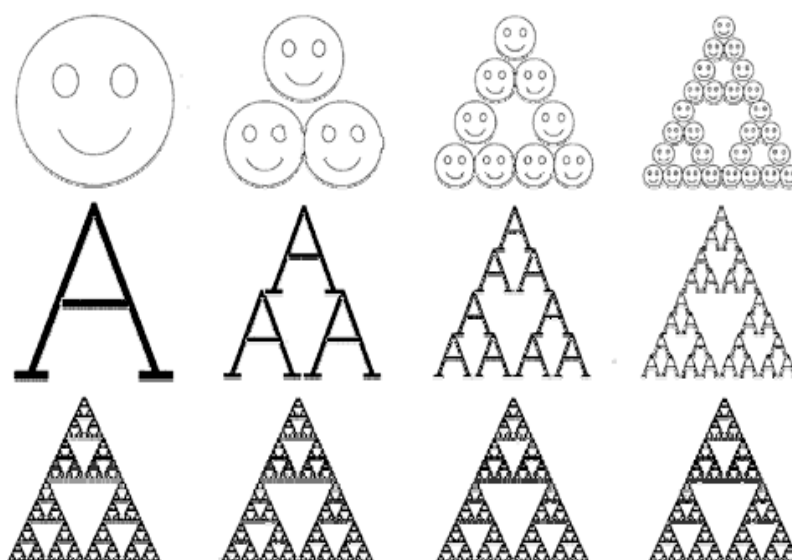


Figure I.2 : principe de la compression fractale.

## 1.4.2. La compression par ondelette :

Le domaine d'application des ondelettes est varié. L'analyse des signaux, compression d'images, traitement du son, géologie en sont des exemples de champ d'application. Nous nous intéresserons à son utilisation pour la compression d'image.

Inventée par Jean Morlet, un ingénieur français, la transformée en ondelettes est une technique consistant à décomposer un signal en sous bandes. Autrement dit un signal est décomposé en un ensemble de signaux de résolution inférieure.

A l'heure actuelle, la transformée en ondelettes (de l'anglais Discrete Wavelet Transform, ou DWT) est la technologie de compression utilisée dans la norme JPEG2000. Elle est considérée comme la plus grande rivale de la DCT (annexe). Elle offre une meilleure finesse que cette dernière dans la description du signal analysé.

En effet, la transformée en ondelettes (DWT) présente l'avantage de faire ressortir à la fois les grandes variations et les détails de l'objet analysé, ce que ne permet pas la transformée de Fourier (utilisée dans la DCT). Par ailleurs, elle permet de caractériser à la fois en temps et en fréquence un signal.

### I.4.2.1. Théorie des ondelettes :

#### I.4.2.1.1. La transformée de FOURIER (TF) [2]:

La transformée de Fourier est un outil qui sert à mesurer la fréquence d'un signal. Son principe repose sur le fait que toute fonction périodique peut être représentée comme la somme d'une série de sinus et de cosinus dont on fait varier d'une part les amplitudes en les multipliant par des coefficients, et d'autre part les phases en les décalant de manière à ce qu'elles s'additionnent ou se compensent.

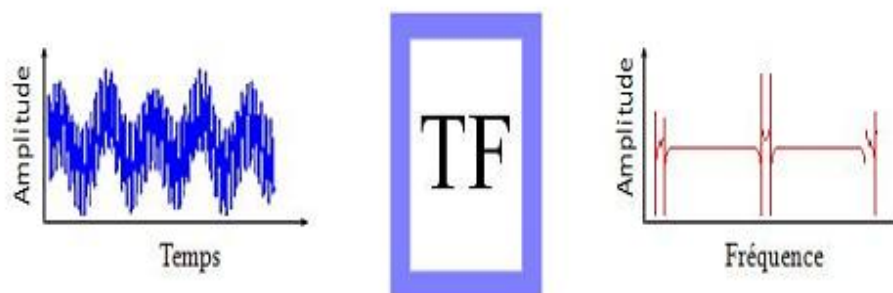


Figure I.3 : principe de la transformée de Fourier.

La définition de la TF est donnée par la formule suivante :

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x)e^{-j\omega t} dx \quad \text{I.7}$$

Cependant, l'analyse de Fourier, de par sa nature, montre assez vite ses limitations : son calcul nécessite la connaissance de toute l'histoire temporelle du signal. De plus, dans une transformée de Fourier, l'information sur le temps est présente (la transformée inverse est donc possible), mais elle est cachée dans les phases : elle est en pratique impossible à extraire. On est donc réduit à étudier un signal soit en fonction du temps, soit en fonction des fréquences qu'il contient, sans possibilité de conjuguer les deux analyses. La définition de la TF inverse est donnée par la formule suivante:

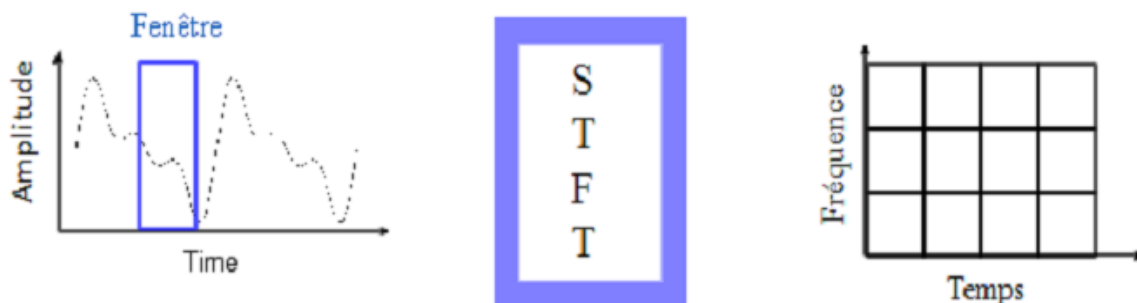
$$f(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} F(w)e^{jw t} dw \quad \text{I.8}$$

Tel que :  $w=2\pi$

On peut utiliser la transformée de Fourier pour extraire des informations fréquentielles d'une image, toutefois le principal problème de la transformée de Fourier est son manque de résolution temporelle. Cela signifie simplement que si on est effectivement capable de détecter toutes les fréquences qui apparaissent dans un signal, on est en revanche incapable de déterminer à quel moment elles se produisent dans le signal. Il existe une transformée de Fourier plus « locale » donnant des informations mieux localisées, il s'agit de la transformée de Fourier Fenêtrée (STFT).

#### I.4.2.1.2. Transformée de Fourier Fenêtrée (STFT) :

Pour pallier le manque d'information sur le temps dans la transformée de Fourier, une nouvelle méthode d'analyse est donc introduite : elle utilise une « Fenêtre glissante ». Cette méthode, pouvant être adaptée aux signaux non-stationnaires, est très proche de l'analyse spectrale: on définit une fenêtre qui sera utilisée comme masque sur le signal, et dans laquelle on considère que le signal est localement stationnaire, puis on décale cette fenêtre le long du signal afin de l'analyser entièrement.



**Figure I.4 :** principe de la transformée de Fourier fenêtrée.

La transformée de Fourier fenêtrée remplace la sinusoïde de la transformée de Fourier par le produit d'une sinusoïde et d'une fenêtre localisée en temps.

La définition de la STFT est donnée par la formule suivante :

$$Gf(\mu, \tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)G(t, \tau)e^{-2\pi\mu jt}dt$$

Avec :

$f(t)$  : étant le signal lui-même.

$G(t)$  : est la fonction fenêtre.

$\mu$  : représente la fréquence.

$\tau$  : représente le paramètre de translation.

Comme l'équation l'indique, la STFT du signal n'est autre que la TF du signal multiplié par la fonction fenêtre. Pour chaque valeur de  $f$  et de  $\tau$ , on calcule un nouveau coefficient de la STFT.

Ainsi, l'étude d'un signal avec la STFT permet d'obtenir à la fois une information sur le temps et sur la fréquence, mais la résolution d'analyse est fixée par le choix de la taille de l'enveloppe :

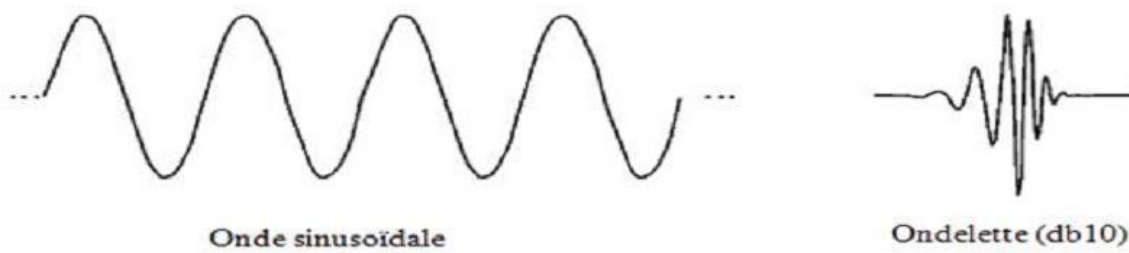
- Si la fenêtre est trop petite, les basses fréquences n'y seront pas contenues.
- Si la fenêtre est trop grande, l'information sur les hautes fréquences est noyée dans l'information concernant la totalité de l'intervalle contenu dans la fenêtre.

Donc la taille fixe de la fenêtre est un grand inconvénient. L'outil idéal serait une fenêtre qui s'adapte aux variations de fréquence dans le signal à analyser. Cet outil existe, il s'agit de la récente analyse en ondelettes.

### **I.4.2.1.3. La transformée en ondelettes (WT) :**

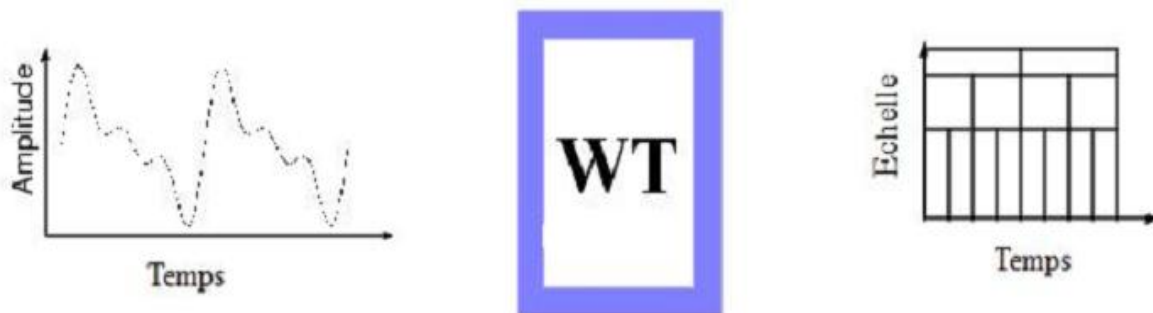
#### **I.4.2.1.3.1. Définition :**

Une ondelette est une forme d'onde qui à une valeur moyenne zéro est une durée limitée. En regardant des images des ondelettes et des ondes sinusoïdales, on voit intuitivement que des signaux avec les changements pointus pourraient mieux être analysés avec une ondelette irrégulière qu'avec une sinusoïde douce.



**Figure I.5 :** La Différence entre une onde sinusoïdale et une ondelette

La transformée en ondelettes est un outil mathématique qui décompose un signal en fréquences en conservant une localisation spatiale. Le signal de départ est projeté sur un ensemble de fonctions de base qui varient en fréquence et en espace. Ces fonctions de base s'adaptent aux fréquences du signal à analyser. Cette transformation permet donc d'avoir une localisation en temps et en fréquence du signal analysé.



**Figure I.6 :** principe de la Transformée en ondelettes.

L'analyse en ondelettes adopte une fonction de prototype d'ondelettes connue sous le nom de "Ondelettes mère" donné dans l'équation (10). Cette Ondelette mère génère une famille d'ondelette constituée de ses délatées et ses translitées.

La définition de l'ondelette mère est donnée par la formule suivante :

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi \left[ \frac{t - b}{a} \right] \tag{I.10}$$

$\frac{1}{\sqrt{a}}$  : Facteur de normalisation peut être aussi pris a 1 ou  $\frac{1}{a}$  .

### I.3.2.1.3.2. Dilatation et translation de l'ondelette :

- a) La dilatation : plus 'a' est grand, plus l'ondelette est dilatée par conséquent la valeur de 'a' est inversement proportionnel à la fréquence.

b) La translation : la translation est la possibilité de retarder ou d'avancer le départ d'une ondelette.

### I.4.2.1.3.3. Condition d'admissibilité [3]:

Toute fonction  $\Psi$  oscillante, de moyenne nulle  $\int_{-\infty}^{+\infty} \Psi(t) dt = 0$  et d'énergie finie  $|\Psi(0)|^2 = 0$  est une ondelette possible, avec l'intention qu'un signal puisse être analysé et reconstruit sans perte d'information.

La condition nécessaire pour que  $\Psi$  puisse être utilisée comme une ondelette analysante est qu'elle vérifie une condition d'admissibilité :

$$\int_{-\infty}^{+\infty} (|\text{TF}(\Psi(w))|^2 / |w|) dw < \infty \quad \text{I. 11}$$

Une propriété suffisante pour avoir une ondelette admissible est qu'elle soit Intégrale. On peut démontrer que cette seule propriété implique que l'ondelette est oscillante, de moyenne nulle et d'énergie finie.

### I.4.2.1.4. La transformée en ondelettes continus :

La transformée en ondelettes utilise des translations et des dilatations d'une fonction fixe, l'ondelette mère  $\Psi \in L^2(\mathbb{R})$ . Dans le cas de la transformée continue, les paramètres de translation et de dilatation varient de manière continue. En d'autres mots, la transformée utilise les fonctions :

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad \text{I. 12}$$

Avec  $a, b \in \mathbb{R}$ ,  $a \neq 0$ , où  $a$  sert à dilater (compresser ou étendre) la fonction  $\Psi$ , et  $b$  sert à la translater (la déplacer selon l'axe des temps).

Quand on analyse un signal  $f(x)$  avec ces ondelettes, on le transforme en une fonction de deux variables (le temps et l'échelle d'analyse du signal) qu'on peut appeler  $W(a, b)^2$ :

$$W(a, b) = \langle f, \Psi_{a,b} \rangle$$

Que l'on peut également noter :

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \Psi_{a,b}(t) dt \quad \text{I. 13}$$

Cette transformation est en théorie infiniment redondante puisque l'ondelette est traduite de manière continue ; cependant il existe des méthodes pour diminuer cette redondance : l'une de ces méthodes consiste en l'emploi de la transformée en ondelettes discrète.

### **I.3.2.1.5. La transformée en ondelettes discrète :**

Contrairement à la transformée continue, dans laquelle l'ondelette est dilatée et traduite de manière continue, la transformée en ondelettes discrète traduit et dilate l'ondelette selon des valeurs discrètes.

Ces coefficients  $a$  et  $b$  seront discrétisés de la manière suivante :

$$a = a_0^j \text{ et } b = k \cdot b_0 \cdot a_0^j$$

Avec :  $k, j \in \mathbb{Z}^2, a_0 > 1 \text{ et } b_0 > 0$ .

Les ondelettes sont alors définies de la manière suivante :

$$\Psi_{j,k} = \frac{1}{\sqrt{a_0^j}} \Psi\left(\frac{1}{a_0^j} t - kb_0\right) \tag{I.14}$$

Nous avons vu que la transformée en ondelettes continue est infiniment redondante. La transformée en ondelettes discrète permet de diminuer fortement cette redondance sans l'annuler entièrement : les signaux sont décrits par un nombre fini d'échantillons. Lorsque que l'on voudra obtenir un signal transformé aussi concis que possible (en pratique, un signal transformé qui contienne autant d'échantillons que le signal d'origine) on utilisera alors un cas particulier de la transformée en ondelettes discrète : la transformée en ondelettes orthogonale.

### **I.4.2.1.6. L'analyse multi-résolution:**

Une autre manière de décrire la transformée en ondelettes est de dire qu'elle consiste à obtenir une approximation d'un signal  $f$  par projection de celui-ci sur l'espace d'approximation  $V_j$  grâce à un opérateur  $A_j$ . Cette approximation faisant perdre une partie de l'information, la reconstruction du signal nécessite d'associer à l'opérateur  $A_j$  un opérateur  $D_j$  projetant le même signal sur l'espace de détail  $W_j$  tel que :  $A_{j+1}f = A_jf + D_jf$ . Les espaces d'approximation et de détail sont construits respectivement à partir des fonctions de base  $\varphi(t), \Psi(t)$ .

L'analyse multi-résolution permet de rapprocher l'analyse en variable d'espace avec l'analyse en variable de fréquence. Elle formalise l'idée intuitive selon laquelle tout signal peut être construit par raffinements successifs, c'est-à-dire par l'ajout de détails lorsque l'on passe d'une résolution à la suivante. D'une manière plus précise, une analyse multi-résolution de  $L^2$

$(\mathbb{R})$  est définie comme une suite de sous-espaces fermés  $V_j$  de  $L^2(\mathbb{R})$ ,  $j \in \mathbb{Z}$ , ayant les propriétés suivantes [4] :

1.  $V_j \subset V_{j+1} \Rightarrow$  l'approximation à la résolution  $a_{j+1}$  contient toutes les informations nécessaires pour calculer le même signal à la résolution inférieure  $a_j$ .
2.  $v(t) \in V_j \Leftrightarrow v(2t) \in V_{j+1} \Rightarrow$  si  $v(t)$  appartient à  $V_j$ , la même fonction dilatée d'un facteur appartient à  $V_{j+1}$
3.  $v(t) \in V_0 \Leftrightarrow v(t - k) \in V_0 \Rightarrow$  si  $v(t)$  appartient à  $V_j$ , la même fonction translatée d'un facteur quelconque appartient aussi à  $V_j$ .
4.  $\bigcup_{j=-\infty}^{+\infty} V_j$  est dense dans  $L^2(\mathbb{R})$  et  $\bigcap_{j=-\infty}^{+\infty} V_j = \{0\} \Rightarrow$  chaque fonction  $f(t)$  d'énergie finie ( $\in L^2$ ) peut être approximée avec une précision arbitraire par une fonction de  $V_j$  d'une hauteur  $j$  adéquate.
5. Il existe une fonction d'échelle  $\varphi \in V_0$ , ayant une intégrale non nulle, telle que l'ensemble  $\{\varphi(t - k)/k \in \mathbb{Z}\}$  est une base de Riesz de  $V_0 \Rightarrow$  il existe une fonction  $\varphi$  telle que  $\varphi(t - k)$  soit une base orthonormée de  $V_0$ . La fonction  $\varphi$  et toutes ses translatées d'un facteur entier forment une base orthonormée.

Cette dernière propriété de l'analyse multi-résolution introduit une nouvelle fonction, la fonction d'échelle, laquelle possède des propriétés qui ne sont pas sans rappeler les ondelettes.

#### I.4.2.1.7. Algorithme de Mallat :

L'algorithme de Mallat [5], est le plus utilisé dans le cas des analyses orthogonales et bi-orthogonales, une présentation complète est donnée dans.

- **Analyse**

Nous avons vu que l'analyse multi-résolution nous permettait de décomposer un signal en coefficients d'approximations et de détails, ceci à partir d'une fonction d'échelle  $\phi(t)$  et d'une ondelette  $\psi(t)$ . En fait chacune de ces fonctions est estimée au moyen des séquences  $h(n)$  et  $g(n) = (-1)^n h(1 - n)$  et il suffit de connaître les valeurs de la suite  $h(n)$  pour effectuer la décomposition en multi-résolution. Une fonction de  $f \in V_{j-1}$  peut être exprimée comme la somme de la projection orthogonale de  $f$  dans  $V_j$  et de la projection orthogonale de  $f$  dans  $W_j$ . On aura alors à décomposer la fonction  $f$  ayant une échelle donnée, en une somme de coefficients d'échelle et de coefficients de détails à l'échelle grossière suivante.

$$f_{j-1}(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_{j-1,k} \phi_{j-1,k}(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_{j,k} \phi_{j,k}(t) + \sum_{k \in \mathbb{Z}} d_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad \text{I. 15}$$

La première somme peut être vue comme une approximation de  $f$  à une échelle grossière, la seconde comme les détails enlevés de  $f$  pour avoir l'approximation. Les coefficients  $a(j, k)$  et  $d(j, k)$  sont calculés comme suit :

$$\begin{aligned} a(j, k) &= \langle f, \phi_{j,k} \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \phi_{j,k}(t) dt \\ &= \int f(t) 2^{-j/2} \phi(2^{-j}t - k) dt = \int f(t) 2^{-j/2} [\sqrt{2} \sum_n h[n] \cdot \phi(2(2^{-j}t - k) - n)] dt \\ &= \sum_n h(n) \int f(t) 2^{\frac{j-1}{2}} \phi(2^{-(j-1)}t - (2k + n)) dt \end{aligned}$$

$$= \sum_n h(n - 2k) a(j - 1, n)$$

On voit bien que les coefficients d'approximation à la résolution 'j', s'obtiennent donc à partir des coefficients d'approximation à la résolution 'j - 1' d'une façon récursive selon :

$$a(j, k) = \sum_n h(n - 2k) a(j - 1, n) \quad \text{I. 16}$$

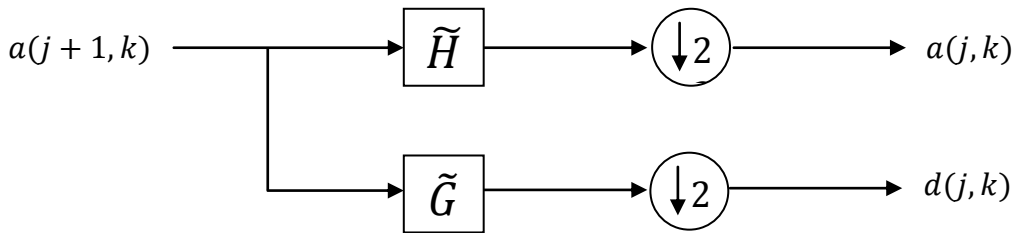
De même pour les coefficients de détails on aura :

$$d(j, k) = \langle f, \psi_{j,k} \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cdot \psi_{j,k}(t) dt$$

$$d(j, k) = \sum_n g(n - 2k) a(j - 1, n) \quad \text{I. 17}$$

Ils se calculent également à partir des coefficients d'approximation à l'échelle 'j - 1' mais en utilisant le filtre  $g(n)$ .

Ces deux dernières relations montrent comment faire le passage d'une approximation d'un niveau  $j$  à un niveau  $j + 1$ . Leur calcul peut être interprété comme un produit de convolution entre  $\tilde{h}[k]$  et  $a(j + 1, k)$  (respectivement  $\tilde{g}[k]$  et  $a(j + 1, k)$  évalué pour un indice sur deux ; ou encore comme un filtrage de la séquence  $a(j + 1, k)$  par le filtre de réponse impulsionnelle  $\tilde{h}[k]$  (respectivement  $\tilde{g}[k]$ ) suivi par un sous échantillonnage de rapport 2. Ceci est illustré dans le schéma suivant :



**Figure I.7 :** Algorithme d'analyse de Mallat.

- **Synthèse :**

Nous avons vu au paragraphe précédent que l'approximation  $f_{(j-1)}(t)$  du signal  $f(t)$  à la résolution 'j - 1' comme étant la somme de l'approximation de la projection de  $f(t)$  dans  $V_j$  à et de la projection de  $f(t)$  dans  $W_j$

$$\begin{aligned} f_{(j-1)}(t) &= \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_{j-1,k} \phi_{j-1,k}(t) \\ &= \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_{j,k} \phi_{j,k}(t) + \sum_{k \in \mathbb{Z}} d_{j,k} \psi_{j,k}(t) \end{aligned}$$

En utilisant le produit scalaire de cette équation avec  $\phi_{j-1,k}(t)$ , on obtient

$$a_{j-1,k} = \sum_{k \in \mathbb{Z}} a_{j,k} \langle \phi_{j,k}(t), \phi_{j-1,k}(t) \rangle + \sum_{k \in \mathbb{Z}} d_{j,k} \langle \psi_{j,k}(t), \phi_{j-1,k}(t) \rangle \quad \text{I. 18}$$

Le produit scalaire de l'équation précédente peut s'écrire

$$\langle \phi_{j,k}(t), \phi_{j-1,k}(t) \rangle = \int 2^{-j/2} \phi(2^{-j}t - k) 2^{-\frac{j-1}{2}} \phi(2^{-(j-1)}t - k)$$

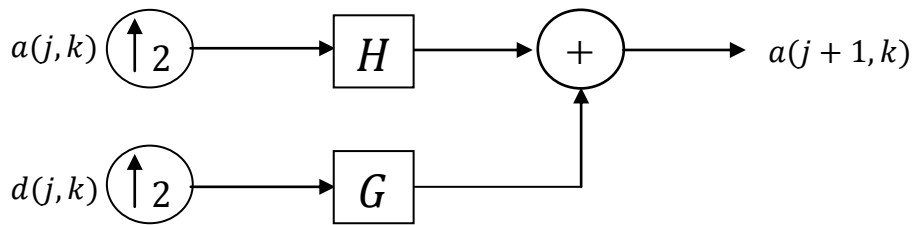
par changement de variable  $u = 2^{-j}t - k$

$$\begin{aligned} \langle \phi_{j,k}(t), \phi_{j-1,k}(t) \rangle &= \sqrt{2} \int \phi(u) \cdot \phi(2u + 2l - k) dt \\ &= \sqrt{2} \int \phi(u) \cdot \phi(2u - (k - 2l)) dt \\ &= h[k - 2l] \end{aligned}$$

Finalement la formule de reconstruction aura comme expression :

$$a_{j-1,k} = \sum_{l \in \mathbb{Z}} h[k - 2l] a_{j,l} + \sum_{l \in \mathbb{Z}} g[k - 2l] d_{j,l} \quad \text{I. 19}$$

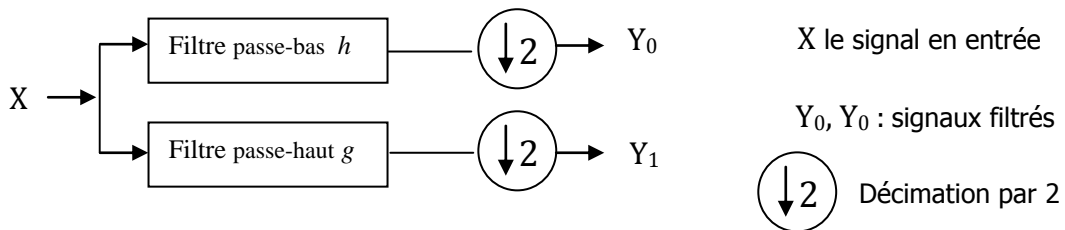
La figure (9), illustre l'algorithme de reconstruction :



**Figure I.8 :** Algorithme de reconstruction de Mallat.

- **Les bancs de filtres :**

Un banc de filtres est un ensemble de filtres qui décompose le contenu fréquentiel d'un signal en un ensemble de signaux, chacun contient une partie de la fréquence du signal original. Du fait que la combinaison des bandes passantes de ces filtres couvre la totalité des fréquences originales, ces filtres sont dits complémentaires. Un simple banc de filtres consiste en un filtre passe-bas et un autre passe-haut, les deux ont une fréquence de coupure à la moitié de la bande.



**Figure I.9 :** Banc de filtres simple

### I.3.2.1.8. Ondelettes orthogonales [6] :

Soit  $V$  un espace vectoriel de dimension  $n$  et  $\{\phi_j / j = 1, \dots, n\}$  une base de cet espace. Cette base est qualifiée de Orthogonale si est seulement si

$$\langle \phi_j, \phi_i \rangle = 0 \forall i \neq j ; i, j = 1, \dots, n$$

Normée si est seulement si

$$\langle \phi_j, \phi_j \rangle = 1 \forall j = 1, \dots, n$$

### I.3.2.1.9. Ondelettes bi-orthogonales [6] :

Deux familles de fonctions duales sont considérées, l'une sera utilisée pour l'analyse (transformée directe) et l'autre pour la reconstruction ou synthèse (transformée inverse). Ces familles sont orthogonales entre elles mais ne sont pas orthogonales en elles-mêmes. Nous avons besoin de deux familles duales de sous-espaces emboîtés définies par les deux familles de fonctions d'échelle, chacune formant une base non orthogonale. Les propriétés à respecter sont l'indépendance linéaire et l'existence et l'unicité de la décomposition. Si on note  $V_j$  et  $\tilde{V}_j$  les deux familles de sous-espaces, on a :

$$V_j \subset V_{j-1} \text{ et } \tilde{V}_j \subset \tilde{V}_{j-1}$$

Les sous-espaces complémentaires sont définis différemment car ils sont complémentaires au sous-espace dual :

$$W_j \perp \tilde{V}_j \text{ et } \tilde{W}_j \perp V_j$$

Dans le cas bi-orthogonal, l'analyse est effectuée de la même manière que dans le cas orthogonale :

$$\begin{aligned} a(j, k) &= \sum_n h(n - 2k) a(j - 1, n) \\ d(j, k) &= \sum_n g(n - 2k) a(j - 1, n) \end{aligned}$$

Par contre, la reconstruction est assurée par les filtres conjugués, soit :

$$a(j - 1, k) = \sum_{l \in \mathbb{Z}} \tilde{h}[n - 2k] a_{i,l} + \sum_{l \in \mathbb{Z}} \tilde{g}[n - 2k] d_{j,l}$$

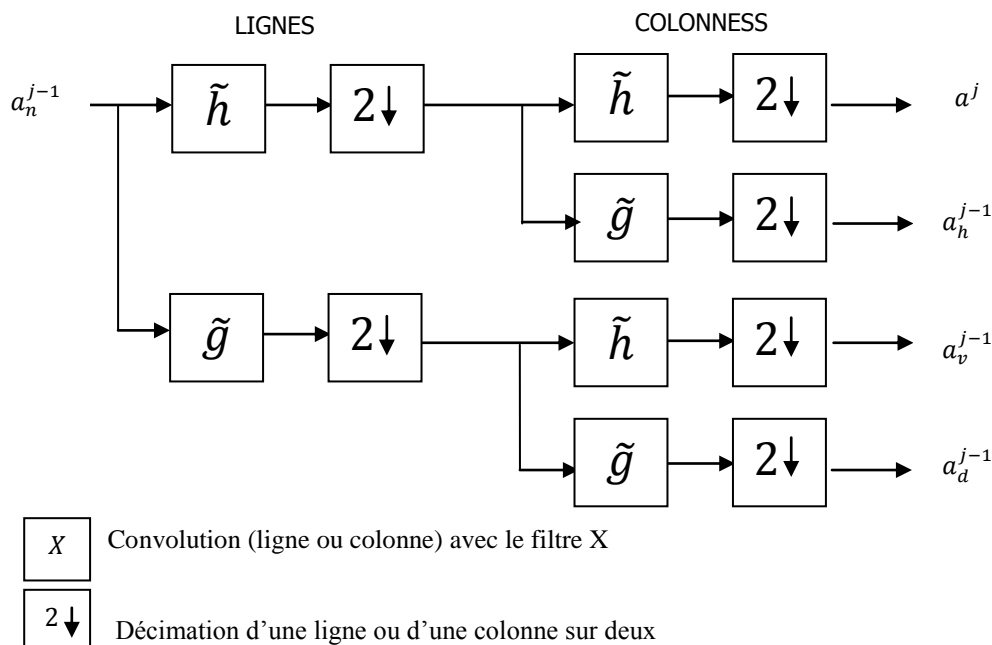
La relation imposée entre les filtres étant :

$$h(n) = (-1)^n h(1 - n) \text{ et } g(n) = (-1)^n \tilde{h}(1 - n)$$

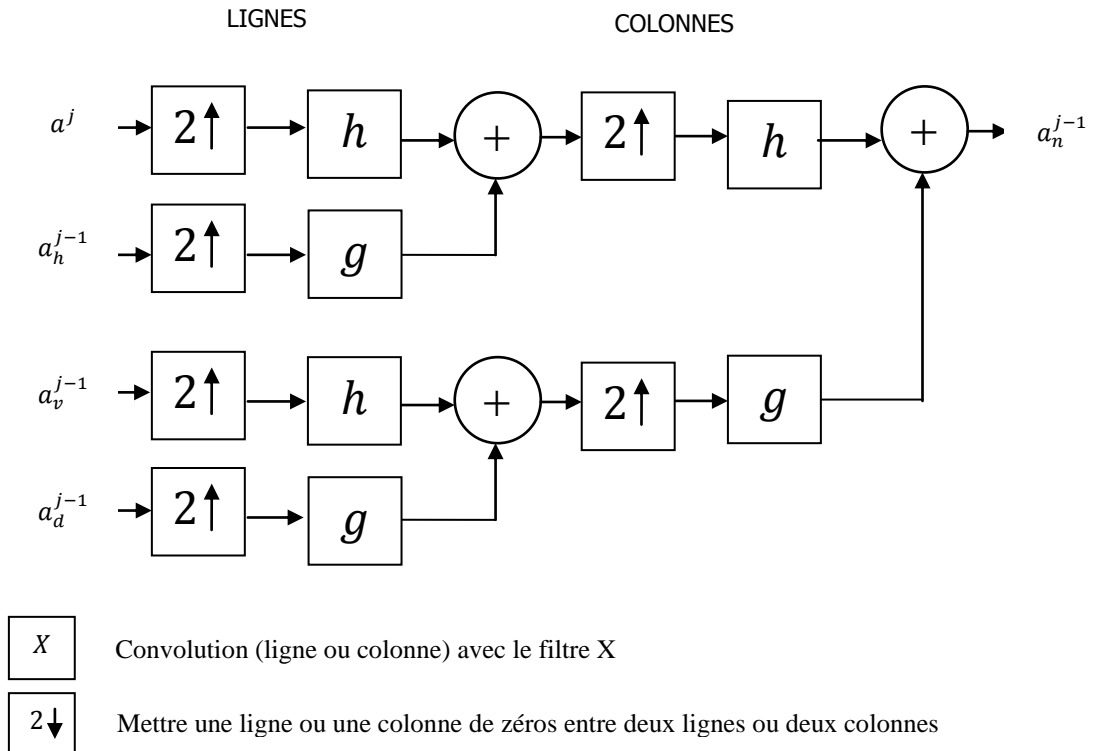
**I.3.2.1.10 .Passage à deux dimensions :**

La transformée en ondelettes 2D découle directement de la transformée en ondelette 1D. Ainsi la méthode la plus simple pour obtenir les fonctions d'ondelettes et d'échelle en deux dimensions est de multiplier deux fonctions à une dimension [1]. On obtient la fonction d'échelle 2D par multiplication de deux fonctions d'échelle 1D  $\phi(x, y) = \phi(x)\phi(y)$ . L'obtention des fonctions d'ondelettes est réalisée par multiplication de deux fonctions d'ondelettes 1D ou d'une fonction d'ondelettes et d'une fonction d'échelles. Ainsi une transformée en ondelette 2D possède trois fonctions d'ondelettes  $\psi(x, y)^H = \psi(x)\psi(y)$ , cette première fonction d'ondelettes permet de récupérer les détails horizontaux;  $\psi(x, y)^V = \psi(x)\phi(y)$ , pour les détails verticaux;  $\psi(x, y)^D = \psi(x)\psi(y)$ , pour les détails diagonaux.

La TOD 2D peut être implémentée en utilisant un banc de filtres, illustrée par la figure ci-dessous :



**Figure I.10 :** Algorithme de décomposition d'une image à une résolution.



**Figure I.11** : Algorithme de reconstruction d'une image à une résolution

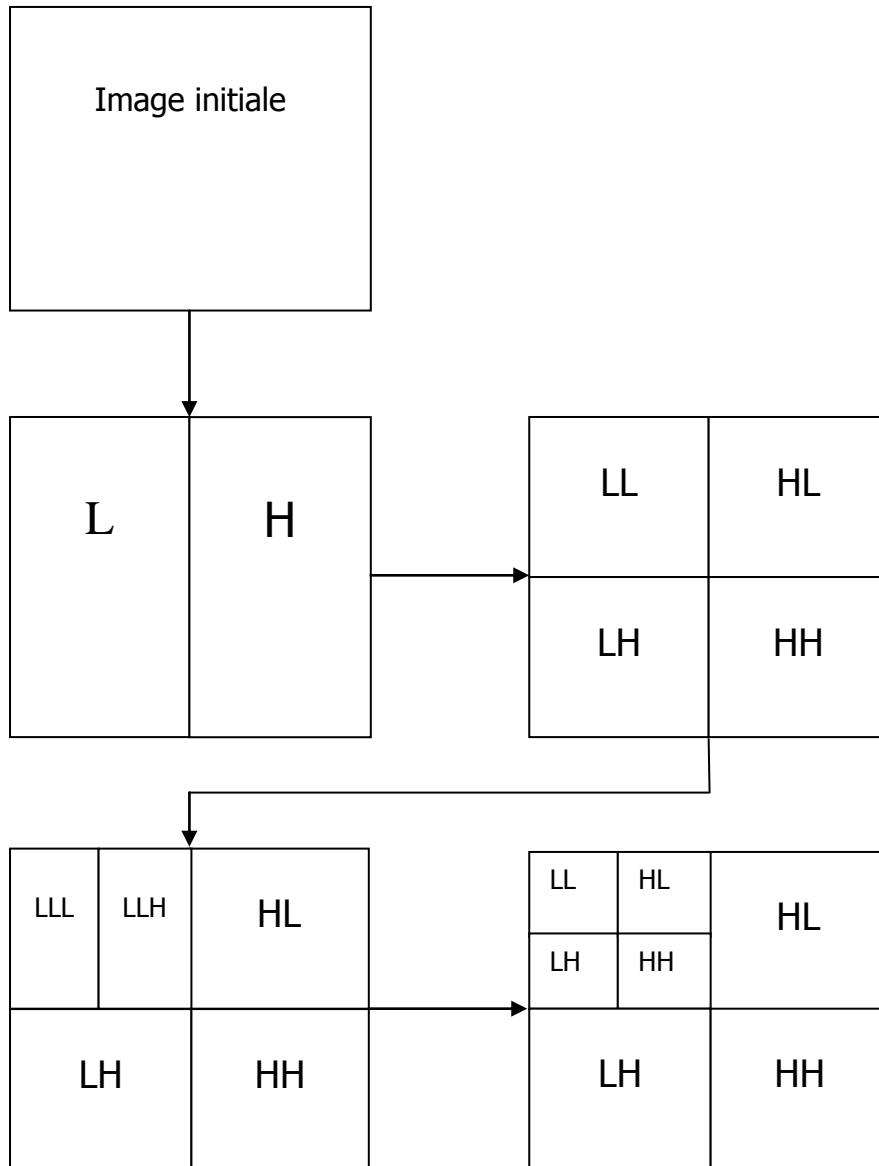
$\tilde{h}[n]$  Filtre passe-bas, décomposition ;  $\tilde{g}[n]$  Filtre passe-haut, décomposition

$h[n]$  Filtre passe-bas, reconstruction ;  $g[n]$  Filtre passe-haut, reconstruction

$\tilde{h}[n] = h[-n]$  et  $\tilde{g}[n] = g[-n]$

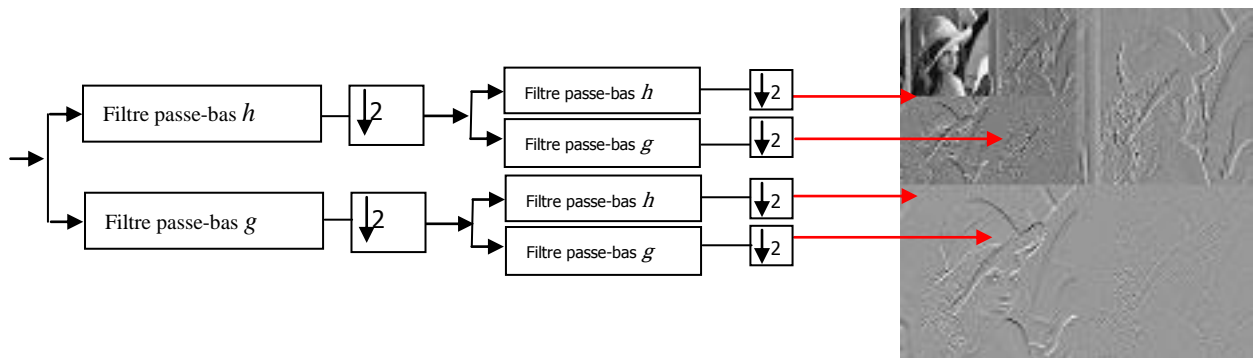
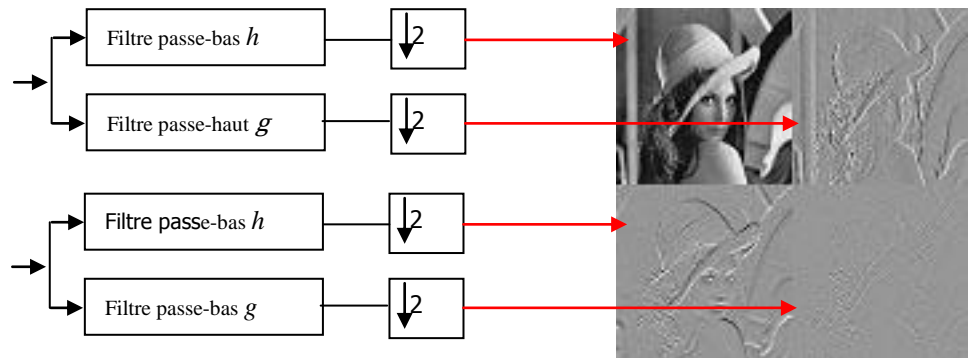
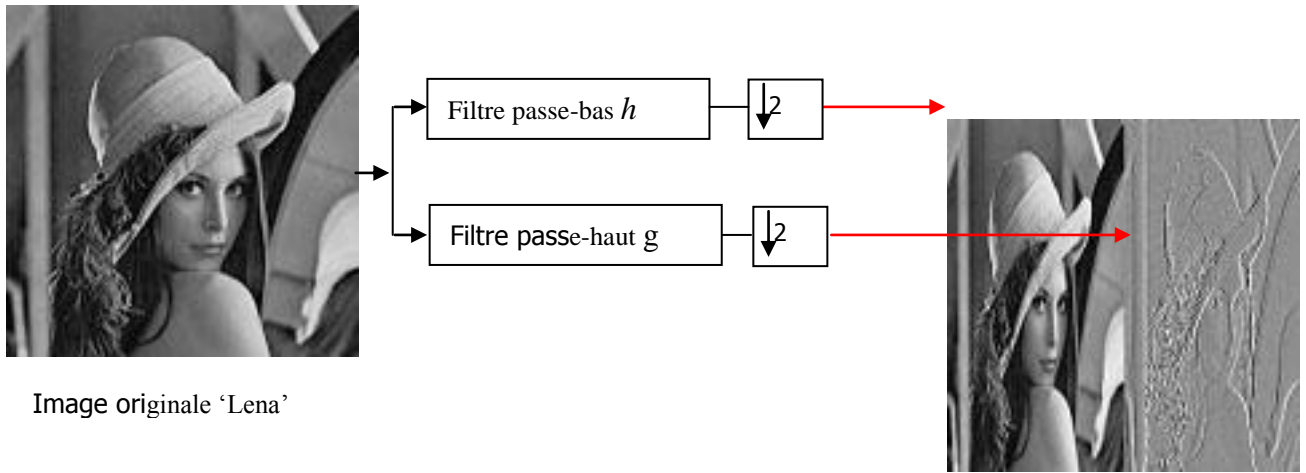
$h[L - 1 - n] = (-1)^n g[n]$   $L$  est la longueur de filtre (en nombre de points).

En vue d'obtenir la décomposition désirée il faut procéder à un balayage des lignes alterné avec un balayage des colonnes. En effet, le balayage des lignes conduit à décomposer l'image verticalement en des coefficients d'approximations et en de détails. Après chaque balayage des lignes, le balayage des colonnes permet de décomposer l'image horizontalement en deux parties approximation et détail, on obtient alors bien la décomposition désirée illustrée par la figure (13).



**Figure I.12 :** Décomposition pyramidale de Mallat d'une image.

Par analogie à la représentation précédente de figure (12) la transformation en ondelette de la fameuse 'Léna' est représentée comme suit :  
 L'observation de l'image, en figure (13), permet d'illustrer les transformations subies par l'image lors de l'application de TOD 2D.



**Figure I.13** : Transformée en Ondelettes d'une image.

### I.3.2.1.11. Différentes ondelettes :

Pour finir, on peut énumérer différents types d'ondelettes, continues ou discrètes, couramment utilisées

- Ondelettes continues
  - ondelette de Morlet
  - ondelette Sombrero
- Ondelettes discrètes
  - Ondelettes orthogonales : Haar, Shannon, Meyer, Battle-Lemarié Daubechies, Coiflets, spline.
  - ondelettes bi-orthogonales : Cohen-Daubechies-Feauveau, Chui.
  - ondelettes semi-orthogonales : spline.

### **I.3.2.1.12. Quelle ondelette choisir ?**

La théorie des ondelettes permet d'associer aux fonctions d'échelle et d'ondelette un certain nombre de propriétés intéressantes pour l'analyse et la synthèse des signaux. Les principales propriétés de la fonction d'ondelettes sont [8] :

#### **a. Régularité :**

Une ondelette est dite régulière d'ordre 'n' si elle est 'n' fois continument dérivable, et des moments nuls cela veut dire qu'elle appartient à la classe «C». plus une ondelette, plus son spectre décroît rapidement à l'infinie. Si on prend le cas d'une ondelette peut régulière, la décroissance spectrale sera lente par conséquent, introduit des fréquences élevées dans le signal temporel ce qui est cohérent avec une certaine irrégularité. La régularité d'ondelette dépend du nombre de moments nuls.

#### **b. La compacité :**

La compacité de fonction d'échelle augmente la régularité de l'ondelette résultante. Mais ces convolutions ont pour effet d'accroître l'enraiment la taille du support d'ondelette.

#### **c. Localisation :**

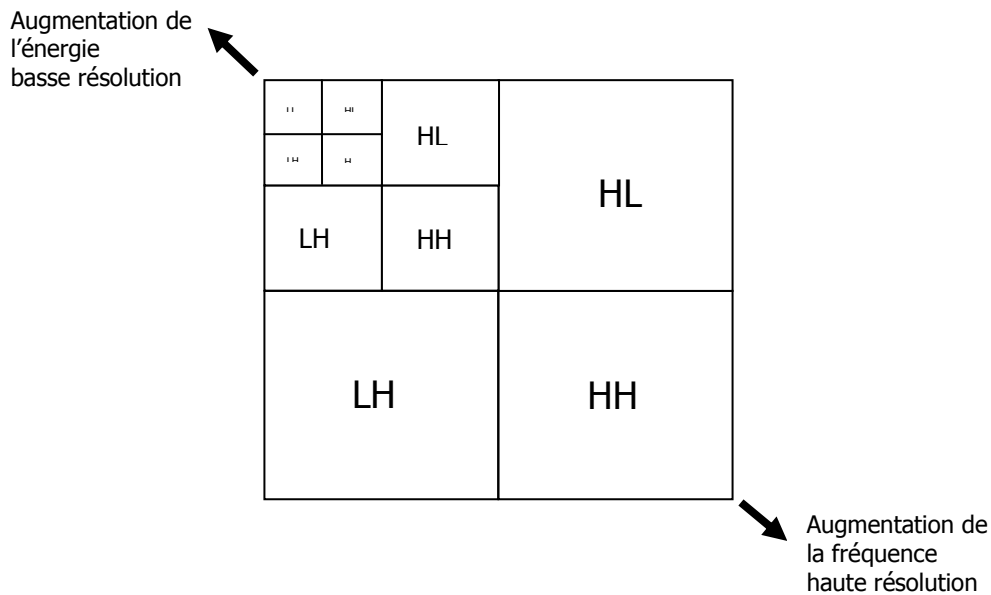
La qualité de localisation en temps et en fréquence peut se mesurer par la borne d'incertitude du principe de Heisenberg (annexe B), qui assure une meilleure localisation. Lorsque cette incertitude est atteinte, une mauvaise localisation induit un étalement de l'énergie du signal autour d'un instant moyen et d'une fréquence moyenne pour une échelle donnée.

#### **d. Orthogonalité :**

L'orthogonalité permet de minimiser la redondance, autorisant un codage efficace grâce aux faible nombre de coefficient. L'orthogonalité simplifie la reconstruction qui reste néanmoins possible même lorsque cette propriété est vérifiée.

### **I.3.2.1.13. Application à la compression d'images :**

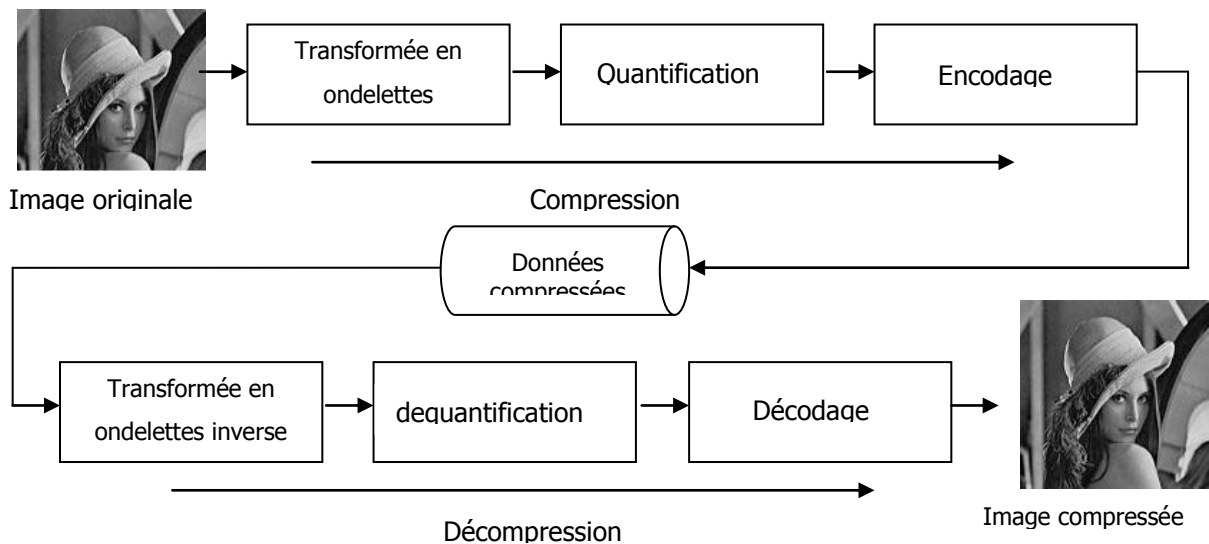
Suite à la transformation d'une image par ondelettes discrètes, il n'y a pas directement de compression de la taille de l'image. En effet, une image de 640\*480 pixels sur 8 bits donne, après traitement par la TOD, 640\*480 coefficients sur 8 bits, répartis entre les coefficients de détails (CD) et les coefficients d'approximations (CA). Comme dans tout encodage par transformation, le calcul de la transformée du signal à compresser est une des étapes de traitement en vue de la compression. La transformation vise principalement à assurer la décorrélation des pixels voisins pour permettre une quantification scalaire plus performante. Comme vue précédemment, l'algorithme de Mallat sur 3 niveaux, donne une décomposition de ce type :



**Figure I.14 :** Répartition de l'information après une décomposition à 3 niveaux.

Les hautes fréquences (issues du filtrage passe-haut) dont l'entropie est relativement faible, occupent la majeure partie de l'image. L'information est itération après itération concentrée dans la partie supérieure gauche de l'image. Cette partie regroupe les coefficients d'approximations, issus du filtrage passe-bas de l'image. On dit classiquement que la transformée en ondelette procède à une compaction de l'entropie. Cette nouvelle forme de l'image doit être exploitée en vue d'assurer une compression de l'image.

Un compresseur par ondelettes possède les éléments suivants :



**Figure I.15 :** Structure conventionnelle d'un compresseur par ondelette.

Une transformée en ondelettes est appliquée à l'image source. Les coefficients dans les différentes sous-bandes obtenues, sont ensuite quantifiés. La quantification est adaptée en fonction de la bande traitée. Les bandes de hautes fréquences sont quantifiées plus grossièrement que les bandes de basses fréquences. Enfin, un algorithme de compression (comme Huffman, encodage arithmétique ou un algorithme plus spécifique) est utilisé en vue de compresser l'image. Pour retrouver l'image d'origine, on décompresse l'image, le processus

inverse est réalisé. Le signal compressé est décompressé, de quantifié puis la transformée en ondelettes inverse est appliquée en vue de retrouver l'image initiale. Plusieurs algorithmes de compression utilisant les ondelettes ont été proposés, dont les plus utilisés sont le EZW, le FZW, JPEG 2000, le SPIHT.

#### **I.4. Discussion :**

Ce chapitre aura dressé un état de l'art des techniques de compression , nous avons présente les différente étapes de compression d'image en codant dans un autre format les informations qu'elle contient, nous avons vu qu'il existe deux méthodes : la compression sans perte qui permet, après l'étape de la compression, de récupérer l'information d'origine telle qu'elle était initialement, et la compression avec perte qui délivre après la compression une image différente où elle contient moins d'information que l'origine.

Nous avons ensuite abordé les fondements de la transformée en ondelettes et de l'analyse en multi-résolution de manière la plus synthétique possible. En premier lieu nous avons exposé le principe de base de la théorie, Puis nous avons établi le lien entre la transformation en ondelettes et l'analyse en multi-résolution. Nous avons introduit la technique de bancs de filtres pour exposer la transformation en ondelettes rapide.

Bien évidemment, les applications de la transformée en ondelettes sont très vastes : elle est appliquée dans la détection de contours, la reconnaissance de visage, la détection de mouvements et d'une manière générale dans la plupart des applications reposant sur l'analyse d'images, et dans le chapitre suivant nous allons voir l'application de la TOD dans le tatouage d'image médicale.

*Chapitre II :*  
*Généralités sur le tatouage*

## II.1. Préambule :

L'objectif du tatouage est d'introduire dans les images une marque invisible, appelée *signature* ou *marque*, les images ainsi marquées ou tatouées peuvent alors être distribuées, elles porteront toujours la marque de son propriétaire, ces images sont susceptibles de subir diverses transformations. Ces transformations peuvent être licites ou illicites, elles ont alors pour but de détruire le marquage. Si elles ne dégradent pas trop la qualité de l'image, ces modifications ne doivent pas gêner la détection de la marque : Le processus de tatouage est alors qualifié de robuste à ces attaques.

## II.2. Principe du tatouage [8] :

Afin d'étudier les différents aspects du problème de tatouage, selon les applications particulières et ses exigences, nous devons clarifier le modèle général du tatouage. Un schéma classique de tatouage des images peut se décomposer en deux étapes fondamentales :

- La phase d'insertion.
- La phase de détection.

### II.2.1. La phase d'insertion :

La figure II.1 présente le schéma d'implémentation de la marque. L'insertion dans une image  $I$  permet d'obtenir une image tatouée notée  $I_w$ . L'espace d'insertion  $T(I)$  peut être le domaine spatial ou bien le résultat d'une transformation réversible qui facilite l'insertion comme la DCT (Discrete cosins transform), la Transformée de Fourier Discrète (TFD) ou encore une Transformation par Ondelettes (TOD).

La marque à insérer  $W$ , dépend d'une clé secrète  $K$  mais aussi du message  $\{b_0, b_1, \dots, b_{n-1}\}$  que l'on désire insérer. Cette signature peut être une séquence pseudo aléatoire possédant certaines propriétés (distribution gaussienne ou uniforme), une donnée binaire  $\{-1, +1\}$  ou bien une petite image (logo).

L'utilisation d'un modèle psychovisuel adaptatif permet de contrôler et d'augmenter la force de la signature. Notons que par le choix d'un domaine fréquentiel approprié tout en choisissant seulement certains coefficients, beaucoup de systèmes visuels humains (SVH) peuvent être effectués implicitement. Plus la transformation de l'image approche les propriétés du SVH, plus il est facile de mettre plus d'énergie dans l'image hôte sans produire une déformation perceptible.

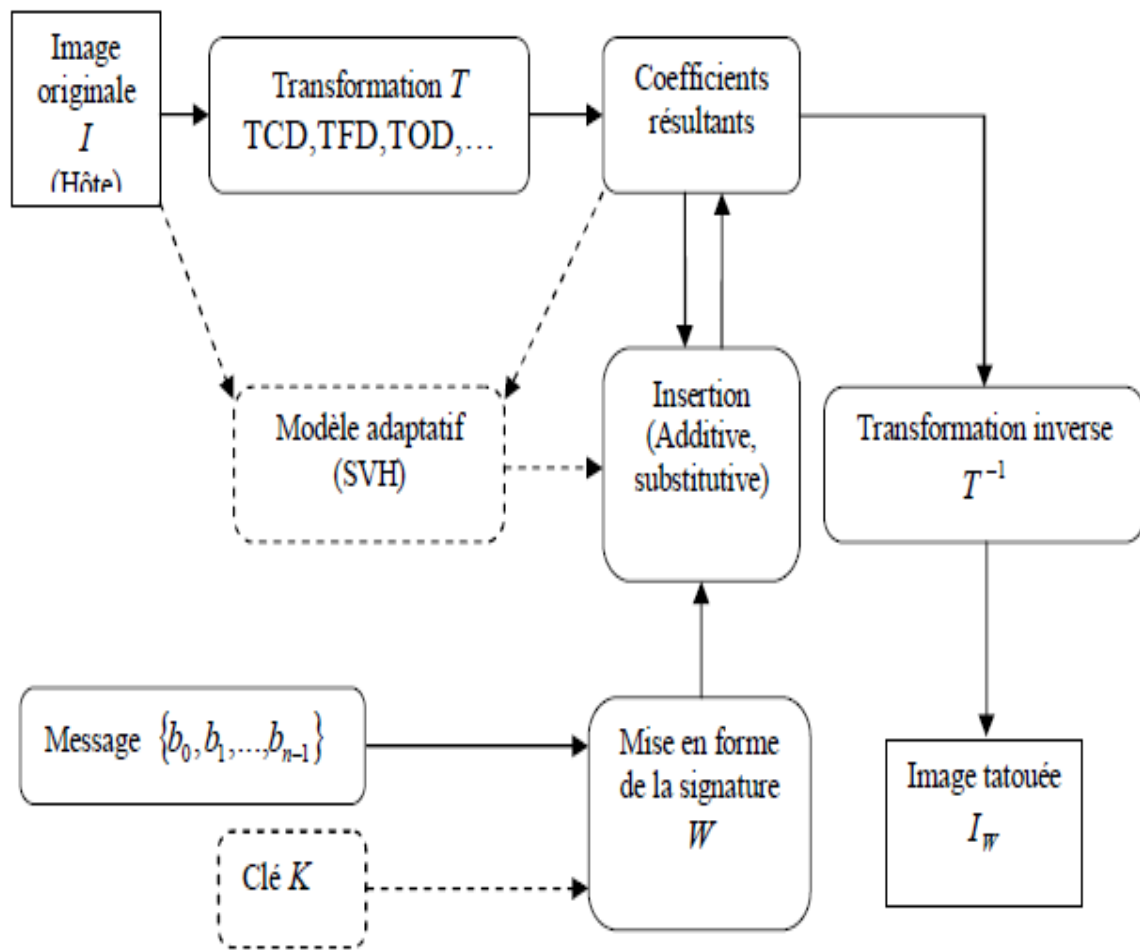


Figure II.1 : Schéma du processus d'insertion d'une signature.

### II.2.2. Phase de détection :

La détection de la marque  $W$  et l'extraction du message  $m$  incorporé ont pour rôle d'attester si la marque est ou non présente dans l'image. Si la marque est présente, le message qui lui est associé peut ensuite être décodé.

Selon les différents algorithmes, l'image originale et la clé secrète peuvent être ou non nécessaires lors de la détection. Nous allons ici énumérer et caractériser ces différents processus :

**II.2.2.1. Les schémas non-aveugles :** La détection est dite "non-aveugle" si l'image originale et la clé secrète (privée) sont nécessaires.

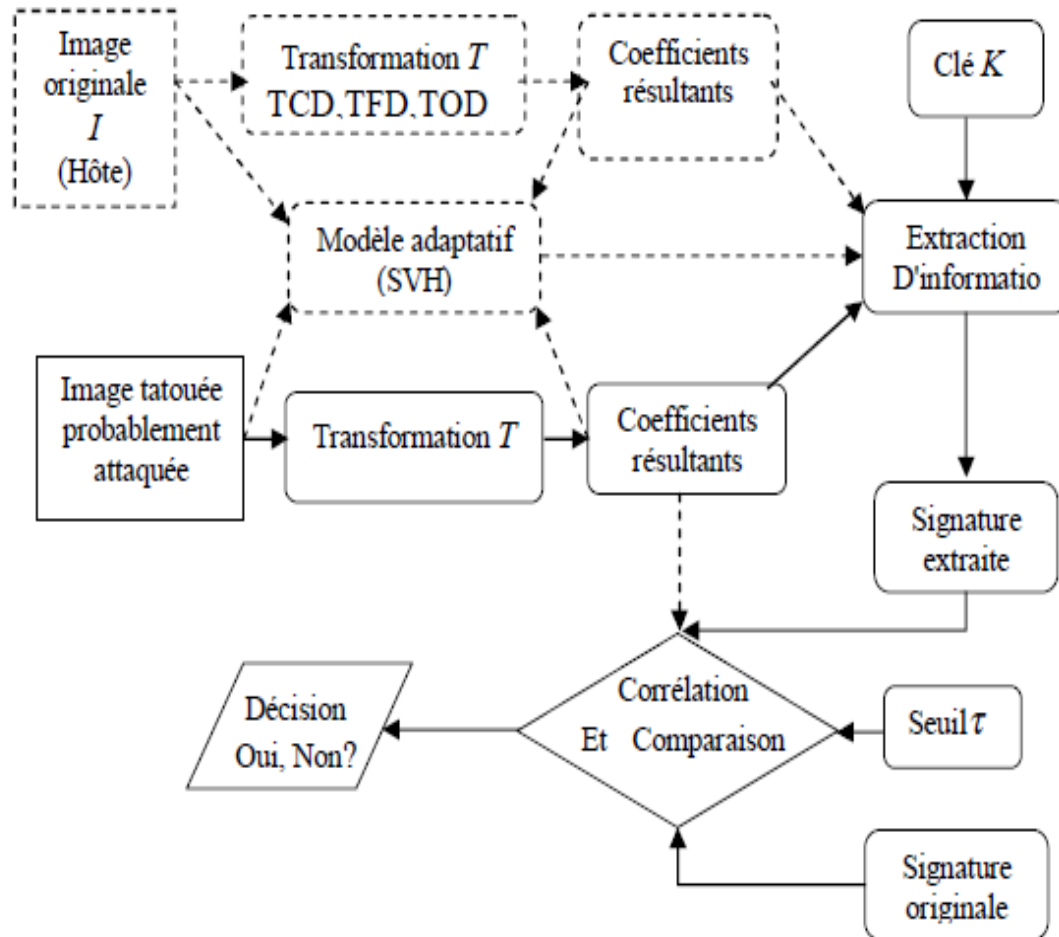
**I.2.2. Les schémas semi-aveugles:** Une détection "semi-aveugle" n'utilise pas l'image originale, mais elle se base sur quelques caractéristiques dérivées de cette dernière.

**II.2.2.3. Les schémas aveugles :** c'est le cas où l'image originale n'est pas disponible pendant le processus d'extraction, si la clé privée est aussi absente la détection est dite à clé publique.

**II.2.2.4. Les schémas asymétriques :** la détection par algorithmes asymétriques peut être schématisée comme une détection aveugle, ces algorithmes utilisent des clés différentes pour insérer et détecter la marque.

D'une manière générale, la robustesse d'un schéma "non-aveugle" est plus importante que celle d'un schéma "aveugle". L'image originale fournit une référence pouvant servir à améliorer l'estimation de la signature ou encore à identifier les divers traitements subis par l'image tatouée.

La figure II.2 présente le processus de détection. La marque extraite  $W'$  est comparée à la marque originale  $W$  par mesure de corrélation. La mesure de similitude la plus utilisée entre  $W'$  est la corrélation normalisée pour les séquences pseudo-aléatoires. Cette mesure est finalement comparée avec un seuil approprié  $\tau$  pour obtenir la valeur de décision : si la marque est détectée sinon elle n'est pas détectée.



**Figure II.2** : schéma du processus de détection d'une signature.

### II.3. Les caractéristiques de tatouage efficace :

Le tatouage fait appel aux principes de base suivants :

#### II.3.1 Robustesse [9] :

C'est la capacité qui possède un algorithme de tatouage à résister aux attaques extérieures, qu'elles soient bienveillantes ou malveillantes. En effet beaucoup d'attaques permettent aujourd'hui de modifier l'image de telle sorte qu'on ne puisse plus y déceler la signature du propriétaire. Ces techniques utilisées pour le piratage combinent notamment les transformations géométriques, la compression, les filtres divers et attaques de type cryptographique.

#### II.3.2 Capacité :

C'est la quantité d'information (bits de tatouage) que l'on peut cacher au sein du média (image ou vidéo). Il paraît évident que plus on augmente la capacité, plus la signature sera perceptible, et plus la robustesse diminuera (dans le cas où on veut retrouver exactement la marque).

### **II.3.2 Invisibilité :**

Le tatouage doit être imperceptible, c'est à dire qu'un utilisateur quelconque ne doit pas pouvoir différencier visuellement l'image tatouée de l'image originale. Cette propriété est importante pour deux raisons. La première est évidente : le tatouage ne doit pas empêcher la compréhension de l'œuvre, celle-ci doit garder toute sa qualité commerciale. Une autre raison est, qu'ainsi cachée, la marque est plus difficilement détruite par piratage. Dans la plupart des algorithmes proposés, l'imperceptibilité du tatouage s'obtient en utilisant diverses propriétés du Système Visuel Humain (SVH). Ces propriétés, souvent trouvées à partir d'heuristiques, proposent des modélisations du comportement psychovisuel humain. L'utilisation de ces propriétés tend de plus en plus à se généraliser pour insérer une quantité d'information importante tout en gardant la marque invisible.

## **II.5. Les techniques de tatouage existantes [8]:**

Les schémas de tatouage des images que l'on peut rencontrer dans la littérature scientifique sont très variés et peuvent sembler à première vue très différents les uns des autres. Cependant, les techniques de tatouage courantes peuvent être groupées selon le domaine sur lequel ils agissent en trois classes principales :

- Le domaine spatial.
- Le domaine fréquentielle.
- Le domaine transformé.

La façon dont la marque est insérée, on distingue deux grands ensembles :

- Les techniques additives.
- Les techniques substitutives.

### **II.5.1 Domaines d'insertion du tatouage :**

Un des points clefs dans un algorithme de tatouage est l'espace d'insertion utilisé pour insérer la signature.

#### **II.5.1.1. Le tatouage dans le domaine spatial :**

Cette approche consiste en la modification directe des pixels de l'image. Afin d'assurer l'invisibilité de la signature, cette modification doit rester limitée. Une des toutes premières approches utilisée consiste à insérer les bits du message dans les bits de poids faible de chaque pixel (least significant bits, LSB). Une autre approche, appelée patchwork, est la modification des propriétés statistiques de petites régions de l'image, comme la moyenne ou l'écart-type, le message étant représentée par exemple par la différence des ces propriétés entre deux régions adjacentes. On peut aussi inclure dans cette catégorie les techniques consistant à encoder le message dans l'histogramme de l'image, en modifiant les valeurs des pixels en conséquence. Ou bien le tatouage  $w$  peut être tout simplement ajouté aux pixels de l'image, avec une faible intensité. L'inconvénient des méthodes appliquées au domaine spatial est qu'elles sont en général peu robustes.

#### **II.5.1.2. Le domaine fréquentiel :**

Les schémas qui utilisent le domaine fréquentiel comme domaine d'insertion peuvent être davantage robustes face aux opérations de compression puisqu'ils utilisent le même espace que celui qui sert au codage de l'image. D'autre part, grâce aux algorithmes de transformations rapides, le calcul de la transformée d'une image est devenu peu coûteux. Par contre,

l'utilisation de la TCD comme espace d'insertion rend le schéma très sensible aux transformations géométriques (translation, rotation,...etc.). En effet, celles-ci ont pour effet de modifier considérablement la valeur des différents coefficients TCD d'une manière qui n'est pas facilement modélisable. Par contre l'espace obtenu après la TFD possède des propriétés d'invariance qui peuvent être exploitées pour détecter la signature après une transformation géométrique.

### II.5.1.3. Le tatouage dans le domaine transformé :

Il existe de nombreuses transformées, celles qui sont le plus couramment utilisées sont les suivantes :

– **La transformée de Fourier discrète:** Cette dernière a largement été étudiée en tatouage puisqu'elle offre la possibilité de contrôler les fréquences du signal. Cela permet de choisir de façon adéquate les parties de l'image qui devront être marquées, afin d'obtenir un bon compromis entre visibilité et robustesse. Cette transformation est également utilisée pour fusionner la signature avec le medium, dans la phase de modulation, mais aussi utilisée pour diviser les images en bandes perceptuelles.

– **La transformée en cosinus discrète :** Les règles de marquage opérant dans le domaine DCT sont souvent plus robustes à la compression JPEG. Le créateur de signatures peut ainsi prévenir ces attaques plus facilement. De plus, les études menées concernant les distorsions visuelles sur la source à coder, contribuent à une meilleure prédiction de l'impact visuel d'une signature sur le medium. Enfin, insérer une signature dans le domaine compressé permet de réduire les temps de calcul.

– **La transformée de Mellin Fourier :** La plupart des algorithmes de marquage rencontrent des problèmes lors de l'extraction de la signature, après que l'image tatouée ait subi une transformation géométrique affine. Or, la transformée de Mellin Fourier est basée sur la propriété de translation de la transformée de Fourier, qui mentionne que seule la phase est altérée par une translation. En restreignant l'espace de marquage à l'amplitude de la transformée de Fourier, le support de la signature devient insensible à toute translation de l'image.

– **Le domaine ondelettes :** On retrouve les mêmes atouts dans la mise en place d'une signature dans le domaine des ondelettes que dans le domaine DCT pour JPEG, avec cependant un avantage supplémentaire provenant de la multi-résolution. Cet aspect permet de réaliser en effet, une bonne distribution du message dans le médian en terme de robustesse et de visibilité.

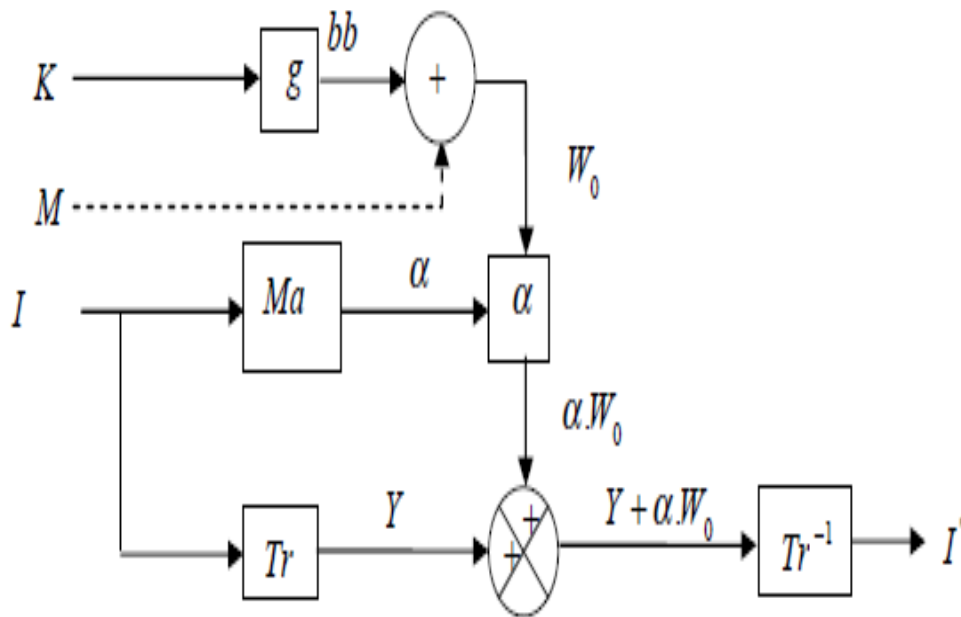
– **La division d'images en bandes perceptuelles:** Ce principe consiste à réaliser des processus itératifs, qui permettent de prendre en compte le modèle visuel humain afin de maintenir la signature en dessous d'un seuil de visibilité. Cet hypothèse est déjà utilisée en vidéo (une énergie localisée dans une bande de fréquence peut masquer une bande voisine, d'énergie plus faible, c'est le principe de masquage). L'idée de cette méthode repose sur l'hypothèse que le système visuel humain divise le stimulus visuel en plusieurs composantes.

## II.5.2. Méthodes de tatouage existantes :

### II.5.2.1. Les méthodes additives :

Les méthodes additives sont les plus nombreuses et consistent principalement à ajouter un bruit à l'image. La figure (II.3) montre le schéma complet d'une méthode additive. La première étape est la génération d'une marque  $W_0$  qui est composée d'un bruit blanc  $bb$  de générateur  $K$  modulant parfois un message  $M$ . La seconde étape est la pondération de cette marque par un facteur  $\alpha$  issu du calcul d'un masque psychovisuel  $Ma$ . La troisième étape est l'addition de la marque à l'image. Cette incrustation peut se faire directement sur l'image  $I$

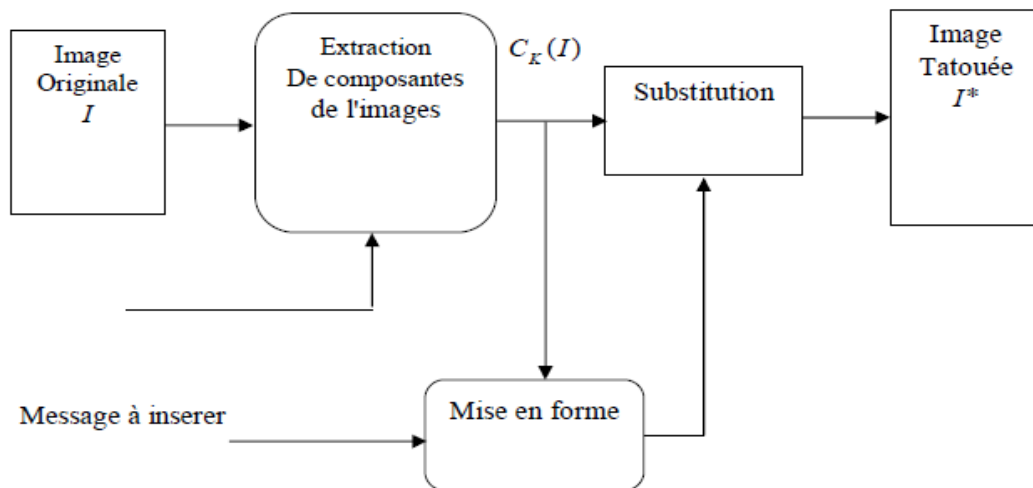
(dans le domaine spatial) ou sur une transformée  $Tr$  de celle-ci (TFD, TCD, TOD,... etc.) pour obtenir l'image tatouée  $I^*$ .



**Figure II.3 :** Schéma de tatouage d'une méthode additive.

### II.5.2.2. Les méthodes substitutives :

La classe des schémas substitutifs peut être représentée par des schémas où la signature n'est pas ajoutée mais substituée des composantes de l'image. Une clé secrète  $K$  associée à un générateur aléatoire permet de sélectionner les différentes composantes  $C(I, K)$  de l'image. Ces composantes peuvent désigner les pixels d'une image, ou une transformée de celle-ci (TCD, TFD,... etc.). La signature à insérer est obtenue en appliquant une contrainte (par exemple : un critère de similarité ou une relation d'ordre) sur  $C(I, K)$  en fonction du message à insérer. On procède ensuite à l'étape de substitution. L'image tatouée  $I^*$  est reconstruite à partir des composantes propres à la signature figure (II.4). La détection de la signature s'effectue en comparant le degré de similitude entre le message retrouvé à partir des composantes extraites de l'image tatouée  $C(I^*, K)$  et le préambule utilisé lors de l'insertion.



**Figure II.4 :** Principe de l'insertion par Substitution.

## II.6. Les attaques sur les schémas de tatouage:

Les attaques tiennent une place très importante dans le cahier des charges d'un processus de tatouage puisqu'elles définissent sa robustesse. Classiquement, on peut séparer les attaques de la manière suivante [9] :

- **Les attaques non-intentionnelles** : ce sont les traitements usuels de l'image comme la compression, le filtrage, la conversion A/N...etc. ces attaques ne visent pas forcément à supprimer la signature, l'identifier ou l'isoler.
- **Les attaques intentionnelles** : ces attaques visent à supprimer ou à dégrader la signature insérée comme l'attaque jitter qui consiste à enlever des lignes et des colonnes de l'image tatouée et à en dupliquer d'autres.

### II.6.1. Attaques non intentionnelles :

Nous parcourons un éventail des différentes techniques utilisées en traitement d'images qui sont susceptibles d'altérer la détection de la signature.

#### a) Les techniques de compression :

Les algorithmes de compression sont particulièrement dangereux pour les processus de tatouage puisque leur objectif est exactement l'opposé de celui du tatouage. On veut en effet, par l'utilisation de ces algorithmes ne garder de l'image que les composantes basse-fréquence essentielles à leur compréhension (une signature invisible n'est évidemment pas essentielle). Si un algorithme de tatouage veut être robuste aux schémas de compression, il doit posséder une composante basse-fréquence qui sera conservée après la compression.

#### b) Les opérations de rehaussement, de lissage :

Le rehaussement des images s'effectue en augmentant les composantes hautes fréquences de l'image. Les composantes hautes fréquences de la signature sont alors accentuées. Le lissage des images atténue la composante haute fréquence de l'image qui devient alors plus floue. Les composantes hautes fréquences de la signature sont dégradées.

#### c) Les transformations géométriques usuelles :

L'édition des images nécessite constamment de modifier leur géométrie, on peut vouloir effectuer un fenêtrage, un changement d'échelle, un zoom, une translation, ou encore

appliquer une rotation sur l'image. Ces transformations géométriques désynchronisent dans la plupart des cas le détecteur qui ne retrouve plus la signature (bien que celle-ci soit présente).

**d) Les conversions analogiques/numériques :**

La numérisation de l'image à l'aide d'un scanner par exemple peut provoquer de légères déformations géométriques. Ce procédé va donc à la fois dégrader la signature et provoquer une perte de synchronisation de la signature.

## **II.6.2. Les attaques intentionnelles :**

Les attaques les plus pénalisantes dans cette situation sont celles qui visent à désynchroniser la marque avant la phase de détection. L'attaque est dite efficace lorsque la signature est indétectable ou lorsque la décision au sujet de l'authenticité de la signature est ambiguë.

**a) Attaque par copiage :**

L'attaque par copiage consiste à recopier une marque obtenue préalablement (par exemple par estimation) sur une image non marquée. Le détecteur validera alors la nouvelle image comme étant tatouée. Cette attaque s'applique naturellement aux problèmes d'intégrité, puisqu'elle rend possible la présentation de faux qui seront authentifiés par le détecteur.

**b) Attaque "jitter" :**

Elle consiste à inverser, à supprimer ou à remplacer certaines lignes ou colonnes de l'image numérique. Cette attaque est très efficace face à des schémas de type étalement de spectre.

**c) Attaque "mosaïque" :**

Elle consiste à diviser l'image en différentes parties. A cause de la division, la détection ne pourra pas être effectuée sur toute l'image mais seulement sur les parties séparées de l'image. Elle permet d'invalider la détection sans pour autant supprimer la marque.

**d) Attaque "random bending" :**

Elle consiste à appliquer des déformations géométriques aléatoires sur l'image tatouée. Des petits seuillages sont effectués sur les zones planes de l'image pour dégrader la marque dans ces zones.

**e) Attaque "surmarquage" :**

L'attaque par sur-marquage vise à tatouer à nouveau une image déjà tatouée. Pour certains schémas, en particulier si les lieux de tatouages sont fixés, cette attaque peut être très dangereuse.

## **II.7. Les applications du tatouage :**

Les applications classiques d'un système de tatouage sont les suivantes:

### **II.7.1 Protection de copyright :**

Le tatouage offre une alternative intéressante pour protéger l'image, même lorsque celle-ci est diffusée. La protection des droits d'auteur représente [8], quant à elle, l'application la plus courante aujourd'hui. L'objectif est d'insérer une information dans l'image typiquement le copyright du propriétaire, afin de prévenir toute revendication frauduleuse de propriété. Cette signature ne doit être connue que de la personne ou de l'organisme de tatouage. Elle dépend donc d'une clé secrète, qui permet son insertion et sa détection. Cette application nécessite la mise en place d'un algorithme de tatouage d'un niveau de robustesse très élevé.

### **II.7.2. Les Empreintes :**

Cette application est utilisée pour tracer les copies illégales de media (suivi des pirates). Ce type d'application engendre un marquage unique pour chaque copie distribuée (typiquement un numéro de série). Cependant, la distribution de copies composées de différentes marques,

peut engendrer des problèmes de collusions. Ainsi, les marques utilisées devront satisfaire un critère de sécurisation de collusions.

### **II.7.3 Contrôle de diffusion :**

On peut insérer une marque dans une publicité, afin d'en contrôler la diffusion. Cela peut également servir à réaliser une audiométrie.

### **II.7.4. Authentification de données :**

L'objectif est de détecter toutes modifications éventuelles des données, afin de pouvoir certifier si celles-ci ont été modifiées ou non.

### **II.7.5. Indexation :**

Le domaine de l'indexation des images consiste à classer de manière automatique des images selon leur contenu. Il permet de faciliter une recherche dans une base de données. Le tatouage d'un document permet ainsi d'insérer une information (contenant peu de bits) décrivant le contenu de l'image. Cela permet de qualifier sommairement l'image, ou d'insérer un pointeur vers une description plus complète.

### **II.7.6. Sécurité médicale :**

Insertion d'un "identifiant" confidentiel assurant la correspondance entre le patient et la radio, afin d'éviter toutes confusions.

## **II.8. Tatouage dans le domaine médical :**

### **II.8.1. Définition de la télémédecine :**

La télémédecine est un concept général couvre différentes applications en rapport avec la santé [10]. Elle constitue un domaine nouveau en plein développement qui s'appuie sur plusieurs technologies pour mettre en œuvre des approches médicales nouvelles. Selon l'Organisation mondiale de la santé (OMS), la télémédecine couvre l'utilisation d'informations et des techniques de communication dans les systèmes de santé qui ont recours à des soins donnés directement ou indirectement. Le plus grand avantage de la télémédecine réside dans l'accès aisé à des informations médicales n'importe où et n'importe quand. Un concept de base est le transfert d'information à l'endroit où une décision ou une action est prise (on déplace donc l'information et pas le patient).

L'essence de la télémédecine est l'échange d'information à distance, que l'information soit de la voix, une image, des éléments d'un enregistrement médical, ou les commandes d'un robot chirurgical. Il est raisonnable de penser que la télémédecine est la communication à distance d'une information pour faciliter la pratique clinique.

### **II.8.2. Les différentes modalités d'imagerie médicale:**

L'imagerie médicale est le procédé par lequel un médecin peut examiner l'intérieur du corps d'un patient sans l'opérer l'imagerie médicale peut être utilisée à des fins cliniques, à la recherche d'un diagnostic ou pour le traitement d'un grand nombre de pathologies. L'identification précise de la lésion facilite le recours à la chirurgie, souvent seule solution thérapeutique pour certains malades. De telles techniques permettent également de mieux comprendre le fonctionnement de certains organes encore mystérieux, comme le cerveau.

Les méthodes d'imageries médicales sont nombreuses et utilisent plusieurs types de procédés physiques dont nous citerons les principales, résumées à partir de :

### ➤ **La radiographie :**

La radiographie présente un intérêt diagnostique de premier plan dans beaucoup de domaines de la télémédecine. Elle utilise les rayons X [11], qui permettent d'imprégner une plaque photographique et on a la faculté de traverser le corps. Plus la densité de corps sera importante, moins le rayon pourra passer au travers, c'est grâce à ce phénomène que l'image obtenue apparaîtra plus ou moins noire. En effet, lors de la radiographie du corps humain, les rayons vont rencontrer soit des tissus, soit des muscles ou encore des os. Les rayons vont aisément passer à travers les tissus qui auront donc une apparence très sombre. À l'inverse lorsqu'ils rencontrent des os, ceux-ci vont être totalement arrêtés. Il n'y aura donc aucune impression sur la plaque et celle-ci restera blanche.



**Figure II.5 :** image radiographique.

### ➤ **L'échographie (ultrasons) :**

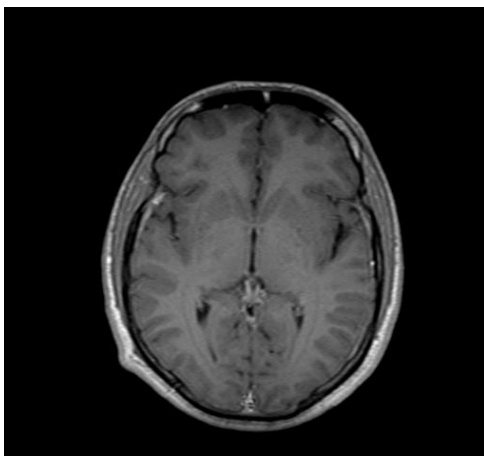
L'échographie est une technique d'exploration de l'intérieur du corps basée sur les ultrasons. Une sonde envoie un faisceau d'ultrasons de fréquence appropriée (de 2.5 à 10 MHz pour le diagnostic) dans la zone de corps à explorer. Selon la nature des tissus, ces ondes sonores sont réfléchies avec plus ou moins de puissance. Le traitement de ces échos permet la visualisation des organes observés. Lors du passage des ultrasons à travers les tissus, deux facteurs importants conditionnent la formation de l'image, l'atténuation et la réflexion. L'atténuation est causée par la perte d'énergie du système par suite de l'absorption, de la réflexion, de la réfraction et de la divergence du faisceau. Plus l'atténuation est forte et plus le signal de l'écho récupéré sera faible. C'est la réflexion des ondes ultrasonores en direction de la sonde émettrice-réceptrice qui produit l'image dont la texture ou « échostructure » traduit les différences d'impédance acoustique des différents tissus examinés. L'échographie permet l'analyse de nombreux organes superficiels (parotidite, thyroïde, muscles et tendons, articulation, ganglions, vaisseaux, etc.) ou profonds (foie, vésicule, reins, rate, pancréas, etc.)



**Figure II.6 :** image échographique.

➤ **Le scanner x :**

Le scanner appelé aussi tomodynamométrie est un examen qui utilise les rayons x pour visualiser un organe par coupes. Comme la radiographie-classique, le scanner s'appuie sur l'absorption plus ou moins importante des rayons x selon le milieu traversé, mais au lieu d'être fixe, le tube de rayon x va tourner autour du corps. Le scanner permet de visualiser l'objet par tranches successives de quelques millimètres d'épaisseur n'offre « qu'une vue en projection » du volume irradié. L'appareil balaye la section examinée avec un faisceau étroit de rayon x et enregistre, pour chaque position le faisceau, l'intensité transmise. Pour recueillir suffisamment d'information, le balayage du plan doit se faire en plusieurs coupes successives, on en construit une image x tridimensionnelle. Dans la plupart des cas, un produit de contraste à base d'iode est utilisé pour améliorer la qualité de l'image cet examen présente l'avantage de donner des informations très précises sur les organes étudiés.



**Figure II.7 :** image scanner.

➤ **La résonance magnétique (IRM) [12] :**

L'imagerie par résonance magnétique est une technique d'imagerie médicale non ionisante qui utilise des ondes radiofréquence [200 MHz à 2 GHz] et des champs magnétiques très puissants [1 à 2 tesla]. L'IRM est basée sur le principe de la résonance magnétique nucléaire [RMN] qui est un effet produit par des noyaux atomiques placés dans

un champ magnétique, ces noyaux sont soumis à un rayonnement électromagnétique qui vont par la suite absorber l'énergie de ces rayonnements et la réémettre lors de la relaxation.

Tout comme la résonance magnétique nucléaire, l'IRM utilise un champ magnétique puissant et stable qui produit la magnétisation des atomes dans le corps par alignement, et des champs magnétiques plus faibles, dits radiofréquence, qui altèrent l'alignement de cette magnétisation, ceci a pour effet la création d'un signal électromagnétique détectable et mesurable par le scanner.

Les images IRM offrent une excellente visualisation des détails anatomiques et physiologiques du corps humain et sont caractérisées par un bon contraste entre les différents tissus avec une haute résolution. Par conséquent, l'IRM est très utilisée dans l'imagerie du cerveau, du cœur et des tumeurs en comparaison avec les autres modalités de l'imagerie médicale comme la scanographie et la radiographie.



**Figure II.8 :** image IRM.

### **II.8.3 La sécurité des données médicales [10] :**

L'image joue un rôle important et même vital dans le domaine médical et en particulier dans le domaine de la télémédecine. Que ce soit pour permettre un diagnostic, faciliter une intervention chirurgicale ou approfondir les connaissances d'une manière générale.

La sécurité des données médicales se fait pour les raisons de :

#### **II.8.3.1 Confidentialité :**

Les données privées relatives aux patients ou aux médecins ne doivent être révélées qu'aux personnes autorisées. Ceci nécessite l'utilisation de plusieurs techniques relatives à la sécurité (pare-feu, cryptographie des flux, contrôle d'accès, tatouage des images etc.).

#### **II.8.3.2 Authentification :**

Il s'agit de l'association d'une double vérification : l'intégrité et l'authenticité des données. L'image ne doit pas avoir été modifiée (intégrité) et doit être en adéquation avec l'identité du patient (authenticité).

#### **II.8.3.3 Disponibilité :**

Il s'agit de la surveillance et de la maintenance du système permettant de partager l'information médicale. Cette dernière doit donc être disponible à l'utilisateur autorisé.

#### **II.8.4 Le rôle du tatouage au sein des applications de télémédecine :**

Une grande partie des applications liées à la télémédecine est basée sur l'utilisation d'un site web qui permet de faciliter d'une part, la communication entre les médecins ou entre le médecin et le patient à travers des moyens synchrones (discussion en ligne appelée chat) ou asynchrones (forums, e-mails) et d'autre part, de faciliter le partage des images médicales.

Plusieurs solutions informatiques existent pour assurer la sécurité dans les techniques de contrôle d'accès mais cette sécurité reste insuffisante devant des tentatives inlassables des pirates pour accéder aux sites web.

Le tatouage des images permet de contribuer à la sécurité des images médicales partagées en offrant :

##### **II.8.4.1. Contrôle de la diffusion des images sur internet :**

L'utilisation des réseaux publics pour transmettre ou donner accès à des images n'est pas sans poser problème. Ces images sont alors susceptibles d'être piratées et diffusées grâce à ces mêmes réseaux. L'utilisation des méthodes de tatouage d'image est alors assimilable à celle qui en est faite pour la protection du droit de propriété intellectuelle. Les propriétaires des images cherchent alors à contrôler la diffusion des images.

Ce contrôle se fait grâce à l'insertion d'une marque, la plus robuste possible, dans l'image. L'extracteur (un robot scrutant Internet) a accès aux marques incérées et les teste sur toutes les images qu'il rencontre. Les outils commerciaux répondant à cette demande sont nombreux, même si la robustesse des marques insérées est souvent mise en question.

##### **II.8.4.2. Amélioration de la confidentialité :**

Les informations nécessaires à l'utilisation des images médicales sont présentes dans l'en-tête même de l'image. Ainsi le nom du patient, son âge, ses coordonnées mais aussi des informations concernant le médecin peuvent être lues par toute personne ayant accès à l'image. Cette facilité de lecture n'est sans poser un problème de confidentialité, question critique dans le domaine médical.

Le tatouage d'images permettrait alors de supprimer les informations confidentielles de l'en-tête pour les insérer directement dans l'image elle-même. Ces informations ne seraient plus alors directement accessibles mais leur obtention nécessiterait l'utilisation du logiciel d'extraction. Il serait de même possible, grâce à l'utilisation de clés, d'améliorer le contrôle de l'accès à ces informations.

##### **II.8.4.3. Insertion des données intéressantes pour éviter la perte d'information :**

Toutes les informations intéressantes pour les médecins n'y ont pas leur place. Il pourrait donc être utile d'insérer ces données dans l'image. Cette solution permettrait de rester conforme à la norme DICOM car elle ne nécessiterait pas à l'ajout de nouveaux champs dans l'en-tête.

La facilité de l'accès aux informations de l'en-tête et de leur modification fait qu'elles peuvent être facilement perdues ou modifiées. Insérer les informations critiques, comme par exemple des identifiants du patient et de l'hôpital, peut être une réponse à ce type de problème. En effet, ceci permettrait, en cas de perte ou de doute quant à l'authenticité des informations de l'en-tête, de retrouver l'information originale.

#### **II.9. Discussion :**

Nous avons présenté dans ce chapitre quelques notions sur la technique de tatouage de documents numériques et des images en particulier.

Dans notre travail, nous nous intéressons à l'application du tatouage dans le domaine médical, et plus précisément, dans le domaine de la télémédecine. Nous présentons dans le chapitre suivant une méthode de tatouage d'image médicale.

*Chapitre III :*  
*Méthode adoptée*

### III.1. Préambule :

Ce chapitre a pour but de présenter la méthode adoptée pour ce type de watermarking qui consiste, en premier lieu, à insérer la marque dans les coefficients de sous bandes de détail du premier niveau de la TOD de l'image. Par la suite, l'image fusionnée avec les données sera compressée (JPEG 2000). En fin, on effectue une extraction de la marque sur l'image tatouée compressée.

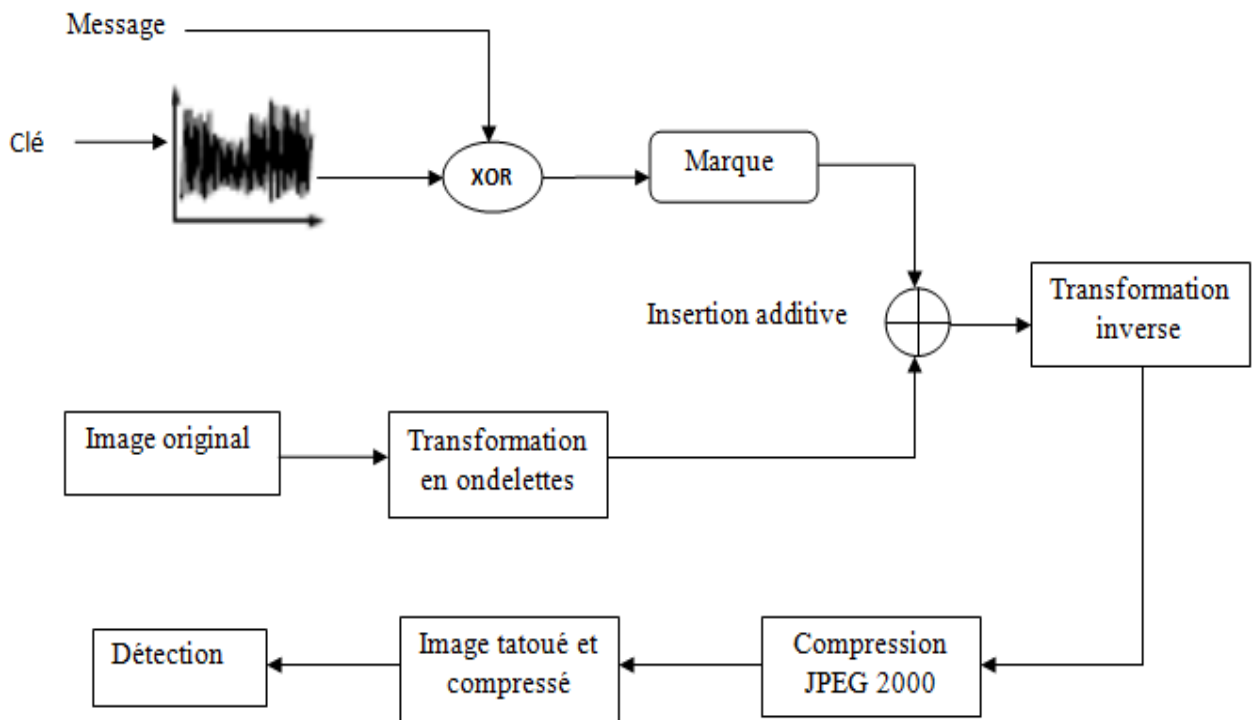


Figure III.1 : schéma général de la méthode

### III.2. Principe d'une méthode de tatouage et compression d'image :

La figure III.1 présente le schéma général de méthode de tatouage d'image avec compression. Notre méthode consiste à :

- Générer une séquence aléatoire avec une clé secrète  $k$ .
- Incorporer un message dans la séquence pour générer la marque à insérer.
- Appliquer à l'image originale une transformation en ondelettes discrète.
- Insérer la marque dans les coefficients des ondelettes.
- Appliquer une transformation inverse pour reconstruire l'image originale.
- Appliquer la compression JPEG 2000 sur l'image tatouée.
- Détecter la marque en appliquant la corrélation.

Soient :

- $I$  l'image originale de taille :  $2M \times 2N = 512 \times 512$  pixels.
- $w$  la marque de taille :  $M \times N = 256 \times 256$  pixels.
- $\tilde{I}$  l'image tatouée.

- k la clé secrète.
- m le message.

### III.2.1. Génération de la marque :

La séquence à insérer dans le domaine des ondelettes peut être choisi de plusieurs manières. Souvent, les séquences du tatouage (watermarking) utilisent un générateur de nombres pseudo aléatoires, mais la signature peut être également obtenue par des séquences chaotiques appropriées. Ces dernières années, les systèmes chaotiques ont été employés pour le tatouage numérique, pour augmenter la sécurité. Les caractéristiques les plus attractives du chaos dans la dissimulation de l'information sont sa sensibilité extrême aux conditions initiales et l'étalement des orbites sur l'espace entier. Ces caractéristiques spéciales font que les systèmes chaotiques sont d'excellents candidats pour le tatouage.

#### III.2.1.1. Le signal chaotique [15] :

Il n'existe pas de définition à la fois formelle et générale du chaos. Cependant, le chaos est défini généralement comme un comportement particulier d'un système dynamique qui inclut:

- La non-linéarité : si le système est linéaire, il ne peut pas être chaotique.
- Le déterminisme : un système chaotique a des règles fondamentales déterministes (plutôt que probabilistes).
- La sensibilité aux conditions initiales : de très petits changements sur l'état initial peuvent mener à un comportement radicalement différent dans son état final.
- L'imprévisible : en raison de la sensibilité aux conditions initiales, qui peuvent être connues seulement à un degré fini de précision.
- L'irrégularité : ordre caché comprenant un nombre infini de modèles périodiques instables (ou mouvements). Cet ordre caché forme l'infrastructure des systèmes chaotiques

Pratiquement, une dynamique chaotique peut être identifiée, en première analyse, par la reconnaissance de propriétés caractéristiques : attracteur étrange, spectre, sensibilité aux conditions initiales ... etc.

#### III.2.1.2. Génération du signal chaotique :

Pour notre algorithme, nous avons utilisé l'équation logistique (annexe c) définie par l'équation (III.1) avec la condition initiale  $x_0$  ( $x_0$  est la clé secrète k de notre méthode) pour générer une séquence chaotique  $x$ .

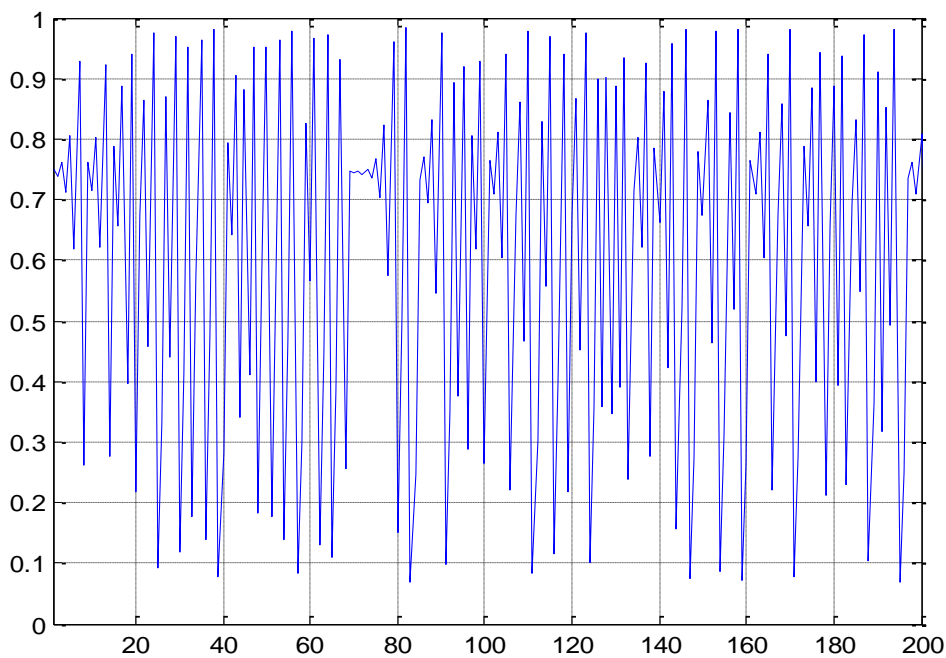
$$x_{k+1} = \mu x_k (1 - x_k) \quad \text{III. 1}$$

Où  $0 \leq \mu \leq 4$ . Lorsque  $3.5699456 < \mu \leq 4$ , le système est dans un état chaotique. Toutes les séquences produites par ce système sont très sensibles aux conditions initiales, dans le sens que deux séquences logistiques générées à partir des états initiaux différents sont statistiquement non corrélées. D'ailleurs, toutes les orbites de l'équation logistique sont concentrées dans l'intervalle.

Notre signature binaire  $S \in \{+1,-1\}$  est obtenue en appliquant un seuillage (seuil=0.5) sur la séquence chaotique  $x$ , mentionnée ci-dessus, comme suit :

$$x(k) = \left\{ \begin{array}{ll} 1 & \text{si } x(k) > 0.5 \\ -1 & \text{si } x(k) \leq 0.5 \end{array} \right\} \quad \text{avec } k=1 \dots M \times N \quad \text{III.2}$$

Où  $2M \times 2N$  est la dimension de l'image originale, et  $M \times N$  est la longueur de la séquence chaotique  $x$ , et elle est égale au nombre total des coefficients de la sous-bande de détail du premier niveau ( $I_1^{HH}$ ) où nous voulons insérer la marque. De plus, nous arrangeons cette séquence en 2-D, pour balayer la bande où on va insérer.



**Figure III.2 :** génération du signal chaotique.

### **Comment incorporer le message dans le signal chaotique ?**

Après avoir généré la séquence chaotique (signature) on va ajouter le message à cette dernière pour obtenir, à la fin, la marque à insérer. Pour ce faire on va utiliser la fonction XOR.

Pour plus de simplicité, on utilisera un message de taille  $L$  binaires, soit comme un vecteur de taille  $L = 256 \times 256$  pixels ou bien un vecteur de taille 16 bits répété 4096 fois. Le message  $m$  est ajouté à la séquence chaotique de même taille que le message en faisant un OU exclusif (XOR).

Pour insérer la marque dans l'image, il est nécessaire de transformer la marque en 2D. (Passage de la notation vectorielle à la notation matricielle).

### **III.3. Transformation en ondelettes :**

La transformée en ondelettes discrètes est une représentation multi-résolutions/multi fréquences, C'est un outil qui découpe les données, les fonctions ou les opérateurs en composantes fréquentielles suivant une résolution adaptée à l'échelle.

Cette transformée permet de représenter l'image à différentes résolutions; ce qui permet d'aller de la résolution la plus fine vers la résolution la plus grossière. Les algorithmes de transformation en ondelettes utilisés dans la décomposition de l'image sont : l'algorithme de MALLAT et celui de Burt et Adelson. La décomposition de Mallat représente donc l'image par un ensemble de sous bandes dont l'une est l'approximation (basses fréquences) et les autres constituent les détails (hautes fréquences). Pour L niveaux de décompositions, nous obtenons  $3L+1$  sous bandes différentes. L'ondelette nous donne ainsi une bonne approximation de l'image sur un petit nombre de coefficients non nuls.

#### **III.3.1.Choix d'une ondelette et du niveau de décomposition :**

La qualité de l'image compressée par ondelette dépend essentiellement du choix de l'ondelette. En effet, ce choix est basé sur le fait de trouver des bancs de filtres qui compactent le maximum d'énergie, tout en garantissant une bonne qualité de reconstruction de l'image. Dans la littérature, plusieurs études réalisées sur des bases d'ondelettes réelles et entières ont abouti aux conclusions suivantes :

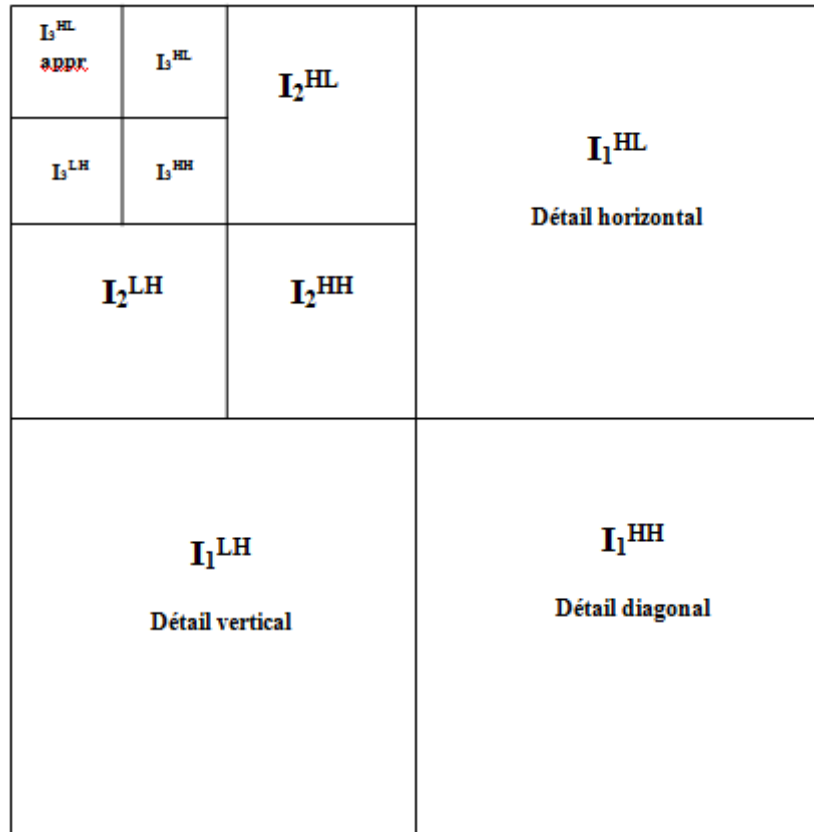
- Pour la compression avec pertes, les transformations réelles donnent des résultats meilleurs que ceux donnés par les transformations entières, la transformation en ondelettes entières est utilisée dans le cas d'une compression sans pertes, alors que pour une compression avec pertes, on utilise plutôt une transformation en ondelettes réelles. Dans la compression avec pertes, on utilise la base bi-orthogonale de Daubechies dont le filtre d'analyse  $h$  a neuf coefficients et le filtre dual de synthèse  $g$  a sept coefficients. Cette base est généralement notée « 9/7 filter bank ».
- Pour la compression sans pertes, des études ont montré que la transformation en ondelette entière 5/3 du Gall définit un filtre passe-bas à 5 coefficients et un filtre passe-haut à 3 coefficients.

#### **III.3.2.La décomposition en ondelettes entières 5/3 :**

L'AMR d'un signal revient à le décomposer à différentes échelles, en approximations et en détails. Les espaces de projections du signal sont entièrement caractérisés par la donnée de deux filtres ( $h$  : passe haut, et  $g$  : passe bas).

Notre approche consiste à insérer la marque dans le domaine multi-résolution obtenue suite à la transformée en ondelettes de l'image. Concrètement, l'algorithme à suivre pour calculer notre transformée en ondelettes discrète d'une image de taille  $512 \times 512$  est le suivant :

- Une transformation par ondelettes de type 5/3 de niveau 3 effectuée sur l'image originale produit 3 détails H, V, D et l'approximation A où H, V, D représentent respectivement les trois sous bandes Horizontales Verticales et Diagonales. Il s'agit de décomposer l'image en bandes de fréquence jusqu'à un niveau de résolution bien déterminé. On a opté dans notre schéma pour les ondelettes 5/3 vue quelles sont conservatives. En effet, si on décompose une image puis on la reconstruit on remarque bien qu'il n'y a pas de perte. Nous avons choisi de s'arrêter au troisième niveau de décomposition et ce pour des raisons de capacité d'insertion.



**Figure III.3 :** Décomposition trois niveaux.

### III.4. Insertion de la marque :

Au niveau de la phase d'insertion, l'image originale est transformée dans le domaine d'insertion. Dans notre cas, c'est le domaine multi-résolution par l'ondelette 5/3. Nous sélectionnons ensuite les coefficients qui vont porter la marque et nous insérons cette dernière sur ces coefficients de marquage suivant une fonction d'insertion [16]. Nous avons choisi d'insérer la marque dans le premier niveau de détail HH selon la fonction d'insertion suivante :

$$\tilde{I}_1(i, j) = I_1(i, j) + \alpha w_i(i + (j - 1) * N) \quad \text{III. 3}$$

Où :

$\tilde{I}_1$  : est le coefficient tatoué ;

$I_1$  : est le coefficient élu pour porte la marque ;

$w_i$  : est l'élément de la marque à insérer ;

$\alpha$  : est un coefficient de pondération de la signature ;

Au niveau de notre méthode, la fonction utilisée est donnée par l'équation III.3, Une fois la signature insérée, l'image est reconstruite par la transformée inverse pour l'avoir dans le domaine ondelette. Ainsi, nous obtenons une image tatouée.

$I_3^{HL}$ appx.	$I_3^{HL}$	$I_2^{HL}$	$I_1^{HL}$ Détail horizontal
$I_3^{LH}$	$I_3^{HH}$		
$I_2^{LH}$		$I_2^{HH}$	$I_1^{LH}$ Détail vertical

**Figure III.4 :** Zone d'insertion de la marque.

Après avoir résumé les différentes étapes de création de la marque, nous pouvons résumer le schéma définitif d'insertion de la marque :

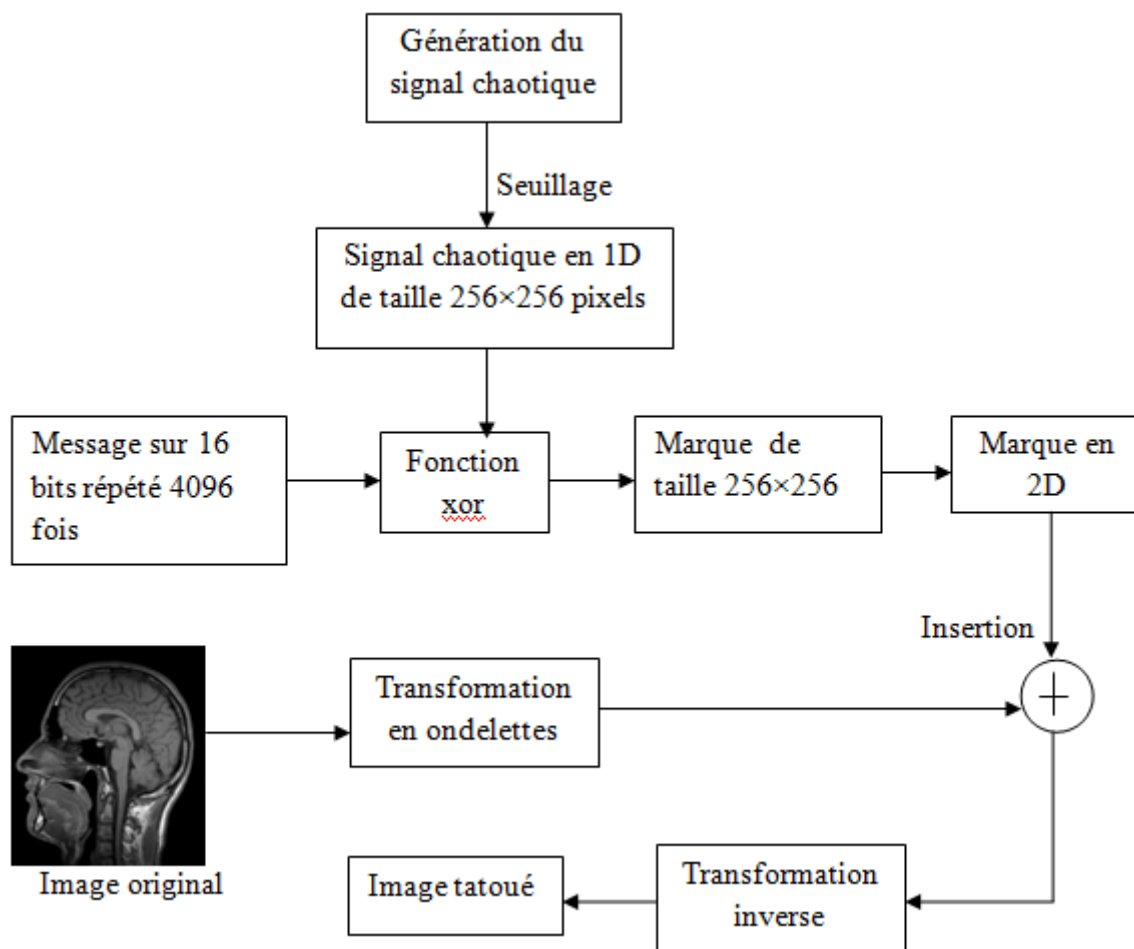


Figure III.5 : schéma d'insertion de la marque.

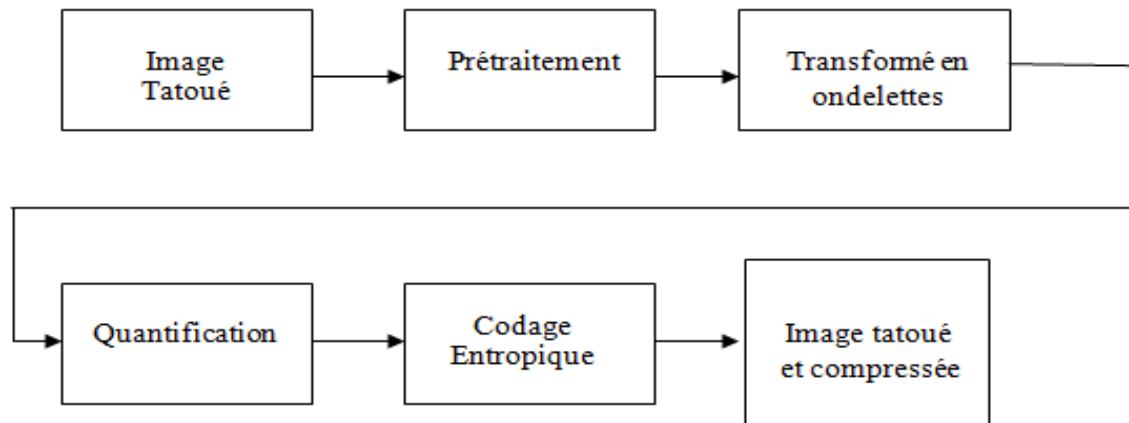
### III.5. Compression JPEG 2000 :

Notre méthode bénéficie d'une part des avantages du domaine multi-résolution. Ce domaine se base sur la transformation en ondelettes qui font partie de la norme JPEG 2000. Par ailleurs ce domaine est adopté à la nouvelle norme de compression JPEG 2000 ce qui rend notre tatouage robuste face à une attaque de ce type.

**JPEG 2000** est une norme commune à l'ISO (voir annexe D), la CEI et l'UIT-T. C'est une norme de compression d'images produite par le groupe de travail *Joint Photographic Experts Group*. JPEG 2000 est capable de travailler avec ou sans perte, utilisant une transformée en ondelettes (méthode d'analyse mathématique du signal). Les performances de JPEG 2000 en compression avec et sans perte sont supérieures à celle de la méthode décompression ISO/CEI 10918-1 (JPEG baseline). On obtient donc des fichiers d'un poids inférieur pour une qualité d'image égale. De plus, les contours nets et contrastés sont mieux rendus.

#### III.5.1. Les étapes de compression JPEG 2000 :

La figure III.6 présente le schéma bloc d'un codeur JPEG2000. Comme on peut le constater, un algorithme typique de codage JPEG2000 se divise essentiellement en 4 modules: transformée couleur, transformée en ondelettes discrète, quantification, codage entropique.



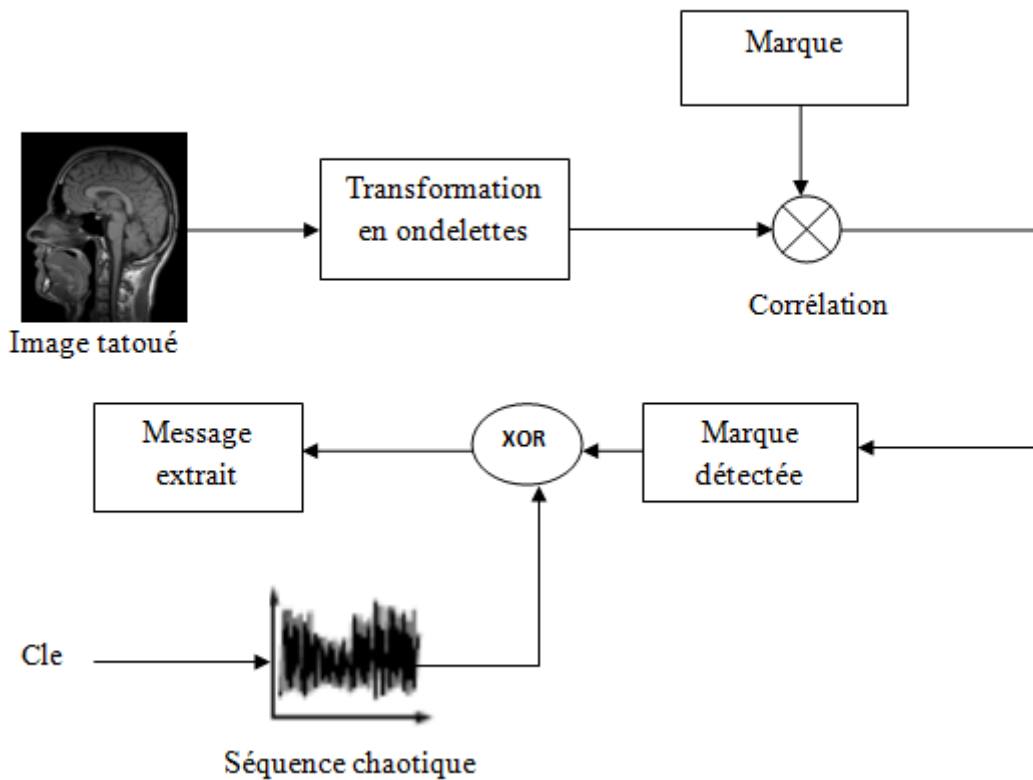
**Figure III.6 :** Chaîne de codage JPEG-2000.

La chaîne de codage de JPEG-2000 commence par un prétraitement de l'image originale. Ce prétraitement permet de changer la représentation de l'image (facultatif), (tel qu'une transformation de couleur RGB : YUV). Ensuite, on découpe l'image en « Tile ». Chaque « Tile » subit une transformée en ondelettes. Une quantification est par la suite appliquée sur chaque sous bande obtenue suite à la transformée en ondelettes (TO). Les coefficients obtenus sont traités par le codeur entropique qui permet d'obtenir les données compressées. Ces données sont finalement mises en forme pour aboutir à un fichier JPEG-2000 .

### **III.6. Détection de la marque :**

Dans la phase de détection, nous transformons l'image tatouée dans le même domaine d'insertion en utilisant la même transformation. Nous recherchons les coefficients sensés portés la marque, Enfin, nous extrayons les composantes de la marque insérée(figure III.7).

En premier lieu, l'image marquée est décomposée en ondelette, ensuite on effectue une corrélation entre les coefficients de la sous bande de détail HH et la marque originale, en effet cette dernière doit avoir une importante corrélation avec l'image marquée, avant ou après compression. Nous illustrons ces étapes par la figure suivante :



**Figure III.7** : schéma de détection de la marque.

Sur le plan pratique, on fait une simple multiplication pixel par pixel entre la marque originale et l'image marquée, cette corrélation est exprimée par l'équation suivante :

$$w_d = \tilde{I}(i, j) \times w(i + (j - 1) * N) \quad \text{III. 4}$$

Avec :

$w_d$  : est la marque détectée.

En suite, on effectue une nouvelle opération «XOR» entre la marque extraite et la séquence aléatoire (la connaissance de la clé est alors requise) pour obtenir, à la fin, le message binaire.

### III.7. Discussion :

Dans ce chapitre, nous avons décrit la méthode et le schéma de tatouage (watermarking) d'image avec compression dans le domaine multi-résolution (ondelettes). L'application de cette méthode aux différents types d'images tests et médicales ainsi que les résultats obtenus seront expliqués dans le chapitre suivant.

*Chapitre IV :*  
*Tests et résultats*

## IV.1. Préambule :

Dans ce chapitre nous allons exposer les résultats auxquels nous sommes parvenus en appliquant la méthode de tatouage définie dans le chapitre précédent.

L'efficacité d'un algorithme de tatouage, quelque soit son domaine d'application, ne peut être jugé qu'après une étude statistique des résultats de tatouage obtenus. Ces résultats seront représentés sous forme de tableaux et de graphes commentés, tout en discutant ses avantages et ses inconvénients.

Pour cela, plusieurs paramètres entrant dans notre étude seront pris en compte afin de servir de critères d'évaluation de la méthode.

Ces paramètres sont :

- Nombre de bits erronés du message.
- Invisible de la marque ou la qualité de l'image.
- PSNR qui mesure la qualité de l'image traitée par rapport à l'image originale.
- Robustesse de l'image.

## IV.2. Présentation des données :

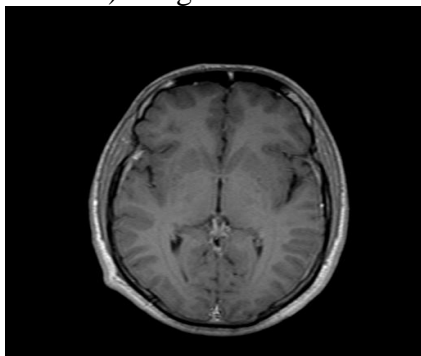
Afin d'évaluer les performances de notre méthode de tatouage, nous allons l'appliquer sur les images suivantes : Lena, scanner, IRM, qui sont des images bitmap de tailles 512×512 codées sur 8 bits par pixels, et une image radiologique de taille 256×256.



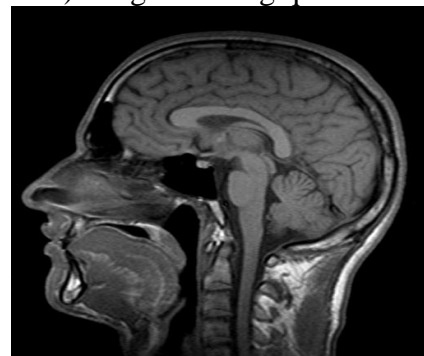
a) Image Lena.



b) image radiologique.



c) Image scanner.



d) image IRM.

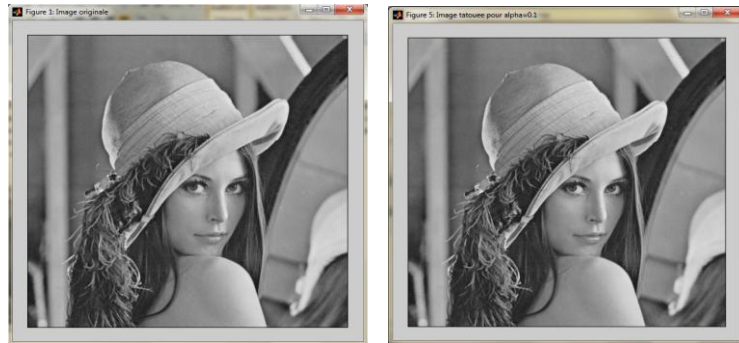
**Figure IV. 1** : images tests originales.

### IV.3. Résultats et discussion :

#### IV.3.1. L'invisibilité :

Pour estimer l'invisibilité de la marque de notre approche, nous avons effectué plusieurs expériences sur les différentes images en modifiant la valeur de coefficient de pondération  $\alpha$  (paramètre d'invisibilité). La figure IV.2 permet de comparer les résultats obtenus :

- Pour  $\alpha = 0.1$  :



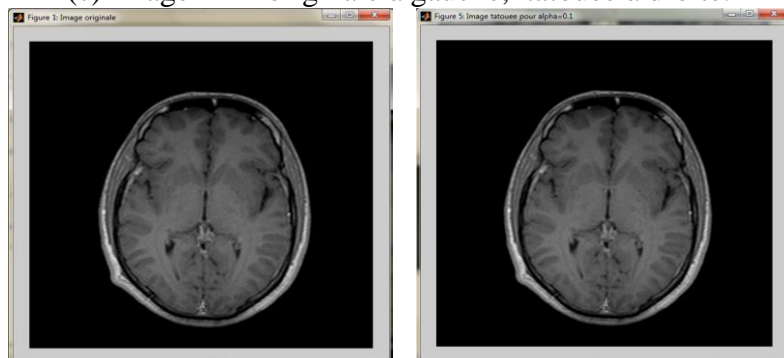
(a) Image Lena originale à gauche, tatouée à droite.



(b) Image radiologique originale à gauche, tatouée à droite.



(c) Image IRM originale à gauche, tatouée à droite.



(d) Image scanner originale à gauche, tatouée à droite.

**Figure IV.2** : l'ensemble des images originales et tatouées pour  $\alpha=0.1$ .

- Pour  $\alpha=3.5$  :



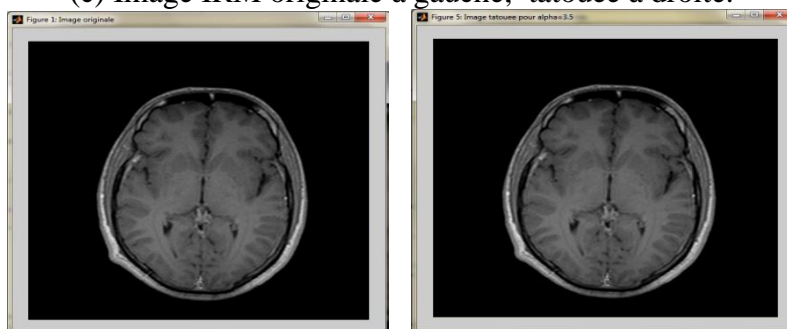
(c) Image Lena originale à gauche, tatouée à droite.



(c) Image radiologique originale à gauche, tatouée à droite.



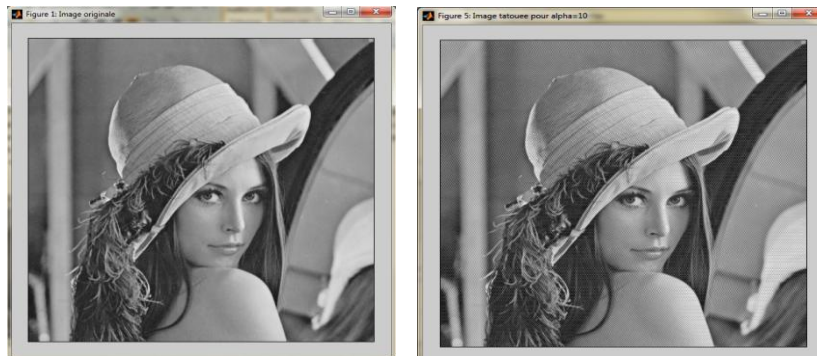
(c) Image IRM originale à gauche, tatouée à droite.



(c) Image scanner originale à gauche, tatouée à droite.

**Figure IV.3** : l'ensemble des images originales et tatouees pour  $\alpha=3.5$ .

- Pour  $\alpha = 10$  :



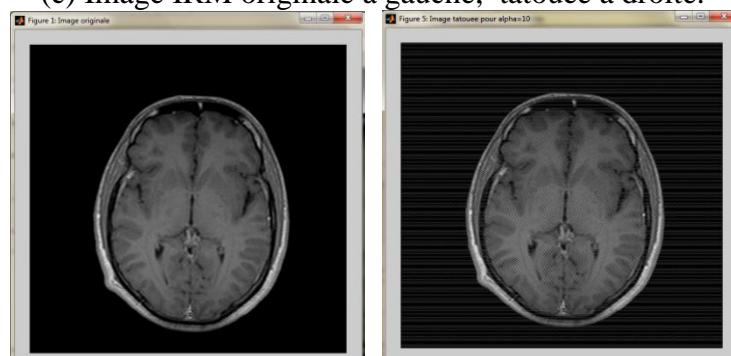
(c) Image Lena originale à gauche, tatouée à droite.



(c) Image radiologique originale à gauche, tatouée à droite.



(c) Image IRM originale à gauche, tatouée a droite.



(c) Image scanner originale à gauche, tatouée à droite.

**Figure IV.4** : l'ensemble des images originales et tatouees pour alpha=10.

A partir de ces resultas, on peut constater que pour les valeurs tres eleves du parametre ( $\alpha \geq 10$ ), la marque est tres visible sur les quatre images tests (a,b,c,d), ce qui va engendrer la deterioration de la qualite de l'image. Pour des moyennes valeurs de alpha ( $\alpha = 3.5$ ) , on

remarque que la marque est invisible et aucune dégradation perceptible sur les images tatouées et la marque est détectable. Cependant pour des petites valeurs de alpha ( $\alpha \leq 0.1$ ), la marque reste toujours invisible mais la détection a échoué.

D'après les résultats obtenus, on conclut que la diminution des valeurs de alpha semble donner de bons résultats en terme d'invisibilité. Cependant, ce choix donne de mauvais résultats en terme de détection, donc le choix de  $\alpha=3.5$  permet de garder un bon compromis entre les deux aspects capacité/invisibilité.

### **IV.3.2.Détection après compression :**

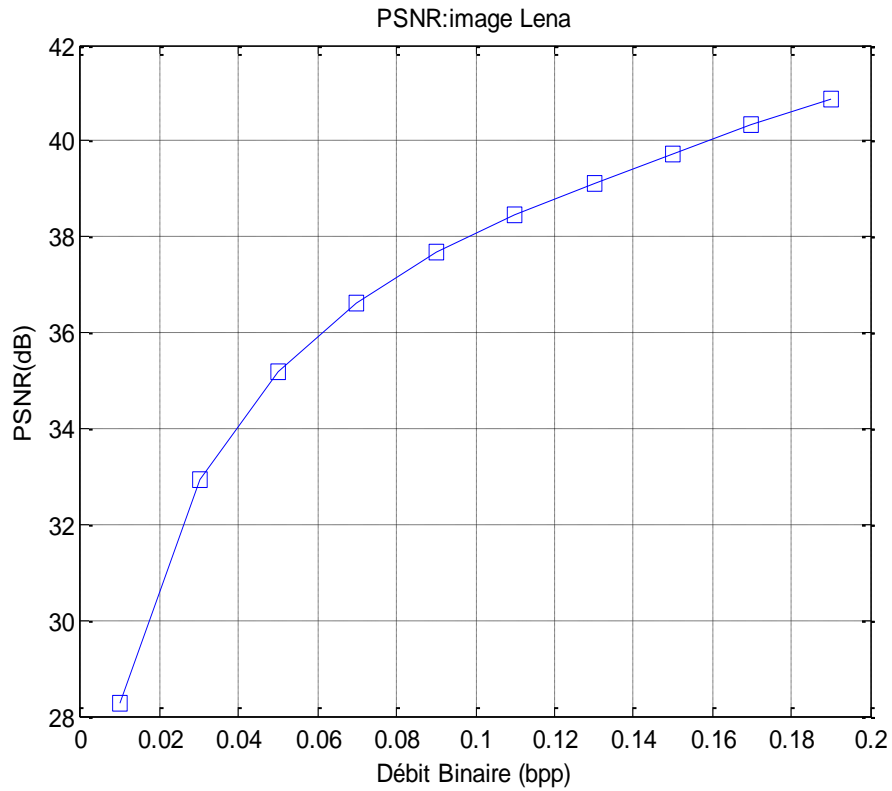
#### **IV.3.2.1.Robustesse à la compression JPEG 2000 :**

Nous avons éprouvé la robustesse de notre méthode face à la compression JPEG 2000, pour cela on a testé la détection de la marque après compression, nous avons jugé utile de présenter aussi le PSNR des images tatouées en faisant varier le débit binaire et  $\alpha$  afin de déterminer le degré de dégradation de l'image tatouée. Nous avons appliqué ces techniques étudiées à 4 images différentes. Les résultats sont présentés par le tableau suivant :

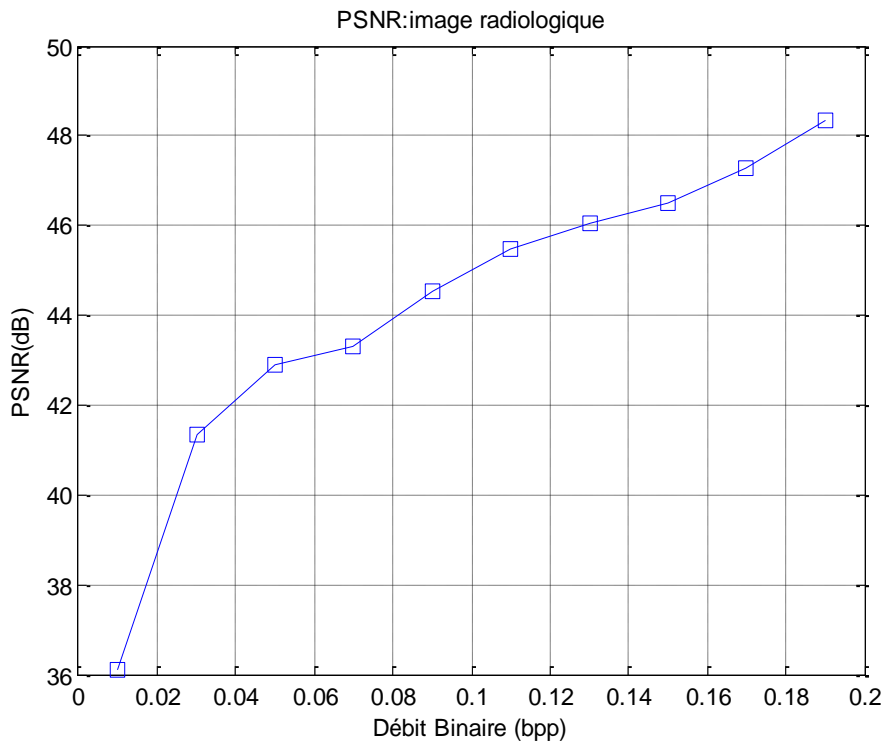
Débit binaire	Alpha=0.1			Alpha=1			Alpha=3.5		
	0.04	0.1	0.18	0.04	0.1	0.18	0.04	0.1	0.18
PSNR(dB) de Lina	34.17	38.37	41.14	34.15	38.30	41.01	34.06	38.06	40.58
PSNR(dB) de l'image radiologique	43.36	47.30	50.37	43.14	46.90	49.70	42.11	45.01	47.80
PSNR(dB) de l'image scanner	45.23	53.32	86	45.13	52.87	92	43.7	49.40	72.2
PSNR(dB) de l'image IRM	39.03	45.53	51.18	38.98	45.42	50.76	38.61	43.76	48.06
détection de la marque	echec	echec	echec	faible	ok	ok	faible	ok	ok
Nombre de bits erronés de message extrait	7	7	7	1	1	1	0	0	0

**Tableau1** : Résultats des PSNR en fonction de débit de compression JPEG 2000.

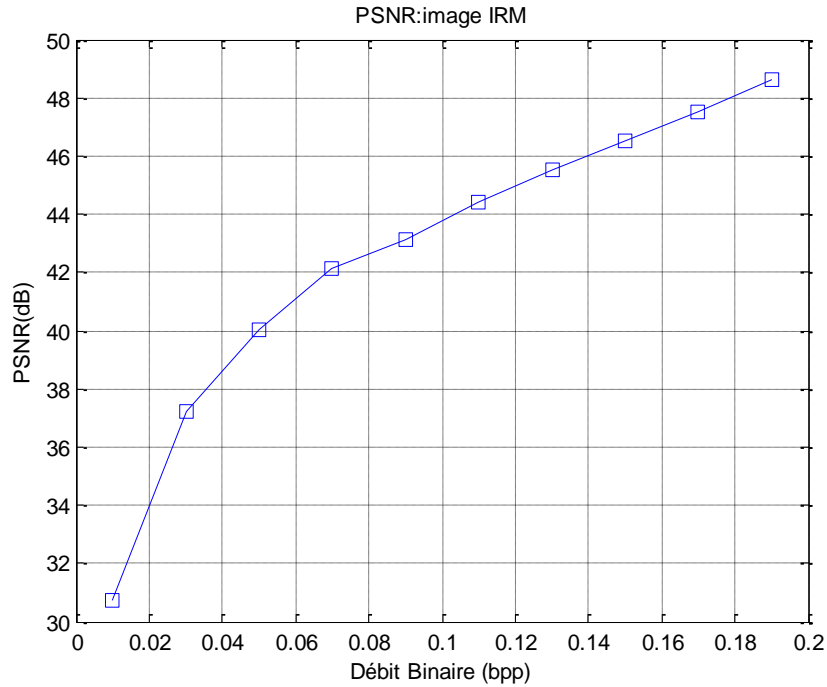
Pour  $\alpha = 3.5$ :



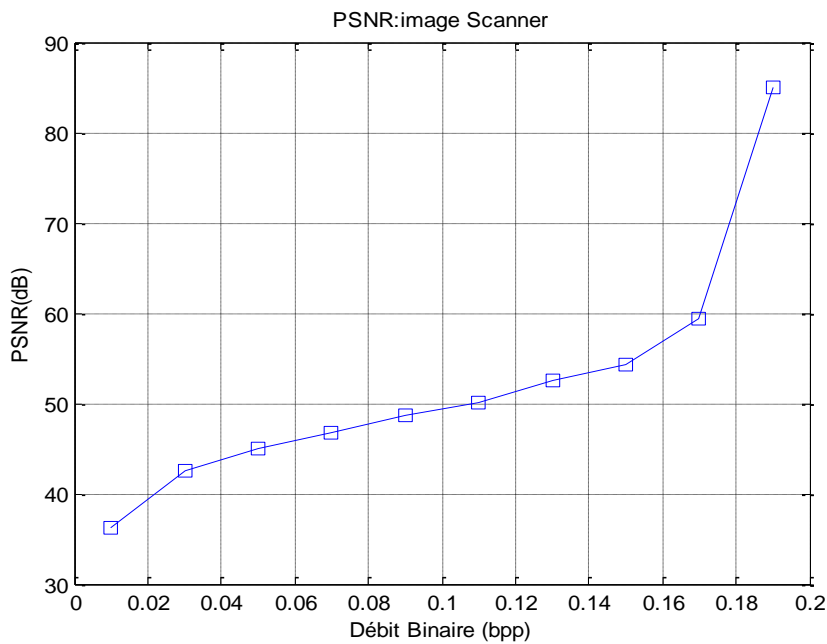
**Figure IV.5 :** variation de PSNR en fonction de débit binaire de l'image Lena.



**Figure IV.6 :** variation de PSNR en fonction de débit binaire de l'image radiologique.



**Figure IV.7 :** variation de PSNR en fonction de débit binaire de l'image IRM.



**Figure IV.8 :** variation de PSNR en fonction de débit binaire de l'image scanner.

A partir des résultats présentes dans le tableau 1, on constate que pour des valeurs de  $\alpha \leq 0.1$  la marque est indétectable et tout les bits du message sont erronées, par contre pour  $\alpha = 3.5$  la marque est détectée, et tout les bits du message sont extraits, mais dans le cas ou  $0.1 \leq \alpha \leq 3.5$  la marque est détectée mais le message est erroné, donc notre méthodes est robuste pour la valeur de  $\alpha = 3.5$ .

Les PSNRs des différentes images illustrées par les courbes ci-dessus évaluent en fonction du débit binaire. Ainsi il nous est facile de constater des ces courbes que les PSNRs obtenus

sont meilleurs lorsque le débit binaire sont élevés, de plus on a eu des PSNR presque identiques (petites variations), c'est-à-dire que l'augmentation de coefficient de pondération  $\alpha$  n'influe pas sur la qualité de l'image.

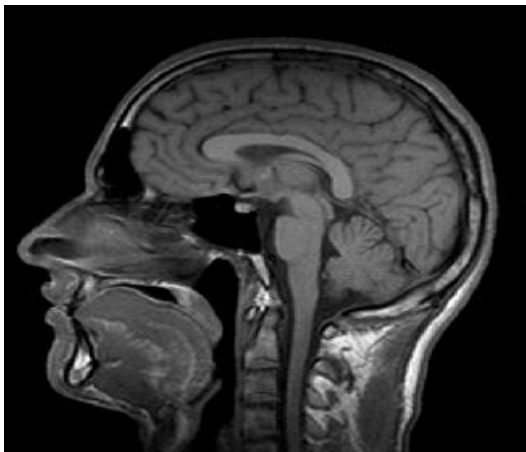
Les figures suivantes présentent les différentes images pour un débit binaire=0.1 et pour  $\alpha=3.5$ :



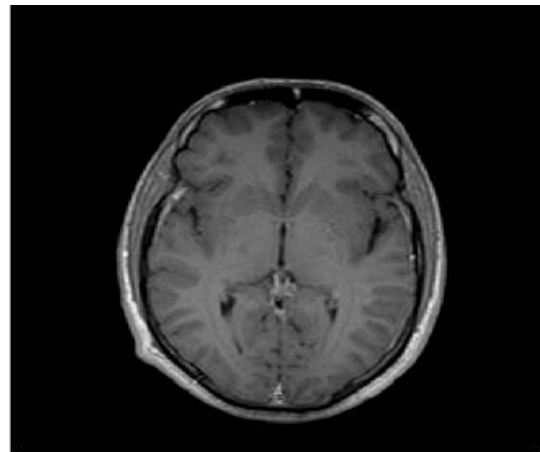
(a) : image Lena tatouée compressée  
PSNR=38.06



(b) : image radiologique tatouée compressée  
PSNR=45.01



(c) : image IRM tatouée compressée  
PSNR=43.76



(d) : image scanner tatouée compressée  
PSNR=49.40

**Figure IV.9:** images reconstruite pour un débit binaire de 0.1 bits/pixel.

Ces différents résultats montrent que le meilleur PSNR, qui vaut 49.40 (dB) à une valeur de débit binaire de 0.1 (bpp) avec  $\alpha = 3.5$ , est obtenu en utilisant une image scanne, ce qui s'explique par la qualité de l'image qui joue un rôle majeur pour une meilleure utilisation de l'image médicale.

#### **I.V.4.Discussion :**

Nous avons présenté dans ce chapitre les résultats obtenus pour la méthode de tatouage que nous proposons, ces résultats montrent que la méthode développée est particulièrement robuste à la compression JPEG 2000, et en terme d'invisibilité de l'image médicale tatouée et compressée (reconstruite) est excellente, ce que garantit la sécurité et la conservation des données. Ces résultats sont obtenus grâce à l'utilisation de l'analyse multi-résolution basée sur la transformée en ondelettes.

Cependant, on pas soumit notre algorithme de tatouage à d'autre attaques pour s'avoir s'il est efficace en terme de robustesse. L'augmentation de la valeur  $\alpha$ , permet de garantie cette robustesse mais de détérioré la qualité de l'image (invisibilité), se que garantie le compromis robustesse /invisibilité.

*Conclusion générale*

# *Conclusion générale*

Ces dernières années, l'imagerie médicale connaît une évolution spectaculaire aussi bien au niveau du développement des techniques de production qu'au niveau de leur utilisation. Aujourd'hui, ces nouvelles technologies se rendent indispensables pour les diagnostics et leur usage intensif pose des problèmes de stockage, de sécurité, et de transmission.

L'image médicale est rarement transmise seule dans un réseau. Elle doit souvent être mise en perspective avec les autres éléments plus conventionnel du dossier médical : l'historique du malade, ses antécédents ainsi certaines informations administratives. Ce mode de circulation d'information soulève des sérieuses questions de sécurités relatives aux dossiers médicaux. Les informations médicales doivent être rendues illisibles donc sécurisé avant d'être transmits. De plus, pour gagner aussi bien en vitesse qu'en place, il est presque toujours nécessaire de faire une compression de l'image pour pouvoir l'utiliser dans une application quelconque de télémédecine.

Pour répondre au besoin de sécurité, le tatouage ou « watermarking » consiste à insérer dans un document numérique une marque invisible, contenant un code, robuste face à toute attaque susceptible de modifier la donnée tatouée.

Nous avons introduit ce travail en présentant et en définissant les objectifs du tatouage d'images médicales. Après avoir présenté quelques méthodes génériques, nous avons choisi de travailler sur les techniques d'implémentation de la marque dites additive. Un algorithme du watermarking peut se décomposer en trois étapes suivant :

- Génération de la signature.
- Insertion de la marque avant la compression.
- Détection de la marque après la compression.

Le domaine utilisé dans cette approche est le domaine des ondelettes, l'insertion de la marque dans ce domaine devrait être un tatouage non aveugle. Nous avons mis en œuvre une méthode complète permettant de certifier le compromis invisibilité/robustesse du tatouage est garanti. Nous avons choisi une approche basée sur l'insertion par un schéma d'étalement du spectre d'une séquence pseudo aléatoire dans le domaine transformé.

En pratique, chaque type de tatouage a ses avantages et ces inconvénients. La partie pratique de ce rapport présente les résultats que nous avons obtenus. Ces résultats sont satisfaisants, puisqu'ils démontrent la robustesse du schéma face à la compression JPEG2000. Cependant, notre méthode donne une dégradation sur l'image tatouée dans le cas où le coefficient de pondération est très grand. Pour remédier à ce problème, nous avons introduit une valeur moyenne de ce coefficient.

Enfin, on peut envisager d'adapter la méthode de tatouage par ondelettes à d'autres applications que la protection du copyright et à d'autres supports que les images fixes.

*Annexes*

## 1. La transformation discrète en cosinus DCT:

La transformée discrète en cosinus est l'une des techniques permettant la conversion du signal temporel en composantes fréquentielles. Cette technique est largement utilisée dans la compression des données et de l'image. Les standards, L'intérêt de cette méthode réside dans le fait qu'uniquement les hautes fréquences spatiales, auxquelles le système visuel humain est le moins sensible, sont comprises dans les coefficients d'ordre supérieur. L'élimination des coefficients à partir d'un certain ordre revient alors à un filtrage passe-bas. Plus le nombre de coefficients retenus sera faible, plus la compression sera importante, et moins de détails seront conservés.

### 1.1. La Transformée discrète en cosinus monodimensionnelle :

Il y a huit variantes de la transformée discrète en cosinus, mais les plus utilisées sont quatre. La plus courante parmi ces quatre est la DCT type II et est appelée DCT et son inverse est la DCT type III et est appelée IDCT. Nous allons présenter ces quatre variantes DCT I, DCT II, DCT III et DCT IV dans ce qui suit :

#### 1.1.1 Transformée discrète en cosinus type I (DCT I) :

Les formules des transformations directe et inverse de DCT I sont présentées ci-dessous :

Transformation directe :

$$X_c[k] = \sqrt{\frac{2}{N}} \alpha_k \sum_{n=0}^{N-1} \alpha_n x[n] \cos \left[ \frac{\pi nk}{N} \right] \quad k = 0, \dots, N$$

Transformation inverse :

$$x[n] = \sqrt{\frac{2}{N}} \alpha_k \sum_{k=0}^{N-1} \alpha_k X_c[k] \cos \left[ \frac{\pi nk}{N} \right] \quad n = 0, \dots, N$$

Avec :

$$\alpha_k = \begin{cases} \frac{1}{\sqrt{2}}, & \text{pour } 0 \text{ ou } N \\ 1, & \text{autrement} \end{cases}$$

#### 1.1.2. Transformée discrète en cosinus type II (DCT II) :

Les formules des transformations directe et inverse de DCT II sont présentées ci-dessous :

Transformation directe:

$$X_c[k] = \sqrt{\frac{2}{N}} \alpha_k \sum_{n=0}^{N-1} \alpha_n x[n] \cos \left[ \frac{\pi nk}{N} \right] \quad k = 0, \dots, N - 1$$

Transformation inverse :

$$x[n] = \sqrt{\frac{2}{N}} \alpha_k \sum_{k=0}^N X_c[k] \cos \left[ \frac{\pi(2n+1)k}{2N} \right] \quad n = 0, \dots, N-1$$

### 1.1.3. Transformée discrète en cosinus type III (DCT III) :

Les formules des transformations directe et inverse de DCT III sont présentées ci-dessous :

Transformation directe:

$$X_c[k] = \sqrt{\frac{2}{N}} \sum_{n=0}^{N-1} \alpha_n x[n] \cos \left[ \frac{\pi(2n+1)k}{2N} \right] \quad k = 0, \dots, N-1$$

Transformation inverse :

$$x[n] = \sqrt{\frac{2}{N}} \alpha_n \sum_{k=0}^N X_c[k] \cos \left[ \frac{\pi(2n+1)k}{2N} \right] \quad n = 0, \dots, N-1$$

### 1.1.4 Transformée discrète en cosinus type IV (DCT IV) :

Les formules des transformations directe et inverse sont présentées ci-dessous :

Transformation directe:

$$X_c[k] = \sqrt{\frac{2}{N}} \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \cos \left[ \frac{\pi(2n+1)(2k+1)}{2N} \right] \quad k = 0, \dots, N-1$$

Transformation inverse :

$$x[n] = \sqrt{\frac{2}{N}} \sum_{k=0}^N X_c[k] \cos \left[ \frac{\pi(2n+1)(2k+1)}{2N} \right] \quad n = 0, \dots, N-1$$

## 1.2. La Transformée discrète en cosinus bidimensionnelle :

La transformée discrète bidimensionnelle est une extension directe de la DCT monodimensionnelle. Pour la transformation directe bidimensionnelle, la DCT II est utilisée et pour la transformation inverse bidimensionnelle, la DCT III est utilisée. Elles sont données comme suits :

Transformation directe:

$$X_c[k_1, k_2] = \frac{2}{\sqrt{N_1 N_2}} \alpha_{k_1} \alpha_{k_2} \sum_{n_1=0}^{N_1-1} \sum_{n_2=0}^{N_2-1} x[n_1, n_2] \cos \left[ \frac{\pi(2n_1+1)k_1}{2n_1} \right] \cos \left[ \frac{\pi(2n_2+1)k_2}{2n_2} \right].$$

Transformation inverse :

$$x[n_1, n_2] = \frac{2}{\sqrt{N_1 N_2}} \sum_{n_1=0}^{N_1-1} \sum_{n_2=0}^{N_2-1} \alpha_{k_1} \alpha_{k_2} X_c[k_1, k_2] \cos \left[ \frac{\pi(2n_1+1)k_1}{2n_1} \right] \cos \left[ \frac{\pi(2n_2+1)k_2}{2n_2} \right].$$

## 1. Principe d'incertitude de Heisenberg

Le principe d'incertitude de Heisenberg vient de la mécanique quantique, mais il joue un rôle important dans la théorie du traitement du signal car il donne une limite à la précision de la localisation dans différentes représentations d'un signal. Ainsi le principe nous dit que l'énergie d'un signal et celle de sa transformée de Fourier ne peuvent être localisées avec une précision arbitraire. De façon plus simple, on peut dire qu'il y a toujours une incertitude sur les mesures en temps et en fréquence d'un signal. Le théorème démontre que

$$\sigma_t^2 \sigma_w^2 \geq \frac{1}{4} \quad 1$$

Où  $\sigma^2$  désigne la variance, c'est à dire la moyenne des carrés des écarts par rapport à la moyenne.

Pour pallier à ces déficiences, on a eu l'idée d'introduire la transformée de Fourier à fenêtre glissante

$$\text{Analyse} \quad \text{FT}(v, b) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) g_{v,b}(t) dt = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) g(t - b) e^{-i 2\pi vt} dt \quad 2$$

$$\text{Synthèse} \quad f(t) = \text{SFT}(v, b) g_{v,b}(t) dv db \quad \text{Avec } g(t) = e^{-\pi t^2} \quad 3$$

Dans laquelle on fait intervenir une fenêtre temporelle dont le rôle est de limiter le domaine d'intégration temporel et d'obtenir ainsi une localisation de l'information. Cette approche n'est pourtant pas pleinement satisfaisante pour plusieurs raisons :

Premièrement se pose le problème du choix de la fenêtre utilisée et plus précisément du choix de sa largeur temporelle, deuxièmement pour une taille de fenêtre fixée, on remarque alors que pour des fréquences, hautes ou basses, la résolution obtenue n'est pas optimale. Pour résoudre ces problèmes, aucun compromis sur une taille de fenêtre optimale sans connaissance a priori du signal ne semble satisfaisante. Finalement, le constat qui découle de tout ceci est qu'il faut faire varier la taille de la fenêtre d'analyse pour pouvoir saisir les hautes et basses fréquences à une résolution acceptable. De plus, le nombre d'oscillations contenues dans la fenêtre d'analyse doit demeurer constant à toutes les fréquences.

C'est justement le principe de fonctionnement des ondelettes, qui va être décrit dans les prochaines sections.

## 1. L'équation logistique :

**1.1. Définition :** En mathématiques, une **suite logistique** est un exemple simple de suite dont la récurrence n'est pas linéaire. Souvent citée comme exemple de la complexité pouvant surgir de simple relation non linéaire, cette suite fut popularisée par le biologiste Robert May en 1976. Sa relation de récurrence est :

$$x_{n+1} = \mu x_n (1 - x_n)$$

Elle conduit, suivant les valeurs de  $\mu$ , à une suite convergente, une suite soumise à oscillations ou une suite chaotique. Elle est la solution en temps discret du modèle de Verhulst. Le terme « logistique » provient de l'ouvrage de Pierre François Verhulst qui appelle courbe logistique la solution en temps continu de son modèle. Il écrit en 1845 dans son ouvrage consacré à ce phénomène : « Nous donnerons le terme de logistique à cette courbe ». L'auteur n'explique pas son choix mais « logistique » a même racine que logarithme et *logistikos* signifie « calcul » en grec.

## 1.2. Comportement selon $\mu$ :

Dans le modèle logistique, la variable notée ici  $x_n$  désigne l'effectif de la population d'une espèce. En faisant varier le paramètre  $\mu$ , plusieurs comportements différents sont observés :

- Si  $0 \leq \mu \leq 1$ , l'espèce finira par mourir, quelle que soit la population de départ.

Autrement dit  $\lim_{n \rightarrow +\infty} x_n = 0$

- Si  $1 \leq \mu \leq 2$ , la population finit par se stabiliser autour de la valeur  $\frac{\mu-1}{\mu}$ , quelle

que soit la population initiale. Autrement dit :  $\lim_{n \rightarrow +\infty} x_n = \frac{\mu-1}{\mu}$

- Si  $2 \leq \mu \leq 3$ , elle finit également par se stabiliser autour de  $\frac{\mu-1}{\mu}$  après avoir oscillé autour pendant quelque temps. La vitesse de convergence est linéaire, sauf pour  $\mu=3$  où elle est très lente.
- Si  $3 < \mu \leq 1+\sqrt{6}$  (environ 3,45), elle finit par osciller entre deux valeurs, dépendantes de  $\mu$ , mais pas de la population initiale.
- Si  $3,45 < \mu < 3,54$  (environ), elle finit par osciller entre quatre valeurs, là encore dépendantes de  $\mu$  mais pas de la population initiale.
- Si  $\mu$  est légèrement plus grand que 3,54, la population finit par osciller entre huit valeurs, puis 16, 32, etc. L'intervalle des valeurs de  $\mu$  conduisant au même nombre d'oscillations décroît rapidement. Le rapport entre deux de ces intervalles consécutifs se rapproche à chaque fois de la constante de Feigenbaum,  $\delta = 4,669\dots$ . Aucun de ces comportements ne dépend de la population initiale
- Vers  $\mu = 3,57$ , le chaos s'installe. Aucune oscillation n'est encore visible et de légères variations de la population initiale conduisent à des résultats radicalement différents.

- La plupart des valeurs au-delà de 3,57 présentent un caractère chaotique, mais il existe quelques valeurs isolées de  $\mu$  avec un comportement qui ne l'est pas. Par exemple vers 3,82, un petit intervalle de valeurs de  $\mu$  présente une oscillation entre trois valeurs et pour  $\mu$  légèrement plus grand, entre six valeurs, puis douze, etc. D'autres intervalles offrent des oscillations entre 5 valeurs, etc. Toutes les périodes d'oscillation sont présentes, là encore indépendamment de la population initiale.

# *Bibliographie*

# Bibliographie.

- [1] **Ouahioune Mohand**, "compression d'images hyper spectrales parla transformée en ondelette en 3D", thèse magistère, faculté de génie électrique et informatique, département d'électronique, UMMTO, 2011.
- [2] **Jean-Pol Guillement**, "Analyse de Fourier - Ondelettes", cours, Département de Mathématiques, université de Nantes, 2011.
- [3] **Monsef Mekouar**, "compression d'image médicale par ondelettes et région d'intérêt", thèse de doctorat, université de Québec, 2001.
- [4] **Camille Diou**, "Contribution à l'intégration sur silicium de la transformée en ondelettes Application au traitement d'images", thèse de doctorat, université de Montpellier, 2000.
- [5] **S. Mallat**. "Multi-resolution approximations and wavelet orthonormal bases of  $L_2(\mathbb{R})$ ", Trans. Am. Math. Soc. vol. 315, N°1, pp. 69-87, sep. 1989.
- [6] **Oukali salim**, "compression d'image par bandelettes : application à des images de télédétection", thèse de magistère, faculté de génie électrique et informatique, département d'électronique, UMMTO 2011,
- [7] **N.Sadoun**, "Compression d'Images Fixes par une Méthode Hybride", thèse de magister, faculté de génie électrique et informatique, département d'électronique. UMMTO juin 2005.
- [8] **Bouderbala Ahmed**. "Implémentation d'un algorithme de tatouage Vidéo robuste dans Le domaine compressé", Thèse de magistère, Université mentouri Constantine, faculté des sciences de l'ingénieur département d'électronique.
- [9] **Bouab Mohammed**, "tatouage d'image base sur des propriétés psychovisuelles", Thèse de magistère, Université mentouri Constantine, faculté des sciences de l'ingénieur département d'électronique.
- [10] **Ait Sadoune Boualem, Ouallouche Younes**, "tatouage d'images médicales par la technique CDMA", thèse d'ingénieur, faculté de génie électrique et informatique, département d'électronique, UMMTO 2008.
- [11] **Benmohammed Mohamed**, "Contribution à l'authentification souple d'images digitales par des techniques de marquage numérique : application aux images médicales", Thèse de doctorat science en informatique, Université mentouri Constantine, faculté des sciences de l'ingénieur, Octobre 2008.
- [12] **Ikkour Soufiane, Debab Md amine**, "compression multimodale d'images numériques : applications aux images médicales", thèse de Master 2, faculté de génie électrique et informatique, département d'électronique, UMMTO 2011.
- [13] **Diouani Idir, Ouldchikh Djidjiga, Bereche Kamel**, "Tatouage d'images numérique par paquets d'ondelettes", thèse d'ingénieur, faculté de génie électrique et informatique, département d'électronique, UMMTO 2004.
- [14] **Nawel Faci, Wassila Chitti**, "watermarking d'images numériques par modification du code fractale.", thèse d'ingénieur, faculté de génie électrique et informatique, département d'électronique, UMMTO 2003.
- [15] **IKHLEF Aneur**, "Synchronisation, Chaotification et Hyperchaotification des Systèmes Non-linéaires : Méthodes et Applications", thèse de doctorat, Faculté des sciences de l'ingénieur, Département d'électronique, Université Mentouri de Constantine, 2010-2011.
- [16] **Ali KHALFALLAH, Fahmi KAMMOUN, Mohamed Salim BOUHLEL**, "Nouvelle méthode de tatouage dans le domaine multirésolution à base d'ondelette 5/3 : Notion de famille de signatures relatives". 3rd International Conference: Sciences of Electronic, Technologies of Information and Telecommunications, March 27-31, 2005 – TUNISIA. Article page 1,2.