الجمهورية الجزائرية
الديمقراطية الشعبية
Republique Algerienne Democratique et Populaire
وزارة التعليم العالي والبحث
العلمي
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
جامعة الشهيد الشيخ العربي
التبسي - تبسة
Université Echahid Cheikh Larbi Tébessi – Tébessa
Faculté des Sciences et de la Technologie
Département de d'Électronique et Télécommunications

MEMOIRE

جامعة الشهيد الشيخ العربي التبسي - تبسة
قسم الالكترونيك والاتصالات
كلية العلوم والتكنولوجيا

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **Master Académique**

Filière : Electronique

Spécialité : Instrumentation

Par : BEKHOUCH Rayéne
SEKIOU Hind

THEME

Protection des images médicales par le tatouage

Présenté et évalué, le 10 / 06 / 2025 , par le jury composé de :

Nom et prénom		Grade	Qualité
M.	SAIGAA Mohammed	MCB	Président
Mme.	CHERIET Leyla	MCB	Rapporteur
M.	HOUAM Lotfi	MCA	Examinateur

Promotion : 2024/2025

بِسْمِ اللَّهِ الرَحمَنِ الرَحِيمْ

"وَقُلِ اعْمَلُواْ فَسَيَرَى اللّهُ عَمَلَكُمْ وَرَسُولُهُ وَالْمُؤْمِنُونَ وَسَتُرَدُّونَ إِلَى عَالِمِ الْغَيْبِ وَالشَّهَادَةِ فَيُنَبِّئُكُم بِمَا كُنتُمْ تَعْمَلُونَ" [التوبة: 105]

ويقول العماد الأصفهاني

(إني رأيت أنه لا يكتب أحد كتابا في يومه إلا قال فيه عنه : لو غير هذا لكان أحسن ، ولو زيد لكان يستحسن ، ولو قدم هذا لكان أفضل ، ولو ترك هذا لكان أجمل ، وهذا من أعظم العبر ، وهو دليل على استيلاء النقص على جملة البشر).

REMERCIEMENTS

Nous remercions avant tout **ALLAH**, Le Tout-Puissant, de nous avoir accordé la force et le courage nécessaires pour accomplir ce travail. Nous adressons notre plus profonde gratitude à notre directrice de mémoire, Docteure CHERIET Leyla, pour avoir accepté de diriger ce travail. Nous vous remercions pour votre perfectionnisme, votre soutien constant, votre disponibilité et votre gentillesse. Merci pour votre sympathie, vos encouragements ainsi que pour le partage généreux de vos compétences tout au long de ces mois. Sans vous, ce mémoire n'aurait jamais vu le jour. Veuillez trouver ici l'expression de notre plus grand respect et de nos sincères remerciements.

Nous souhaitons également remercier chaleureusement le Dr. SAIGAA Mohammed et Dr. HOUAM Lotfi pour leur précieuse contribution en tant que membres du jury. Leurs remarques et suggestions ont largement contribué à améliorer la qualité de ce mémoire.

Nous exprimons aussi notre gratitude à tous les enseignants du département d'électronique et télécommunications de l'Université de Tébessa, ainsi qu'à nos collègues, pour leur soutien et leurs encouragements tout au long de ce parcours.

Enfin, nous remercions toutes les personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à la réussite de notre parcours académique.

DÉDICACE



Je tiens à exprimer toute ma gratitude à mon très cher père Mouhamed, pour son dévouement, son soutien constant et les valeurs qu'il m'a transmises. J'espère, en ce jour, honorer son nom et réaliser l'un de ses rêves. Que Dieu le protège. À ma merveilleuse mère Hayet, dont l'amour, les prières et les sacrifices m'ont accompagné tout au long de ma vie. Que Dieu te bénisse de santé, de bonheur et d'une longue vie. À mes adorables sœurs Amira, Kanza, Berdis et Waffa, ainsi qu'à mon cher frère Imed, merci pour votre présence, vos encouragements et votre amour inconditionnel.

Un remerciement particulier à mon binôme Bekhouch Rayéne, pour tous les bons moments partagés.

SEKJOU Hind

DÉDICACE



À cette femme qui m'a appris ma première lettre, À celle qui m'a encouragée depuis le tout début, À toi, ma mère Nassima, merci pour ton amour inconditionnel, ta patience infinie et ta lumière constante dans ma vie. À mon père, mon pilier et ma fierté, toi qui m'as appris que le chemin de la réussite commence par la foi, la persévérance et le travail. Merci pour ta confiance, ton soutien et tes mots qui m'ont toujours porté vers l'avant.

À mes frères et sœurs, vous êtes les sourires dans mes jours sombres. À mes neveux et nièces, ces petits cœurs pleins d'innocence et d'amour, merci pour vos câlins, vos sourires, et la joie spontanée que vous m'apportez au quotidien. Votre présence rend le monde plus doux .

À ma partenaire Hind, une partenaire précieuse dans cette aventure académique. Merci.

BEKHOUCH & Rayéne

RESUMÉ

Avec le développement rapide des technologies de communication dans le domaine médical, de nouveaux défis ont émergé concernant la sécurité des images médicales sensibles, telles que les radiographies, les IRM ou les scanners. La protection de ces données contre toute altération ou accès non autorisé est devenue essentielle, surtout avec la généralisation des systèmes d'archivage et de transmission numériques dans les établissements de santé. Parmi les solutions les plus efficaces figure le tatouage numérique, qui permet d'insérer des informations confidentielles (comme l'identité du patient ou les données de diagnostic) dans l'image médicale de manière invisible, tout en préservant sa qualité et sa confidentialité. Dans ce travail, nous proposons une méthode de tatouage numérique basée sur la combinaison de la transformation en cosinus discrète (DCT) et de la transformation en ondelettes discrètes (DWT), offrant un bon compromis entre invisibilité et robustesse. Les résultats expérimentaux, évalués à l'aide de métriques objectives et subjectives, ont montré une grande efficacité de la méthode proposée pour la protection fiable et sécurisée des images médicales.

Mots-clés : tatouage numérique, image couleur numérique, transformation en ondelettes discrète (DWT), transformation en cosinus discrète (DCT), attaques.

ABSTRACT

With the rapid development of communication technologies in the medical field, new challenges have emerged regarding the security of sensitive medical images, such as X-rays, MRIs, or CT scans. Protecting this data from any alteration or unauthorized access has become essential, especially with the widespread adoption of digital archiving and transmission systems in healthcare institutions. Among the most effective solutions is digital watermarking, which enables the insertion of confidential information (such as patient identity or diagnostic data) into the medical image in an invisible manner, while preserving its quality and confidentiality. In this work, we propose a digital watermarking method based on the combination of Discrete Cosine Transform (DCT) and Discrete Wavelet Transform (DWT), offering a good trade-off between imperceptibility and robustness. Experimental results, evaluated using both objective and subjective metrics, demonstrated the high effectiveness of the proposed method for the reliable and secure protection of medical images.

Keywords : digital watermarking, digital color image, Discrete Wavelet Transform (DWT), Discrete Cosine Transform (DCT), attacks.

ملخص

مع التقدم السريع في تقنيات الاتصال وتبادل البيانات في المجال الطبي، ظهرت تحديات جديدة تتعلق بحماية الصور الطبية الحساسة مثل صور الأشعة والتصوير بالرنين المغناطيسي والتصوير المقطعي. إذ أصبحت حماية هذه البيانات من التلاعب أو الوصول غير المصرّح به ضرورة ملحة، خاصة مع تزايد اعتماد المؤسسات الصحية على الأنظمة الرقمية. ومن أبرز الحلول المستخدمة في هذا السياق تقنيات الوسم الرقمي، التي تتيح إدماج معلومات سرية (مثل هوية المريض أو بيانات التشخيص) داخل الصورة الطبية بشكل غير مرئي، مع الحفاظ على جودتها وسريتها. في هذا العمل، نقترح استخدام خوارزميات وسم رقمي تعتمد على الدمج بين التحويل الكوني المتقطع (DCT) والتحويل بالموجات المتقطعة (DWT)، لما توفره هذه التقنية من توازن بين الخفاء والمتانة. وقد أظهرت النتائج التجريبية، التي تم تحليلها باستخدام مؤشرات كمية ومرئية، أن الطريقة المقترحة فعّالة في حماية الصور الطبية وضمان سلامتها خلال التخزين أو النقل .

الكلمات المفتاحية :العلامة المائية الرقمية، الصورة الرقمية الملونة، التحويل الموجي المتقطع (DWT)، التحويل الجيبي المتقطع (DCT)، الهجمات.

TABLE DES MATIÈRES

Contents *Page*

Remerciements ii

Dédicace iii

Dédicace iv

Resumé v

Abstract vi

Table des figures x

Liste des tableaux xi

Abréviations xii

1 Généralité sur l'imagerie médicale 4

1.1 Introduction 4

1.2 Définition de l'imagerie médicale 5

1.3 Objectifs de l'imagerie médicale 5

1.4 Types dimages médicales 6

1.4.1 Radiographie 6

1.4.2 Scanner 7

1.4.3 Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) 7

1.4.4 Échographie 8

1.4.5 Scintigraphie 10

1.5 Formats de représentation des images médicales 11
1.5.1 Format BMP 11
1.5.2 Format GIF 11
1.5.3 Format JPG ou JPEG 11
1.5.4 Format TIFF 12
1.5.5 Format PNG 12
1.5.6 Format DICOM 12
1.6 Acquisition et traitement des images 13
1.7 Caractéristiques des images médicales 14
1.7.1 Taille des images 14
1.7.2 Résolution spatiale 15
1.7.3 Bruit dans les images médicales 15
1.7.4 Contraste 16
1.7.5 Couleur 16
1.7.6 Luminance 18
1.8 Conclusion 19

2 Tatouage Numérique d'images 20

2.1 Introduction 20
2.2 Définition du tatouage 21
2.3 Techniques de protection des données numériques 21
2.3.1 Cryptographie 21
2.3.2 Stéganographie 22
2.3.3 Filigrane 23
2.4 Principes des schémas de tatouage 23
2.4.1 Phase d'insertion 24
2.4.2 Phase de détection ou d'extraction 25
2.5 Objectifs du tatouage numérique 25
2.5.1 Protection de la propriété intellectuelle 25
2.5.2 Traçabilité et surveillance 25

2.5.3 Intégrité des données 26
2.5.4 Gestion des droits numériques (DRM) 26
2.5.5 Insertion d'informations cachées 26
2.5.6 Dissuasion visuelle 26
2.5.7 Applications concrètes 26
2.6 Classification des tatouages 26
2.6.1 Selon la perceptibilité 26
2.6.2 Selon la robustesse 28
2.7 Classification des techniques de tatouage 28
2.7.1 Domaine spatial 28
2.7.2 Domaine fréquentiel 29
2.8 Attaques courantes contre les tatouages 29
2.8.1 Compression (JPEG) 29
2.8.2 Filtrage 30
2.8.3 Ajout de bruit 30
2.9 Applications de tatouages 30
2.9.1 Protection des droits d'auteur 30
2.9.2 Contrôle daccès 31
2.9.3 Indexation des images 31
2.9.4 Information sur le support 31
2.9.5 Sécurité médicale 32
2.10 Critères d'évaluation du tatouage numérique 32
2.10.1 PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) 32
2.10.2 SSIM (Structural Similarity Index Measure) 33
2.10.3 NC (Normalized Correlation) 34
2.11 Conclusion 34

3 Tatouage Numérique des images médicales utilisant DWT et DWT-DCT 35

3.1 Introduction 35
3.2 Transformation en ondelettes discrètes (DWT) 35

3.3 Transformation en cosinus discrète (DCT) 36
3.4 Tatouage Numérique par DWT 36
3.4.1 Algorithme d'insertion 37
3.4.2 Algorithme d'extraction 38
3.5 Tatouage Numérique par DWT-DCT 38
3.5.1 Algorithme d'insertion 39
3.5.2 Algorithme d'extraction 40
3.6 Résultats de Simulation du Tatouage Numérique sur des Images Médicales IRM 41
3.6.1 Images Médicales Utilisées 41
3.6.2 Techniques Utilisées 41
3.7 Résultats Visuels 43
3.8 Résultats Quantitatifs 45
3.9 Analyse et Discussion 47
3.10 Discussion 47
3.11 Conclusion 47

Bibliographie **50**

TABLE DES FIGURES

1.1 CT scanner 5
1.2 Image radiographique. 6
1.3 Image scanner d'une tête humaine. 7
1.4 Image IRM du cerveau humain. 8
1.5 Image échographique d'un ftus 10
1.6 La scintigraphie du corps humain. 10
1.7 Métadonnée d'une image. 13
1.8 Image médicale niveaux de gris. 17
1.9 Image médicale couleur. 18

2.1 Système de sécurité des données. 21
2.2 Schéma de cryptage et décryptage de texte. 22
2.3 Exemple de stéganographie basé sur le principe de l'encre invisible. . . . 23
2.4 Phase d'insertion du tatouage d'image. 24
2.5 Phase d'extraction du tatouage d'image. 24
2.6 Tatouage visible et invisible. 27

3.1 Schéma explicatif du principe de méthode de tatouage utilisant DWT-DCT 42
3.2 Comparaison du PSNR entre DWT et DWT-DCT (Watermark1 45
3.3 Comparaison du PSNR entre DWT et DWT-DCT (Watermark2 45
3.4 Comparaison du SSIM entre DWT et DWT-DCT (Watermark1) 46
3.5 Comparaison du SSIM entre DWT et DWT-DCT (Watermark2) 46

3.6 Robustesse du tatouage DWT-DCT face aux attaques (image Cerveau IRM) 47

LISTE DES TABLEAUX

2.1 Résumé des critères dévaluation du tatouage numérique 34

3.1 Comparaison DWT et DWT-DCT sur 4 images médicales (Watermark 1. . 43

3.2 Comparaison DWT et DWT-DCT sur 4 images médicales (watermark 2). . 44

ABRÉVIATIONS

Abréviations	Anglais	Français
MRI	Magnetic Resonance Imaging	(IRM)Imagerie par Résonance Magnétiqu
NMRI	Nuclear Magnetic Resonance Imaging	(IRMN)Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire
PACS	Picture Archiving and Communication System	(SACI)Système darchivage et de Communication dImages
BMP	Best Management Practice	(MPG)Meilleure pratique de gestion
GIF	Graphics Interchange Format	(FEG)Format déchange graphique
JPEG	Joint Photographic Experts Group	(GEPC) Groupe d'experts en photographie conjointe
PNG	Portable Network Graphics	(GRP)Graphiques réseau portables
TIFF	Tagged Image File Format	(FFIB)Format de fichier dimage Balisé
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine	(INCOM)Imagerie numérique et communications en médecine
DIB	Device Independent Bitmap	(BIP)Bitmap indépendant du Périphérique
VR	Value Représentation	(RV)Représentation de la valeur
VL	Value Length	(LV)Longueur de la valeur
VF	Value Field	(CV)Champ de Valeur
DWT	Digital Wavelet Transform	(TOD)Transformeé en Ondelletes Discrétes
DCT	Discret Cosine Transform	(TCD)Transformeé en Cosinus Discréte
SVD	Singular Valus Decomposition	(CV)Décomposition en Valeurs Singuliéres
CTS	Computed Tomography Scan	(TDM)Tomodensitométrie
CT	Computed Tomography	(CV)
PET	Positron Emission Tomography	(TEP)Tomographie par Émission de Positons
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography	(TEMP)Tomographie par Émission Monophotonique

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Le développement rapide des technologies de l'information et de la communication a modifié profondément notre rapport aux données numériques. Dans le domaine médical en particulier, la numérisation massive des informations, notamment des images médicales (radiographies, IRM, scanners, etc.), a permis d'optimiser le diagnostic, le suivi et le traitement des patients. Cependant, cette évolution s'accompagne de nouveaux défis majeurs, notamment en matière de sécurité, de confidentialité et d'intégrité des données. Les images médicales sont des documents sensibles, protégés non seulement par le secret médical, mais aussi par des exigences strictes de qualité et de précision. Toute altération ou falsification peut entraîner des conséquences graves sur le plan diagnostique ou thérapeutique. Par ailleurs, l'échange de ces images via des réseaux ouverts ou non sécurisés augmente le risque de piratage, de vol d'informations ou de violation des droits d'auteur. Il devient donc indispensable de mettre en place des mécanismes robustes pour assurer la protection de ces données tout en préservant leur qualité.

Parmi les solutions envisagées, le tatouage numérique (ou watermarking) apparaît comme une méthode prometteuse. Il s'agit d'un processus qui consiste à insérer, de manière discrète et sécurisée, une information (appelée marque ou signature) au sein d'un fichier numérique – ici, une image médicale – sans altérer sa qualité perçue. Cette technique permet non seulement d'authentifier le contenu, mais aussi de détecter toute tentative de modification ou de falsification. L'efficacité du tatouage repose sur deux critères essentiels : l'imperceptibilité, qui garantit

la qualité visuelle de l'image, et la robustesse, qui assure la résistance du tatouage face aux attaques intentionnelles ou non (compression, filtrage, recadrage, etc.).

Dans le cadre de ce mémoire, nous nous intéressons particulièrement à l'utilisation conjointe de la transformée en ondelettes discrètes (DWT) et de la transformée en cosinus discrète (DCT), deux outils mathématiques puissants utilisés pour le traitement et l'analyse des images. En combinant les avantages de ces deux approches, nous cherchons à concevoir une méthode de tatouage numérique robuste, adaptée aux exigences du domaine médical.

Ce travail s'articulera autour de plusieurs axes. Dans un premier temps, nous présenterons les fondements théoriques du tatouage numérique. Ensuite, nous décrirons en détail notre approche basée sur la DWT et la DCT, avant de procéder à une évaluation expérimentale pour tester sa performance en termes de robustesse et de qualité. Enfin, nous conclurons par une synthèse des résultats obtenus et proposerons des perspectives d'amélioration et d'extension. Ce mémoire est organisé en trois chapitres :

- **Chapitre 1 Généralité sur l'imagerie médicales :** Ce chapitre présente les principales techniques d'imagerie médicale utilisées pour observer l'intérieur du corps humain, comme la radiographie, l'IRM ou le scanner. Ces images jouent un rôle important dans le diagnostic et le traitement. Le chapitre souligne aussi l'importance de la qualité des images et la nécessité de les protéger, surtout lorsqu'elles sont stockées ou partagées sous forme numérique.

L'imagerie médicale regroupe plusieurs techniques utilisées pour visualiser l'intérieur du corps humain sans recourir à la chirurgie. Parmi les méthodes les plus courantes, on trouve la radiographie, l'échographie, l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et le scanner. Chaque technique repose sur des principes physiques spécifiques et permet d'obtenir des images précises qui aident au diagnostic et au suivi des maladies.

- **Chapitre 02 Tatouage numérique d'image :** Ce chapitre présente le concept du tatouage d'image, une technique utilisée pour protéger les documents numé-

riques, notamment les images, contre la copie, la falsification et les utilisations non autorisées. Le tatouage consiste à insérer une marque invisible ou discrète dans l'image originale, appelée "marque" ou "watermark", sans altérer sa qualité visuelle. Le chapitre détaille les principales méthodes de tatouage, leurs objectifs (authentification, protection des droits d'auteur, intégrité des données) ainsi que les critères importants tels que l'imperceptibilité, la robustesse et la capacité à résister aux différentes attaques (compression, recadrage, filtrage, etc.). Enfin, il explique les deux étapes essentielles du tatouage : l'insertion de la marque dans l'image et son extraction pour vérification. Cette technique est particulièrement importante dans le cadre des images médicales, où la sécurité et la confidentialité des données doivent être garanties.

- **Chapitre 03 Tatouage numérique des images médicales : Résultats et simulation** Dans ce chapitre nous présentons les résultats de nos simulations obtenus suite à l'implémentation des algorithmes de tatouage numérique basés sur la DWT et DCT. Nous allons utilisé le PSNR SSIM et NC comme critères d'évaluation de notre méthode.

Enfin, une conclusion générale vient récapituler les principaux apports de notre travail et proposer des perspectives d'amélioration et de prolongement pour de futures recherches.

Chapitre 1

GÉNÉRALITÉ SUR L'IMAGERIE MÉDICALE

1.1 Introduction

L'image constitue l'un des moyens les plus intéressants qu'utilise l'homme pour communiquer avec son entourage. C'est un moyen de communication universel dont, la richesse du contenu permet aux êtres humains de se comprendre, ce qui a fait des images un des plus importants éléments du flux multimédia. La manipulation de ce type de documents nécessite des connaissances de base. Permettant de définir l'image, ses caractéristiques et les différents traitements qu'elle peut subir. Le traitement et l'analyse d'images trouvent leurs applications dans des domaines extrêmement varies de l'industrie et de la recherche. Ces méthodes sont utilisées dans de nombreuses disciplines scientifiques, et dans des domaines aussi variés tels que ceux qui ont trait à l'astronomie, l'identification, la pharmacologie.

Dans ce chapitre, on va présenter quelques notions de base sur les images numériques qui seront très utiles pour comprendre ce qui viendra tout au long de ce mémoire.

1.2 Définition de l'imagerie médicale

L'imagerie médicale désigne une discipline médicale exploitant diverses technologies (comme les rayons X, l'échographie ou l'IRM) pour générer des images précises de l'anatomie humaine. Ces clichés sont cruciaux : ils aident les médecins à identifier, étudier et soigner de nombreuses maladies ou lésions, évitant ainsi des procédures invasives. Son importance dans la médecine actuelle est fondamentale (Toennies K, 2012). La Figure 1.1 illustre un scanner [1].



FIG. 1.1 : CT scanner.

1.3 Objectifs de l'imagerie médicale

L'imagerie médicale constitue un outil fondamental dans le domaine de la médecine moderne, visant à fournir une visualisation non invasive et détaillée de l'anatomie ainsi que des fonctions physiologiques du corps humain. Son objectif principal est d'assister au diagnostic, au suivi et à la prise en charge thérapeutique des patients. Grâce à diverses techniques telles que la radiographie, l'échographie, la tomodensitométrie (scanner), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou encore la médecine nucléaire, elle permet de détecter précocement des pathologies, d'évaluer l'étendue de lésions, de guider des interventions chirurgicales ou thérapeutiques, et de surveiller l'évolution d'une maladie ou l'efficacité d'un traitement. L'imagerie médicale contribue ainsi de manière déterminante à l'amélioration de la qualité des soins, à la réduction des interventions invasives, et à la

[1] https ://www.medicalnewstoday.com/articles/153201 what-is-a-CT-scan

prise de décision clinique basée sur des données objectives et visuellement interprétables (Lauren, 2018).

1.4 Types dimages médicales

1.4.1 Radiographie

La radiologie est basée sur le principe de l'absorption différentielle des rayons X par les structures anatomiques. La radiographie utilise des rayons X de faible intensité. Le patient est placé entre une source émettrice et un récepteur (autrefois un film argentique, aujourd'hui remplacé par des détecteurs numériques). Les rayons traversent le corps et forment une image sur le récepteur. Les détecteurs modernes permettent d'afficher l'image numérisée directement sur un écran. L'appareil du radiographie est généralement un bras articulé qui balaie la zone à examiner, indolore et sa taille varie selon la partie du corps étudiée (Chesnais, 2010).

La Figure 1.2 montre un exemple de radiographie d'un thorax[2].

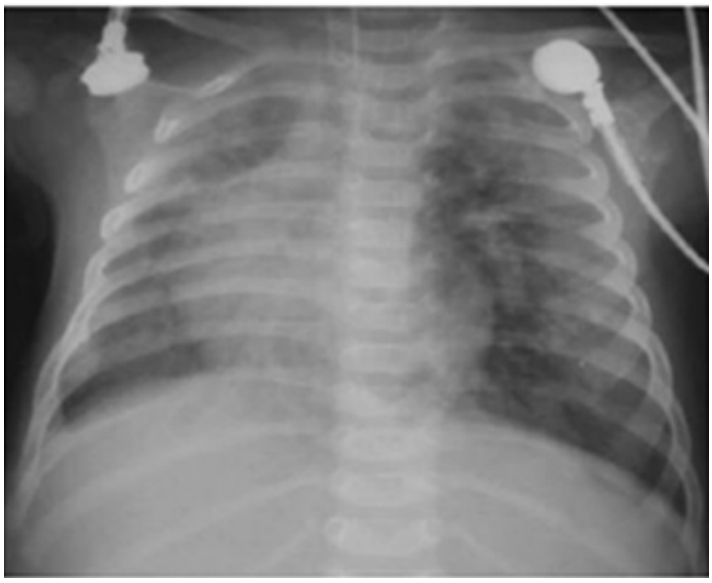


FIG. 1.2 : Image radiographique.

[2]https ://www.ottawaheart.ca/fr/examen-intervention/radiographie-thoracique

1.4.2 Scanner

La tomodensitométrie (TDM), communément appelée scanner, exploite également le principe de l'atténuation des rayons X pour produire des images tridimensionnelles des organes et des tissus (osseux, musculaires, vasculaires) sous forme de coupes transversales. Cette modalité d'imagerie avancée est essentielle pour la détection de modifications volumétriques ou d'anomalies structurelles variées, incluant les processus infectieux, les hémorragies, les masses tumorales, les adénopathies et les événements emboliques. En oncologie, le scanner est un outil précieux pour le monitorage de la réponse thérapeutique à la chimiothérapie. Sa précision spatiale permet également de guider des interventions telles que les drainages et les biopsies (Smith, 2019). La Figure 1.3 illustre un exemple typique d'image obtenue par scanner.



FIG. 1.3 : Image scanner d'une tète humaine.

1.4.3 Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

L'Imagerie par Résonance Magnétique(IRM), dont l'appellation complète est Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (IRMN), bien que le terme "nucléaire" soit fréquemment omis pour éviter toute confusion avec les rayonnements

ionisants dans l'esprit des patients. L'IRM représente une technique de diagnostic médical sophistiquée, capable de générer des images tridimensionnelles en coupes avec une résolution anatomique élevée. Cette modalité radiologique récente est non invasive et ne présente pas d'effets secondaires connus. Son principe repose sur le phénomène physique de la résonance magnétique nucléaire, qui consiste à observer la réponse des noyaux des atomes d'hydrogène (protons de l'eau présents dans l'organisme) lorsqu'ils sont soumis à un champ magnétique externe et à une excitation électromagnétique spécifique.

La Figure 1.4 illustre une image IRM du cerveau humain [3].

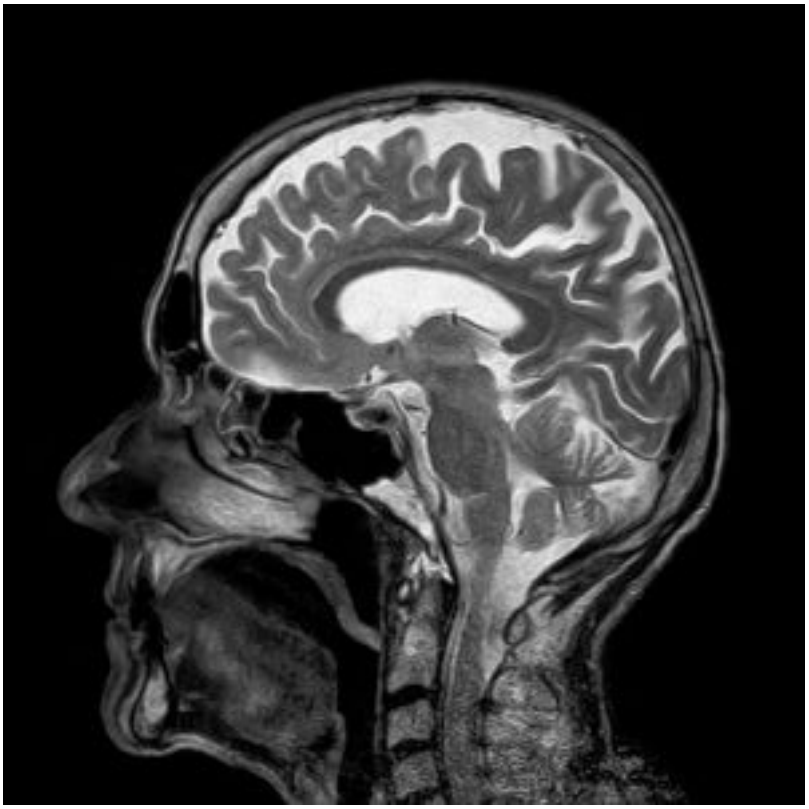


FIG. 1.4 : Image IRM du cerveau humain.

1.4.4 Échographie

L'échographie est une modalité d'imagerie médicale qui utilise les propriétés des ultrasons pour visualiser les structures internes du corps. Une sonde émet des ondes sonores de haute fréquence (typiquement entre 3,5 et 10 MHz pour le

[3] https ://radiologie-nogent.fr/examen/irm/.

diagnostic) qui pénètrent dans la région anatomique examinée. L'interaction de ces ondes avec les différents tissus provoque leur réflexion à des degrés variables. L'analyse de ces échos réfléchis permet de générer une image des organes étudiés.

Deux phénomènes physiques majeurs influencent la formation de l'image échographique : l'atténuation et la réflexion. L'atténuation représente la perte d'intensité du faisceau ultrasonore due à l'absorption, à la réflexion, à la réfraction et à la divergence.Une atténuation importantes traduit par un signal d'écho plus faible. Inversement, la réflexion des ondes ultrasonores vers la sonde émettrice réceptrice est à l'origine de l'image. La texture ou "écho structure" de cette image reflète les différences d'impédance acoustique entre les divers tissus explorés. L'échographie s'avère particulièrement utile pour l'examen d'une vaste gamme d'organes, qu'ils soient superficiels (parotide, thyroïde, muscles, tendons, articulations, ganglions lymphatiques, vaisseaux sanguins, etc.)ou profonds (foie, vésicule biliaire, reins, rate, pancréas, ovaires, utérus, prostate, etc.). Il est important de noter que les images échographiques ne sont pas des représentations photographiques directes des organes, mais plutôt des interprétations des échos ultrasonores, pouvant être considérées comme des "ombres" acoustiques. Durant l'examen, l'opérateur (radiologue ou échographiste) capture régulièrement des images fixes pour la documentation dans le dossier patient (Dillenseger, 2016). La Figure 1.4 illustre une image échographique d'un fœtus[4].

[4]https ://parlonssciences.ca/ressources-pedagogiques/documents-dinformation/lechographie



FIG. 1.5 : Image échographique d'un ftus .

1.4.5 Scintigraphie

La scintigraphie est une technique d'imagerie de médecine nucléaire qui permet de visualiser le fonctionnement des organes et des tissus (**?**). Elle repose sur l'administration intraveineuse d'un traceur faiblement radioactif, dont la fixation dans l'organisme varie en fonction de l'organe ciblé. Une gamma caméra détecte ensuite les émissions de ce radio pharmaceutique distribué de manière hétérogène dans le corps, produisant ainsi une image fonctionnelle, comme illustré sur la figure 1.6 [5].

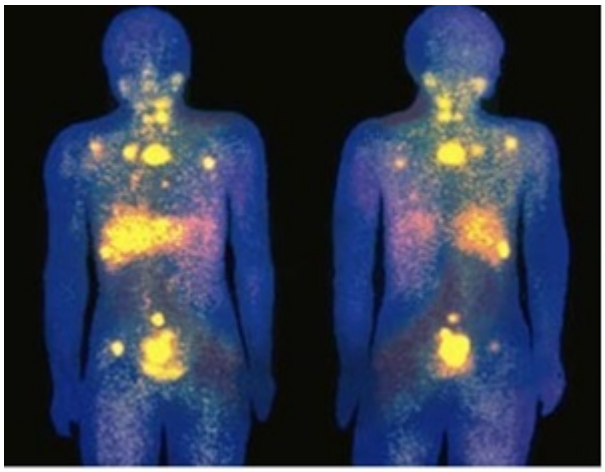


FIG. 1.6 : La scintigraphie du corps humain.

[5] https ://www.bibmath.net/crypto/index.php ?action=affiche&quoi=stegano/histstegano

1.5 Formats de représentation des images médicales

Les images médicales peuvent être enregistrées dans plusieurs formats de fichiers standards qu'on retrouve souvent sur le marché. Parmi les plus utilisés, on trouve le BMP (Best Management Practice), le GIF (Graphics Interchange Format), le JPEG (Joint Photographic Experts Group), le PNG (Portable Network Graphics), le TIFF (Tagged Image File Format), ainsi que le format DCM, qui est spécifique à la radiologie .

1.5.1 Format BMP

Le format BMP est l'un des formats les plus simples. Un fichier BMP est un fichier bitmap, c'est-à-dire un fichier d'images graphiques stockant les pixels sous forme de tableau de points et gérant les couleurs soit en couleurs vraies, soit grâce à une palette indexée. Le format BMP a été conçu de telle manière qu'on obtienne un bitmap indépendant du périphérique d'affichage (Device Independent Bitmap (DIB))(Boukaache, 2012).

1.5.2 Format GIF

Le format GIF est le plus couramment utilisé sur le Web, il est limité à 256 couleurs, donc il ne convient pas aux photos très colorées où il y a beaucoup de nuances, d'autre part pour insérer des logos, des icônes et même une banderole, le rapport qualité/taille est imbattable. C'est un format standard pour les images médicales à haute résolution (par exemple, lésions cliniques, pathologie anatomique). Le format GIF ne peut être utilisé qu'en mode couleur indexées, non pas RVB (Zitouni, 2013).

1.5.3 Format JPG ou JPEG

Le format JPEG est largement privilégié pour l'enregistrement des photographies numérisées riches en couleurs. Sa principale caractéristique réside dans sa capacité à optimiser la taille des fichiers en modulant la qualité de l'image. Bien qu'il ne prenne pas en charge la transparence, contrairement au format GIF, il offre

une profondeur de couleurs supérieure à 256. La technique de compression employée par le JPEG est dite "avec perte", impliquant une dégradation potentielle de l'image en fonction du taux de compression choisi (variable de 1 à 99 %). De ce fait, le format JPEG est couramment utilisé pour les images dont une définition moyenne à basse est acceptable, comme c'est souvent le cas pour la documentation de champs chirurgicaux ou opératoires (Cherifi, 2015).

1.5.4 Format TIFF

Le format TIFF est un format graphique plus ancien qui permet de stocker des images bitmap de grande taille (plus de 4 Go après compression) sans perte. Le format TIFF permet de stocker des images en noir et blanc (niveaux de gris), des images en couleur (jusqu'à 32 bits par pixel) et des images réévaluées. De plus, le format TIFF permet l'utilisation de plusieurs espaces de couleurs. Ce format a été créé à l'origine pour l'échange entre différents systèmes d'exploitation. Ce format se repère généralement dans le programme d'acquisition du scanner à plat (Fares, 2021).

1.5.5 Format PNG

Le format PNG est capable d'enregistrer des images selon différentes représentations colorimétriques : des images en niveaux de gris avec une profondeur de couleur allant jusqu'à 16 bits par pixel, des images en couleurs réelles avec une profondeur pouvant atteindre 48 bits par pixel, et des images indexées utilisant une palette de 256 couleurs (Elfitrin, 2011).

1.5.6 Format DICOM

Le format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) est un format standard international utilisé pour stocker, transmettre et partager les images médicales (comme les IRM, scanners, échographies, etc.) ainsi que les informations associées au patient. Il admet l'échange sécurisé d'images entre les équipements médicaux (appareils d'imagerie, serveurs, logiciels, etc.), garantis-

sant la compatibilité entre différents fabricants. Un fichier DICOM contient donc à la fois l'image et ses métadonnées (nom du patient, date, type d'examen, paramètres techniques…).

C'est le format le plus utilisé dans les systèmes d'archivage et de communication d'images (Farhad, 2011). La Figure 1.7 comprend un exemple de métadonnées d'une image médicale.

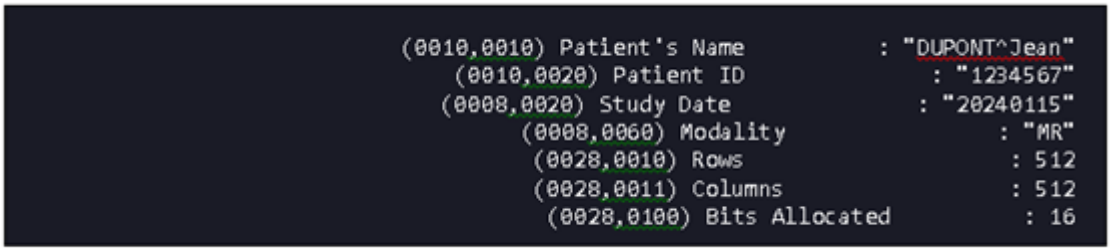


FIG. 1.7 : Métadonnée d'une image.

1.6 Acquisition et traitement des images

L'acquisition et le traitement des images constituent deux étapes fondamentales et complémentaires dans le domaine de l'imagerie numérique, notamment en imagerie médicale. L'acquisition d'image correspond au processus de capture d'une scène physique ou d'un objet à l'aide de capteurs adaptés (caméras, détecteurs radiologiques, sondes à ultrasons, etc.), dans le but de transformer l'information visuelle en une forme numérique exploitable. La qualité de cette acquisition dépend de nombreux facteurs tels que la résolution spatiale, le contraste, le bruit, et le type de modalité utilisée (IRM, scanner, échographie, etc.). Une fois l'image acquise, elle subit un ensemble d'opérations appelées traitement d'image, visant à améliorer sa qualité, à extraire des informations pertinentes ou à faciliter son interprétation automatique ou par un expert.

Parmi ces traitements, le filtrage d'image joue un rôle central : il consiste à appliquer des algorithmes mathématiques permettant de modifier ou d'extraire certaines caractéristiques de l'image.

En imagerie médicale, le filtrage est souvent utilisé pour réduire le bruit généré lors de l'acquisition, renforcer les contours des structures anatomiques, ou encore améliorer le contraste entre différentes régions d'intérêt. On distingue généralement deux grands types de filtres : les filtres linéaires, comme le filtre moyen ou gaussien, qui lissent l'image, et les filtres non linéaires, comme le filtre médian, qui sont plus efficaces pour préserver les détails tout en supprimant les artefacts. Le choix du filtre dépend du type de bruit, de la modalité utilisée et de l'objectif clinique visé. L'objectif global de cette chaîne acquisition-traitement, incluant le filtrage, est de fournir des données visuelles fiables, précises et exploitables pour le diagnostic médical, la planification d'interventions, le suivi thérapeutique ou encore la recherche biomédicale (Nouri, 2014).

1.7 Caractéristiques des images médicales

Les phénomènes physiques fondamentaux qui sous-tendent l'acquisition d'images médicales sont spécifiques à chaque modalité d'imagerie (radiographie, tomodensitométrie (scanner), imagerie par résonance magnétique(IRM), échographie, médecine nucléaire ,etc.). Ces phénomènes physiques se manifestent ensuite dans les caractéristiques de l'image résultante, notamment :

1.7.1 Taille des images

En imagerie médicale, la dimension d'une image est intrinsèquement liée aux caractéristiques du détecteur utilisé lors de l'acquisition et à l'étendue de la région anatomique étudiée. Notamment en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), la taille de l'image présente une variabilité plus marquée comparativement aux autres modalités. Elle est fréquemment exprimée sous forme de matrices dont les dimensions peuvent être à la fois carrées et rectangulaires, illustrée par des exemples tels que 64×64, 64×128, 128×128, 128×192, 256×512, 512×512 et 512×1024 (Karasad, 2018).

1.7.2 Résolution spatiale

La résolution spatiale d'une image médicale caractérise la finesse des détails discernables. Elle est directement liée à la capacité du système d'imagerie à représenter distinctement des objets de petite taille. Bien que le terme "résolution d'image" soit parfois associé au nombre de pixels par pouce (dpi), qui influence la qualité d'affichage, la résolution spatiale en imagerie médicale se concentre sur la capacité intrinsèque du système à distinguer deux points rapprochés dans l'espace. Une résolution spatiale élevée signifie que des structures plus petites peuvent être visualisées séparément. Il est important de noter que si la résolution d'une image numérique peut être réduite par sous échantillonnage, une augmentation artificielle (interpolation) ne permet pas de récupérer des détails qui n'ont pas été initialement acquis. La résolution spatiale est intrinsèquement limitée par un ou plusieurs facteurs spécifiques à chaque modalité d'imagerie. Par exemple, en radiographie, les propriétés physiques du détecteur constituent une contrainte majeure sur la résolution spatiale atteignable. Bien que la longueur d'onde des rayons X soit extrêmement courte (de l'ordre du pico-mètre, $10{-}10$ m), la capacité du capteur à convertir et à enregistrer ces informations spatiales est limitée, ce qui impose un plafond à la résolution spatiale de l'image résultante (Belhadi, 2016).

1.7.3 Bruit dans les images médicales

Le bruit dans les images médicales est défini comme une composante aléatoire superposée au signal image fondamental, entraînant des fluctuations non corrélées dans l'intensité des pixels et une dégradation locale de la fidélité de la représentation. Les sources de bruit sont multiples, incluant par exemple : Le mal fonctionnement d'un capteur utilisé (optique, électronique). La qualité d'échantillonnage (mouvement de caméra ou de scène). Les interférences atmosphériques etc. De manière générale, les principales sources de bruit affectant les images médicales peuvent être classées en deux catégories distinctes : le bruit anatomique et le bruit d'acquisition (Bachari, 2006).

1.7.4 Contraste

Le contraste d'une image médicale se définit comme la différence d'intensité lumineuse entre différentes régions, quantifiée par la variation des niveaux de gris. Il représente l'amplitude de la transition entre les zones claires et sombres de l'image, permettant ainsi la discrimination visuelle des structures. Fondamentalement, une image dont l'intensité est spatialement uniforme (niveaux de gris identiques partout) est caractérisée par une absence de contraste (Bushberg, 2011).

1.7.5 Couleur

La fonction de couleur en imagerie numérique évalue la sensibilité des différents espaces colorimétriques de l'image originale par rapport à la perception visuelle humaine. L'importance primordiale de la couleur dans la perception humaine est intrinsèquement liée à la structure biologique de la rétine. Fondamentalement, la couleur d'un objet résulte de sa capacité à réfléchir sélectivement des ondes électromagnétiques de différentes longueurs d'onde. L'œil humain perçoit les couleurs comme des combinaisons des trois couleurs primaires additives : le rouge (longueur d'onde typiquement autour de 700 nm), le vert (environ 546.1 nm) et le bleu (environ 435.8 nm). En imagerie médicale, on rencontre des représentations en niveaux de gris, où l'information est codée par l'intensité lumineuse, ainsi que des images couleur, où la couleur peut coder des informations supplémentaires ou faciliter la discrimination visuelle.

Les images médicales en niveaux de gris[6] : sont constituées de pixels dont l'intensité lumineuse est quantifiée sur une échelle allant du noir absolu au blanc pur, avec un nombre discret de nuances intermédiaires. Typiquement, cette échelle est discrétisée en 256 niveaux, allant de 0 à 255. Par conséquent, chaque pixel de l'image est généralement codé sur un octet (8 bits) (Gonzalez, 2018) .

[6]https ://speechneurolab.ca/la-matiere-grise-et-blanche/

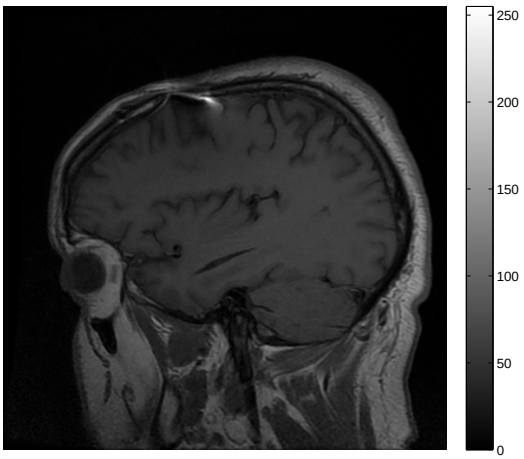


FIG. 1.8 : Image médicale niveaux de gris.

Les images médicales couleur : On verrait une image où différentes cou leurs sont utilisées pour représenter des informations spécifiques. Par exemple, une image de perfusion cérébrale en médecine nucléaire pourrait utiliser un spectre de couleurs (du bleu au rouge) pour coder le débit sanguin dans différentes régions du cerveau. Une autre application pourrait être l'utilisation de colorants en endoscopie, où les couleurs naturelles des tissus sont conservées, mais des zones anormales pourraient présenter des variations de couleur subtiles ou être mises en évidence par un colorant spécifique (Cherry, 2012).

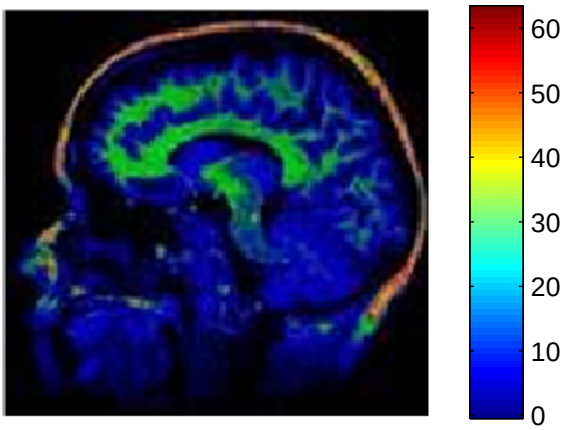


FIG. 1.9 : Image médicale couleur.

1.7.6 Luminance

La luminance caractérise l'intensité lumineuse émise, réfléchie ou transmise par une surface par unité d'aire apparente perçue par un observateur. Quantitativement, elle est définie comme le rapport de l'intensité lumineuse d'une source à la surface apparente de cette source vue sous un angle donné. Pour la perception visuelle à distance, le terme plus approprié est brillance, qui décrit l'éclat subjectif d'un objet tel qu'il est perçu par l'œil. En d'autres termes, la luminance est une mesure physique de l'émission lumineuse, tandis que la brillance est la perception subjective de cette émission. Une sorte d'ensemble de caractéristiques de bonne luminosité est : Des images brillantes. Un bon contraste. Pas de parasites. À partir de ces attributs fondamentaux des images médicales tels que le contraste, le bruit, la résolution et la couleur il est possible de définir des normes et des directives rigoureuses concernant leur visualisation, leur archivage ,leur transmission et leur interprétation diagnostique. Le traitement efficace de ces données spécifiques requiert l'utilisation de systèmes informatiques spécialisés dans le domaine de la

technologie médicale, ce qui constituera le point central des sections suivantes (Samei, 2010).

1.8 Conclusion

Dans ce chapitre, on a essayé de présenter quelques notions de bases liées au domaine de l'image numérique et de son traitement, en donnant quelques définitions élémentaires portant sur ce sujet, et qui seront sûrement des points essentiels dans la suite de notre travail, qui s'intéressera dans la prochaine phase, à aborder le sujet de tatouage numérique, son état de l'art, ainsi que les différentes techniques utilisées. Nous présenterons dans le chapitre suivant une introduction au tatouage numérique et les différentes techniques et les méthodes existantes dans ce domaine.

Chapitre 2

TATOUAGE NUMÉRIQUE D'IMAGES

2.1 Introduction

Dans Dans un contexte où les échanges de contenus numériques se multiplient à travers les réseaux, la question de la sécurité, de l'authenticité et de la propriété intellectuelle des données multimédia devient cruciale. Les images, en particulier, sont vulnérables aux copies, aux modifications et aux détournements non autorisés. C'est dans cette optique que le tatouage numérique s'impose comme une solution efficace permettant d'insérer, de manière discrète ou visible, des informations d'identification ou de protection directement dans le contenu visuel.

Contrairement à la cryptographie ou à la stéganographie, qui assurent la confidentialité ou la dissimulation des données, le tatouage numérique permet d'ancrer durablement une information dans une image, facilitant ainsi la traçabilité, la vérification d'intégrité, ou encore la protection des droits d'auteur.

Ce chapitre se propose d'explorer les principes fondamentaux du tatouage numérique, ses types, ses techniques, ainsi que les attaques potentielles auxquelles il peut être confronté. Enfin, les applications concrètes de cette technologie dans les domaines de la sécurité, des médias et de l'industrie numérique seront présentées.

2.2 Définition du tatouage

Le tatouage numérique, également appelé watermarking, est une méthode permettant à insérer une marque visible ou invisible dans un support numérique afin d'ajouter des informations de copyright ou d'autres messages de vérification à un fichier ou signal audio, une vidéo, une image ou un autre document numérique(Cox, 2007).

2.3 Techniques de protection des données numériques

Dans cette section, nous présentons les différentes techniques de protections des données numériques (Figure 2.1)

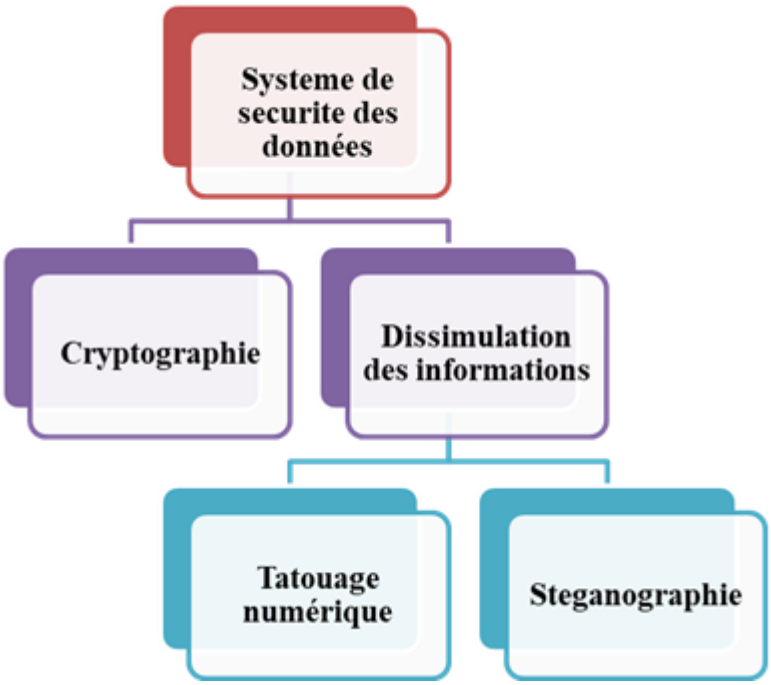


FIG. 2.1 : Système de sécurité des données.

2.3.1 Cryptographie

Le terme «cryptographie» trouve ses origines dans la langue grecque, où «kruptos» signifie «caché» et «graphein» désigne «écrire». Il s'agit de l'ensemble des principes, méthodes et techniques permettant de chiffrer et de déchiffrer des données, dans le but de garantir leur confidentialité et leur authenticité.

La cryptographie peut ainsi être définie comme une discipline mathématique consacrée à la protection des informations sensibles. En d'autres termes, elle représente l'art de transformer un message en une forme codée et inintelligible.

Contrairement aux méthodes de dissimulation d'information, la cryptographie vise à rendre un message totalement incompréhensible pour quiconque ne possédant pas les clés nécessaires à sa décryption. De plus, toute altération du message original rend, en principe, sa récupération impossible (Cox, 1999). La figure 2.2 illustre le processus de chiffrement et de déchiffrement d'un texte.

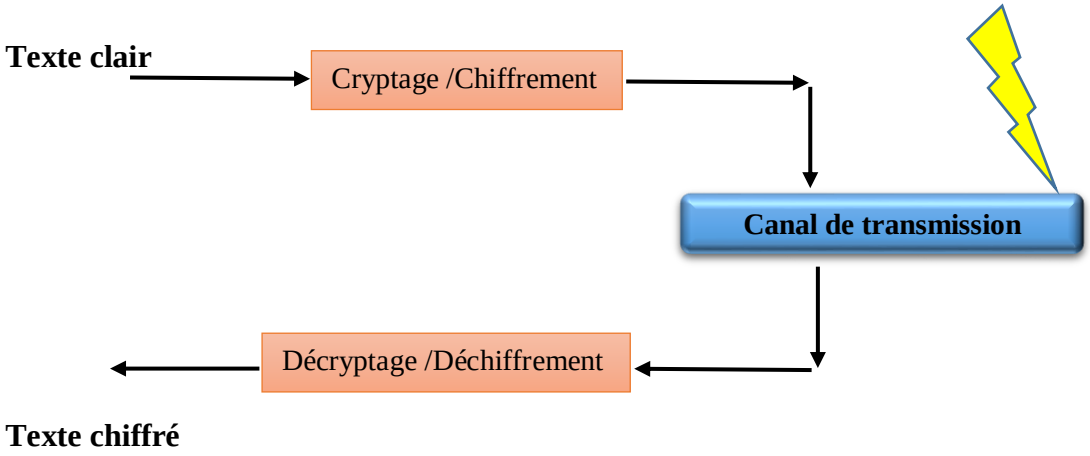


FIG. 2.2 : Schéma de cryptage et décryptage de texte.

2.3.2 Stéganographie

La stéganographie désigne une technique de dissimulation d'informations (texte, données) au sein d'un support neutre (image, audio, vidéo, fichier texte). Contrairement à la cryptologie – qui brouille le message sans le cacher –, elle rend le message indétectable par un tiers non informé.

Le terme « stéganographie » provient du mot grec stéganos (« dissimulé ») et graphien (« écriture »), soit littéralement « écriture cachée ». Son principe repose sur l'insertion secrète d'un message dans un autre contenu, accessible uniquement par des méthodes d'extraction spécifiques (Lu, 2004). La figure 2.3 illustre ce mécanisme via un exemple d'encre invisible.



FIG. 2.3 : Exemple de stéganographie basé sur le principe de l'encre invisible.

2.3.3 Filigrane

Le filigrane est une technique de marquage, visible ou numérique, effectuée pour identifier, protéger ou authentifier du contenu multimédia comme une image, une vidéo ou un document texte. Elle implique l'incorporation délicate de logos distinctifs, de formes graphiques ou de numéros d'identification dans les éléments essentiels. Selon le contexte, ces logos peuvent être visibles ou cachés. Le filigrane est largement utilisé pour la protection des brevets, le suivi ou la lutte contre la piraterie de contenu. En permettant la traçabilité de l'origine des médias et en décourageant leur représentation illégale, le filigrane s'avère être un moyen de protection efficace (Dugelay, 2005).

2.4 Principes des schémas de tatouage

Le schéma de tatouage d'images se décompose en deux opérations distinctes illustrées par la figure 2.4 et figure 2.5.

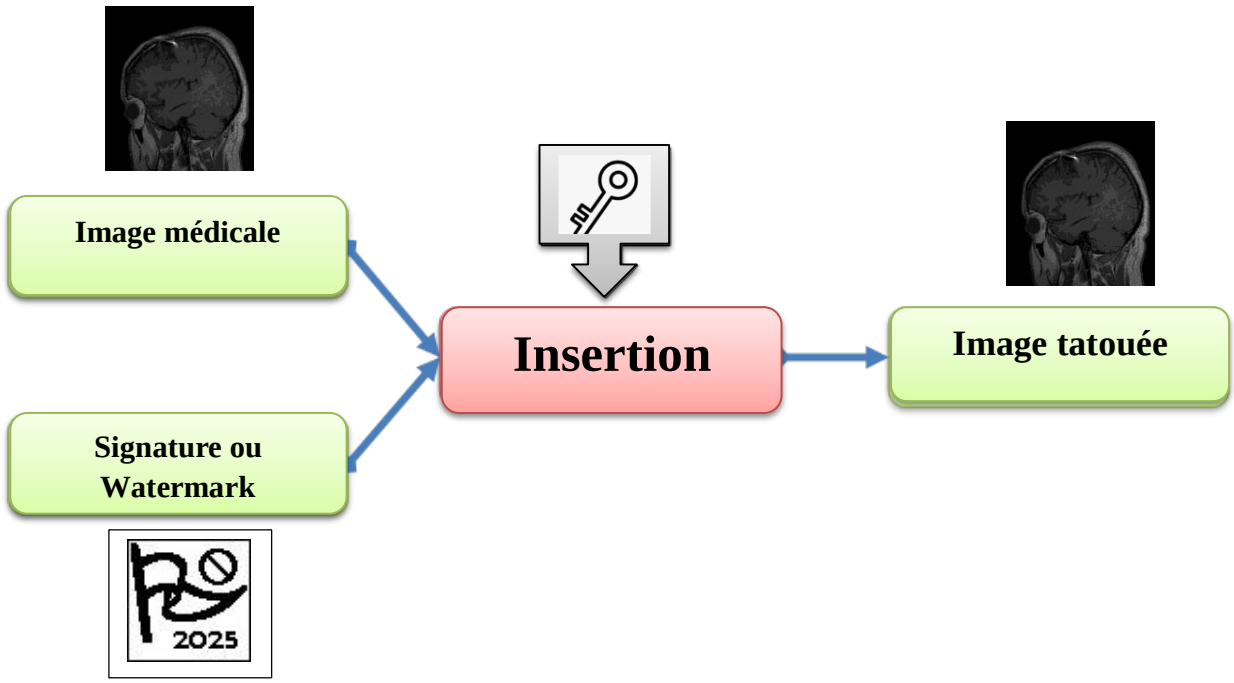


FIG. 2.4 : Phase d'insertion du tatouage d'image.

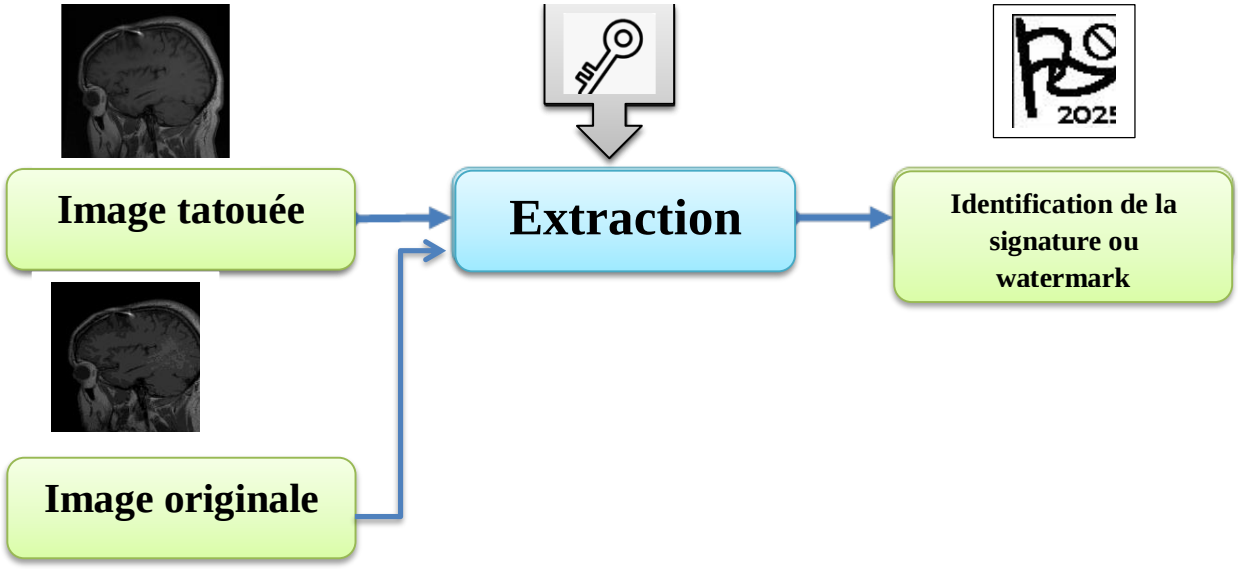


FIG. 2.5 : Phase d'extraction du tatouage d'image.

2.4.1 Phase d'insertion

La phase d'insertion consiste à intégrer une marque d'identification au sein de l'image, dans le but de désigner son propriétaire (tel que le nom de l'auteur ou de l'entité détentrice des droits). Cette intégration peut être réalisée directement

dans le domaine spatial de l'image (en modifiant les valeurs des pixels) ou dans un domaine transformé, tel que le domaine de Fourier, du cosinus discret ou des ondelettes (Chassery, 2003).

2.4.2 Phase de détection ou d'extraction

La phase de détection a pour le but d'extraire la marque ou la signature qui a été préalablement intégrée dans l'image. Cette opération est généralement réalisée en mode aveugle, c'est à dire sans nécessiter l'accès à l'image originale. Cette approche est privilégiée car l'utilisation de l'image source complexifierait le système et pourrait introduire des failles de sécurité. Il est crucial de considérer que, entre l'étape d'insertion et celle de détection, l'image marquée peut être soumise à diverses transformations, qu'elles que soient les attaques (par exemple, compression, redimensionnement, filtrage,...) ayant pour l'objectif de dégrader ou de supprimer la marque. (Belkacem, 2015).

2.5 Objectifs du tatouage numérique

L'objectif principal du tatouage numérique (ou filigrane numérique) est de protéger, authentifier et tracer des contenus numérisés (images, vidéos, documents, fichiers audio, etc.) de manière discrète ou visible. Voici ses principaux objectifs détaillés :

2.5.1 Protection de la propriété intellectuelle

Authentification : Vérifier l'origine légitime d'un contenu et identifier son créateur ou propriétaire. Lutte contre la contrefaçon : Rendre difficile la copie ou la réutilisation non autorisée en intégrant une marque unique (Barni M, 2004).

2.5.2 Traçabilité et surveillance

Suivi des utilisations : Identifier les fuites ou les partages illicites en traçant le contenu à travers des marques invisibles. Détection de piratage : Aider les plate-

formes (comme YouTube ou les réseaux sociaux) à repérer automatiquement les copies illégales (Kutter M, 1999).

2.5.3 Intégrité des données

Détection de modifications : S'assurer qu'un document ou fichier n'a pas été altéré (exemple : contrats, rapports officiels) (Kutter M, 1999).

2.5.4 Gestion des droits numériques (DRM)

Contrôle d'accès : Limiter l'utilisation d'un contenu selon des règles prédéfinies (exemple : nombre de visualisations, zones géographiques).

2.5.5 Insertion d'informations cachées

Métadonnées embarquées : Stocker des informations complémentaires (date de création, copyright, licence) directement dans le fichier.

2.5.6 Dissuasion visuelle

Marques visibles : Décourager la réutilisation non autorisée en apposant un logo ou un texte semi-transparent (exemple : images en ligne, prototypes de films).

2.5.7 Applications concrètes

Médias : Protection de photos, vidéos ou musiques contre le vol. Documents sensibles : Sécurisation de certificats, factures ou rapports confidentiels. Industrie du luxe : Authentification de produits via des codes invisibles.

2.6 Classification des tatouages

2.6.1 Selon la perceptibilité

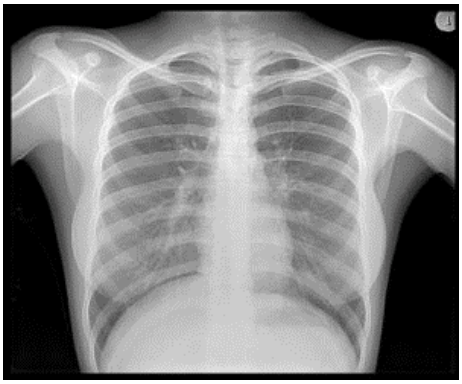
Tatouage visible

Dans le tatouage visible, la marque d'identification est intégrée directement dans les données originales de manière à être perceptible par l'œil humain. Ce

type de tatouage est couramment utilisé pour signaler la propriété d'un contenu multimédia. Les logos ou les sceaux d'organisations apposés sur des documents, des images ou des vidéos à des fins d'identification de contenu et de propriété en sont des exemples typiques (Barni.M, 2008).

Tatouage invisible

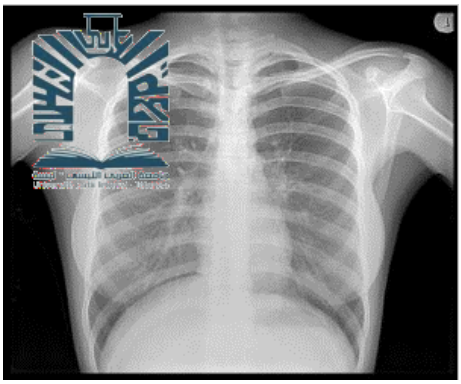
Dans le tatouage invisible, la marque d'identification est intégrée au sein des données originales de manière à être indétectable par la perception visuelle humaine. L'objectif est d'incorporer des informations (telles que l'origine, l'authenticité ou des métadonnées) sans altérer l'apparence de l'image. Dans la Figure 2.6 nous montrons un exemple de tatouage invisible d'une image médicale (Patrick, 2000).



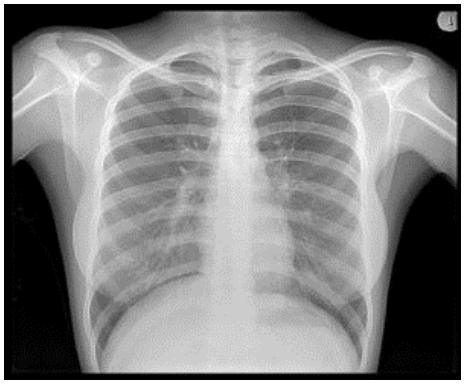
(a) Image original.



(b) Watermark.



(c) Tatouage visible.



(d) Tatouage invisible.

FIG. 2.6 : Tatouage visible et invisible.

2.6.2 Selon la robustesse

Tatouage robuste

Dans le cas d'un tatouage robuste, la détection de la marque intégrée de meure possible même si le document tatoué a subi des altérations ou des attaques. Un système de tatouage robuste doit présenter une résilience significative face aux opérations légitimes appliquées aux documents numériques, telles que la compression, la conversion analogique numérique, le filtrage, etc., ainsi qu'aux tentatives malveillantes de suppression ou de dégradation par des tiers. Ce type de tatouage trouve une application privilégiée dans les domaines de la protection du droit d'auteur et du contrôle de la diffusion et de la copie des contenus (BOUHOUS, 2018).

Tatouage fragile

Est une technique spécifique de marquage numérique conçue pour détecter toute altération apportée à l'image. La moindre modification du contenu original entraîne une dégradation significative de la marque extraite, permettant ainsi de déterminer si le document a été manipulé et, par conséquent, de remettre en question son authenticité. En d'autres termes, la sensibilité du tatouage fragile aux modifications sert de mécanisme d'intégrité (Meina, 2008).

2.7 Classification des techniques de tatouage

2.7.1 Domaine spatial

Dans le domaine spatial, le tatouage numérique (watermark) est directement intégré aux valeurs des pixels de l'image originale. Les algorithmes développés dans ce domaine se caractérisent par une capacité d'insertion élevée, ce qui permet d'intégrer de multiples instances du tatouage. Cette redondance confère une robustesse accrue contre diverses tentatives d'altération ou de suppression, rendant l'élimination complète du tatouage improbable. Les techniques d'insertion

de tatouage dans le domaine spatial incluent notamment la méthode des bits de poids faible (LSB) et les techniques de modulation par étalement de spectre (Belhadi, 2016).

2.7.2 Domaine fréquentiel

Dans le domaine fréquentiel, également désigné comme domaine de transformation, le tatouage numérique (watermark) peut être intégré aux coefficients des fréquences de l'image. Les transformations les plus couramment exploitées à cette fin incluent la décomposition en valeurs singulières (SVD), la transformée en cosinus discrète (DCT) et la transformée en ondelettes discrète (DWT)(Boujemaa et al, 2016).

2.8 Attaques courantes contre les tatouages

2.8.1 Compression (JPEG)

La compression est une étape nécessaire pour optimiser le stockage et la transmission des images numériques en réduisant la taille de leurs fichiers. Cependant, ce processus peut s'avérer préjudiciable à l'intégrité de la marque intégrée, car les objectifs de la compression et du tatouage sont intrinsèquement opposés .La compression vise à éliminer certaines composantes de l'image, en ne conservant que celles jugées essentielles à sa perception.

Par conséquent, si la marque est principalement localisée dans les hautes fréquences de l'image, elle risque d'être altérée ou supprimée lors de l'étape de quantification inhérente aux algorithmes de compression avec perte. Ainsi, pour assurer une certaine robustesse à la compression, les marques sont souvent insérées dans les régions de basse ou moyenne fréquence de l'image, malgré le risque potentiel d'introduction de distorsions visibles (Bian Yang et al, 2010) .

2.8.2 Filtrage

Le filtrage constitue une étape essentielle dans le traitement des images médicales afin d'atténuer le bruit et d'améliorer leur qualité diagnostique. Dans le contexte spécifique d'une image tatouée, une opération de lissage, typiquement réalisée à l'aide d'un filtre passe bas, vise à réduire le bruit en atténuant les composantes de haute fréquence de l'image. Cependant, cette atténuation affecte inévitablement les composantes de haute fréquence de la marque intégrée, potentiellement la dégradant. Inversement, l'application d'un filtre passe haut dans le cadre d'opérations légitimes n'est généralement pas requise, car ce type de filtre tend à amplifier le bruit, ce qui est contraire à l'objectif de nettoyage de l'image (K. Amine, 2022).

2.8.3 Ajout de bruit

L'ajout de bruit constitue une perturbation susceptible d'affecter une image marquée lors de sa transmission via un canal de communication bruité. Un ajout significatif de bruit peut avoir un effet de masquage sur la marque intégrée, rendant ainsi son extraction ou sa détection plus difficile. On distingue principalement deux types de bruit : le bruit gaussien, qui introduit des valeurs aléatoires à chaque pixel de l'image selon une distribution gaussienne, et le bruit impulsionnel (ou bruit de "sel et poivre"), qui altère aléatoirement certains pixels de l'image en les remplaçant par des valeurs extrêmes, soit noir, soit blanc (Ahmed Foitih, 2018).

2.9 Applications de tatouages

2.9.1 Protection des droits d'auteur

La protection des droits d'auteur constitue une application majeure et évidente du tatouage numérique. En intégrant une signature unique et persistante au sein de l'œuvre, il devient possible d'identifier de manière fiable son propriétaire légitime. Les deux caractéristiques primordiales pour cette application sont l'invisibilité et la robustesse de la marque. L'invisibilité est cruciale pour préserver

l'intégrité esthétique et la qualité de l'œuvre originale, tandis que la robustesse est essentielle pour résister aux tentatives de suppression ou d'altération par des tiers malveillants visant à enfreindre les droits d'auteur (Bekkouche Souad, 2011).

2.9.2 Contrôle daccès

Le contrôle d'accès à certains systèmes peut être modulé en fonction des privilèges accordés aux utilisateurs, souvent basés sur leur mode de paiement. Afin de prévenir la reproduction illicite de contenu ou de restreindre le nombre de copies autorisées, la mise en place d'un mécanisme de contrôle de copie et d'utilisation s'avère pertinente. Dans ce contexte, l'intégration d'un filigrane numérique robuste peut constituer une solution efficace pour identifier l'auteur original du document et suivre son utilisation ultérieure (Khaldi, 2021).

2.9.3 Indexation des images

Peut être facilitée par l'utilisation du tatouage numérique, qui permet d'intégrer une signature au sein même de l'image. Cette technique simplifie l'indexation et l'organisation des images au sein d'une base de données. La signature ainsi intégrée peut contenir des informations descriptives essentielles, telles qu'un résumé du contenu de l'image, des descripteurs sémantiques, ou encore un lien hypertexte vers des métadonnées associées. Cette approche permet d'optimiser la vitesse de recherche et l'efficacité du classement, facilitant ainsi la gestion de vastes collections d'images et améliorant l'accessibilité à l'information qu'elles contiennent (N Zermi, 2022).

2.9.4 Information sur le support

L'intégration d'informations sur le support constitue une autre application du tatouage numérique. Il est possible d'incorporer des métadonnées globales relatives à l'œuvre, telles que le nom de l'auteur, le titre de l'œuvre, la date de publication, l'adresse électronique de contact, etc., au sein d'une unique marque numérique, sans nécessiter la création d'une seconde marque distincte. Cette fonc-

tionnalité peut être exploitée en complément des mécanismes de protection de la propriété intellectuelle afin de renforcer la sécurité et l'authenticité des données. La présence de ces informations supplémentaires facilite l'identification des détenteurs des droits et contribue à la prévention de la contrefaçon et de l'utilisation non autorisée (Kutter et M, 1999).

2.9.5 Sécurité médicale

Il est crucial d'intégrer un identifiant confidentiel au sein de l'image radiologique afin d'établir une correspondance univoque avec le patient concerné. Cette pratique permet de prévenir toute confusion ou erreur d'attribution, garantissant ainsi la sécurité et la confidentialité des informations médicales associées à l'image (Kundur, 2004).

2.10 Critères d'évaluation du tatouage numérique

L'efficacité d'une technique de tatouage numérique est généralement évaluée à l'aide de trois critères principaux : **PSNR**, **SSIM** et **NC**. Ces mesures permettent de quantifier respectivement la qualité visuelle de l'image tatouée, sa similarité structurelle avec l'image originale, et la robustesse de l'extraction du tatouage.

2.10.1 PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio)

Le PSNR mesure la qualité visuelle de l'image tatouée par rapport à l'image originale. Il est exprimé en décibels (dB) et défini comme suit :

$$\text{PSNR} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{MAX^2}{\text{MSE}} \right) \tag{2.1}$$

où MAX représente la valeur maximale possible d'un pixel (par exemple 255 pour une image sur 8 bits), et la MSE (Mean Squared Error) est donnée par :

$$\text{MSE} = \frac{1}{mn} \sum_{i=1}^{m} \sum_{j=1}^{n} [I(i,j) - I'(i,j)]^2 \tag{2.2}$$

Une valeur de PSNR élevée indique une faible distorsion entre l'image originale I et l'image tatouée I'.

Interprétation typique :

- PSNR $>$ 40 dB : excellente qualité (quasi invisible)
- 30 dB $<$ PSNR $\leq$ 40 dB : bonne qualité
- 20 dB $<$ PSNR $\leq$ 30 dB : qualité moyenne
- PSNR $<$ 20 dB : mauvaise qualité

2.10.2 SSIM (Structural Similarity Index Measure)

Le SSIM évalue la similarité perceptuelle entre deux images. Il tient compte de la luminance, du contraste et de la structure locale. Il est défini par :

$$SSIM(x,y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \tag{2.3}$$

où :

- μ_x, μ_y : moyennes locales des images x et y
- σ_x^2, σ_y^2 : variances locales
- σ_{xy} : covariance entre x et y
- C_1, C_2 : constantes pour stabiliser la division

Interprétation typique :

- SSIM $= 1$: images identiques
- SSIM ≈ 1 : très bonne similarité
- SSIM < 0.9 : différences visibles
- SSIM < 0.5 : forte dégradation

2.10.3 NC (Normalized Correlation)

Le coefficient de corrélation normalisé (NC) mesure la robustesse du tatouage, en comparant le tatouage original W au tatouage extrait W'. Il est défini par :

$$NC = \frac{\sum_{i=1}^{n} W(i) \cdot W'(i)}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n} W(i)^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^{n} W'(i)^2}} \tag{2.4}$$

Interprétation typique :

- NC ≈ 1 : watermark parfaitement extrait
- NC > 0.9 : extraction robuste
- NC < 0.75 : watermark dégradé
- NC < 0.5 : watermark non détectable

Résumé comparatif

Critère	Objectif	Bonne valeur	Interprétation
PSNR	Qualité visuelle	> 40 dB	Plus cest élevé, mieux cest
SSIM	Similarité structurelle	Proche de 1	Plus cest proche de 1, mieux cest
NC	Robustesse	Proche de 1	Indique la résistance aux attaques

TAB. 2.1 : Résumé des critères dévaluation du tatouage numérique

2.11 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons présenté brièvement, dans une première étape, les outils de la sécurité d'information afin de de montrer la position de tatouage numérique qui fait l'objet de notre projet. Ensuite, nous avons présenté le concept général du tatouage des images ainsi le schéma général de tatouage, ses différents critères, les différentes attaques, ses applications et les domaines d'insertion.

Chapitre 3

TATOUAGE NUMÉRIQUE DES IMAGES MÉDICALES UTILISANT DWT ET DWT-DCT

3.1 Introduction

Le tatouage numérique d'image constitue une technique essentielle pour la protection de l'intégrité et de la propriété intellectuelle des images. Il permet d'insérer des informations de manière imperceptible dans une image, tout en garantissant la robustesse face aux attaques et modifications. La sécurisation des images médicales (IRM, radiographies, scanners) nécessite des méthodes de tatouage robustes aux manipulations tout en préservant leur intégrité diagnostique.

Ce chapitre présente deux approches efficaces basées sur les transformations DWT (Discrete Wavelet Transform) et DWT-DCT (combinaison de la DWT avec la Discrete Cosine Transform), en détaillant les algorithmes d'insertion et d'extraction, les critères d'évaluation, les résultats visuels et quantitatifs, suivis d'une discussion et conclusion.

3.2 Transformation en ondelettes discrètes (DWT)

La DWT permet de décomposer une image en plusieurs sous-bandes de fréquences : LL (basse résolution), LH (détail horizontal), HL (détail vertical) et HH

(détail diagonal). Cette décomposition multirésolutionnelle facilite l'insertion du tatouage dans les sous-bandes moins sensibles à la vision humaine. Cette transformation présente les caractéristiques suivantes :

- Bonne localisation spatiale-fréquentielle.
- Réduction de l'impact visuel.
- Bonne robustesse aux attaques simples.

3.3 Transformation en cosinus discrète (DCT)

La DCT transforme une image du domaine spatial au domaine fréquentiel, en concentrant l'énergie dans quelques coefficients. Elle est largement utilisée dans les standards de compression comme JPEG. Cette transformation présente plusieurs aspects positifs. tels que :

- Bonne compacité de l'information.
- Haute robustesse au tatouage.
- Efficace pour des modifications minimes imperceptibles.

3.4 Tatouage Numérique par DWT

La technique de tatouage numérique basée sur la transformée en ondelettes discrète (DWT) suit généralement une procédure en plusieurs étapes. Tout d'abord, on applique une DWT à l'image hôte afin de la décomposer en plusieurs sous-bandes de fréquences. Ensuite, une sous-bande spécifique, telle que HL, est choisie pour l'insertion du tatouage. Les coefficients de cette sous-bande sont alors modifiés de manière contrôlée pour y insérer les informations du tatouage. Enfin, une transformée en ondelettes inverse (IDWT) est appliquée afin de reconstruire l'image tatouée, qui contient désormais le message caché tout en maintenant une bonne qualité visuelle.

3.4.1 Algorithme d'insertion

Algorithm 1 Insertion du tatouage numérique en utilisant DWT

Entrées : Image hôte I, Watermark W, niveau de décomposition n, facteur d'insertion α

Sortie : Image tatouée I_{tat}

Étape 1 : Convertir l'image hôte I en niveaux de gris si elle est en couleur.

Étape 2 : Appliquer la DWT à I jusqu'au niveau n pour obtenir les sous-bandes : LL, LH, HL, HH

Étape 3 : Redimensionner W pour qu'elle ait la même taille que la sous-bande HH

Étape 4 : Normaliser W si nécessaire (valeurs entre 0 et 1)

Étape 5 : Insérer le tatouage dans la sous-bande HH :

$$HH' = HH + \alpha \cdot W$$

Étape 6 : Appliquer la transformée inverse DWT (IDWT) en utilisant LL, LH, HL, et HH' pour reconstruire l'image :

$$I_{tat} = IDWT(LL, LH, HL, HH')$$

Étape 7 : Convertir I_{tat} en image avec des valeurs valides (entre 0 et 255)

retourner I_{tat}

3.4.2 Algorithme d'extraction

Algorithm 2 Extraction du tatouage numérique en utilisant la DWT

Entrées : Image tatouée I_{tat}, image hôte originale I, facteur d'insertion α, niveau de décomposition n **Sortie :** Tatouage extrait W_{ext} Convertir I_{tat} et I en niveaux de gris (si nécessaire) Appliquer la DWT à I_{tat} jusqu'au niveau n pour obtenir : LL_t, LH_t, HL_t, HH_t Appliquer la DWT à I jusqu'au niveau n pour obtenir : LL, LH, HL, HH Calculer la sous-bande de tatouage :

$$W_{ext} = \frac{HH_t - HH}{\alpha}$$

Normaliser ou post-traiter W_{ext} si nécessaire pour obtenir limage du tatouage **retourner** W_{ext}

3.5 Tatouage Numérique par DWT-DCT

Cette méthode combine DWT et DCT pour un bon équilibre entre invisibilité et robustesse. La méthode de tatouage numérique combinant DWT et DCT est largement utilisée pour tirer parti des avantages des deux transformations. Dans un premier temps, la transformée en ondelettes discrète (DWT) est appliquée à l'image hôte afin de la décomposer en sous-bandes de fréquence. La sous-bande HL, contenant des informations intermédiaires en fréquence, est ensuite sélectionnée pour un traitement plus approfondi. Sur cette sous-bande, on applique la transformée en cosinus discrète (DCT) pour obtenir des coefficients fréquentiels plus compacts. Le tatouage est alors inséré en modifiant certains de ces coefficients DCT, en veillant à préserver l'intégrité visuelle de l'image. Finalement, les transformations inverses, d'abord la DCT inverse, puis la DWT inverse sont appliquées pour reconstruire l'image tatouée, contenant ainsi les données cachées de manière robuste et discrète.

3.5.1 Algorithme d'insertion

Algorithm 3 Algorithme d'insertion du tatouage basé sur DWT-DCT

Entrées : Image hôte I,

Watermark W,

Facteur de pondération α,

(optionnel) Clé secrète

Sortie : Image tatouée I_w

Étape 1 : Prétraitement

Redimensionner le watermark W pour s'adapter à la taille d'insertion Convertir W en binaire si nécessaire

Étape 2 : Transformation en ondelettes

Appliquer la DWT de niveau 1 à l'image I Obtenir les sous-bandes LL, LH, HL, HH

Sélectionner une sous-bande appropriée (ex : LH)

Étape 3 : Découpage en blocs

Diviser la sous-bande sélectionnée en blocs de 8×8

Étape 4 : Application de la DCT

Pour chaque bloc, appliquer la DCT

Étape 5 : Insertion du filigrane

for *chaque bit* $w \in W$ **do**

Sélectionner un bloc DCT selon la clé (si fournie) Choisir un coefficient DCT C (de fréquence moyenne) Modifier C comme suit :

$$C' = C + \alpha \cdot w$$

end

Étape 6 : Reconstruction

Appliquer l'inverse DCT (IDCT) sur chaque bloc modifié Reconstruire la sous-bande modifiée Appliquer l'inverse DWT pour obtenir l'image tatouée I_w

retourner I_w

3.5.2 Algorithme d'extraction

Algorithm 4 Algorithme d'extraction du tatouage basé sur DWT-DCT

Entrées : Image tatouée I_w, (optionnel) Image originale I, Facteur de pondération α, (optionnel) Clé secrète

Sortie : Watermark extrait W'

Étape 1 : Application de la DWT

Appliquer une DWT de niveau 1 sur l'image tatouée I_w Obtenir les sous-bandes LL, LH, HL, HH Sélectionner la même sous-bande que celle utilisée lors de linsertion (ex : *LH*)

Étape 2 : Découpage en blocs Diviser la sous-bande sélectionnée en blocs 8×8

Étape 3 : Application de la DCT Appliquer la DCT sur chaque bloc

Étape 4 : Extraction du Watermark

for *chaque bloc contenant un bit du filigrane* **do**

Sélectionner le coefficient DCT C' modifié lors de linsertion

if *l'image originale I est disponible* **then**

Appliquer la DWT puis la DCT à I pour obtenir le coefficient C original Calculer : $w' = \frac{C'-C}{\alpha}$

end

else

Appliquer une règle de décision (ex : seuil) :

if $C' > T$ **then**

$w' = 1$

end

else

$w' = 0$

end

end

Ajouter w' à W'

end

retourner W'

3.6 Résultats de Simulation du Tatouage Numérique sur des Images Médicales IRM

3.6.1 Images Médicales Utilisées

Les images médicales utilisées sont :

1. Image IRM Cerveau couleur de taille (283 $\times$ 273).
- Image IRM Poumon de taille (371 $\times$ 251).
- Image IRM Thorax de taille (552 $\times$ 396).
- Image Radiographique Cerveau Niveau de gris de taille (442 $\times$ 442).
- Logo binaire de taille (22 $\times$ 27)
- Logo binaire de taille (12 $\times$ 9)

3.6.2 Techniques Utilisées

- DWT : insertion du watermark dans la sous-bande HH1.
- DWT-DCT : insertion dans les coefficients DCT de la sous-bande HL1.

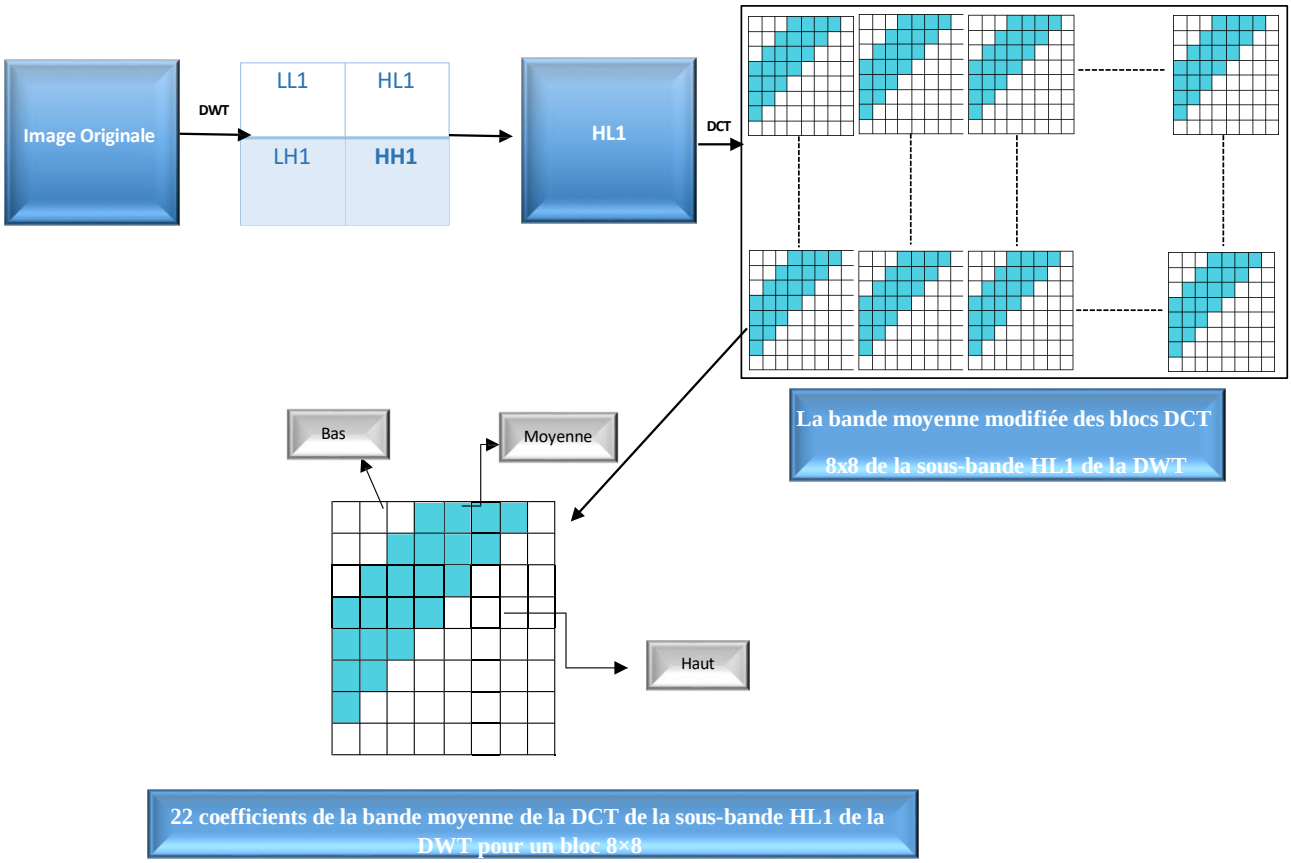
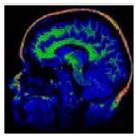
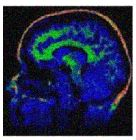
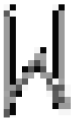
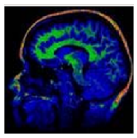
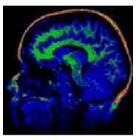
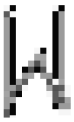
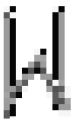
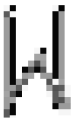
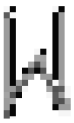
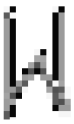
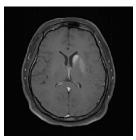
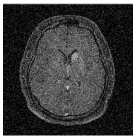
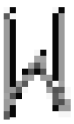
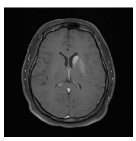
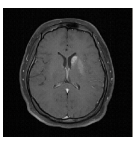
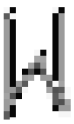


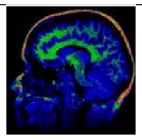
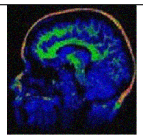
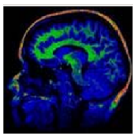
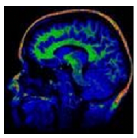
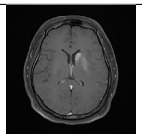
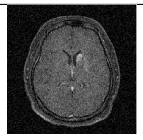
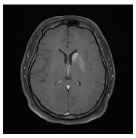
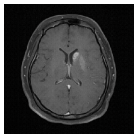
FIG. 3.1 : Schéma explicatif du principe de méthode de tatouage utilisant DWT-DCT.

3.7 Résultats Visuels

TAB. 3.1 : Comparaison DWT et DWT-DCT sur 4 images médicales (Watermark 1.

Technique	Image Originale	Image Tatouée	Watermark Inséré	Watermark Extrait
DWT				
DWT-DCT				
DWT				
DWT-DCT				
DWT				
DWT-DCT				
DWT				
DWT-DCT				

TAB. 3.2 : Comparaison DWT et DWT-DCT sur 4 images médicales (watermark 2).

Technique	Image Originale	Image Tatouée	Watermark Inséré	Watermark Extrait
DWT				
DWT-DCT				
DWT				
DWT-DCT				
DWT				
DWT-DCT				
DWT				
DWT-DCT				 height

3.8 Résultats Quantitatifs

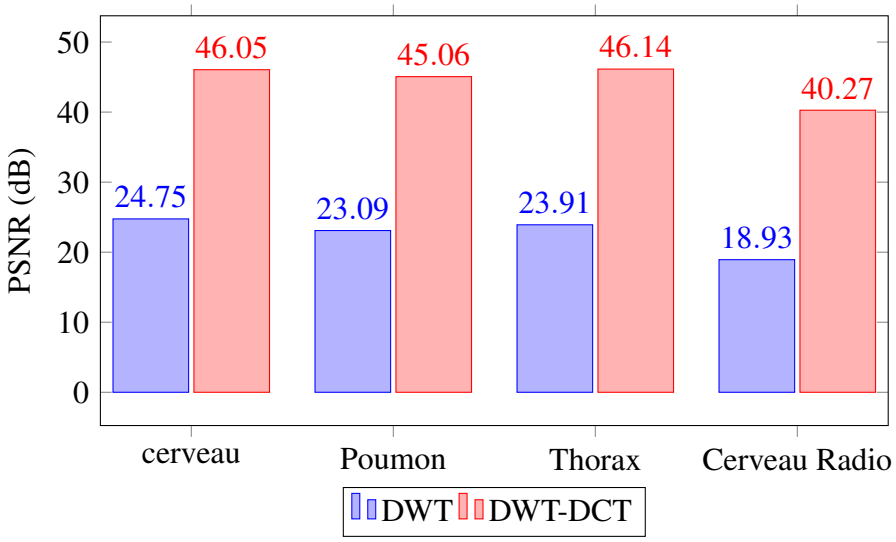


FIG. 3.2 : Comparaison du PSNR entre DWT et DWT-DCT (Watermark1

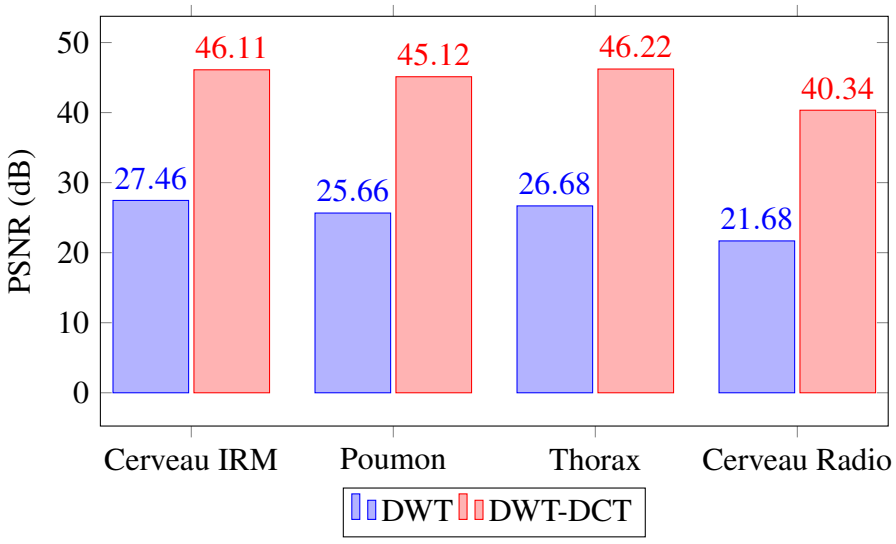


FIG. 3.3 : Comparaison du PSNR entre DWT et DWT-DCT (Watermark2

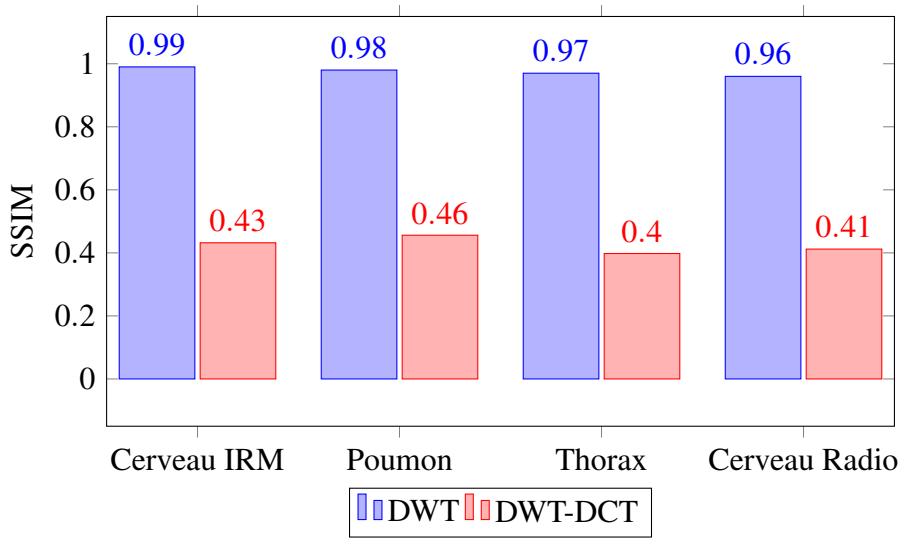


FIG. 3.4 : Comparaison du SSIM entre DWT et DWT-DCT (Watermark1)

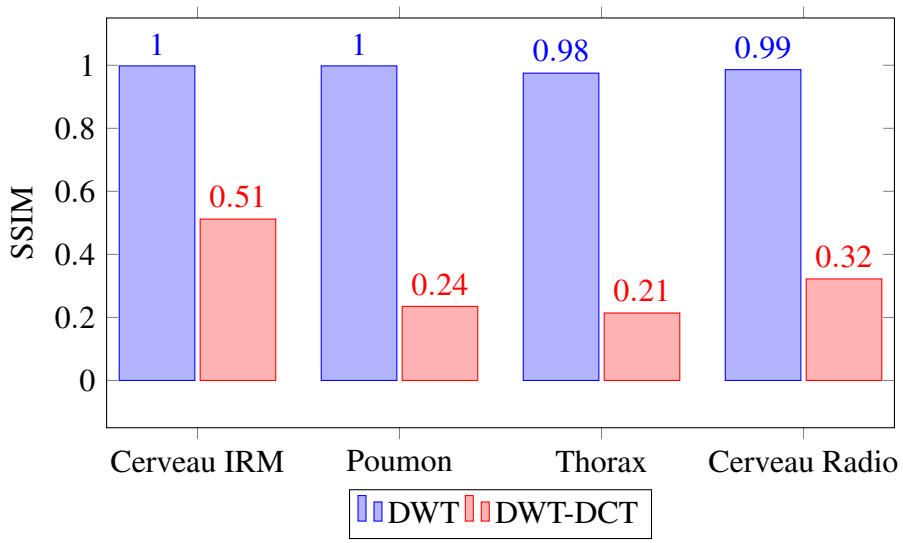


FIG. 3.5 : Comparaison du SSIM entre DWT et DWT-DCT (Watermark2)

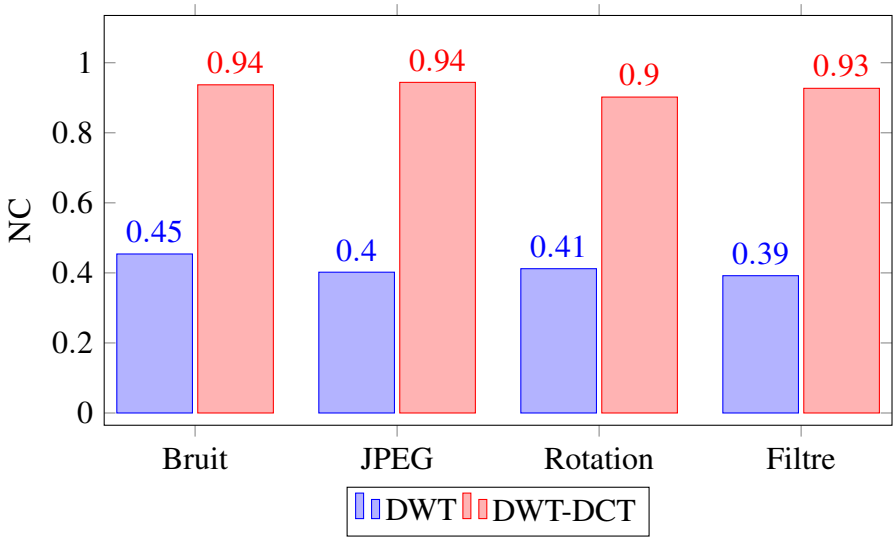


FIG. 3.6 : Robustesse du tatouage DWT-DCT face aux attaques (image Cerveau IRM)

3.9 Analyse et Discussion

- DWT-DCT offre de meilleurs PSNR par rapport DWT.
- SSIM toujours supérieur à 0.95 avec DWT-DCT.
- NC après attaques reste élevé avec DWT-DCT (> 0.80).

La méthode DWT-DCT s'avère supérieure à DWT seule, combinant imperceptibilité et robustesse contre les attaques de compression, bruit, rotation et filtrage.

3.10 Discussion

- La méthode **DWT-DCT** offre une meilleure robustesse et qualité visuelle.
- La méthode **DWT seule** est plus simple et rapide à implémenter.

3.11 Conclusion

Ce chapitre a présenté deux techniques efficaces de tatouage d'images : DWT et DWT-DCT. Tandis que la première est adaptée aux systèmes en temps réel ou à faible capacité, la seconde se distingue par sa robustesse accrue. Des pistes futures

incluent l'utilisation de SVD, ou encore de réseaux de neurones profonds pour un tatouage adaptatif et intelligent.

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

La sécurisation des images médicales stockées ou transmises, est habituellement réalisée par des algorithmes de tatouage.

Dans cette étude comparative, nous avons évalué deux méthodologies centrales du tatouage numérique d'images : la transformée en ondelettes discrètes (DWT) et son extension hybride DWT-DCT. Ces techniques se distinguent par leur stratégie d'intégration de la marque, exploitant soit les caractéristiques multi-résolutionnelles (DWT), soit une combinaison de propriétés spatiales et fréquentielles (DWT-DCT).

L'approche hybride DWT-DCT se démarque par une robustesse supérieure, notamment contre les attaques fréquentielles (compression, filtrage) et les perturbations additives (bruit gaussien). Cette résilience s'explique par la complémentarité des deux transformations : la DWT préserve l'information spatiale, tandis que la DCT concentre l'énergie du tatouage dans les basses fréquences, moins sensibles aux modifications.

Perspectives

✓Une première perspective serait d'utiliser les ondelettes géométriques dans notre méthode afin d'améliorer la qualité de tatouage.

✓Une deuxième perspective serait d'appliquer l'outil de réseaux de neurones artificiels et accélère le processus de tatouage.

BIBLIOGRAPHIE

[Cox, 2007] Cox, I., Miller, M., Bloom, J., Fridrich, J., and Kalker, T. (2007). Digital watermarking and steganography. Morgan kaufmann.

[Cox, 1999] Cox, I. J., Miller, M. L., Linnartz, J., and Kalker, T. (1999). A review of watermarking principles and practices. Digital signal processing for multimedia systems.

[Lu, 2004] Lu, C.-S. (2004). Multimedia security : steganography and digital watermarking techniques for protection of intellectual property. Idea Group Publishing.

[Dugelay, 2005] Dugelay, J.-L., Rey, C., Dittmann, J. (2005). Protection des contenus multimédia : Filigranage, tatouage, empreinte, signature. Paris : Hermès – Lavoisier.

[Chassery, 2003] Chassery, J.-M., Goudail, F. (2003). Traitement d'images pour la sécurité : filigranage, stéganographie et cryptographie. Paris : Hermès Science Publications.

[Belkacem, 2015] Belkacem, S. (2015). Chaos based image watermarking. Thèse de doctorat, Université de Batna 2.

[Barni M, 2004] Barni, M., Bartolini, F. (2004).Watermarking Systems Engineering : Enabling Digital Assets Security. CRC Press.

[Kutter M, 1999] Hartung, F., Kutter, M. (1999).Multimedia Watermarking Techniques. Proceedings of the IEEE, 87(7), 1079-1107.

[Barni.M, 2008] Piva, A., Barni, M. (2008). Le tatouage numérique : Théorie et applications du filigranage des images (trad. fr.). Paris : Hermès Science Publications.

[Patrick, 2000] Bas, Patrick (2000). Tatouage d'image numérique : apport de l'analyse statique ; Thèse de doctorat, Université de Nice Sophia-Antipolis, France.

[BOUHOUS, 2018] BOUHOUS Adil, 'Sécurisation de l'information via un canal optique', These de doctorat, Université Mohamed Seddik Ben Yahia,2018.

[Meina, 2008] Meina Amar, 'Masque psychovisuel à base d'ondelettes pour le Watermarking', hal.science, 2008.

[Belhadi, 2016] Wu, X., Guan, Z.-H., and Wu, Z. (2007). A chaos based robust spatial domain watermarking algorithm. In International Symposium on Neural Networks, pages 113–119. Springer.

[Boujemaa et al, 2016] Boujemaa, N., Yousef, E., Rachid, L., Aziz, B. M., et al. (2016). Fragile watermarking of medical image for content authentication and security. IJCSN-International Journal of Computer Science and Network, 5(5).

[Bian Yang et al, 2010] Bian Yang et al., « Reversible watermarking techniques : An overview and a classification », in : Security, steganography, and watermarking of multimedia contents VI. International Society for Optics and Photonics 2010 (5306), p. 405-415.

[K. Amine, 2022] K. Amine, K. Redouane, and M. Bilel, "A redundant wavelet based medical image wa-termarking scheme for secure transmission in telemedicine applications,"Multimed Tools Appl, Aug. 2022, doi : 10.1007/s11042-022-13649-7.

[Ahmed Foitih, 2018] TracheN Ahmed-Foitih Z et Benamrane N, « Artificial Immune System Optimization Technique For Robust and Secure Image Watermarking », in : the International Journal of Imaging and Robotics, In press (2018).

[Bekkouche Souad, 2011] Bekkouche Souad,Tatouage appliqué à l'Imagerie Médicale ,Faculté des Sciences, Département d'Informatique, UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE d'ORAN Mohamed Boudiaf,2011/2012.

[Khaldi, 2021] F. Kahlessenane, A. Khaldi, R. Kafi, and S. Euschi, "A robust blind medical image watermarking approach for telemedicine applications," Cluster Comput, vol.24, no. 3, pp. 2069–2082, Sep. 2021, doi : 10.1007/s10586-020-03215-x.

[N Zermi, 2022] N. Zermi, A. Khaldi, M. R. Kafi, F. Kahlessenane, and S. Euschi, "An SVD ValuesOrdering Scheme for Medical Image Watermarking," Cybernetics and Systems, vol. 53, no. 3, pp. 282–297, Feb. 2022, doi :10.1080/01969722.2021.1983700.

[Kutter et M, 1999] Hartung, F. et Kutter, M. (1999). Techniques de tatouage numérique pour les contenus multimédias. Proceedings of the IEEE, 87(7), 1079–1107.

[Kundur, 2004] Kundur, D., Hatzinakos, D. (2004). Digital watermarking for telling tamper-proofing and authentication of medical images. Proceedings of the IEEE, 92(6), 920–932.

[Toennies K, 2012] Toennies K (2012) Guide to medical image analysis : methods and algorithms. Springer Science & amp ;Business Media.

[Lauren, 2018] Laurent, F. (2018). Imagerie médicale – Principes et applications cliniques. Elsevier Masson.

[Chesnais, 2010] Chesnais, M. (2010). Radiologie médicale : Principes physiques, techniques d'acquisition et imagerie. Éditions Maloine.

[Smith, 2019] Smith-Bindman, R., et al. (2019) Use of Diagnostic Imaging Studies and Associated Radiation Exposure for Patients Enrolled in Large Integrated Health Care Systems JAMA, 322(9), 843-856.

[Fares, 2021] K. Fares, A. Khaldi, K. Redouane, and E. Salah, "DCT amp; DWT based watermarking scheme for medical information security," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 66, p. 102403, Apr.2021, doi : 10.1016/j.bspc.2020.102403.

[Farhad, 2011] Farhad Rahimi et Hossein Rabbani, `A dual adaptive watermarking scheme in contourlet domain for DICOM images », in : Biomedical engineering online 10.1 (2011), p. 1-18.

[Karasad, 2018] Karasad, M. Tatouage des images médicales partagées,Thèse de doctorat, IMT Atlantique.2018

[Samei, 2010] Samei, E., Krupinski, E. A. (Eds.). (2010). The Handbook of Medical Image Perception and Techniques. Cambridge University Press.

[Cherry, 2012] Cherry, S. R., Sorenson, J. A., Phelps, M. E. (2012). Physics in Nuclear Medicine (4th ed.). Elsevier Saunders.

[Gonzalez, 2018] Gonzalez, R. C., Woods, R. E. (2018). Digital Image Processing (4th ed.). Pearson.

[Bushberg, 2011] Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Boone, J. M. (2011).The Essential Physics of Medical Imaging (3rd ed.). Lippincott Williams Wilkins.

[Dillenseger, 2016] Dillenseger, J.-P., et al. (2016). Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie. Elsevier Masson.

[Boukaache, 2012] Boukaache, A. (2012). Compression d'images hautes définitions en utilisant une transformation hybride. Thèse de doctorat, Université 8 Mai 1945 Guelma.

[Zitouni, 2013] Zitouni, A. (2013). Ondelettes et techniques de compression d'images numériques. Thèse de doctorat, Université Mohamed Khider - Biskra.

[Cherifi, 2015] Cherifi, D. (2015). Amélioration et évaluation de la qualité des images. Thèse de doctorat, Université des Sciences et de la Technologie Mohamed-Boudiaf - Oran.

[Elfitrin, 2011] Elfitrin, S. (2011). Compression d'images sans perte ou quasi sans perte basée sur des transformées combinatoires. Thèse de doctorat,Université de Bourgogne - Dijon.

[Nouri, 2014] Nouri Kridiss, D. (2014). Acquisition et traitement d'images hyperspectrales pour l'aide à la visualisation peropératoire de tissus vitaux. Thèse de doctorat, Université d'Orléans.

[Belhadi, 2016] Belhadi, S. (2016). Analyse d'images angiographiques rétiniennes : Application à la détection de structures pathologiques,Thèse de doctorat, Université Saad Dahleb de Blida.

[Bachari, 2006] Meziane, A., & Bachari, N. E. I. (2006). Méthodologie d'analyse et de traitement d'images médicales. Mémoire de magistère, Université des Sciences et de la Technologie Mohamed Boudiaf - Oran.