

Tatouage des images médicales partagées Mohamed Karasad

▶ To cite this version:

Mohamed Karasad. Tatouage des images médicales partagées. Traitement des images [eess.IV]. Ecole nationale supérieure Mines-Télécom Atlantique, 2018. Français. NNT: 2018IMTA0076 . tel-02867836

HAL Id: tel-02867836 https://theses.hal.science/tel-02867836

Submitted on 15 Jun2020

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers. L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.





THESE DE DOCTORAT DE

L'ÉCOLE NATIONALE SUPERIEURE MINES-TELECOM ATLANTIQUE BRETAGNE PAYS DE LA LOIRE - IMT ATLANTIQUE COMUE UNIVERSITE BRETAGNE LOIRE

ECOLE DOCTORALE N° 601 Mathématiques et Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication Spécialité : Signal, Image, Vision

Par Mohamed KARASAD

Tatouage des images médicales partagées

Thèse présentée et soutenue à IMT Atlantique – campus de Brest, le 25 juin 2018 Unité de recherche : Latim Thèse N° : 2018IMTA0076

Composition du Jury :

Président :	Pascal HAIGRON	Professeur, LTSI – Université de Rennes 1
Rapporteurs :	Emmanuel CHAZARD Huazhong SHU	MCU-PH (HDR), Université de Lille 2 Professeur, Southast University – Nanjing (Chine)
Examinateurs :	Isabelle PERSEIL	Ingénieur de recherche, Insem – Paris
Directeur de thèse :	Gouenou COATRIEUX	Professeur, IMT Atlantique

Table des matières

Int	roduction	۱	1
1	Imager	ie médicale partagée	3
	1.1. Ir	nagerie médicale	3
	1.1.1.	Principales modalités d'imagerie médicale	4
	1.1.2.	Spécificité des images médicales	7
	1.1.3.	Systèmes d'archivage et de distribution de l'imagerie médicale	10
	1.1.4.	Risques pour les images médicales	12
	1.1.5.	Besoin et exigence en sécurité	14
	1.1.6.	Solutions de sécurité	16
	1.2. T	atouage des images médicales	21
	1.2.1.	Application du tatouage dans le domaine médicale	22
	1.2.2.	Caractéristiques des solutions de tatouage	23
	1.2.3.	Classification des méthodes de tatouage des images médicales	23
	1.3. N	létriques d'évaluation de la qualité des images	
	1.3.1.	Évaluation de la qualité d'image avec références	31
	1.3.2.	Métriques pour l'évaluation de la qualité avec références partielles	
	1.3.3.	Métriques pour l'évaluation de la qualité sans références	
	1.3.4.	Application au domaine médical	35
2.	Tatoua	ge des images radiographique	
	2.1. A	cquisition d'une image radiographique	
	2.1.1.	Source de radiation	
	2.1.2.	Principe ALARA	40
	2.1.3.	Absorption	41
	2.1.4.	Capteur	42
	2.1.5.	Traitement d'images	44
	2.2. Q	ualité des images radiographiques	46
	2.2.1.	Contraste	46
	2.2.2.	Résolution	48
	2.2.3.	Bruit	49
	2.3.	Mise en œuvre d'algorithmes de tatouage par modulation du bruit quantum	50
	2.3.1.	Identification du bruit quantum	50

	2.3.2.	Tatouage avec perte (schéma 1)	53
	2.3.3.	Tatouage réversible (schéma 2)	
3.	Masqu	age et évaluation de la qualité des images	69
	3.1. C	aractéristiques perceptuelles du système visuel humain	69
	3.1.1.	Sensibilité	70
	3.1.2.	Masquage	71
	3.1.3.	Mutualisation «Pooling »	72
	3.2. N	Iodèles psychovisuels utilisés dans le tatouage des images	72
	3.2.1.	Modèles implicites	72
	3.2.2.	Modèles explicites	75
	3.3. N	fise en œuvre d'un modèle de masquage-QNVF (« Quantum Noise Visibility	Function »)
	7	9	
	3.3.1.	Modèle NVF	79
	3.3.2.	Modèle QNVF	
	3.3.2.1	. Estimation des variances dans le modèle QNVF	
	3.3.2.2	. Estimation du contraste dans le modèle QNVF	
	3.3.3.	Insertion	
	3.3.4.	Extraction	
	3.3.5.	Tests et résultats	
4.	Protoc	ole d'évaluation de l'impact de tatouage sur les images radiographique	90
4	4.1. P	erception de la marque	91
4	4.2. C	hoix des images radiographiques	92
4	4.3. T	echniques de tatouage utilisées	93
	4.3.1.	Modulation par substitution des LSBs	93
	4.3.2.	Dither QIM dans le domaine des ondelettes	94
4	4.4. P	ré-protocole objectif : présélection de paramètres de tatouage	95
4	4.5. P	ré-protocole subjectif : sélection des paramètres de tatouage	
	4.5.1.	Protocoles subjectifs : Etat de l'art	
	4.5.2.	Définition du pré-protocole subjectif	
	4.5.3.	Analyse des résultats et sélection de forces d'insertion	
4	4.6. P	rotocole d'évaluation subjective avec les radiologues	
	4.6.1.	Description de la mise en œuvre du protocole subjectif	
	4.6.2.	Biais pour l'analyse	

4.7. Analyse de la préférence image originale <i>vs</i> . Image tatouée (1 ^{ère} question)115
4.7.1. Résultats des observations
4.7.2. Analyse des résultats116
4.8. Analyse de l'impact du tatouage sur l'interprétation de l'image (2 ^{ème} question)121
4.9. Analyse de la préférence pour le diagnostic image originale vs. Image tatouée (3 ^{ème}
question)122
4.10. Lien entre mesures objectives et subjectives124
Conclusion générale126
ANNEXE
Bibliographie

Liste des tableaux

Tableau 2-1 Comparaison objective entre la distorsion causée par le tatouage dans le bruit et la
compression avec perte suivant un ratio de 20
Tableau 2-2 Variations de la capacité et de la taille de l'information de reconstruction lorsque
l'amplitude de décalage varie
Tableau 2-3 Mesures de la capacité et de distorsion de notre système sur les 840 images
radiographiques. Les résultats dépendent de Δs , l'amplitude de déplacement des pixels et sont donnés
en moyenne
Tableau 2-4 Valeurs de mesure de qualité obtenues sur notre schéma, et sur le JPEG et JPEG2000
pour un ratio de compression de 20. 840 images radiographiques ont été considérées67
Tableau 3-1 – Les valeurs de mesure de qualité obtenues sur notre modèle, le modèle NVF et sur
JPEG et JPEG2000 avec perte pour un ratio de compression de 20. 40 images radiographiques ont été
considérées
Tableau 4-1Valeurs de mesures de qualité obtenues pour la modulation par substitution des LSB et
pour JPEG et JPEG 2000 avec pertes pour un taux de compression de 20
Tableau 4-2Valeurs de mesures de qualité obtenues pour le dither QIM et pour JPEG et JPEG 2000
avec pertes pour un taux de compression de 20
Tableau 4-3 Images radiographiques de poignets sélectionnées pour le test, leurs paramètres
d'affichage, leur qualité et l'interprétation associée. Ww et WI représentent la largeur et le centre de la
fenêtre d'affichage (opération de « windowing »)102
Tableau 4-4 Degré d'expertise évalué en nombre d'années d'expertise en imagerie médicale103
Tableau 4-5 Matrice de corrélation de PEARSON entre observateurs
Tableau 4-6 Matrice de corrélation de PEARSON entre les 6 observateurs 110
Tableau 4-7 Le taux d'affichage d'images originales sur l'écran à droite et celui à gauche112
Tableau 4-8 Radiologues qui participeront à l'expérimentation
Tableau 4-9 Durée des tests pour chaque radiologue. 115
Tableau 4-10 Résultats de la préférence (identique, droite et gauche) des radiologues suivant chaque
force d'insertion 0, 1, 2 et 3. Entre parenthèses est indiqué le nombre d'images correspondant au
pourcentage précisé (e.g. Force 0 – 31 paires d'images concernées)
Tableau 4-11 Résultats de l'interprétation « identification de la présence d'une facture » par des
radiologues dans des images originales et tatouées suivant chaque force d'insertion 0, 1, 2 et 3. Entre
parenthèses est indiqué le nombre d'images correspondant au pourcentage précisé121

Tableau 4-12 Résultats de la préférence pour le diagnostic (identique, droite et gauche) des
radiologues suivant chaque force d'insertion 0, 1, 2 et 3. Entre parenthèses est indiqué le nombre
d'images correspondant au pourcentage précisé123
Tableau 4-13 Valeurs de mesures de qualité obtenues pour la modulation par substitution des LSB et
pour JPEG et JPEG 2000 avec pertes pour un taux de compression de 20. β est le rang max du plans
de bits de poids faible tatoués. Les valeurs de seuil à ne pas dépasser pour garantir l'invisibilité de la
marque sont en rouge

Liste des figures

Figure 1.1 Classification des différentes modalités d'imagerie médicale suivant le type de la source
d'énergie utilisée dans l'acquisition [DHA - 11]4
Figure 1.2Un échantillon d'images radiographiques. 5
Figure 1.3 Principe d'un schéma de tatouage 22
Figure 1.4 Modulation HS appliquée à l'histogramme d'une image codée sur 8 bits ; hmax et hmin
sont les classes (ou niveaux de gris) qui correspondent aux maxima et minima de l'histogramme27
Figure 2.1 Chaine d'acquisition d'une image radiographique numérique
Figure 2.2 Structure d'un tube de rayons X comprenant les principales parties opérationnelles[FAU -
16]
Figure 2.3 Types d'interactions qui produisent les rayons X ; pour un spectre d'émission de rayons X
de 80 KeV provenant d'une cible de tungstène. La plupart des rayons X produits sont concentrés entre
30 et 40 KeV. Les interactions caractéristiques sont représentées par un pic à 69 KeV [FAU - 16]40
Figure 2.4 les différentes interactions entre les rayons X et les tissus qui composent les parties
anatomiques [FAU – 16]41
Figure 2.5 Capteur plan utilisé en DR [FAU - 16]43
Figure 2.6 Exemple d'une image présentant des bordures bien définies, ce qui donne une image de
qualité [FAU - 16]
Figure 2.7 Mise à l'échelle automatique pendant l'analyse d'histogramme afin de maintenir une bonne
qualité de l'image dans le cas d'une sur exposition ou une sous exposition [FAU - 16]45
Figure 2.8 L'utilisation de la «look up table» pour augmenter le contraste d'une image
radiographique [FAU 16]46
Figure 2.9 Contraste en fonction de l'absorption des rayons x par les objets [FAU - 16]47
Figure 2.10 La différence de contraste suivant les régions anatomiques [FAU - 16]48
Figure 2.11 Exemple de deux images acquises avec différentes doses de rayons X. image (A) acquise
avec une dose appropriée, image (B) acquise avec une dose faible [FAU - 16]49
Figure 2.12 Schémas de tatouage bruit quantum. 53
Figure 2.13 Exemple d'insertion d'un bit b_d dans un coefficient de détail D_d en utilisant la QIM
modifiée. Les symboles o et × désignent les centres d'intervalles qui codent respectivement 0 et 154
Figure 2.14 Histogrammes de la première résolution, coefficients de détail diagonal du bruit (a) et sa
version tatouée (b)
Figure 2.15 Échantillon d'images radiographiques de la base de données

Figure 2.16 la capacité d'insertion en bpp en fonction de la quantité de bruit λ , calculée sur 75 images

Figure 2.17 Schéma de tatouage complet avec l'image originale I, le message M, l'arrière-plan de l'image I_B et l'objet anatomique dans l'image I_A. N et I_{Ad} sont le bruit quantum et l'objet anatomique Figure 2.18 Exemple illustratif de RONI (Region Of Non Interest) et ROI (Region Of Interest) dans une image radiographique issue de notre base de données. (A) image d'une colonne vertébrale cervicale Figure 2.19 Déplacement d'histogramme du bruit quantum « Quantum Noise Histogram Shifting (NHS) », avec Δ_w l'amplitude de déplacement dans le domaine d'ondelette et λ le seuil de bruit. Figure 2.20 Capacités (théorique et expérimentale) obtenues sur l'ensemble de 840 images en fonction de la valeur de seuil λ calculée uniquement sur la sous-bande de détail diagonale du premier niveau de Figure 2.21 Mesure de qualité en termes de MSE en fonction de la valeur de seuil de bruit λ lors du tatouage de bruit de 840 images. Seule la sous-bande de détail diagonale du premier niveau de **Figure 3.1** Schéma représentatif des différentes étapes d'estimation de la courbe de bruit. (Afin que les **Figure 3.2** Exemple de courbe d'évolution de la variance $\sigma \eta 2$ en fonction de μ . ((a) image **Figure 3.3** Cartes d'insertion d'une même image radiographique obtenues à l'aide de deux modèles : Figure 4.2 Exemple d'une image radiographique codée sur 12 bits tatouée par la technique de substitution de bits de poids faible pour différentes valeurs de β et l'insertion d'un message Figure 4.3 Exemple d'une image radiographique tatouée codée sur 12 bits par dither QIM pour Figure 4.4 Environnement du test : station de diagnostic Dell équipée de deux écrans EIZO- GS 520 de 21.3" et 5 mégapixels. L'image originale est affichée sur l'écran de gauche et ses versions tatouées

Figure 4.5 Pourcentage d'obseravteurs percevant au moins une marque dans une image tatouée en
fonction du nombre de plans de bits tatoués (i.e. β)
Figure 4.6 Taux moyen de perception de la marque pour chaque observateur en fonction du nombre
de plans de bits tatoués (i.e. β)106
Figure 4.7 Représentation des variables « visibilité » correspondant aux réponses des sept observateurs
dans le premier plan factoriel d'une ACM effectuée en considérant les 80 images tatouées106
Figure 4.8 Taux moyen de perception de la marque pour chaque observateur en fonction du pas de
quantification de la Dither QIM (i.e. 2^{β})
Figure 4.9 Pourcentage d'observateurs percevant au moins une marque dans une image tatouée en
fonction du pas de quantifications de la Dither QIM (i.e. 2^{β})109
Figure 4.10 Représentation des variables « visibilité » (réponses de six observateurs) dans le premier
plan factoriel d'une ACM effectuée en considérant 60 images tatouées109
Figure 4.11 Échantillon d'images de la base de données113
Figure 4.12 Distribution de la préférence (Gauche, Identique, Droite) des radiologues en fonction du
niveau de force d'insertion (a) R1, (b) R2, (c) R3, (d) R4117
Figure 4.13 Pourcentage des préférences identiques en fonction des forces d'insertion pour chaque
radiologue118
Figure 4.14 Analyse en composantes principales considérant les images comme des individus et les
réponses des radiologues à la question « quelle est votre préférence entre l'image de droite et de
gauche ? » comme des variables continues

Introduction

De nos jours, l'image médicale acquise dans un hôpital ou dans un centre d'imagerie peut être partagée entre plusieurs professionnels de santé afin de faciliter la prise en charge des patients et permettre l'amélioration de la gestion de l'information médicale. Ce partage est souvent effectué sur des réseaux peu (ou pas) sûrs, exposant l'image médicale à plusieurs menaces de sécurité, qui peuvent être exprimées en termes de pertes de données, de falsification, d'erreurs, et/ou d'attaques d'où un besoin accru en termes de sécurité (confidentialité, disponibilité, et fiabilité qui regroupent l'intégrité et l'authenticité).

La plupart des mécanismes de sécurité existants comme les techniques cryptographiques et le contrôle d'accès offrent une protection permettent d'empêcher les utilisateurs non autorisés d'accéder au contenu des données; des images pour ce qui nous concerne. Cependant, ils n'offrent qu'une protection de type « a priori » dans le sens où l'image est seulement protégée avant que l'accès à son contenu soit donné. Le tatouage a été proposé comme un mécanisme de sécurité complémentaire à ces solutions « a priori » [COA-03]. Il fournit une protection de type « a posteriori » permettant ainsi à l'utilisateur d'accéder au contenu de l'image tout en le maintenant protégé par une « marque » imperceptible. En effet, dans le cas des images, le tatouage modifie ou module les valeurs de niveaux de gris des pixels de celles-ci de manière imperceptible pour coder ou insérer un message (c.-à-d. une marque). Ce message peut être utilisé pour vérifier l'intégrité de l'image, son authenticité, ou à des fins de traçabilité. Le tatouage offre ainsi une protection pérenne, indépendante du format de stockage de l'image tatouée. Du fait de la sensibilité des images médicales, l'imperceptibilité est évidemment la contrainte la plus forte à considérer pour le tatouage des images médicales. En effet, la modification des niveaux de gris peut introduire une distorsion et mettre en cause la validité de l'image. C'est dans ce cadre que s'inscrivent les travaux de recherche menés dans cette thèse. Ils visent à mettre en place des nouvelles méthodes de tatouage plus adaptées aux images médicales afin de préserver la qualité diagnostique de l'image toute en la sécurisant.

Ce manuscrit s'articule autour de quatre chapitres, dans le premier chapitre, nous traitons trois parties. La première vise à introduire les principales modalités d'imagerie médicale existantes, le partage des images médicales et les risques et besoins en sécurité qui y en découlent. La seconde partie aborde la technique de tatouage des images médicales et propose un état de l'art de cette technique en se basant sur le contrôle de la distorsion. Dans le reste du chapitre, nous abordons la problématique de l'évaluation de la qualité des images au sens large avant d'aborder la mesure de la qualité des images médicales. Pour ce faire, nous dressons un panorama des différentes métriques d'évaluation de qualité objective en fonction de l'accès ou non à une image originale de référence (supposée sans distorsion) avec laquelle l'image déformée est comparée. Pour passer ensuite à l'application de ces méthodes dans le domaine médical. Cela nous a permet de sélectionner un ensemble de métriques d'évaluation de qualité plus adaptées aux distorsions introduites par nos solutions de tatouage imperceptible, que nous allons voir dans les chapitres suivants.

Le deuxième chapitre se focalise sur une modalité d'imagerie médicale en particulier, à savoir la radiographie. Cette modalité est caractérisée par son ancienneté, sa large exploitation, et sa portabilité, permettant ainsi une acquisition des images de différentes régions du corps. Les images

radiographiques sont issues d'une projection des organes, cette projection est obtenue grâce aux rayons X. La qualité des images radiographiques est alors intimement liée à la dose des rayons rentrant dans la formation de l'image [SEI-04]. Lors de l'acquisition d'une image radiographique, un bruit inhérent dépendant des rayons X en résulte. Nous avons profité de ce bruit pour cacher un message. Ainsi, deux algorithmes de tatouage ont été proposés. Le premier appartient aux schémas de tatouages dits avec perte. Il s'agit dans ce cas de tatouages indélébiles très légers pour lesquels un effort particulier est consenti afin de préserver la distribution du bruit lors de l'insertion de la marque. Le deuxième algorithme a été proposé après une amélioration apportée au premier schéma le rendant réversible. C'est-à-dire, lors de l'extraction de la marque, l'image tatouée peut être reconstruite sans perte en récupérant exactement les niveaux de gris de l'image originale. Comme nos algorithmes dépendent de la quantité du bruit présent dans les images, lorsque le bruit diminue, la quantité d'informations à dissimuler dans l'image diminue aussi. On parle ici de capacité d'insertion.

Afin d'augmenter la capacité d'insertion, nous avons proposé dans le chapitre trois d'exploiter la quantité de bruit en chaque pixel de l'image. Pour ce faire nous avons tiré avantage des propriétés du système visuel humain (SVH) lors du tatouage de l'image pour augmenter ou réduire l'amplitude de la marque (ou de manière équivalente la distorsion) en fonction du contenu de l'image [COX-07]. Dans le cadre de cette problématique, nous introduisons d'abord les caractéristiques du système visuel humain. Puis, nous classons les différents modèles psychovisuels utilisés en tatouage d'images en fonction des caractéristiques du SVH prises en compte dans leurs conceptions. Nous proposons enfin un modèle de masquage qui prend en compte le bruit inhérent dans les images radiographiques. À notre connaissance, ce modèle représente le premier modèle de masquage conçu pour le tatouage des images médicales.

Dans le quatrième chapitre, nous présentons une étude psychovisuelle de l'impact de tatouage sur les images radiographiques. Le 1^{er} objectif de cette étude est de confirmer que pour les images radiographiques, une perte d'information liée au tatouage est tolérable. Le 2^e objectif est de déterminer, pour un algorithme de tatouage, les plages de valeurs des paramètres qui peuvent être utilisées sans aucune réduction significative de la qualité visuelle/diagnostique de l'image. Pour ce faire, nous allons introduire les algorithmes de tatouage retenus dans notre étude, à savoir la modulation par substitution de bits de poids faibles dans le domaine spatial, et le « dither QIM » [CHE-01] dans le domaine des ondelettes. Ensuite, sur une base d'image de poignets fournie par MEDECOM et le CHU de la CAVALE BLANCHE, nous détaillons la mise en œuvre de deux protocoles d'évaluation subjective de la qualité des images. Le premier protocole est conçu pour effectuer un test en interne avec le personnel de MEDECOM, dont l'objectif est d'identifier une amplitude de la marque à partir de laquelle l'image tatouée apparait visiblement différente de sa version originale. Le deuxième protocole a été mis en place pour une étude psychovisuelle avec des radiologues. L'ensemble des résultats obtenus sont analysés et comparés avec des résultats obtenus à partir des métriques de qualité objectives.

1 Imagerie médicale partagée

Depuis le développement du premier système d'acquisition d'images médicales, à savoir la radiographie suite à la découverte du principe des rayons X par «*Wilhelm Conrad Rötgen*» [BUS-02]. L'image médicale est devenue un outil d'information très important chez les professionnels de santé. Celle-ci est souvent partagée entre les centres hospitaliers, les centres d'acquisition et les médecins afin de faciliter la prise en charge du patient. Ce partage peut exposer l'image médicale à plusieurs menaces de sécurité qui peuvent être exprimées en termes de pertes de données, de falsifications, d'erreurs, et/ou d'attaques, d'où un besoin accru en sécurité. Nous nous intéressons dans ce chapitre aux techniques existantes pour protéger l'image médicale partagée. Pour ce faire, nous proposons de scinder le chapitre en trois parties. Dans la première, sera introduite l'imagerie médicale et les principales modalités d'imageries médicales existantes, ensuite le partage des images médicales en explicitant un exemple de flux d'une image dans un hôpital moderne. Dans cette même partie, seront abordés les risques et besoins en sécurité pesants sur la donnée médicale partagée pour enfin conclure par les solutions de sécurité existantes.

La seconde partie de ce chapitre s'attachera à aborder une technique de protection de contenu qu'est le tatouage d'image, permettant d'assurer l'authenticité, l'intégrité et la traçabilité d'une image partagée. Le principe de cette technique consiste à insérer une marque dans une image afin de garantir une protection *a posteriori*. En d'autres mots, le contenu de l'image reste accessible tout en étant protégé. Un état de l'art de différents algorithmes de tatouage proposés dans le domaine médical sera dressé.

Le tatouage d'image peut causer des distorsions compromettant ainsi la qualité de l'image. Afin d'évaluer la qualité d'une image nous proposons dans la troisième partie de ce chapitre de dresser un panorama des différentes métriques d'évaluation de qualité objective en fonction de l'accès ou non à une image originale de référence. Pour passer ensuite à l'utilisation de ces métrique d'évaluation de qualité dans le cas des images médicales.

1.1. Imagerie médicale

Le domaine de l'imagerie médicale a évolué grâce aux contributions collectives de nombreux domaines ; de la médecine, de l'ingénierie et des sciences fondamentales. L'objectif général de l'imagerie médicale est d'acquérir des informations utiles sur les processus physiologiques ou anatomiques du corps en utilisant des sources d'énergie externes ou internes [DHA - 11]. La figure 1.1 illustre une classification des différentes modalités d'imagerie médicale suivant le type de la source d'énergie utilisée dans l'acquisition.

• Source d'énergie externe

Elle regroupe les modalités d'imagerie dont le principe d'acquisition se base uniquement sur des rayonnements externes traversant le corps. Par exemple, les modalités d'imagerie par rayons X, où les rayons sont atténués suivant la densité du tissu traversés. Ces atténuations reflètent les variations de densité des parties anatomiques à imager. Un autre exemple d'imagerie par source d'énergie externe est l'imagerie ultrasonore ou acoustique.

• Source d'énergie interne

Les modalités de l'imagerie médicale nucléaire utilisent une source d'énergie interne à travers un processus d'émission afin d'imager le corps humain. Pour ce faire, des produits radioactifs sont injectés dans le corps pour interagir avec une matière corporelle ou un tissu sélectionné. Cela, afin de former une source interne d'énergie radioactive qui est par la suite utilisée dans le processus d'acquisition. Ce type d'imagerie médicale fournit une combinaison métabolique de la simulation externe sur les sources d'énergie internes permettant ainsi d'acquérir des informations plus précises sur le matériel tissulaire, les réponses physiologiques ainsi que les fonctions des organes.

• Source d'énergie combinée (interne & externe)

Ici, des sources d'énergies internes sont combinées avec des sources externes pour l'acquisition des images. Par exemple dans le cas de L'IRM (Imagerie par Résonnance Magnétique), une source d'énergie magnétique externe est utilisée pour stimuler des noyaux atomiques choisis tels que des protons d'hydrogène. Les noyaux excités deviennent la source interne d'énergie.



Figure 1.1 Classification des différentes modalités d'imagerie médicale suivant le type de la source d'énergie utilisée dans l'acquisition [DHA - 11].

1.1.1. Principales modalités d'imagerie médicale

De nos jours, il existe de nombreuses modalités d'imagerie médicale. Le choix d'une modalité d'imagerie médicale spécifique dépend souvent du type de la maladie présumée ou de la localisation nécessaire pour un bon diagnostic. Il est donc important de comprendre la nature des informations physiologiques nécessaires à la formation de l'image. En outre, certaines questions fondamentales sur la partie du corps humain nécessaire? Est-elle anatomique, physiologique ou fonctionnelle ? Les principales modalités tels que la radiographie, la tomodensitométrie (TDM) ou « CT scan en anglais», l'IRM, l'imagerie nucléaire, et l'imagerie ultrasonore (US) sont présentées.

• Radiographie

La radiographie est l'une des modalités d'imagerie médicale par projection qui utilise les rayons X pour visualiser un objet non uniformément composé [BUS-02], c'est-à-dire de densité et composition variables. Lors de l'acquisition, un faisceau hétérogène de rayons X est produit par un générateur de rayons X et est projeté sur un objet. La densité et la composition de chaque zone de l'objet détermine la quantité de rayon absorbé. Les rayons X traversent l'objet et sont capturés derrière par un capteur, positionné derrière l'objet, qui donne une représentation 2D de toutes les structures superposées les unes aux autres. Un échantillon d'images radiographiques est donné en figure 1.2. L'image produite permet de mettre en évidence la structure et la forme des différentes parties du corps. Les systèmes d'acquisition modernes utilisent des outils informatiques avancés facilitant considérablement la capture numérique des images. Ainsi, l'image peut être partagée, et/ou imprimée sur des films.



Figure 1.2Un échantillon d'images radiographiques.

Cette modalité a fait l'objet des travaux de thèses présentés dans ce manuscrit, nous allons donc l'aborder plus en détails dans le chapitre2.

• Tomodensitométrie

Cette technique a été utilisée pour la première fois en 1971 [SIN-14], mais a eu un succès modéré. Aujourd'hui, la tomodensitométrie (TDM) représente une des principales techniques de diagnostic non invasives utilisées en médecine contemporaine. Sa popularité est portée à la fois par le progrès technologique et par les générations subséquentes d'appareils avec des paramètres encore meilleurs. Le principe consiste à sonder un patient plusieurs fois avec un faisceau de rayons X de forme appropriée. Lorsque le faisceau traverse la partie du corps à examiner, il devient plus faible et son intensité finale est mesurée par le capteur. L'affaiblissement du faisceau, à savoir l'absorption du rayonnement, le long du trajet source-organes-capteur, dépend du type de substance qu'il pénètre. Il est possible de

reconstruire l'absorption du rayonnement d'un point spécifique dans la section transversale du corps du patient en résolvant des systèmes d'équations appropriés [OGI-08].

En TDM, la densité de tissus peut être calculée de manière si précise qu'il est possible de faire des différenciations absolument impossibles par toute autre modalité. Par exemple, le sang figé peut être distingué de l'écoulement, permettant ainsi de déterminer l'étendue d'une course. De plus, les TDM permettent aux spécialistes de détecter de nombreuses maladies comme les tumeurs et les hématomes, qui étaient auparavant difficiles à identifier en utilisant les rayons X, tout en offrant des images très lisibles.

• Imagerie par résonnance magnétique (IRM)

Cette technique d'imagerie récente [VLA-03] est radicalement différente des modalités précédemment discutés, où une source externe est nécessaire pour l'acquisition des images. En IRM, les organes «brillent» par eux-mêmes. La source de ce rayonnement réside dans le noyau atomique des éléments constituant les molécules dont les organes sont composés. Les appareils IRM génèrent un champ magnétique. Ce champ va exciter des atomes d'hydrogène (protons) dans l'organisme, ces noyaux renvoient un signal très clair facilement enregistrable révélant où il est le plus abondant.

En plus de l'hydrogène, un autre élément peut être utilisé dans l'IRM, à savoir le phosphore. Le phosphore joue un rôle clé dans l'activité des tissus vivants et des organes entiers. Bien que le signal obtenu à partir de noyaux de phosphore soit plus difficile à recevoir et à interpréter, il est d'une grande importance, non seulement à la morphologie d'organes spécifiques mais aussi à leur fonction.

La résonance magnétique est utilisée en particulier dans le diagnostic du système nerveux central, mais aussi dans des examens de la tête et de la colonne vertébrale. Elle est également utilisée pour l'examen des articulations, autant les grandes comme les genoux, les épaules, les hanches ou les chevilles que les petites comme celles dans le poignet et la paume de la main. Il est intéressant de noter que la résonance magnétique est la seule méthode permettant d'imager directement la moelle épinière.

• Imagerie nucléaire

La méthode d'examen d'imagerie nucléaire se base sur l'administration du radionucléide au patient. Pour certains, il suffit de boire le produit contenant des isotopes sous la forme d'une solution. D'autres produits de ce type sont gazeux et peuvent être insufflés mais le plus courant est un produit injecté par voie intraveineuse [OGI-08]. Après l'administration du produit, une caméra gamma est déplacée audessus du corps du patient. Cette caméra suit et enregistre le chemin parcouru par l'isotope dans le corps, en particulier les emplacements où il est accumulé. L'intensité du rayonnement est enregistrée en continu conjointement avec l'emplacement d'où provient le rayonnement ; indiquant ainsi la voie pour atteindre les organes, la méthode d'excrétion, le fragment de l'organe dans lequel l'isotope s'est accumulé. Les organes qui sont examinés à l'aide de radionucléides comprennent principalement la glande thyroïde (examens de l'absorption d'iode et le métabolisme), le cœur (l'écoulement d'un sang marqué radionucléide permet de suivre le degré de ventricule et le remplissage auriculaire des deux parties du cœur), les os (les éléments squelettiques dans lesquels se produisent des tissus osseux et qui sont parfois liés à des tumeurs) et les reins (excrétion).

• Imagerie par ultrasons (US)

Lors de l'acquisition d'une image échographique, une courte impulsion ultrasonore est envoyée par un transducteur. Celle-ci est caractérisée par une vitesse de propagation et se propage à travers le tissu. La vitesse de l'onde est atténuée suivant la densité du tissu et lorsqu'elle atteint un organe, une partie de l'onde ultrasonore est réfléchie et retourne au transducteur ultrasonore créant un écho. Le plus souvent, les structures reflétant les ondes ultrasonores sont les surfaces des organes internes dont les contours peuvent être détectés et localisés. Néanmoins, il y a parfois des réflexions à partir d'éléments à l'intérieur de l'organe examiné qui produisent des interférences et des distorsions dans l'image. Il existe plusieurs méthodes de représentation en images des organes internes en ultrasons, les plus courantes sont :

- La représentation en mode B : Cette technique est fréquemment utilisée pour examiner les organes stationnaires. Dans ce procédé, les échos sont affichés sur le moniteur où l'image illustre le contour géométrique de l'organe examiné. En superposant un certain nombre d'images en mode B, il est possible de reconstruire une image 3D d'une apparence très réaliste.
- La présentation en mode M (Mouvement), appelée aussi TM « Time Motion ». Les échos sont affichés comme en mode B. Cependant, les échos proviennent d'organes mobiles (non stationnaire). La présentation en mode M est encore fondamentale dans l'examen de la fonction et la structure du cœur.
- Le mode D (Doppler): Dans ce mode l'onde US dispersée par le déplacement des cellules sanguines, retourne à l'émetteur-récepteur avec une fréquence modifiée (effet Doppler) [SZA-13]. Cela permet de représenter le mouvement suivant sa direction avec des couleurs différentes pour chaque direction. La présentation en mode D est utilisée pour diagnostiquer le flux sanguin dont l'un des objectifs est de localiser les rétrécissements des vaisseaux sanguins. Cela constitue donc un outil de diagnostic clé dans la cardiologie moderne.

Pour résumer, une image médicale est la représentation de la structure interne ou de la fonction d'une région anatomique sous la forme d'un ensemble d'éléments pixels ou voxels [LAR-14]. Il n'existe pas une modalité d'imagerie parfaite pour toutes les applications et les besoins. Ces modalités ont des caractéristiques distinctes. Par exemple, la radiographie focalise les rayons X sur le plan du patient tandis que la TDM oriente les rayons X sur le plan de la section transversale du patient. En outre, les images IRM fournissent le meilleur contraste entre les tissus normaux et endommagés alors que les images nucléaires sont idéales pour montrer la présence et la taille des anomalies dans l'organe du corps. De plus, chaque modalité d'imagerie médicale est limitée par la physique correspondante aux interactions énergétiques avec le corps humain (ou les cellules), l'instrumentation, et souvent des contraintes physiologiques. Ces facteurs affectent gravement la qualité et la résolution des images rendant parfois l'interprétation et le diagnostic difficiles.

1.1.2. Spécificité des images médicales

Comme expliqué précédemment, les phénomènes physiques rentrants dans l'acquisition des images médicales ont des particularités propres à chaque modalité et peuvent s'exprimer au niveau de l'image en termes de: taille d'image, résolution, bruit et contraste.

• La taille des images

En imagerie médicale la taille des images dépend le plus souvent du capteur rentrant dans l'acquisition et de la région anatomique à imager. Généralement en TDM, les images font du 512 \times 512 \times 12 bits. En IRM les formats d'images varient plus que n'importe quelle autre modalité avec des formats matriciels carrés et non carrés (par exemple 64 x 64, 64 x 128, 128 x 128, 128 x 192, 256 x 512, 512 x 512, 512 x 1024, ...) [SEI-17].

• La résolution spatiale et temporelle

Chaque modalité a différentes capacités pour résoudre les détails fins dans le corps d'un patient. Généralement deux définitions sont données à la résolution spatiale. Dans [CAV-07], la résolution réfère à la capacité de voir de petits détails. Dans [BUS-02], elle représente la capacité d'un système d'imagerie à représenter distinctement deux objets de plus en plus petits et rapprochés. D'après ces définitions, un système d'imagerie a une plus grande résolution spatiale s'il peut démontrer la présence d'objets de plus en plus petits dans l'image. Suivant chaque modalité, un ou plusieurs facteurs peuvent causer une limitation de la résolution spatiale. Dans le cas des images radiographiques par exemple, la limitation de résolution spatiale est liée aux propriétés physiques des capteurs. En effet La longueur d'onde des rayons X la plus longue mesure environ un dix milliardième de mètre. Cependant, les capteurs ne parviennent pas à représenter toute cette information. Certaines modalités possèdent une résolution temporelle. Celle-ci représente le nombre d'images acquises par seconde. Elle peut varier de 50 images par seconde en échographie à une image par seconde en IRM [CAV-07].

• Le bruit dans les images médicales

La détection d'une anomalie dans les images médicales est généralement limitée par la quantité de bruits dans l'image [KRU 08]. Plusieurs sources peuvent contribuer à la génération de bruit, par exemple les propriétés physiques des capteurs, la composition des régions anatomiques imagées et leurs structures. Habituellement, les sources principales de bruit sont regroupées en deux classes: (a) le bruit anatomique et (b) le bruit d'acquisition.

a. Bruit anatomique

Il regroupe toutes les variations de nature anatomique non désirées au sein de l'image médicale comme par exemple la présence de tissu de fond, d'autres organes en plus de ceux nécessaires au diagnostic, la graisse corporelle et/ou le mouvement respiratoire. Par conséquent, le bruit anatomique dépend de la tâche et n'est pas alors lié à la performance intrinsèque d'un capteur. Généralement ce bruit est fortement présent dans l'imagerie de projection [BEU-00] telles que la radiographie et la mammographie, où les structures anatomiques sont plus complexes. Cela s'explique par la projection de l'anatomie tridimensionnelle sur le plan image (bidimensionnel) qui produit des superpositions. Ceci complique la localisation des signaux et cause la création de faux signaux dont les cas suivants :

- *Dans la radiographie thoracique*, les structures squelettiques se projettent souvent sur une lésion rendant la reconnaissance difficile. Par exemple, les côtes, couvrent environ les deux tiers des régions pulmonaires postéro-antérieures / antéro-postérieures [BEU-00].
- *Dans l'imagerie abdominale*, la détection des lésions dans les organes solides [KRU 08] par exemple le foie, la rate, le pancréas, les surrénales et les reins dépend en grande partie de l'utilisation de matériaux de contraste et de l'imagerie transversale. La structure anatomique des

régions médiatisnales obscurcit significativement l'anomalie dans les applications radiographiques. L'utilisation de la tomodensitométrie, de l'IRM, ou d'angiographie est souvent obligatoire.

En mammographie, la distorsion architecturale peut-être l'une des anomalies les plus difficiles à détecter. Elle se produit lorsque l'architecture normale (du sein) est déformée sans masse visible [JAS-10]. Le bruit causé par un tissu dense comme la graisse, peut empêcher la perception d'une légère rétraction [KAM 16].

b. Bruit d'acquisition

Le bruit d'acquisition est directement lié aux phénomènes physiques rentrant dans le processus d'acquisition des images médicales, c'est-à-dire la source d'énergie, le matériel d'acquisition confondu et/ou un réglage de l'appareil [ANO 08]. C'est le cas dans les images US, où l'interférence locale des ondes réfléchies provoque des éclats ressemblants à des taches noires et grises réparties de façon aléatoire sur l'image appelées « *speckle* ». En radiologie, les nouvelles normes tendent à réduire la dose de rayons X, ce qui génère le bruit quantum. Ce dernier sera abordé en détails dans le chapitre 2. Les structures des capteurs peuvent également contribuer dans la génération du bruit d'acquisition [DUA 14]. Contrairement au bruit anatomique, les bruits d'acquisition sont souvent modélisés par des fonctions de distribution liée aux éléments rentrants dans la formation de l'image médicale, les plus connues sont :

- Le bruit Gaussien : Ce type de bruit représente le bruit le plus commun entre les images médicales. En effet, il résulte des contributions de nombreux signaux indépendants. Ceci est une conséquence du théorème central limite qui indique que la somme de plusieurs variables aléatoires avec différentes fonction de distribution de probabilité PDF « Probability density function » donne un signal avec une PDF gaussienne. Par exemple, le bruit de lecture d'un capteur CCD « chargecoupled device » est engendré par les fluctuations thermiques dans de nombreux composants électroniques interconnectés. Le speckle dans les images US est souvent modélisé par une distribution gaussienne [GRA-04].
- Le bruit Poisson : Ce bruit prévaut dans les situations où l'image est créée par l'accumulation de photons sur un détecteur. On trouve des exemples typiques dans les caméras, les photomètres infrarouges et l'imagerie par rayons X [BEU-00, GRA-04]. Il est à noter que le bruit dans les images TDM ne suit plus une distribution de poisson et dépend en grande partie de l'algorithme de reconstruction utilisé [Qi-03, Qi-05].
- Le bruit « Racian »: Ce bruit est particulièrement répandu dans les images IRM [AJA-13] et dépend des algorithmes rentrant dans l'acquisition. En effet, le bruit dans les images produites par les appareils utilisant un algorithme d'accélération parallèle « sensitivity-encoded » (SENSE), utilisé par Philips [PRU 99] suit une loi de Rice alors que les appareils utilisant le « generalized autocalibrating partially parallel acquisition » (GRAPPA), comme Siemens et General Electric [GRI-02] suit une loi Chi non centrée (nc-χ) [DIE 08].

• Le contraste dans les images médicales

Le contraste dans une image représente la différence entre les niveaux de gris de l'image. Une image uniformément grise n'a pas de contraste, alors qu'une image avec des transitions vives entre un

gris obscure et un gris clair démontre un contraste élevé [BUS 02]. Chaque modalité d'imagerie génère un contraste basé sur ses propriétés physiques. Nous citons ici :

- Le contraste des rayons X (radiographie, fluoroscopie, mammographie et tomodensitométrie) est produit par les différences de la composition tissulaire. Celles-ci affectent le coefficient local d'absorption des rayons X, lequel dépend à son tour de la densité (g / cm3) et de la masse atomique (nombre effective). En effet, l'os a un nombre atomique effectif nettement différent de celui des tissus mous, il produit un contraste élevé sur l'image des rayons X. L'énergie du faisceau de rayons X (ajustée par l'opérateur) affecte également le contraste dans les images radiographiques.
- Les images nucléaires représentent des distributions spatiales des radio-isotopes chez les patients.
 Ainsi, le contraste dans les images nucléaires dépend de la capacité du tissu à concentrer les matières radioactives. L'absorption d'un produit radiopharmaceutique administré au patient dépend de la pharmacologie et de l'interaction de l'agent avec le corps.
- Le contraste dans l'IRM est principalement lié à la densité du proton et à la relaxation c'est-à-dire la vitesse à laquelle un groupe de protons abandonne son énergie. La densité de protons diffère entre les types de tissus. Par exemple les tissus adipeux sont plus clairs en raison de la proportion élevée et de la forte concentration d'hydrogène dans la graisse.
- Le contraste dans l'imagerie ultrasonore est déterminé par les propriétés acoustiques des tissus à imager. La différence entre les impédances acoustiques de deux tissus adjacents affecte l'amplitude du signal d'échographie de retour. L'imagerie par ultrason Doppler, montre l'amplitude et la direction du flux sanguin en analysant le décalage de fréquence dans le signal réfléchi. Ainsi le mouvement est la source du contraste.

De ces spécificités des images médicales, qui peuvent être regroupées dans le contraste, le bruit, et la résolution, découlent des normes et des directivités liées à l'affichage, le stockage, le partage et le diagnostic. En effet, un système informatique dédié à la technologie médicale est nécessaire pour manipuler ce type de données. Ceci fera l'objet des paragraphes suivants.

1.1.3. Systèmes d'archivage et de distribution de l'imagerie médicale

La prise en compte de différents types d'images médicales ne peut pas se focaliser seulement sur les aspects techniques de leur acquisition. D'autres considérations comme le traitement, l'analyse, et la gestion doivent également être prise en compte. Notamment le partage de l'image médicale entre différentes applications liée à la prise en charge du patient au sein de l'hôpital. En effet, les hôpitaux modernes utilisent des dispositifs de diagnostic et des systèmes d'information automatisés (SI). Ces systèmes résident dans diverses parties des bâtiments d'hôpitaux. Néanmoins ils travaillent ensemble pour fournir de nombreuses fonctionnalités telles que la facturation, l'imagerie, les médicaments, la gestion et le diagnostic.

Dans cette section, l'équipement d'une telle infrastructure sera présenté, pour passer ensuite aux protocoles de communication et enfin nous illustrons par un exemple le flux d'information dans un hôpital moderne.

1.1.3.1. Les systèmes informatiques et les dispositifs de diagnostic

Dans un hôpital moderne, des « sous-systèmes » bien particuliers sont distingués. C'est le cas notamment du Système d'Information Hospitalier (SIH), le Système d'Information de Radiologie (SIR) et le PACS « *Picture Archiving and Communciation System* » qui seront abordés en détails dans les paragraphes suivants.

- Le système d'Information Hospitalier (SIH) (« Hospital Information System HIS ») est utilisé par l'administration de l'hôpital (admission, décharge et transfert des informations des patients) et la gestion des processus cliniques. Lorsqu'un patient est admis à l'hôpital, ses informations démographiques sont saisies dans le SIH. Ces informations sont envoyées automatiquement et électroniquement aux : SIR, PACS et modalités [WIN 11]. Dans certains hôpitaux, le SIH peut également se connecter à de nombreux systèmes d'automatisation pour améliorer la productivité. Par exemple, l'automatisation de l'ensemble des processus de gestion des médicaments afin de réduire les temps d'attentes [MCC 99].
- Le système d'Information Radiologique(SIR) (« Radiology Information System (RIS) ») est utilisé dans le département de radiologie pour le suivi et la gestion des patients, des films et des fournitures. Le SIR permet de gérer le flux de travail clinique dans le service de radiologie d'une manière plus efficace [WIN 11]. Lorsqu'un médecin demande au technologue d'effectuer un examen sur un patient, les procédures de l'examen planifié seront commandées par le SIR. C'est-à-dire les procédures et les informations démographiques du patient sont immédiatement envoyées au PACS sous forme électronique. Ces informations sont également envoyées à la modalité d'acquisition. Grâce au SIR, les mises à jour sont automatiquement transmises aux PACS et aux modalités [YIU 07].
- Le système d'archivage et de transmission d'images (« Picture Archiving and Communication System (PACS) ») est un système qui combine les matériels et logiciels, il est utilisé pour aider les hôpitaux à capturer, gérer, stocker et visualiser des images [ANO 08]. En effet, les images sont générées à partir de modalités et sont envoyées au PACS. Après l'acquisition des images les radiologues peuvent lire les images et effectuer un diagnostic. Ce processus d'analyse-révision-reportage prenait plus d'une heure avec les films traditionnels, le PACS raccourcit ce processus à moins de cinq minutes, ce qui permet aux patients de recevoir rapidement les traitements appropriés. Un autre avantage de l'utilisation de PACS est le gain de temps puisque les radiologues n'ont plus besoin de trier et de manipuler des films. Au lieu de cela, ils peuvent maintenant consacrer entièrement leur temps à interpréter des images et à signaler le diagnostic en utilisant les PACS [ANO 08].

1.1.3.2. Protocole de communication (communication Protocols and Integration Framework)

Au sein d'un hôpital, les systèmes informatiques et les dispositifs de diagnostic transmettent des informations les uns aux autres par le biais de protocoles de communication multiples. Le DICOM ainsi que le niveau de santé sept (HL7) sont utilisés pour la communication entre SIR, PACS et les modalités.

- DICOM est un protocole de réseau utilisé dans les hôpitaux. La DICOM est aussi une norme, qui facilite l'interopérabilité entre les appareils d'imageries médicales de différents fournisseurs. Cette norme définit la couche de communication réseau pour l'échange de messages, la syntaxe, la sémantique des commandes et le format de stockage des fichiers. Ce protocole est largement utilisé par les dispositifs de diagnostic et dans les PACS pour le partage d'images et d'informations associées au patient [ANO 08]. Quoiqu'il en soit, ce standard évolue, cela se concrétise par l'ajout de nouvelles parties. Par exemple, l'inter-connectivité des établissements de santé, la partie 18 du standard « Web Access to DICOM persistent Objects » (WADO) spécifie comment stocker ou archiver des images à distance [YIU 07].
- HL7 (« Health Level 7 ») est un autre protocole de communication important utilisé dans les hôpitaux. Cette norme sert de base pour l'encodage et l'échange d'information des soins. Avec cette norme, le dossier patient, l'entrée de commande et l'information financière peuvent être transmis aux SIH, SIR et PACS sans intervention humaine. Cependant, HL7 ne fournit aucune prise en charge des données d'imagerie.

1.1.3.3. Le flux dans un hôpital

Le flux de travail des hôpitaux est défini comme le processus d'échange d'informations des soins dans un hôpital. A l'arrivée d'un patient à l'hôpital, ses informations démographiques sont saisies dans le SIH par le service d'admission. Ces informations sont ensuite transmises au SIR. Si le cas du patient nécessite des examens médicaux, les procédures sont planifiées par le SIR et transmises au PACS. La modalité exécute cette requête, et après l'acquisition des images, la modalité envoie les images médicales au PACS pour les stocker. La modalité envoie ensuite un message d'engagement de stockage au PACS pour vérifier que l'ensemble des images a été correctement sauvegardé dans le PACS. Le SIR interroge également le PACS pour confirmer l'existence de ces images. Après la confirmation, le SIR envoie un message de mise à jour au SIH afin que l'examen effectué soit affiché sur le compte du patient.

Le principe de prise en charge du patient et la continuité des soins au-delà des frontières de l'hôpital, se base sur le partage de l'information médicale, et notamment l'image médicale. Un système d'information de santé doit donc pouvoir recouvrir l'ensemble des applications informatiques hospitalières, de la médecine de ville à un réseau national de soins. Dans ces circonstances, il est plus judicieux de considérer les risques pesants sur les SI en générale et sur l'image médicale en particulier.

1.1.4. Risques pour les images médicales

Une analyse de risque permet d'estimer la probabilité d'occurrence d'un risque et d'étudier leur impact. Sur la base de la potentialité et de l'impact d'un risque, il est possible d'exprimer des exigences de sécurité et ensuite de mesurer l'influence du déploiement de mécanismes de sécurité. Généralement, ces risques sont classés en trois catégories, à savoir les accidents, les erreurs, et les malveillances [DUS 99]. Ces catégories sont séparables suivant la nature des menaces (physiques, techniques, environnementales, humaines etc.) [PAN 10]. Ces risques peuvent porter atteinte indépendamment ou conjointement aux propriétés de sécurité, i.e. la disponibilité, l'intégrité et la confidentialité, seront abordées en détails dans la section 1.1.5.

Dans cette section, nous nous intéressons aux risques qui pèsent sur l'information médicale et leurs occurrences. Les chiffres donnés ci-après sont extraits d'une étude statistique d'un observatoire dédié à la sinistralité informatique en France ces dernières années, rapportées dans les travaux de [PAN 10], et ceux du Club de la sécurité de l'information française [CLU-16].

- Les accidents

Cette catégorie regroupe les problèmes liés à l'environnement d'un SI, son fonctionnement, et son entretien :

- Le dysfonctionnement du matériel, des logiciels, de l'environnement technologique (coupure de courant, perte du réseau, support mémoire défaillante, etc.), ...
- La destruction partielle ou totale du matériel, des logiciels (catastrophes naturelles : tremblement de terre [ROG 98], ...; risques physiques : feu, ...; etc.),
- La négligence ou la défaillance/absence des personnels techniques chargés de la manipulation ou de la maintenance du système,
- etc.

Quoi que l'on fasse, ces risques seront toujours présents et on ne peut donc qu'essayer d'en limiter les conséquences. Selon l'étude statistique établie par le CLUSIF, ces sinistres correspondent dans l'hôpital à : des pannes internes (progressant de 25% en 2012 à 42% en 2016), la perte de services essentiels (qui représentaient 44% en 2008, 27% en 2012 pour atteindre 18% en 2016), et les accidents physiques (5% contre 6% en 2006) [CLU-16].

En 2016, 29% des collectivités territoriales n'auraient pas encore déployé de moyens contre les accidents physiques et l'accès non autorisé. Il y a de plus un pourcentage de perte de services essentiels de 18%, une cause probable pouvant être la croissance inévitable des interconnexions des systèmes d'information dans les actes médicaux. De nombreux acteurs manipulent l'information. Avec, le partage de données entre organismes de santé, la notion de rapprochement d'identités a été un des points les plus sensibles en termes d'interopérabilité. Ce problème a été résolu avec la récente création de l'identifiant patient national INS : Identifiant National de Santé [Asi-09].

Les erreurs de transmission peuvent elles aussi avoir des conséquences plus ou moins lourdes et, suivant le type de réseau utilisé, elles seront plus ou moins nombreuses. Les deux situations extrêmes sont :

- L'incapacité de « lire » l'information (équivalent d'une destruction)
- L'altération des données transmises (images, signaux, ou valeurs numériques).

Le second cas est plus pernicieux s'il n'est pas détecté. Par exemple, l'altération d'une mesure de paramètre biologique présente un risque supérieur à une perte de quelques bits pour un signal physiologique [PAN 10]. Pour les images, une dégradation de leur définition lors de leur transmission peut être source d'artefacts masquant des signes de diagnostics critiques. Enfin, les erreurs de manipulation sont multiples et variées. Elles vont du simple oubli de sauvegarde à l'écrasement ou la suppression de données en passant par des transmissions d'information intempestives et trouvent plus particulièrement leur origine dans la méconnaissance du fonctionnement des logiciels et matériels. Ces erreurs constituent un large spectre où la responsabilité des utilisateurs et des intervenants est importante mais où les défauts de conception des logiciels et des systèmes tiennent une place non négligeable.

- Les malveillances

Si les erreurs sont des risques identifiés, ce n'est pas le cas de la malveillance. En effet, dès que le facteur humain est présent, il devient difficile d'en évaluer la portée. De plus, il est particulièrement difficile de trouver des exemples. Quoi qu'il en soit, la malveillance s'exprime le plus souvent sous la forme non exhaustive [CLU-16] :

- d'infection par virus (déclarée par 44% en 2016 contre 42% en 2010 dans les hôpitaux),
- d'attaques logiques ciblées (7%),
- de fraudes (11%),
- de chantage ou d'extorsion informatique (11%)
- de détournements ou d'altérations de biens immatériels

Ces différentes malversations ont été illustrées par Andersson [AND-96]. La fraude peut consister à la génération de fausses prescriptions, et/ou un détournement de fichiers de données ou de logiciels de gestion du système (atteinte à la propriété intellectuelle ou industrielle).

L'utilisation de données du patient peut avoir pour finalité un chantage ou des intérêts économiques. Les altérations malveillantes peuvent aller de la suppression des preuves d'une erreur de prescription ou de diagnostic jusqu'à l'engagement de la responsabilité d'un tiers. Ainsi, elles peuvent être la conséquence des destructions physiques directes, totales ou partielles des fichiers et des logiciels ou de leur sauvegarde. Elles peuvent être également indirectes (virus, bombe logique), voire encore le résultat d'une usurpation d'identité ou d'une intrusion d'un tiers permettant l'accès aux fonctions d'exploitation du système informatique. La connexion sur des réseaux facilite ces malveillances. Ainsi, [ROG 98] signale l'écoute des réseaux de communication, et des « attaques perpétrées par des services d'assurance pour contrecarrer les demandes d'ayant droits ».

1.1.5. Besoin et exigence en sécurité

La sensibilité de l'information médicale manipulée par les SI relève beaucoup de questions en termes d'autorisation des traitements et la de diffusion de l'information. Ceci a vu l'arsenal législatif s'élargir. D'autres lois sont à considérer comme la loi n° 78-17 du 6 Janvier 1978 « loi relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés » (plus connue sous le nom « informatique et libertés ») complétée par la loi 2017-55 du 20 janvier 2017 en vigueur. La CNIL (Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés) est chargée de surveiller le bon respect de ces lois (articles 6 à 13). Ces lois, outre la collecte d'information, confèrent à tout citoyen, et en conséquence à tout patient (par l'intermédiaire d'un médecin), le droit d'exercer un contrôle sur l'exploitation des informations qui le concernent, mais également le :

- droit à l'information,
- droit d'opposition,
- droit de contestation et de rectification,
- droit à la sécurité.
- droit d'accès,

L'accès aux données s'effectue dans des conditions assurant la confidentialité et l'intégrité des données et la traçabilité des accès et des autres traitements. Ceci conformément à un référentiel défini

par arrêté des ministres chargés de la santé, de la sécurité sociale et du numérique, pris après avis de la Commission nationale de l'informatique et des libertés [CNI 17].

Toute infraction des dispositions de cette loi engendre systématiquement des actions de poursuites pénales (article 41 et article 226-16 du code pénal). Par conséquent, pour toute information nominative, l'article 29 impose au professionnel de santé ; le responsable du fichier, qui ordonne ou effectue un traitement, de s'engager à prendre « toutes précautions utiles afin de préserver la sécurité des informations et notamment d'empêcher qu'elles ne soient déformées, endommagées ou communiquées à des tiers non autorisés ». Du point de vue pratique et technique, pour satisfaire à cette obligation de sécurité, il faut assurer à la fois:

- la « disponibilité » dont l'objet est de garantir l'accès à l'information dans les conditions de fonctionnement normalement prévues ;
- L'« intégrité » de l'information, en apportant les preuves que l'information n'a pas été modifiée autrement que par une personne habilitée dans les conditions prévues à cet effet ; est ici traitée l'intégrité légale, l'intégrité stricte ne tolère aucune modification;
- la « confidentialité » des données en limitant l'accès de l'information aux seuls ayant droits.

A. La disponibilité

L'information médicale est souvent invoquée par plusieurs utilisateurs en même temps et pour différentes raisons telles que la procédure administrative, la radiologie, une intervention médicale ...etc. Sa disponibilité est donc cruciale notamment dans des situations critiques comme le cas d'une urgence. En effet, dans ce cas où la vie des patients est en jeu, le médecin urgentiste du SAMU ne doit pas rencontrer des problèmes d'accès. De même, dans le cas de la télémédecine, la gestion de l'état de santé du patient doit être immédiate alors qu'il s'agit d'échanger en toute protection des données complexes comme des images par exemple. L'indisponibilité de l'information médicale peut être liée à une défaillance matérielle ou logicielle, à une suppression intentionnelle ou malveillante ou à une attaque en déni de service. A tous ces problèmes, des solutions plus ou moins fiables peuvent être apportées qui seront détaillées dans les paragraphes à venir [PAN 10].

B. L'intégrité

La loi informatique et libertés dispose que les données soient «exactes, complètes et si nécessairement mises à jour.» (Art. 6 alinéa 4 loi Informatique et Libertés [CNI 17]). Ces obligations nécessitent que les systèmes d'information prévoient des mécanismes garantissant l'intégrité des données. Malgré ces obligations, l'intégrité reconnaît toutefois un droit de rectification. L'article 36 affirme que « le titulaire du droit d'accès peut exiger que soient[...] rectifiées ou effacées les informations le concernant qui sont inexactes[...] ou dont la collecte[...] est interdite ». Ces droits sont confirmés par la loi [Loi 02] relative aux droits des malades.

C. La confidentialité

Comme l'exige le décret de la confidentialité du 15 mai 2007, la confidentialité des données de la santé est très importante, notamment, dans le cas de données nominatives, et permet ainsi l'accès à des données anonymes dans certains cas bien définis comme la recherche ou à des fins médicoéconomiques. Dans le même contexte, un utilisateur habilité à comptabiliser l'activité des praticiens ne devrait pas avoir le droit d'accéder aux données médicales nominatives des patients.

D. Autres aspects de la sécurité

Outre les trois composantes citées auparavant, la sécurité peut parfois considérer d'autres caractéristiques telles que l'authenticité et la traçabilité.

- l'authenticité est la propriété d'être « vraie ». En santé, elle consiste à assurer les origines de l'information (par exemple l'image médicale) et son attachement à un patient donné.
- la traçabilité ou la notion de « preuve & contrôle » telle que définie par le GMSIH [GMS-04] qui garantit que les accès et tentatives d'accès aux informations considérées sont tracés et que ces traces sont conservées et exploitables.

Ainsi, sur la base de ce cadre réglementaire, les besoins en termes de sécurité s'expriment comme un droit pour le patient et de devoirs pour les professionnels de santé. Les propriétés de sécurité à assurer sont alors:

- la confidentialité (C) et le respect du droit à la vie privée,
- l'authenticité (A),
- la disponibilité (D),
- l'intégrité (I),
- la traçabilité (T).

Il est à noter que l'importance de chacun des besoins varie suivant le contexte applicatif. Par exemple dans la prise en charge d'un patient, l'intégrité (des images et des diagnostics) et la disponibilité des données sont primordiales, dans certains cas critiques (urgence) la vie d'un patient peut en dépendre.

1.1.6. Solutions de sécurité

Afin de répondre aux besoins de sécurité, de nombreux mécanismes et solutions de sécurité ont été employés. Cela va de la mise en œuvre des techniques basées sur deux politiques de protection, à savoir la protection physique et logique.

1.1.6.1. Protections physiques

Les protections physiques concernent l'ensemble du matériel pour contrer :

- les accès physiques non autorisés,
- le vol,
- le feu,
- les dégâts des eaux, etc.

Théoriquement, le SI doit être placé dans une zone protégée (salle avec personnel autorisé, câble 23 d'antivol, ...). De telles mesures ne sont pas en pratique réalistes compte tenu des structures ouvertes et distribuées dans lesquelles se situent la plupart des acteurs du dispositif de soins [Pan 10]. Leur efficacité est difficile à garantir dans les services hospitaliers qui, pourtant, représentent des lieux privilégiés où elles peuvent être déployées.

Notons cependant que dans le cas d'un réseau informatique, la pré-norme du CEN/TC251 suggère l'emploi de câbles physiques scellés, ou visibles, de manière à vérifier qu'aucun matériel d'écoute n'a été déployé. La maintenance garantit le bon fonctionnement du SI en termes de matériels et de

logiciels. Bien que cela dépende de la politique de sécurité, elle est souvent assurée par des sociétés de service au travers d'un contrat de maintenance les engageant vis-à-vis de l'établissement de santé. Ces contrats prennent normalement en considération les contraintes usuelles de confidentialité, d'intégrité et de disponibilité de l'information.

1.1.6.2. Protections logiques

De manière à bien comprendre ces solutions, il semble judicieux de les aborder au travers des propriétés de sécurités vues précédemment (i.e. confidentialité, intégrité, disponibilité et traçabilité).

- La confidentialité

Quatre catégories de risques liées à la divulgation et au détournement des informations confidentielles sont à considérer :

1- l'accès illicite aux données et aux applications (accès indiscrets, usurpations d'identité, intrusions via le réseau, ...);

2- erreurs involontaires ou non dans la manipulation des données (copie de fichier, diffusion de l'information à d'autres personnes que les ayants droits, ...);

3- interception de la transmission (écoute passive);

4- virus (« vers » au niveau des courriers électroniques, "cheval de Troie", ...).

Pour pallier à ces risques les solutions suivantes ont été proposées :

- La gestion d'accès par authentification

La première mesure de sécurité est donc l'authentification des utilisateurs lors de l'accès au SI. La combinaison de mots de passe et de système d'authentification à jeton autorise une seule et unique connexion par utilisateur que ce soit sur un poste fixe ou sur un réseau. Le mot de passe (au moins 8 symboles) identifie l'utilisateur, mais c'est le « jeton » qui en réalité l'authentifie. Pour renforcer cette authentification fondée sur un secret, il existe plusieurs technologies. Le principe est de combiner deux critères pour :

1. Vérifier l'identité de l'utilisateur (ex. mot de passe)

2. Apporter la preuve de l'identité de l'utilisateur (ex. Carte à microprocesseur).

Le protocole RADIUS (Remote Authentication Dial-In User Service défini par les RFC 2865 et 2866) est largement utilisé par les fournisseurs de services Internet [Rig 00]. C'est un système client/serveur qui gère de façon centralisée les comptes des utilisateurs et les droits d'accès associés. Toutes les transactions RADIUS sont authentifiées par l'utilisation d'un secret, une clé secrète, qui n'est jamais transmise sur le réseau. De plus les mots de passe sont chiffrés en utilisant cette même clé secrète. RADIUS est le protocole le plus courant pour l'authentification et l'autorisation des utilisateurs de réseaux d'accès à distance et en tunnel.

- Le contrôle d'accès

De nombreux travaux ont été consacrés à la modélisation de politiques permettant d'exprimer les privilèges des utilisateurs. Ils ont conduit à de nombreux modèles comme : le modèle OrBAC (« Organization Based Access Control ») [Kal 03], ou le modèle ABAC (« Atrribute Based Access Control») [Hu-13] ... Ces modèles, qui au départ ne se préoccupaient que du contrôle d'accès (e.g. le droit d'accéder à un document), se sont élargis au contrôle d'usage mais pas seulement. Sur la base de ces modèles, la requête d'accès d'un utilisateur est d'abord validée avant de donner ou de refuser l'accès à la donnée demandée. Il est généralement recommandé d'organiser les mécanismes de contrôle d'accès de façon à implémenter la notion de « moniteur de référence » (cf. le livre orange [TCS 85]). Ce moniteur vérifie que chaque accès est garanti par un droit d'accès; en l'absence de ce droit, l'accès est refusé. Pour adapter cette notion à un contexte distribué, le livre rouge [TNI 87] propose un schéma d'autorisation dans lequel chaque machine possède son propre moniteur de référence. Dans ce cadre, les accès des sujets aux objets locaux sont contrôlés par le moniteur de référence local alors que les accès aux objets distants donnent lieu à une coopération entre deux moniteurs de référence. Dans ce cas, les droits d'accès sont soit répartis, soit répliqués sur l'ensemble des sites. Il faut souligner qu'une politique d'autorisation seule ne peut malheureusement pas contrer toutes les attaques et il est parfois possible qu'un utilisateur contourne les mécanismes qui l'implémentent. Il convient donc de renforcer la sécurité par d'autres contre-mesures telles les mécanismes cryptographiques, l'antivirus, l'audit, etc.

- Les pare-feux

Si le SI est connecté à un autre réseau, il est nécessaire de le protéger contre les intrusions. Les « pare-feux » (firewalls en anglais, [Zal 02] [Hou 01]) permettent de surveiller et de restreindre les accès de l'extérieur (par exemple, l'Internet) vers l'intérieur (une machine, un réseau local, les réseaux d'une entreprise), mais aussi les accès de l'intérieur vers l'extérieur. Un pare-feu est donc l'un des mécanismes de contrôle d'accès qui peut être mis en œuvre pour implémenter les règles de la politique de sécurité.

Un pare-feu comporte essentiellement une fonction de filtrage : il ne laisse passer que les paquets provenant de certaines adresses autorisées (numéro IP + numéro de port) et à destination de certaines adresses autorisées. Mais, il peut remplir d'autres fonctions complémentaires, comme la traduction d'adresses (NAT, pour « Network Address Translation »), ou jouer le rôle de mandataire d'application. La traduction d'adresses permet de gérer l'espace d'adressage du réseau interne indépendamment du réseau externe : les adresses internes ne sont pas connues de l'extérieur, elles sont traduites en adresses externes par le pare-feu. Un mandataire (proxy en anglais) d'application permet d'interpréter chacune des interactions d'une application (commandes, requêtes, réponses) pour vérifier que les échanges suivent bien un protocole autorisé. Néanmoins ce type de dispositif ne protège pas la confidentialité ni l'intégrité des données circulant sur le réseau.

- Le chiffrement des données

Le chiffrement vise à assurer la confidentialité de l'information. Il consiste à transformer un texte en clair en un cryptogramme à l'aide d'un algorithme de chiffrement et d'une clé de chiffrement. Le déchiffrement consiste à transformer le cryptogramme en un texte en clair identique à celui d'origine à l'aide d'un algorithme de déchiffrement et d'une clé de déchiffrement.

On trouve des solutions de chiffrement partiel. Celles-ci consistent, par exemple, à ne chiffrer que certains plans de bits de l'image [Lia 07a] [Kun 99] [Kun 04]. L'idée avancée par leurs auteurs est qu'elles sont plus rapides et suffisent à assurer un niveau de sécurité correct pour certaines applications. Récemment une solution combinant le chiffrement et le tatouage a été proposée [Bous-14]. Le chiffrement a pour but de rendre l'image inintelligible, sauf pour les détenteurs de la clé de

déchiffrement (il s'agit d'un mécanisme de protection « a priori »). Et le tatouage a été proposé comme un mécanisme complémentaire, il contribue ainsi à une protection « a posteriori » et « continue ».

- Antivirus

Les virus représentent très certainement une des principales menaces pour la sécurité d'un système. Ils peuvent s'introduire sur les SI de multiples manières. Il n'est pas nécessaire que ces derniers soient connectés à un réseau ouvert car la simple possibilité de charger des données à partir de clés USB suffit. Une véritable politique doit être mise en place (prévention, détection et confinement des virus, remise en état du système). La prévention consiste à tester les supports mémoire mais aussi les connexions Internet, les bases de données ainsi que les programmes que l'on peut importer. La détection consiste à contrôler avec un ou plusieurs antivirus l'ensemble du SI. Le CEN/TC 251 suggère aussi la formation des personnels à la reconnaissance des symptômes de virus actifs. Quant au confinement, une technique consiste à déconnecter les supports mémoire suspects. La remise en état du système va du nettoyage du système par l'antivirus au reformatage des supports mémoire et à la réinstallation du SI.

- L'intégrité

Pour garantir l'intégrité des données dans leur transmission ou leur stockage, un autre outil cryptographique peut être utilisé : la signature numérique. Son principe de fonctionnement est le suivant :

1- une empreinte, exemple un résumé ou « hash » du document original, est calculée ;

2- ce résumé est ensuite chiffré, par un algorithme de chiffrement asymétrique.

De cette manière, si un individu chiffre un résumé avec sa clé privée, seuls les détenteurs de sa clé publique peuvent déchiffrer le message. Cela permet l'authentification du signataire qui ne peut pas répudier le message puisque c'est sa clé privée, unique, qui a été utilisée. Une fois l'empreinte déchiffrée, il suffit de la comparer à celle recalculée à partir du document reçu pour vérifier l'intégrité du message. Le DSA (Digital Signature Algorithm [DSS 09]) est recommandé par le standard DICOM. Un emplacement est prévu pour cette signature dans l'entête DICOM. Le DICOM autorise aussi un simple hash comme signature tel que le SHA (Secure Hash Algorithm [Gil-03]) ou MD5 (Message Digest version 5). Mais, dans ce cas, la « signature » n'étant pas chiffrée, elle peut être facilement modifiée.

L'usage de signatures telles que le DSA est aujourd'hui reconnu par la loi (décret 2001-272 du 30 Mars 2001), aussi bien au niveau national qu'au niveau de la communauté Européenne, si le système utilisé est certifié conforme par les services du Premier ministre chargés de la sécurité des systèmes d'information ou par un organisme désigné par un État membre de la communauté Européenne. Tout comme pour les utilitaires de cryptage, un système de gestion des clés doit être mis en place et les clés enregistrées auprès d'un tiers certificateur. Pour cela, la carte de professionnel de santé peut être avantageusement utilisée. C'est déjà le cas pour la transmission des feuilles de soins électroniques dans le cadre du Réseau de Santé Social [Gro-02]. De nouveaux outils sont à l'étude pour essayer d'aller plus loin que ce contrôle d'intégrité strict avec lequel la moindre modification est détectée. En effet, une propriété de ces signatures est que deux documents qui sont proches auront des signatures très différentes (propriétés de dispersion). Ainsi, des études cherchent à assurer un contrôle plus souple qui ne déclenche pas d'alarme pour des modifications innocentes (e.g. la compression JPEG avec pertes) mais qui détectent des modifications non autorisées (e.g. ajout de

suppression de lésions) [Hua-08] [Coa 08]. D'autres cherchent encore à pouvoir restaurer les parties de l'image altérées [Fri 99] voire à approcher la forme de la modification [Hua-10] ou identifier sa nature (modification locale ou globale) [Hua-11], ce qui a un sens dans un contexte médico-légal.

- La disponibilité

Une violation de la disponibilité d'une information est simplement un accès autorisé rendu impossible à celle-ci. Les problèmes matériels ne peuvent être minimisés qu'avec l'aide de contrats de maintenance, une prévention des dégâts «naturels », la formation du personnel, etc., mais d'autres sinistres peuvent être la conséquence d'une violation de l'intégrité des données ou des logiciels (pertes, altérations, etc.), d'un dysfonctionnement logique au niveau du contrôle d'accès, de l'attribution des droits, du chiffrement.

A ce niveau seule la bonne conception, l'interopérabilité entre systèmes d'information, c'est-à-dire l'accréditation, peuvent les circonvenir. Des règles strictes de sécurité comprenant des procédures de sauvegarde ou des scénarios d'éventualités (proposant des solutions de secours lors de situations critiques), peuvent limiter leur impact pour la santé du patient. Elles sont bien évidemment soumises aux mêmes contraintes que le système d'information lui-même.

- La traçabilité

Le Groupement pour la Modernisation des Systèmes d'Information Hospitalier (GMSIH), définit la traçabilité comme: « l'ensemble de mécanismes de contrôle permettant de garantir une capacité à retrouver les éléments relatifs à un événement. Ils sont complétés par des mécanismes de scellement et de garantie de contenu qui apporteront une preuve d'authenticité de la trace. » Souvent la solution adoptée consiste à tracer toutes les actions, sur la base de logs (e.g. SYSLOG, ODBC ...) [Lon 01], et ensuite de les auditer pour vérifier que chaque règle de la politique de sécurité est correctement appliquée et que l'ensemble des dispositions prises forme un tout cohérent. Il doit être également possible de mettre en place des procédures automatique d'alerte.

En effet, plusieurs personnes peuvent avoir besoin d'un accès à l'information, même s'ils ne participaient pas aux soins auparavant. Les médecins urgentistes comme les médecins de garde font partie de cette catégorie. Ainsi, l'audit est un bon moyen pour identifier les personnes détournant des informations ou qui ne respecte pas le consentement du patient. Il faut donc enregistrer toutes les opérations, que ces opérations soient réussies (parce qu'autorisées) ou qu'elles aient échoué (empêchées par les mécanismes de contrôle d'accès). Les principales opérations à surveiller sont : la connexion et la déconnexion des utilisateurs ; la création, modification, destruction des informations de sécurité (droits d'accès, mots de passe, etc.) ; les changements de privilèges, etc. Dans le domaine de la santé, on peut se référer aux travaux de l'IHE (« *Integrating the Healthcare Enterprise* ») qui est une initiative des professionnels de la santé destinée à améliorer l'interopérabilité dans l'échange de données. IHE propose l'utilisation coordonnée de standards établis et reconnus, comme DICOM, pour faciliter l'intégration des logiciels de santé.

Pour ce faire, IHE a défini une série de profils avec lesquels les solutions techniques peuvent être compatibles. En particulier, le profil ATNA (Audit Trail and Node Authentication) spécifie entre autre quand et comment stocker des traces (logs) [ATN-04]. Les journaux d'audit doivent être indestructibles (sauf par les administrateurs de l'audit). Ils doivent concerner tous les utilisateurs (y compris les administrateurs et les responsables de la sécurité) et contenir un

maximum d'informations utiles (date et heure, identité de l'utilisateur, type d'opération, référence de l'information, etc.). Bien évidemment, l'administrateur de l'audit externe s'appuie sur un tiers de confiance (généralement une société spécialisée en sécurité informatique), et il est souhaitable que le système surveillé ne puisse pas accéder au système d'audit. Au-delà de cette procédure, on trouve le contrôle d'accès « *a posteriori* » qui complète la version « *a priori* » (cf. section 1.3.) et qui est bien plus riche que l'audit. Il vise à détecter des violations de la politique de sécurité pour ensuite sanctionner l'auteur [Azk-10].

- Limitation des outils classiques de sécurité

Il est clair que l'ensemble des mesures précédentes constitue une remarquable protection des documents. Cependant, cette protection n'est pas infaillible. Cela est particulièrement vrai pour les images car, par nature, lorsqu'elles sont affichées, elles échappent à ces divers outils de contrôle ; elles ne peuvent plus être chiffrées, elles sont séparées de leurs données ancillaires (entête ou encapsulage) et donc immédiatement copiables sous forme analogique mais parfois aussi sous forme numérique. Ceci s'explique car les mesures de protection ajoutent des informations aux données (sans les mélanger), quand elles les mélangent ; cas du chiffrement ou du chiffrement partiel, elles permettent, au moment de l'affichage, de séparer totalement le signal image utile des données d'accompagnement. Dès lors, la dégradation des données peut intervenir de diverses façons :

- par une erreur de manipulation (par exemple deux images sont interverties, ou une image et les données ancillaires d'une autre);
- par une négligence (un traitement accompli par un opérateur n'est pas pris en compte dans l'historique de l'image : par exemple une compression avec pertes) ;
- par une malveillance ou une fraude : un patient détenteur de son dossier modifie l'image pour masquer un symptôme qui lui porte tort ou simule un symptôme en vue de se faire indemniser.

De plus, nous ne pouvons plus garantir la traçabilité des données. Pour toutes ces raisons, il apparaît souhaitable d'attacher des éléments de sécurité aux données elles-mêmes, et ce de façon indissociable. Ce sera le rôle du tatouage.

1.2. Tatouage des images médicales

Le tatouage rentre dans le contexte plus général de la dissimulation d'information : il s'agit de dissimuler un message dans un document, un hôte, qui peut être du texte, du son et de la vidéo. Pour une image, le tatouage modifie les niveaux de gris des pixels de celle-ci pour y encoder un message. La « distorsion » introduite ou le signal de différence entre l'image originale et sa version tatouée constitue le filigrane ou la marque associée au message inséré. Le message est ainsi accessible indépendamment du format de stockage de l'image.

• Schéma du tatouage

Tel que décrit en figure 1.3, le schéma classique de tatouage est composé de deux étapes : insertion du message et extraction ou détection du message :

- **Insertion du message**. Cette étape permet d'insérer un message ou une marque dans l'image de manière imperceptible. Pour ce faire, une modulation est appliquée sur les pixels ou des

coefficients d'une transformée de celle-ci e.g. Transformée en Cosinus Discrète (TCD), Transformée de Fourier Discrète (TFD), ou transformée en ondelettes discrètes. Ici une clé secrète de tatouage peut être utilisée pour sélectionner les pixels ou les coefficients à tatouer. Les modulations de tatouage seront abordées en détails après.

- **Extraction/Détection du message**. En se basant sur la clé de tatouage, les algorithmes de tatouage peuvent détecter et/ou extraire la marque préalablement insérée.
 - **Détection** : Ce processus permet de détecter la présence d'une marque dans un signal hôte. Deux modèles sont distingués, le premier non-aveugle nécessite l'image originale et la clé de tatouage. Quant à la détection aveugle seule la clé de tatouage est nécessaire
 - **Extraction** : Ce processus permet la lecture de la marque. Dans le cas des algorithmes caractérisés par la propriété de réversibilité [Pan10a]. La marque est complètement extraite et l'image reconstruite sans perte de données.



Figure 1.3 Principe d'un schéma de tatouage

1.2.1. Application du tatouage dans le domaine médicale

En fonction du lien établi entre le message et son hôte, différentes applications ont été proposées en santé [Coa-15] :

- le contrôle d'intégrité via l'insertion de signatures de l'image permettant de détecter, localiser et identifier la nature de la modification avec parfois la possibilité de reconstruire l'image originale [Hua-08, Won-01, Bou-12].
- le contrôle d'authenticité, en tatouant par exemple l'identifiant unique DICOM de l'image ou ceux du patient ou de la modalité d'acquisition [Bou-12, Coa-08].
- la traçabilité, avec la dissimulation des identifiants des personnes ayant accès à l'information ;
- le contrôle d'usage, avec la dissimulation de droits d'accès et du consentement du patient ; l'insertion de liens sécurisés entre documents. En tatouant l'image avec l'identifiant du compte rendu associé, et le compte rendu avec celui de l'image, on sait quels documents sont liés et il devient plus difficile de falsifier les données [Pan-10] ;
- la dissimulation de métadonnées, pour doter l'image de nouvelles fonctionnalités accessibles à un système doté de capacité de tatouage. Une description sémantique des lésions présentes dans une image pourra faciliter l'indexation et la recherche [Coa-05, Man-08].

1.2.2. Caractéristiques des solutions de tatouage

Pour atteindre ces objectifs, de nombreuses techniques de tatouage des images ont été proposées dans la littérature. Elles ont néanmoins des caractéristiques communes qui, en fonction de l'application, sont à considérer pour choisir la technique la plus appropriée. Les principales caractéristiques sont :

- la *robustesse* : qui garantit que l'information dissimulée est toujours accessible après modification de l'image tatouée (attaque de « lessivage » ou simple traitement d'image) ;
- la *capacité d'insertion* : qui correspond à la quantité d'information que l'on peut dissimuler dans une image. Cette mesure s'exprime en bpp («Bit of message per pixel of image »), c'est-à-dire en nombre de bits de messages enfouis par pixel de l'image.
- la *réversibilité* : qui assure qu'une fois la marque détectée, elle peut ensuite être retirée de l'image et garantir la restauration exacte des niveaux de gris de l'image. Elle est souvent souhaitée dans des applications où la qualité des documents est une contrainte forte, comme c'est le cas en santé.
- l'*invisibilité* ou l'*imperceptibilité* : qui est essentielle pour les images médicales pour ne pas porter préjudice au diagnostic. La mesure de la dégradation d'une image passe aujourd'hui par des mesures objectives (c.f. section 1.3.).

A notre connaissance, aujourd'hui, il n'existe pas une méthode de tatouage qui permet d'assurer l'ensemble de ces propriétés. Or, en pratique, l'exigence relative à chacune de ces propriétés varie selon le contexte applicatif. En ce qui concerne les images médicales, la notion « d'imperceptibilité » est la plus importante et diffère du cas du multimédia pour le grand public [Coa-03]. En effet, le tatouage peut masquer des signes subtils ou introduire de nouveaux artefacts qui biaiseront de facto l'interprétation de l'image. Sans contrôle, les conséquences seront plus ou moins graves allant jusqu'à mettre en danger la vie du patient. Des précautions sont donc à prendre lorsque l'on tatoue les images médicales. Sur cette base, des méthodes de marquage spécifiques ont été proposées pour les images médicales.

1.2.3. Classification des méthodes de tatouage des images médicales

Les méthodes de tatouage proposées dans la littérature se distinguent essentiellement en trois catégories [Coa-00]:

- « Tatouage par région»- Ces méthodes profitent de l'existence dans l'image de zones d'interactions nulles ou minimes avec l'information utile au diagnostic (ROI). Le plus souvent, elles placent la marque dans le fond noir de l'image. Les performances de ces techniques sont contraintes par les dimensions de ces régions de non-intérêt (RONI). Ceci permet donc de préserver la qualité diagnostique de l'image lorsque la marque n'est pas de forte amplitude, car une modification trop forte du fond noir, par exemple l'ajout d'une texture ou d'un niveau de gris moyen élevé, peuvent occasionner une certaine gêne ou inconfort pour le radiologue qui interprète l'image
- « Tatouage réversible ou sans pertes » qui permet de retirer la marque de l'image tatouée tout en récupérant exactement les niveaux de gris de l'image originale. Ces techniques permettent par ailleurs d'actualiser le contenu de la marque. La contrepartie est que l'image tatouée n'est plus protégée une fois la marque retirée.

« Tatouage avec pertes », il s'agit dans ce cas de tatouage indélébile très léger pour lesquels un effort particulier est consenti sur l'imperceptibilité de la marque. De la même manière que la compression avec pertes est acceptable sous certaines contraintes [Bou-12], ces techniques de tatouage devraient pouvoir être exploitées sans risques. Un des freins à leur exploitation est qu'il n'existe pas de modèle psychovisuel, comme pour les images naturelles, permettant de décider localement de l'amplitude de la marque et de la maintenir invisible. Un autre bémol est que la mise à jour du message passe par la superposition de marques.

Dans les paragraphes qui suivent, chacune de ces catégories est abordée en détails.

1.2.3.1. Tatouage avec pertes

Les méthodes de cette catégorie peuvent être distinguées suivant la modulation de tatouage utilisée. On distingue généralement deux types de modulations : additives et substitutives. Nous décrivons dans ce qui suit en détails chacune des modulations en citant les schémas de tatouage l'utilisant dans la littérature.

a. Tatouage additif : méthode d'étalement de spectre

Lors de l'insertion, une méthode additive engendre un signal à partir d'un message. Ensuite le signal est ajouté à l'image ou à une transformation de celle-ci (TCD, ondelettes, etc.). Une technique par étalement de spectre consiste à associer à chaque bit b_i du message la valeur :

$$d_j = 1 - 2b_j \tag{1.1}$$

Puis à multiplier cette quantité par une porteuse w_j de faible énergie qui est ensuite ajoutée à l'image *I* pour produire l'image tatouée I_w :

$$I_w = I + \alpha. d_j. w_j \tag{1.2}$$

Où α est un paramètre de force d'insertion ou d'incrustation (paramètre de robustesse). L'insertion d'un message de *N* bits revient alors à ajouter à l'image la marque donnée par l'équitation suivante :

$$W = \sum_{j=1}^{N} \alpha d_j w_j \tag{1.3}$$

La détection de cette marque s'appuie sur des techniques de corrélation, ce qui implique l'orthogonalité des porteuses w_j . Dans notre exemple, le signe de chaque produit de corrélation donnera la valeur du bit enfoui. Sous la contrainte d'un même taux de robustesse ou encore d'un taux d'erreur, l'insertion d'un message de grande taille peut conduire à une marque W particulièrement visible. Pour mieux garantir l'invisibilité de la marque, des critères psycho-visuels sont utilisés.

Dans la littérature, les schémas proposés appliquent souvent la méthode de tatouage d'étalement de spectre dans un domaine transformée (TCD, ondelettes, contourlet, etc.) dont l'intention de gagner en robustesse.

• Dans le domaine transformé

Plusieurs méthodes ont été proposées dans le domaine des ondelettes [Fak-11] et des contourletes [Das-11]. Fakhari et *al.* proposent d'insérer l'identifiant de récepteur dans la transformée d'ondelettes

de l'image pour assurer le traçage et l'authentification des images CT et IRM [Fak-11]. Quant à Sudeb Das and Malay Kumar Kundu [Das-11], ils proposent d'insérer dans la transformée en contourlete de l'image une marque contenant le dossier électronique du patient. Leurs objectif est essentiellement d'assurer l'authenticité et l'intégrité de l'image.

• Dans un domaine hybride

Afin de profiter simultanément des avantages de plusieurs domaines transformés, Singh et *al.* [Sin-15] ont récemment proposés d'insérer deux marques (une image médicale et le dossier électronique du patient) dans la transformée ondelette-TCD-SVD¹ de l'image dont l'objectif d'assurer l'authenticité. Cette approche a été testée sur des images : CT, US et IRM.

b. Tatouage substitutif

Pour insérer un bit du message, une méthode substitutive remplace une information liée à l'image par une autre issue d'un dictionnaire. La détection se fait par une simple relecture. Les algorithmes de tatouage substitutifs les plus connus sont : la technique de substitution de bits de poids faible « Least Significant Bit » (LSB) et la technique de modulation d'indice de quantification « Quantized Index Modulation » (QIM).

Technique de substitution des LSBs

Cette technique consiste à remplacer le bit de poids faible du niveau de gris de chaque pixel de l'image par un bit du message à insérer. Considérons b le bit à insérer dans un pixel P, le pixel tatoué (P_t) est calculé de la façon suivante :

$$P_{t} = 2 \times \left| \frac{P}{2} \right| + b \tag{1.4}$$

Il suffit d'interpréter la parité des niveaux de gris observés, afin de lire le message. C'est une méthode à forte capacité d'insertion 1 bit par pixel (bpp) qui induit une faible dégradation de l'image originale. Cependant, elle est fragile à toute modification de l'image, i.e. le message est perdu ou définitivement altéré si l'image est modifiée.

Des nombreuses méthodes de tatouage des images médicales sont basées sur cette technique [Das-13, Nam-11, Aba-10, Kis-14, Kis-15, Kon-12, Nas-12, Vel-10], sans doute à cause de la faible distorsion introduite par cette technique dans l'image. Certaines méthodes appliquent cette technique dans le domaine spatial et d'autres dans des domaines transformés.

• Dans le domaine spatial

Das et *al.* Proposent dans [Das-13] une méthode permettant d'assurer l'authenticité, l'intégrité, l'ajout des métadonnées et la détection et la localisation des parties modifiées ou altérées de l'image. Elle est basée sur l'insertion dans les deux plans de bits le moins significatifs d'une marque contenant le dossier électronique du patient, une carte de localisation et le hash de la ROI. Cette méthode a été testée sur 7 différentes modalités (CT, IRM, US, Radiographie, Mammographie, etc.).

• Dans le domaine transformé

¹ Singular Value Decomposition

La majorité de ces méthodes appliquent la transformée d'ondelettes avant le processus de tatouage [Nam-11, Kis-14, Kis-15, Kon-12,]. Dans [Kon-12] le schéma proposé vise la sécurisation des images IRM en insérant dans leurs transformées en ondelettes les données de patient.

Technique de modulation d'indice de quantification (QIM)

La QIM est une généralisation de la méthode de substitution des LSBs. Proposée par Chen et Wornell [Che-01], la QIM s'appuie sur la quantification de composantes de l'image selon un ensemble de quantificateurs à base de dictionnaires pour insérer un message. Plus clairement, pour chaque message msi d'un ensemble fini de messages possibles $Ms = \{m_{si}\}_{i=0,...,q_s}$, la QIM associe les éléments d'un dictionnaire $C_{m_{si}}$ tel que : $C_{m_{si}} \cap C_{m_{si}} = \emptyset, i \neq j$.

La substitution d'une composante de l'image par son plus proche élément dans le dictionnaire $C_{m_{si}}$ permet alors l'insertion de msi. A la détection, il suffit d'identifier à quel dictionnaire appartient la composante tatouée de l'image pour déterminer le message transmis

Comme nous l'avons dit, ces méthodes consistent à appliquer la QIM sur l'image originale [Vis-14, Wal-13, Sug-14] ou sur une transformée de celle-ci [Oue-10, Sol-12, Ben-14, Dut-14, Lei-13, Li-12b, Liu-10, Liu-12, Pat-14, Meh-13, Mia-12]. Elles peuvent donc décomposer en 5 catégories suivant le domaine d'insertion.

• Insertion dans le domaine spatial

Une des méthodes de tatouage robuste a été proposée dans [Vis-14]. Elle vise à assurer la confidentialité, la disponibilité, l'intégrité et l'authenticité d'une image DICOM. Pour ce faire, ils y insèrent une marque contenant le ROI ou/et les données de copyright. Notons que cette technique est robuste et elle insère la marque pendant le processus de chiffrement de l'image.

• Dans le domaine transformé

Dans [Ben-14], Ben youssef et *al.* proposent une méthode de tatouage robuste dans le domaine des ondeletes permettant la protection du copyright des images mamographiques. Egalement, dans l'objectif d'assurer l'authentification des images rétine, Liu et *al.* [Liu -10] proposent une méthode de tatouage robuste.

• Dans un domaine hybride

Comme nous avons dit précédemment, plusieurs méthodes cherchent à profiter simultanément des avantages des plusieurs domaines transformés, notamment en termes de robustesse. Elles appliquent d'abord plusieurs transformées à l'image hôte avant d'insérer la marque dans la transformée de l'image obtenue, ce qu'on appelle domaine hybride [Sol-12, Lei-13, Liu-12, Pat-14, Meh-13, Mia-12,]. Dans [Sol-12], les transformées ondelette et cosinus discrète sont d'abord appliquées à une image radiographique. La marque est ensuite insérée dans les valeurs singulières de la sous-bande de basses fréquences de la transformée de l'image obtenue.

1.2.3.2. Tatouage réversible ou sans pertes

Les méthodes de cette catégorie sont essentiellement basées sur des techniques de tatouage réversibles usuelles qui sont principalement : « Lossless Compression Embedding » (LCE),
Modulation par décalage d'histogramme («histogram shifting » (HS)) et « Expansion Embedding » (EE).

• « Lossless Compression Embedding » (LCE)

Initiée par Fridrich *et al.* [Fer-01], cette technique consiste simplement à compresser sans pertes un ou plusieurs plans de bits de l'image. Le gain de place ainsi obtenu est utilisé pour insérer un message. Depuis, plusieurs améliorations ont été proposées. Dans [Sar-15], Sarani et *al.* proposent une méthode permettant d'insérer des données de patient chiffrées dans des images IRM et US.

• Modulation par décalage d'histogramme (HS)

Proposée à l'origine par Ni *et al.* [Ni-03] et illustrée en Figure1.4, cette modulation consiste à déplacer une plage de l'histogramme de l'image de la classe de niveau de gris de plus grande cardinalité (*hmax*) vers celui de plus faible cardinalité (*hmin*) de manière à introduire à côté de *hmax* une plage de niveaux de gris libre.

L'insertion d'un ou plusieurs bits du message revient à décaler un pixel de classe *hmax* vers une des valeurs de cette plage vacante. Si, par exemple, le décalage est d'un niveau de gris, un pixel de valeur *hmax* codera un '0', et un pixel de niveau de gris *hmax*+1 codera la valeur '1'. *hmax* et *hmax*+1 sont les niveaux de gris qui portent l'information.

Les pixels appartenant à ces deux classes sont désignés comme des « porteurs ». Les autres pixels sont des « non-porteurs ». Bien sûr des overflows ou underflows apparaissent en bout de dynamique, suivant que l'on décale l'histogramme vers la droite ou vers la gauche. Dans ce cas il est nécessaire de stocker (tatouer) une information de reconstruction qui indique les pixels dont la valeur n'a pas été décalée. Cette information réduit la capacité utile. Au décodage, le lecteur n'a qu'à interpréter la valeur des niveaux de gris des pixels. Toutefois, les données insérées ne peuvent pas être récupérées par le décodeur sans qu'il ne connaisse la position de *hmax*.



Figure 1.4 Modulation HS appliquée à l'histogramme d'une image codée sur 8 bits ; hmax et hmin sont les classes (ou niveaux de gris) qui correspondent aux maxima et minima de l'histogramme.

La technique de HS est appliquée dans le domaine spatial ou dans un domaine transformé.

- Insertion dans le domaine spatial- Dans [Anj-14], Anjali et al. proposent une méthode permettant d'assurer la confidentialité, l'ajout de métadonnées et la détection et la restauration des parties

altérées de l'image. Elle est basée sur l'insertion de dossier électronique de patient par la technique de HS.

 Insertion dans le domaine d'ondelettes-La méthode proposée dans [Ira-11] permet l'ajout des métadonnées dans des images IRM, CT et US. Dans [Ars-12], Arsalan et al. proposent d'utiliser un algorithme génétique pour améliorer l'imperceptibilité de la marque. La méthode proposée dans [Ira-11] vise la protection de la vie privée et l'insertion des métadonnées dans des images MRI en y insérant des données de patient.

• « Expansion Embedding » (EE)

Proposée par Tian et *al.* [Tia-03], une technique EE étend la dynamique du signal en déplaçant vers la gauche la représentation binaire d'un échantillon h, créant ainsi un nouveau bit virtuel de poids faible qui peut être utilisé pour insérer de l'information :

$$u_w = 2h + b, \tag{1.5}$$

où h_w est l'échantillon tatoué et *b* est un bit du message. Cette modulation est plus efficace lorsque *h* est un coefficient d'une transformée de l'image ou une erreur de prédiction. Ainsi, Tian *et al.* l'appliquent aux coefficients de la transformée en ondelettes de Haar 1-D entière de l'image, c'est-àdire à la différence entre deux pixels adjacents.

Comme toutes les différences dans une image ne peuvent pas être étendues, pour ne pas sortir de la dynamique de l'image ou pour minimiser la distorsion, la méthode LSB est appliquée à ces différences. Bien sûr, les LSB substitués doivent être mémorisés. Ainsi, l'information tatouée est accessible dans les LSB des différences et elle est constituée du message à tatouer, des LSB à mémoriser et d'une carte indiquant les différences qui ont été étendues. A la lecture, le décodeur récupère les LSB des différences, extrait les différentes informations et restaure l'image. La carte doit en général être compressée avant d'être enfouie.

Aujourd'hui, pour améliorer les performances en termes de compromis entre capacité d'insertion et distorsion de l'image, les méthodes les plus récentes combinent modulations HS et EE [Sac-09]. La technique d'EE peut également être appliquée dans le domaine spatial ou transformée.

- Insertion dans le domaine spatial- Al-Gindy et al proposent dans [AlG-10], de tatouer la date d'entrée de patient et l'ID de fichier « Patient entry date & file ID » pour assurer l'authentification des images médicales. Dans [Nah-14], Naheed et al. proposent une méthode permettant l'ajout de métadonnées et le contrôle d'intégrité des images IRM et radiographique.
- *Insertion dans le domaine fréquentiel* La méthode proposée dans [Gao-12] vise d'assurer l'authentification d'une image MRI en y insérant des données d'authentification dans la transformée DCT de cette image.

1.2.3.3. Tatouage par région de non intérêt

Comme décrit précédemment, les méthodes de cette catégorie distinguent dans les images des régions d'intérêt et des régions de non-intérêt, c'est-à-dire des parties de l'image peu ou pas utiles à l'interprétation. La majorité de ces méthodes tatouent seulement les régions RONI [Don-12a, Don-12b, Kau-14, Qas-14, Esw-15, AlQ-10, Dey-12, Agu-12]. Cependant, peu de méthodes tatouent les deux régions RONI et ROI [FAO-13, Kur-12, Rah-11]. Ainsi, ces méthodes peuvent être distinguées en deux familles en fonction de la région d'insertion :

a) **Tatouage de la région RONI**

Les méthodes de cette famille sont nombreuses sans doute parce qu'elles ne modifient que les régions RONI de l'image. Comme toutes les méthodes de tatouage, elles peuvent se distinguer suivant le domaine d'insertion :

- *Insertion dans le domaine spatial* La méthode proposée dans [Agu-12] insère dans les LSBs de l'image. Son objectif est la détection et la restauration des parties altérées des images US. Cette méthode est fragile et réversible. Pour atteindre le même objectif, une autre méthode fragile et réversible a été proposée dans [AlQ-10]. Elle est basée sur l'insertion des données ROI et du patient en utilisant la technique EE.
- Insertion dans le domaine transformé- Dans [Dey-12], Dey et al. proposent une méthode basée sur la technique d'étalement de spectre permettant d'assurer l'authentification des images rétiniennes. Dans [Don-12b], Dong et al. proposent une méthode robuste permettant de protéger le copyright. Elle est basée sur l'insertion d'une image de copyright dans la transformée TFD [Don-12a] ou DCT [Don-12b] d'une image IRM.
- *Insertion dans le domaine hybride*-La méthode proposée dans [Lin-10] vise la protection du copyright et l'authentification des images MRI. Elle est basée sur l'insertion par la QIM d'une marque contenant des données de patient et des informations sur ROI dans le domaine hybride ondelete-SVD. Cette méthode est robuste.

b) Tatouage de deux régions RONI et ROI

Également, ces méthodes peuvent être classifiées en fonction de domaine d'insertion :

- Insertion dans le domaine spatial- Dans [FAO-13], Adiwijaya et al. proposent une méthode réversible et fragile permettant de détecter et restaurer les parties modifiées dans des images US. Elle est basée sur l'insertion par la technique LCE et la substitution des LSBs d'une marque contenant des informations sur les caractéristiques des blocs. Pour le même objectif, Eswaraiah et al. proposent de tatouer des données de ROI et de patient en utilisant la modulation de substitution des LSBs [Esw-14a].
- *Insertion dans le domaine transformé-* Dans [AlQ-11], Al-Qershi et *al.* proposent une méthode réversible permettant d'assurer l'authentification de ROI des images MR, US, CT et CR, l'ajout des métadonnées, la localisation et la récupération des parties altérées. Cette méthode est basée sur l'insertion par la technique de EE de deux marques : une marque robuste contenant la carte d'insertion de la ROI « embedding map », la version compressée de ROI et les valeurs moyennes des blocs de ROI, et l'autre marque fragile permettant de définir la ROI.
- *Insertion dans le domaine hybride* Dans [Rah-11], Rahimi et *al.* proposent une méthode robuste permettant d'assurer la confidentialité et l'authentification des images CT, IRM, X-ray et US en insérant une marque contenant des données sur le patient et la signature de praticien ou son code d'identification. Cette marque est insérée dans les vecteurs des valeurs singulières des blocs de la sous-bande de basses fréquences dans le domaine de contourlete.

1.2.4. Synthèse et discussion

Comme nous l'avons vu, des nombreuses méthodes ont été proposées pour tatouer les images médicales. Celles-ci ont été classées en trois classes en fonction de la gestion de la distorsion au sein de l'image : Tatouage réversible, Tatouage avec pertes et Tatouage par région. Il est à noter que ces méthodes ne sont pas spécifiquement destinées ou adaptées à des modalités précises d'imagerie médicale.

Par ailleurs, dans des modalités spécifiques comme par exemple la radiographie, la plupart de ces méthodes sont limitées. Par exemple, le tatouage par région, peut ne pas être applicable sur des images diaphragmées contenant que la région anatomique utile pour le diagnostic. De même, pour les algorithmes réversibles, où des limitations de la capacité d'insertion peuvent être causées par la taille et la nature de l'objet imagé. Quant au tatouage avec perte, la plupart des techniques proposées applique les modulations d'insertion directement sur le contenu de l'image dans le domaine spatial, d'ondelettes, et plus récemment dans le domaine de contourlet. En effet, cette procédure peut dégrader considérablement la qualité de l'image. Par ailleurs, la majorité de ces méthodes se sont basées sur des mesures objectives, notamment le PSNR pour évaluer la qualité de l'image tatouée obtenue. Il mesure la différence entre la puissance du bruit maximal qui pourrait être injecté dans l'image (i.e. lorsque le signal est saturé) et celle du bruit réellement inséré. Exprimé en décibels. Cependant, il est tout à fait possible de trouver une modification locale de même PSNR qu'une modification globale. Il est donc nécessaire d'employer des métriques de mesures de qualités qui tiennent compte des spécificités des images médicales et de pouvoir mesurer au quantifier la qualité des images.

Nous proposons dans la section suivante de décrire les métriques d'évaluation de qualité existante qui peuvent être adaptées aux images médicales.

1.3. Métriques d'évaluation de la qualité des images

L'évaluation de la qualité d'une image peut se faire de deux manières, soit subjectivement ou objectivement. Les méthodes basées sur une évaluation subjective, nécessitent un effort humain. En effet, un observateur humain est requis pour observer les images et évaluer leurs qualités. Ces méthodes vont être abordées dans le chapitre 4. Les méthodes d'évaluation objectives se basent sur des formules mathématiques pour quantifier la qualité d'une image.

Dans cette section nous nous intéressons aux méthodes objectives d'évaluation de la qualité des images / Image quality assessment (IQA). Dans la littérature, ces métriques sont souvent regroupées en trois catégories en fonction de l'accès ou non à une image originale, dite de référence (supposée sans distorsion) avec laquelle l'image déformée est comparée. La première catégorie regroupe les méthodes « avec référence complète » (full-reference FR-IQA). La seconde catégorie regroupe les approches « aveugles » (blind) ou « sans référence » (no-reference). Les méthodes de la troisième catégorie ont quant à elles une connaissance partielle de l'image de référence ou ont accès à certaines de ses caractéristiques. Il s'agit des méthodes dites « avec référence réduite » (reduced-*reference* RR-IQA).

Pour faire le parallèle entre une métrique d'évaluation de qualité objective et la qualité d'une image médiale, nous proposons de lister les différents travaux réalisés sur la qualité d'images naturelle. Pour aborder en fin leur application en médicale.

1.3.1. Évaluation de la qualité d'image avec références

La plupart des approches ici cherchent à quantifier les différences en fonction de la visibilité des distorsions et la perte d'informations entre l'image d'origine et sa version déformée. Pour déterminer cette visibilité, ces approches s'appuient sur des mesures psychophysiques chez les humains. Dans cette section, nous avons choisi de les présenter dans deux sous sections : la première consacrée aux méthodes qui cherchent à modéliser le système de vision humain SVH (Human Vision System) et la seconde celles qui partent d'hypothèses de plus haut niveau sur le SVH notamment sur la structure de l'image.

1.3.1.1. Méthodes fondées sur la modélisation du système visuel

Les méthodes à base de SVH considèrent le problème de l'évaluation à l'aide d'une approche ascendante. C'est à dire qu'elles cherchent à modéliser le plus fidèlement possible les caractéristiques du système visuel humain afin d'en déduire une mesure cohérente. Cependant, comme nous verrons dans le chapitre 3, la modélisation de SVH est une tâche très compliqué.

Beaucoup de méthodes basées sur la modélisation du SVH ont originellement été pensées pour prédire les différences visibles entre les images. C'est à dire qu'elles déterminent si un changement est visible et fonctionnent principalement autour de ce seuil de détection de l'œil humain. Par exemple, dans [CHA-07], Chandler et Hemami proposent une méthode appelée VSNR (« Visual Signal-to-Noise Ratio ») dans laquelle une approche bas niveau basée sur la décomposition en ondelette est combinée à un modèle de préférence du SVH pour certaines fréquences et certaines dégradations. De leur côté, Larson et Chandler ont présenté dans [NIN 07] une métrique appelée MAD (« Most Apparent Distortion ») qui modélise la nature adaptative du SVH. Deux stratégies ont été étudiées : pour les images de haute qualité, la distorsion étant moins apparente, le SVH cherche à déceler les erreurs alors que pour les images de qualité réduites, le SVH va chercher à déceler d'avantage l'image par rapport aux erreurs. Soit une stratégie de détection locale pour les images de haute qualité et une stratégie basée sur l'apparence globale pour les images de faible qualité. Damera-Venkata et al [DAM 00] ont proposé de modéliser une image dégradée comme une image originale qui a été soumise à une distorsion de fréquence linéaire et à un bruit additif. Comme la distorsion de fréquence et l'injection du bruit sont indépendantes. Les auteurs ont mesuré les effets de chacune d'elles sur le système visuel humain

1.3.1.2. Méthodes fondées sur des hypothèses de plus haut niveau sur le SVH

D'autres chercheurs ont choisi d'ignorer la difficulté d'une telle modélisation en lui préférant des hypothèses de haut niveau sur le SVH. En particulier, ils supposent que ce dernier a évolué pour se spécialiser dans l'extraction de la structure d'une image. Une manière simple de mesurer les distorsions est d'utiliser l'erreur quadratique moyenne (Mean Square Error - MSE) et de calculer le PSNR (Peak Signal to Noise Ratio). Cependant, cette approche s'avère fortement insuffisante [WAN 05], car elles font l'hypothèse d'une distorsion constante sur toute l'image. Plusieurs hypothèse ont été alors proposées à savoir les méthodes basées sur la structure, le gradient, les statistiques de l'image et sur l'apprentissage et enfin des méthodes basées sur d'autres techniques

1.3.1.2.1. Méthodes basées sur la structure

Parmi les premiers travaux à faire la correspondance entre structure et qualité, on peut mentionner [WAN 02], où Wang et Bovik proposent une mesure appelée UQI « Universal Quality Index » basée sur la corrélation croisée et des mesures de différence de contraste et de luminance. Wang et al. ont amélioré leur mesure en proposant l'ajout de petites constantes au numérateur et dénominateur de chaque mesure[WAN 04a]. Cette dernière appelée SSIM « Structural Similarity Index » a également été améliorée par Wang et al. En proposant une version multi-échelle appelée MS-SSIM [WAN 04b] dans laquelle les mesures sont également faites dans des versions à l'échelle de l'image. Dans [SAM 09] une variante de SSIM appelée CW-SSIM a été proposé pour détecter les petites distorsions entre les images en utilisant la phase des coefficients.

1.3.1.2.2. Méthodes basées sur le gradient

Partant de l'idée que le changement dans la structure d'une image est d'observer les variations locales de son gradient. Plusieurs méthodes ont donc été proposées pour reprendre ce principe. Dans [WAN 00], Zhu et Wang présentent un algorithme de mesure de la qualité basé sur un index de la similarité des gradients « VGS Visual Gradient Similarity ». Cet index est construit en trois étapes : tout d'abord le contraste global à chaque échelle est enregistré, puis les similarités de gradients de directions et magnitudes sont combinées pour créer des cartes de comparaison. Enfin, la qualité est estimée par recoupement intra-échelles et inter-échelles de ces cartes.

1.3.1.2.3. Méthodes basées sur les statistiques d'image et l'apprentissage

Ces méthodes se basent principalement sur les statistiques de l'image et sont souvent renforcée par une étape d'apprentissage. Dans [SHN 06], Sheikh et Bovik présentent l'algorithme VIF « Visual Information Fidelity » basé sur les statistiques d'une scène naturelle. VIF suis l'hypothèse que le SVH a évolué en se basant sur les propriétés statistiques de l'environnement naturel. Selon les auteurs, la qualité d'une image déformée peut donc être jugée à partir de la quantité d'information qu'elle fournit par rapport à l'image originale.

1.3.1.2.4. Méthodes basées sur d'autres mesures de structure

En plus des algorithmes basés sur la structure de l'image ou ses statistiques, une quantité importante d'autres méthodes ont été proposée pour évaluer la qualité d'une image. Par exemple, des algorithmes basés sur différents espaces de couleurs [FON 08], sur la segmentation ou l'analyse de régions précises et enfin sur d'autres caractéristiques. Dans [XU 94], Xu et Hauske proposent un algorithme basé sur la segmentation d'erreurs. Les erreurs sont divisées en trois types : celles qui affectent les contours de objets, celles qui affectent les autres contours et enfin celles qui sont les plus visible dans les régions régulières. Les erreurs sont utilisées pour calculer des facteurs de distorsion qui sont combinés en une mesure unique via plusieurs régressions linéaires.

Il faut cependant rappeler que l'utilisation d'une image de référence n'est pas toujours possible, aussi dans la section suivante nous présentons les différentes mesures de qualité d'image avec références partielles.

1.3.2. Métriques pour l'évaluation de la qualité avec références partielles

Les méthodes d'évaluation de la qualité d'image avec références partielles sont utilisées dans les cas où on ne dispose pas d'une image de référence complète, mais seulement de quelques une de ces caractéristiques. Le choix de ces caractéristiques constitue un problème majeur. Dans [Wan 05], Wang et Simoncelli définissent qu'une telle caractéristique doit : être représentative de l'image de référence, être sensible à un certain nombre de distorsions et enfin être en rapport avec la perception visuelle de la qualité d'image.

D'autres chercheurs se sont directement basés sur des méthodes d'évaluation avec référence pour les adapter à la problématique. Dans [REH 10], Rehman et Wang proposent un algorithme RR SSIM basé sur la mesure SSIM [Wan 04]. Plutôt que de construire directement un algorithme basé sur des références partielles.

Dans le cas où l'image de référence est inexistante, un autre volet de travaux propose des solutions comme nous allons voir dans le paragraphe suivant.

1.3.3. Métriques pour l'évaluation de la qualité sans références

Dans certain cas, comme l'évaluation de la qualité d'une image juste après l'acquisition, la disponibilité et/ou l'existence d'une image de référence n'est pas garantie. Ainsi, plusieurs méthodes dites aveugles ou sans référence ont été proposées. Ces méthodes peuvent être divisées en deux familles distinctes : celles qui font l'hypothèse que le type de distorsion est connu et celles plus génériques qui ne font aucune hypothèse sur la distorsion.

1.3.3.1. Mesures spécifiques à un type de distorsion

Une vaste majorité des algorithmes de qualité aveugle a été proposée pour la détection d'un type spécifique de distorsion avant le calcul de la qualité.

- Méthodes pour le flou et la netteté

Le flou et la netteté peuvent se manifester au niveau des contours. Beaucoup de méthodes prennent l'hypothèse que le flou affecte les contours. Elles s'intéressent donc à plusieurs caractéristiques de ces derniers comme leur épaisseur [MAR 02], leur gradient de direction [ONG 03]. Dans [FER 09] Ferzli et Karam ont proposé une modélisation du SVH pour prédire le seuil de détection du flou appelé JNB (Just Noticeable Blur). Pour chacun des blocs de contours le JNB est utilisé pour quantifier la perception du flou pour ce bloc et une combinaison probabiliste de ces quantités constitue la mesure de qualité finale.

- Méthodes pour la compression

Une compression JPEG excessive peut causer des artefacts qui peuvent être liée aux effets des blocs, déformation des contours ou les deux en même temps. Suthaharan propose de regrouper les deux effets, dans [SUT 09], sa technique se base sur une mesure de déformation visuelle (artéfact de bloc, contour non déformés) et sur la distribution du bit de poids faible des pixels de l'image pour déterminer les zones affectées par la compression JPEG. Les deux mesures sont combinées pour obtenir une mesure normalisée.

D'autres méthodes ont été développées pour évaluer la qualité des images compressées par l'algorithme JPEG2000. L'approche générique consiste à mesurer la quantité de flou ou d'étalement des contours en utilisant des techniques de détection de contours. Dans [TON 04], Tong et al. proposent une méthode basée sur l'analyse en composantes principales. Ils considèrent chaque pixel des contours comme étant soit déformés ou non. Pour chacun de ces pixels, des caractéristiques locales sont extraites et servent à estimer la probabilité d'être dans l'une ou l'autre catégorie. La qualité globale est calculée à partir de ces estimations locales.

- Méthodes pour d'autres types d'artéfacts

D'autres algorithmes d'évaluation aveugles ont été proposés pour d'autres artéfacts ou ensemble d'artéfacts comme le bruit, le flou, l'effet de bloc ou la sur-oscillation (« ringing »). Corner et al. Présentent dans [COR-03] une mesure d'estimation du bruit basée sur un masque de données. Leur méthode calcule un histogramme des écarts types locaux aux blocs après filtrage et suppression des contours à l'aide d'un masque de gradient. Leur conclusion est que la valeur médiane de l'histogramme constitue l'estimation la plus fiable du bruit. Süsstrunk et Winkler [SUS 04] proposent une méthode pour les images couleur dégradées par compression ou pertes dues à la transmission.

1.3.3.2. Métriques génériques

Plusieurs chercheurs ont également proposé des méthodes d'évaluation de la qualité des images sans référence qui ne se basent pas sur la détection d'un type de distorsion particulier. Beaucoup de ces approches traitent le problème d'évaluation comme un problème de classification en utilisant soit des techniques d'apprentissage par exemple dans [LI 11], un algorithme basé sur un réseau de neurones GRNN (General Regression Neural Network (GRNN)) a été présenté. Ou en utilisant des méthodes basées sur NSS (statistiques des scènes naturelles).

L'utilisation de statistiques naturelles de l'image (NSS) est également populaire pour les algorithmes de qualité en aveugle. L'idée est que les images naturelles présentent un certain nombre de régularités statistiques qui peuvent être altérées par une déformation. Ainsi, la qualité peut être calculée à partir de la mesure des déviations de ces statistiques [BOV-13]. Dans [MIT 12], Mittal et al. présentent l'algorithme BRISQUE qui utilise directement des statistiques du domaine spatial. Dix-huit caractéristiques statistiques sont extraites à deux échelles différentes pour constituer un ensemble de trente-six caractéristiques. Ces dernières servent à estimer la distorsion en utilisant la technique de classification/régression.

1.3.3.3. Discussion

Dans les paragraphes précédents, nous avons présenté un certain nombre de mesures et métriques de qualité où deux défis se posent toutefois aux chercheurs. Tout d'abord, il est primordial de s'assurer que ces mesures sont bien corrélées avec le jugement d'un observateur humain. Ensuite, il est important de pouvoir comparer ces différentes mesures afin d'en connaitre les forces et faiblesses.

Dans le cas des métriques avec référence, Xue et *al.* [XUE 14], ont comparé entres plusieurs mesures (PSNR, GSD, SSIM ...) sur 3 base de données différentes LIVE, CSIQ, et TID2008. Il a été constaté que les métriques qui se basent sur des hypothèses de haut niveau sur le SVH obtiennent de meilleurs résultats. Cependant, Il est difficile de comparer des métriques ayant été prévues pour des

types de distorsions différents ou qui se base sur la disponibilité de certain caractéristiques des images. Cependant, il est aisé de comparer les métriques pour un même type de distorsion entre elles. Dans [VU 12], Vu et Chandler proposent la comparaison de métriques dédiées au flou. De leur côté, les métriques génériques de qualité peuvent aussi être comparées entre elles.

Pour des applications comme le tatouage ou la compression d'image, il est possible de considérer les métriques de qualité avec référence afin de quantifier la distorsion introduite par le filigrane ou la perte de donnée. En imagerie médicale, on ne dispose bien souvent pas d'une image de référence sur laquelle on peut se baser.

1.3.4. Application au domaine médical

Nous avons vu que la qualité des images médicales est très différente de celle des images naturelles. En effet, dans le cas des images médicales elle dépend fortement de la pathologie recherchée ainsi que de la technologie d'acquisition employée. Elle prend un autre sens et plus tôt que de parler de qualité subjective on va parfois parler de précision du diagnostic [COS 94]. On peut trouver cependant des méthodes de calibration des appareils. En effet, les personnels chargés de la mise en place et de l'entretien des différents appareils utilisent pour cela des "fantômes" qui simulent la présence d'un humain dans (sur) l'appareil et dont les caractéristiques sont connues. Dans ce cas, la qualité d'image correspond plus à un critère technique d'évaluation de l'appareil.

Dans cette section, nous listons les différents travaux réalisés sur la qualité d'images en fonction des techniques employées

1.3.4.1. Radiologie & Scanner

L'étude de la qualité des images obtenues par tomographie assistée par ordinateur (« CT Computed Tomography ») a principalement pour objectif la limitation des doses de radiations auxquelles sont exposés les patients. En effet, plus la dose de radiation est élevée plus le contraste de l'image sera grand (c.f. chapitre 2). Dans plusieurs travaux consacrés au sujet, la qualité d'image est évaluée par des experts du domaine et est non automatisée [MIT 12][SCH 13]. Dans les études où il y a une automatisation [SCH 13], deux mesures de qualité reviennent principalement : le rapport signal sur bruit (SNR) et le rapport contraste sur bruit (CNR). Dans [PIE 03], Piella et Heijmans proposent cependant une mesure automatique alternative basée sur la mesure UQI.

Loin des travaux d'évaluation de la qualité des images médicales, nous avons trouvé quelques mesures de qualité avec référence dans des travaux d'amélioration de contraste des images radiographiques. En effet, deux mesures se distinguent dans ces travaux «average local variances » ALV[CHA 98] et « contrast improvement index » CII[LAI-95]. Dans [CHA 98] L'image est d'abord segmentée en trois régions: région homogène, texture et contour. Les moyennes des variances locales «average local variances » (ALV) dans les trois régions sont ensuite calculées comme des mesures de qualité: l'ALV dans la région homogène (ALVS) « smooth», l'ALV dans la région de texturé (ALVD) « details» et l'ALV dans la région de contour (ALVE) « edge». L'ALV dans une région est définie comme suit:

$$ALV = \frac{1}{N_r} \sum_{(i,j) \in \mathbb{R}} \sigma_x^2(i,j)$$
(1.6)

où R est la région, Nr nombre de pixels dans la région, et sigma la variance locale. Les régions sont définies par :

LSD < T1 → Smooth Region T1 ≤LSD < T2 → Detail Region T2 ≤ LSD → Edge Region

Avec T1, T2 et T3 représentent des seuils déterminés expérimentalement.

Il est évident qu'un bon algorithme d'amélioration de contraste devrait donner une ALVD raisonnablement élevée et un faible ALVS et ALVE.

Le CII [LAI-95] quantifie la qualité en termes de contraste. Cette mesure ne nécessite l'utilisation des mêmes techniques pour quantifier le contraste sur les deux images (originale et traitée), une moyenne de ces valeurs est ensuite calculée pour obtenir l'index.

1.3.4.2. IRM

De la même façon que pour l'imagerie tomographique, la qualité des images IRM est principalement évaluée subjectivement par des experts de la pathologie recherchée. Parmi les travaux s'intéressant à l'évaluation automatique de la qualité on peut rappeler [PIE 03] déjà mentionnée ci-dessus qui utilise une mesure basée sur l'indice UQI. Dans [MOR 09], Mortamet et al. proposent une mesure automatique basée sur l'analyse de l'arrière-plan des images. En effet, la plupart des artéfacts pénalisants (Effet fantôme, mouvement, flux, aliasing (warp-around)) voient leur effet augmenté en arrière-plan. L'algorithme fonctionne en 3 phases : tout d'abord les régions de l'arrière-plan sont segmentées, puis un premier indice de qualité est calculé permettant d'indiquer la présence ou non d'artéfacts dans la région puis un second indice se base sur l'analyse de la distribution du bruit dans les voxels d'arrière-plan auxquels on a retirés ceux dont on a estimé qu'ils contenaient des artéfacts à l'étape précédente.

1.3.4.3. Autres techniques

D'autres techniques d'imagerie médicale nécessitent l'évaluation de la qualité des images produites. Par exemple, les techniques basées sur les ultrasons comme les échographies. Pour cette technique, on peut citer les travaux de Hemmsen et al. [HEM 10] pour l'évaluation de la qualité des images. On constate que dans la plupart des cas l'évaluation est encore une fois subjective et faite par des experts sur la base d'une possibilité à poser le bon diagnostic.

1.3.4.4. Discussion

La mesure de qualité des images médicales ressemble souvent à un calibrage des appareils qu'a une mesure concrète en relation avec le SVH. De plus, contrairement aux images naturelles, il est difficile de trouver des bases de données qui ont été évaluées subjectivement afin de pouvoir développer des métriques de qualité et les comparer. En effet, il n'existe pas d'études comparatives des méthodes d'évaluation de qualité d'images pour les données médicales ou de base de données publique de telles images sur lesquelles baser une telle étude. Cela complique donc également leur mise en application.

Dans notre problématique, c'est-à-dire le tatouage d'image nous pourrons tirer avantage des métriques avec références pour évaluer la distorsion d'une image. Nous nous retrouvons alors devant un choix de métriques d'évaluation à utiliser sur les images médicales. Parmi les méthodes vues dans les paragraphes précédents, les métriques basées sur les structures ont été utilisées dans le cas des images grands public et dans le cas des images naturelles. Nous avons alors sélectionné l'UQI [WAN 02] et ses dérivées à savoir la SSIM [WAN 04a], MSSIM[WAN 04b] et CWSSIM[SAM-09]. Comme nous allons nous focaliser sur le bruit dans les chapitres suivants nous avons également sélectionné la NQM [DAM 00]. Et le fameux PSNR un classique dans le tatouage.

1.4. Conclusion

Dans ce chapitre, les principales modalités d'imagerie médicale existantes et les principes physiques donnant lieu à l'acquisition des images spécifiques pour chaque modalité ont été abordés en détails. Au-delà des processus d'acquisition des images, les hôpitaux et les centres de soin modernes sont dotés des SI, permettant de partager, de manipuler et de traiter à distance l'information médicale. Celle-ci est soumise aux exigences de sécurité dictées par des règles déontologiques et législatives, comprenant ainsi la disponibilité, la confidentialité, l'intégrité et l'authenticité.

Cette information partagée fait par ailleurs l'objet de plusieurs menaces comme par exemple le détournement, la divulgation et/ou l'altération. Sous ces menaces, tous les moyens de sécurité (physiques et logiques) doivent donc être déployés afin de permettre aux praticiens de manipuler l'information médicale en toute confiance.

Nous avons également présenté un état de l'art des méthodes d'évaluation de la qualité d'images. Cependant, ces métriques concernent d'abord les images naturelles. La mesure de la qualité d'une image médicale est différente. Il s'agit non plus d'évaluer l'esthétique d'une image, mais sa pertinence en matière de diagnostic.

Dans le contexte de cette thèse, les services de sécurité proposés par le tatouage ont été étudiés. Des limitations en termes d'imperceptibilité ont été soulignées. Ainsi dans un scénario de tatouage des images radiographiques utilisées pour le diagnostic, Nous proposons dans les chapitres suivant des solutions permettant de sécuriser les images en modulant le bruit d'acquisition existant dans les images. En conséquence, l'image sera sécurisée et sa qualité préservée.

2. Tatouage des images radiographique

Les images radiographiques sont issues de la modalité la plus ancienne à savoir la radiologie. Elles sont notamment connues pour leur large utilisation et leur contribution dans la médecine. En France, en 2014, la radiologie comptait 44.6% actes sur le nombre total d'actes d'imagerie médicale confondu [RAP-16] dans le secteur libéral. Ceci est dû en grande partie à sa portabilité et la facilité de formation d'image qui ne nécessite pas des modèles de reconstructions 3D.

Comme il a été introduit (cf. section 1.2), les images radiographiques représentent une projection des organes. En effet, les rayons X traversent les différentes structures des organes à imager, ces rayons seront par la suite absorbés en fonction de l'épaisseur et la masse atomique de la structure traversées permettant ainsi d'obtenir une image. La qualité des images radiographiques est intimement liée à la dose des rayons rentrant dans la formation de l'image [SEI-04]. En effet, plus la dose est élevée, meilleure est la qualité de l'image. Cependant, comme les rayons X sont néfastes, une dose élevée augmente les risques de radiation des patients notamment en pédiatrie. Pour remédie à ce danger, une démarche de précaution dite ALARA «As Low As Reasonably Achievable» [WIN-80] a était introduite, en résultat les images de diagnostics obtenues contiennent beaucoup de bruit d'acquisition. Ce dernier peut donc être modulé en respectant sa distribution pour contenir une marque de tatouage et ainsi sécuriser l'image de manière imperceptible sans nuire à la qualité de l'image.

Afin de cerner le bruit d'acquisition dans les images radiographiques, nous proposons d'abord de présenter le principe d'acquisition des images radiographiques, où nous abordons en détaillant chaque module de la chaîne d'acquisition, en passant par le principe ALARA et les traitements appliqués à l'image le long de la chaine. Une fois que l'image est obtenue, nous proposons de décrire les facteurs définissants la qualité des images radiographiques, à savoir le contraste, la résolution et le bruit. Ainsi nous arrivons à l'étape de modélisation du bruit afin de le tatouer. Deux algorithmes vont être présentés, le premier propose de tatouer le bruit en se basant sur un schéma de tatouage avec perte (section 2.2). Le deuxième se base sur un schéma réversible pour tatouer le bruit de manière réversible, permettant ainsi la mise à jour de la marque sans rajouter de nouvelles distorsions.

2.1. Acquisition d'une image radiographique

Comme décrit en figure 2.1, l'acquisition d'une image radiographique commence par la génération des rayons X par une source de radiation. Ces rayons traversent le corps du patient et percutent le capteur, qui convertit leur énergie en niveaux de gris. L'image résultante est une image brute qui comporte des imperfections liées au capteur [WIL-83]. Différents traitements d'image lui sont alors appliqués pour produire une nouvelle image appelée « *image for processing* » caractérisée par une dynamique de signal importante. S'ensuit une autre étape de traitement qui vise à adapter la dynamique de signal pour fournir une image qui peut être interprétée par le médecin, l'image résultante est appelée « *image for presentation* » [MAC-83].



Figure 2.1 Chaine d'acquisition d'une image radiographique numérique

Dans ce qui suit, nous détaillons chaque module du mécanisme d'acquisition des images radiologiques. Commençons par la source de radiation.

2.1.1. Source de radiation

La source de radiation représente la partie la plus importante dans l'appareil. Elle consiste en un tube de rayon X qui permet la conversion de l'énergie cinétique d'électrons en radiation électromagnétique[FAU - 16] (cf. figure 2.2). La source d'électrons est une cathode dite aussi électrode négative. Lorsque l'électrode négative est chauffée, elle émit des électrons. Ces électrons sont attirés vers l'anode chargée positivement (électrode positive) et en rotation. À l'impact, les électrons transférés vers l'anode perdent leur énergie, par conséquent des rayons X et de la chaleur sont produits suivant le principe de conservation d'énergie.



Figure 2.2 Structure d'un tube de rayons X comprenant les principales parties opérationnelles[*FAU - 16*]

Généralement, deux types d'interactions produisent les rayons X : les interactions bremsstrahlung «Bremsstrahlung interactions» et les interactions caractéristiques « characteristic interactions» (voir figure 2.3). Il est à noter que la plupart des interactions radiologiques produites résultent d'interactions bremsstrahlung. Même si ces deux interactions sont produites par des procédés différents physiquement, il n'y a pas de différence entre une radiographie bremsstrahlung et une radiographie caractéristique au même niveau d'énergie. À travers un panneau de commande, un(e) praticien(ne) peut contrôler de nombreuses actions qui se produisent dans le tube afin de produire un faisceau de rayons X d'une qualité donnée, exprimée ici en Kilo électron-volt (keV).

Le plus grand nombre d'énergies de rayons X se produit entre 30 keV et 40 keV. Les rayons de faible énergie, créés lors de la production de rayons X, sont incapables de pénétrer le corps de patient. Une protection à cette exposition inutile est assurée par le placement d'un filtre à la sortie de la source de radiation. Lorsque l'exposition augmente, la pénétrabilité du faisceau augmente, et lorsqu'elle diminue, la pénétrabilité du faisceau diminue. Cette combinaison est choisie sur la base d'un certain nombre de considérations y compris la partie anatomique examinée, l'âge du patient, l'état du patient, la pathologie, etc. Ainsi la dose de rayons X doit être idéalement adaptée à la circonstance de minimiser de rayonnement tout en produisant une image de qualité c'est-à-dire le principe ALARA.



Figure 2.3 Types d'interactions qui produisent les rayons X ; pour un spectre d'émission de rayons X de 80 KeV provenant d'une cible de tungstène. La plupart des rayons X produits sont concentrés entre 30 et 40 KeV. Les interactions caractéristiques sont représentées par un pic à 69 KeV [FAU - 16]

2.1.2. Principe ALARA

L'exposition aux radiations peut devenir néfaste pour le patient et/ou le manipulateur. À cause de ce danger potentiel et pour une manipulation saine en radiologie, un terme a été introduit dans les articles en 1980, 1986, et 1999 [WIN-80, HEN-86, BRA-99]. Mais c'est en 2001, qu'un Groupe de radiologues pédiatriques ont présenté le concept ALARA dans la pratique radiologique clinique courante [BRA-99, SLO-11, NEW-11, GOS-08]. Ce principe propose de protéger toute personne aillant un contacte directe ou indirecte avec les rayons X. Ainsi il s'applique sur le patient en

minimisant la dose de rayonnement, et sur le radiographe ou d'autres personnes en santé lorsqu'il est nécessaire d'être à proximité immédiate du patient pendant une exposition en introduisant des principes cardinaux de protection. Par exemple, l'utilisation des boucliers en conjonction avec des tabliers en plomb pendant les examens pour le personnel qui restent dans la salle d'acquisition avec le patient. Depuis la mise en œuvre de ce principe, les campagnes ALARA ont réussi à incomber aux radiographes de minimiser la dose de rayonnement pour le patient, et pour lui-même. Cela a réduit significativement l'imagerie inutile, l'exposition aux rayonnements, et a même encouragé le développement de nouvelles technologies d'acquisition des images radiographiques [EDI].

2.1.3. Absorption

Pour produire une image radiographique, les rayons X doivent traverser le tissu et interagir avec un capteur d'image. La composition des tissus anatomiques affecte l'interaction des rayons X.

Les caractéristiques d'absorption de la partie anatomique sont déterminées par l'épaisseur, le nombre atomique des atomes qui y sont contenus et la densité tissulaire ou la compacité des structures cellulaires (voir figure 2.4). Ces interactions sont connues sous le nom d'absorption différentielle du faisceau de rayons X. L'absorption différentielle nécessite plusieurs processus, comme par exemple l'atténuation du faisceau, l'absorption et la transmission.



Figure 2.4 les différentes interactions entre les rayons X et les tissus qui composent les parties anatomiques [FAU – 16].

- Atténuation : quand le faisceau de rayons X primaire passe à travers le tissu anatomique, il perd une partie de son énergie (intensité). Cette réduction de l'intensité ou du nombre de rayons dans le faisceau de rayons X primaire est appelée atténuation. L'atténuation du faisceau se produit à la suite des interactions des rayons avec les structures qui composent les tissus. Deux autres processus distincts se produisent lors de l'atténuation du faisceau: l'absorption et la diffusion.
 - L'atténuation par absorption (effet photoélectrique) : cet effet est causé lors de la collusion d'un rayon X incident avec un électron (composant la matière tissulaire). Le rayon lui cède

toute son énergie et l'éjecte. L'électron éjecté est appelé « photoélectron ». En radiologie, la production d'une image est dominée par l'absorption, qui dépend à son tour du coefficient d'atténuation du tissu anatomique imagé. Plus le coefficient d'atténuation est important plus les rayons sont absorbés. Ainsi, les os sont représentés en blanc (absorption maximum), les tissus mous en gris et le vide en noire. C'est cette différence d'absorption qui est responsable du contraste dans les images radiographiques.

Atténuation par perte d'énergie (diffusion) : cet effet se produit quand le rayon ne cède pas toute son énergie à l'électron lors de la collision entre le rayon et l'électron du milieu traversé. Un photoélectron est alors généré, quant au rayon, il est dévié et poursuit sa nouvelle trajectoire avec une énergie inférieure à celle d'avant la collision. On parle ici de la diffusion du rayon, appelée aussi « effet de compton ». La qualité de l'image créée est compromise si le rayonnement diffusé attiré sur le capteur d'image. En effet, une exposition indésirable appelée « scatter » est alors ajoutée à l'image. Souvent une grille anti-diffusion est positionnée entre le capteur et le patient pour réduire cet effet [SAM 04].

Transmission : si le rayon X traverse la partie à imager sans aucune interaction avec les structures anatomiques, on parle de transmission. La combinaison d'atténuation par absorption et de transmission du faisceau de rayons X fournit une image qui représente structurellement la partie anatomique. La diffusion est également un processus qui se produit pendant l'interaction du faisceau de rayons X et la partie anatomique. Des grilles contenant des bandes en plomb minces sont généralement utilisées. Les grilles sont disponibles sous plusieurs formes et peuvent être stationnaires ou en mouvement. Enfin, le rayonnement qui sort du patient est composé d'énergies variables et interagit avec le récepteur d'images.

2.1.4. Capteur

Suivant le type de capteur utilisé dans l'acquisition, deux systèmes de radiologie sont généralement distingués ; la «Computed Radiography » (CR) et la « Direct Radiography» (DR). Ces capteurs diffèrent dans leur construction et dans le processus d'acquisition des images.

- Les Capteurs en CR

Ces capteurs comprennent une cassette qui loge une plaque d'imagerie « Imaging Plat» (IP). L'IP se compose principalement de trois couches ; une couche de support, une couche de phosphore « Phosphore Photo Stimulable (PSP) » et une couche de protection. Le phosphore émet de la lumière visible lorsqu'il est stimulé par un faisceau à haute intensité comme des rayons X, ce phénomène est appelé luminescence photostimulable.

La formation d'une image en CR nécessite un processus en deux étapes à savoir, la capture d'image dans l'IP et la lecture de celle-ci. Lors de la capture de l'image, les rayons X absorbés excitent les électrons de la couche de phosphore. Certains de ces électrons excités retournent immédiatement à leur état normal tandis que les autres libèrent une énergie sous forme de lumière visible. Lors de la lecture,

un faisceau laser balaye le PSP pour libérer les électrons stockés et ainsi extraire les données de l'image acquise. Ces données sont converties en données numériques et traitées par ordinateur afin d'afficher l'image. Il est à noter que les IP exposées doivent être traitées dans un délai de moins d'une heure, car l'image risque de se dissiper dans le temps.

Cette technique est aujourd'hui dépassée. Cependant, elle continue d'exister dans certains centres d'acquisition.

- Les capteurs en DR (capteur plan)

Contrairement aux capteurs CR, la technologie des capteurs DR emploie un mécanisme de lecture d'auto balayage par l'intermédiaire d'un réseau de détecteurs qui reçoivent et convertissent les rayons en signaux électroniques. Nous distinguons ici deux types de capteur DR, un capteur à conversion direct dans lequel les rayons X sont convertis directement en signaux électronique. Les DR à conversion indirecte, convertissent les rayons X en lumière visible puis la lumière visible en signaux. Même si le principe de formation d'image peut varier d'un type de capteur à un autre. Les capteurs plans se composent généralement de trois couches. La première couche est composée d'un convertisseur de rayons X, la seconde couche loge transistors à couches minces (TFT) et la troisième couche consiste en un verre substrat. Nous allons voir dans les paragraphes suivants la composition de chaque couche dans le cas d'une conversion direct et respectivement une conversion indirect (voir figure 2.5).



Figure 2.5 Capteur plan utilisé en DR [FAU - 16]

Capteurs à conversion directe : Les capteurs à conversion directe convertissent directement les rayons X en charges électriques par l'intermédiaire d'une couche de photoconducteur [LAN-09].
 Les charges électriques sont ensuite interceptées par le collecteur de charge afin de générer un signal numérique (une image).

 - Capteurs à conversion indirecte : Les capteurs à conversion indirecte utilisent une couche de scintillateur (cf. figure 2.5) pour convertir les rayons X en photons visibles (lumière). Cette lumière est ensuite interceptée par une couche de photodiodes la convertissant en charges électriques. Finalement, la couche de matrice TFT transforme les charges électriques en signal [LAN-09].

Les systèmes DR permettent de combiner les deux processus (détection et lecture) afin d'assurer une disponibilité presque instantané des images acquises. Cependant, les capteurs en DR sont fragiles et beaucoup plus chers que les CR. L'image générée par le capteur est une image brute. Elle comporte des défauts liés à la non-uniformité des réponses dans les composantes des capteurs.

2.1.5. Traitement d'images

Après que les données d'image brutes sont extraites du capteur, l'image doit être traitée par ordinateur avant son affichage et son interprétation. Diverses manipulations informatiques sont alors appliquées à l'image numérique dans le but d'optimiser son apparence. La première étape consiste à générer une image utilisée pour le traitement « *image for processing* ».

- **Image utilisée pour le traitement** (*image for processing*)

Cette image est le résultat de trois principaux traitements, dont l'objectif est de corriger les défauts de l'image brute : la correction d'offset, la correction du gain et la correction des pixels défectueux [MEU-09].

- La correction d'offset consiste à générer une image sans les rayons X « dark image » et la soustraire de l'image acquise par rayons X, ceci permet de supprimer le pattern ajouté par les composantes électroniques du capteur.
- La correction de gain consiste à normaliser les variations causées par la non-uniformité des réponses dans le capteur.
- La correction des pixels est utilisée pour corriger les pixels défectueux (pixels morts et/ou pixels manquants) dans l'image. Une carte des pixels est fournie par les constructeurs, elle indique les positions de ces pixels dans le capteur.

En pratique, les constructeurs de capteur s'occupent généralement de cette étape de traitement rendant ainsi facile la commercialisation de leurs produits.

- Image utilisée pour le diagnostic (image for presentation)

L'image « *for processing*» comporte beaucoup d'informations liées à : la linéarité de l'histogramme, la large dynamique en niveaux de gris, et l'homogénéité de la représentation des différents organes (tissus, os...etc.). Des traitements sont donc nécessaires pour permettre d'afficher l'image et de mettre en avant l'information utile pour le diagnostic. La liste des principaux traitements appliqués sur les images utilisées pour le traitement [FAU - 16] comporte généralement :

• L'analyse de l'histogramme de l'image est une technique couramment utilisée pour identifier les bords d'une image et évaluer les données brutes avant l'affichage d'image. Le traitement consiste à ajuster l'histogramme (voir figure 2.6) de l'image acquise et le comparer à un histogramme préétabli spécifique à la partie anatomique à imager. L'analyse d'histogramme est également utilisée pour maintenir une luminosité d'image constante malgré une surexposition ou une sous-exposition. Cette procédure est appelée mise à l'échelle automatique. Ce traitement recalcule l'image sur la base de la comparaison des histogrammes, qui est en fait un processus de mappage

pour présenter un affichage spécifique de la luminosité comme le montre la figure2.7. Bien que la mise à l'échelle automatique soit une caractéristique pratique, des erreurs peuvent se produire et peuvent entraîner des images numériques de mauvaise qualité.



Figure 2.6 Exemple d'une image présentant des bordures bien définies, ce qui donne une image de qualité [FAU - 16].





- Indicateur d'exposition : À la suite de l'analyse de l'histogramme, des informations précieuses sont fournies au radiologue concernant l'exposition aux rayons. Le radiologue doit s'efforcer de sélectionner les techniques qui conduisent à des valeurs d'indicateur d'exposition qui se situent dans la plage optimale indiquée pour le système d'imagerie correspondant.
- **Tables de recherche/ Look up table (LUT)** : Les LUT fournissent une méthode de modification de l'image pour changer l'affichage de l'image numérique de diverses manières. Comme les capteurs ont une réponse d'exposition linéaire et une plage dynamique très large, les images

présentent un faible contraste et doivent donc être modifiées par une LUT pour améliorer la visibilité des structures anatomiques. En outre, ces tables sont parfois utilisées pour inverser les niveaux de gris de l'image (voir figure 2.8).



Figure 2.8 L'utilisation de la « look up table » pour augmenter le contraste d'une image radiographique [FAU 16].

Une image radiographique est produite en réponse aux traitements appliqués sur l'image utilisée pour le traitement. Selon le type de système d'imagerie, l'acquisition, le traitement et l'affichage d'images peuvent varier significativement. Cependant, les attributs de qualité d'une image radiographique sont similaires indépendamment du type de système d'imagerie.

2.2. Qualité des images radiographiques

En général, la définition de la qualité d'image est une notion subjective souvent controversée. Dans le contexte des images médicales et en particulier les images radiographiques [Sei -04]. La qualité est définie comme un indicateur de la pertinence de l'information présente dans l'image pour la tâche que nous cherchons à accomplir avec l'image. En d'autres mots, la qualité est évaluée sur le plan de la représentation d'une anatomie normale ou d'une pathologie potentielle. Cette définition s'associe avec la conclusion dans [BAC-06], [SPR-93] qui considèrent qu'une image médicale de bonne qualité est d'une importance primordiale en matière de précision de diagnostic.

Nous avons vu dans le chapitre1 que plusieurs facteurs peuvent affecter la qualité des images médicales, dont la méthode de formation de l'image, les caractéristiques de l'équipement, les variables d'imagerie sélectionnées par l'opérateur et le patient (taille, poids, Âge ...etc.). Cette qualité n'est pas un seul facteur, mais un composite de plusieurs. Dans [SPR-93] le contraste, la résolution et le bruit sont considérés comme les facteurs principaux de la qualité des images. Nous allons dans ce qui suit détailler le contraste, la résolution, et le bruit :

2.2.1. Contraste

Le contraste fait référence à la capacité de l'image de représenter les différences de densité entres les structures anatomiques imager. Un contraste élevé accentue la différence de niveau de gris entre les structures, tandis qu'un contraste faible montre principalement des nuances de gris. Le contraste radiographique est le résultat combiné de multiples facteurs associés à l'anatomie, la structure, la qualité des rayonnements, les capacités des capteurs d'images, le traitement informatique et l'affichage. Suivant la chaine d'acquisition des images radiographiques, le contraste est tout d'abord lié au « **contraste de l'objet** » résultant de l'absorption des rayons X par les tissus et les organes, qu'ils ont traversé, et qui par projection se superposent en une image. Ensuite, le contraste d'objet est transformé en *contraste de détecteur* lié aux caractéristiques du détecteur permettant la conversion de l'énergie des rayons en niveau de gris. Ces derniers peuvent être modifiés par les post-traitements. Le contraste de l'image finale est appelé dans la littérature *Contraste affiché* « *displayed contrast*», celui-ci fait souvent objet de traitement d'image (rehaussement de contraste) par les radiologues, afin de changer l'apparence de l'affichage [SPR-93]. Les détails de ces contrastes sont donnés dans les paragraphes suivants :

- **Contraste de l'objet** (ou sujet) fait référence aux caractéristiques d'absorption du tissu anatomique imagé et la qualité du faisceau de rayons X. En effet, les différences d'épaisseur tissulaire et le nombre atomique effectif contribuent fortement au contraste de l'objet (figure 2.9).



Figure 2.9 Contraste en fonction de l'absorption des rayons x par les objets [FAU - 16].

Par exemple, le torse est composé de tissus dont la composition varie grandement, comme les poumons remplis d'air, le cœur et le thorax osseux. Cette anatomie crée un contraste élevé du sujet, car les tissus atténuent le faisceau de rayons X très différemment. Pour la même quantité de rayons X, le contraste d'une image de l'abdomen est complètement différent. En effet, l'abdomen est composé de tissus qui atténuent le faisceau de rayons X de manière similaire et sont considérés comme étant une région de faible contraste d'objet. Donc, il est difficile de distinguer l'estomac des reins comme le montre la figure 2.10.



Figure 2.10 La différence de contraste suivant les régions anatomiques [FAU - 16].

- **Contraste capteur** : Le terme résolution de contraste (contraste capteur) est utilisé pour décrire la capacité d'un capteur d'image à distinguer entre des objets ayant un contraste d'objet similaire. Les capteurs d'image numérique ont une résolution de contraste améliorée par rapport aux films.

- Contraste affiché : Le contraste d'une image sur un écran ou un moniteur électronique se présente sous la forme de différents ratios de luminosité entre différentes régions de l'image. En effet, il représente la différence de niveaux de gris entre deux régions étroitement voisines dans une image [BUS-02]. Les écrans numériques peuvent avoir des caractéristiques qui altèrent ou limitent le contraste des images affichées. Ces caractéristiques peuvent généralement être vérifiées en affichant des modèles de test numériques. La plupart des systèmes d'affichage d'images numériques offrent la possibilité de fenêtrage. Cela permet à l'utilisateur de régler et d'optimiser le contraste dans l'image affichée.

2.2.2. Résolution

Introduite dans le chapitre 1 (*cf.* section 1.1.2), la résolution spatiale décrit la capacité d'un système d'imagerie à représenter les objets en deux dimensions [FAU - 16]. Elle est intiment liée aux caractéristiques des capteurs (la taille de capteur).Une image est dite de haute résolution si la représentation de deux objets très proches dans une scène pouvait être différenciée dans l'image. Dans une image radiographique, une grande résolution spatiale minimise le manque de netteté des lignes structurales anatomiques. Malgré les progrès en technologie des capteurs, une image radiographique ne peut pas être une reconstruction exacte de la structure anatomique. Certaines informations sont souvent perdues pendant le processus de formation de l'image. Cependant, le praticien peut minimiser la perte d'information en manipulant les facteurs qui affectent l'image enregistrée par exemple le mouvement du patient.

2.2.3. Bruit

Le bruit dans une image ne fournit aucune information utile pour le diagnostic, il est généralement considéré comme un signal indésirable. Souvent, le bruit est regroupé en deux catégories à savoir: un bruit anatomique et un bruit radiographique (cf. chapitre1, section 1.1.2). Le premier se réfère à des variations anatomiques indésirables qui résultent des superpositions des organes dans un plan 2D [SPR-93], ce bruit a déjà été abordé en détail dans le chapitre 1. Le second est lié au système d'acquisition et aux propriétés des rayons X. Le bruit radiographique se compose de deux types de bruit [NOW-99]: i) le bruit électronique, qui provient des différents composants électroniques du processus d'acquisition; et ii) le bruit résultant du caractère aléatoire du faisceau des rayons X (quantum et scatter). Dans les paragraphes suivants nous allons aborder seulement le bruit scatter et bruit quantum, car les autres ont été abordés dans le chapitre1.

- Le scatter est causé par le phénomène de diffusion des rayons X (section 1.3). Ce bruit risque d'empêcher la visualisation d'une zone anatomique. En effet, le scatter se superpose sur l'image sous la forme d'un bruit « poivre et sel». Il est donc important de le réduire avant la formation de l'image par l'ajout d'une grille lors des acquisitions.
- Le bruit quantum, représente le bruit le plus dominant dans les images radiographiques [IRR-16]. Il est directement lié à la quantité des rayons rentrant dans l'acquisition d'une image. Par conséquent, la diminution de la dose lors de l'acquisition engendre une réduction de la quantité des rayons atteignant le capteur d'image et donc une augmentation de la quantité de bruit dans l'image radiographique. De la même manière, une dose élevée provoque une augmentation du nombre des rayons et donc une faible quantité de bruit quantum dans l'image. Ce bruit est souvent visible comme une granularité des niveaux de gris dans l'image. La Figure 2.11 illustre la granularité du bruit quantum dans le cas d'une dose faible et une dose appropriée. Certaines options de post-traitement peuvent rendre le bruit plus ou moins perceptible. Cependant, les images acquises avec le principe (ALARA) contiennent souvent une grande quantité de bruit quantum.



Figure 2.11 Exemple de deux images acquises avec différentes doses de rayons X. image (A) acquise avec une dose appropriée, image (B) acquise avec une dose faible [FAU - 16].

Nous venons de voir les principaux facteurs entrant dans la composition de la qualité des images radiographiques. Cette qualité est liée à chaque élément de la chaine d'acquisition en partant de l'opérateur qui manipule l'appareil jusqu'à l'écran d'affichage ou la station de diagnostic où l'image va être analysée. L'importance de ces facteurs de qualité peut varier significativement, par exemple si le contraste est élevé, l'objet anatomique sera bien visible. Nous nous intéressons dans les paragraphes suivants au bruit présent dans les images pour y masquer une marque, afin de préserver la qualité des images tout en les sécurisants.

2.3. Mise en œuvre d'algorithmes de tatouage par modulation du bruit quantum

Comme nous avons pu voir dans les sections précédente, le bruit quantum fait partie intégrante des images radiographiques. Nous avons alors proposé de profiter de ce bruit inhérent dans les images radiographiques pour dissimuler une marque afin de sécuriser l'image et préserver sa qualité. Cette idée a été évoquée dans des techniques de steganographie²[NOW-99], qui visent à dissimuler le fait qu'un message a été caché en profitant du bruit présent dans une image; ce bruit peut être le résultat d'une compression avec perte, la non-uniformité photo-réponse des capteurs [SUB-14]. Dans notre cas, nous suggérons de moduler le bruit quantum pour tatouer les images radiographiques. A notre connaissance, une telle stratégie n'a pas été encore proposée dans le domaine médical.

Dans les paragraphes suivants, nous allons voir comment identifier le bruit d'acquisition dans une image radiographique afin de pouvoir le moduler, puis nous présentons deux schémas de tatouage. Le premier appartient à la catégorie des schémas avec perte (c.f.chapitre1 section 1.2.3). Le deuxième représente une amélioration du premier schéma dans lequel la réversibilité a été rajoutée afin de permettre la mise à jour de la marque sans introduire de nouvelles distorsions.

2.3.1. Identification du bruit quantum

En générale le bruit radiographique peut être vu comme une combinaison de bruit quantum et de bruit électronique. Cependant, comme le montre [Dam-14], le bruit quantum est prédominant même à de très faibles doses, le bruit électronique est alors négligeable. Ceci nous permet d'écrire :

$$\mathbf{I} = \mathbf{Y} + \mathbf{N}(\mathbf{Y}). \tag{2.1}$$

Où I est l'image résultante, c'est-à-dire l'image pour la présentation; Y est l'image de rayons X entrée dans le système; N est le bruit quantum qui dépend d'Y.

Dans la littérature, le bruit quantum est généralement modélisé par une distribution de Poisson [IRR-16] [Wan-05b]. Mais, face aux traitements appliqués à l'image brute pour obtenir l'image pour l'affichage, Hensel et *al.* [HEN-06] ont montré que lorsque les images sont acquises avec de faibles doses, le bruit peut être modélisé par une distribution normale additive de moyenne nulle et d'un écart-

² Communication secrète

type dépendant de niveau de gris des pixels. Dans ce chapitre, nous considérons le cas général c'est-àdire les études qui se basent sur la modélisation du bruit quantum par une distribution de poisson. L'identification du bruit revient à un problème de débruitage dans lequel le bruit est estimé sans être supprimé. Plusieurs approches de débruitage ont été proposées. Ces approches peuvent être distinguées en deux catégories suivant le domaine de traitement : les méthodes opérant dans le domaine spatial et celles opérant dans le domaine transformé.

- Méthode opérant dans le domaine spatial

Ces méthodes traitent directement les pixels d'une image. Elles appliquent une opération de filtrage (linéaire, non linéaire et/ou par patch). Une comparaison entre les filtres linéaires et les filtres non linéaires a été proposée dans [PAT-13] pour le débruitage des images radiographiques de métacarpe. Les filtres non linéaires consiste principalement en un filtre médian de taille variable au moment où les filtres linéaires regroupent : un filtre moyenneur, filtre arithmétique ...etc. Les résultats de comparaison [PAT -13] ont montré que le filtre médian de taille 7x7 est plus performant.

Dans [KHU-14], Khursheed et *al.* ont proposé un débruitage par un filtre médian pondéré. Les résultats ont montré une meilleure performance comparant à un filtre médian. Cependant la méthode a été testée sur un jeu de données restreint avec une simulation du bruit.

Comme les filtres linéaires sont plus performants dans les régions homogènes de l'image et les filtres non linéaires dans les régions texturées et les contours [BHO-12]. Des chercheurs ont combiné des filtres linéaires et d'autres non linéaires. Par exemple, dans [LUO-13], un filtre moyenneur a été combiné avec un filtre médian pour un meilleur débruitage. Pour ce faire les auteurs ont proposé d'appliquer un filtre moyenneur dans les régions homogènes et un filtre médian dans les régions texturées. Dans [BHO-12], Bhonsle et *al.* ont proposé d'utiliser un filtre bilatéral. Ce filtre est un filtre non linéaire qui combine deux gaussiennes. La première permet de calculer une moyenne à partir des pixels voisins et la deuxième calcule une moyenne à partir des pixels similaires (proche en niveaux de gris). Dans les régions homogènes, le filtre bilatéral se comporte comme un filtre linéaire, alors que dans les hautes fréquences, les résultats sont meilleurs que celles d'un filtre non linéaire. Cependant, plusieurs paramètres sont à considérer comme la taille de la fenêtre et les variances, rendant ainsi moins pratique son utilisation.

Le filtre moyenneur réduit non seulement le bruit, mais aussi certains détails, ce qui entraîne un flou d'image. Le filtrage médian est plus adapté pour éliminer le bruit impulsif, mais détruit aussi des lignes fines et des points de retournement dans une image [WAN-99]. Pour remédier à ces problèmes, les chercheurs dans [RAJ-12] ont proposé des méthodes basées sur des patchs ou filtrages par moyenne non-locale (« non-local mean filter »). Contrairement aux filtres habituels qui réalisent une moyenne des valeurs d'un groupe de pixels localisés autour d'un pixel cible afin de réduire le bruit, le filtrage par patchs réalise une moyenne sur la totalité des valeurs des pixels contenus dans l'image pondérés en fonction de leur similarité avec le pixel à filtrer. Le résultat d'un tel filtrage permet d'amoindrir la perte de détails au sein de l'image. Pour ce faire, les auteurs de [PRU -12] ont proposé de stabiliser la variance de bruit dans une image en appliquant des transformées mathématique telle que la transformée d'Anscombe. Ils ont comparé entre deux algorithmes le « non-local Means Algorithm » (NLM) et le « Block Matching 3D » (BM3D). Une transformée inverse doit être appliquée pour reconstruire l'image après filtrage. Cependant, la transformée d'anscombe n'est pas linéaire donc sa transformée inverse introduit un biais qu'il faut à chaque fois corriger. Dans [IRR-14], les auteurs ont proposé un

filtrage NLM qui se base sur une estimation de la courbe de variance dans l'image. Cependant, l'estimation des caractéristiques de la courbe dépend des paramètres d'acquisition rarement disponible au niveau de l'image pour présentation.

- Dans le domaine transformé

Les méthodes ici proposent d'abord de convertir l'image du domaine spatial vers un domaine transformé (ondelette, multi-ondelette, curevelette...etc.). Ensuite, un seuil est calculé à partir des coefficients de sous-bandes. Ce seuil va permettre de supprimer les coefficients du bruit. Finalement, la transformée inverse est appliquée pour obtenir l'image débruitée. Deux méthodes de seuillage sont généralement utilisées à savoir le seuillage dur et le seuillage doux [DON-94].

- le seuillage dur:

$$X_T = \begin{cases} x & si |x| > T \\ 0 & si |x| < T \end{cases}$$
(2.2)

- Le seuillage doux

$$X_T = \begin{cases} x - T & \text{si } x \ge T \\ x + T & \text{si } x \le -T \\ 0 & \text{si } |x| \le T \end{cases}$$
(2.3)

Où X_T, x et T représentent respectivement, le coefficient débruité, le coefficient bruité, et le seuil

L'enjeu de débruitage ici se résume dans le choix de la transformée et le choix d'un seuil. Parmi les chercheurs qui ont joué sur le choix de la transformée nous citons, Vijay Kumar Raju, et al [RAJ-14], qui ont proposé de comparer entre la transformé en « curvelet » et la « dual complexe wavelet transform » en utilisant une méthode de seuillage standard. Les techniques ont été validées sur un bruit blanc gaussien rajouté à l'image, où la curvelet a montré de meilleurs résultats. Dans [Wal-13], les auteurs ont utilisé la décomposition en multi-ondelettes (« MULTI-wavelet decomposition ») avec un seuil appelé « covariance shrink ». Ce seuil est calculé en fonction de la covariance entre les coefficients de la même sous-bande.

Dans [MAT-13], les auteurs ont proposé l'utilisation de la transformée en ondelette non décimée « undicimated wavelet transform » avec un seuil basé sur la corrélation entre les coefficients de détails de deux niveaux de décomposition successifs. Les auteurs de [DU-13] ont comparé entre la transformée en ondelette et la « dual tree complex wavelet transform » (DT-CWT) en prenant en compte un seuil basé sur une estimation bayésienne. Il est à noter que le choix de seuil est primordial car une grande valeur risque de flouter l'image tandis qu'une petite valeur ne permet pas de réduire le bruit dans l'image. Les auteurs ont montré que l'estimation bayésienne donne des bonne résultats de débruitage, et la DT-CWT surpasse la transformée en ondelette sur des images de scanner mais les même résultats sont obtenus sur des images radiographiques.

Dans [Wan-05b], les auteurs ont proposé un seuil adaptatif à chaque sous-bande d'ondelette. Pour ce faire, ils ont adapté un seuil largement utilisé dans le domaine multimédia « bayes shrinkage» pour une utilisation dans le médical « *improved bayes shrinkage*» (IBS). Les mêmes auteurs ont proposé dans [wan-08b] de lisser l'image avant d'appliquer l'IBS.

Parmi les méthodes de débruitage que nous avons abordé. Les méthodes opérantes dans le domaine transformé donnent de meilleurs résultats. De plus, le calcul de seuil par IBS a montré des bons résultats par rapport aux méthodes bayésiennes. Nous avons opté pour l'approche de calcul de seuil IBS dans le domaine des ondelettes. Cette méthode va être abordée en détails dans les paragraphes suivants. Un choix motivé par le sur classement des méthodes opérant dans le domaine des ondelettes par rapport à celles du domaine spatial [KAU-12] et la simplicité de l'approche.

2.3.2. Tatouage avec perte (schéma 1)

Comme indiqué plus haut, le principe fondamental du schéma proposé consiste à moduler le bruit quantum pour coder un message M afin d'assurer l'intégrité et l'authenticité de l'image. Comme illustré en figure 2.12, notre schéma se base sur deux étapes. La première consiste à identifier le bruit quantum N via le débruitage de l'image, tandis que la deuxième étape est une étape d'insertion qui permet avec l'aide de la modulation de l'indice de quantification [Che-01] de dissimuler un message Mdans le bruit identifié N. Le bruit tatoué résultant N_w est par la suite ajouté à l'image débruitée I_d afin d'obtenir l'image tatouée I_w . Nous détaillons dans ce qui suit ces différentes étapes.



Figure 2.12 Schémas de tatouage bruit quantum.

2.3.2.1. Identification du bruit

D'après [wan-05b], pour débruiter une image par le seuillage IBS, il faut tout d'abord calculer la transformée en ondelettes de haar de l'image I à trois niveaux de décompositions. On obtient ainsi la sous-bande des coefficients d'approximation A(i, j) et les sous-bandes de détails $D_{k,L}(i, j)$, où: k est le niveau de décomposition; L l'orientation de la sous-bande: horizontal (HL), vertical (LH) ou diagonale (HH); et (i, j) la position du coefficient dans une sous-bande. Les coefficients $D_{k,L}(i, j)$ sont ensuite filtrés par un seuil dur calculé de la manière suivante :

$$\widetilde{D}_{k,l}(i,j) = \begin{cases} D_{k,l}(i,j) & \text{if } |D_{k,l}(i,j)| > \lambda \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$
(2.4)

Où λ représente le seuil calculé par IBS comme suit :

$$\lambda = \beta \frac{\tilde{\sigma}^2}{\tilde{\sigma}_X} \operatorname{avec} \ \beta = \sqrt{\frac{\log(n^2)}{2 \times k}}$$
(2.5)

Où β est le paramètre du seuil qui dépend de nombre de coefficient dans la sous-bande noté (*n*) et le niveau de décomposition k; $\tilde{\sigma}$ représente l'écart type du bruit

$$\tilde{\sigma} = \frac{Median(|D_{1,HH}|)}{0.6745} \tag{2.6}$$

 $\tilde{\sigma}_X$ est définie comme :

$$\tilde{\sigma}_X = \begin{cases} \sqrt{\tilde{\sigma}_D^2 - \tilde{\sigma}^2} & \text{for } \tilde{\sigma}_D^2 \ge \tilde{\sigma}^2 \\ 0 & \text{for } \tilde{\sigma}_D^2 < \tilde{\sigma}^2 \end{cases} \text{ avec } \tilde{\sigma}_D^2 = \frac{1}{n^2} \sum_{i,j}^n D_{i,j}^2 \tag{2.7}$$

L'image débruitée I_d est alors obtenue en appliquant la transformée en ondelettes inverse. Le bruit extrait N est calculé comme suit :

$$N=I-I_d \tag{2.8}$$

Une fois que le bruit N est identifié, l'étape d'insertion va permettre de le moduler pour obtenir le bruit tatoué N_w .

2.3.2.2. Insertion de la marque

Ce processus permet d'insérer un message M dans les coefficients d'ondelettes du bruit extrait N en utilisant une clé secrète de tatouage K_w et la modulation QIM (1.2.3.1) que nous avons adapté à notre problématique. Pour ce faire, la transformée en ondelettes de N est calculée jusqu'à trois niveaux de décomposition. Les coefficients de bruit $D_{k,l}^N(i,j)$ à la position (i, j) dans les sous-bandes de détails peuvent être obtenus directement à partir de la transformée en ondelette de l'image et de sa version débruitée.

$$D_{k,l}^{N}(i,j) = D_{k,l}(i,j) - \widetilde{D}_{k,l}(i,j)$$
(2.9)

Ensuite, à l'aide de la clé de tatouage K_w , *m* coefficients sont secrètement sélectionnés parmi ceux de sous-bandes de détails $\{D_{k,l}^N(1), ..., D_{k,l}^N(d), ..., D_{k,l}^N(m)\}$. Chaque bit b_d de *M* est ensuite inséré dans un coefficient en utilisant une version modifiée de QIM comme illustrée en figure 2.13.



Figure 2.13 Exemple d'insertion d'un bit b_d dans un coefficient de détail D_d en utilisant la QIM modifiée. Les symboles o et × désignent les centres d'intervalles qui codent respectivement 0 et 1.

En effet, la dynamique des coefficients est d'abord divisée en q intervalles (ou classes) de même taille Δ , où Δ est le pas de quantification. Des paires de classes contiguës sont constituées, c'est-à-dire $\{(C_0^u, C_1^u)\}, u = 1, ..., \lfloor q/2 \rfloor$ telle que dans une paire (C_0^u, C_1^u) : C_0^u code '0' et C_1^u code `1 '. b_d est ensuite inséré dans $D_{k,l}^N(d)$ comme suit: si $D_{k,l}^N(d)$ appartient à la classe $C_{b_d}^u$ qui code b_d alors D_d^w (la version tatouée de $D_{k,l}^N(d)$) correspond à $D_{k,l}^N(d)$ sinon $D_{k,l}^N(d)$ est déplacé vers la classe $C_{b_d}^u$ en ajoutant ou en soustrayant Δ pour obtenir D_d^w . En effet, D_d^w est donc donné par :

$$D_d^w = \begin{cases} D_d & \text{if } \left[\frac{D_d}{\Delta}\right] \mod 2 = b_d \\ D_d + \Delta & \text{if } \left[\frac{D_d}{\Delta}\right] \mod 2 \neq b_d = 0 \\ D_d - \Delta & \text{if } \left[\frac{D_d}{\Delta}\right] \mod 2 \neq b_d = 1 \end{cases}$$
(2.10)

Cette implémentation de QIM nous permet de minimiser les modifications de la distribution du coefficient de bruit en utilisant des pairs de classes. La distorsion est directement liée au pas de quantification Δ . En effet, plus le pas de quantification Δ est petit, plus la distorsion est faible. Nous donnons dans la figure. 2.14 un exemple de l'histogramme des coefficients de la sous-bande diagonale de détails au premier niveau avant et après notre processus de tatouage en considérant $\Delta = 1$ et un message binaire uniformément distribué.



Figure 2.14 Histogrammes de la première résolution, coefficients de détail diagonal du bruit (a) et sa version tatouée (b).

Comme on peut le voir dans la figure 2.16, l'impact de tatouage ne change pas significativement la répartition des coefficients de bruit. Analytiquement, nous avons calculé la divergence entre les distributions des coefficients tatoués et originels par la distance de Kullback-leibler, en moyenne elle vaut 0,13.

Afin de garantir la synchronisation entre les étapes d'insertion et d'extraction, il faut assurer que le processus de débruitage appliqué sur l'image tatouée identifie correctement le bruit tatoué. Plus clairement, pour pouvoir récupérer N_w de I_w avec la même procédure initiale d'extraction du bruit N de l'image I, il faut que l'insertion de M ne doit pas modifier la valeur du seuil λ (voir l'équation 2.5). La solution que nous proposons consiste à calculer λ sur les coefficients d'image qui ne sont pas modifiés par le tatouage, c'est-à-dire les coefficients de bruit qui ne sont pas sélectionnés pour l'insertion du message, i.e. $D_{k,l}^N(v) \neq \{D_{k,l}^N(1), ..., D_{k,l}^N(d) ..., D_{k,l}^N(m)\}$. Une conséquence de cette solution est que notre système est fragile. Toute modification d'image peut avoir une incidence sur la valeur de λ et l'extraction du message.

2.3.2.3. Test et résultats

L'algorithme proposé a été testé sur 75 images radiographiques de profondeur de 12 bits représentant différents objets anatomiques (tête, poumons, main, pied, jambe, etc.). Un échantillon d'image est illustré dans la figure 2.15.



Figure 2.15 Échantillon d'images radiographiques de la base de données.

Les performances de notre système sont évaluées en termes de capacité et d'imperceptibilité. Notons que pour des questions de simplicité, les ondelettes de haar sont adoptées pour la mise en place de notre système; et seules les trois sous-bandes de détails du bruit du premier niveau de décomposition, i.e. $D_{1,l}^N$, sont tatouées.

- Capacité - considérant $\Delta = 1$, la capacité d'insertion obtenue varie entre 0.0084bpp et 0.3bpp, avec une moyenne d'environ 0.15bpp et un écart-type de 0,061. Cette variation est due au fait que le message est inséré uniquement dans le bruit de l'image dont la quantité varie d'une image à une autre. La figure 2.17 illustre la capacité d'insertion en bpp en fonction de l'intensité de bruit dans l'image mesurée par la valeur de seuil λ . Nous avons vu que l'intensité du bruit dans une image radiographique dépend de la dose de rayons X, de l'équipement, des conditions d'acquisition et du patient. Ceci explique la différence en quantité de bruit entre les images des différentes régions anatomiques et comme l'illustre la figure 2.16, la capacité d'insertion augmente avec l'intensité du bruit λ .



Figure 2.16 la capacité d'insertion en bpp en fonction de la quantité de bruit λ , calculée sur 75 images

- **Distorsion** - afin de mesurer la distorsion entre une image *I* et sa version tatouée I_w , des mesures de qualité différentes ont été prises en considération: PSNR (signal de pointe à Ratio de bruit) [HOR-10], SSIM (mesure de similarité de structure Index) [WAN-04a], UQI (Universal Image Quality Index) [WAN-02], MSSIM (indice de similarité structurelle à plusieurs échelles) [WAN-04b],

CWSSIM (indice de similarité structurelle des ondelettes complexes) [SAM-09] et NQM (Noise Quality Measure) [DAM-00]. En raison de manque de méthodes de tatouage avec perte sur les images radiographiques, nous avons proposé de comparer la distorsion introduite par notre système à la distorsion introduite par la compression JPEG et JPEG 2000 suivant les ratios de compression recommandés dans [KOF-09].

Métriques		Compression	Compression	Schéma proposée
		Jpeg	Jpeg2000	
		ratio = 20	ratio = 20	
PSNR (db)	Moyenne	44.07	47.36	77.24
	(écart-type)	(2.51)	(2.86)	(2.3)
SSIM	Moyenne	0.9987	0.9994	1
	(écart-type)	(0.002)	(0.001)	$(3.45 \ 10^{-7})$
UQI	Moyenne	0.9248	0.9653	0.9995
	(écart-type)	(0.18)	(0.057)	(8.3 10 ⁻⁴)
MSSIM	Moyenne	0.9533	0.9632	1
	(écart-type)	(0.036)	(0.036)	(2.17 10 ⁻⁵)
CWSSIM	Moyenne	0.9558	0.9562	1
	(écart-type)	(0.051)	(0.0396)	(1.64 10 ⁻⁴)
NQM (db)	Moyenne	50.8	53.8	72.38
	(écart-type)	(6.36)	(5.88)	(7.27)

 Tableau 2-1
 Comparaison objective entre la distorsion causée par le tatouage dans le bruit et la compression avec perte suivant un ratio de 20.

Comme le montre le tableau 2.1, les valeurs des mesures de qualité obtenues par notre système sont assez élevées. Par exemple, les valeurs de PSNR et de SSIM obtenues des valeurs moyennes sont environ de 77 dB et 1, respectivement.

En comparant, ces résultats à l'étude canadienne sur la compression des images avec perte qui a montré que dans le cas des images radiographiques des ratios de compression de 20 à 30 sont autorisés sans mettre en danger la valeur diagnostic de l'image [KOF-09], on peut alors constater, que quelle que soit la méthode de compression avec perte utilisée (JPEG ou JPEG 2000), les valeurs des mesures de qualité obtenues sur notre schéma restent les plus élevées. En conséquence, on peut considérer notre système comme acceptable pour les images radiographiques.

2.3.2.4. Conclusion

L'originalité de notre méthode se concrétise dans l'insertion d'un message dans le bruit quantum causé par les rayons X afin de préserver la qualité de l'image radiographique. Ce bruit représente le bruit dominant dans les images radiographiques.

Les Résultats expérimentaux ont montré que notre système offre un bon compromis entre capacité et qualité de l'image. Cette méthode est fragile, car toute modification aura un impact sur le message intégré. Elle peut être utilisée dans les services de sécurité tels que le contrôle d'intégrité et d'authenticité. Cependant, pour pouvoir mettre à jour la marque, il faut que notre système soit

réversible. Pour y répondre nous proposons une version réversible de notre méthode dans la prochaine section.

2.3.3. Tatouage réversible (schéma 2)

La réversibilité d'un algorithme de tatouage apporte deux avantages considérables. Le premier consiste à mettre à jour la marque sans causer davantage de distorsions au sein de l'image. Le deuxième assure la reconstruction sans perte de l'image après l'extraction de la marque. La capacité d'insertion dans notre algorithme est prédéfinit par la quantité de bruit dans l'image radiographique. Cela risque de limité la capacité d'insertion de l'information de reconstruction de l'image. Pour pallier à cette problématique, nous proposons une stratégie de tatouage par région (c.f. section 1.2.3.3).

Dans cette section, nous présentons d'abord notre schéma de tatouage de façon générale. Ensuite, nous détaillons chacun des modules à savoir, le processus de classification permettant de deviser l'image en deux régions ROI «Region of interest » et RONI « Region of no-interest », le processus d'insertion de la marque et l'interaction entre la classification et l'insertion, afin de permettre l'intégration de la marque et la synchronisation de sa lecture. Finalement, nous donnons les résultats expérimentaux obtenus sur des images radiographiques.

2.3.3.1. Architecture du schéma de tatouage

Notre système repose sur deux étapes principales, la classification et l'insertion de la marque, voir la Fig. 2.17. Le processus de classification permet d'identifier deux ensembles de régions dans une image I: le fond noir d'image (I_A) RONI; et le reste de l'image (I_B) ROI, c'est-à-dire l'objet anatomique comme illustré à la Fig. 2.18. La stratégie que nous proposons pour sélectionner les différentes régions d'image repose sur un processus de classification invariant à l'insertion du message. Ainsi à la lecture, il est possible de réidentifier les deux régions (ROI et RONI).



Figure 2.17 Schéma de tatouage complet avec l'image originale I, le message M, l'arrière-plan de l'image I_B et l'objet anatomique dans l'image I_A. N et I_{Ad} sont le bruit quantum et l'objet anatomique débruité, I_{Bw}, N_w et I_w sont les versions tatouées de I_B. N et I.

Une fois que les deux régions I_A et I_B sont identifiées, un message M sera inséré à l'aide de la modulation de déplacement d'histogramme de base (HS) directement appliquée aux pixels de l'image d'arrière-plan (I_A). Une version améliorée de la modulation (HS) est appliquée aux coefficients de bruit dans le domaine des ondelettes de l'image (I_B). Dans le paragraphe suivant nous allons commencer par détailler le processus de classification avant de passer à l'insertion de la marque.



Figure 2.18 Exemple illustratif de RONI (Region Of Non Interest) et ROI (Region Of Interest) dans une image radiographique issue de notre base de données. (A) image d'une colonne vertébrale cervicale (1510 × 1191 pixels); (B) image d'arrière-plan; (C) la ROI, constituée de l'objet anatomique.

2.3.3.2. Classification invariante de l'image

Cette classification est invariante au processus d'insertion, c'est-à-dire que le lecteur récupérera la même classification sur l'image tatouée et l'image originale. Pour ce faire, nous proposons de suivre une stratégie similaire à celle exposée dans la section 2.3.3, qui consiste à utiliser des blocs de pixels non tatoués dans le processus de classification.

Pour une image de profondeur de bit d et au premier niveau de décomposition de la transformée d'ondelettes de Haar, un coefficient d'ondelettes est lié à un bloc de pixels 2x2 (*i*, *j*) où (*i*, *j*) est la position du bloc dans l'image. La décision de B (*i*, *j*) appartient au fond de l'image ou à l'objet anatomique, et elle est déterminée à partir du bloc précédent B (*i*, *j*-1), comme suit:

- Si m_{B(i,j-1)} < T_r ou m_{B(i,j-1)} > (2^d − 1) − T_r, où m_{B(i,j-1)} est la valeur moyenne de niveau de gris de B (i,j-1) et T_r est un seuil défini par l'utilisateur, alors B(i, j) appartient au fond de l'image.
- Sinon, B(i, j) fait partie de l'objet anatomique.

Notez que cette règle a été définie de manière à prendre en compte les zones saturées (blanches) qui correspondent à des notations situés dans l'arrière-plan de l'image. Comme B(i,j-1) n'est pas modifié par le processus d'insertion, le lecteur de la marque récupérera la même sortie de classification. En conséquence, seule la moitié de l'image est éligible pour le tatouage.

2.3.3.3. Tatouage

L'insertion de la marque se fait suivant deux modulations HS dans deux régions différentes, nous allons d'abord aborder le tatouage réversible du bruit avant de passer à l'arrière-plan de l'image.

2.3.3.3.1. Dans le bruit quantum

La première étape de cette procédure d'insertion consiste à sélectionner en secret des paires de coefficients (de détail) d'ondelettes du premier niveau de décomposition en fonction de la clé K_w afin de les tatouer.

- Sélection des coefficients à tatouer

Lors de la sélection des coefficients à tatouer, le bruit est d'abord identifié de la même manière que dans l'algorithme de la section 2.3.2.1. Notons $D_{k,l}^{N}(i,j) = |D_{k,l}(i,j)| \le \lambda$ où $D_{k,l}^{N}(i,j)$, $D_{k,l}(i,j)$, et λ représentent respectivement les coefficients du bruit tatouable, les coefficients non tatouable, et le seuil de bruit, k est le niveau de décomposition et L l'orientation de la sous-bande. Afin de pouvoir appliquer la modulation HS, il est nécessaire d'identifier des intervalles porteurs et non porteurs dans l'histogramme. Une illustration de l'application de HS à $D_{k,l}^{N}(i,j)$ est donnée dans la Figure. 2.19.



Figure 2.19 Déplacement d'histogramme du bruit quantum « Quantum Noise Histogram Shifting (NHS) », avec Δ_w l'amplitude de déplacement dans le domaine d'ondelette et λ le seuil de bruit. L'Overflows et l'underflows constituent les overhead.

Comme la répartition des coefficients tatouables est centrée autour de zéro, $D_{k,l}^{N}(i,j)$ sera déplacé de +/- Δ_w (voir figure 2.18). Deux classes sont alors définies : la classe porteuse « carrier-class » dans notre cas ($C_r = [-\Delta_w; \Delta_w [$) et la classe non-porteuse « non-carriers ». Les coefficients négatifs non porteurs (respectivement les coefficients positifs) seront décalés de $-\Delta_w$ (respectivement $+\Delta_w$) libérant ainsi deux plages de niveaux de gris « gaps » autour de C_r .

- Insertion de la marque

Chaque coefficient appartenant à la classe porteuse sera ensuite modifié de manière à permettre l'insertion d'un bit **b** du message tel que

$$D_{k,l}^{W}(i,j) = \begin{cases} D_{k,l}^{N}(i,j), & \text{if } D_{k,l}^{N}(i,j) \in C_{r} \text{ and } b = 0, \\ D_{k,l}^{N}(i,j) + sign\left(D_{k,l}^{N}(i,j)\right) * \Delta_{w}, if D_{k,l}^{N}(i,j) \in C_{r} \text{ and } b = 1, \end{cases}$$
(2.11)

Où $D_{k,l}^W(i,j)$ est le coefficient du bruit tatoué.

Le décalage d'un coefficient de détail d'ondelettes ne doit pas modifier les coefficients des autres sousbandes. En travaillant avec la transformée de Haar à son premier niveau de décomposition, un coefficient est lié à un bloc de pixels $2x2 B(i,j) = [p_0, p_1; p_2, p_3]$. Pour déplacer un coefficient de sousbande d'ondelettes, l'addition ou la soustraction de Δw est équivalente à une addition ou une soustraction du motif de marque $W = [+ \Delta s -\Delta s; -\Delta s + \Delta s]$ au bloc de pixels correspondant au coefficient. Où Δs est une valeur entière positive (le pas de déplacement dans le domaine spatial). Δw est lié à la valeur de Δs . Dans ce cas $\Delta w = 2.\Delta s$. Différents modèles de tatouage doivent être pris en compte pour moduler les autres sous-bandes d'ondelettes de détail. Ils seront superposés dans un bloc, dans le cas où l'utilisateur souhaite exploiter les trois sous-bandes de détail d'ondelettes.

Il est important de noter que les valeurs des coefficients de bruit tatoué $D_{k,l}^{W}(i,j)$ doivent rester dans la plage d'intervalle [- λ ; λ]. Le non-respect de cette règle entraînera des complications au niveau de la lecture de la marque. En effet, le lecteur ne pourra pas distinguer les coefficients qui ont été décalés des autres non décalés. De plus, le tatouage ne satisfera pas la contrainte d'imperceptibilité suivant laquelle il faut préserver la distribution du bruit. Le seuil λ est calculé uniquement à partir de la moitié des coefficients d'ondelettes de l'image. En d'autres mots, dans une sous-bande de détail, on considère un coefficient sur deux consécutifs pour l'intégration d'un message (par exemple $D_{k,l}(i,j)$) alors que l'autre (par exemple $D_{k,l}(i,j-1)$) sera utilisé pour le calcul de λ .

- Gestion de l'information de débordement (Overflows/ underflows)

L'ajout de l'amplitude W peut être à l'origine des Overflows ou underflows. Dans le domaine de transformée, ces débordements doivent être pris en considération (voir la figure 2.18) et certaines informations de reconstruction doivent être insérées avec le message. Cette surcharge d'information permet au lecteur de retrouver les coefficients $D^{W}_{k,l}(i,j)$ dans la plage $[-\lambda; -\lambda + \Delta_w] \cup [\lambda - \Delta_w; \lambda]$ qui ont été déplacés ou non.

Afin de réduire la taille de l'information de reconstruction, nous avons adapté la stratégie proposée dans [PAN-11]. Celle-ci est basée sur un processus de classification dont l'objectif est d'identifier les blocs de pixels susceptibles d'être en Overflows/underflows s'ils sont tatoués. Fondamentalement, B (i, j) sera tatoué en ajoutant ou en soustrayant W uniquement si sa version tatouée, B_w (i, j) = B (i, j) + W, ne conduit pas à l'introduction de Overflows/underflows. Si le pattern de la marque est défini tel que W = [+ $\Delta s - \Delta s$; $-\Delta s + \Delta s$], chaque pixel p_i de *B* peut être approché par une combinaison linéaire de ses pixels:

$$\hat{p}_{0} = (2p_{0} + p_{1} + p_{2})/4 ; \quad \hat{p}_{1} = (2p_{1} + p_{0} + p_{3})/4$$
$$\hat{p}_{2} = (2p_{2} + p_{0} + p_{3})/4; \quad \hat{p}_{3} = (2p_{3} + p_{1} + p_{2})/4$$
(2.12)

Où, $\hat{B}(i, j) = [\hat{p}_0, \hat{p}_1, \hat{p}_2, \hat{p}_3]$ est l'approximation de B(i, j). Le lecteur récupérera $\hat{B}(i, j)$ à partir de B_w (*i*, *j*). Pour identifier les blocs qui peuvent être tatoués (ou des coefficients d'ondelettes tatoués), chaque bloc B(i, j) est d'abord caractérisé par deux valeurs déterminées à partir de sa version approximative $\hat{B}(i, j)$

$$\hat{B}_{\min}^{ij} = \min_{i=0..3}(\hat{x}_i, \hat{x}_i \in \hat{B}(i,j)).$$
(2.13)

$$\hat{B}_{\max}^{ij} = \max_{i=0..3} (\hat{x}_{i}, \hat{x}_{i} \in \hat{B}(i, j)).$$
(2.14)

Ensuite, en considérant N_o et N_u les blocs qui, si tatoués par addition ou soustraction de W, conduisent respectivement à un Overflows/underflows, deux seuils T_{min} et T_{max} peuvent être calculés ce qui aidera à distinguer ces blocs des autres :

$$T_{min} = max_{n=0...Nu} (\hat{B}_{min}^{n}); T_{max} = min_{m=0...No} (\hat{B}_{max}^{m})$$
(2.15)

Par conséquent, un bloc B (i, j) sera tatoué s'il satisfait les contraintes suivantes:

$$\hat{B}_{\min}^{ij} > T_{min} \text{ and } \hat{B}_{\max}^{ij} < T_{max}$$
 (2.16)

Dans le cas contraire, le bloc ne sera pas modifié. Comme la classification est invariante, le lecteur identifiera de nouveau les différents types de blocs.

Un dernier raffinement, qui permet de minimiser la distorsion de l'image, consiste à ne pas marquer les pixels des blocs fortement texturés. Ces blocs correspondent généralement à des coefficients d'ondelettes non porteurs. Ils peuvent être identifiés par l'écart type de leur bloc d'approximation (c'està-dire $\hat{B}(i,j)$). Ainsi, B(i, j) ne sera tatoué que si $\hat{B}_{std}^{ij} < T_{std}$, où \hat{B}_{std}^{ij} est l'écart type de $\hat{B}(i, j)$ et T_{std} est un seuil que nous définissons comme l'écart type moyen de tous les blocs d'approximation.

2.3.3.3.2. Dans l'arrière-plan

Pour que le processus de classification (voir la section 2.3.3.2) n'interfère pas avec l'estimation des paramètres de bruit (voir la section 2.3.2.1), seule une partie des blocs de pixels de l'arrière-plan de l'image sont tatoués. Plus précisément, si B (i, j-1) et B (i, j) sont deux paires de blocs sélectionnés secrètement (sur la base d'une clé secrète K_w), alors B (i, j-1) est utilisé pour le processus de classification tandis que B (i, j) sera tatoué.

L'application de la modulation HS sur les pixels de l'arrière-plan de l'image nécessite néanmoins de distinguer deux cas. En effet, selon la classification de la section 2.3.3.2, la dynamique de l'arrière-plan est constituée de deux parties identifiées par : $m_{B(i,j-1)} < \Delta_s(partie-basse)$ et $m_{B(i,j-1)} > (2^d - 1) - \Delta_s(partie haute)$. Dans la modulation HS de la partie basse (respectivement haute), les pixels sont déplacés en ajoutant (en soustrayant respectivement) des valeurs de gris Δs ; contrairement à l'objet anatomique, il n'y a aucun risque d'overflows (resp. underflows).

2.3.3.4. Théorie de la capacité et la performance de HS dans le bruit quantum

La capacité dépend directement du nombre de coefficients de la « classe porteuse » (c.-à-d. $D_{k,l}^{N}(i,j) \in Cr$) et du nombre de débordements. Elle peut être mathématiquement dérivée si la probabilité de densité de $D_{k,l}^{N}(i,j)$ est connue. Plusieurs travaux ont montré que les coefficients d'ondelettes des sous-
bandes de détail (HL, LH, HH) suivent généralement une distribution Laplacienne [WAN 05b]. Soit $D_{k,l}^{N}(i,j)$ une valeur aléatoire discrète, la probabilité Pr { $D_{k,l}^{N}(i,j) = x$ } peut être approchée telle que :

$$p_x = \frac{1}{2b} \sum_x e^{-|x-\mu|/b}$$
(2.17)

Où p_x représente la probabilité normalisée d'occurrence de chaque valeur de coefficient avec $\sum_x p_x = 1$, μ est la valeur moyenne du coefficient, b est le paramètre d'échelle et $2b^2$ est la variance. Dans notre cas, la répartition des coefficients $D_{k,l}^{N}(i,j)$ est centrée autour de zéro (c'est-à-dire $\mu = 0$) et sa variance peut être estimée par l'équation. (2.6). De ce point de vue, la quantité totale de bits C_T à insérer dans le bruit d'une image pour une amplitude de décalage donnée Δ_w dans le domaine d'ondelettes, s'exprime en (bpc), et s'écrit

$$C_T = \sum_{-\Delta_W}^{\Delta_W - 1} p_x \tag{2.18}$$

Dans le cas où la transformée de Haar, la capacité dans le domaine spatial est équivalente à ${}^{1}\!\!\!/ C_T$ bits par pixel (bpp). Pour obtenir la capacité C, il faut soustraire de C_T le nombre de bits utilisés pour le codage des « overhead » O_v . La quantité des overhead C_{O_v} est directement liée à la probabilité de débordements d'un coefficient $D^N_{k,l}(i,j)$ appartenant à la plage $[-\lambda; -\lambda + 2\Delta_w] \cup [\lambda - 2\Delta_w; \lambda]$. C_{O_v} est donc égal à :

$$C_{O_{\nu}} = \sum_{-\lambda}^{-\lambda+2\Delta_{w}} p_{\chi} + \sum_{\lambda-2\Delta_{w}}^{\lambda} p_{\chi} \quad (bpc)$$
(2.19)

Enfin, la capacité est donnée par :

$$C = C_T - C_{O_v} \quad (bpc) \tag{2.20}$$

Pour la même amplitude de décalage Δ_w . il est également possible de calculer la distorsion introduite. Pour un message binaire uniformément distribué M (c'est-à-dire $P_r(M(k) = 0) = P_r(M(k) = 1) = 0.5)$, l'erreur quadratique moyenne (MSE) est donnée par :

$$MSE = \frac{1}{2}\Delta_s^2 \sum_{-\Delta_w}^{\Delta_w} p_x + \Delta_s^2 \left(\sum_{-\lambda+\Delta_w}^{-\Delta_w-1} p_x + \sum_{\Delta_w}^{\lambda-\Delta_w} p_x \right)$$
(2.21)

Où Δ_s est la distorsion d'un pixel dans le domaine spatial lors d'un décalage Δ_w d'un coefficient d'ondelette de Haar. Nous proposons dans la section suivante de vérifier ces performances théoriques par des tests expérimentaux sur des images radiographiques.

2.3.3.5. Tests et résultats

Le système de tatouage proposé a été testé sur 840 images radiographiques de différentes régions anatomiques (abdomen, thorax, colonne vertébrale, etc.) codées sur de 12 bits de profondeur. Les performances de notre schéma sont évaluées en fonction de la capacité d'insertion et l'imperceptibilité de la marque.

Dans les expériences suivantes et à des fins de simplicité, seuls les coefficients d'ondelettes de Haar à partir des sous-bandes de détail de bruit diagonales du premier niveau de décomposition, $D_{1,HH}^N$, étaient tatoués. Tous les coefficients sont utilisés, c'est-à-dire que nous n'appliquons pas la sélection de blocs de pixels secrets pour l'insertion de messages et que toute l'image est considérée afin de donner une idée de la performance de capacité maximale que notre schéma peut atteindre. Il est a noté que dans nos tests nous avons choisi $T_r = \Delta_s$.

Afin de quantifier la distorsion entre une image I et sa version tatouée I_w , différentes mesures de qualité ont été prises en considération: PSNR, SSIM, UQI, MSSIM, CWSSIM et NQM. Nous proposons également de comparer notre schéma à la distorsion induite par la compression avec pertes JPEG et JPEG 2000 comme pour l'algorithme de la section 1.3

- Performance basée uniquement sur le tatouage du bruit

Dans cette section, nous nous intéressons à la performance de notre système lorsque l'intégration du message ne se fait que dans le bruit quantum. En d'autres termes, nous proposons de tatouer la région anatomique de l'image, sans toucher à l'arrière-plan de l'image. Pour la plus petite distorsion possible c'est-à-dire $\Delta s = 1$, la capacité est en moyenne d'environ 0,05 pbc, comme le montre la Fig. 2.20.



Figure 2.20 Capacités (théorique et expérimentale) obtenues sur l'ensemble de 840 images en fonction de la valeur de seuil λ calculée uniquement sur la sous-bande de détail diagonale du premier niveau de décomposition des ondelettes

La capacité varie entre 0,04 bpc et 0,06 bpc. Le fait que la capacité augmente alors que l'amplitude de décalage est constante est due au fait que, lorsque le bruit dans l'image augmente, le nombre de débordements diminue, limitant ainsi la taille de l'information de reconstruction. Rappelons que l'intensité du bruit dépend de la dose de rayons X, donc la capacité augmente lorsque la dose de rayons X diminue.

En ce qui concerne la distorsion de l'image, nous propose d'illustrer la variation de MSE en fonction de la quantité du bruit (voir la figure 2.21).



Figure 2.21 Mesure de qualité en termes de MSE en fonction de la valeur de seuil de bruit λ lors du tatouage de bruit de 840 images. Seule la sous-bande de détail diagonale du premier niveau de décomposition des ondelettes a été utilisée.

On remarque que le MSE augmente avec la quantité du bruit. En effet, plus λ est grand, plus le nombre de coefficients d'ondelettes est élevé, en particulier le nombre de coefficients non porteurs. La différence entre les résultats expérimentaux et les résultats théoriques s'explique par le fait que la répartition des coefficients n'est pas exactement une distribution laplacienne. C'est la raison pour laquelle les auteurs de [WAN-05b] dérivent le seuil de bruit λ de l'écart type du bruit et de la médiane du coefficient (voir l'équation (2.5)). Nous avons vérifié que, pour une valeur donnée de λ , la valeur expérimentale de la médiane du coefficient ne correspond pas aux valeurs théoriques. De toute évidence, plus la différence est grande avec une distribution laplacienne, plus la différence sera entre les résultats expérimentaux et théoriques. Nous donnons dans le tableau 2-2, les variations de la capacité et de la taille de l'information de reconstruction «overhead » lorsque l'amplitude de décalage Δ s varie de 1 à 3.

Performance	$\varDelta_s = 1, \varDelta_w = 2$	$\varDelta_s = 2, \varDelta_w = 4$	$\varDelta_s = 3, \varDelta_w = 6$
MSE	0.76	2.78	5.64
Capacité totale $C_T(bpc/bits)$	0.06 / 29474	0.1 / 49124	0.13 / 63861
Overhead $C_{O_v}(bpc/bits)$	0.01 / 4912	0.02 / 9824	0.04 / 19650
Capacité C (bpc/bits)	0.05 / 24562	0.08 / 39299	0.09 / 44212

 Tableau 2-2 Variations de la capacité et de la taille de l'information de reconstruction lorsque l'amplitude de décalage varie.

Comme le montre le tableau ci-dessus, la capacité augmente de 0,06 bpc à 0,13 bpc. On peut penser que l'utilisation de plus grande valeur de Δ s, ou équivalent de Δ w, entraînera de meilleures capacités, mais ce n'est peut-être pas le cas. En effet, le changement de coefficient Δ w devrait satisfaire la contrainte $\Delta w <\lambda$ afin de permettre l'utilisation du déplacement d'histogramme. Sachant que, HS fonctionne avec trois classes de coefficients (c'est-à-dire porteur, non-porteur, débordements). Les amplitudes de décalage exploitées dans le tableau 1 ont été prises en considération afin de respecter ces contraintes et de s'assurer que toutes les images peuvent être tatouées. Ainsi, augmenter Δ w peut considérablement augmenter la taille des *overhead*

Quoi qu'il en soit, nous pouvons constater que la performance de notre schéma sur le tatouage du bruit offre une bonne capacité d'insertion pour assurer divers services de sécurité des images médicales telles que l'intégrité et l'authenticité des données. Au moins 24562 bits peuvent être inserés dans le bruit quantum de l'image. Afin de permettre la vérification de l'intégrité de l'image ainsi que de prouver son origine et son attachement à un patient donné, cette capacité est largement suffisante pour l'insertion d'une signature numérique de 256 bits de longueur [PAN-10b] avec un code d'authenticité de 600 bits [COA 08].

- Performance du schéma complet

Performance	$\varDelta_s = 1, \varDelta_w = 2$	$\varDelta_s = 2, \varDelta_w = 4$	$\varDelta_s=3, \varDelta_w=6$
PSNR (dB)	76.5	70.79	67.57
C image complète (bpp)	0.018	0.024	0.027
C région anatomique (bpp)	0.011	0.017	0.02
<i>C</i> région d'arrière-plan (<i>bpp</i>)	0.007	0.007	0.007

Cette section se concentre sur la performance de notre schéma complet, le tatouage de l'arrièreplan de l'image et de l'objet anatomique. Pour $\Delta_s = 1$, la valeur moyenne de la capacité d'insertion est d'environ 0,018 bpp (voir tableau 2-3).

Tableau 2-3 Mesures de la capacité et de distorsion de notre système sur les 840 images radiographiques. Les résultats dépendent de Δ s, l'amplitude de déplacement des pixels et sont donnés en moyenne.

Environ 85232 bits peuvent être intégrés par image. Dans le tableau 2.4, nous comparons également notre système en termes de distorsion avec la distorsion des compressions JPEG et JPEG 2000. Nous pouvons dire que, peu importe la méthode de compression avec perte utilisée, notre schéma préserve mieux la qualité des images. Par exemple, les valeurs moyennes PSNR et SSIM sont d'environ 76,5 dB et 1, respectivement, par rapport au JPEG2000 qui réalise un PSNR de 44,3 dB et un SSIM de 0,99, pour un taux de compression de 20. En conséquence notre système est acceptable pour le tatouage des images radiographiques.

Mét	rique	Jpeg: compression ratio = 20	Jpeg2000 compression ratio = 20	Schéma proposé:			
PSNR (dB)	Moyenne	42.82	44.03	76.5			
	(écart-type)	(5.02)	(5.4)	(0.8)			
SSIM	Moyenne	0.99	0.99	1			
	(écart-type)	(0.01)	(0.01)	(0)			
UQI	Moyenne	0.79	0.78	0.98			
	(écart-type)	(0.06)	(0.069)	(0.04)			
MSSIM	Moyenne	0.97	0.96	0.99			
	(écart-type)	(0.013)	(0.016)	(0)			
CWSSIM	Moyenne	0.99	0.99	0.99			
	(écart-type)	(0.0001)	(0.0001)	(0.002)			
NQM	Moyenne	48.65	49.084	80.2			
	(écart-type)	(7.1)	(6.8)	(12.6)			

Tableau 2-4 Valeurs de mesure de qualité obtenues sur notre schéma, et sur le JPEG et JPEG2000 pour un ratio de compression de 20. 840 images radiographiques ont été considérées.

La capacité de l'image entière est supérieure au tatouage du bruit uniquement, la conservation de la qualité de l'image est meilleure en réduisant le nombre de blocs de pixels à tatouer. Il est ainsi envisageable de profiter de l'espace libre pour intégrer d'autres informations tels que les identifiants d'utilisateur ou les droits d'évaluation/utilisation d'image pour améliorer la traçabilité d'image et le contrôle d'utilisation.

Pour résumé, nous avons proposé un nouveau schéma de tatouage réversible pour les images radiographiques. Son originalité est fondée sur l'intégration du message dans le bruit quantum et la réversibilité. Ainsi, même si l'algorithme est fragile, il peut accomplir différents services de sécurité basés sur le tatouage, tels que l'intégrité et le contrôle d'authenticité dans différentes applications (par exemple, la télémédecine) toute en permettant la mise à jour de la marque et en préservant la qualité de l'image.

2.3.3.6. Conclusion

Afin de sécuriser et préserver la qualité des images radiographiques, nous avons proposé dans ce chapitre de tatouer le bruit quantum inhérent dans les images radiographiques.

Pour ce faire, nous avons d'abord étudié la chaine d'acquisition des images radiographiques, en abordant chaque module rentrant dans la formation de l'image. Nous avons identifié le bruit quantum, qui se caractérise par sa dépendance aux rayons X, source d'acquisition dans les images radiographiques.

Lors du tatouage, le bruit identifié a été modulé sous la contrainte de préserver sa distribution globale. Ainsi, préserver la qualité des images.

Un premier schéma de tatouage avec pertes a été proposé. Cependant, cet algorithme ne permettait pas la mise à jour de la marque sans un risque de rajout de distorsions supplémentaires. Nous avons alors proposé d'améliorer ce schéma en rajoutant la propriété de réversibilité dans un deuxième schéma de tatouage.

Ce travail d'identification d'une caractéristique dans les images médicales permettant d'insérer une marque sans distorsion importante, peut être vu comme un premier pas vers un modèle de masquage dédié aux images médicales. En effet un modèle de masquage permet d'adapter la marque d'une manière imperceptible. Nous proposons dans le chapitre suivant de mettre en place un modèle de masquage basé sur le bruit quantum des images radiographiques.

3. Masquage et évaluation de la qualité des images

Le système visuel humain (SVH) peut être vu comme l'ensemble des organes rentrant dans la perception visuelle. Il est principalement constitué de l'œil, des voies optiques (les nerfs optiques, chiasma optique, corps genouillé latéral) et du cortex visuel. Dans ce système, l'œil reçoit l'information visuelle sous forme de signaux lumineux afin de former une image. Le principe de formation de cette image peut être assimilé à un appareil photographique. En effet, la lumière rentrant à l'œil est diaphragmée par la pupille. Celle-ci joue le rôle d'un diaphragme à réglage automatique. Ensuite, le cristallin, une sorte de lentille, reçoit cette lumière pour former une image par projection sur la rétine [BEN-07]. Cette image transite par les nerfs optiques jusqu'au cortex où elle va être interprétée. La modélisation d'un tel système est un problème complexe qui constitue un domaine de recherche à part entière. Il traite de phénomènes physiologiques et psychophysiques sophistiqués et très complexes qui sont intimement liés, que nous ne pourrons pas aborder dans le cadre de ce travail de thèse.

Les applications d'un tel modèle (modèle psychovisuel), si un jour sa complexité est entièrement considérée, sont vastes [BEG-13]. Par exemple, dans la compression, un tel modèle permettrait d'optimiser le choix de l'information à supprimer d'une image ou d'une vidéo pour gagner en bande passante. Les métriques de qualité les plus récentes ne sont pas exclusivement fondées sur des modèles mathématiques, elles tiennent compte également du SVH, ou de certaines de ses caractéristiques (voir section 1.3). Dans le tatouage des images, où la question est de résoudre le compromis paradoxal entre la robustesse et l'imperceptibilité d'une marque. Un tel modèle peut nous permettre d'adapter la marque (ou de manière équivalente la distorsion) en fonction du contenu de l'image [COX-07], ainsi la qualité de l'image sera préservée.

Dans ce chapitre, nous nous intéressons à la mise en place d'un modèle de masquage pour le tatouage des images radiographiques. Pour ce faire, nous introduisons d'abord les caractéristiques du système visuel humain. Ensuite, en fonction des caractéristiques du SVH prises en compte pour la conception des modèles psychovisuels, nous présentons les différents modèles utilisés en tatouage d'image. Nous proposerons enfin un modèle de masquage qui prend en compte le bruit inhérent dans les images radiographiques. La marque sera donc adaptée suivant la quantité de bruit en chaque position de l'image pour augmenter la capacité d'insertion et conserver la qualité de l'image.

3.1. Caractéristiques perceptuelles du système visuel humain

Comme il a été introduit, le fonctionnement du SVH implique des mécanismes physiologiques et psychophysiques très complexes [BOR-01]. Pour ce qui nous concerne, ce sont ses réponses à différents stimuli qui sont prises en compte par les modèles dont nous allons parler par la suite. En effet, la réponse du SVH diffère d'un stimulus à un autre, de la fréquence de ce stimulus et de son intensité. Pour une image, elle varie avec les fréquences spatiales, la luminosité, la couleur et de bien d'autres paramètres. Néanmoins, les modèles psychovisuels s'appuient généralement sur trois principales caractéristiques perceptuelles: la sensibilité, le masquage et le « pooling », une mutualisation des deux caractéristiques précédentes [COX-07].

3.1.1. Sensibilité

La sensibilité fait référence à la réponse de l'œil à un stimulus direct. Dans les expérimentations, des stimuli sont présentés de manière isolée pour évaluer leur perception par des observateurs. Il existe différents aspects d'un stimulus auxquels l'œil humain est sensible par exemple dans le cas d'une image son contenu fréquentiel, sa luminosité, sa couleur, etc. Nous les décrivons ciaprès.

3.1.1.1. Sensibilité aux fréquences

Dans la vision en générale, l'œil se caractérise par trois réponses en fréquences : une réponse aux fréquences spatiales, spectrales, et temporelles. Dans le cas des images fixes, seules les deux premières réponses sont attendues.

- La fréquence spatiale peut être considérée comme une grandeur caractérisant une structure qui se reproduit régulièrement [BOR-01]. Par exemple dans une mire stimulant des barres de lumière. La fréquence spatiale mesure le nombre de répétition (cycles) par unité d'angle visuel (degré) ou unité de longueur (mm). Celle-ci dépend à la fois de la finesse de la mire (tailles des barres) et la distance à partir de laquelle elle est considérée.

La réponse aux fréquences spatiales est généralement décrite par la sensibilité au contraste en fonction de la fréquence spatiale. Celle-ci est appelée la fonction de sensibilité au contraste (CSF) dont par exemple le modèle proposé par Mannos et Sakrisson [MAN-74]. La courbe montre clairement que notre vision est plus sensible aux fréquences aux alentours les 10 (c/deg). Celle-ci décroît dans les basses et hautes fréquences.

En outre, il a été démontré [CAM-66, TAY- 63] qu'en plus de la sensibilité au contraste, notre vision ne dépend pas seulement des fréquences des différents motifs, mais aussi de leurs orientations. Par exemple, l'œil est plus sensible aux lignes et aux contours verticaux et horizontaux dans une image qu'aux contours avec une orientation de 45 degrés.

- Les fréquences spectrales, c'est-à-dire les couleurs, sont aussi perçues différemment. Dans un système de couleurs RVB (Rouge, Vert, et Bleu), la réponse du SVH peut être différente d'une composante de couleur à une autre. Contrairement, aux composantes rouge et vert, la réponse du SVH est la plus faible pour la composante bleue. En effet, la composante bleue est significativement moins perceptible comparée aux deux autres. C'est pour cette raison que des algorithmes de tatouage proposent d'augmenter la puissance de la marque dans ce canal [KUT-97].

3.1.1.2. Perception de la luminance

Le système visuel n'aperçoit pas la luminance exacte d'un stimulus, mais les changements de la luminance d'un stimulus par rapport à son arrière-plan [OSB-99]. Weber et son équipe ont été les premiers à s'intéresser à la capacité de l'œil à distinguer une variation de luminance [PEL-13]. Dans

son expérience, Weber l'a évaluée considérant la différence de luminance d'un objet, un disque de luminance $\Delta L+L$, posé sur un fond (arrière-plan) homogène de luminance L. L'idée est donc de voir à partir de quelle variation ΔL (la plus petite variation) l'objet devient visible par rapport au fond.

La loi de Weber s'écrit alors :

$$\frac{\Delta L}{L} = C_{cst} \tag{3.1}$$

Cela signifie que le seuil de perception de la luminance ΔL augmente linéairement avec le niveau de luminance de l'arrière-plan L. Cependant, ceci n'est vrai que lorsque la luminance de l'arrière-plan est suffisamment élevée. D'autres travaux [MOO-44][SAK-69][SAK-77] ont cherché à ajuster la loi de Weber, ainsi la relation entre la variation de luminance nécessaire pour la détection d'un stimulus en fonction de la luminance d'arrière-plan.

Cela signifie que la sensibilité du système visuel à la luminance révèle une relation non linéaire en fonction de la luminance de l'arrière-plan. Pour un niveau de luminance d'arrière-plan très faible, le seuil est constant (région linéaire). Si le niveau de luminance d'arrière-plan augmente un peu, le seuil devient proportionnel à la racine carrée de la luminance de l'arrière-plan (région *DeVries-Rose*[GAR-97]). Finalement, si le niveau de la luminance est élevé nous retrouvons la loi de weber. Dans la perception de luminance, la plupart de travaux considère seulement deux régions, la région de Weber et la région DeVries-Rose[OSB-99].

3.1.2. Masquage

Si le système visuel humain est capable de distinguer un signal d'une intensité et d'une fréquence donnée, ce dernier ne peut distinguer un signal en présence d'un autre signal d'une fréquence voisine et d'une intensité plus forte. Plus précisément, le masquage est une mesure de la réponse d'un observateur à un stimulus quand un deuxième stimulus est également présent. Le phénomène de masquage a fait l'objet de plusieurs études [LEG-80] [FOL-94][HEE-92][TEO-94][WAT-87] et plusieurs modèles ont été proposés dans la littérature, nous distinguons ainsi :

- Le masquage de luminance, comme l'œil est peu sensible aux variations de la luminance, si deux niveaux de gris sont très proches, en augmentant ou en diminuant la valeur de l'un d'entre eux, l'œil va finir à partir d'un certain seuil par distinguer les deux niveaux de gris. Ce type de masquage consiste alors à définir un seuil de masquage au-delà duquel l'œil distinguera deux niveaux de gris.
- Le masquage de contraste se produit lorsque la luminance de l'arrière-plan varie dans l'espace.
 Par exemple, dans une image naturelle, cela est plus évident le long d'un contour ou dans une région texturée. Ce masquage revient à mesurer le seuil de détection de contraste d'un signal pour une gamme de contrastes d'un signal masquant [OSB-99].

- Le masquage de texture- L'œil humain est moins sensible aux variations dans les régions texturées contrairement aux régions homogènes. Le masquage ici consiste à calculer le seuil de perceptibilité en fonction de l'activité des régions de l'image. [COX-07].

3.1.3. Mutualisation «Pooling »

Le « pooling », ou mutualisation en français, consiste à combiner les informations de sensibilité et de masquage pour fournir une nouvelle mesure de perceptibilité. En effet, il est rare, voire impossible que ces deux caractéristiques perceptuelles ne soient pas modifiées par des opérations de compression ou de tatouage par exemple. La question alors posée est de savoir comment construire une mesure unique prenant en compte les informations de sensibilité et de masquage [COX-07].

3.2. Modèles psychovisuels utilisés dans le tatouage des images

Ces modèles prennent en considération la sensibilité de l'œil aux variations de la luminance et de contraste, mais aussi sa sélectivité spatio-temporelle ou des phénomènes physiques de masquage, que nous avons évoqués plus haut. Ils conduisent une analyse perceptuelle de l'image. Ils peuvent s'exprimer mathématiquement (ex. : modèle de masquage fréquentiel, modèle « Just Noticeable difference » [WAT-87]) ou découler d'une optimisation de différents critères (spatiaux et fréquentiels) comme c'est le cas avec le modèle de [DEL-98]. Ils fournissent de manière générale une carte de sites exploitables qui porteront l'information, et pour chacun de ceux-ci la limite énergétique de la marque avant qu'elle ne devienne perceptible. L'idée étant d'optimiser la robustesse ou la capacité de la marque.

Les modèles psychovisuels se différencient suivant leur manière d'exploiter les caractéristiques perceptuelles du SVH. Deux types de modèles se distinguent [NGU-13]:

- Les modèles « *implicites* » qui s'appuient sur les phénomènes de masquage du SVH pour déterminer les zones de l'image pertinentes pour le tatouage.
- Les modèles « *explicites* », plus sophistiqués, déterminent un seuil de détection visuel, au-delà duquel la marque reste invisible, en tenant compte de la sensibilité et du masquage. Ce seuil est généralement appelé JND (Just-Noticeable-Difference). Nous reviendrons sur sa définition plus loin dans le chapitre.

3.2.1. Modèles implicites

Dans ce modèle, l'approche est basée sur certaines propriétés implicites du SVH pour déterminer les régions d'image pertinentes pour l'insertion d'une marque. Par exemple, une marque est bien dissimulée dans les régions texturées que dans des régions homogènes, donc l'amplitude de la marque peut être adaptée selon l'activité de la région à tatouer. À cet égard, plusieurs modèles perceptuels sont proposés :

3.2.1.1. Masquage dans le contraste

Kunder *et al.* [KUT-02] ont proposé d'adapter la force de la marque en fonction des régions saillantes dans l'image. C'est-à-dire l'énergie perceptive calculée par l'équation suivante :

$$S(f_{k,l}^{i}(m,n)) = \sum_{\forall (u,v)} C(u,v) |F_{k,l}^{i}(u,v)|^{2}$$
(3.2)

où C(u, v) représente le contraste calculé par la fonction de sensibilité au contraste (**CSF** « contraste sentivity function ») à la fréquence spatiale (u, v). $F_{k,l}^i$ est la transformée de Fourier décrète du bloc *i*, du détails *k* et au niveau de décomposition *l*.

Pour ce faire, l'image hôte est d'abord décomposée en sous bandes d'ondelettes, puis chaque sous bande de détails est subdivisée en blocs. Sur chaque bloc, cette mesure est calculée, la marque est ensuite pondérée en fonction de la valeur de S.

Un des modèles les plus référencés dans la littérature pour le masquage dans le contraste est le modèle de Kutter *et al.* [KUT-02] qui calcule un seuil de visibilité de contraste en fonction du contraste local de l'image. Ils distinguent deux situations.

Dans la première situation, le seuil de contraste C_{T0} est indépendant du contraste de l'image. Ce n'est pas le cas dans la seconde où le seuil croît avec le contraste de l'image. Pour décider de la stratégie du choix du seuil, Kutter et son équipe s'appuient sur une mesure locale du contraste C_M , et C_{T0} tel que :

$$C_T(C_M) = \begin{cases} C_{T0} & \text{if } C_M < C_{M0} \\ C_{T0}(C_M/C_{M0})^{\varepsilon} & \text{otherwise} \end{cases}$$
(3.3)

où ε , C_T , et C_{M0} ont été déterminés par des expériences subjectives sur les images de tests bien connues *Lena* et *Mandrill*.

3.2.1.2. Masquage dans la texture

Parmi les modèles de masquage à base de texture, nous pouvons citer les travaux de Voloshynoskiy et al. [VOL-99] où la fonction NVF (pour « Noise visibility function ») a été introduite. Celle-ci permet d'adapter la force d'insertion de la marque en fonction de la variance locale dans l'image.

L'expression de la NVF est telle que :

$$NVF(i,j) = \frac{1}{1+\theta \,\sigma_x^2(i,j)}$$
(3.4)

$$\theta = \frac{D}{\sigma_{x\,max}^2}$$

Où $\sigma_{x \max}^2$ est la variance maximale locale de l'image hôte, θ est un paramètre dépendant de l'image. Il permet de prendre en compte le contraste global dans le modèle. *D* représente un paramètre intrinsèque, choisi entre[50, 100] souvent fixé à 75. Ce modèle va être abordé en détail dans la section 3.3.

3.2.1.3. Masquage dans la couleur

Dans [KUT-97], Kutter et al. tirent directement avantage de la faible sensibilité de l'œil à la composante bleue d'une image RGB. Une marque a été alors incorporée dans cette composante afin de proposer un schéma de tatouage imperceptible.

3.2.1.4. Masquage dans la luminance, texture et contour

Bartolini *et al.* [BAR-98] ont proposé un masque heuristique pour le tatouage. Ce masque s'appuie sur certaines des propriétés implicites du SVH par rapport à la luminance, aux contours et aux textures pour construire un masque. Pour ce faire, l'image est d'abord prétraitée de trois manières différentes. Elle est filtrée à l'aide d'un filtre passe-bande afin d'extraire seulement la bande de fréquence dans laquelle la marque sera enfouie, l'image résultante est ensuite seuillée puis traitée par une opération de dilatation pour obtenir un masque. Le deuxième traitement emploie un filtre de *Sobel* suivi d'une opération de seuillage afin de rehausser les contours. Finalement, les zones sombres et claires de l'image originale sont distinguées par des seuillages de niveaux de gris et des filtres médians afin de régulariser les images résultantes. Au final, les résultats des différents traitements sont additionnés, avant d'ajouter un décalage (offset).

L'avantage de cette méthode est que le masquage indique les positions dans lesquelles la marque doit être insérée. Cependant, elle ne donne pas d'indication quant à la puissance d'insertion, c'est-àdire en termes de pondération de la marque. S'ajoute à cela le calcul assez compliqué des seuils plus exactement de la valeur de l'offset, qui permet d'insérer la marque partout (même dans les zones uniformes) pour différentes images [BAR-98].

Pour résoudre, ces problèmes, Qi *et al.* [Qi-08], ont amélioré le modèle de Bartolini. Ils ont adopté le modèle de Chou [CHO-95] pour la luminance. Pour la texture, ils produisent une carte qui indique pour chaque pixel, la différence de niveaux de gris entre le pixel et la moyenne d'une fenêtre centrée sur ce dernier. Pour détecter les contours, ils exploitent la méthode de Canny, qui implémente une estimation du gradient de l'image à l'aide du filtre de Sobel, suivi d'un seuillage par hystérésis du module de gradient. La combinaison de ces trois masques est de la forme:

$$M_F = \max(M_L, \min(M_E, M_T)) \tag{3.5}$$

Où M_F est le masque final, M_L , M_E , et M_T représentent respectivement les masques de luminance, des contours, et de texture.

De leur côté, Phi Bang Ng *et al.* [NGU-13] ont exploité le contraste pour fournir une carte de « visibilité ». Pour se faire, ils appliquent la transformée en pyramide d'Adelson [BUR-83] pour décomposer l'image suivant ses basses et moyennes fréquences (filtrage gaussien pour les basses fréquences - filtrage passe-bande Laplacien pour les moyennes fréquences). À partir de ces deux pyramides, ils calculent une carte de « visibilité » à l'aide de la méthode de Moom-Spencer [MOO-45] qui fournit un seuil de contraste (« Just Noticeable Contrats » - JNC) en chaque position de la pyramide. La carte de visibilité de Phi Bang Ng *et al*, est telle que :

$$V(x,y) = \begin{cases} 1 & si \quad C(x,y) \ge JNC(x,y) \\ 0 & sinon \end{cases}$$
(3.6)

Où C(x,y) est le contraste local à la position (x, y) à un niveau de la pyramide, et JNC(x,y) le seuil de contraste. La valeur 1 désigne une position visible (à ne pas modifier) et la valeur 0 désigne une position invisible donc modifiable. Il est important de souligner que cette carte de « visibilité » ne donne pas d'indication quant à l'amplitude possible de la marque.

Les modèles abordés dans cette section sont basés sur des caractéristiques implicites du système visuel humain. Nous avons vu que ces modèles de masquage sélectionnent les composantes de l'image auxquelles le système visuel est le moins sensible, afin de masquer de l'information.

3.2.2. Modèles explicites

Dans cette catégorie, les modèles psychovisuels explicites s'appuient sur la notion « Just Noticeable Différence » (JND). Afin, de déterminer la distorsion maximale qu'on peut injecter à une image avant que l'œil humain ne distingue un changement dans cette image. Le JND représente le seuil perceptible minimal lorsqu'un contenu visuel est modifié. Il est déduit des expériences psychophysiques telles que : l'expérience du choix forcé (2AFC) (two alternative, forced choice) [COX-07], où deux images sont présentées à des observateurs, une tatouée et l'autre non tatouée. Les observateurs n'ont aucune information sur les images et doivent décider de celle qui a une qualité supérieure. Dans le cas où aucune différence de qualité ne peut être perçue, les réponses ont tendance à être aléatoires (donc normalement 50% de bonnes réponses). Et si 75% de réponses correspondent à la bonne réponse, ce qu'est est équivalent à un JND. Dans le tatouage d'image, le JND permet d'indiquer la quantité maximale, qu'on peut ajouter ou soustraire à chaque pixel (ou coefficient dans le cas des transformées) sans causer aucune différence perceptible. On distingue en général deux catégories de modèles explicites : les modèles qui opèrent dans le domaine spatial, et les modèles qui opèrent dans le domaine transformé.

3.2.2.1. Modèles définis dans le domaine spatial

Dans [CHO-95], Chou et Li proposent un modèle JND qui prend en compte l'adaptation de l'œil à luminance et le masquage dans la texture. Le seuil JND est alors défini comme l'effet dominant entre le masquage de texture et l'adaptation à la luminance :

$$JND(x, y) = \max(T_l(x, y), T_t(x, y))$$
 (3.7)

où $T_l(x, y)$ et $T_t(x, y)$ sont les seuils d'adaptation à la luminance et le masquage dans la texture respectivement. L'inconvénient de ce modèle réside dans l'hypothèse sur laquelle se base la modélisation de la luminance. En effet, la luminance d'arrière-plan est considérée constante. Ceci n'est pas tout le temps vrai dans la pratique [BUR-83].

Le modèle de Chou [CHO-95] proposé à l'origine pour la compression des images a été également considéré par Wu *et al.* pour le tatouage [WU-10]. Le seuil JND est donné pour chaque pixel par l'équation suivante:

$$IND(x, y) = \theta_1(x, y)T_1(x, y) + \theta_2(x, y)T_t(x, y)$$
(3.8)

où $T_l(x, y)$ représente le seuil de sensibilité à la luminance renommé pour l'occasion par Wu *et al.* comme le seuil d'adaptation à la luminance, et $T_t(x, y)$ le seuil de masquage dans la texture ; θ_1, θ_2 sont des paramètres de pondération.

Dans [ZHA-05a, ZHA-05b], Zhang *et al.* améliorent quelque peu le modèle de Chou et de Li [CHO-95] en intégrant dans le masquage de texture un facteur permettant de distinguer les régions des contours et les régions de non-contours et en proposant un JND qui additionne les deux masques :

$$JND(x,y) = T_l(x,y) + T_t(x,y) - C_{l,t} \min(T_l(x,y), T_l(x,y))$$
(3.9)

où $C_{l,t}$ (0 < $C_{l,t}$ < 1) est un facteur caractérisant la partie commune entre les deux types de masquages. Si ces modèles peuvent être exploités, ils ont l'inconvénient majeur de ne pas tenir compte de la sensibilité au contraste qui est une caractéristique très importante du SVH. Pour résoudre ce problème, plusieurs modèles JND ont été conçus dans des domaines transformés.

3.2.2.2. Modèles définis dans le domaine transformé

3.2.2.2.1. Domaine Transformé en Cosinus Discrète (TCD)

Un des modèles de JND de ce type le plus cité est celui de Watson *et al.* [WAT-93]. Sa popularité est en grande partie liée aux normes de compression d'images et de vidéos (e.g. JPEG, MPEG) qui s'appuient sur la TCD. Ainsi, le modèle de Watson fournit un seuil JND pour un bloc de 8x8 pixels. Il s'appuie sur la sensibilité au contraste (CSF), l'adaptation à la luminance et le masquage dans le contraste. Pour la sensibilité au contraste, ce modèle exploite la fonction CSF pour déterminer un seuil de visibilité pour les 64 coefficients DCT dans chaque bloc. L'adaptation à la luminance s'inspire des expériences réalisées par Ahumada *et al.* [AHU-92] et est formulée de la manière suivante :

$$t_{i,j,k} = t_{i,j} \left(\frac{C_{0,0,k}}{\bar{c}_{0,0}} \right)^{a_L}$$
(3.10)

où : a_L est un facteur de contrôle de degré de masquage ; $C_{0,0,k}$ est le coefficient DC du bloc k ; $\bar{c}_{0,0}$ est la moyenne des coefficients DC de l'image ; $t_{i,j,k}$ est le seuil de masquage dans la luminance à la position (i, j) dans le bloc ; $t_{i,j}$ est le seuil de visibilité obtenu par la CSF. Enfin, le masquage dans le contraste est intégré en adoptant le modèle de masquage visuel de *Legge Foley*, largement utilisé dans les modèles de vision [LEG-80]. Le JND du modèle de Watson est alors de la forme :

$$JND_{i,j,k} = \max\left(t_{i,j,k}, t_{i,j,k} \left(\frac{C_{i,j,k}}{t_{i,j,k}}\right)^{a_c}\right)$$
(3.11)

Où $C_{i,j,k}$ est le coefficient TCD d'un bloc k de fréquences spatiales (i, j), et a_c est un facteur de contrôle du degré de masquage.

Depuis son introduction, certaines améliorations ont été proposées pour le modèle de Watson. Par exemple dans [ZHA-05], Zhang *et al.* ont fait quelques ajustements sur les étapes de l'adaptation à la luminance et le masquage dans le contraste. Pour ce faire, ils ont adapté le modèle de Chou et Li [CHO-95] pour la luminance à l'origine développé dans le domaine spatial dans le domaine TCD, et ont suggéré de ne pas prendre en compte les contours lors du masquage dans le contraste. Les mêmes auteurs ont proposé dans [ZHA-08] un modèle JND dans le domaine spatial qui consiste en fait à appliquer la transformée TCD inverse à leur précédent modèle, ce qui a pour effet d'accroître sa complexité.

Après Zhang *el al.* nombreux sont ceux qui ont apporté des modifications au modèle de Watson. Nous pouvons citer l'approche de Wei *et al.* dans [WEI-08] où ils ont proposé de recalculer par des expériences psychovisuels le seuil de visibilité de contraste au lieu d'utiliser ceux proposés par Watson en adaptant une fonction de visibilité de contraste CSF aux basses fréquences dans le domaine TCD. Pour le masquage dans le contraste ils ont procédé de la même manière que Zhang *et al.* [ZHA-08], c'est-à-dire par classification de blocs TCD en fonction de leurs contenus (contours, textures, homogènes). L'inconvénient majeur de ce modèle réside dans certains nombres de paramètres utilisés dans l'adaptation à la luminance, la classification des blocs et le masquage dans le contraste. Ils ont été choisis de manière très intuitive et ne reposent sur aucune expérience psychophysique [NGU-13].

Bien que ces modèles aient de bonnes performances dans la caractérisation visuelle, leurs applications restent limitées au tatouage à base de modulation de quantification comme souligné dans [WAN-15a]. Néanmoins, le principal inconvénient réside dans le calcul des différents seuils. En effet, des modifications de la texture et de la luminance liées au tatouage sont à constater suite à un tatouage, cela peut causer des changements dans le calcul de JND et par conséquent des erreurs sont introduites lors de l'extraction.

Récemment, plusieurs travaux [WAN-15a][TAN-15][WAN-15b] ont proposé des solutions pour pallier à ce problème. Par exemple dans [WAN-15b] une nouvelle expression d'intensité moyenne de pixel a été définie pour l'adaptation à la luminance et un seuil est calculé sur les coefficients AC non tatoués pour le masquage dans le contraste.

Outre l'expansion de l'utilisation des modèles développés dans le domaine TCD, une étude de masquage dans le domaine des ondelettes a été réalisée.

3.2.2.2.2. Domaines des ondelettes

En 1992, Lewis *et al.* [LEW-92] ont proposé un modèle JND dans le domaine des ondelettes qui tient compte de la sensibilité aux fréquences et du masquage dans la luminance et dans la texture. Puis en 1997, Watson *et al.* [WAT-97] ont déterminé les seuils de visibilité pour la transformée en ondelettes 9/7 en utilisant la théorie du codage et de la compression des images. Barni *et al.* [BAR-01] ont ensuite proposé un modèle JND plus adapté au SVH dans le domaine des ondelettes. Leur modèle est considéré comme un des classiques dans les ondelettes et sa formulation est la suivante. :

$$IND_{l}^{s}(x, y) = 0.5 \times frequency(l, s) \times L(l, x, y) \times T(l, x, y)^{0.2}$$
(3.12)

où : frequency(l, s) représente la sensibilité aux fréquences au niveau de décomposition l et avec l'orientation s; L(l, x, y) désigne le masquage de luminance au niveau de décomposition l et à la position (x, y); et T(l, x, y) désigne le masquage dans la texture au niveau l.

D'autres modèles ont été proposés dans la compression. On peut citer par exemple Akhbari *et al.* [AKH-05]. Liu *et al.* [LIU-06] qui ont utilisé les mêmes paramètres que Watson [WAT-97].

Dans une étude comparative entre deux modèles psychovisuels proposés dans deux domaines différents à savoir le modèle de Watson dans la TCD et le modèle de Barni dans la DWT. Wei Li et al [LI-12] sont arrivés à la conclusion que l'algorithme de tatouage dans DWT domaine a de meilleures performances que dans le domaine DCT, parce que le processus de décomposition de l'image originale à travers la DWT est très similaire à la caractéristique perceptive de l'oeil l'humain. Ceci dit, les modèles de JND existants dans le domaine de DWT sont généralement critiqués par l'exploitation restreinte des caractéristiques du SVH.

3.2.2.2.3. Calcul du JND dans d'autres domaines

Dans [AUT-07], Autrusseau *et al.* ont conçu un modèle JND basé sur la décomposition en canaux perceptuels (PCD) « *perceptuel channel decomposition* ». Les filtres de la PCD sont très similaires aux *filtres cortex* développés par Watson [WAT-87]. Ces filtres permettent d'exprimer le contraste en fonction d'une plage de fréquence et d'une orientation. Ils sont obtenus par un produit de deux filtres : l'un caractérisant la sélectivité fréquentielle « *dom filter* » et l'autre la sélectivité angulaire « *fan filter* ».

Cette décomposition permet de représenter l'image en différentes sous-bandes de perception dans le domaine de Fourier. Chaque coefficient de sous-bande est quantifié et la qualité globale de l'image est ensuite évaluée à l'aide de tests subjectifs. Dans leur algorithme, l'image hôte est d'abord transformée dans l'espace de Fourier pour permettre une décomposition en canaux perceptuels. Ensuite, un masque perceptuel JND est obtenu en considérant le seuil de quantification maximal dépendant d'une part de la sensibilité du SVH aux fréquences spatiales et d'autre part du contenu de l'image. Finalement, la marque est pondérée avant son insertion dans l'image.

Phi Bang Ng et *al.* [NGU-13] ont proposé d'intégrer la sensibilité au contraste et la luminosité dans leur modèle de tatouage implicite (voir sec 3.2.1.4.) afin de le rendre explicite. Ce modèle est conçu pour insérer la marque dans une pyramide de Laplace.

L'étude du système visuel humain a permis de le modéliser, ces modèles ont été exploités dans plusieurs applications, notamment dans le tatouage d'image. Ceci permet une insertion qui tient compte du seuil de visibilité de la marque afin, de garantir un meilleur compromis entre l'invisibilité et la robustesse en toute circonstance. Nous avons pu observer les différents domaines des modèles JND. Ceci a l'avantage d'adapter le modèle à la méthode de tatouage c'est-à-dire de choisir le modèle qui convient au domaine de l'insertion pour une application donnée.

Face à la complexité de la modélisation du SVH dans le cas d'un stimulus en imagerie médicale, nous avons choisi de mettre en place un modèle implicite pour les images médicales. Plus précisément, les images radiographiques. À notre connaissance, un tel modèle représente le premier modèle psychoviel pour le tatouage des images radiographiques. Pour ce faire, nous avons profité de la

particularité des images radiographiques, afin d'exploiter le bruit d'acquisition localement en chaque pixel pour dissimuler la marque, les détails de ce modèle et sa mise en œuvre sont abordés dans les paragraphes suivants.

3.3. Mise en œuvre d'un modèle de masquage- QNVF (« Quantum Noise Visibility Function »)

Le modèle QNVF « Quantum Noise Visibility Function» peut être vu comme une version du modèle NVF (section 3.2.1.2) adaptée aux images radiographiques. Rappelons que le modèle NVF propose de masquer la marque dans la texture de l'image en prenant en compte le contraste globale de l'image. Cependant, dans le cas des images médicales la texture peut être un élément porteur d'information, utile pour le diagnostic. Nous avons alors proposé d'apporter deux contributions. La première consiste dans l'utilisation du bruit quantum pour la dissimulation de la marque et la deuxième propose une prise en compte du contraste localement dans l'image, plus adaptée aux images complexes [PEL-90].

Dans cette section nous allons d'abord présenter le principe du modèle NVF. Ensuite, une écriture mathématique du modèle proposé est donnée. Un schéma de tatouage à base de QNVF sera explicité. Enfin, nous allons tester notre modèle et analyser les résultats obtenus.

3.3.1. Modèle NVF

Dans le modèle NVF [VOL 99] les auteurs ont proposé d'aborder le tatouage d'image dans un cadre statistique. Généralement, la dissimulation de la marque sans prendre en compte le contenu de l'image, peut s'écrire :

$$y = x + n \tag{3.13}$$

où y représente l'image tatouée, x l'image hôte et n la marque. Lors de l'extraction, l'estimation de la marque în peut se faire en estimant l'image hôte x comme suit :

$$\hat{n} = y - \hat{x} \tag{3.14}$$

L'intégration du tatouage dans un cadre statistique revient alors à utiliser l'estimateur MAP « *Maximum A Posteriori* » pour estimer \hat{n} . Cependant, il est nécessaire de développer les modèles probabilistes de la marque et de l'image originale. Si la marque n suit une distribution $p_n(n)$ et l'image originale x une distribution $p_x(x)$ alors selon le MAP [VOL-99], l'estimation de la marque s'écrit :

$$\hat{n} = \arg\max_{\hat{n}} L(\hat{n}/y) \tag{3.15}$$

où $L(\hat{n}/y)$ est la fonction logarithmique de la distribution *a posteriori* :

$$L(\hat{n}/y) = \ln p_x(y/\hat{n}) + \ln p_n(\hat{n})$$
(3.16)

- *Modèles probabilistes de la marque :* Dans le cas des images grand public, la marque *n* peut être modélisée par une distribution gaussienne de moyenne nulle et de variance σ_n^2 unitaire :

$$p_n(n) = \frac{1}{\sigma_n \sqrt{2\pi}} \exp(-\frac{n^2}{2\sigma_n^2})$$
(3.17)

Modèle de l'image originale : Afin de modéliser l'image d'entrée d'une manière appropriée, les auteurs se sont basés sur le champ aléatoire de Markov « Markov Radom Field » (MRF) [VOL-99]. Ce modèle permet de formuler une hypothèse sur la distribution de l'image. En utilisant le modèle de Gibbs, le MRF s'écrit :

$$p(x) = \frac{1}{Z} \exp - \sum_{c \in A} V_c(x)$$
 (3.18)

Où Z est une constante de normalisation appelée fonction de partition, $V_c(x)$ est un système de voisinage, *c* définit le système de cliques associés. En d'autres termes, dans une image, les interactions locales nécessitent une structuration des relations spatiales entre les pixels. Le modèle de Gibbs est muni d'un système de voisinage *V* défini comme suit :

$$V_c = \{t\} \ tels \ que \ \begin{cases} c \notin V_c \\ t \in V_c \implies V_v \end{cases}$$

A partir de ce système de voisinage, un système de cliques peut être déduit : une clique est soit un singleton de c, soit un ensemble de sites tous voisins les uns des autres. Donc A dans l'équation (3.18) désigne l'ensemble de toutes les cliques possible.

Généralement le modèle de Gibbs considère deux cas particuliers, à savoir le cas d'un modèle gaussien non stationnaire [MOU-98] ou le cas d'une gaussienne généralisée (GG) stationnaire [CHA-98]. Le principal point de différence qui les oppose tient compte des caractéristiques locales de l'image. Dans le modèle gaussien stationnaire, les données sont supposées localement i.i.d³ avec une fonction de densité de probabilité gaussienne, alors que dans le modèle stationnaire GG, les données sont supposées être globalement i.i.d.

Dans le cas où l'image est modélisée par un modèle gaussien non stationnaire, l'estimateur MAP de l'équation 3.13. donne :

$$\hat{x} = \bar{x} + b(y - \bar{x})$$
 (3.19)

Avec

$$b = \frac{\sigma_x^2}{w\sigma_n^2 + \sigma_x^2} \tag{3.20}$$

³ Indépendantes et identiquement distribuées

Où σ_n^2 , σ_x^2 *et w* représentent respectivement la variance de la marque *n*, la variance de l'image *x* et la fonction de poids. Le modèle NVF s'écrit alors :

$$NVF = 1 - b = \frac{w\sigma_n^2}{w\sigma_n^2 + \sigma_x^2}$$
(3.21)

Dans le cas d'un modèle gaussien non stationnaire la fonction w (fonction de poids) est égale à 1. Le NVF peut s'écrire sous la forme :

$$NVf(i,j) = \frac{1}{1 + \sigma_x^2(i,j)}$$
(3.22)

A partir de l'équation (3.21) nous constatons que dans des régions homogènes la variance du signal σ_x^2 tend vers 0, donc le NVF tend vers 1 et que la variance du signal σ_x^2 est plus grande que la variance bruit σ_n^2 , le NVF ≈ 0 (régions texturées).

Le contraste est intégré dans le NVF final par la variable θ . Cette dernière a été intégrée dans (3.22) donnant ainsi l'équation suivante :

$$NVf(i,j) = \frac{1}{1+\theta\sigma_x^2(i,j)}$$
 (3.23)

 θ peut être défini comme le contraste RMS (Root Mean Square) [PAV-87]. Cependant, Peli and al [PEL-90] ont montré qu'avec cette définition de contraste, des images de différents visages humains ont le même contraste. En effet, le RMS est une définition de contraste global qui ne dépend pas du contenu de l'image, que ce soit en termes de fréquence ou de répartitions spatiales.

Afin d'adapter ce modèle aux images radiographiques, il est important de définir des modèles probabilistes appropriés aux phénomènes physiques rentrant dans la formation des images. A savoir le bruit, le modèle de l'image et le contraste.

3.3.2. Modèle QNVF

L'intégration du problème du tatouage de bruit dans un cadre statistique peut se faire en considérant le modèle de Hensel et *al.* [HEN-06]. Les auteurs partent du principe théorique que la distribution de poisson peut être approchée par une distribution gaussienne caractérisée par une moyenne et une variance égales. Pour ce faire, ils se sont intéressés aux images radiographiques acquises avec de très faibles doses de rayonnement. Le bruit quantum est donc abondant, les traitements appliqués aux images peuvent alors changer la distribution de poisson. En effet, Hensel et *al.* ont observé dans ce cas précis que le bruit peut être approché par une distribution gaussienne de moyenne η nulle et d'un écart-type $\sigma_{\eta}(X)$ dépendant du signal, c'est-à-dire de l'image X. Le signal observé est donné par la relation :

$$Y = X + \eta(X) \tag{3.24}$$

Y, *X* et $\eta(X)$ représentent respectivement l'image observée, l'image (ou le signal) originale et le bruit. Nous constatons qu'avec ce modèle de bruit, l'équation (3.24) se rapproche de l'équation (3.13). La fonction de densité de probabilité de la variable η s'écrit dans ce cas :

$$f(\eta, x) = \frac{1}{\sigma_{\eta}(X)\sqrt{2\pi}} \exp(-\frac{\eta^2}{2\sigma_{\eta}(X)^2})$$
(3.25)

Afin de modéliser l'image d'entrée d'une manière appropriée, nous nous sommes basés sur [SAL-08] où les auteurs ont choisi le modèle non stationnaire pour des images radiographiques [SAL-08]. Comme la variance de bruit dans notre modèle (équation (3.25)) dépend de l'image *X* et en se basant sur 3.20 et 3.21, le modèle QNVF s'écrit :

$$QNVf(i,j) = \frac{\sigma_{\eta}^2(i,j)}{\sigma_{\eta}^2(i,j) + \sigma_x^2(i,j)}$$
(3.27)

Où $\sigma_{\eta}^2(i,j)$ et $\sigma_x^2(i,j)$ représentent respectivement la variance du signal et la variance de bruit à la position (i, j). Ce modèle prend en considération la quantité du bruit dans le signal.

Afin de finaliser l'écriture du modèle de masquage, il nous reste le paramètre de contraste à intégrer. Dans [PEL-90], Peli et *al*. ont proposé un modèle de contraste pour les images complexes. Ce modèle a été largement exploité dans les domaines : grand public et médical [IRR-16]. Afin de prendre en compte le contraste local dans le QNVF, une carte d'activité définie par P. Irerra et *al* [IRR-16] sur les images radiographiques a été utilisée. Il s'agit d'une autre écriture de la carte d'activité définie par Peli et *al*. Nous obtenons alors :

$$QNVF(i,j) = \frac{\sigma_n^2(i,j)}{\sigma_n^2(i,j) + A(i,j)\sigma_x^2(i,j)}$$
(3.29)

 $\sigma_{\eta}^{2}(i, j), \sigma_{x}^{2}(i, j)$ et A(i, j) représentent respectivement la variance du bruit, la variance de l'image et la carte d'activité représentant le contraste local en chaque position (i, j) de l'image. Ce modèle permet de tatouer les régions les plus bruitées avec une marque plus puissante.

Les détails de calcul des paramètres du modèle à savoir les variances du bruit, de l'image, et la carte d'activité, sont abordés dans les paragraphes suivants.

3.3.2.1. Estimation des variances dans le modèle QNVF

Le calcul du modèle QNVF de l'équation (3.29) se base sur trois paramètres, à savoir la variance du bruit $\sigma_{\eta}^2(i, j)$, la variance de l'image $\sigma_x^2(i, j)$ et la carte d'activité A(i, j) en chaque position (i, j) de l'image. Dans cette section nous allons expliquer en détail les méthodes choisies pour l'estimation de ces paramètres.

3.3.2.1.1. Estimation de la variance de bruit dans le modèle QNVF

Pour estimer la variance du bruit nous nous sommes basés sur les travaux de P. Irerra et *al* [IRR-16]. Les auteurs ont proposé d'estimer la variance de bruit dans les images radiographiques par un estimateur à base de percentil très robuste.

La méthode percentil repose sur le fait que le calcul direct des variances du bruit sur des blocs d'une image, peut être biaisé par les contours et les textures. L'idée de la méthode percentil est alors d'éviter les effets latéraux des contours et textures dans l'estimation de la variance afin de déduire la variance moyenne réelle du bruit dans les blocs. Comme l'illustre la figure 3.1, la première étape de la méthode d'estimation du bruit par percentil consiste à calculer une version passe-haut de l'image *I*. L'image résultante est notée I_H . Ceci permet l'élimination de la composante déterministe due au signal et donc de trouver une composante prédominante du bruit dans de nombreuses petites fenêtres [SAL-08]. Plusieurs images transformées ou filtres passe-haut permettent de calculer l'image I_H . Nous avons opté pour la transformée « Isotropic Undecimated Wavelet » (IUWT) (Starck et *al.* [STA-07]) initialement définie pour les images astronomiques. Ce choix est motivé par les similarités existantes entre les images radiographiques et les images astronomiques [GRA-06] et notamment l'application en imagerie médicale de cette transformée [IRR-16].

Une carte de variance I_V est calculée à partir de I_H par une fenêtre glissante de taille *d*. A partir de l'image I une carte de moyenne I_M est également calculée. Une fois que les deux cartes de moyenne et de variance sont obtenues, l'image I est divisée en fonction des niveaux de gris en *n* régions de même taille non superposées et pas nécessairement connectées i = 1, 2, ..., n. En d'autres termes, chaque région est un bin dans l'histogramme de l'image I et chaque bin contient le même nombre de pixels. La variance et la moyenne de chacune des régions sont extraites respectivement de la carte de moyenne et de variance puis stockées dans des vecteurs.

La méthode percentil est ensuite appliquée pour déterminer la variance de bruit $\sigma_{\eta_i}^2$ dans chaque région i. Pour ce faire, supposons que « *M* » est le cardinal de nombre de pixel dans une région i. A chaque pixel correspond une variance *Vi* avec *i* [0,...,*M*]. Le percentil va permettre de choisir une variance à partir du vecteur *Vi* afin de représenter la variance de toute la région i. Pour ce faire, les variances sont tirées dans un ordre croissant puis l'équation suivante est appliquée :

$$\sigma_n^2 = \operatorname{V}\left[\left|\frac{p}{100}M + \frac{1}{2}\right]\right] \tag{3.30}$$

Où p représente la valeur de percentil, M le nombre de région. Cela va permettre de choisir une variance à partir du vecteur *Vi* afin de représenter la variance de la région *i*.



Figure 3.1 Schéma représentatif des différentes étapes d'estimation de la courbe de bruit. (Afin que les images soient visibles, nous avons joué sur le contraste d'affichage.)

Une fois que la variance de la région *i* est calculée, le niveau de gris moyen μ_i dans chaque région peut également être calculé à partir de la carte de moyenne $I\mu$ par la médiane des niveaux de gris moyens dans la région *i*. Enfin, les variances et les moyennes des n régions { $(\mu_l, \sigma_{\eta_1}^2), (\mu_2, \sigma_{\eta_2}^2), ..., (\mu_n, \sigma_{\eta_n}^2)$ } sont interpolées linéairement pour obtenir la courbe de bruit. Un exemple de cette courbe est donné dans la figure 3.2.



Figure 3.2 Exemple de courbe d'évolution de la variance σ_{η}^2 *en fonction de* μ . *((a) image radiographique des poumons et (b) la courbe correspondante.)*

Lors de l'implémentation nous avons utilisé les paramètres recommandés dans [IRR-16] : un percentil p = 10%, une fenêtre de taille d = 7x7 et le premier niveau de détail de la décomposition à plusieurs échelles en tant que filtre passe-haut dans tous nos tests.

Pour résumer, la méthode percentil nous permet d'estimer une courbe de bruit (Fig. 3.2 b) à partir de laquelle le bruit en chaque position de l'image peut être déduit facilement.

3.3.2.1.2. Estimation de la variance de l'image dans le modèle QNVF

Comme nous avons supposé que l'image est localement i.i.d, la variance $\sigma_x^2(i,j)$ de l'image X en chaque position (i, j) se calcule par :

$$\sigma_x^2(i,j) = 1/(2L+1)^2 \sum_{k=-L}^{L} \sum_{l=-L}^{L} [X(i+k,j+l) - M_x(i,j)]^2$$
(3.31)

$$M_{x}(i,j) = 1/(2L+1)^{2} \sum_{k=-L}^{L} \sum_{l=-L}^{L} X(i+k,j+l)$$
(3.32)

où σ_x^2 (i, j) et $M_x(i, j)$ représentent respectivement la variance locale et la moyenne locale dans une fenêtre de taille $(2L + 1) \ge (2L + 1)$ centrées sur le pixel X(i, j).

Cette estimation est asymptotiquement impartiale [VOL-99], donc pour diminuer le biais, il est nécessaire d'agrandir l'espace d'échantillonnage, c'est-à-dire la taille de la fenêtre. Cependant, le fait d'agrandir la taille de la fenêtre un grand nombre de pixels va être représenté dans la même fenêtre locale. Ceci enfreint l'hypothèse sous-jacente dans laquelle les données sont localement i.i.d. Plusieurs travaux de recherche ont été menés sur cette problématique afin de définir la taille de la fenêtre

adéquate à l'hypothèse posée. Dans notre cas nous nous sommes basés sur les travaux visant les images radiographiques, où la taille de la fenêtre a été généralement fixée à 7x7 [CHA-98(b)]. Nous avons donc choisi L = 3.

3.3.2.2. Estimation du contraste dans le modèle QNVF

Nous avons vu dans le chapitre 2 que le contraste des images radiographiques dépend de nombreux facteurs physiques et psychovisuels. De nombreuses expériences et études ont été menées sur la recherche d'une mesure de contraste compatible avec la sensibilité du SVH. Weber (1834) a été le premier à enquêter sur la capacité de discrimination visuelle du SVH. C'est Fechner [BEG-13], en 1861, qui a formulé plus explicitement la loi empirique de Weber. Les méthodes proposées forment la capacité de discrimination du SVH en fonction de la notion de différences justes remarquables (JND). La première mesure physique du contraste a ensuite été exprimée comme variation relative de la luminance. Une autre mesure de contraste global a été proposée par Michelson en 1927 [PEL-13]. Cette mesure a été introduite pour quantifier la visibilité des franges optiques. Alors que cette définition de contraste n'a aucun lien avec le SVH, elle a été largement utilisée dans de nombreuses études, y compris des expériences psychovisuelles telles que la mesure de la fonction de sensibilité au contraste [FEC-66]. En 1944, Moon et Spencer considéraient le cas d'une cible sur un cadre non uniforme et proposaient une mesure de contraste plus réaliste [MOO-45]. Toutes ces expériences séminales ont contribué de manière importante à la connaissance de la façon dont le SVH perçoit le contraste dans un environnement limité. Cependant, pour les images naturelles et complexes, les mesures locales de contraste doivent être définies pour tenir compte de la non-stationnarité et des structures locales du signal. Depuis les premiers travaux pionniers de Weber et Fechner, de nombreuses études ont été réalisées et plusieurs mesures de contraste local ont été proposées. Elles visent à imiter les principales caractéristiques psychophysiques du SVH [ZHA-89, PEL-91, PEL-88 -PEL-86]. Peli a été le premier à introduire la fréquence dans la mesure du contraste dans les images complexes et naturelles. Cette définition a été reprise dans des travaux d'amélioration du contraste dans les images radiographiques [IRR-16] où la carte d'activité est calculée en chaque position (i, j) par l'équation formulée par Peli [PEL-90]. Elle a été exprimée par :

$$A_t = \frac{C_t^I}{L_t^I + \epsilon} \tag{3.33}$$

 A_t, L_t^I , ϵ et C_t^I représentent respectivement la carte d'activité, le résidu de basse fréquence, une constante et le contraste local à l'échelle t. Le contraste local est calculé par la moyenne des coefficients dans un bloc.

Dans le QNVF, la carte d'activité est calculée uniquement sur les coefficients de détail du premier niveau de décomposition de l'image transformée IUWT.

Maintenant que nous avons vu comment calculer chacun des paramètres du modèle QNVF, c'est-à-dire la variance du bruit, la variance de l'image et la carte d'activité, nous proposons dans un premier temps une illustration des cartes obtenues par chacun des modèle (NVF et QNVF) sur la même image radiographique à la figure 3.3 :



(a)

(b)

Figure 3.3 Cartes d'insertion d'une même image radiographique obtenues à l'aide de deux modèles : (a) le modèle QNVF et (b) le modèle NVF

D'après la figure 3.3 nous pouvons constater visuellement une adaptation du modèle QNVF, tel que les valeurs du QNVF changent de manière significative et cohérente selon l'épaisseur du tissu corporel en prenant en compte l'effet de granularité du bruit quantum.

Afin de pouvoir étudier la distorsion du modèle QNVF quantitativement, nous proposons de tatouer des images radiographiques avec les deux modèles et les comparer avec la distorsion de la compression avec perte. La méthode d'insertion de la marque est abordée dans la section suivante.

3.3.3. Insertion

L'insertion de la marque ce fait par la modulation d'étalement de spectre (section 1.2.3.1) suivant laquelle l'image tatouée est obtenue par l'équation :

$$Iw = I + \Delta . w \tag{3.34}$$

Iw, *I*, w, et Δ représentent respectivement l'image tatouée, l'image originale, la marque à insérer et la distorsion maximale autorisée en chaque pixel. Dans le modèle NVF, Δ peut être calculée comme suit :

$$\Delta(i,j) = (1 - NVF(i,j).S_0 + NVF(i,j).S_1)$$
(3.35)

 S_0 et S_1 représentent la distorsion maximale autorisée dans les régions d'image texturées et uniformes. Typiquement S_0 est aussi élevé que 30 tandis que S_1 est généralement d'environ 3 pour les images naturelles. Cela signifie que la distorsion est plus importante dans les régions texturées et moins importante dans les régions uniformes. Nous proposons de modifier ce principe d'insertion pour les images médicales. En effet, les régions texturées et les contours dans les images médicales sont souvent porteurs d'information. Ainsi, le Δ devient :

$$\Delta(i,j) = QNVF(i,j)S_0 + (1 - QNVF(i,j))S_1$$
(3.36)

Par conséquent, l'insertion dans une zone homogène va sans doute introduire plus de distorsion. Il est donc nécessaire de varier les valeurs de S_0 et S_1 afin de déterminer les valeurs optimales dans le contexte du compromis entre l'imperceptibilité et la robustesse dans le tatouage d'une image.

3.3.4. Extraction

Dans le modèle NVF la méthode d'extraction revient à débruiter l'image tatouée pour ensuite calculer une corrélation entre le bruit extrait et la marque. Rappelons que le bruit peut être obtenu par :

$$\widetilde{n} = \hat{y} - \tilde{x} \tag{3.37}$$

 \tilde{x} , \hat{y} et \tilde{n} représentent respectivement l'estimation de l'image originale x, l'image tatouée à la réception et \tilde{n} le bruit.

3.3.5. Tests et résultats

Le modèle proposé a été testé sur 40 images radiographiques principalement constituées d'image de thorax. Le modèle QNVF permet d'insérer la marque dans toute l'image. Il résout ainsi le problème de la capacité rencontré dans les algorithmes proposés dans le chapitre 2. L'évaluation de ce modèle se base sur l'évaluation de l'imperceptibilité et de la robustesse. Nous proposons ainsi une comparaison objective entre le QNVF, NVF et les algorithmes de compressions Jpeg et Jpeg 2000 suivant les ratios de compression recommandés par l'étude canadienne.

Pour chaque test les valeurs de (S_0, S_1) prennent une des valeurs suivantes {(1,3), (1,7), (1,15), (3,7), (3,15), (3,30)}. Des métriques objectives sont par la suite calculées entre les images originales et les images tatouées. Les résultats obtenus sont donnés en tableau 3.1 :

		S0=1 ; S1 =3		S0=1 ; S1 =7		S0=1 ; S1 =15		S0=3 ; S1 =7		S0=3 ; S1 =15		S0=3 ; S1 =30		Compression	
Metriques		QNVF	NVF	QNVF	NVF	QNVF	NVF	QNVF	NVF	QNVF	NVF	QNVF	NVF	Jp2	Jpg
PSNR (dB)	moyenne (ecart- type)	64.56 (1.19)	62.75 (0.044)	58.18 (1.52)	55.51 (0.17)	51.9 (1.66)	49.02 (0.27)	57.161 (0.93)	55.417 (0.06)	51.427 (1.36)	48.974 (0.23)	45.773 (1.59)	42.995 (0.24)	42.143 (3.665)	41.207 (3.720)
SSIM	moyenne (ecart- type)	1 (0)	1 (0)	1 (0)	1 (0)	0.99 (10- ³)	0.99 (10- ³)	1 (0)	1 (0)	0.9999 (10- ⁴)	0.9998 (10- ⁴)	0.9995 (210- ⁴)	0.9992 (310- ⁴)	0.9993 (10- ³)	0.9990 (10- ³)
UQI	moyenne (ecart- type)	0.967 (0.04)	0.962 (0.05)	0.91 (0.09)	0.88 (0.1)	0.77 (0.18)	0.71 (0.21)	0.8968 (0.09)	0.8806 (0.1)	0.7654 (0.19)	0.7127 (0.21)	0.6052 (0.27)	0.5138 (0.28)	0.5899 (0.06)	0.9990 (0.07)
MSSIM	moyenne (ecart- type)	0.997 (2 10 ⁻³)	0.996 (0.002)	0.986 (0.01)	0.982 (0.01)	0.95 (0.04)	0.93 (0.04)	0.9855 (0.01)	0.9826 (0.01)	0.9510 (0.04)	0.9359 (0.04)	0.8748 (0.09)	0.8333 (0.1)	0.9052 (0.037)	0.9165 (0.034)
CWSSIM	moyenne (ecart- type)	1 (2 10 ⁻⁵)	1 (2 10 ⁻⁵)	0.99 (10-4)	0.99 (10-4)	0.9997 (10-4)	0.9996 (10-4)	0.99999 (10-4)	0.99999 (10-4)	0.9997 (10-3)	0.9996 (10-4)	0.9990 (0.002)	0.9985 (10 ⁻³)	0.9988 (0.003)	0.9982 (0.005)
NQM (dB)	moyenne (ecart- type)	55.09 (8.4)	54.44 (7.95)	51.96 (8.56)	50.72 (7.94)	48.719 (8.61)	47.207 (7.85)	51.424 (8.23)	50.667 (7.84)	48.414 (8.4)	47.142 (7.78)	45.456 (8.37)	43.818 (7.52)	50.839 (4.19)	49.106 (4.854)

Tableau 3-1 – Les valeurs de mesure de qualité obtenues sur notre modèle, le modèle NVF et sur JPEG et JPEG2000 avec perte pour un ratio de compression de 20. 40 images radiographiques ont été considérées.

Les résultats expérimentaux montrent que les distorsions introduites dans les images par le modèle QNVF sont plus faibles que celles introduites par le NVF pour les mêmes valeurs de (S_0, S_1) . Par ailleurs, en comparant les distorsions des algorithmes de tatouage avec celles introduites pas la compression avec perte, nous constatons que l'algorithme de tatouage préserve mieux la qualité des images même pour des valeurs élevées de S0 et S1. Une exception peut être observée sur la métrique NQM. En effet, cette métrique quantifie les distorsions introduites par $(S0, S1) = \{(1,15), (3,15), (3,30)\}$ comme plus importantes par rapport à la compression. Par conséquence notre système peut être utilisé dans le cas des images radiographiques pour des (S0, S1) égales à $\{(1,3), (1,7), (3,7),\}$. Cependant, une étude subjective de l'impact de la marque sur l'image radiographique est nécessaire pour pouvoir valider d'autres valeurs (S_0, S_1) .

3.3.6. Discussion

L'approche que nous venons de décrire permet d'insérer la marque dans toute l'image avec une adaptation pour chaque pixel. Cette adaptation prend en compte la variance du signal, la variance du bruit et le contraste en chaque position de l'image. Ainsi, une imperceptibilité de la marque est alors assurée. Cependant, la robustesse du QNVF peut être menacée par des algorithmes de débruitage. Il est

donc important en perspective, d'améliorer la méthode d'extraction de la marque en utilisant par exemple des approches basées sur des hypothèses Bayésiennes.

Dans les techniques de tatouage basées sur le masquage psychovisuel la détection de la marque représente un point crucial à améliorer. A notre connaissance, seul le travail de Liu et al. [LIU-07] a proposé une solution à ce problème mais en raison de la simplification qu'ils ont suggéré pour la modélisation d'attaque et la distribution probabiliste de l'image reçue, les résultats obtenus semblent difficiles à être utilisés dans la pratique. Il convient de noter que notre modèle est performant dans le cas des acquisitions respectant le modèle de [HEN-06].

3.3.7. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté les modèles psychovisuels utilisés pour le tatouage des images naturelles. Chaque modèle se base sur des caractéristiques bien définit comme par exemple la couleur, le contraste, le contour, etc.

L'application directe de ces modèles dans le cas des images médicales risque de ne pas préserver la qualité des images et impact directement la qualité diagnostique de l'image. En effet, la qualité d'une image médicale ne réside pas dans l'esthétique de l'image mais sa pertinence en matière de diagnostic. Outre les modèles psychovisuels conçus pour les images grand public ne prennent pas l'aspect information de diagnostic en considération.

Nous avons ainsi adapté un modèle de masquage initialement conçu pour le tatouage des images naturelles à savoir le NVF. Dans lequel, nous avons considéré un modèle de bruit adapté aux images médicales et une formulation de contraste locale plus adaptée aux images radiographiques. Notre modèle QNVF a été testé sur des images radiographiques et a été comparé avec le modèle NVF. En définitive, nous avons pu constater à travers des mesures objectives, que notre modèle surpasse le modèle NVF dans le tatouage des images radiographiques en introduisons moins de distorsions.

La modification d'une image médicale par tatouage peut introduire, supprimer ou masquer des signes d'anomalie avec des conséquences bien évidemment malheureuses pour le patient. Nous proposons dans le chapitre suivant dévaluer les dégradations engendrées par le tatouage dans l'objectif d'identifier les valeurs de paramètres (e.g. l'amplitude de la marque) qui préservent la qualité diagnostique de l'image.

4. Protocole d'évaluation de l'impact de tatouage sur les images radiographique.

Généralement, deux types d'approches sont exploitables pour évaluer la qualité d'images : une évaluation objective ou une évaluation subjective. L'évaluation objective est basée sur l'utilisation de mesures quantitatives de qualité (section 1.3). Les méthodes d'évaluation subjective font appel à l'être humain, des experts du domaine en général, pour évaluer la qualité visuelle et diagnostique des images. Ce type d'évaluation est préférable mais d'une complexité de mise en œuvre bien plus grande et coûteuse (durée des tests, disponibilités des experts, matériels, etc.). Très peu d'études subjectives ont été proposées, notamment en imagerie médicale [KOF-09, CHE-10, NOU-10, COA-02]. C'est l'ambition de l'étude présentée dans ce chapitre, quoique modeste en termes d'investissement financier. Nous avons mis en place, un protocole d'étude subjective, qui vise à mesurer la perception par les praticiens de la qualité visuelle/diagnostique d'images tatouées. Le 1^{er} objectif de cette étude est de confirmer que pour les images radiographiques, une perte d'information liée au tatouage est tolérable. Le 2^{ème} objectif est de déterminer, pour un algorithme de tatouage, les plages de valeurs des paramètres qui peuvent être utilisées sans aucune réduction significative de la qualité visuelle/diagnostique de l'image. Comme nos algorithmes de tatouage dans le bruit dépendent de la quantité du bruit dans les images, la variation des paramètres d'insertion risque d'être limitée. Pour pallier à cette problématique, nous avons choisi deux méthodes de tatouage à savoir : la modulation par substitution de bits de poids faibles dans le domaine spatial, qui revient à un rajout de bruit dans l'image et le « dither QIM » [CHE-01] dans le domaine des ondelettes qui se rapproche de la modulation utilisé dans le schéma de tatouage avec perte (chapitre 2).

Pour des questions pratiques, cette étude est limitée à des images radiographiques des poignets codées sur 12 bits. Par ailleurs, afin de réduire le nombre de tests et minimiser la sollicitation des radiologues, une ressource rare, cette étude s'est déroulée en plusieurs temps. Dans une première étape, nous avons réalisé deux pré-études qui ont pour but de réduire l'espace des valeurs des paramètres de tatouage. La 1^{ère} pré-étude a permis de présélectionner les paramètres de tatouage sur la base de mesures objectives en comparaison avec les résultats de l'étude sur la compression des images radiographiques avec pertes de la Canadian Association of Radiologists (CAR) [KOF-09]. La seconde est subjective et a fait appel aux personnels de la société MEDECOM, des personnes non-radiologues, pour évaluer la qualité visuelle de l'image tatouée et identifier un sous-ensemble de « valeurs seuil » de paramètres de tatouage. Ainsi, si la première pré-étude a pour objectif d'identifier les valeurs « max » à ne pas dépasser, la seconde a pour finalité d'échantillonner l'espace de valeurs afin de limiter la durée des tests avec les médecins radiologues. Ce chapitre comporte cinq parties, dans la première partie, nous explicitons la problématique de la perception dans le cas des images radiographiques. Nous détaillons dans la seconde, les méthodes de tatouage utilisées. La troisième partie porte sur l'identification des plages de valeurs des paramètres à présélectionner sur la base d'une pré-étude objective. Nous présentons en quatrième partie le résultat de la pré-étude subjective avec les personnels de MEDECOM. La dernière partie est consacrée à la définition du protocole d'évaluation subjective à destination de radiologues.

4.1. Perception de la marque

La question de l'évaluation subjective de la qualité des images, dont l'importance dépasse bien entendu le problème posé dans ce travail, représente une vraie difficulté en médecine. Il n'y a pas en effet de vérité terrain (i.e. « ground truth ») en imagerie médicale comme il peut y en avoir en télédétection ou en robotique par mesure croisée ou par connaissance a priori des objets et de leurs propriétés. A titre d'exemples, durant ces dernières années, plusieurs méthodes subjectives ont été développées pour montrer qu'une certaine tolérance à la compression d'images médicales avec pertes est acceptable, et de déterminer un seuil de compression permettant d'assurer une qualité perceptuelle de ces images [GAU-09, SCH-03, KOF-09].Comme nous avons vu dans les chapitres précédents, une étude subjective réalisée par la Canadian Association of Radiologists (CAR) [KOF-09] a montré qu'un taux de compression de 20 à 30 avec les méthodes de compression JPEG et JPEG200 peut être utilisé sans compromettre la valeur diagnostique de l'image. Contrairement à la compression avec pertes, très peu de protocoles subjectifs ont été proposés pour déterminer les paramètres d'une méthode de tatouage à utiliser sans réduire la qualité diagnostique de l'image [COA-02, ZAI-06]. Dans [COA-02], une étude subjective a été réalisée dans le but d'établir un lien entre la visibilité d'une marque insérée dans le fond noir des images IRM et les paramètres de tatouage. L'évaluation de l'impact du tatouage sur le signal utile au diagnostic reste donc un problème ouvert. Par ailleurs, du fait du peu de références bibliographiques sur ce sujet, une démarche actuelle consiste à s'appuyer sur les études subjectives sur la compression avec pertes et à comparer le niveau de distorsion introduit par une méthode de tatouage. sous l'hypothèse que le tatouage et la compression induisent le même type de défaut. La validité de cette hypothèse demeure cependant à vérifier. Nous reviendrons sur ce point un peu plus loin. Parmi les points clés d'une évaluation en imagerie médicale, il apparaît à notre sens de tenir compte :

- *Du choix des données* : l'exhaustivité est recherchée mais celle-ci reste difficile à définir de manière objective et donc à garantir. Les données dépendent de plus, en l'absence de bases de données internationalement validées, des possibilités locales de recrutement de patients.
- *De la variabilité des sources* : les constructeurs ont des technologies de capteurs et d'algorithmes de formation d'images qui, même proches, ne sont pas identiques. Ces sources évoluent en qualité ce qui signifie une mise à jour permanente de ces évaluations. De nos jours, même si les protocoles d'acquisition en radiologie tiennent compte de la dose de rayons X, ils restent très ouverts.
- De la variabilité des opérateurs : elle dépend de leur niveau de compétences bien entendu mais aussi de leur pratique et des conditions dans lesquelles l'évaluation sera conduite. Dans tout protocole, une première phase d'explication des objectifs est nécessaire : sa mise en place peut introduire un biais dans l'étude. Il est par ailleurs difficile de décomposer le problème en atomes élémentaires.
- *Des conditions expérimentales dans lesquelles les tests seront conduits* : il s'agit par exemple des caractéristiques des terminaux, de l'environnement (éclairage, perturbations ...) qui, non contrôlés, peuvent réduire la portée des résultats psychovisuels. Nous le verrons, il conviendra de bien contrôler cet environnement pour limiter le nombre de tests.

En conséquence, de telles études sont longues et rarement menées avec toutes les exigences qu'il est possible d'en attendre. Les expérimentations décrites dans ce rapport n'occupent qu'une position très modeste dans une telle problématique. Elles ne peuvent fournir que quelques indications utiles aux choix qu'il faudra faire par la suite.

4.2. Choix des images radiographiques

Dans cette étude, nous nous intéressons aux images radiographiques et plus particulièrement aux images de poignet à des fins d'identification de fractures. Il était impossible d'envisager d'embrasser la totalité des lésions que ce type d'imagerie peut mettre en évidence en fonction des parties du corps observées.



Figure 4.1Vue anatomique du poignet

Notre choix s'est porté sur la fracture du poignet, i.e. une rupture d'un os qui est une lésion pour laquelle la radiographie est le moyen le plus utilisé pour confirmer ou invalider la présence. Avec 130.000 cas par an en France, la fracture du poignet fait partie des lésions les plus fréquentes [Chu]. Si dans le langage oral/familier; il est commun de dire «une fracture du poignet», cette lésion peut prendre différentes formes car le poignet regroupe un ensemble d'os (cf. fig. 4.1). Le plus souvent, c'est-à-dire de l'ordre de 60 à 80% des cas, c'est le radius distal (un des deux os de l'avant-bras) qui est atteint. Du point de vue de l'interprétation de l'image, le radiologue essaye de détecter des discontinuités qui sont plus au moins "perceptibles" au niveau des os en tenant compte de l'interrogatoire du patient (circonstance de l'accident, endroit de la douleur ...) et de ses antécédents. Du fait de la difficulté de détecter ou de percevoir les signes d'une fracture, plusieurs images sont souvent acquises suivant différents angles ou vues (face, profile, etc.). Dans un tel contexte, il est probable que le tatouage

masque des lésions, voire en introduisent, celles-ci pouvant être très subtiles. La « fracture de poignet » est donc un exemple représentatif.

4.3. Techniques de tatouage utilisées

Comme évoqué plus haut, nous avons opté pour la modulation par substitution de bits de poids faible appliqué aux pixels, et la modulation « dither QIM » dans le domaine des ondelettes.

4.3.1. Modulation par substitution des LSBs

C'est la technique de tatouage a été présentée dans la section (1.2.3.1). Pour éviter les problèmes de notation nous proposons de la rappeler en détails ici. Elle substitue les β bits de poids faible de chaque pixel P_i de l'image par une séquence de bits du message à insérer. Nous désignerons β comme la force d'insertion. La version tatouée P_i^w de P_i , $i^{\text{ème}}$ pixel de l'image, est obtenue comme suit :

$$P_i^w = \left[\frac{P_i}{2^\beta}\right] \cdot 2^\beta + \sum_{k=0}^{\beta-1} b_{j+k} 2^k \tag{4.1}$$

Où b_j est le $j^{\text{ème}}$ bit du message à tatouer. Pour l'extraction du message, il suffit de lire les β bits de poids faible de chaque pixel P_i^w de l'image tatouée.

La figure 4.2 illustre cette méthode de marquage dans le cas d'une image radiographique du poignet tatouée pour différentes valeurs de β , $\beta = \{0, 1, ..., 11\}$ et un message uniformément distribué. Comme il est possible de le voir, la marque n'est pas forcément visible. Également, pour une force d'insertion $\beta = 6$, l'os apparait plus contrasté que dans les images précédentes. Il convient donc de déterminer pour quelles valeurs de β , la marque demeure invisible et ne perturbe pas les structures de l'image ou d'autres informations essentielles à l'interprétation du radiologue.





 $\beta = 1$

 $\beta = 2$

 $\beta = 3$

 $\beta = 5$



Figure 4.2 Exemple d'une image radiographique codée sur 12 bits tatouée par la technique de substitution de bits de poids faible pour différentes valeurs de β et l'insertion d'un message uniformément distribué.

4.3.2. Dither QIM dans le domaine des ondelettes

Cette méthode insère le message par quantification des coefficients d'ondelettes de l'image. Un bit b_i sera tatoué dans un coefficient d'ondelettes D_i par quantification de ce dernier à l'aide d'un quantificateur de pas de quantification Δ . Dans cette étude $\Delta = 2^{\beta}$, où β désigne la force d'insertion. La version tatouée de D_i , notée D_i^w , est donnée par :

$$D_i^w = q_\Delta(D_i, b_i) \tag{4.2}$$

où $q_{\Delta}(D_i, b_i)$ est la fonction de quantification définie telle que

$$q_{\Delta}(D_i, b_i) = \Delta . round \left(\frac{D_i + b_i \Delta/2}{\Delta}\right) - b_i \cdot \frac{\Delta}{2}$$
(4.3)

A la lecture, la valeur du bit \hat{b}_i extrait du coefficient tatoué D_i^w est donnée par :

$$\hat{b}_{i} = \arg\min_{c \in \{0,1\}} D_{i}^{w} - q_{\Delta}(D_{i}^{w}, c)$$
(4.4)

Il est à noter que dans cette étude, nous avons uniquement considéré les coefficients de la sous-bande de détails en diagonale du premier niveau de décomposition de la transformée en ondelettes de Haar de l'image. La figure 4.3 illustre le marquage d'une image radiographique tatouée dans ces conditions en considérant différentes valeurs de Δ , $\Delta = \{2^0, 2^{11}, 2^{12}\}$. Comme précédemment, la question se posera de déterminer les valeurs de Δ pour lesquelles la marque n'est pas visible. A noter que pour éviter les « underflows » dans l'image tatouée, i.e. des niveaux de gris négatifs, la moyenne des blocs 2x2 concernés est augmentée. On modifie donc les coefficients de la sous-bande continue.



Figure 4.3 Exemple d'une image radiographique tatouée codée sur 12 bits par dither QIM pour différentes valeurs de Δ .

D'après les figures 4.2 et 4.3 lorsqu'on augmente la force d'insertion la présence de la marque devient évidente. Dans les paragraphes suivants, nous proposons une présélection des paramètres de tatouage, d'une manière objective et subjective.

4.4. Pré-protocole objectif : présélection de paramètres de tatouage

L'objectif de ce premier pré-protocole est de présélectionner les valeurs limites des paramètres de tatouage (i.e., la force d'insertion β) qui seront adoptées dans l'étude subjective avec les personnels de Medecom et avec les radiologues sur la base de l'étude subjective de la Canadian Association of Radiologues (CAR) pour les compressions avec pertes JPEG et JPEG2000. Ces valeurs limites sont celles au-delà desquelles la distorsion du tatouage, évaluée objectivement, reste inférieure à celles liées à la compression avec pertes pour des taux de compression tolérés par la CAR. Cette étude a montré qu'un taux de compression de 20 à 30 peut être utilisé sans compromettre la valeur diagnostique de l'image.

Dans cette étude, nous avons opté pour les mesures objectives suivantes : *PSNR*, *SSIM*, *UQI*, *MSSIM*, *CWSSIM* et *NQM* Ces mesures sont des mesures de qualité d'images avec références, *i.e.* elles comparent l'image originale avec l'image tatouée ou compressée.

Pour cette pré-étude, nous avons considérés une base de test de 20 images radiographiques.

Notre pré-protocole consiste à :

- 1. Compresser les images avec les algorithmes JPEG et JPEG2000 paramétrés de manière à obtenir un taux de compression de 20, le taux minimal recommandé par la CAR.
- 2. Tatouer les images en utilisant les deux algorithmes de tatouage décrits précédemment, *i.e.* la modulation par substitution de bits de poids faible dans le domaine spatial et la Dither QIM dans le domaine des ondelettes, pour différentes forces d'insertion β .
- 3. Calculer les mesures objectives de la qualité des images obtenues.

Les valeurs de mesures objectives obtenues pour la modulation par substitution des LSBs et la Dither QIM sont respectivement données en Tables 4.1 et 4.2. Comme nous pouvons le voir dans la Table 4.1, la distorsion introduite par la modulation par substitution des LSBs se rapproche de celle introduite par les compressions JPEG et JPEG 2000 à partir $\beta = 3$ et sont très différentes au-delà de $\beta = 7$. Sur la base de ce résultat, les valeurs de force d'insertion retenues pour les tests à venir sont les suivantes : $\beta = \{3, 4, 5, 6\}$. Notre objectif est de préciser dans cette plage de valeurs les limites à ne pas dépasser. En ce qui concerne la Dither QIM dans le domaine d'ondelettes, la distorsion introduite par cet algorithme se rapproche de celle causée par les compressions JPEG et JPEG 2000 à partir de $\Delta = 2^6$. Au-delà de $\Delta = 2^{11}$ (voir Table 4.2), la distorsion est nettement plus forte qu'avec la compression. En conséquence, dans les tests qui suivent, nous considérerons les pas de quantification $\Delta = \{2^8, 2^9, 2^{10}\}$. Cependant, ce nombre de valeurs pour Δ et β présélectionnées demeure toujours élevé, d'où une seconde pré-étude pour réduire ces espaces de valeurs.

Mesures	de qualité	Jpeg:	Jpeg2000	$\beta = 0$	$\beta = 1$:	$\beta = 2$	<i>β</i> = 3:	$\beta = 4$	$\beta = 5$	$\beta = 6$	$\beta = 7$	$\beta = 8$	β = 9	$\beta = 10$	$\beta = 11$
(*std standard		compression	compression												
deviation)		<i>ratio</i> = 20	<i>ratio</i> = 20												
PSNR	moyenne	43.5132	47.6172	75.2566	68.2544	62.0031	55.9220	49.8775	43.8475	37.9009	32.0366	25.8813	19.5301	13.1258	6.6025
(dB)	(ecart- type)	(5.0802)	(3.1755)	(0.0042)	(0.1302)	(0.1858)	(0.2184)	(0.2457)	(0.2805)	(0.3783)	(0.3955)	(0.4945)	(0.5545)	(0.5166)	(0.5054)
SSIM	moyenne	0.9986	0.9992	1	1	1	0.9998	0.9990	0.9951	0.9821	0.9423	0.8337	0.6514	0.4064	0.1080
	(ecart- type)	(0.0047)	(0.0011)	(9.13 10-7)	(4.65 10 ⁻⁶)	(2.210 ⁻⁵)	(1.3210 ⁻⁴)	(7.6510 ⁻⁴)	(0.0036)	(0.0064)	(0.0304)	(0.0663)	(0.0964)	(0.0965)	(0.0480)
UQI	moyenne	0.6101	0.6021	0.9766	0.9445	0.8870	0.8085	0.7074	0.5811	0.4322	0.0844	0.1633	0.0822	0.0359	0.0089
	(ecart-	(0.0799)	(0.6021)	(0.0584)	(0.0671)	(0.0880)	(0.0994)	(0.1020)	(0.1011)	(0.0844)	(0.0574)	(0.0483)	(0.0417)	(0.0371)	(0.0345)
	type)														
MSSIM	Average	0.9527	0.9479	0.9997	0.9987	0.9944	0.9796	0.9396	0.8579	0.7325	0.5723	0.4081	0.2681	0.1493	0.010
	(ecart-	(0.0149)	(0.0181)	$(1.12\ 10^{-4})$	(5.5110e-004)	(0.0024)	(0.0081)	(0.0210)	(0.0433)	(0.0598)	(0.0647)	(0.0635)	(0.0652)	(0.0677)	(0.036)
CWSSIM	type)	0.8071	0.8624	0.0074	0.0006	0.0721	0.0282	0.8868	0.9155	0.7170	0.5044	0.4642	0 2242	0.2206	0.1286
CWSSIM	(ecart-	(0.0971)	(0.0503)	(0.0060)	(0.0139)	(0.9721)	(0.9382)	(0.0600)	(0.0718)	(0.0759)	(0.0798)	(0.0729)	(0.0590)	(0.2290)	(0.0315)
	type)	(0.0497)	(0.0505)	(0.000)	(0.0139)	(0.0204)	(0.0401)	(0.0011)	(0.0710)	(0.0739)	(0.0798)	(0.0729)	(0.0390)	(0.0494)	(0.0313)
NQM	moyenne	55.8487	58.4080	69.9205	65.8547	62.9362	58.8388	52.6766	45.5036	38.7595	31.9123	24.0629	16.4221	9.5676	1.5006
(db)	(ecart-	(8.2090)	(5.8788)	(5.6119)	(5.5808)	(5.6596)	(5.6749)	(5.3863)	(5.8609)	(6.2475)	(6.4772)	(6.4412)	(6.2508)	(5.8905)	(5.5196)
	type)														

Tableau 4-1Valeurs de mesures de qualité obtenues pour la modulation par substitution des LSB et pour JPEG et JPEG 2000 avec pertes pour un taux de
compression de 20.

Mesures de qualité		Jpeg:	Jpeg2000	$\Delta = 2^{0}$	$\Delta = 2^1$	$\Delta = 2^2$	$\Delta = 2^3$	$\Delta = 2^4$	$\Delta = 2^5$	$\Delta = 2^6$	$\Delta = 2^7$	$\Delta = 2^8$	$\Delta = 2^9$	$\Delta = 2^{10}$	$\Delta = 2^{11}$
(*std standard		compression	compression												
deviation)		<i>ratio</i> = 20	<i>ratio</i> = 20												
PSNR	moyenne	43.5132	47.6172	81,271	78,334	74,46	69,20	63,545	57,938	52,517	47,376	42,5246	37,678	32,576	27,1607
(dB)	(ecart-	(5.6802)	(3.1733)	(0,0037)	(0,1512)	(0,1891)	(0,3559)	(0,4712)	(0,4999)	(0,5668)	(0,6665)	(0,6560)	(0,4712)	(0,2805)	(0,2756)
	type)														
SSIM	moyenne	0.9986	0.9992	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,998	0,989	0,950
	(ecart-	(0.0047)	(0.0011)	(2,4 e-7)	(9,01 e-7)	(8,98 e-7)	(8,1 e-7)	(1,39 e-6)	(4,2 e-6)	(1,2 e-5)	(3.8 e-5)	(0.0001)	(0.0023)	(0.0141)	(0.041)
	type)														
UQI	moyenne	0.6101	0.6021	0,985	0,983	0,975	0,956	0,916	0,851	0,759	0,643	0,5102	0,3681	0,236	0,134
	(ecart-	(0.0799)	(0.6021)	(0,0607)	(0,0606)	(0,0608)	(0,0633)	(0,0725)	(0,0880)	(0,0984)	(0, 1007)	(0,093)	(0,0712)	(0,0485)	(0,035)
	type)														
MSSIM	moyenne	0.9527	0.9479	0,999	0,999	0,999	0,999	0,999	0,997	0,992	0,983	0,969	0,944	0,871	0,755
	(ecart-	(0.0149)	(0.0181)	(1,75 e-5)	(3,08 e-5)	(5,52e-5)	(0,0001)	(0,0002)	(0,0008)	(0,002)	(0,0042)	(0,006)	(0,017)	(0,071)	(0,0958)
	type)														
CWSSIM	moyenne	0.8971	0.8624	0,9994	0. 9992	0.998	0.9995	0.9995	0.9994	0.9991	0.9982	0.9929	0.9673	0.8837	0.7706
	(ecart-	(0.0497)	(0.0503)	(0,0024)	(0,0024)	(0,0059)	(0,0004)	(0,00041)	(0,0005)	(0,00142)	(0,00392)	(0,0116)	(0,0442)	(0, 1009)	(0,116)
	type)														
NQM	moyenne	55.8487	58.4080	77,1427	74,6425	75,004	74,0651	74,0606	74,0397	72,4606	67,9689	62,7622	55,5634	45,8867	35,2181
(db)	(ecart-	(8.2090)	(5.8788)	(3,964)	(4,133)	(4,079)	(4,322)	(4,348)	(4,474)	(4,176)	(3,502)	(3,788)	(4,601)	(5,5105)	(5,6286)
	type)														

Tableau 4-2Valeurs de mesures de qualité obtenues pour le dither QIM et pour JPEG et JPEG 2000 avec pertes pour un taux de compression de 20.

4.5. Pré-protocole subjectif : sélection des paramètres de tatouage

L'objectif de ce pré-protocole est de sélectionner parmi les forces d'insertion présélectionnées par le pré-protocole objectif précédent, celles qui sont les plus susceptibles d'introduire une distorsion visible.

Comme évoqué en section 4.1, pour faciliter l'interprétation d'une image, les stations diagnostiques offrent aux radiologues des outils permettant de modifier les paramètres d'affichage d'une image. Il s'agit par exemple de la résolution de l'écran ou encore de pouvoir jouer sur la dynamique de l'image, le fenêtrage et le zoom. Dans le contexte où une totale liberté est laissée aux radiologues de modifier les paramètres d'affichage de l'image, la marque insérée peut être mise en évidence. C'est ce que nous appelons la *détectabilité de la marque*. L'utilisateur porte son intérêt sur la marque et non sur l'image. Si le radiologue aperçoit la marque en utilisant des paramètres d'affichage fixés pour le diagnostic, on parle de la *visibilité de la marque*. La notion de visibilité est plus importante pour nous dans cette étude car nous cherchons à déterminer les paramètres de tatouage à utiliser sans introduire une distorsion visible dans l'image. C'est la raison pourquoi dans les tests qui suivent nous avons pris le choix de laisser les paramètres d'affichage par défaut.

4.5.1. Protocoles subjectifs : Etat de l'art

Les paramètres identifiés à la suite de ce pré-protocole seront utilisés lors de l'étude subjective avec les radiologues. Ce pré-protocole fait intervenir le personnel de MEDECOM. Avant d'en présenter les détails, nous abordons dans un premier temps les protocoles subjectifs existants, de manière à justifier nos choix de mise en œuvre.

L'évaluation subjective est considérée comme le moyen le plus fiable pour juger la qualité d'une image du fait qu'elle fait intervenir l'utilisateur final, c'est à dire l'expert du domaine. Les méthodes d'évaluation subjective peuvent être distinguées en 3 grandes catégories :

- Les tests à simple stimulus qui évaluent la qualité d'une image sans aucune information sur l'image référence.
- Les tests à double stimuli où il est demandé à l'observateur de juger la similarité entre deux images [CHE-10].
- les tests comparatifs dont l'objectif principal est de comparer deux ou plusieurs stimuli [CHE-10].

Dans les sous-sections qui suivent, nous décrivons ces méthodes.

4.5.1.1. Simple stimulus (« Single stimulus categorical rating »)

Ce type d'évaluation évalue la qualité d'un stimulus à la fois. Les images test sont affichées une par une sur un écran pour une période de temps avec un temps de latence entre l'affichage de deux images. Ce temps permet à l'observateur de noter la qualité de l'image sur une échelle abstraite à cinq niveaux, comme par exemple: *excellent, bon, passable, médiocre* ou *mauvais*. D'autres échelles de mesures peuvent bien entendu être utilisées [ITU-00]. Toutes les images de test sont affichées de façon aléatoire.
4.5.1.2. Double stimuli (Double stimulus categorical rating)

Cette méthode cherche à mesurer la qualité d'un stimulus par rapport à une autre version, sa version originale ou une autre version.

Par exemple, l'image de référence est d'abord présentée puis est suivi d'un écran gris et de sa version dégradée (ou pas), encore suivi d'un écran gris. Ce mode de présentation peut être modifié. Il est à noter que la durée d'affichage doit être identique pour les deux stimuli. Le séquencement d'affichage peut aussi être modifié (originale/dégradée, dégradée/originale, dégradée/dégradée et originale/originale), mais dans tous les cas l'observateur est invité à évaluer la dégradation du deuxième stimulus par rapport au premier, i.e. l'image de référence. Différentes échelles d'évaluation peuvent être utilisées où chaque note désigne la qualité ou le niveau de perception de la dégradation [CHE-10].

4.5.1.3. Méthodes comparatives

L'objectif de ces méthodes est de comparer deux ou plusieurs stimuli selon leur qualité. En fait, ces méthodes cherchent à quantifier la perception des différences entre des stimuli sans avoir aucune information sur leur qualité. Ainsi, le stimulus considéré comme le meilleur peut être de mauvaise qualité. Parmi ces méthodes, on trouve :

• La comparaison à choix forcé (« Ordering by force-choice pair-wise comparaison »)

Cette méthode consiste à afficher deux images (ou plusieurs images) en même temps [MAN-12]. Les observateurs sont invités à comparer les images et choisir l'image de qualité supérieure. Les observateurs sont toujours tenus de choisir une image même si les deux images apparaissent identiques. Il n'y a aucune limite de temps pour prendre une décision.

• Méthode comparative sur la base d'une échelle d'évaluation par catégorie au moyen d'adjectifs (Pair-wise similarity judments)

Tout comme la méthode du choix forcé, les images sont présentées par paire. Toutefois, les observateurs sont invités à choisir l'image avec une qualité supérieure et aussi à quantifier le degré d'écart entre les images sur une échelle fixée *a priori* [GUL-61].

4.5.2. Définition du pré-protocole subjectif

Ce sous-protocole comporte deux tests, un pour chaque modulation étudiée, et a pour objectif de déterminer la visibilité de la marque par les personnels de MEDECOM en fonction de la force d'insertion. Plus clairement, il s'agit de déterminer la force d'insertion à partir de laquelle la marque est visible.

4.5.2.1. Choix du mode protocole et questionnaire

Du fait de l'objectif de ce pré-protocole, nous avons opté pour une méthode d'évaluation de type comparatif à choix forcé avec originale révélée (voir section 4.5.1.3), où une séquence d'images tatouées suivant différentes forces d'insertion et leurs versions originales sont présentées en même temps aux observateurs. Pour chaque paire d'images, l'observateur doit répondre à la question « la marque est-elle visible ? », et la réponse attendue est « oui/non ». Nous ne souhaitons pas avoir d'ambiguïté dans la réponse.

4.5.2.2. Le plan d'expérimentation et sa mise en œuvre

L'idée de base consiste à présenter aux observateurs sur deux écrans juxtaposés une série d'images originales et leurs versions tatouées suivant différentes forces d'insertion (voir fig.4.7). Ils devront comparer visuellement l'image originale à ses versions tatouées et répondre à la question présentée cidessus. Comme la méthode d'évaluation subjective adoptée est de type comparatif à choix forcé avec originale révélée, les observateurs connaissent l'image originale.

Nous décrivons ici la mise en œuvre de ce protocole. Il a été établi de façon à ce que la durée d'un test demeure inférieure à 45 minutes par observateur. Ce facteur « temps » n'a pas été évoqué auparavant mais il est important à plusieurs titres : il est directement lié à la capacité d'attention ou à la fatigue des observateurs d'une part et, d'autre part, à leur disponibilité. Cette limite, qui n'est pas réellement contrôlable sauf à introduire une contrainte stricte sur chaque image analysée, a été fixée de manière arbitraire sur leur conseil. D'autres points ont été également considérés dans l'élaboration de ce plan d'expérience. Nous les passons en revue

• Choix des images originales

Nous avons utilisé 20 images radiographiques de profondeur 12 bits de poignets de dix patients différents. Ces images ont été acquises selon des procédures cliniques standard et sont issues de deux systèmes d'acquisition distincts : CARESTREAM et KODAK. Ces images et leurs paramètres d'affichage (zoom, fenêtrage) définis par défaut sont donnés en Table 4-3.

Ce nombre d'images n'est bien sûr pas représentatif d'une exhaustivité des situations cliniques qu'un médecin peut rencontrer. Néanmoins, ces images ont été choisies sur la base de deux critères :

- Un critère de qualité visuelle sur une échelle de trois niveaux : bonne qualité (+++), moyenne qualité (++) ou mauvaise qualité (+).
- La présence ou non d'une pathologie, ici une fracture, évaluée sur une échelle de 3 niveaux : Absente, Évidente et Subtile.

Ces informations ont été fournies par un radiologue, interne dans le service de radiologie du CHRU de Brest. Il a aussi participé à cette étude.

• Environnement du test

Ce pré-protocole a été testé dans les locaux de MEDECOM (9 Bis Rue de Kerbrat, 29470 Plougastel-Daoulas), dans des conditions similaires aux cabinets de radiologie. Les images ont été présentées à l'aide du logiciel MedMammo 4.0.0 64-bit, sur une station de diagnostic *Dell* équipée de deux écrans EIZO- GS 520 de 21.3^c et 5 mégapixels. Les paramètres de contraste et de la luminance des écrans ont été correctement calibrés auparavant. Comme illustrée en fig. 4.4, l'image de référence

(i.e. l'originale) était présentée sur un écran et sa version tatouée sur le second écran pour permettre la comparaison.



Figure 4.4 Environnement du test : station de diagnostic Dell équipée de deux écrans EIZO- GS 520 de 21.3^(') et 5 mégapixels. L'image originale est affichée sur l'écran de gauche et ses versions tatouées sur l'écran de droite.

• Choix des paramètres de marquage

Les méthodes de tatouage adoptées dépendent d'un seul paramètre qui est la force d'insertion. Dans ce pré-protocole, nous utilisons les valeurs retenues suite au pré-protocole objectif vu précédemment, c'est-à-dire :

- Le nombre β de plans de bits LSB utilisés dans le cas de la modulation par substitution de bits : $\beta = \{3, 4, 5, 6\}.$
- Le pas de quantification Δ dans le cas de la Dither QIM modulation appliquée aux coefficients d'ondelettes de l'image : $\Delta = \{2^8, 2^9, 2^{10}\}$, où de manière équivalente $\beta = \{8, 9, 10\}$.

Patient	Image (n°)	Zoom (%)	Ww	Wl	Capteur	qualité	fracture
1	1	138	4096	2048	CARESTREAM	+	Absente
1	2	136	4096	2048			
2	3	134	4096	2048	KODAK	+	Evidente
2	4	135	4096	2048			
3	5	110	4096	2048	KODAK	+	Subtile
3	6	113	4096	2048			
4	7	138	4096	2048	KODAK	++	Absente

4	8	147	4096	2048			
5	9	104	4096	2048	CARESTREAM	++	Evidente
5	10	114	4096	2048			
6	11	150	4096	2048	KODAK	++	Subtile
6	12	138	4096	2048			
7	13	159	4096	2048	CARSTREAM	++	Subtile
7	14	103	4096	2048			
8	15	159	4096	2048	CARSTREAM	+++	Absente
8	15	159	4096	2048			
9	17	112	4096	2048	KODAK	+++	Evidente
9	18	128	4096	2048			
10	19	144	4096	2048	CARESTREAM	+++	Subtile
10	20	146	4096	2048			

 Tableau 4-3 Images radiographiques de poignets sélectionnées pour le test, leurs paramètres

 d'affichage, leur qualité et l'interprétation associée. Ww et WI représentent la largeur et le centre de la fenêtre d'affichage (opération de « windowing »)

• Aspect aléatoire et reproductibilité de l'expérience

Pour chaque image originale, la séquence « test » d'images tatouées est présentée de manière aléatoire (i.e. indépendamment de la force d'insertion). Un ordonnancement aléatoire de ses versions tatouées apporte plus de robustesse aux résultats de ce pré-protocole. Nous avons également fait le choix de ne pas représenter à l'observateur un jeu d'images qu'il aurait déjà vu. Le nombre d'images test est réduit et notre principal objectif est d'identifier les valeurs de force d'insertion où un non spécialiste voit une différence entre une image originale et ses versions tatouées. Plus clairement, ce test ne permet pas de s'assurer de la reproductibilité d'une évaluation.

• Les observateurs

Les tests ont été effectués par 9 membres du personnel de MEDECOM (voir Table 4-4) de différentes professions : commercial, ingénieur, chef de projet et directeur. Néanmoins, ces personnes travaillent depuis plusieurs années dans le domaine de l'imagerie médicale et ont acquis une expérience « terrain », en traitement d'image médicale par exemple, qui nous semble important de prendre en compte dans l'analyse des résultats. L'âge des observateurs peut également jouer un rôle sur l'acuité visuelle. Cette information étant une donnée personnelle, nous ne pouvons l'inclure dans cette étude.

Observateur (numéro)	01	02	O3	O4	O5	O6	07	08	O9
Fonction	Directeur R&D	Ingénieur	Chef de projet	commercial	Ingénieur	Ingénieur	Ingénieur	Ingénieur	commercial
Degré d'expertise (années)	10	1	<1	0	<1	13	5	2.5	5

Tableau 4-4 Degré d'expertise évalué en nombre d'années d'expertise en imagerie médicale

A noter que tous les observateurs n'ont pas réalisés tous les tests pour des questions de disponibilités. O8 et O9 n'ont pas effectué le test sur le tatouage par substitution de bits de poids faible, et O4 et O5 celui du test sur la Dither QIM.

• Information de l'observateur

Avant d'exécuter le test, les observateurs ont reçu une même information quant aux objectifs de l'exercice qu'ils allaient réaliser. L'idée est de s'assurer que tous reçoivent la même consigne. Voici un exemple du test fourni pour le test portant sur la Dither QIM :

« Le tatouage d'image est une technique qui consiste à modifier les niveaux de gris des pixels afin d'incruster un message. Suite à ces modifications, des distorsions sont introduites dans les images. Nous souhaitons étudier l'impact de la distorsion sur le diagnostic du radiologue. Le test consiste à comparer des images de poignet tatouées avec l'image originale. A chaque image originale correspond 3 images tatouées dont le niveau de distorsion varie. L'objectif de l'observateur est d'identifier les images tatouées avec une distorsion visible par comparaison avec l'image originale. Il est interdit de modifier les paramètres d'affichage (zoom et fenêtrage). »

Pour résumer le plan d'expérience, un observateur est invité à comparer une image originale à une image tatouée, les deux images étant affichées sur des écrans différents, et à répondre à une question qui a pour réponse oui/non. Les images tatouées avec des forces d'insertion distinctes sont présentées de manière aléatoire à l'observateur. 20 images sont considérées, tatouées avec 4 forces distinctes, soit un total de 80 comparaisons à réaliser. Pour un test de l'ordre de 45 minutes, le temps d'observation de deux images est de l'ordre de 30 secondes.

4.5.2.3. Biais pour l'analyse

Plusieurs biais peuvent nuire à la qualité de l'analyse des résultats des tests. Les plus évidents sont examinés et discutés ici de manière séparée même s'ils ne sont pas indépendants.

Représentativité des tests

Le nombre d'images originales utilisées dans le test risque de susciter une faible représentativité des résultats. Cependant, comme le test subjectif se base sur une comparaison entre une image originale et ses 3 (pour la dither QIM) ou 4 (pour le tatouage LSB) versions tatouées, augmenter le nombre

d'images tatouées pour une image originale avec une discrétisation plus fine de l'espace de valeurs de la force d'insertion risque de demander une concentration accrue et soutenue des observateurs et nuire globalement au test.

La diversité des profils des observateurs ne remet pas en question la qualité des réponses obtenues: elle est d'une part inévitable et, d'autre part, elle enrichit notre perception des situations rencontrées.

• Graduation du niveau de la visibilité

Pour une image originale, ses versions tatouées sont présentées de manière aléatoire. Plus clairement, les images tatouées ne sont pas présentées en fonction de la force d'insertion (croissante ou décroissante). Egalement, les images tatouées sont présentées sur le même écran, de ce fait, il est possible que les observateurs perçoivent une différence lors du passage d'une image tatouée à une autre. Nous n'avons pas cherché à mettre en évidence un tel processus dans ce test. Il est cependant raisonnable de penser que certaines fluctuations observées dans les résultats sont liées à ce phénomène bien qu'aucun élément ne nous permette de l'affirmer au niveau des réponses des observateurs.

4.5.3. Analyse des résultats et sélection de forces d'insertion

L'analyse qui suit s'appuie sur une interprétation directe des résultats du test comme sur des méthodes d'analyse de données plus complexes (*e.g.* analyses statistiques). Les résultats, comme les interprétations qui leur sont attachées, doivent bien entendu être considérés avec précaution compte tenu des commentaires des paragraphes précédents.

Rappelons également que l'objectif premier de cette pré-étude subjective est l'identification de la valeur de la force d'insertion à partir de laquelle la marque devient visible ou est perçue par les observateurs. Nous nous servirons de ce résultat pour sélectionner les forces d'insertion qui seront utilisées lors de l'étude subjective avec les radiologues.

4.5.3.1. Premier test : Images tatouées par la modulation par substitution des LSBs

• Réponses des observateurs

Sept observateurs ont participé à ce test. Chacun d'eux a été invité à comparer une image originale à une de ses versions tatouées choisie aléatoirement et à indiquer s'il perçoit une différence entre les deux : '1' si oui, '0' si non. La Table 1 en annexe fournit les réponses des observateurs. Rappelons que pour une image originale, nous avons une séquence de quatre images tatouées. Donc pour vingt images originales, nous avons quatre-vingt paires distinctes

• La visibilité de la marque

Nous cherchons ici à déterminer, le niveau de visibilité de la marque en fonction des paramètres de marquage. Comme indiqué précédemment, les paramètres d'affichage des images, i.e., le zoom et le fenêtrage, pour les images originales et leurs versions tatouées ne peuvent pas être modifiés par l'observateur.

Nous donnons en Fig. 4.5, le pourcentage d'utilisateurs qui ont fait une distinction entre une ou plusieurs images tatouées de leur image originale en fonction de la force d'insertion β . Ce pourcentage augmente comme prévu avec le niveau de force.

Nous donnons en Fig. 4.6, le taux moyen de détection pour chaque niveau de force d'insertion sur l'ensemble des images, pour chaque observateur. On peut voir que seuls les observateurs O6 et O7 arrivent à distinguer une différence y compris pour le niveau de distorsion le plus faible β =3 dans 10% des images (soit une image). O6 perçoit également une différence entre toutes les images originales et leurs versions tatouées avec les forces d'insertion $\beta = \{5,6\}$ et 60% des images tatouées avec une force d'insertion $\beta = 4$ et 100% pour $\beta = \{4,5\}$. Des taux élevés d'autant plus que O6 est le plus expérimenté de nos observateurs (un ingénieur avec 13 années d'expérience). O2 et O3, qui ont seulement une année d'expérience ou moins ont néanmoins perçu une marque dans 15% des images tatouées avec $\beta = 4$, mais aucune dans celles tatouées avec $\beta = 3$. On peut donc penser que l'expérience est un élément discriminant entre observateurs.



Figure 4.5 Pourcentage d'obseravteurs percevant au moins une marque dans une image tatouée en fonction du nombre de plans de bits tatoués (i.e. β).

La détection d'une marque dans des images tatouée avec β =3, par O6 et O7 concernent seulement 1 image pour chacun ; images qui sont par ailleurs différentes pour les deux utilisateurs (images 20 et 7 – voir lignes surlignées Table 1 en annexe) et jugées *a priori* de bonne et très bonne qualité, respectivement (voir Table 4-5). Après vérification *a posteriori* de ces images avec les deux observateurs, il s'est avéré que seul l'observateur O6 voyait vraiment une différence. Nous sommes bien dans le contexte d'une évaluation subjective et du problème de la reproductibilité de la mesure.



Figure 4.6 Taux moyen de perception de la marque pour chaque observateur en fonction du nombre de plans de bits tatoués (i.e. β).

Pour préciser cette analyse, nous avons conduit une Analyse des Correspondances Multiple (ACM). En effet, la réponse à la question « La marque est-elle visible ? » constitue une variable nominale dichotomique (oui/non). Considérant les images comme des individus et les réponses des observateurs comme des caractères qualitatifs, cette analyse conduit au premier plan factoriel donné en Fig.4.7.



Figure 4.7 Représentation des variables « visibilité » correspondant aux réponses des sept observateurs dans le premier plan factoriel d'une ACM effectuée en considérant les 80 images tatouées.

Variables	01	01	O2	O2	O3	03	O4	O4	O5	O5	O6	O6	O7	O7
	(Oui)	(Non)												
O1 (Oui)	1	-1,000	0,646	-0,646	0,749	-0,749	0,725	-0,725	0,800	-0,800	0,592	-0,592	0,620	-0,620
O1 (Non)	-1,000	1	-0,646	0,646	-0,749	0,749	-0,725	0,725	-0,800	0,800	-0,592	0,592	-0,620	0,620
O2 (Oui)	0,646	-0,646	1	-1,000	0,640	-0,640	0,614	-0,614	0,701	-0,701	0,614	-0,614	0,615	-0,615
O2 (Non)	-0,646	0,646	-1,000	1	-0,640	0,640	-0,614	0,614	-0,701	0,701	-0,614	0,614	-0,615	0,615
O3 (Oui)	0,749	-0,749	0,640	-0,640	1	-1,000	0,712	-0,712	0,756	-0,756	0,529	-0,529	0,715	-0,715
O3 (Non)	-0,749	0,749	-0,640	0,640	-1,000	1	-0,712	0,712	-0,756	0,756	-0,529	0,529	-0,715	0,715
O4 (Oui)	0,725	-0,725	0,614	-0,614	0,712	-0,712	1	-1,000	0,682	-0,682	0,513	-0,513	0,584	-0,584
O4 (Non)	-0,725	0,725	-0,614	0,614	-0,712	0,712	-1,000	1	-0,682	0,682	-0,513	0,513	-0,584	0,584
O5 (Oui)	0,800	-0,800	0,701	-0,701	0,756	-0,756	0,682	-0,682	1	-1,000	0,626	-0,626	0,728	-0,728
O5 (Non)	-0,800	0,800	-0,701	0,701	-0,756	0,756	-0,682	0,682	-1,000	1	-0,626	0,626	-0,728	0,728
O6 (Oui)	0,592	-0,592	0,614	-0,614	0,529	-0,529	0,513	-0,513	0,626	-0,626	1	-1,000	0,491	-0,491
O6 (Non)	-0,592	0,592	-0,614	0,614	-0,529	0,529	-0,513	0,513	-0,626	0,626	-1,000	1	-0,491	0,491
O7 (Oui)	0,620	-0,620	0,615	-0,615	0,715	-0,715	0,584	-0,584	0,728	-0,728	0,491	-0,491	1	-1,000
O7 (Non)	-0,620	0,620	-0,615	0,615	-0,715	0,715	-0,584	0,584	-0,728	0,728	-0,491	0,491	-1,000	1

Les deux axes constituant cet espace plan expliquant à eux deux 78.59% de l'information, dont 70.27% par le premier. Les observateurs O6 et O2 se distinguent parfaitement par rapport à l'axe F2, les autres observateurs constituant une classe que l'on peut considérer comme « moyenne ». F2 traduit l'expérience et potentiellement l'acuité visuelle des observateurs.

Tableau 4-5 Matrice de corrélation de PEARSON entre observateurs.

La Table 4-5 donne les coefficients de corrélation de PEARSON entre les observateurs. Deux observateurs dont les réponses sont proches doivent avoir un facteur de corrélation proche de 1. On peut voir qu'O6 et O2 se distinguent des autres observateurs avec des taux de corrélation faibles avec les autres observateurs. A noter qu'O6 et O7 qui présentent des taux de détection proches ont une corrélation faible indiquant qu'ils n'ont pas noté les images de la même manière. Cela confirme le choix de O7 de changer sa réponse après avoir identifié une marque dans une image tatouée avec une force d'insertion β =3. Si on regarde observateur par observateur, on peut voir que O1, O5 et O4 tendent à donner les mêmes réponses (taux de corrélation entre 0,7 et 0,8), mais plus généralement, cette analyse amène aux mêmes conclusions qu'avec l'analyse ACM précédente. Il faut cependant prendre en compte que les niveaux de corrélations entre observateurs sont de l'ordre de 0,7 lorsqu'ils sont proches. Ce ne sont pas des taux élevés.

Recommandations pour le test subjectif avec la modulation par substitution de bits de poids faible :

Sur la base de ces résultats, il apparaît pertinent de tester avec les radiologues les forces d'insertion $\beta = \{2,4,5\}$, qui sont dans la zone de transition « la marque est invisible, la marque est visible » pour des personnes qui ne sont pas des radiologues.

4.5.3.2. Deuxième test : Images tatouées par la Dither QIM

• Réponses des observateurs

Ce test s'est déroulé de la même manière que le précédent avec cependant moins d'observateurs (au nombre de six) et un jeu de forces d'insertion amenant trois pas de quantification distincts : $\Delta = \{2^8, 2^9, 2^{10}\}$. La Table 2 en annexe fournit les réponses de ces observateurs pour chaque présentation des images sélectionnées

• La visibilité de la marque

De la Table 2 en annexe nous pouvons remarquer une perception de la marque insérée par le même pas de quantification très variable d'un observateur à un autre. Cela se voit également sur les Fig. 4-8 et 4-9, qui donne le niveau de perception moyen de chaque observateur en fonction de la force d'insertion. Sur le niveau le plus fort, 2 observateurs ont distingué toutes les images. Une moitié des observateurs ont identifié ce niveau sur moins de 65% des images. Le niveau le plus faible, i.e. un pas de quantification de 2⁸, non négligeable y compris pour des images codées sur 12 bits, semble quasi indétectable à part pour 2 observateurs mais dans moins de 10% des images. On peut cependant s'interroger sur la similitude entre les distorsions induites par le tatouage et la compression. En section 5, nous avons testé le taux de compression de 20, le plus faible, identifié comme acceptable par l'étude [KOF-09]. Il aurait été intéressant de comparer au taux le plus fort de 30. En effet, nous avons pour ce test choisi des niveaux de distorsion qui introduisent des mesures objectives supérieures. Actuellement, quelques observateurs perçoivent une différence là où la compression n'est *a priori* pas visible, ou du moins ne nuit pas à la qualité de diagnostic, ce sont là deux notions différentes.



Figure 4.8 Taux moyen de perception de la marque pour chaque observateur en fonction du pas de quantification de la Dither QIM (i.e. 2^{β}).



Figure 4.9 Pourcentage d'observateurs percevant au moins une marque dans une image tatouée en fonction du pas de quantifications de la Dither QIM (i.e. 2^{β}).

Nous donnons en Fig. 4-10 le résultat graphique de l'analyse des correspondances multiples (ACM) considérant les images comme des individus et les réponses des observateurs comme des caractères qualitatifs.



Figure 4.10 Représentation des variables « visibilité » (réponses de six observateurs) dans le premier plan factoriel d'une ACM effectuée en considérant 60 images tatouées.

Les deux axes constituant cet espace plan expliquent à eux deux 83.59% de l'information, dont 62.03% par le premier. Deux classes se distinguent. La première comporte les observateurs O1, O3 et O9, et la seconde les autres. Sur cette base, le niveau d'expérience n'est pas un critère discriminant. En effet, O1 a plus de dix années d'expérience et O6, treize. La matrice de corrélation de PEARSON, en Table4-8, met évidence les similitudes des réponses des observateurs. O1 et O9 sont ainsi proches, tout comme O8 avec O2 et O6. Il est probable que le facteur discriminant soit un niveau d'acuité visuelle. Cette hypothèse reste à vérifier.

Variables	O1(Non)	O1(Oui)	O8(Non)	O8(Oui)	O3(Non)	O3(Oui)	O2(Non)	O2(Oui)	O9(Non)	O9(Oui)	O6(Non)	O6(Oui)
O1(Non)	1	-1,000	0,462	-0,462	0,568	-0,568	0,456	-0,456	0,775	-0,775	0,433	-0,433
O1(Oui)	-1,000	1	-0,462	0,462	-0,568	0,568	-0,456	0,456	-0,775	0,775	-0,433	0,433
O8(Non)	0,462	-0,462	1	-1,000	0,366	-0,366	0,844	-0,844	0,443	-0,443	0,869	-0,869
O8(Oui)	-0,462	0,462	-1,000	1	-0,366	0,366	-0,844	0,844	-0,443	0,443	-0,869	0,869
O3(Non)	0,568	-0,568	0,366	-0,366	1	-1,000	0,314	-0,314	0,644	-0,644	0,250	-0,250
O3(Oui)	-0,568	0,568	-0,366	0,366	-1,000	1	-0,314	0,314	-0,644	0,644	-0,250	0,250
O2(Non)	0,456	-0,456	0,844	-0,844	0,314	-0,314	1	-1,000	0,471	-0,471	0,790	-0,790
O2(Oui)	-0,456	0,456	-0,844	0,844	-0,314	0,314	-1,000	1	-0,471	0,471	-0,790	0,790
O9(Non)	0,775	-0,775	0,443	-0,443	0,644	-0,644	0,471	-0,471	1	-1,000	0,404	-0,404
O9(Oui)	-0,775	0,775	-0,443	0,443	-0,644	0,644	-0,471	0,471	-1,000	1	-0,404	0,404
O6(Non)	0,433	-0,433	0,869	-0,869	0,250	-0,250	0,790	-0,790	0,404	-0,404	1	-1,000
O6(Oui)	-0,433	0,433	-0,869	0,869	-0,250	0,250	-0,790	0,790	-0,404	0,404	-1,000	1

 Tableau 4-6 Matrice de corrélation de PEARSON entre les 6 observateurs

Recommandations pour le test subjectif avec la modulation Dither QIM :

Sur la base de ces résultats, il apparaît pertinent de tester avec les radiologues les forces d'insertion $\Delta = \{2^7, 2^9\}$ qui sont dans la zone de transition « la marque est invisible, la marque est visible » pour des personnes qui ne sont pas des radiologues.

Suit aux études menées lors des protocoles de présélection des paramètres de tatouage, nous avons pu sélectionner les forces d'insertion $\beta = \{2,4,5\}$, dans le cas de la modulation LSB et $\Delta = \{2^7, 2^9\}$ pour la Dither QIM. Nous passons dans les paragraphes suivants au protocole d'évaluation subjective avec les radiologues.

4.6. Protocole d'évaluation subjective avec les radiologues

L'ambition de cette étude est d'identifier le niveau de force d'insertion qui peut être utilisé sans compromettre la « valeur diagnostique » de l'image. Du fait de la modestie de nos moyens, cette étude nous permettra tout au plus d'identifier le niveau de force d'insertion à partir duquel les radiologues voient une différence entre une image et sa version tatouée dans le cas de la modulation par substitution des bits de poids faible et dans un contexte limité tant en termes, par exemple, de qualité d'images que de finesse des signes d'anomalies (cf. section 4.2). La disponibilité des experts

radiologues et leur nombre sont aussi des facteurs limitants du point de vue de la représentativité des résultats que nous aurons.

4.6.1. Description de la mise en œuvre du protocole subjectif

La définition d'un protocole subjectif dépend de plusieurs point, tel que les choix des questions à poser aux radiologues, le nombre d'image à tatouer suivant les paramètres sélectionne dans les paragraphes précédents, l'environnement de test, et les observateur (dans ce cas les radiologues).

4.6.1.1. Choix du protocole et des questions

Le protocole qui avait été dans un premier temps envisagé suit une évaluation de type simple stimulus, comme décrit en section 4.5.1.1., afin de mesurer l'impact du tatouage sur la qualité et l'interprétation de l'image. Sur la base de la présentation d'une image, deux questions ont été identifiées. La première question concerne la quantification de la qualité visuelle de l'image sur trois niveaux : *Bonne/Moyenne/Mauvaise* ; et la seconde sur l'identification de la présence d'une fracture avec pour réponse : fracture évidente/ fracture subtile/ fracture absente. Ce protocole a été testé avec peu de succès avec un radiologue en internat au CHRU de Brest en exploitant une base de 97 images de poignets préalablement annotées par ce même radiologue suivant la qualité visuelle (bonne, moyenne ou mauvaise) et la présence d'une fracture (évidente, subtile, ou absente). Jouer dans un temps très différé par rapport à l'annotation des images, ce test a révélé plusieurs biais : 1) une surquantification de la qualité visuelle : des images non tatouées sont passées d'une mauvaise à une bonne qualité ; 2) la détection de fractures dans un premier temps identifiées comme absentes à un niveau « évidentes », également pour des images non tatouées. Nous avons abandonné cette approche.

Le protocole adopté est une évaluation comparative de type « Pair-wise degradation score», (cf. section 4.5.1.3). Il s'agit d'une comparaison « différentielle » de deux images affichées sur deux écrans juxtaposés. Ainsi, pour un patient, le radiologue peut accéder à deux vues ou plus du poignet (vue profile, vue de face, main fermée, main ouverte ...) visualisables soit sur des images indépendantes soit simultanément sur une image (e.g. face et profile sur une seule image). Pour un patient, la force d'insertion est unique et appliquée à toutes les images de son dossier. Egalement, et contrairement aux tests précédents, chaque paire d'images présentées à un observateur comporte soit une image originale et sa version tatouée, soit deux images originales. Par ailleurs, les positions d'affichage des images tatouées sont aléatoires, *i.e.* l'image tatouée peut être affichée sur l'écran de gauche comme sur l'écran de droite.

Pour chaque paire d'images, un radiologue est invité à répondre à trois questions :

- « Laquelle des deux images préférez-vous ? » avec pour réponse possible : l'image de gauche/l'image de droite/identiques. L'objectif ici est de pouvoir mesurer une variation en termes de qualité visuelle, sans que l'observateur ne sache quelle est l'image originale et l'image tatouée. Plus clairement, nous associons la notion de qualité à la notion de préférence de l'expert.
- « *Une fracture est-elle présente ?* »: avec trois réponses possibles : *fracture évidente/subtile/absente*. L'objectif est de voir si le tatouage impacte l'interprétation de l'image.

• Suivant la réponse à la question deux, la troisième question est : « Laquelle des deux images préférez-vous pour le diagnostic? ». La réponse attendue est : l'image de gauche/l'image de droite/identiques.

4.6.1.2. Base d'images & paramètres de marquage

Nous avons utilisé une base d'images de 105 images radiographiques de poignets de 46 patients et issues de différents systèmes d'acquisition (*Carestream, Canon, Med.e.com,...*). Ces images sont de niveau de qualité variable. Un échantillon de notre base de test est donné en Fig. 4.11.

Sur la base des résultats du pré-protocole subjectif concernant le tatouage par substitution de plans de bits, les forces d'insertion retenues sont les suivantes (voir sous-section 4.4.3) : $\beta = \{2, 4, 5\}$. Nous distinguerons en fait 4 niveau de force d'insertion pour une paire d'images affichées, c'est-à-dire :

- *Force 0* : où l'image originale est affichée sur les deux écrans. 31 images de notre base test appartenant à 14 patients sont présentées selon ce mode d'affichage.
- *Force 1*: où une image originale et sa version tatouée avec une force d'insertion $\beta = 2$ sont affichées. 33 images appartenant à 15 patients sont présentées selon ce mode d'affichage.
- *Force 2*: où une image originale et sa version tatouée avec une force d'insertion $\beta = 4$ sont affichées. 33 images appartenant à 13 patients sont présentées selon ce mode d'affichage.
- *Force 3* : où une image originale et sa version tatouée avec une force d'insertion $\beta = 5$ sont affichées. 8 images appartenant à 4 patients sont présentées selon ce mode d'affichage.

Comme évoqué plus haut, rappelons que les images originales et tatouées sont affichées aléatoirement sur l'écran de droite ou de gauche (cf. Table 4-7).

	Nombre total d'images originales	% d'affichage sur l'écran à droite (nombre d'images	% d'affichage sur l'écran à gauche (nombre d'images
		Originales)	originales)
Force 1	33	39.39 (13)	60.61(20)
Force 2	33	57.57(19)	42.43(14)
Force 3	8	37.5(3)	62.5(5)

Tableau 4-7 Le taux d'affichage d'images originales sur l'écran à droite et celui à gauche.



Figure 4.11 Échantillon d'images de la base de données

4.6.1.3. Environnement du test

Les tests ont été effectués en trois lieux géographiques différents, en fonction des disponibilités des radiologues, dans des conditions que nous espérons les plus similaires possibles et en tout cas les plus proches des conditions de travail habituelles de ces derniers :

- Medecom (9 Bis Rue de Kerbrat, 29470 PLOUGASTEL-DAOULAS)
- Bibliothèques de l'hôpital de la Cavale blanche (Boulevard Tanguy Prigent, 29200 BREST)
- Clinique de radiologie LESNEVEN (5 Rue de la Libération, 29260 LESNEVEN)

Il est à noter qu'aucune limite de temps n'a été exigée dans ce test. Plus clairement, à aucun moment il n'a été demandé aux observateurs d'analyser les images en un temps prédéfini *a priori*.

4.6.1.4. Les observateurs

Cette étude reste des plus modestes, expérimentée avec quatre radiologues, comptant une femme et trois hommes d'expertises différentes comme indiqué en Table 4-8.

radiologues	Degré d'expertise	Lieu du test
	(année)	
R1	3 ^e année	MEDECOM
R2	4 ^e année	CHU
R3	7 ans (en comptant les	CHU
	années d'internat)	
R4	14ans (sans compter les années avant la thèse)	LESNEVEN

Tableau 4-8 Radiologues qui participeront à l'expérimentation

4.6.2. Biais pour l'analyse

Plusieurs biais peuvent nuire à la qualité de cette analyse et les plus évidents sont examinés et discutés ici de manière séparée même s'ils ne sont pas sans liens.

Avant même de commencer, nous pouvons souligner qu'il est généralement admis que les tests sont statistiquement valides si le nombre d'observateurs est supérieur ou égal à 16 [CHO-16]. Néanmoins, ce nombre peut être revu à la baisse (minimum 4) dans le cas où les observateurs qui participent au test sont expérimentés voire des experts [NOU-10].

4.6.2.1. Biais liés à l'environnement

Ce biais peut être lié à plusieurs éléments environnementaux que nous distinguerons en deux classes :

- Les *conditions de visualisation* l'éclairage de la salle comme également la distance entre l'écran et le radiologue et son positionnement jouent un rôle important dans la perception des stimuli. Par exemple, un éclairage élevé peut éblouir l'observateur et ainsi altérer sa perception. De même, la « couleur » de la salle peut influer la perception de certaines nuance de gris.
- L'écran- il est impératif que les écrans soient calibrés de manière identique, sinon les couleurs affichées peuvent être différentes du stimulus d'origine. Il est important aussi de tenir compte de quelques artefacts liés à la technologie de l'écran utilisé.

Pour minimiser les effets de biais liés à l'environnement, il convient d'effectuer les tests dans les mêmes conditions pour tous les radiologues. Une étape de vérification du rendu des écrans est importante notamment du fait que cette étude s'appuie sur une comparaison d'images.

4.6.2.2. Biais liés à l'observateur

Dans notre cas, les observateurs sont des radiologues dont l'expérience et l'âge sont distincts. Différents facteurs peuvent influencer leur jugement :

- **Facteurs psychologiques**: ils peuvent être à l'origine d'une différence de perception. L'interprétation d'une image est intimement liée au degré de concentration de l'observateur. Egalement, l'accès à l'information image seule, i.e. sans information *a priori* sur le patient (historique, interrogatoire du patient ou résultats d'autres examens ...), peut influencer l'interprétation de l'image et donc le diagnostic d'une manière considérable.
- *Perception de la problématique* : le concept de tatouage peut être abstrait pour des personnes en dehors du domaine. Un observateur risque alors d'imaginer des distorsions même si les images n'ont pas été tatouées.

Pour limiter ces biais, il convient de débuter les tests par une séance d'initiation permettant à l'observateur de mieux appréhender le test. Il est tout aussi important d'expliquer clairement l'objectif du test et le protocole à respecter.

4.6.2.3. Biais liés à la base d'images

Nous retiendrons principalement la notion de facteur de qualité des images. Si la qualité des images varie d'une image à une autre, en fonction des paramètres d'acquisition notamment, c'est une notion subjective qui dépend beaucoup de chaque observateur. Néanmoins, une image de bonne qualité facilite l'interprétation. Notre base de test, inclue des images de différentes qualités pour mieux étudier l'impact du tatouage.

Les résultats obtenus après l'expérience sont donnée et analyser en détails dans les sections suivantes. Nous proposons d'aborder chaque question séparément des autres.

4.7. Analyse de la préférence image originale *vs*. Image tatouée (1^{ère} question)

4.7.1. Résultats des observations

Nous donnons de manière synthétique dans la Table 4-10 les réponses des 4 radiologues qui ont réalisé le test à la première question du protocole qui porte sur une préférence visuelle entre deux images affichées sur deux écrans placés côte à côte ; ces deux images pouvant être *originale- originale* ou *originale- tatouée* ou *tatouée- originale*.

Rappelons que R1 n'a pas réalisé le test pour le niveau de force élevé, i.e. force 3. La Table 4-9 donne une idée de la durée du test pour chaque radiologue. Sur la base de ces résultats, nous cherchons à déterminer, le niveau de visibilité de la marque en fonction des paramètres de la force d'insertion. Rappelons que les paramètres d'affichage des images, i.e., le zoom et le fenêtrage, pour les images originales et leurs versions tatouées ne peuvent pas être modifiés par l'observateur.

Radiologues	Durée du test (min)
R1	56 :44
R2	80 :02
R3	90:37
R4	40

Tableau 4-9 Durée des tests pour chaque radiologue.

		R1			R2			R3			R4		
Force	Préférences	total	original	tatouée									
			e			e			e			e	
0	Identique%	93.55	Х	X	70.97	X	Х	25.8	X	Х	100	Х	Х
(31)	(nombre)	(29)			(22)			(8)			(31)		
	Droite	6.45	100	Х	6.45	100	Х	29	100	X	0	0	Х
	(nombre)	(2)	(2)		(2)	(2)		(9)	(9)		(0)	(0)	
	Gauche	0	0	X	22.58	100	Х	45.2	100	X	0	0	Х
	(nombre)	(0)	(0)		(7)	(7)		(14)	(14)		(0)	(0)	
1	Identique	81.81	Х	Х	78.78	X	Х	39.4	X	Х	75.75	Х	X
(33)	(nombre)	(27)			(26)			(13)			(25)		
	Droite	15.15	40	60	0	0	0	12.12	75	25	6.06	50	50
	(nombre)	(5)	(2)	(3)	(0)	(0)	(0)	(4)	(3)	(1)	(2)	(1)	(1)
	Gauche	3.03	100	0	21.21	42.85	57.14	48.48	68.75	31.25	18.18	66.66	33.33
	(nombre)	(1)	(1)	(0)	(7)	(3)	(4)	(16)	(11)	(5)	(6)	(4)	(2)
2	Identique	81.81	X	Х	63.63	X	X	45.45	X	Х	78.78	Х	Х
(33)	(nombre)	(27)			(21)			(15)			(26)		
	Droite	9.09	33.33	66.66	9.09	0	100	30.30	40	60	9.09	33.33	66.66
	(nombre)	(3)	(1)	(2)	(3)	(0)	(3)	(10)	(4)	(6)	(3)	(1)	(2)
	Gauche	9.09	33.33	66.66	27.27	11.11	88.88	24.24	62.5	37.5	12.12	0	100
	(nombre)	(3)	(1)	(2)	(9)	(1)	(8)	(8)	(5)	(3)	(4)	(0)	(4)
3	Identique	X	Х	Х	50	X	X	25	X	Х	0	Х	X
(8)	(nombre)				(4)			(2)			(0)		
	Droite	Х	Х	Х	0	0	0	12.5	100	0	62.5	60	40
	(nombre)				(0)	(0)	(0)	(1)	(1)	(0)	(5)	(3)	(2)
	Gauche	X	Х	Х	50	75	25	62.5	80	20	37.5	100	0
	(nombre)				(4)	(3)	(1)	(5)	(4)	(1)	(3)	(3)	(0)

Tableau 4-10 Résultats de la préférence (identique, droite et gauche) des radiologues suivant chaque force d'insertion 0, 1, 2 et 3. Entre parenthèses est indiqué le nombre d'images correspondant au pourcentage précisé (e.g. Force 0 – 31 paires d'images concernées).

4.7.2. Analyse des résultats

4.7.2.1. Identification de biais dans les résultats

On peut noter ou identifier plusieurs anomalies dans la Table 4-12 qui soulignent l'existence possible d'un biais au niveau notamment des résultats de l'expérimentation réalisée au CHRU de Brest. En effet, pour R3 et R2, un déséquilibre de choix de préférences apparaît entre la droite et la gauche pour les niveaux de force 0 et 1. Une claire préférence est donnée aux images sur l'écran de gauche. Sur le niveau de force 0, ces deux observateurs perçoivent une différence entre les images (plus de 30% pour R2, et 75% pour R3). Le problème existe peut être également pour R1, mais de manière peu prononcée. En effet, il a une préférence pour l'image de droite, mais seulement dans 6% des images de force 0. Ce déséquilibre existe également pour la force 1 et disparait au-delà. De ce fait, nous pouvons considérer que ses réponses sont convenables pour une analyse. Ces déséquilibres sont visibles sur la Fig. 4.12. En ce qui concerne R4, ses réponses sont équilibrées.

Une telle différence ou un tel déséquilibre pour le niveau de force 0 peut avoir plusieurs origines. Tout d'abord, il est possible qu'il existe une différence d'affichage entre les deux écrans comme cela pourrait être le cas suite à un problème d'appairage (calibrage). Dans ce cas, même une image originale affichée simultanément sur les deux écrans paraîtra différente. Un autre biais, plus psychologique, est lié à l'interprétation du test par les radiologues. Ceux-ci peuvent avoir compris que dans une paire d'images, l'une d'elles est toujours tatouée. Dans ce cas, ils ont cherché à détecter la marque sans se préoccuper de la question posée « quelle est votre préférence entre l'image de droite et de gauche ? ». Une troisième raison peut provenir de l'environnement. Les conditions d'éclairage et la position des observateurs devant les écrans peuvent occasionner de tels problèmes. R4 a par exemple corrigé ses réponses lors de l'expérimentation en changeant de position.

En ce qui concerne le niveau de force 1, le déséquilibre peut en plus s'expliquer par le fait que le nombre d'images originales (resp. tatouées) affichées sur l'écran de gauche est de l'ordre de 2/3 (resp. 1/3) – Voir la Table 4-9 Ce phénomène apparaît également chez R1 et R4. A noté que pour R1 qui a utilisé le même matériel que R3 et R2, les écrans ont pu être inversés (i.e. changer de côté). R4 a utilisé un matériel différent : celui qu'il utilise en routine clinique ! Pour les niveaux de force 2 et 3, les proportions d'images originales/tatouées à droite et à gauche sont différentes mais avec un écart moindre.

Sur la base de ces remarques, nous poursuivrons notre analyse sans nous préoccuper du fait que les images aient été affichées à droite ou à gauche concernant les observateurs R3 et R2.



Figure 4.12 Distribution de la préférence (Gauche, Identique, Droite) des radiologues en fonction du niveau de force d'insertion (a) R1, (b) R2, (c) R3, (d) R4.

4.7.2.2. Identification de préférence en fonction de la force d'insertion

La figure 4.13 résume la Table 4-12 en termes d'indifférence de préférences (ou de préférence identique) entre les images en fonction du niveau de force d'insertion. Si on ne tient pas compte des

réponses de R3 et de R2, on peut voir que plus la force d'insertion augmente plus les observateurs voient une différence entre les images. Ce qui est un résultat logique.



Figure 4.13 Pourcentage des préférences identiques en fonction des forces d'insertion pour chaque radiologue.

Indifférence de préférence pour le niveau de force 0

Rappelons que pour le niveau de force 0, toutes les images présentées sont originales. Comme nous pouvons le voir en Table 4.12 et Fig. 4.16, seul R4 perçoit les images de manière identique. Ce qui peut s'expliquer par le fait qu'il est le plus expérimenté de nos radiologues (avec 14 années d'expérience) et qu'il a réalisé le test en utilisant un matériel différent des autres radiologues ; un matériel qu'il utilise en routine clinique (i.e. les deux écrans sont *a priori* calibrés). On peut également voir que R1 a une préférence identique pour 94% des images, et une préférence pour l'image de droite dans 6% des cas (i.e. 2 images sur 31).

R2, quant à lui, perçoit une différence dans 30% des images. Cependant, comme nous l'avons expliqué en sous-section 4.7.2.1, il a une préférence pour l'image de gauche.

R3 est un cas vraiment particulier. Elle a une préférence identique seulement dans 26% des images. Ceci peut s'expliquer par le fait qu'elle a très probablement cherché à détecter la marque. Cette hypothèse repose sur le temps de son test. Elle a pris plus de temps pour effectuer le test (90:37min-voir Table 4.11) par rapport aux autres radiologues (40 minutes pour R4).

• Indifférence de préférence pour le niveau de force 1

Concernant la force d'insertion 1, on peut voir dans la Table 4.12 que tous les radiologues, excepté R3, perçoivent une différence dans près de 20 % des paires d'images (environ 6 images sur 33), mais sans pouvoir différencier les images originales des images tatouées. En effet, R1 distingue une différence dans 6 images avec un choix de préférence équiprobable entre les images originales et tatouées. R2 perçoit une marque dans 7 images, mais il préfère 4 images tatouées. R4 détecte la présence d'une marque dans 8 images. Il préfère majoritairement l'image originale, mais à deux

images près. On peut donc considérer que ces radiologues voient parfois une différence mais ne préfèrent pas l'image originale à l'image tatouée.

Encore une fois, R3 est un cas particulier. Elle perçoit une différence dans 60% des images (i.e. dans 20 images) avec une préférence pour l'image originale dans 2/3 des cas. On peut remarquer une nouvelle fois sa préférence pour l'image de gauche. On peut donc s'interroger sur l'origine de cet écart marqué avec les autres radiologues. Est-il lié au biais au fait que le nombre d'images originales affiché à gauche est de l'ordre de 2/3 (voir la Table 4.9) ou a-t'elle bien été capable de distinguer les images originales ?

• Indifférence de préférence pour le niveau de force 2

Comme nous pouvons le voir dans la Table 4.12 et la Fig. 4.15, R1, R2 et R4 notent une différence entre les images, mais ils préfèrent majoritairement l'image tatouée. R1 détecte la présence d'une marque dans 19% des paires d'images (i.e. 6 images sur 33) et préfère 4 images tatouées. R4 voit une différence dans 21% des images (i.e. 7 images) avec une préférence pour 6 images tatouées. En ce qui concerne R2, il perçoit une différence dans 37% des paires d'images (i.e. 11 images), et il choisit majoritairement l'image tatouée (11 images tatouées). Un tel résultat reste pour l'instant difficile à expliquer. Le tatouage par substitution de bits de poids faible est similaire à l'ajout d'un bruit qui peut introduire des textures et donner une impression de meilleur contraste.

Également, R3 perçoit une différence dans 55% des images (i.e. 18 images), cependant, elle préfère autant d'images originales que d'images tatouées. Notons que contrairement aux autres radiologues, plus la force d'insertion augmente, moins R3 voit une différence entre images (voir Table 4.12- Forces d'insertion 0, 1 et 2). On peut s'interroger sur la crédibilité de ses réponses.

• Indifférence de préférence pour le niveau de force 3

Rappelons tout d'abord que R1 n'a pas réalisé le test pour le niveau de force 3. On peut voir dans la Table 4.12 que les pourcentages de préférence identique sont nettement plus faibles par rapport aux autres forces d'insertion. On peut noter également que l'image originale est majoritairement choisie. R4 qui est le radiologue le plus expérimenté perçoit une différence dans toutes les images et il choisit majoritairement l'image originale (i.e. dans ³/₄ des paires d'images présentées). Contrairement aux autres niveaux de force d'insertion, R3 ne se distingue pas cette fois des autres radiologues. Elle note une différence dans 25 % des images et elle a une préférence pour l'image originale dans 5/6 des images. Ainsi, tous les radiologues perçoivent une différence entre les images et ils arrivent à différencier, dans la plupart des cas, les images originales et tatouées. Nous pouvons donc considérer que ce niveau de force n'est pas exploitable.

Sur la base de cette première analyse, il apparaît que le niveau de force 1 ne pose a priori pas de problème. Le niveau de force 2 peut probablement être exploité du fait que les radiologues perçoivent une différence dans 20% des cas sans cependant préférer l'image originale de l'image tatouée. Ces résultats rejoignent ceux obtenus avec les personnels de Medecom. 20% des observateurs avaient identifié une différence entre les images (cf. 4.5.3.1 – Fig. 4.8 : force 1 $\Leftrightarrow \beta=2$, force 2 $\Leftrightarrow \beta=4$; où β est le nombre de plan de bits).

4.7.2.3. Analyse statistique de préférence en fonction de la force d'insertion

Afin de vérifier la cohérence des réponses des radiologues, nous avons conduit une Analyse en Composantes Principales (ACP). La réponse à la question « quelle est votre préférence entre l'image de droite et de gauche ? » constitue une variable continue. Nous avons considéré les images comme des individus et les réponses des radiologues comme l'ensemble des variables disponibles.

Comme R1 n'a pas effectué le test pour le niveau de force 3, deux choix s'offraient à nous : ne pas prendre en considération ses réponses sur l'ensemble des tests ; appliquer une méthode d'imputation pour compenser les réponses manquantes. Dans ce qui suit, nous avons fait le choix d'utiliser une méthode d'imputation fournie par le package « missData » en R, le logiciel de statistiques que nous avons exploité pour ces analyses.

L'analyse ACP conduit au premier plan factoriel est donnée en Fig.4.14. Les deux axes constituant cet espace plan expliquent à eux deux 62.54% de l'information, dont 34,63% par le premier. R1 se distingue parfaitement par rapport à l'axe Dim 1. Il est cependant étrange qu'il se distingue de R4 car, comme nous l'avons vu en sous-section 4.7.2.2, leurs réponses étaient cohérentes. Notons que nous avons testé plusieurs méthodes d'imputations du package « missData » pour à chaque fois obtenir ce même résultat. Une explication réside probablement dans le faible nombre de radiologues ayant participé au test et dont les réponses ne permettent pas de réaliser une imputation de qualité. Par ailleurs, par rapport à l'axe 1, R4, R3 et R2 constituent une classe, ce qui est très surprenant. L'imputation n'était donc pas un choix judicieux.



Figure 4.14 Analyse en composantes principales considérant les images comme des individus et les réponses des radiologues à la question « quelle est votre préférence entre l'image de droite et de gauche ? » comme des variables continues.

Les réponses des radiologues à la première question peuvent révéler des informations sur la qualité visuelle des images. Cela se confirme par le rapprochement entre les préférences des

radiologues sur les images de la force 2 et les résultats obtenue avec les personnels de Medecom, même si 'ils n'ont pas les mêmes profils médicales.

4.8. Analyse de l'impact du tatouage sur l'interprétation de l'image (2^{ème} question)

La Table 4.11 fournit les réponses des radiologues à la 2^{ème} question du protocole qui porte sur l'identification de la présence d'une fracture dans les deux images originale et tatouée. A noter que chaque radiologue interprète chaque paire d'images, i.e. *originale-originale* ou *originale-tatouée* ou *tatouée-originale*, puis quantifie la présence de la fracture (évidente, subtile, absente). Comme il est possible de le voir aucun radiologue n'a signalé une variation d'interprétation d'une anomalie entre l'image originale et sa version tatouée quel que soit le niveau de force d'insertion. Même si les radiologues perçoivent des différences entre images originales et tatouées, avec une préférence en qualité pour l'image originale sur des niveaux de force élevés, la marque ne semble pas interférer avec l'interprétation de l'image. Ce résultat reste cependant difficile à généraliser. Le test conduit est loin d'être exhaustif en termes de subtilité d'une fracture comme également en termes de pathologies.

		R1	R2	R3	R4
Force	Fracture	Images	Images originale	Images originale et	Images originale et
		originale et	et tatouée	tatouée	tatouée
		tatouée			
0	Evidente %	12,9	22,58	16,13	19,35
(31)	(nombre)	(4)	(7)	(5)	(6)
	Subtile %	6,45	0	35,48	0
	(nombre)	(2)		(11)	
	Absente %	80,65	77,42	48,39	80,65
	(nombre)	(25)	(24)	(15)	(25)
1	Evidente %	33,33	39,4	42,42	45,45
(33)	(nombre)	(11)	(13)	(14)	(15)
	Subtile %	27,27	3,03	18,18	3,03
	(nombre)	(9)	(1)	(6)	(1)
	Absente %	39,4	57,57	39,4	51,52
	(nombre)	(13)	(19)	(13)	(17)
2	Evidente %	30,30	39,4	39,4	33,33
(33)	(nombre)	(10)	(13)	(13)	(11)
	Subtile %	36,37	12,12	33,33	24,25
	(nombre)	(12)	(4)	(11)	(8)
	Absente %	33,33	48,48	27,27	42,42
	(nombre)	(11)	(16)	(9)	(14)
3	Evidente %	X	0	12,5	37,5
(8)	(nombre)			(1)	(3)
	Subtile %	X	37,5	50	12,5
	(nombre)		(3)	(4)	(1)
	Absente %	X	62,5	37,5	50
	(nombre)		(5)	(3)	(4)

Tableau 4-11 Résultats de l'interprétation « identification de la présence d'une facture » par desradiologues dans des images originales et tatouées suivant chaque force d'insertion 0, 1, 2 et 3.Entre parenthèses est indiqué le nombre d'images correspondant au pourcentage précisé.

Au-delà, comme il est possible de le voir en Table 4.13, l'interprétation des images (i.e. la détection de la présence d'une fracture) diffère nettement d'un radiologue à un autre pour toutes les forces d'insertion. Ceci peut être lié au fait que les radiologues n'ont accès qu'aux images, sans aucune autre information sur le patient (historique, interrogatoire du patient ou résultats d'autres examens, ...). Néanmoins, ce résultat illustre la subjectivité de la notion de « subtilité d'une fracture » d'un radiologue à l'autre.

4.9. Analyse de la préférence pour le diagnostic image originale *vs*. Image tatouée (3^{ème} question)

Nous donnons dans la Table 4.12 les réponses des 4 radiologues à la troisième question du protocole qui porte sur une préférence pour le diagnostic entre les deux images affichées (*originale- originale ou originale- tatouée* ou *tatouée- originale*). Rappelons que le radiologue ne répond à cette question que lorsqu'il identifie une fracture (subtile ou évidente).

• Indifférence de préférence pour le diagnostic pour le niveau de force 0

Sur le niveau 0, comme nous pouvons le voir en Table 4.14, seul R3 perçoit une différence entre les images lorsqu'elle qualifie la fracture de subtile. Comme auparavant, on retrouve sa préférence pour l'image de gauche dans 2/3 des cas. Ceci est peut être lié au biais que nous avons identifié en section 4.6.2.2., un mauvais calibrage des écrans ou sa position devant l'écran. Les autres radiologues ont des réponses équilibrées.

• Indifférence de préférence pour le diagnostic pour le niveau de force 1

Quand la fracture est évidente, on peut voir dans la Table 4.14 que seul R4 perçoit une différence pour deux images. Il donne cependant sa préférence à une image originale dans un cas et à une image tatouée dans le second. On peut donc considérer qu'il n'a pas de préférence de manière générale.

Quand la fracture est subtile, il n'a pas de préférence. C'est aussi le cas de R2. R1 et R3 qui ont quant à eux détecté une différence, mais pour une seule paire avec une préférence pour l'image originale. Difficile dans ce cas de statuer.

• Indifférence de préférence pour le diagnostic pour le niveau de force 2

Quand la fracture est évidente, aucun radiologue n'a une préférence pour le diagnostic entre les images. Par contre, quand la fracture est subtile, R2 n'a pas de préférence. Les autres radiologues ont perçu une différence, mais seulement dans une seule image. R1 et R4 préfèrent l'image originale, tandis que R3 a une préférence pour celle tatouée.

Nous pouvons alors considérer que pour ce niveau de force, la marque n'influe pas la préférence pour l'interprétation.

• Indifférence de préférence pour le diagnostic pour le niveau de force 3

R1 n'a pas réalisé le test pour le niveau de force 3. On peut noter que R2 et R4 ne perçoivent aucune différence entre les images quand la fracture est évidente ou subtile. Seul R3 a une préférence pour le diagnostic dans 50% des images comportant une fracture subtile. Elle préfère l'image originale !

Force	Diagnostic	Préférence	R1	R2	R3	R4
0	Evidente	Nbre images	4	7	5	6
(31)		Identique	100	100	100	100
			(4)	(7)	(5)	(6)
		Droite	0	0	0	0
		Gauche	0	0	0	0
	Subtile	Nbre images	2	0	11	0
		Identique	100	0	18.18	0
			(2)	(0)	(2)	
		Droite	0	(0)	(27.27)	0
			0	0	3	0
		Gauche	U	(0)	(54.55)	0
1	Evidente	Nbre images	11	13	14	15
(33)	2.1401100	Identique	100	100	100	86.66
()		1	(11)	(13)	(14)	(13)
		Originale	0	0	0	6.67
		U				(1)
		Tatouée	0	(0)	0	6.67
				0		(1)
	Subtile	Nbre images	9	1	6	1
		Identique	88.88	100	83.33	100
			(8)	(1)	(5)	(1)
		Originale	11.12	0	16.67	0
			(1)	(0)	(1)	
		Tatouée	0	(0)	0	0
2	Evidente	Nbre images	10	13	13	11
(33)	2.1401100	Identique	100	100	100	100
× /			(10)	(13)	(13)	(11)
		Originale	0	0	0	0
				(0)		
		Tatouée	0	0	0	0
	Subtile	Nbre images	12	3	11	8
		Identique	91.66	100	90.9	87.5
			(11)	(3)	(10)	(7)
		Originale	8.34	0	0	12.5
			(1)	•	0.1	(1)
		Tatouee	U	U	9.1	0
3	Evidente	Nbre images	x	0	1	3
(8)	Linucitu	Identique	x	0	100	100
(-)				-	(1)	(3)
		Originale	X	0	0	0
		Tatouée	X	0	0	0
	Subtile	Nbr images	X	3	4	1
		Identique	X	100	50	100
				(3)	(2)	(1)
		Originale	X	0	50	0
				(0)	(2)	
		Tatouée	X	0	0	0
				U		

Tableau 4-12 Résultats de la préférence pour le diagnostic (identique, droite et gauche) des radiologues suivant chaque force d'insertion 0, 1, 2 et 3. Entre parenthèses est indiqué le nombre d'images correspondant au pourcentage précisé.

4.10. Lien entre mesures objectives et subjectives

L'analyse précédente a pu mettre en évidence un certain nombre de questions quant à la fiabilité des réponses obtenues et l'existence possible de biais dans la réalisation des tests. Par exemple, les réponses discordantes de R3 par rapport aux autres radiologues, à mettre en relation avec la durée de son test, font que nous pouvons douter de sa compréhension du test. La mise en correspondance entre mesures objectives et subjectives nous semble difficile à mettre en œuvre. Il conviendrait de rejouer les expérimentations avec : un meilleur contrôle de l'environnement de tests et du matériel, une meilleure explication de l'objectif du test, un contrôle du temps d'interprétation des images et aussi un affichage équilibré des images à droite et à gauche.

Néanmoins, du fait que pour le niveau de force 1 (deux plans de bits tatoués) ne semble pas induire de problèmes pour les radiologues et que pour le niveau de force 2 (quatre plans de bits tatoués) ils voient parfois une différence sans cependant pouvoir différencier l'image tatouée de l'image originale, nous proposons de prendre comme valeurs de seuils à ne pas dépasser les valeurs des mesures objectives correspondantes pour trois plans de bits de poids faible tatoués. Nous donnons en Table 4.13 et à titre indicatif les mesures objectives obtenues sur notre base de données de test et déjà fournies en Section 4.5. On peut voir que ces valeurs de seuils sont supérieures aux valeurs de distorsion induite par des compressions JPEG et JEPG2000 avec pertes.

Mesures	de qualité	Jpeg:	Jpeg2000	$\beta = 0$	$\beta = 1$:	$\beta = 2$	β = 3:	$\beta = 4$	$\beta = 5$
(*std	standard	compression	compression			(Force 1)		(Force 2)	
devi	iation)	ratio = 20	ratio = 20			(101001)		(10100 2)	
PSNR	moyenne	43.5132	47.6172	75.2566	68.2544	62.0031	55.9220	49.8775	43.8475
(dB)	(ecart-type)	(5.6802)	(3.1733)	(0.0042)	(0.1302)	(0.1858)	(0.2184)	(0.2457)	(0.2865)
SSIM	moyenne	0.9986	0.9992	1	1	1	0.9998	0.9990	0.9951
	(ecart-type)	(0.0047)	(0.0011)	(9.13 10 ⁻⁷)	(4.65 10 ⁻⁶)	(2.210 ⁻⁵)	(1.3210 ⁻⁴)	(7.6510 ⁻⁴)	(0.0036)
UQI	moyenne	0.6101	0.6021	0.9766	0.9445	0.8870	0.8085	0.7074	0.5811
	(ecart-type)	(0.0799)	(0.6021)	(0.0584)	(0.0671)	(0.0880)	(0.0994)	(0.1020)	(0.1011)
MSSIM	moyenne	0.9527	0.9479	0.9997	0.9987	0.9944	0.9796	0.9396	0.8579
	(ecart-type)	(0.0149)	(0.0181)	(1.12 10 ⁻⁴)	(5.5 10 ⁻⁴)	(0.0024)	(0.0081)	(0.0210)	(0.0433)
CWSSIM	moyenne	0.8971	0.8624	0.9974	0.9906	0.9721	0.9382	0.8868	0.8155
	(ecart-type)	(0.0497)	(0.0503)	(0.0060)	(0.0139)	(0.0284)	(0.0461)	(0.0611)	(0.0718)
NQM	moyenne	55.8487	58.4080	69.9205	65.8547	62.9362	58.8388	52.6766	45.5036
(db)	(ecart-type)	(8.2090)	(5.8788)	(5.6119)	(5.5808)	(5.6596)	(5.6749)	(5.3863)	(5.8609)

Tableau 4-13 Valeurs de mesures de qualité obtenues pour la modulation par substitution des LSB
et pour JPEG et JPEG 2000 avec pertes pour un taux de compression de 20. β est le rang max du
plans de bits de poids faible tatoués. Les valeurs de seuil à ne pas dépasser pour garantir
l'invisibilité de la marque sont en rouge.

4.11. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons décrit et analysé un protocole d'étude subjective développé dans deux objectifs. Le premier, dont le résultat est essentiel pour les schémas de tatouage avec perte, a été de vérifier que pour les images radiographiques, une perte d'information liée au tatouage est tolérable. Le second objectif a été de déterminer vis-à-vis des paramètres de marquage les plages de valeurs qui peuvent être utilisées sans aucune réduction significative de la qualité visuelle/diagnostique de l'image.

L'étude a été effectuée sur une base de données des images radiographiques de poignet en considérant la lésion de fracture. Cette lésion peut se manifesté en forme de discontinuités plus au moins « perceptibles » au niveau des os. Le tatouage, risque de masque, ou en introduire une. Avant d'effectuer l'expérience avec les radiologues deux pré-études ont été réalisées. La première consiste en une étude objective, qui compare les distorsions du tatouage avec les distorsions introduites par la compression avec perte suivant les ratios recommandés par l'étude canadienne [KOF-09]. La deuxième pré-étude a été réalisée avec les personnels de MEDECOM afin d'évaluer la qualité visuelle des images tatouées. L'analyse des résultats de ces pré-études nous ont permet de choisir les plages de valeurs des paramètres de tatouage à étudier avec les radiologues.

Quatre radiologues ont participé à l'expérience. Leur observations ont été analysées et comparées par des mesures objectives avec les distorsions de la compression avec perte. Pour un tatouage par la méthode LSB, la modification de trois plans de bits peut être considérée comme valeur de seuil à ne pas dépasser dans notre étude.

Conclusion générale

Le partage des images médicales est un moyen souvent incontournable chez les professionnels de santé. La sécurité devient un critère indispensable. Aujourd'hui, assurer la sécurité de ces données est une obligation de moyens pour tout professionnel de santé qui ne doit plus pouvoir s'équiper sans tenir compte de cette contrainte. La sécurité est dictée par des règles déontologiques et législatives, comprenant la confidentialité, la disponibilité, et la fiabilité qui s'exprime en termes d'intégrité de l'information médicale, et de son authenticité. Une information fiable peut être utilisée en toute confiance par un praticien. La technique de tatouage d'image permet de sécuriser le contenu des images en assurant la fiabilité et suivant le contexte applicatif la traçabilité peut également être assurée. Cependant, l'insertion d'une marque dans l'image risque d'introduire des distorsions compromettant la qualité diagnostique de l'image.

C'est pourquoi nous avons introduit dans la première partie de cette thèse les images médicales et les principales modalités d'imagerie médicale existantes. Celles-ci s'appuient sur des principes physiques pour la formation des images. La qualité des images résultantes est évaluée sur le plan de la représentation d'une anatomie normale ou d'une pathologie potentielle [BAC-06].

Ainsi, la deuxième partie de cette thèse a été consacrée à l'élaboration de solutions originales imperceptibles qui préservent la qualité des images médicales [Kar-16]. Pour ce faire, nous nous sommes focalisés sur le principe d'acquisition des images radiographiques. Où nous avons identifié un bruit susceptible de contenir une marque imperceptible. Ainsi dans un scénario de tatouage des images radiographiques utilisées pour le diagnostic, nous avons proposé de moduler le bruit d'acquisition, plus exactement le bruit quantum.

Il devient alors possible de préserver la qualité de l'image si la distribution du bruit dans l'image reste inchangée après le tatouage. Bien que la capacité d'insertion soit limitée par la quantité du bruit dans les images, elle peut permettre d'insérer suffisamment d'information de protection. Nous nous sommes basés sur cette contrainte pour mettre en place un schéma de tatouage de bruit quantum. Cependant, la mise à jour de la marque peut introduire des distorsions supplémentaires. Dans un contexte de préservation de la qualité des images, nous cherchons à ce que la distorsion soit minimale. Nous avons alors amélioré notre solution de tatouage en rajoutant la propriété de réversibilité [Pan-18]. Ainsi, le système proposé se base sur le même principe de préservation de la distribution du bruit dans l'image, et permet la mise à jour de la marque et la reconstruction sans perte de l'image lors de l'extraction de la marque. Néanmoins, la capacité d'insertion reste dépendante de la quantité du bruit dans l'image.

Pour augmenter la capacité d'insertion, une exploitation de la quantité de bruit en chaque position de l'image a été proposée. Nous avons alors proposé le modèle de masquage QNVF «Quantum noise visibility function». À notre connaissance, c'est le premier modèle développé pour les images médicales. Nous nous sommes basés sur un modèle proposé pour les images naturelles NVF « Noise visibility function» [VOL 99] dans lequel nous avons considéré le bruit quantum lié aux rayons X et une définition de contraste locale plus adaptée aux images radiographiques.

Cette approche permet d'adapter la marque au bruit quantum en chaque pixel de l'image radiographique afin d'offrir une capacité d'insertion maximale.

Les distorsions introduites par les approches précédentes ont été comparées avec les distorsions introduites par les compressions avec pertes JPEG et JPEG2000 suivant les ratios recommandés par une étude canadienne [KOF-09]. Cette étude se base sur des expériences subjectives, auxquelles des radiologues ont participé pour étudier la perte d'information acceptable sans nuire à la qualité diagnostique des images médicales.

Nous avons alors proposé dans la troisième partie du travail mené dans ce manuscrit d'étudier l'impact de tatouage avec perte sur les images radiographiques, afin de spécifier les paramètres de tatouage permettant de préserver la qualité. Comme les algorithmes proposés se basent sur le bruit des images, la variation de paramètres de tatouage risque d'être restreinte. Nous avons alors proposé de conduire l'étude sur des algorithmes avec pertes plus généraux indépendants de la quantité du bruit dans les images à savoir LSB dans le domaine spatial et Dither-QIM dans le domaine des ondelettes. Les distorsions causées par ces deux algorithmes se rapprochent des distorsions causées par nos algorithmes de tatouage de bruit. Des protocoles ont été mis en place afin d'évaluer la qualité visuelle et la qualité diagnostique des images. Une seule pathologie a été prise en compte à savoir la fracture de poignet.

Notre protocole a pu être testé avec quatre radiologues. Les résultats obtenus ont été finalement analysés statistiquement et comparés aux résultats des métriques objectives d'évaluation de la qualité.

Contenu des travaux présenté dans ce manuscrit, un certain nombre de points restent à étudier, dont :

- La mobilisation d'autres radiologues pour participer à l'étude subjective de l'impact de tatouage avec perte sur les images radiographiques. En effet, dans notre étude quatre radiologues ont participé. Cependant, dans l'objectif de mettre en place une référence de comparaison dans le tatouage des images radiographiques de poignets la participation d'un plus grand nombre de radiologues est nécessaire.

- La généralisation de l'étude subjective sur d'autres modalités des images médicales en prenant en compte différentes pathologies et différentes régions anatomiques. Cette démarche va permettre d'ouvrir la voie à l'application des algorithmes de tatouage imperceptibles, qui préservent la qualité de l'image médicale.

- L'amélioration de la technique d'extraction de la marque dans le modèle proposé, à savoir le QNVF afin d'étudier le modèle dans des cas applicatifs permettant de définir les paramètres d'insertion pour un tatouage robuste. Une étude psychovisuelle est recommandée pour la validation du modèle. Pour cela il est important de mettre en place un protocole d'évaluation adaptée aux caractéristiques du modèle.

- Étudier les types des bruits dans les images médicales issues d'autres modalités d'imagerie, afin de définir des contraintes de préservation de la qualité de l'image en fonction des distributions de bruit. Cela peut permettre d'adapter nos algorithmes de tatouage et de proposer des algorithmes imperceptibles dans le bruit.

ANNEXE

Patient	Images	Force							
	originale	d'insertion	01	02	03	04	05	O6	07
1	1	$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^5$	1	0	0	1	1	1	0
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
	2	$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^4$	1	0	0	0	0	1	0
		$\beta = 2^5$	0	0	0	0	0	1	1
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
2	3	$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^5$	1	0	1	1	0	1	0
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
	4	$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^4$	1	0	1	0	1	0	1
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^5$	0	0	1	1	1	1	1
3	5	$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^5$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^4$	0	1	1	0	1	1	1
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
	6	$\beta = 2^4$	1	0	0	0	1	1	0
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^5$	1	1	0	1	1	1	1
4	7	$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	1
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^5$	0	0	0	0	1	1	0
	8	$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^5$	0	1	0	0	0	1	0
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
5	9	$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	1	0
		$\beta = 2^5$	0	1	0	0	1	1	0
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
	10	$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	0

		$\beta - 2^5$	1	0	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^4$ $\beta = 2^4$	0	0	1	0	0	1	0
6	11	$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^4$	0	0	0	0	1	1	1
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^5$	1	1	1	1	1	1	1
	12	$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	1	0
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^5$	1	1	1	1	1	1	1
7	13	$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^5$	1	1	0	0	1	1	1
		$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	0	0
	14	$\beta = 2^6$	1	1	1	0	1	1	1
		$\beta = 2^4$	0	0	0	1	0	0	0
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^5$	0	0	0	1	0	1	0
8	15	$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	1	0
		$\beta = 2^6$	1	1	1	0	1	1	1
		$\beta = 2^5$	1	1	1	1	1	1	0
	16	$\beta = 2^5$	1	0	0	0	0	1	0
		$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\beta = 2^4$	0	1	0	0	0	1	0
9	17	$\beta = 2^6$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^5$	1	0	1	0	1	1	0
		$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	1	0
	10	$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
	18	$\beta = 2^4$	0	0	0	0	0	1	1
		$\beta = 2^{5}$	1	1	1	1	1	1	1
		$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
10	10	$\beta = 2^{\circ}$	1	1	1	1	1	1	1
10	19	$\beta = 2^3$	0	0	0	0	0	0	0
		$\mu = 2^{\star}$	1	1	0	1	1	1	0
		$\mu = 2^{\circ}$	1	1	1	1	1	1	1
	20	$p = 2^{\circ}$		1	1	1		1	
	20	$p = 2^{\circ}$	1	1	1	1	1	1	1
		$p = 2^{\circ}$ $\rho = 2^{5}$	1	1	1	1	1	1	0
		$p = 2^{2}$ $\beta = 2^{4}$	0	1	0	0	0	1	0
		p = 2	U	1	U	U	U	1	U

Table 1- Réponses des observateurs à la question « la marque est-elle visible ? » dans le cas de la modulation par substitution de bits de poids faible. '0' indique que l'observateur n'a pas perçu de différence entre l'image originale et sa version tatouée. '1' indique qu'il a perçu une différence.

Patient	Image originale	Pas de quantification $\Delta = 2^{\beta}$, avec β tel que	01	08	03	02	09	O6
1	1	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	0	0	0	0
		10	0	1	0	1	0	1
	2	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	0	0	1	0
		10	1	1	1	1	1	1
2	3	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	1	0	0	0	1
		10	1	1	1	1	1	1
	4	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	1	0	0	0	1
		10	1	1	1	1	1	1
3	5	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	0	0	0	0
		10	0	1	0	1	0	1
	6	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	0	0	0	0
		10	0	1	0	1	0	1
4	7	8	0	1	1	0	0	0
		9	0	0	0	0	0	1
		10	1	1	0	1	1	1
	8	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	0	0	1	0
		10	1	1	1	1	1	1
5	9	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	0	0	0	1
		10	0	1	1	1	1	1
	10	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	0	0	0	0

		10	1	1	1	1	1	1
6	11	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	1	0	1	0	1
		10	0	1	1	1	1	1
	12	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	1	0	1	0	1
		10	1	1	1	1	1	1
7	13	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	1	0	1	0	1
		10	0	1	0	1	0	1
	14	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	1	0	0	0
		10	0	1	0	0	0	1
8	15	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	1	0	1	0	1
		10	0	1	1	1	1	1
	16	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	1	0	0	0
		10	1	1	1	0	1	1
9	17	8	0	0	1	0	0	0
		9	0	0	0	0	0	0
		10	1	1	0	1	1	1
	18	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	0	0	0	0	1
		10	1	1	1	1	1	1
10	19	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	1	0	1	0	1
		10	0	1	0	1	0	1
	20	8	0	0	0	0	0	0
		9	0	1	0	1	0	1
		10	0	1	0	1	0	1

Table 2- Réponses des observateurs à la question « la marque est-elle visible ? » dans le cas de la modulation dither QIM dans l'espace des ondelettes. '0' indique que l'observateur n'a pas perçu de différence entre l'image originale et sa version tatouée. '1' indique qu'il a perçu une différence.

Bibliographie

- [Aba-10] Abadi, M. A. M., Danyali, H. Dehnavi, M. N. "Medical image authentication based on fragile watermarking using hamming code". Biomedical Engineering (ICBME), 2010 17th Iranian Conference of 1–4 (IEEE, 2010).
- [Adl-13] Adler, A. M. Carlton, R. R. "Introduction to Radiologic and Imaging Sciences and Patient" Care-E-Book. (Elsevier Health Sciences, 2013).
- [Ahu-92] Ahumada, A. J. Peterson, H. A. "Luminance-model-based DCT quantization for color image compression". Human vision, visual processing, and digital display III 1666, 365–375 (International Society for Optics and Photonics, 1992).
- [Alg-10] Al-Gindy, A. "A fragile invertible watermarking technique for the authentication of medical images". 2010 IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology (ISSPIT 2010) 191–195 (IEEE, 2010).
- [Alq-10] Al-Qershi, O. M. Khoo, B. E. "ROI-based tamper detection and recovery for medical images using reversible watermarking technique". Information Theory and Information Security (ICITIS), 2010 IEEE International Conference on 151–155 (IEEE, 2010).
- [Alq-11] Al-Qershi, O. M. Khoo, B. E. "Authentication and data hiding using a hybrid ROI-based watermarking scheme for DICOM images". Journal of Digital Imaging24, 114–125 (2011).
- [Aja-13] Aja-Fernández, S., Brion, V. Tristán-Vega, A. "Effective noise estimation and filtering from correlated multiple-coil MR data". Magnetic resonance imaging 31, 272–285 (2013).
- [Akh-05] Akhbari, B. Ghaemmaghami, S. "Watermarking of still images in wavelet domain based on entropy masking model". TENCON 2005 2005 IEEE Region 10 1–6 (IEEE, 2005).
- [Anj-14] Anjali, O. Beena, M. V. "Privacy Protection In Medical Images Using Histogram Shifting Based RDH", International Journal of Engineering Development and Research (IJEDR), ISSN:2321-9939, Vol.2, Issue 3, pp.2931-2938
- [And-96] Anderson, R. "Sécurité dans les systèmes médicaux informatisés. Computer Laboratory, University of Cambridge", 1996, p. 30.
- [Ars-12] Arsalan, M. Malik, S. A. Khan, A. "Intelligent reversible watermarking in integer wavelet domain for medical images". Journal of Systems and Software 85, 883–894 (2012).
- [Asi-09] ASIP Santé / PRAS, Programme Identifiant National de Santé : Dossier de Conception de l'INS-C, V 1.0.0, 2009

- [Atn-04] ATNA : Integrating the Healthcare Enterprise, IHE IT Infrastructure Technical Framework Supplement 2004-2005 Audit Trail and Node Authentication Profile (ATNA), August 2004.
- [Aut-07] Autrusseau, F. Le Callet, P. "A robust image watermarking technique based on quantization noise visibility thresholds". Signal Processing 87,1363–1383 (2007).
- [Azk-10] Azkia, H. Cuppens-Boulahia, N. Cuppens, F. Coatrieux, G. "Reconciling IHE-ATNA profile with a posteriori contextual access and usage control policy in healthcare environment." Information Assurance and Security (IAS), 2010 Sixth International Conference on197–203 (IEEE, 2010).
- [Bac-06] Bacher, K. "Evaluation of image quality and patient radiation dose in digital radiology." (Ghent University, 2006).
- [Bar-98] Bartolini, F. Barni, M. Cappellini, V. Piva, A. "Mask Building for Perceptually Hiding Frequency Embedded Watermarks." ICIP (1) 450–454 (1998).
- [Bar-01] Barni, M. Bartolini, F. Piva, A. "Improved wavelet-based watermarking through pixel-wise masking". IEEE transactions on image processing 10,783–791 (2001).
- [Beu-00] Beutel, J. Kundel, H. L. Metter, R. L. V. "Handbook of Medical Imaging: Physics and psychophysics". SPIE Press, 2000.
- [Ben-07] Benoit, A. "The human visual system as a complete solution for image processing". (Presses univ. de Louvain, 2007).
- [Ben-14] Ben youssef, M. Mabtoul, S. El Marraki, M. Aboutajdine, D. "Medical image watermarking for copyright protection based on Visual Cryptography," Multimedia Computing and Systems (ICMCS), 2014 International Conference on, pp.93-98, 14-16 April 2014
- [Beg-13] Beghdadi, A. Larabi, M.-C. Bouzerdoum, A. Iftekharuddin, K. M. "A survey of perceptual image processing methods," Signal Processing: Image Communication, vol. 28, no. 8, pp. 811–831, 2013.
- [Bho-12] Bhonsle, D. Chandra, V. Sinha, G. R. "Medical image denoising using bilateral filter". International Journal of Image, Graphics and Signal Processing 4, 36 (2012).
- [Bor-01] Boreman, G. D. "Modulation transfer function in optical and electro-optical systems." 21, (SPIE press Bellingham, WA, 2001).
- [Bou-12] Bouslimi, D. Coatrieux, G. Cozic, M. Roux, Ch. "A joint encryption/watermarking system for verifying the reliability of medical images," IEEE Trans Inf Technol Biomed, 16(5):891-9, 2012

- [Bous-14] Bouslimi, D. "Protection de données d'imagerie par tatouage et chiffrement-Application à la télémédecine ". (Télécom Bretagne, 2014).
- [Bov-13] Bovik, A. C. "Automatic prediction of perceptual image and video quality." Proceedings of the IEEE 101, 2008–2024 (2013).
- [Bra-99] Brateman, L. "The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: radiation safety considerations for diagnostic radiology personnel". Radiographics19, 1037–1055 (1999).
- [Bus-02] Bushberg, J. T. Seibert, J. A. Leidholdt, E. M. Boone, J. M. Goldschmidt, E. J. "The essential physics of medical imaging." Medical Physics 30, 1936–1936 (2003).
- [Bur-83] Burt, P. J. Adelson, E. H. "The Laplacian pyramid as a compact image code". IEEETrans. Commun. (1983)532–540
- [BW-12] BW, T. A. Permana, F. P. "Medical image watermarking with tamper detection and recovery using reversible watermarking with LSB modification and run length encoding (RLE) compression". Communication, Networks and Satellite (ComNetSat), 2012 IEEE International Conference on 167–171 (IEEE, 2012).
- [Cam-66] Campbell, F. W. Kulikowski, J. J. "Orientational selectivity of the human visual system". The Journal of physiology 187, 437–445 (1966).
- [Cav-07] Cavaro-Ménard, C. Nait-Ali, A. "Compression des images et des signaux médicaux," HERMES, Lavoisier, Vuibert, Paris, 2007.
- [Cha-07] Chandler, D. M. Hemami, S. S. "VSNR: A wavelet-based visual signal-to-noise ratio for natural images". IEEE transactions on image processing 16, 2284–2298 (2007).
- [Cha-98] Chang, D.-C. Wu, W.-R. "Image contrast enhancement based on a histogram transformation of local standard deviation". IEEE transactions on medical imaging 17, 518–531 (1998).
- [Cho-16] Chow, L. S. Rajagopal, H. Paramesran, R. "Correlation between subjective and objective assessment of magnetic resonance (MR) images". Magnetic resonance imaging 34, 820–831 (2016).
- [Che-10] Chetouani, A. "Vers un système d'évaluation de la qualité d'image multicritères". (paris; Université Paris-Nord-Paris XIII, 2010).
- [Che-01] Chen, B. Wornell, G. W. "Quantization index modulation: A class of provably good methods for digital watermarking and information embedding". IEEE
Transactions on Information Theory 47, 1423–1443 (2001).

[Cha-98b]	Chang, DC. Wu, WR. "Image contrast enhancement based on a histogram transformation of local standard deviation". IEEE transactions on medical imaging 17 518–531 (1998)
[Cho-95]	Chou, CH. Li, YC. "A perceptually tuned subband image coder based on the measure of just-noticeable-distortion profile". IEEE Transactions on circuits and systems for video technology 5, 467–476 (1995).
[Clu-16]	"CLUSIF_2016_Rapport-MIPS_vF.pdf – Available at: http://www.gsefr.org/groupe-de-travail-securite/repertoire-prive-du-groupe- securite/reunions-2016/reunion-2016-novembre/CLUSIF_2016_Rapport- MIPS_vF-1.pdf/view."
[CNI]	https://www.cnil.fr/sites/default/files/typo/document/Guide_securite-VD.pdf
[Coa-03]	Coatrieux, G. Maître, H. "Images médicales, sécurité et tatouage". Ann. Télécommun. 58, 782–800 (2003).
[Cox-07]	Cox, I. Miller, M. Bloom, J. Fridrich, J. Kalker, T. "Digital watermarking and steganography". (Morgan kaufmann, 2007).
[Coa-15]	Coatrieux, G. Bouslimi, D. Cozic, M. "Sécurisation des images médicales externalisées : tatouage et cryptographie". Revue de l'électricité et de l'électronique, n°3, pp. 84-91, 2015
[Coa-08]	G. Coatrieux, C. Quantin, J. Montagner, M. Fassa, FA. Allaërt, Ch. Roux. "Watermarking medical images with anonymous patient identification to verify authenticity,". Studies in health technology and informatics, (MIE), vol. 136, pp. 667-672, 2008.
[Coa-05]	Coatrieux, G. Lamard, M. Daccache, W. Puentes, J. Roux, C. "A low distorsion and reversible watermark: application to angiographic images of the retina," Proceedings of Int. Conf. of the IEEE-EMBS, pp. 2224-2227, Shangaï, Chine, Nov. 2005
[Coa-03]	Coatrieux, G. Maître, H. Rolland, Y. "Tatouage d'images médicales : perception d'une marque". SETIT'03, 2003.
[Coa-00]	Coatrieux, G. Maître, H. Sankur, B. Rolland, Y. Collorec, R. "Relevance of Watermarking in Medical Imaging". IEEE EMBS Conference on Information Technology Applications in Biomedicine, pp. 250–255 (2000)

- [Cor-03] Corner, BR. Narayanan, RM. Reichenbach, SE. "Noise estimation in remote sensing imagery using data masking". International Journal of Remote Sensing, 24(4):689–702, 2003. 18
- [Cos-94] Cosman, P.C. Gray, R. M. Olshen, R. "Evaluating quality of compressed medical images : Snr, subjective rating, and diagnostic accuracy". Proceedings of the IEEE, 82(6) :919–932, 1994. 22
- [Coa-02], Coatrieux, G. "Contribution à la sécurité des images médicales par tatouage" Thèse TST, 2002, Matisse, Université de Rennes 1, 2002.
- [Cor-03] Coren, S. Ward, L. M. Enns, J. T. "Sensation and perception". (2003).
- [Dam-14] Damet, J. Fournier, P. Monnin, P. Sans-Merce, M. Ceroni, D. Zand, T. Verdun, F. R. Baechler, S. "Occupational and patient exposure as well as image quality for full spine examinations with the EOS imaging system".Med.Phys.41(6),1– 12. 2014
- [Dam-00] Damera-Venkata, N. Kite,T. D. Geisler, W. S. Evans, B. L. Bovik, A. C. "Image quality assessment based on a degradation model". IEEE Transactions on Image Processing. 9, 4, 636–650 (2000)
- [Das-11] Das, S. and Malay, K. K." Hybrid Contourlet-DCT based Robust Image Watermarking Technique Applied to Medical Data Management", in Proc. Of 4th Int. Conf. on Pattern Recognition and Machine Intelligence, 2011, pp. 286-292.
- [Das-13] Das, S. Kundu, M. K."Effective management of medical information through ROI-lossless fragile image watermarking technique", Computer Methods and Programs in Biomedicine, vol.111, no.3, 2013, pp. 662-75.
- [CHU] http://www.allodocteurs.fr/maladies/os-et-articulations/fractures/chutesattention-a-la-fracture-du-poignet_114.html
- [Del-98] Delaigle, J.F. De Vleeschouwer, C. Macq, B."Watermarking algorithm based on a human visual model". Signal Processing, pages : 319_335, 1998
- [DEL] http://www.cite-sciences.fr/fr/ressources/bibliotheque-en-ligne/regardssur/regards-sur-lhistoire-de-limagerie-medicale/de-la-tomographie-au-scanner/
- [Dey-12] Dey, N. Pal, M. Das, A. "A Session Based Blind Watermarking Technique within the NROI of Retinal Fundus Images for Authentication Using DWT, Spread Spectrum and Harris Corner Detection". International Journal of Modern Engineering Research, (2012).

- [Dha-11] Dhawan, A. P. "Medical image analysis". (John Wiley & Sons, 2011).
- [Die-08] Dietrich, O. Raya, J. G. Reeder, S. B. Ingrisch, M. Reiser, M. F. Schoenberg, S. O. "Influence of multichannel combination, parallel imaging and other reconstruction techniques on MRI noise characteristics." Magnetic resonance imaging 26.6 (2008), p. 754–62 (cf. p. 13, 14, 38, 63, 67).
- [Don-12a] Dong, C. Li, J. Chen, Y.W. Bai, Y. "Zero watermarking for medical images based on DFT and LFSR," in Computer Science and Automation Engineering (CSAE), 2012 IEEE International Conference on, vol.1, no., pp.22-26, 25-27 May 2012
- [Don-94] DONOHO, M.N. JOHNSTONE, I. "Ideal spatial adaptation via wavelet shrinkage". Biometrika, 81:425–455, 1994
- [Don-12b] Dong, C. Li, J. Huang, M. Bai, Y. "The Medical Image Watermarking Algorithm with Encryption by DCT and Logistic," Web Information Systems and Applications Conference (WISA), 2012 Ninth , vol., no., pp.119-124, 16-18 Nov. 2012
- [Dua-14] Duan, Y. Coatrieux, G. Shu, H. "Identification of digital radiography image source based on digital radiography pattern noise recognition." in 2014 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP) 5372–5376 (2014)
- [Dss-09] Digital Signature Standard (DSS), FIPS PUB 186-3, FEDERAL INFORMATION PROCESSING STANDARDS PUBLICATION, Information Technology Laboratory, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD 20899-8900, Issued June, 2009.
- [Dus-99]. Dusserre, L. Ducrot, H. Allaërt, F. A. "L'Information Médicale l'Ordinateur et la Loi", 1999
- [Dut-14] Dutta, M.K. Singh, A. Parthasarathi, M. Travieso, C.M., "Imperceptible digital watermarking in medical retinal images for tele-medicine applications," in Contemporary Computing and Informatics (IC3I), 2014 International Conference on , vol., no., pp.517-521, 27-29 Nov. 2014
- [Du-13] Du, L. Wen, Y. Ma, J. "Dual tree complex wavelet transform and Bayesian estimation based denoising of Poission-corrupted X-ray Images". Intelligent Control and Information Processing (ICICIP), 2013 Fourth International Conference on 598–603 (IEEE, 2013).
- [EDI] http://www.edimark.fr/Front/frontpost/getfiles/17346.pdf

- [Esw-15] Eswaraiah, R. Sreenivasa Reddy, E. "Robust medical image watermarking technique for accurate detection of tampers inside region of interest and recovering original region of interest," Image Processing, IET, vol.9, no.8, pp.615-625, August 2015.
- [Esw-14a] Eswaraiah, R. Reddy, E.S. "ROI-based fragile medical image watermarking technique for tamper detection and recovery using variance," in Contemporary Computing (IC3), 2014 Seventh International Conference on , vol., no., pp.553-558, 7-9 Aug. 2014
- [Fak-11] Fakhari P. Ehsan V. Caro L. "Protecting patient privacy from unauthorized release of medical images using a bio-inspired wavelet-based watermarking approach." Digital Signal Processing 21.3 (2011): 433-446.
- [FAO-13] Faoziyah, P. N. Permana, F. P. Wirayuda, T. A. B. Wisesty, U. N. "Tamper detection and recovery of medical image watermarking using modified LSB and Huffman compression". Informatics and Applications (ICIA), 2013 Second International Conference on 129–132 (IEEE, 2013).
- [Fau-16] Fauber, T. L. "Radiographic Imaging and Exposure"-E-Book. (Elsevier Health Sciences, 2016).
- [Fer-01] Ferraiolo, D. F. Sandhu, R. Gavrila, S. Kuhn, D.R. Chandramouli, R. "Proposed NIST Standard for Role-Based Access Control". ACM Transactions on Information and System Security, 4(3):222-274, August 2001.
- [Fer-09] Ferzli, R. Karam, L.J. "A no-reference objective image sharpness metric based on the notion of just noticeable blur (jnb)". Image Processing, IEEE Transactions on, 18(4) :717–728, 2009. 1533
- [Fec-66] Fechner, G. T. "Elemente der Psychophysik. 1860. Leipzig: Breitkopf und Hertel." In H. E. Adler (Transl.), Elements of psychophysics. 1966. Holt, Rinehart, and Winston, New York. (1860/1966)
- [Fon-08], Fonseca, R. N. Ramirez, M. A. "Using SCIELAB for image and video quality evaluation". Consumer Electronics, 2008. ISCE 2008. IEEE International Symposium on 1–4 (IEEE, 2008).
- [Fol-94] Foley, J. M. "Human luminance pattern-vision mechanisms: masking experiments require a new model". JOSA A 11, 1710–1719 (1994).
- [Gao-12] Gao, L. Gao, T. Sheng, G. Cao, Y. Fan, L. "A new reversible watermarking scheme based on Integer DCT for medical images," in Wavelet Analysis and Pattern Recognition (ICWAPR), 2012 International Conference on , vol., no., pp.33-37, 15-17 July 2012
- [Gar-97] García-Pérez, M. A. Peli, E. "The transition from DeVries-Rose to Weber's laws: Comments on Rovamo, Mustonen and Näsänen (1995),"Vision Research, vol. 37, no. 18, pp. 2573–2576, Sep. 1997.

- [Gau-09] Gaudeau, Y. Moureaux, JM. "Lossy Compression of Volumetric Medical Images with 3D Dead-Zone Lattice Vector Quantization", Annals of Telecommunications, Springer, ISSN 0003-4347, vol. 64, n° 5-6, June 2009.
- [Gil-03] Gilbert, H. Handschuh, H. "Security Analysis of SHA-256 and Sisters". Selected Areas in Cryptography 2003: 175-193
- [Gms-04] GIMSH. "Mécanisme de Traçabilité". V1, 2004, 48 p.
- [Gos-08] Goske, MJ. Applegate, KE. Boylan, J. "The image gently campaign: working together to change practice". AJR Am J Roentgenol 190:273–274 (2008)
- [Gra-06] Gravel, P. Després, P. Beaudoin, G. De Guise, J. A. "Resolution enhancement in digital x-ray imaging," Phys. Med. Biol., vol. 51, no. 10, p. 2415, 2006.
- [Gra-04] Gravel, P. Beaudoin, G. De Guise, J. A. "A method for modeling noise in medical images," IEEE Transactions on medical imaging, vol. 23, no. 10, pp. 1221–1232, 2004.
- [Gri-02] Griswold, M. A. Jakob, P. M. Heidemann, R. M. Nittka, M. Jellus, V. Wang, J. Kiefer, B. Haase, A. "Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA)". Magnetic Resonance in Medicine 47.6 (2002), p. 1202–1210 (cf. p. 14).
- [Gro-02] Gros, J. " Sante et nouvelles technologies de l'information" rapport presenté au conseil économique et social au nom de la section des affaires sociales, rapp. tech., Paris, mars 2002.
- [Gul-61] Gulliksen, H. Tucker, L. R. "A general procedure for obtaining paired comparisons from multiple rank orders," Psychometrika, vol. 26, pp. 173-183, June 1961.
- [Hee-92] Heeger, D. J. "Normalisation of cells responses in cat striates cortex". Visual Neuroscience, 9, pages : 181_198, 1992.
- [Hem-10] Hemmsen, M.C. Petersen, M.M. Nikolov, S.I. Nielsen, M.B. Jensen, J.A. "Ultrasound image quality assessment : A framework for evaluation of clinical image quality". In SPIE Medical Imaging, pages 76290C–76290C. International Society for Optics and Photonics, 2010. 23
- [Hen-06] Hensel, M. Lundt, B. Pralow, T. Grigat, R.-R. "Robust and fast estimation of signal-dependent noise in medical x-ray image sequences". in Bildverarbeitung für die Medizin 2006, Springer, 2006, pp. 46–50.

- [Hen-86] Hendee, WR. Edwards, FM. "Alara and an integrated approach to radiology protection". Semin Nucl Med 16:142–150 (1986)
- [Hou-01] Householder, A. Houle, K. Dougherty, C. "Computer attack trends challenge Internet security", Computer, vol. 35, no. 4, p. 5-7, avr. 2001
- [Hor-10] Hore, A. Ziou, D. "Image Quality Metrics: PSNR vs. SSIM". ICPR. 34, 2366– 2369.(2010)
- [Hu-13] Hu, V.C. et al., "Guide to attribute based access control (ABAC) definition and considerations (draft)," NIST special publication, vol. 800, no. 162, 2013.
- [Hua-08] Huang, H. Coatrieux, G. Montagner, J. Shu, H. Luo, L. Roux, C."Medical image integrity control seeking into the detail of the tampering," 30th IEEE International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, Vancouver, Canada, August 20-25, pp. 414-417, 2008.
- [Hua-10] Huang, H. Coatrieux, G. Montagner, J. Shu, H. Luo, L. Roux, C. "Medical image tamper approximation based on an image moment signature". IEEE Healthcom, Lyon, France, 2010.
- [Hua-11] Huang, H. Coatrieux, G. Shu, H.Z. Luo, L.M. Roux, C. "Medical Image Integrity Control and Forensics Based on Watermarking - Approximating Local Modifications and Identifying Global Image Alterations". Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Boston, USA, 2011. Accepté pour publication.
- [Ira-11] Irany, B.M. Guo, X.C. Hatzinakos, D. "A high capacity reversible multiple watermarking scheme for medical images," in Digital Signal Processing (DSP), 2011 17th International Conference on, vol., no., pp.1-6, 6-8 July 2011
- [Irr-16] Irrera, P. Bloch, I. Delplanque, M. "A flexible patch based approach for combined denoising and contrast enhancement of digital X-ray images," Medical image analysis, vol. 28, pp. 33–45, 2016.
- [Irr-14] Irrera, P. Bloch, I. Delplanque, M. "Contrast enhancement of micro-dose x-ray images". In: Proceedings of the International Symposiumon Biomedical Imaging, pp.489–492.(2014)
- [ITU-00] ITU-R Recommendation BT.500-10: "Methodology for the subjective assessment of the quality of television pictures." ITU, Geneva, Switzerland, 2000.
- [Jas-10] Jasionowska, M. Przelaskowski, A. Jóźwiak, R. "Characteristics of Architectural Distortions in Mammograms - Extraction of Texture Orientation with Gabor Filters," in Computer Vision and Graphics, vol. 6374, pp. 420–430. (2010)

- [Kal-03] Kalam, A. Benferhat, S. Miège, A. El-Baida R. Cuppens, F. Saurel, C. Balbiani, P. Deswarte, Y. Trouessin, G. "Organization Based Access Control (Or-BAC)", IEEE 4th International Workshop on Policies for Distributed Systems and Networks (Policy 2003), Lake Come, Italy, June 2003.
- [Kam-16] A. Kamra, V. K. Jain, S. Singh, S. Mittal, "Characterization of Architectural Distortion in Mammograms Based on Texture Analysis Using Support Vector Machine Classifier with Clinical Evaluation," J Digit Imaging, vol. 29, no. 1, pp. 104–114, Feb. 2016.
- [Kar-16] Karasad, M. Bouslimi, D. Cozic, M. Coatrieux, G. "Watermarking of radiographic images based on quantum noise modulation". IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI) 9–12 (2016).
- [Kau-14] Kaur, S. Singh, B. "Data Hiding Technique for Secure Transmission of Medical Images". International Journal of Innovative Research in Advanced Engineering (IJIRAE), Volume 1 Issue 8. (2014).
- [Kau-12] Kaur, J. Kaur, M. Kaur, P. Kaur, M. "Comparative analysis of image denoising techniques". International journal of Emerging Technology and Advanced engineering 2, 296–298 (2012).
- [Khu-14] Khursheed, S. Khaliq, A. A. Shah, J. A. Abdullah, S. Khan, S. "A Hybrid Logarithmic Gradient Algorithm for Poisson Noise Removal in Medical Images," Advanced Studies in Biology, vol. 6, no. 4, pp. 181–192, 2014.
- [Kis-15] Kishore, P.V.V. Kishore, S.R.C. Kumar, E.K. Kumar, K.V.V. Aparna, P.
 "Medical image watermarking with DWT-BAT algorithm," Signal Processing And Communication Engineering Systems (SPACES), 2015 International Conference on , vol., no., pp.270-275, 2-3 Jan. 2015
- [Kis-14] Kishore, P.V.V. Venkatram, N. Sarvya, C. Reddy, L.S.S. "Medical image watermarking using RSA encryption in wavelet domain," Networks & Soft Computing (ICNSC), 2014 First International Conference on , vol., no., pp.258-262, 19-20 Aug. 2014
- [Kof-09] Koff, D. and al., "Pan-Canadian Evaluation of Irreversible Compression Ratios (Lossy Compression) for Development of National Guidelines," Journal of Digital Imaging, vol. 22, 6,pp 569-578, 2009.
- [Kon-12] Kongo, R.M. Masmoudi, L. Idrissi, N. Hassanain, N. Cherkaoui, M. Roukhe, A.
 "A medical image watermarking scheme based on dual-tree wavelet transform," Innovative Computing Technology (INTECH), 2012 Second International Conference on , vol., no., pp.144-152, 18-20 Sept. 2012
- [Kun-99] Kutter, M. Petitcolas, F. A. P. "A fair benchmark for image watermarking systems", Electronic Imaging '99. Security and Watermarking of Multimedia Contents, vol. 3657, Sans Jose, CA, USA, 25-27 January 1999

- [Kun-04] Kundur, D. Karthik, K. "Video fingerprinting and encryption principles for digital rights management", IEEE, Vol. 92, No. 6, p. 918-932, New York, USA, 2004.
- [Kur-12] Kurniawan, M.T. Agung, W. "Multiple watermarking on digital medical images for tamper detection and integrity control" in Uncertainty Reasoning and Knowledge Engineering (URKE), 2nd International Conference on , vol., no., pp.145-148, 14-15 Aug. 2012
- [Kut-97] Kutter, M. Jordan, F. Bossen, F. "Digital signature of color images using amplitude modulation", J. Electron. Imaging(1997)326–332
- [Kut-02] Kutter, M. Winkler, S. "A vision based masking model for spread- spectrum image watermarking", IEEE Trans. Image Process.11(1) (2002)16–25.
- [Kru-08] Krupinski, E. "Digital Mammography: 9th International Workshop", IWDM 2008 Tucson, AZ, USA, July 20-23, 2008 Proceedings. Springer Science & Business Media, 2008.
- [Lai-95] Laine, A. Fan, J. Yang, W. "Wavelets for contrast enhancement of digital mammography." IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 14, 536–550 (1995).
- [Lan-09] Lança, L. Silva, A. "Digital radiography detectors–A technical overview: Part 2," Radiography, vol. 15, no. 2, pp. 134–138, 2009.
- [Leg-80] Legge, G. E. Foley, J. M. "Contrast masking in human vision. Journal of the Optical" Soc. of America, 70, pages : 1458_1471, 1980.
- [Lei-13] Lei, B. Wang, T. Chen, S. Ni, D. Lei, H. "Robust watermarking scheme for medical image using optimization method," Information, Communications and Signal Processing (ICICS) 2013 9th International Conference on , vol., no., pp.1-4, 10-13 Dec. 2013
- [Lew-92] Lewis, AS. Konwles, G. "Image compression using the 2-D wavelet transform". J IEEE Trans Image Process. (1992)
- [Li-12b] Li, J. Liu, Y. Du, W. Yen-Wei C. "The medical image watermarking algorithm based on DFT and logistic map," in Computing and Convergence Technology (ICCCT), 2012 7th International Conference on , vol., no., pp.1-6, 3-5 Dec. 2012
- [Li-11] Li, C. Bovik, A.C. Wu, X. "Blind image quality assessment using a general regression neural network". Neural Networks, IEEE Transactions on, 22(5) :793–799, 2011

- [Lia-07a] Lian, S. G. Liu, Z.G. Ren, Z. Wang, H. "Commutative Encryption and Watermarking in Video Compression". IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology. 2007;17(6):774-778.
- [Lin-10] Lin, C.H. Yang, C.Y. Chang, C.W. "Authentication and protection for medical image", vol. 6422. Springer, Berlin Heidelberg, 2010, pp. 278–287
- [Liu-06] Liu, Z. Karam, L. J. Watson, A. B. "JPEG2000 encoding with perceptual distortion control", IEEETrans. Image Process. 15(7) (2006) 1763–1778.
- [Liu 07] Liu, W. Dong, L. Zeng, W. "Optimum detection for spread-spectrum watermarking that employs self-masking", IEEETrans. Inf. Forensics Secur.2(4)(2007)645–65
- [Liu-10] Liu, X. Lv, X. Luo Q. "Protect Digital Medical Images Based on Matrix Norm Quantization of Digital Watermarking Algorithm," in Bioinformatics and Biomedical Engineering (iCBBE), 2010 4th International Conference on , vol., no., pp.1-4, 18-20 June 2010
- [Liu-12] Liu, Y. Li, J. "The medical image watermarking algorithm using DWT-DCT and logistic," in Computing and Convergence Technology (ICCCT), 2012 7th International Conference on, vol., no., pp.599-603, 3-5 Dec. 2012
- [Loi-02] Loi 2002-303 du 4 mars 2002 relative aux droits des malades et à la qualité du système de santé, article L. 1111-7.
- [Lon-01] Lonvic, C. "The BSD syslog Protocol". Cisco Systems, 2001, 30 p.
- [Luo-13] Luo, B. Sun, Z. Xue, M. Liu, H. "Improved Noise Reduction Algorithms for Medical X-Ray Images" in Consumer Electronics, Communications and Networks (CECNet), 2013 3rd International Conference on 359–362 (IEEE, 2013).
- [Maa-09] Maalouf, A. Larabi, M.C. Fernandez- Maloigne, C. "A grouplet-based reduced reference image quality assessment". In Quality of Multimedia Experience, 2009. QoMEx 2009. International Workshop on, pages 59–63. IEEE, 2009. 11
- [Mac-83] Macovski, A. "Medical imaging systems". Prentice-Hall Englewood Cliffs, NJ, 1983.
- [Man-08] Manasrah, T. Al-Haj, A. "Management of medical images using wavelets-based multi-watermarking algorithm", Innovations in Information Technology, International Conference on, pp. 697 701, 2008.

- [Man-12] Mantiuk, R. K. Tomaszewska, A. Mantiuk, R. "Comparison of Four Subjective Methods for Image Quality Assessment," Comput. Graph. Forum, vol. 31, no. 8, pp. 2478–2491, Dec. 2012.
- [Man-74] Mannos, J. L. Sakrison, J. J. "The effects of a visual fidelity criterion on the encoding of images". IEEE Trans. Inform. Theory, IT-4:525–536, 1974.
- [Mar-99] Marichal, X. Ma, W.Y. Zhang, H.J. "Blur determination in the compressed domain using dct information". In ICIP 99. volume 2, pages 386–390. IEEE, 1999. 16
- [Mar-02] Marziliano, P. Dufaux, F. Winkler, S. Ebrahimi, T. "A no-reference perceptual blur metric". In Image Processing. 2002. Proceedings. 2002 International Conference on, volume 3, pages III–57. IEEE, 2002. 15
- [Mat-13] Matsuyama, E. Tsai, D.Y. Lee, Y. Tsurumaki, M. Takahashi, N. Watanabe, H. Chen, H.M. "A Modified Undecimated Discrete Wavelet Transform Based Approach to Mammographic Image Denoising" Journal of digital imaging 26, 748–758 (2013).
- [Mcc-99] McCloghrie, K. Presuhn, R. Wijnen, B. "View-based access control model (VACM) for the simple network management protocol (SNMP)," IETF RFC 2575,Apr. 1999
- [Meh-13] Mehta, S. Nallusamy, R. Marawar, R.V. Prabhakaran, B. "A Study of DWT and SVD Based Watermarking Algorithms for Patient Privacy in Medical Images," in Healthcare Informatics (ICHI), 2013 IEEE International Conference on , vol., no., pp.287-296, 9-11 Sept. 2013
- [Meu-09] Le Meur Y. "Analyse automatique de la qualité des images issues de détecteurs plats à rayons X," Institut National Polytechnique de Grenoble-INPG, 2009.
- [Mia-12] Miao, S. Li, J. Bai, Y. Chen, Y.W. "Robust watermarking for medical images based on Arnold scrambling and DWT-DFT," in Computing and Convergence Technology (ICCCT), 2012 7th International Conference on , vol., no., pp.699-704, 3-5 Dec. 2012
- [Mit-12] Mittal, A. Moorthy, A.K. Bovik, A.C. "Noreference image quality assessment in the spatial domain". Image Processing, IEEE Transactions on, 21(12):4695– 4708, 2012. 20, 21, 26
- [Moo-45] Moon, P. Spencer, D. E. "The visual effect of non uniform surrounds", J. Opt. Soc. Am.35(1945)233–248.
- [Moo-44] Moon, P. Spencer, D. E. "Visual data applied to lighting design". JOSA, 34, pages : 605_617, Oct 1944.

- [Mor-09] Mortamet, B. Bernstein, M. Jack, C. Gunter, J. Ward, C. Britson, P. J. Meuli, R. Thiran, J.P. Krueger, G. "Automatic quality assessment in structural brain magnetic resonance imaging". Magnetic Resonance in Medicine, 62(2) :365– 372,2009. 23
- [Mou-98] Moulin, P. Liu, J. "Analysis of Multiresolution Image Denoising Schemes Using Generalized-Gaussian Priors", Proc. IEEE Sig. Proc. Symp. on Time-Frequency and Time-Scale Analysis, Pittsburgh, PA, October 1998.
- [Nah-14] Naheed, T. Usman, I. Khan, T. M. Dar, A. H. Shafique, M. F. "Intelligent reversible watermarking technique in medical images using GA and PSO". Optik-International Journal for Light and Electron Optics, 125(11), 2515-2525. (2014).
- [Nam-11] Nambakhsh, M.S. Ahmadianb, A. Zaidi, H."A contextual based double watermarking of PET images by patient ID and ECG signal", Computer Methods and Programs in Biomedicine, vol. 104, no. 3, Dec. 2011,pp. 418-425.
- [Nas-12] Nassiri, B. Latif, R. Toumanari, A. Maoulainine, F.M.R. "Secure transmission of medical images by watermarking technique," Complex Systems (ICCS), 2012 International Conference on, vol., no., pp.1-5, 5-6 Nov. 2012
- [New-11] Newman, B. Callahan, M.J. "ALARA (as low as reasonably achievable) CT executive summary". Pediatr Radiol 41:S452–S455, 2011
- [Ngu-13] Nguyen, P.B. Beghdadi, A. Luong, M. "Perceptual watermarking using a new Just-Noticeable-Difference model," Signal Processing: Image Communication, vol. 28, no. 10, pp. 1506–1525, 2013.
- [Ni-03] Ni, Z. Shi, Y. Ansari, N. Wei, S. "Reversible data hiding", in Proc. IEEE Int. Symp. Circuits and Systems, May 2003, vol. 2, pp. 912–915
- [Nin-07] Ninassi, A. Le Meur, O. Le Callet, P. Barbba, D. "Does where you gaze on an image affect your perception of quality ? applying visual attention to image quality metric". In Image Processing, 2007. ICIP 2007. IEEE International Conference on, volume 2, pages II–169. IEEE, 2007.
- [Nou-10] Nouri, N. Abraham, D. Moureaux, J. M. Dufaut, M. Hubert, J. Perez, M. "Evaluation subjective de la qualité de vidéos encodées MPEG2 dans un contexte de télé-robotique chirurgicale", Sixième Conférence Internationale Francophone d'Automatique, CIFA 2010 (p. CDROM).
- [Now-99] Nowak, R. D. Baraniuk R. G. "Wavelet-domain filtering for photon imaging systems", IEEE Transactions on Image Processing, vol; 8, no 5. pp. 666–678, 1999.

- [Ong-03] Ong, E. Lin, W. Lu, Z. Yang, X. Yao, S. Pan, F. Jiang, L. Moschetti, F. "A noreference quality metric for measuring image blur. In Signal Processing and Its Applications", 2003. Proceedings. Seventh International Symposium on, volume 1, pages 469–472. Ieee, 2003. 15
- [Oue-10] Oueslati, S. Cherif, A. Solaiman, B. "Maximizing strength of digital watermarks using fuzzy logic". arXiv preprint arXiv:1101.0173. (2010)
- [OGI-08] Ogiela, M. R. Tadeusiewicz, R. "Sources of medical images and their general characteristics". Modern Computational Intelligence Methods for the Interpretation of Medical Images 7–45 (2008).
- [Osb-99] Osberger, W. "Perceptual vision models for picture quality assessment and compression applications". Citeseer, 1999.
- [Pan-10a] Pan, W. "Protection des images médicales tatouage réversible pour le contrôle d'accès et d'usage" Thèse TST, 2012, Telecom bretagne.
- [Pan-10] Pan, W. Coatrieux, G. Cuppens-Boulahia, N. Cuppens, F. Roux, C.
 "Watermarking to enforce medical image access and usage control policy". In Signal-Image Technology and Internet-Based Systems (SITIS), 2010 Sixth International Conference on (pp. 251-260). IEEE.
- [Pan-10b] Pan, W. Coatrieux, G. Cuppens-Boulahia, N. Cuppens, F. Roux, C. "Medical image integrity control combining digital signature and lossless watermarking", Data privacy management and autonomous spontaneous security, Springer, 5939 (2010) 153–162.
- [Pan-11] Pan, W. Coatrieux, G. Cuppens, N. Cuppens, F. Roux, C. "Reversible watermarking based on invariant image classification and dynamical error histogram shifting", Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Boston, MA, (2011) 4477–4480.
- [Pan-18] Pan, W. Bouslimi, D. Karasad, M. Cozic, M. Coatrieux, G. "Imperceptible reversible watermarking of radiographic images based on quantum noise masking." Computer Methods and Programs in Biomedicine 160, 119–128 (2018).
- [Pat-13] Pathak, M. Singh, S. Patiala, P. "Digital Image Denoising In Medical Metacarpal Images".
- [Pat-14] Pathak, Y. Dehariya, S. "A more secure transmission of medical images by two label DWT and SVD based watermarking technique," in Advances in Engineering and Technology Research (ICAETR), 2014 International Conference on , vol., no., pp.1-5, 1-2 Aug. 2014

[Pav-87]	Pavel,	М.	Sperling,	G.	Riedl	, T.	Vande	rbeek,	A.	"L	imits	of	visua
	commu	inicat	tion: the e	effect	of s	ignal-	to-noise	ratio	on	the	intelli	igibi	lity of
	American Sign Language," J. Opt. Soc. Am. A 4, 2355-2365 (1987).												

- [Pel-90] Peli, E., "Contrast in complex images," JOSA A, vol. 7, no. 10, pp. 2032–2040, 1990.
- [Pel-86] Pelli, D. G. Rubin, G. S. Legge, G. E. "Predicting the contrast sensitivity of low-vision observers". Journal of the Optical Society of America A, 3(13), P56.
- [Pel-88] Pelli, D. G. Robson, J. G. Wilkins, A. J. "The design of a new letter chart for measuring contrast sensitivity". Clinical Vision Science, 2, 187–199. (1988)
- [Pel-91] Pelli, D. G. Robson, J. G. "Are letters better than gratings?" Clinical Vision Sciences, 6(5), 409–411. (1991)
- [Pel-13] Pelli, D. G. Bex, P. "Measuring contrast sensitivity," Vision research, vol. 90, pp. 10–14, 2013.
- [Pie-03] Piella, G. Heijmans, H. "A new quality metric for image fusion. In Image Processing", 2003. ICIP 2003. Proceedings. 2003 International Conference on, volume 3, pages III–173. IEEE, 2003. 22, 23
- [Qas-14], Qasim, A. F. "Zero-Watermarking Technique for Medical Image Authentication". International Journal of Enhanced Research in Science Technology & Engineering, ISSN: 2319-7463, Vol. 3 Issue 10, October-2014
- [Qi-03] Qi, J. "A unified noise analysis for iterative image estimation". Physics in Medicine & Biology 48, 3505 (2003).
- [Qi-05] Qi, J. "Noise propagation in iterative reconstruction algorithms with line searches". IEEE Transactions on Nuclear Science 52, 57–62 (2005).
- [Qi-08] Qi, H. Zheng, D. Zhao, J. "Human visual system based adaptive digital image watermarking," Signal Processing, vol. 88, no. 1, pp. 174–188, 2008.
- [Rah-11] Rahimi, F. Rabbani, H. "A dual adaptive watermarking scheme in contourlet domain for DICOM images". Biomedical engineering online, 10(1), 53. (2011)
- [RAJ-12] Raj, V. P. Venkateswarlu, T. "Denoising of magnetic resonance and x-ray images using variance stabilization and patch based algorithms". The International Journal of Multimedia & Its Applications 4, 53 (2012).

- [RAP-16] https://www.senat.fr/fileadmin/Fichiers/Images/commission/affaires_sociales/R apport_PA_imagerie_medicale.pdf
- [Reh-10] Rehman, A. Wang, Z. "Reduced-reference ssim estimation. In Image Processing (ICIP)", 2010 17th IEEE International Conference on, pages 289–292. IEEE, 2010. 12
- [Rig-00] Rigney, C. Willens, S. "Remote Authentication Dial In User Service (RADIUS)". Network Working Group, june 2000, 77 p.
- [Rog-98] Roger-France, F. Michel, C. "Le défi de sécurité dans les réseaux informatiques de santé", dans Collection Informatique et santé : Santé et Réseaux Informatiques, vol. 10, SpringerVerlag, Paris, France, 1998, pp. 185-191.
- [Sac-09] Sachnev, V. Kim, H. J. Nam, J. Suresh, S. Shi, Y.-Q. "Reversible watermarking algorithm using sorting and prediction", IEEE Trans. on Circuit Syst. and Video Technol., vol. 19, no. 7, pp. 989-999, 2009
- [Sal-08] Salmeri, M. Mencattini, A. Rabottino, G. Lojacono, R. "Signaldependent noise characterization for mammographic images denoising," in IMEKO TC4 Symposium (IMEKOTC408), 2008.
- [Sak-77] Sakrison, D.J. "On the role of the observer and a distortion measure in image transmission". IEEE Trans. on Com., 25(11), pages : 1251_1267, 1977.
- [SAM-04] Samei, E. et al. "Fundamental imaging characteristics of a slot-scan digital chest radiographic system". Med Phys 31, 2687–2698 (2004).
- [Sak-69] Sakmann, B. Creutzfeldt, O. D. "Scotopic and mesopic light adaptation in the cat's retina". P_ügers archiv, 313, pages : 168_185, 1969.
- [San-96] Sandhu, R. S. Coyne, E. J. Feinstein, H. L. Youman, C. E. "Role-Based Access Control Models", IEEE Computer, vol. 29, no 2, 1996, p. 38-47
- [Sar-15] Sarani, N. Amudha, K. "A security technique based on watermarking and encryption for medical image," in Innovations in Information, Embedded and Communication Systems (ICHECS), 2015 International Conference on , vol., no., pp.1-4, 19-20 March 2015
- [Sch-13] Schuhbaeck, A. et al." Image quality of ultra-low radiation exposure coronary CT angiography with an effective dose< 0.1 mSv using high-pitch spiral acquisition and raw data-based iterative reconstruction". European radiology 23, 597–606 (2013).et al. Image
- [Sch-03] Schelkens, P. Munteanu, A. Barbarien, J. Galca, M. Giro-Nieto, X. "Wavelet Coding of Volumetric medical Datasets", IEEE Transactions on Medical

Imaging, vol. 22, n° 3, pp. 441-458,

- [Sei-04] Seibert, J. A. "Tradeoffs between image quality and dose," Pediatric radiology, vol. 34, no. 3, pp. S183–S195, 2004.
- [Sei-17] Seibert, J.A. "Archiving, Chapter 2: Medical Image Data Characteristics -Society for Imaging Informatics in Medicine," SIIM.org. .
- [Shn-06] Shnayderman, A. Gusev, A. Eskicioglu, A.M. "An svd-based grayscale image quality measure for local and global assessment". Image Processing, IEEE Transactions on, 15(2):422–429, 2006. 8
- [She-09] Shepard, S. J. Wang, J. Flynn, M. Krugh, K. Peck, D. Samei, E. Willis, C. E. "An exposure indicator for digital radiography," Report of AAPM Task Group, vol. 116, 2009.
- [Slo-11] Slovis, T.L. "Where we were, what has changed, what needs doing: a decade of progress". Pediatr Radiol 41:S456–S460 (2011)
- [Sam-09] Sampat, M. P. Wang, Z. Gupta, S. Bovik, A. C. Markey M. K. "Complex wavelet structural similarity: A new image similarity index". IEEE Transactions on Image Processing. 18, 11, 2385–2401(2009)
- [Sin-14] Singh, A. Dutta, M.K. "A blind & fragile watermarking scheme for tamper detection of medical images preserving ROI," in Medical Imaging, m-Health and Emerging Communication Systems (MedCom), 2014 International Conference on , vol., no., pp.230-234, 7-8 Nov. 2014
- [Sin-15] Singh, A. K. Dave, M. Mohan, A. "Hybrid technique for robust and imperceptible multiple watermarking using medical images". Multimedia Tools and Applications, 1-21, (2015)
- [Sol-12] Soliman, M. M. Hassanien, A. E. Ghali, N. I. Onsi, H. M. "An adaptive watermarking approach for medical imaging using swarm intelligent". International Journal of Smart Home, 6(1), 37-50. (2012)
- [Spr-93] http://www.sprawls.org/ppmi2/IMGCHAR/
- [Sta-07] Starck, J.L. Fadili, J. Murtagh, F. "The undecimated wavelet decomposition and its reconstruction". IEEE Trans. Image Process. 16 (2), 297–309.(2007)
- [Sug-14] Suganya, G. Amudha, K. "Medical image integrity control using joint encryption and watermarking techniques," in Green Computing Communication and Electrical Engineering (ICGCCEE), 2014 International Conference on,

vol., no., pp.1-5, 6-8 March 2014

- [Sut-09] Suthaharan, S. "No-reference visually significant blocking artifact metric for natural scene images". Signal Processing, 89(8) :1647–1652, 2009.
- [Sus-04] Susstrunk, S.E. Winkler, S. "Color image quality on the internet". In Electronic Imaging 2004, pages 118–131. International Society for Optics and Photonics, 2003. 18
- [Sub-14] Subhedar, M. S. Mankar, V. H. "Current status and key issues in image steganography: A survey," Computer Science Review, vol. 13, pp. 95–113, 2014.
- [Tan-15] Tang, W. Wan, W. Liu, J. Sun, J. "Improved Spread Transform Dither Modulation Using Luminance-Based JND Model," in Image and Graphics, Springer, 2015, pp. 430–437.
- [Tay- 63] Taylor, M. M. "Visual discrimination and orientation." J. Opt. Soc. Am. A, 53:763–765, 1963.
- [Teo-94] Teo, P.C. Heeger, D. J. "Perceptual images distortion". Proc. of SPIE, 2179, pages : 127_141, 1994.
- [Tcs-85] TCSEC, Trusted Computer System Evaluation Criteria, 122 pp., Department of Defense (DoD), DoD Standard, DoD 5200.28-STD, 1985.
- [Tia-03] Tian, J. "Reversible data embedding using a difference expansion". IEEE transactions on circuits and systems for video technology 13, 890–896 (2003).
- [Tni -87] TNI, Trusted Network Interpretation of the Trusted Computer System Evaluation Criteria, NCSC-TG-005, National Computer Security Center, 31 juillet 1987, 278 pp.
- [Ton-04] Tong, H. Li, M. Zhang, H. J. Zhang, C. "No-reference quality assessment for jpeg2000 compressed images." In Image Processing, 2004. ICIP'04. 2004 International Conference on, volume 5, pages 3539–3542. IEEE, 2004. 17
- [Vel-10] Velumani, R. Seenivasagam, V. "A reversible blind medical image watermarking scheme for patient identification, improved telediagnosis and tamper detection with a facial image watermark," in Computational Intelligence and Computing Research (ICCIC), 2010 IEEE International Conference on , vol., no., pp.1-8, 28-29 Dec. 2010
- [Vla-03] Vlaardingerbroek, M.T. Boer, J. A. "Magnetic Resonance Imaging: Theory and Practice". Springer Science & Business Media, 2003.

- [Vit-98] Vittitoe, N.F. Vargas-Voracek, R. Floyd, C. F. "Identification of lung regions in chest radiographs using Markov random field modeling," Med Phys, vol. 25, no. 6, pp. 976–985, Jun. 1998.
- [Vis-14] Viswanathan, P. Venkata Krishna, P. "A Joint FED Watermarking System using Spatial Fusion for Verifying the Security issues of Teleradiology", IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, Early Access.2014
- [Vol-99] Voloshynovskiy, S. Herrigel, A. Baumgartner, N. Pun, T. "Astochastic approach to content adaptive digital image watermarking", in: Proceedings of International Workshop on Information Hiding, 1999, pp.211–236.
- [Vu-12] Vu, P.V. Chandler, D.M. "A fast wavelet-based algorithm for global and local image sharpness estimation". Signal Processing Letters, IEEE, 19(7) :423–426, 2012. 16, 20, 26
- [Wal-13] Walia, E. Suneja, A. "Fragile and blind watermarking technique based on Weber's law for medical image authentication." IET Computer vision7, 9–19 (2013)
- [Wan-99] Wang, Z. Zhang, D. "Progressive Switching Median Filter for the Removal of Impulse Noise from Highly Corrupted Image", IEEE Trans. Circuits and Systems: Analog and Digital Signal Processing, Vol. 46, No. 1, pp. 78-80, 1999.
- [Wan-00] Wang, Z. Bovik, A.C. Evan, B.L. "Blind measurement of blocking artifacts in images". In Image Processing, 2000. Proceedings. 2000 International Conference on, volume 3, pages 981–984. Ieee, 2000. 16
- [Wan-02] Wang, Z. Bovik, A. C. "A universal image quality index. IEEE Signal Processing Letters". 9, 3, 81–84. (2002)
- [Wan-04] Wang, Z. Bovik, A.C. Sheikh, H.R. Simoncelli, E.P. "Image quality assessment
 : from error visibility to structural similarity". Image Processing, IEEE Transactions on, 13(4):600–612, 2004. 3, 4, 6, 8, 12, 25
- [Wan-04b] Wang, Z. Simoncelli, E. P. Bovik, A. C. "Multiscale structural similarity for image quality assessment". Conference Record of the Thirty-Seventh Asilomar Conference on. Ieee. 2, 1398–1402. (2004)
- [Wan-05] Wang, Z. Simoncelli, E.P. "Reduced-reference image quality assessment using a wavelet-domain natural image statistic model." In Electronic Imaging 2005, pages 149–159. International Society for Optics and Photonics, 2005. 11, 12, 25
- [Wan-05b] Wang, L. Lu, J. Li, Y. Yahagi, T. Okamoto, T. "Noise reduction using wavelet with application to medical X-ray image", ICIT, Hong Kong, (2005) 33–38.

- [Wan-08b] Wang, Z. Zhang, D. "Progressive Switching Median Filter for the Removal of Impulse Noise from Highly Corrupted Image", IEEE Trans. Circuits and Systems: Analog and Digital Signal Processing, Vol. 46, No. 1, pp. 78-80, 1999.
- [Wan-15a] Wang, Z. Bovik, A.C. Evan, B.L. "Blind measurement of blocking artifacts in images". In Image Processing, 2000. Proceedings. 2000 International Conference on, volume 3, pages 981–984. Ieee, 2000. 16
- [Wan-15b] Wan, W. Liu, J. Sun, J. Ge, C. Nie, X. "Logarithmic STDM watermarking using visual saliency-based JND model," Electronics Letters, vol. 51, no. 10, pp. 758– 760, 2015.
- [Wat-93] Watson, A. B. "DCT quantization matrices visually optimized for individual images," Proceedings of SPIEI international Conference on Human Vision, Visual Processing and Digital Display, 1993, pp. 202–216
- [Wat-97] Watson, AB. Yang, G. Solomon, J. Villasenor, J. "Visibility of wavelet quantization noise." IEEE Trans Image Process 6(8):1164–1175.(1997)
- [Wat-87] Watson, A. B. "The cortex transform : Rapid computation of simulated neural images." Computer Vision, Graphics, And Image Processing, 39, pages : 311327, 1987.
- [Wei-08] Wei, Z. Ngan, K. N. "Spatial just noticeable distortion profile for image in DCT domain," in : Proceedings of IEEE International Conference on Multimedia and Expo(ICME),2008,pp.925–928.
- [Wil-83] Williams, M. B. Krupinski, E. A. Strauss, K. J. Breeden, W. K. Rzeszotarski, M. S. Applegate, K. Wyatt, M. Bjork, S. Seibert, J. A. "Digital radiography image quality: image acquisition," Journal of the American College of Radiology, vol. 4, no. 6, pp. 371–388, 2007.
- [Win-11] Winter, A. Haux, R. Ammenwerth, E. Brigl, B. Hellrung, N. Jahn, F. "Health Information Systems: Architectures and Strategies." Springer Science & Business Media, 2011.
- [Win-80] Winkler, N.T. "ALARA concept; now a requirement." Radiol Technol 51:525 (1980)
- [Won-01] Wong, P. Memon, N. "Secret and public key image watermarking schemes for image authentication and ownership verification," IEEE trans. on Image Processing, vol.10, p. 1593-1601. (2001).
- [Wu-10] Wu, J. Qi, F. Shi, G. "An improved model of pixel adaptive just noticeable difference estimation." In: IEEE international conference acoustics speech and signal processing (ICASSP), pp 2454–2457. (2010)
- [Xu-94] Xu, W. Hauske, G. "Picture quality evaluation based on error segmentation." In Visual Communications and Image Processing'94, pages 1454–1465. International Society for Optics and Photonics, 1994. 8

- [Xue-14] Xue, W. Zhang, L. Mou, X. Bovik, A.C. "Gradient magnitude similarity deviation : a highly efficient perceptual image quality index." Image Processing, IEEE Transactions on, 23(2):684–695, 2014. 7, 10, 13, 26
- [Yiu-07] Yiu, E. N. Yiu, E. N-W. "Network Management for Picture Achieving and Communication Systems", M.Sc. thesis, Simon Fraser University, Engineering Science, Canada, 2007.
- [Zal-02] Zalenski, R. "Firewall technologies," IEEE Potentials, vol. 21, no. 1, p. 24-29, mars 2002.
- [Zai-06] Zain, J.M. Fauzi, A.M. Aziz, A.A. "Clinical evaluation of watermarked medical images," Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.; 1:5459-62, 2006.
- [Zha-89] Zhang, L. Pelli, D. Robson, J. "The effects of luminance, distance, and defocus on contrast sensitivity as measured by the Pelli-Robson chart." Investigative Ophthalmology & Visual Science. 1989.
- [Zha-08] Zhang, X. Lin, W. Xue, P. "Just-noticeable-difference estimation with pixels in images," J. Vis. Commun. Image Representation 19(1) (2008)30–41.
- [Zha-05] Zhang, X. Lin W. Xue P. "Improved estimation for just-noticeable visual distortion." SignalProcess.85(4)(2005)795–808.
- [Zha-05b] Zhang, X. Lin, W. Lu, Z. Ong, E. Yao, S. "Just-noticeable-distortion model and its applications in video coding." Signal Process. Image Commun. 20(7) (2005)662–680
- [Zha-05a] Zhang, X. Lin, W. Lu, Z. Ong, E. Yao, S. "Motion compensated residue preprocessing in video coding based on just-noticeable-distortion profile," IEEETrans.CircuitsSyst.VideoTechnol.15(6) (2005) 742–750.





Titre : Tatouage des images médicales partagées

Mots clés : Image radiographique, Modèle de masquage psychovisuel, Etude psychovisuelle

Résumé : L'évolution rapide des technologies du multimédia et des communications s'exprime dans le domaine de la santé par la mise à disposition de nouveaux moyens de partage de données d'imagerie des patients. Dans un tel contexte, la question de la sécurité des données est particulièrement sensible, notamment en termes d'intégrité, d'authenticité et de traçabilité. Aujourd'hui, la plupart des mécanismes de sécurité existants comme les techniques cryptographiques et le contrôle d'accès offre une protection dite « a priori permettent d'empêcher les utilisateurs non-autorisés d'accéder au contenu des données. Le tatouage numérique a proposé comme un mécanisme de sécurité été complémentaire. Il fournit une protection de type « a posteriori » permettant ainsi à l'utilisateur d'accéder au contenu de la donnée tout en le maintenant protégée par une « marque ». Cette marque peut être utilisée pour vérifier l'intégrité, l'authenticité ou à des fins de traçabilité. Du fait de la sensibilité des images médicales, l'imperceptibilité de la marque est évidemment la contrainte la plus forte à considérer. C'est dans ce cadre que s'inscrivent les travaux de recherche menés dans cette thèse.

Ils visent à développer des nouvelles méthodes de tatouage permettant de préserver au mieux la qualité de l'image médicale. Ainsi, nous avons proposé trois solutions originales, qui profitent du bruit d'acquisition inhérent dans les images radiographiques pour y masquer une marque de la même puissance que le bruit. La première solution, se base sur des techniques de débruitage pour identifier le bruit dans une image. On parle ici d'identification globale du bruit, par la suite une margue est insérée en respectant la distribution du bruit. Nous avons amélioré notre système dans une deuxième solution, pour qu'il devienne réversible, c'est-à-dire à l'extraction de la margue l'image est reconstruite sans pertes de données. Dans la troisième solution, nous nous sommes basés sur une modélisation local du bruit dans les images radiographiques afin d'adapter la marque localement dans l'image. On parle ici du masquage psychovisuel. Nous avons également mise en place un protocole de validation subjectif en collaboration avec des radiologues afin d'étudier l'impact de tatouage sur la qualité diagnostique des images tatouées.

Title : Watermarking of shared medical images

Keywords: Radiographic images, Psychovisual masking model, Psycho-visual study.

Abstract: The rapid evolution of multimedia and communications technologies is emerging in the healthcare field by providing new means of sharing to patient imaging data. In this context, the issue of data security is particularly sensitive, in terms of integrity, authenticity and traceability. Nowadays, the existing security most mechanisms, such as cryptographic techniques and access control, provide protection called "a priori" to prevent unauthorized users from accessing data content. Digital watermarking has been proposed as a complementary safety mechanism. It provides a "posterior" protection, allowing the user to access the content of the image while keeping it protected by a "mark". This mark can be used to check the integrity of the image, its authenticity, or for traceability purposes. Because of the sensitivity of medical images content, imperceptibility is obviously the strongest constraint to consider for watermarking medical images. The research work carried out in this thesis falls within this context.

The objective is to develop new watermarking methods, which preserve the quality of the image. We have proposed three original solutions, which take advantage of the acquisition noise inherent in radiographic images in order to mask a mark of the same power as the noise. The first solution aims to globally identify the noise in the image, based on denoising techniques. Afterwards, a mark is inserted, taken in consideration the noise distribution. We have proposed a second solution, which improves our system by making it reversible. Moreover, the mark's extraction will be performed without any loss of data. Our third proposed solution relies on local noise modeling in radiographic images in the purpose of locally adapting the mark in the image. We are referring here to psychovisual masking. A subjective validation protocol has been performed, in collaboration with radiologists, to study the impact of watermarking on the diagnostic quality of watermarked images.