

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



جامعة محمد بوضياف - المسيلة
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA



جامعة محمد بوضياف - المسيلة

كلية التكنولوجيا

FACULTE DE TECHNOLOGIE

قسم الإلكترونيك

DEPARTEMENT D'ELECTRONIQUE

MEMOIRE DE MASTER

DOMAINE : SCIENCES ET TECHNOLOGIE

FILIERE : Electronique

OPTION : STN

THEME

**Contribution à l'Amélioration de la Qualité des Images
Médicales Dégradées par l'Usage des Techniques de
Rehaussement de Contraste.**

Proposé et dirigé par : Pr. CHIKOUCHE Djamel

Réalisé par : LEHBIB Salek

Co –encadreur . SERAI Housseyn

N° D'ordre: 2016/STN05/89/385

PROMOTION: JUIN 2016

REMERCIEMENTS

Je tiens tout d'abord à remercier le professeur CHIKOUCHE Djamel pour la confiance qu'il m'a accordée en me proposant de réaliser ce mémoire au sein de son équipe de recherches. J'ai été très sensible de ses remarques et recommandations. Il m'a permis par ces critiques d'améliorer ce travail qu'il trouve ici l'expression de ma profonde gratitude pour l'honneur qu'il me fait d'avoir bien voulu être rapporteur de ce travail, et de participer au jury.

J'exprime également mes vifs remerciements et ma profonde gratitude à Monsieur H. SERAI, étudiant 3^{ème} année doctorat, département d'électronique, université de m'sila, qui a accepté de codiriger ce travail. Je lui témoigne ma profonde reconnaissance pour son dévouement et pour m'avoir fait profiter de ses compétences scientifiques et de ses idées par les quelles il m'a orienté pour l'accomplissement de ce travail.

J'adresse toute ma gratitude également au président de jury, pour avoir accepté d'être le président de jury de cette soutenance.

Je remercie aussi les membres du jury pour l'honneur qu'il me fait en acceptant d'examiner et de juger ce travail.

Enfin, je remercie toute personne ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dédicaces

Je dédie ce modeste et mémorable travail, plus particulièrement à mes aimables et respectueux parents qui m'ont accompagné dans toute ma vie, s'inquiétant énormément pour m'offrir une vie meilleure. Je tiens la parole pour leur dire : « Voilà les fruits de vos sacrifices ! ». Que Dieu vous protège !

À mes sœurs, algalya, bnata et Salima ;

À Toute La famille ;

À mes amis, et toute la promotion d'électronique et spécialement le groupe d'option STN ;

Ainsi qu'à toutes les personnes qui m'a aidé à la réalisation de ce travail.

TABLE DES MATIERES

Table des matières	I
Liste des figures	III
Liste des tableaux	V

INTRODUCTION GENERALE

Introduction Générale	01
-----------------------	----

CHAPITRE I : GENERALITE SUR L'IMAGERIE MEDICALE

I.1	Introduction	03
I.2	Définition d'une image médicale	03
I.3	Concepts fondamentaux de l'imagerie médicale	04
I.4	Quelque technique d'imagerie médicale	04
	I.4.1 Image IRM	04
	I.4.2 Image ultrason	06
	I.4.3 Image Rayons X	07
	I.4.4 L'effet doppler	08
	I.4.5 la radiographie	08
	I.4.6 L'imagerie nucléaire	09
	I.4.7 le scanner	10
	I.4.8 la scintigraphie	11
I.5	Rehaussement de contraste	12
	I.5.1 Définition	12
	I.5.2 Principe	12
I.6	Conclusion	14

CHAPITRE II : ETAT DE L'ART

II.1	Introduction	15
II.2	LA Méthode De Beghdadi Et Le Negrate	15

II.2.1	La détermination du contraste	15
II.2.1.1	La méthode de Gordon	17
II.2.1.2	La méthode de Beghdadi et Le Negrate	18
II.2.2	Augmentation du contraste	20
II.2.2.1	La modification de l'histogramme	23
II.2.2.2	L'égalisation d'histogramme (HE)	23
II.3	La qualité des images	25
II.4	Les méthodes d'évaluation de la qualité des images	25
II.4.1	L'analyse visuelle	26
II.4.2	L'analyse quantitative	26
II.4.2.1	L'erreur Quadratique Moyenne (MSE)	26
II.4.2.2	Le rapport signal sur bruit crête (PSNR)	27
II.4.2.3	Le rapport signal sur bruit (SNR)	27
II.4.3	L'analyse par l'index de similarité structurelle	27
II.5	Conclusion	30

CHAPITRE III : LES RESULTATS ET DISCUSSIONS

III.1	Introduction	31
III.2	Les Méthodes D'évaluations	31
III.3	Résultats	34
III.3.1	Méthode de Beghdadi et Le Negrate	35
III.3.2	Méthode d'égalisation d'histogramme (HE)	50
III.3.3	Comparaison entre les deux méthodes	52
III.4	Conclusion	53

CONCLUSION GENERALE

1	Conclusion générale et perspectives	54
----------	-------------------------------------	----

<i>LES REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES</i>	55
-----------------------------------------------	----

ANNEXES

<i>ANNEXE :</i>	Le comportement du PSNR et MSSIM	60
------------------------	----------------------------------	----

LISTE DES FIGURES

Chapitre 1

Figure 1.1 : Image médicale, (A) ultrason, (B) IRM	3
Figure 1.2 : Image médicale IRM	5
Figure 1.3 : Image médicale ultrasons	6
Figure 1.4 : Image médicale rayons X	7
Figure 1.5 : Image médicale effet doppler	8
Figure 1.6 : Image médicale radiographie.	9
Figure 1.7 : Image médicale nucléaire	10
Figure 1.8 : Image médicale scanner	11
Figure 1.9 : Image médicale scintigraphie	12
Figure 1.10 : Rehaussement du contraste d'une image médicale (Rayons X),	13
Figure 1.11 : Histogramme d'une image avant et après rehaussement du contraste.	14

Chapitre 2

Figure 2.1 : Optotypes à fort (90%) et faible (10%) contraste [35].	16
Figure 2.2 : Voisinage de calcul du contraste local employé par Gordon.	17
Figure 2.3 Voisinage de calcul du contraste local employé par Beghdadi et Le Negrate..	19
Figure 2.4 : Représentation de $f_1(x) = 1 - e^{-nx}$ pour $n = 2$ et $n = 3$	21
Figure 2.5 : Représentation de $f_2(x) = \ln(1 + nx)$ pour $n = 2$ et $n = 3$	22
Figure 2.6 : diagramme de similarité structurelle	29

Chapitre 3

Figure 3.1 : Image de teste et l'histogramme correspondant	35
Figure 3.2 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-X}$, fenêtre 3×3	37
Figure 3.3 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-2X}$, fenêtre 3×3 .	38
Figure 3.4 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-3X}$, fenêtre 3×3 .	39
Figure 3.5 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-4X}$, fenêtre 3×3 .	40

Figure 3.6 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-2X}$, fenêtre 9×9	41
Figure 3.7 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-2X}$, fenêtre 15×15	42
Figure 3.8 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = \ln(1+x)$, fenêtre 3×3	43
Figure 3.9 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = \ln(1+2x)$, fenêtre 3×3	44
Figure 3.10 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = \ln(1+3x)$, fenêtre 3×3	45
Figure 3.11 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = \ln(1+4x)$, fenêtre 3×3	46
Figure 3.12 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = \ln(1+2x)$, fenêtre 9×9	47
Figure 3.13 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = \ln(1+2x)$, fenêtre 15×15	48
Figure 3.14 : Résultats de l'égalisation d'histogramme.	51
Figure A 1 : Images de test 1 : (A) image originale « Lina », (B) Bruit gaussien, (C) Bruit aléatoire, (D) Contraste, (E) Floue, (F) Compression JPEG.	60
Figure A 2 : Images de test : (A) image originale « Lina », (B) Bruit Salt-Pepper, (C) Bruit gaussien additive, (D) Bruit Multiplicative Speckle, (E) Mean Shift, (F) Contraste, (G) Floue, (H) Compression JPEG.	61

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 3.1 : Valeurs moyennes des mesures quantitatives	49
Tableau 3.2 : Valeurs moyenne des mesures quantitatives pour la méthode ‘HE’.	52
Tableau 3.3 : Valeurs moyennes des mesures quantitative pour la méthode HE et la méthode de Beghdadi et Le Negrate	53
Tableau 4 : les variations du PSNR et MSSIM pour les différents niveaux de qualité.	61
Tableau 5 : les différents résultats trouvés.	61



Introduction Générale



L'imagerie médicale est un ensemble de techniques consistant à mettre en image différentes régions ou différents organes de l'organisme. Il existe plusieurs types d'imageries médicales qui sont plus ou moins adaptées en fonction des zones à étudier.

La méthodologie d'amélioration de contraste des images médicales acquises par les différents instruments médicaux, joue un rôle important dans l'amélioration de l'interprétation des résultats. Ainsi, la plupart des images médicales sont caractérisées par un faible contraste.

Un rehaussement de contraste peut redistribuer les niveaux de gris pour permettre l'utilisation de toute la dynamique d'affichage afin de fournir un meilleur contraste et permettre ainsi une meilleure interprétation des éléments de l'image.

La figure 01 montre un exemple d'une image avant et après l'application du rehaussement du contraste.



(Avant)



(Après)

Figure 1°: Rehaussement du contraste d'une image médicale (Rayons X).

La qualité d'une image médicale est une caractéristique importante, qui influe sur les résultats de l'interprétation. L'amélioration de la qualité des images médicales peut se faire de plusieurs manières, l'amélioration du contraste est l'un des paramètres les plus importants.

L'objectif de ce travail est de présenter une méthodologie d'amélioration de contraste des images médicale, par l'utilisation des méthodes de rehaussement de contraste.

Le travail présenté dans ce mémoire est organisé en trois chapitres structurés comme suit :

Après la présentation des aspects relatifs à l'imagerie médicale et également l'objectif de notre mémoire. Nous proposons dans le premier chapitre, une étude sur l'imagerie médicale, les concepts fondamentaux et Quelques techniques d'imagerie médicale.

Le deuxième chapitre est consacré à l'Etat de l'Art, la qualité d'image et aux différentes méthodes d'évaluation de la qualité d'image. Nous expliquerons les différents critères utilisés pour évaluer la qualité d'images.

Enfin, dans le dernier chapitre nous présenterons les résultats, où on a commencé par le choix de l'image de test, ensuite présenté les traitements appliqués et les résultats obtenus avec les méthodes utilisées.



1^{ER} CHAPITRE

Généralité Sur L'imagerie Médicale



I.1 Introduction

Avant d'entreprendre toute étude sur le traitement, l'amélioration ou la transformation d'une image fournie par un instrument médicale, il est important de savoir ce qu'est une image médicale, de connaître les principaux éléments qui la définissent ainsi que son mode d'acquisition. Ce sera l'objet de ce premier chapitre.

I.2 Définition d'une image médicale

L'imagerie médicale est un ensemble de techniques consistant à mettre en image différentes régions ou différents organes de l'organisme.

Il existe plusieurs types d'imageries médicales qui sont plus ou moins adaptées en fonction des zones à étudier. On distingue notamment la radiologie, qui utilise les rayons X pour explorer les os, les poumons, l'abdomen ou le système digestif, l'échographie, qui se sert des ultrasons pour explorer les organes pleins et qui permet d'observer le fœtus au cours de la grossesse, l'imagerie par résonnance magnétique (IRM) qui permet d'obtenir des images en coupes du corps, le scanner qui donne également des images en coupe et qui permet de réaliser la représentation d'organes en 3D.

L'échographie est une méthode d'exploration non invasive qui repose sur l'utilisation des ultrasons. Les échos renvoyés par les organes permettent en effet de visualiser ce qui est invisible à l'œil, voire aux rayons X. L'échographie est pratiquée par des médecins, au moyen d'un échographe.

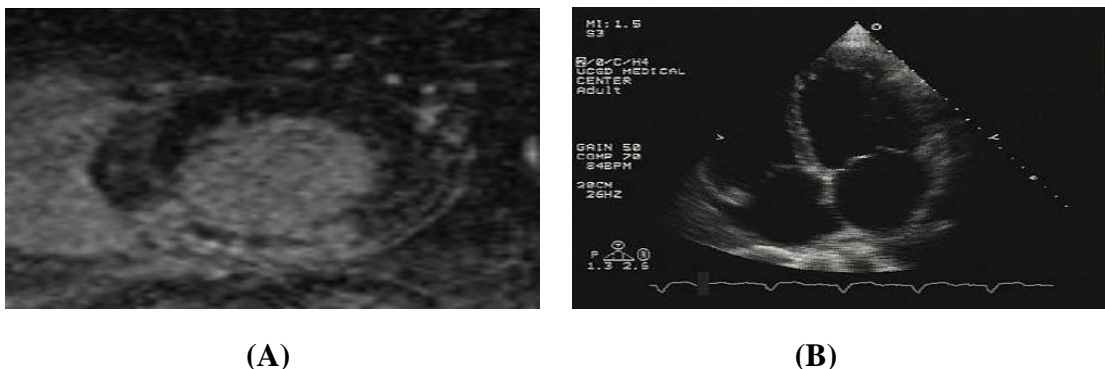


Figure 1.1 : Image médicale, (A) IRM , ultrason (B)

I.3 Concepts fondamentaux de l'imagerie médicale

Dans le cas du scanner, comme dans celui de l'IRM, les capacités de calcul de l'ordinateur sont déterminantes dans le processus de formation des images. Contrairement aux techniques d'imagerie conventionnelle, c'est en effet l'ordinateur qui construit l'image selon un traitement mathématique bien défini. Le tableau des nombres stockés en mémoire peut être affiché comme un ensemble de pavés, appelés pixels, dont les intensités sont représentées par des valeurs numériques. Dans le cas de la représentation d'un volume, un tableau en trois dimensions, appelé voxel, est nécessaire. Le fait majeur qui a amené les nouvelles méthodes d'imagerie est le suivant : le tableau des nombres à représenter peut être le résultat de calculs plutôt que de simples mesures. Ainsi, les images peuvent être calculées plutôt que mesurées et l'on peut stocker et transmettre sur des réseaux de communication n'importe quelle image numérique.

Quelques paramètres permettent de caractériser la qualité des images obtenues [1]

- La résolution spatiale mesure la capacité à distinguer les points d'un objet. Elle correspond au nombre de pixels par unité de surface de l'image.
- La résolution de contraste mesure l'aptitude à distinguer de petites différences d'intensité. Elle correspond au nombre de bits par pixel.
- La résolution temporelle mesure le temps nécessaire pour créer une image. Une application temps réel exige une génération de 30 images par seconde.

I.4 Quelques techniques d'imagerie médicale

I.4.1 Image IRM

En imagerie par résonance magnétique (IRM), les propriétés magnétiques et de résonance de la matière sont exploitées pour générer une image de la région d'intérêt. Dans la plupart des applications cliniques, on utilise le noyau des atomes d'hydrogène (un seul proton) pour obtenir l'image, en raison de leur abondance dans l'organisme. D'autres noyaux, comme ceux des atomes de phosphore, de sodium et de carbone, peuvent également servir à mieux comprendre le métabolisme de certaines molécules (l'ATP, par exemple, peut être étudié au moyen des techniques d'imagerie du phosphore). Il importe toutefois de noter que l'imagerie des noyaux autres que l'hydrogène est surtout utilisée à des fins de recherche; les

images cliniques sont presque toujours obtenues à partir des noyaux d'hydrogène. L'IRM est très utile pour évaluer un large éventail d'affections. Elle peut produire des images très détaillées des tissus mous sous des angles multiples, ce qui permet de visualiser les lésions focales et de détecter les anomalies qui seraient camouflées sur un plan unique. On peut également étudier la connectivité cérébrale à l'aide d'une technique appelée IRM fonctionnelle (IRMf). Lorsqu'une région du cerveau est active, le flux sanguin y est accentué. Toutefois, la quantité d'oxygène extraite est inférieure à la quantité amenée par le sang, ce qui entraîne une diminution de la quantité de dés oxyhémoglobine présente dans la région, comparativement à l'état de repos. Le signal utilisé en IRMf est sensible au rapport oxyhémoglobine-désoxyhémoglobine. Le changement associé à l'activité cérébrale peut donc être visualisé sur certaines images de résonance magnétique et servir à comprendre quelles régions du cerveau sont associées à des tâches précises.

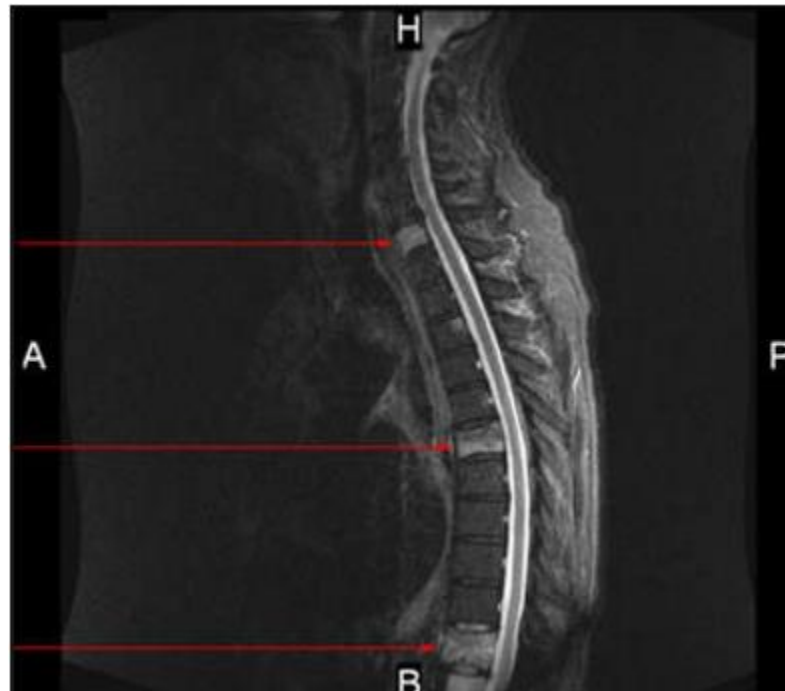


Figure 1.2 : Image médicale IRM. [1]

I.4.2 Image ultrason

L'ultrason est un son dont la fréquence est supérieure à 20 000 Hz. C'est une onde mécanique et élastique qui a besoin d'un support matériel pour se propager. On parle d'ultrason car leur fréquence est trop élevée pour être audible à l'oreille humaine (son trop aigu). Sa vitesse change d'un milieu à l'autre. Par exemple, la célérité du son dans l'air est de 300 m/s alors que dans un milieu aqueux, il a une vitesse de 1500 m/s (presque la même vitesse qu'il aura dans l'organisme humain).

Parfois nommée ultrasonographie ou sonographie, l'échographie consiste à utiliser un transducteur pour envoyer des ondes sonores à haute fréquence dans l'organisme afin de produire une image de la partie du corps à examiner. L'échographie comporte des applications dans de nombreuses branches de la médecine et peut servir dans le cadre d'interventions tant diagnostiques que thérapeutiques, comme les biopsies ou l'aspiration à l'aiguille. Voici quelques unes des applications courantes de l'écographie [2]



Figure 1.3 : Image médicale ultrasons [1]

I.4.3 Image Rayons X

Les rayons X peuvent être produits de deux manières différentes. La première manière est celle liée aux changements d'orbite des électrons. Des rayons X sont produits par des transitions

électroniques qui font intervenir les couches internes proches du noyau. Ces transitions peuvent être données lors d'un rayonnement incident de rayons X vers l'atome ou bien par un bombardement d'électrons, fait qui provoquera l'excitation de l'atome (éjection des électrons). Si l'électron éjecté est proche du cœur, un électron de la périphérie va occuper sa position (processus de désexcitation) en émettant un photon qui va appartenir au domaine X.

La deuxième façon de produire des rayons X est basée sous le principe d'accélération (freinage et changement de trajectoire) d'électrons. Un tube à rayons X sera alors nécessaire. Le principe est le suivant : Lorsqu'on applique une haute tension électrique (de l'ordre de 20 à 400 kV) entre deux électrodes, un courant d'électrons, de la cathode vers l'anode (appelée aussi anticathode ou cible), est produit. Lorsque le faisceau d'électrons avance vers la cible, il est freiné par les atomes de celle-ci, en provoquant un rayonnement continu de freinage ou de Bremsstrahlung (phénomène décrit plus bas), dont une partie du spectre est dans le domaine des rayons X. En même temps, les rayons résultant provoquent l'excitation des atomes de la cible qui, telle que décrit au début de cette section, réémettent un rayonnement X grâce au phénomène de la fluorescence X. Le tube donnera un spectre résultant de la superposition du rayonnement de freinage et de la fluorescence X de la cible



Figure 1.4 : Image médicale rayons X [1]

I.4.4 L'effet doppler

L'effet Doppler correspond à la perception de la fréquence d'un processus ondulatoire qui change en fonction de l'existence ou non d'un déplacement relatif entre l'observateur et le

phénomène. Si l'observateur se dirige vers la source du mouvement ondulatoire, la fréquence qu'il va percevoir sera plus forte, par contre, si s'en éloigne, la fréquence perçue sera plus faible. Un déplacement parallèle à la source provoquera une différence majeure entre la valeur relative de la fréquence et la valeur qui est liée à un point fixe dans l'espace. Par contre, un mouvement relatif perpendiculaire ne provoquera nulle modification. Ce phénomène peut aisément se comprendre lorsqu'on entend passer une voiture de police dont le son émis change de fréquence (de hauteur) selon l'emplacement de la voiture

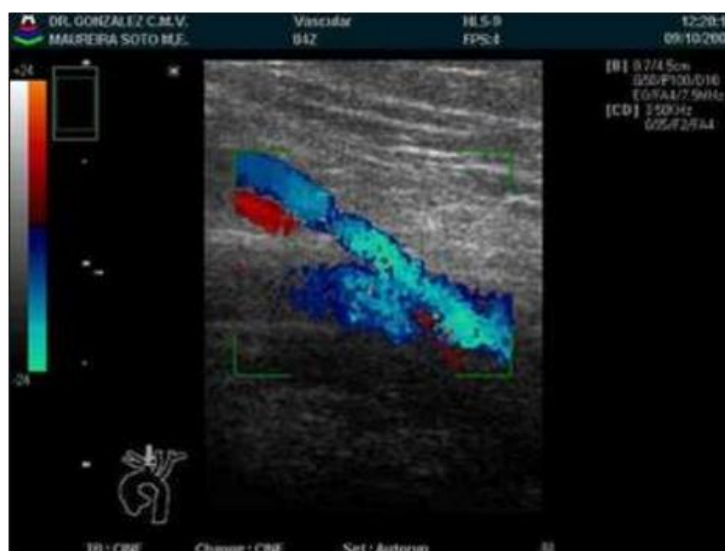


Figure 1.5 : Image médicale effet doppler [1].

I.4.5 La radiographie

La radiographie est la formation, sur un film photographique, d'une image d'un objet qui a été interposé entre le film et une source de Rayon X. Le radiogramme est l'image obtenue de cette manière. Le terme radiologie (terme issu du latin radius : Rayon et du grec logos : discours) est interne plus global qui désigne l'utilisation des Rayons X dans un but diagnostic radiographique ou thérapeutique (cancer). Le terme de radiographie est maintenant utilisé dans un sens plus large d'imagerie médicale (remplaçant de ce fait la radiologie diagnostique).

Elle est notamment utilisée en orthopédie, en rhumatologie et en orthodontie où elle permet d'étudier les traumatismes osseux (fractures, etc.), les déformations du squelette ou les implantations dentaires. La pneumologie y a aussi recours (radio de poumons). Chez la

femme , la radiographie du sein (mammographie) est devenue un examen systématique de prévention du cancer du sein.

Il est aussi possible de visualiser certains organes ou parties creuses, habituellement invisibles aux rayons X, en les «remplissant » d'un produit de contraste, opaque aux rayons X : c'est la radiographie de contraste [1]

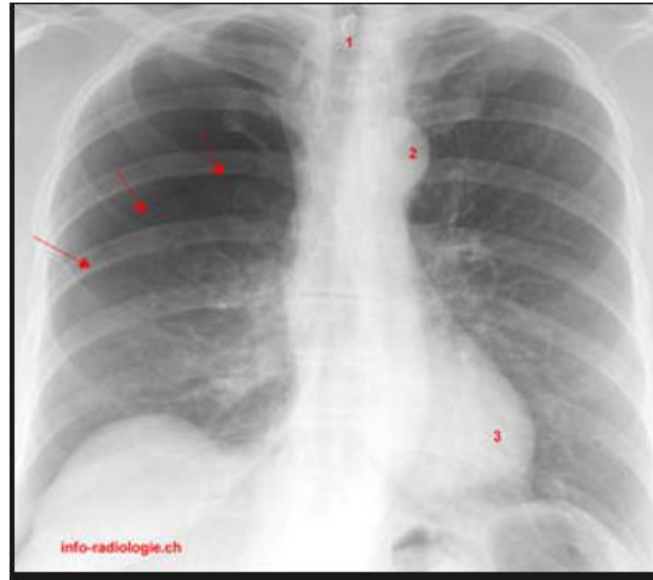


Figure 1.6 : Image médicale radiographie [1].

I.4.6 L'imagerie nucléaire

Cette technique utilise des radio- éléments pour marquer des molécules d'intérêt introduites dans le corps humain à titre de traceurs, dont l'image scintigraphique représentera la distribution spatiale. Le paramètre mesuré est alors la fixation de ce traceur dans les différents éléments de volume des organes et la signification des images ne peut être donnée qu'en référence au traceur utilisé. Les méthodes et les molécules différeront selon que l'on utilise des émetteurs γ (tomographie simple photon) ou B (tomographie d'émission de position) [1]

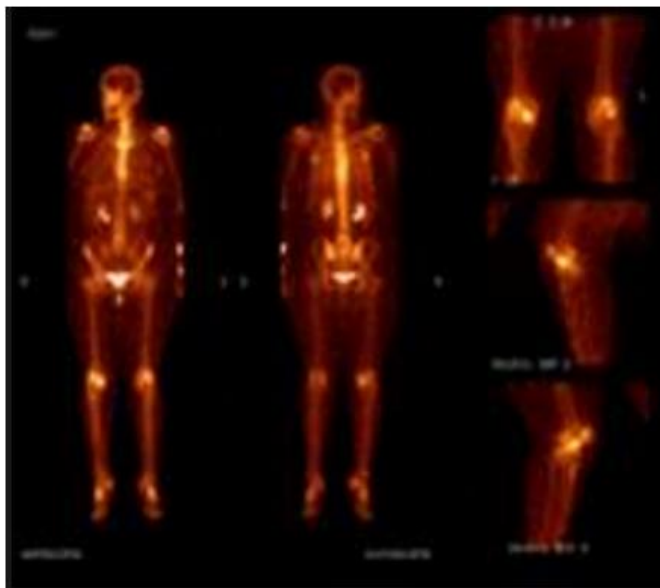


Figure 1.7 : Image médicale nucléaire [1].

I.4.7 Le scanner

Le scanner est une technique permettant d'établir une succession d'images « de coupe » de la zone scannée. Ces images sont le résultat d'un traitement et d'une reconstruction informatique de l'information reçue par les capteurs de l'appareil [1]

Le scanner permet de visualiser des modifications de volume ainsi que des anomalies de structure au niveau des tissus ou des organes. Cette technique est utilisée dans divers domaines d'application :

- La cancérologie pour la détection de nodules, le contrôle de la réponse à la chimiothérapie et le bilan d'extension des cancers (pulmonaires, bronchiques, pelviens, ORL).
- La chirurgie pour localiser précisément la zone où l'on envisage l'intervention.
- La traumatologie pour l'étude de traumatismes et de fractures.

Le scanner aujourd'hui continue à évoluer pour tenter d'aller plus loin dans le diagnostic médical. Afin d'avancer vers cet objectif, cette modalité a dû s'ouvrir à la présentation en trois dimensions. Cette nouvelle visualisation apporte beaucoup de bénéfices en faveur du diagnostic médical. Mais cette nouvelle technologie n'est possible qu'avec l'utilisation de consoles de post-traitement. Ces consoles sont des ordinateurs utilisant des

algorithmes spécifiques afin de pouvoir reconstruire les images scannées en trois dimensions. Elles ont aujourd'hui, un rôle de plus en plus important et sont à la base de l'exploitation des données acquises par le scanner

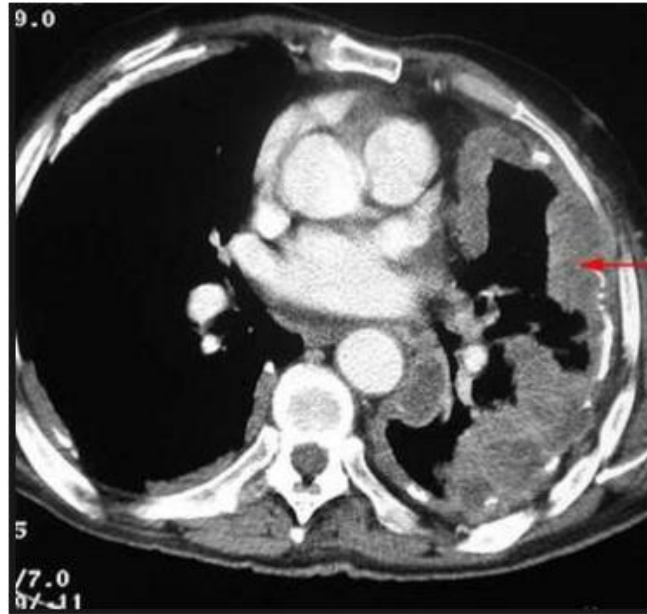


Figure 1.8 : Image médicale scanner [1].

I.4.8 La scintigraphie

Mise au point en 1958 par l'Américain Hal Anger, la scintigraphie utilise une petite quantité de radioactivité pour réaliser des images (d'où le nom de médecine nucléaire) . Elle permet de visualiser le fonctionnement d'un organe (cœur, poumons, reins, vessie, organes digestifs) ou de tout un système (système ostéo-articulaire, système endocrinien, système immunitaire ...). Elle permet en procédant au « marquage » de certaines molécules de l'organisme, d'en étudier la circulation dans le corps (scintigraphie des globules blancs par exemple) . Ces cellules « marquées » peuvent être visualisées sur la caméra car elles irradient de la lumière [3] .

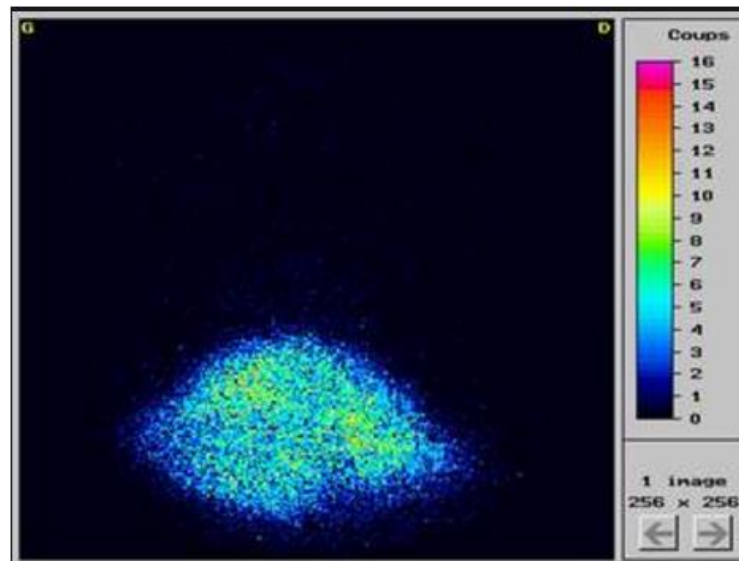


Figure 1.9 : Image médicale scintigraphie [1].

I.5 Rehaussement de contraste

La qualité joue un rôle important dans l'interprétation d'une image numérique. Elle est exprimée en plusieurs termes, et le contraste est l'un des paramètres utilisé pour améliorer cette qualité, cette amélioration peut être faite en augmentant le contraste (rehaussement).

I.5.1 Définition

C'est une technique de rehaussement radiométrique utilisée pour améliorer le contraste d'une image. Elle consiste en fait, à faire correspondre la plage dynamique des données à la plage dynamique de l'instrument [4].

I.5.2 Principe [10]

Un rehaussement de contraste peut redistribuer les niveaux de gris (256 pour un système d'acquisition sur 8 bits).pour permettre l'utilisation de toute la dynamique d'affichage afin de fournir un meilleur contraste et permettre ainsi une meilleure interprétation des éléments de l'image. Il existe des techniques de rehaussement de contraste linéaire et non linéaire. Habituellement, ces techniques sont utilisées pour améliorer l'interprétation visuelle d'une image et de ses éléments, car l'oeil distingue mieux les éléments très contrastés.

La figure [1.10] montre une image avant et après l'application du rehaussement du contraste.

**(Avant)****(Après)**

Figure 1.10 : Rehaussement du contraste d'une image médicale (Rayons X).

Sur l'histogramme d'une image rehaussée, tous les niveaux de gris disponibles sont utilisés (figure 1.4). On peut appliquer le rehaussement de contraste à une partie des niveaux de gris pour augmenter les détails de certains éléments d'une image. Ainsi, au lieu d'utiliser les valeurs minimale et maximale d'une image, l'analyste peut définir d'autres limites. Par exemple, si on veut étudier une zone urbaine sur une image, on devra effectuer l'étalement en fonction du maximum et du minimum de la zone urbaine. Pour un étalement de contraste spécifique, seules les valeurs dans cet intervalle seront étalées sur la plage de niveaux de gris disponibles (entre 0 et 255). Cette technique produit un maximum de contraste pour l'intervalle choisi (la zone urbaine dans ce cas). Les autres éléments dont les valeurs sont hors de l'intervalle choisi seront affichés en noir ou en blanc. Ce type de rehaussement de contraste est utile pour l'étude détaillée de certains éléments spécifiques d'une image.

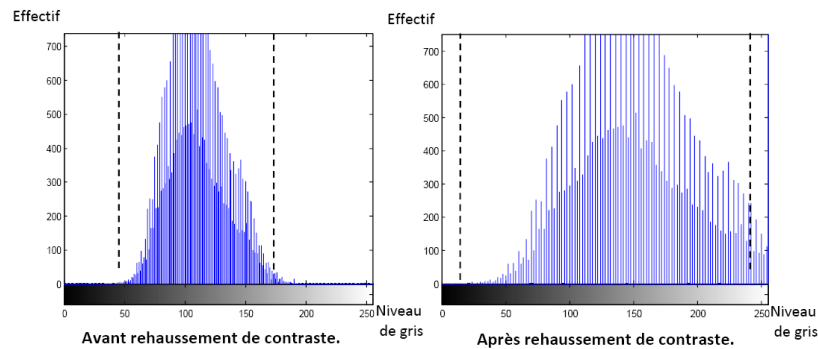


Figure 1.11 : Histogramme d'une image avant et après rehaussement du contraste.

I.6 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de comprendre qu'une image médicale est une image numérique représentant les mesures d'un rayonnement réfléchi ou émis par un instrument électronique. Ensuite, il a visé à introduire les différents type d'images médicale, et de définir le rehaussement de contraste tel qu'appliqué dans le domaine de traitement d'image.

Nous allons présenter dans le chapitre suivant, l'état de l'art des méthodes d'amélioration de contraste.



2^{eme} CHAPITRE

Etat de L'Art



II.1 Introduction

Nous avons remarqué dans le chapitre précédent que plusieurs techniques de rehaussement de contraste avaient été proposées afin d'améliorer la qualité d'une image. Nous allons dans ce chapitre, expliquer les méthodes retenues et voir comment les adapter à nos besoins.

II.2 La Méthode De Beghdadi Et Le Negrate

La méthode de Beghdadi et Le Negrate est considérée comme étant une méthode directe, puisque elle modifie le contraste d'une manière directe [5]. Cette méthode est appliquée en deux étapes principales, à savoir :

- La détermination du contraste.
- L'augmentation du contraste.

II.2.1 La détermination du contraste

Le contraste n'est pas évalué d'une manière unique dans la littérature scientifique. Chaque système propose une définition spécifique à son application. Cependant, toutes ces définitions sont basées sur la notion de différence entre deux niveaux de gris successive.

Dans le domaine de l'ophtalmologie [6] par exemple, le contraste est défini par la relation suivante :

$$C = \frac{L_{fond} - L_{test}}{L_{fond}} \quad (\text{Equ 2.1})$$

- ✓ L_{Fond} : la luminance du fond.
- ✓ L_{Test} : la luminance du test.

Cette relation est utilisée pour les optotypes à contraste variables (voir la figure 2.1).

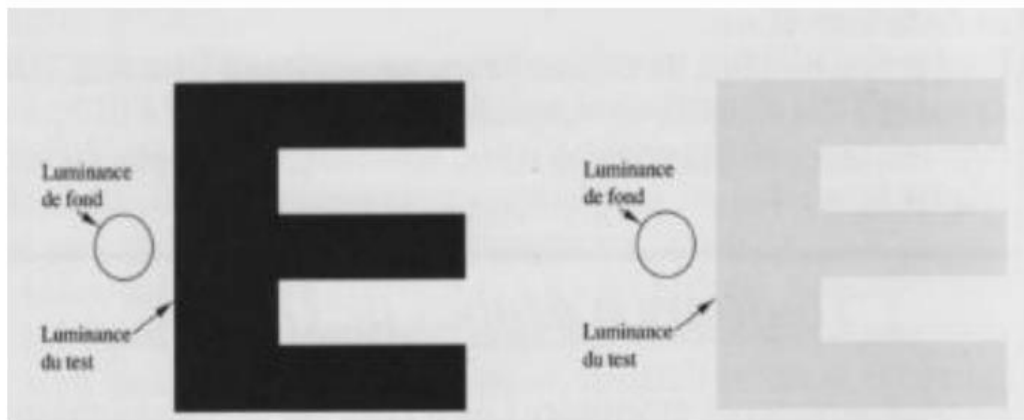


Figure 2.1: Optotypes à fort (90%) et faible (10%) contraste [10].

Une autre définition du contraste globale a été introduite par Michelson en 1927 [7] ; elle est connue sous le nom d'Equation de Michelson, qui est donnée par la relation suivante :

$$C^M = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad (\text{Equ 2.2})$$

- ✓ L_{max} : La valeur maximale de luminance dans l'image.
- ✓ L_{min} : La valeur minimale de luminance dans l'image.

De même, Weber [10] a présenté en 1970 une équation pour la définition du contraste :

$$C^w = \frac{\Delta L}{L} \quad (\text{Equ2.3})$$

- ✓ ΔL : la variation de la luminance.
- ✓ L : le niveau de la luminance.

L'équation 2.3 exprime de manière générale le contraste relatif sur une faible variation de luminance ΔL , à peine perceptible par l'œil autour du niveau de luminance L .

Nous pouvons dire, à partir de ces définitions, que le contraste est une mesure de la différence de la luminance dans l'image ; il peut être défini localement ou globalement. Dans les images naturelles, la mesure du contraste globale n'a pas beaucoup d'intérêt. Ceci est due principalement au fait que la perception du contraste est locale [8]. Gordon fut un des premiers à proposer d'augmenter le contraste localement ; nous verrons d'abord sa méthode de calcul puisqu'elle est la base de celle de Beghdadi et Le Negrate.

II.2.1.1 La méthode de Gordon

Pour améliorer le contraste des images de mammographie, Gordon a défini un contraste local sur une fenêtre principale R_1 en utilisant le moyen des niveaux de gris des pixels d'une fenêtre R_2 étendue autour de la première [9, 10].

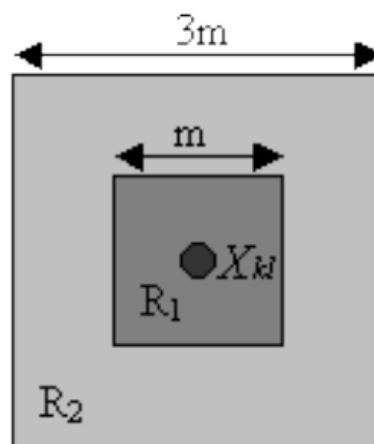


Figure 2.2 : Voisinage de calcul du contraste local employé par Gordon.

La figure 2.2 illustre le voisinage de calcul du contraste utilisé par Gordon dont R_1 représente la fenêtre principale de largeur m , et R_2 représente la fenêtre étendue de largeur $3m$.

Le contraste local de Gordon est donné par la relation suivante :

$$C_{kl} = \left| \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\bar{X}_1 + \bar{X}_2} \right| \quad (\text{Equ2.4})$$

\bar{X}_1 : le niveau de gris moyen de la fenêtre R1.

\bar{X}_2 : le niveau de gris moyen de la fenêtre R2.

Nous remarquons dans la figure 2.2 que C_{kl} n'est pas directement relié au niveau de gris du pixel en cours sauf pour le cas où m est égale à 1 (équation 2.4). Ce moyen-âge va rendre la méthode de Gordon inefficace pour les grandes valeurs de m .

II.2.1.2 La méthode de Beghdadi et Le Negrate

La méthode de détermination du contraste locale proposée par Gordon a été reconsidérée a nouveau par Beghdadi et Le Negrate qui ont proposé une autre définition du contraste local. Cette dernière tient compte de la forte sensibilité du système visuel aux contours des objets [5].

Dans cette méthode, l'image est analysée en utilisant une fenêtre glissante de taille impaire centrée sur le pixel X_{kl} (figure 2.3).

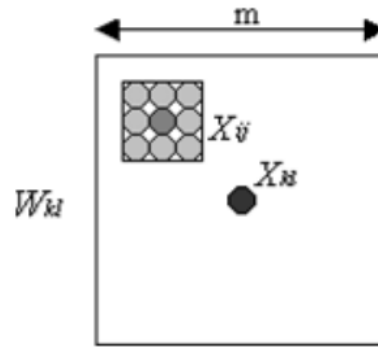


Figure 2.3 : Voisinage de calcul du contraste local employé par Beghdadi et Le Negrate.

Le principe de calcul du contraste est le suivant : pour chaque position de cette fenêtre, on utilise l'opérateur Laplacien défini de la manière suivante :

$$\Delta_{ij} = |X_{ij} - \bar{X}| \quad (\text{Equ 2.5})$$

- ✓ X_{ij} : niveau de gris du pixel (ij).
- ✓ \bar{X} : moyenne des niveaux de gris des huit plus proches voisins de X_{ij}

L'avantage de cet opérateur est qu'il est maximum pour les fortes transitions ; de plus, le fait de considérer les huit plus proches voisins permet de prendre en compte toutes les directions de l'espace. Ainsi, après balayage de toute la fenêtre d'analyse, nous obtenons une représentation des contours (zones de fortes transitions) à l'intérieur de cette fenêtre. En pondérant ensuite chaque pixel de la fenêtre par le Δ_{ij} associé, nous obtenons le niveau de gris moyen situé au niveau des transitions, c'est à dire sur les contours de l'objet. Cette valeur, notée \bar{E}_{kl} (l'équation 2.6) servira par la suite de seuil pour rehausser ou au contraire aplatis le niveau de gris de chaque pixel [11].

$$\bar{E}_{kl} = \frac{(\sum (ij) \in w_{kl} \Delta_{ij} \times X_{ij})}{(\sum (ij) \in w_{kl} \Delta_{ij})} \quad (\text{Equ 2.6})$$

Pour chaque pixel X_{kl} , Beghdadi et Le Negrate ont défini le contraste local par la relation suivante :

$$C_{kl} = \left| \frac{\bar{X}_{kl} - \bar{E}_{kl}}{\bar{X}_{kl} + \bar{E}_{kl}} \right| \quad (\text{Equ 2.7})$$

X_{kl} : niveau de gris du pixel (kl).

E_{kl} : niveau de gris moyen des contours de la fenêtre d'analyse.

Cette dernière relation nous montre l'avantage de la méthode de Beghdadi et Le Negrate par rapport à celle de Gordon, car le contraste C_{kl} est directement relié au niveau de gris du pixel X_{kl} , de plus, elle est efficace quelque soit la taille de la fenêtre : en effet, faire varier cette dernière ne va influencer que sur la valeur de seuil E_{kl} .

II.2.2 Augmentation du contraste

Après avoir déterminé le contraste dans la première étape de la méthode de Beghdadi et Le Negrate, cette deuxième étape va nous permettre de voir le principe de l'augmentation du contraste adopté.

Tout d'abord, nous augmentons le contraste local C_{kl} défini précédemment à une valeur C'_{kl} en utilisant une fonction croissante $F(C_{kl})$ sur [01] respectant les conditions suivantes :

$$\forall C_{kl} \in [0 - 1], C'_{kl} = F(C_{kl}) \text{ et } C'_{kl} \geq C_{kl} \quad (\text{Equ 2.8})$$

Avec $C'_{kl} \in [0 - 1]$

Plusieurs fonctions d'augmentation de contraste ont été proposées [12], parmi elles, nous avons retenue les deux fonctions suivantes :

$$f_1(X) = 1 - e^{-nx} \text{ avec } n = 1.2.3 \dots \dots \quad (\text{Equ 2.9})$$

$$f_2(x) = Ln(1 + nx) \quad \text{avec } n = 1, 2, 3, \dots \quad (\text{Equ 2.10})$$

Les courbes de ces deux fonctions sont respectivement représentées dans les figures 2.4 et 2.5 pour des valeurs de x comprises dans l'intervalle $[0-1]$.

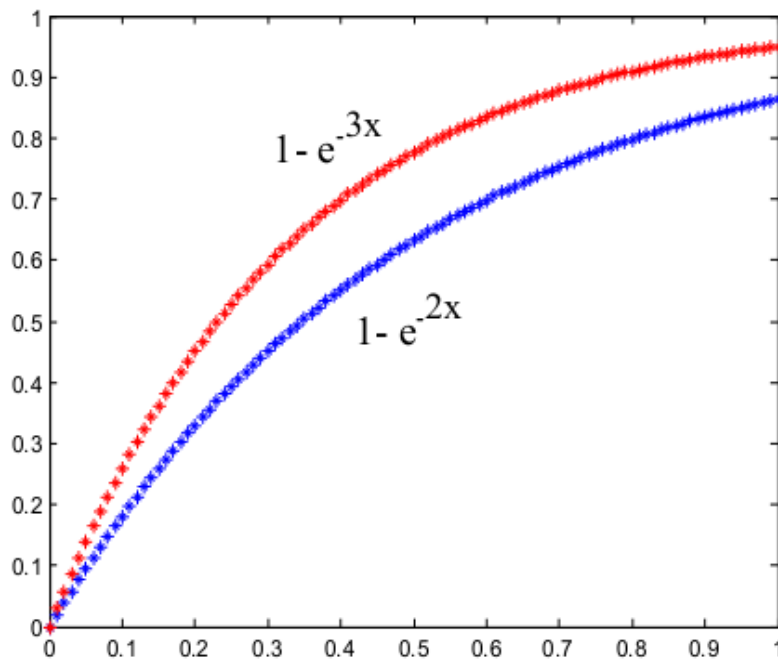


Figure 2.4 : Représentation de $f_1(x) = 1 - e^{-nx}$ pour $n = 2$ et $n = 3$.

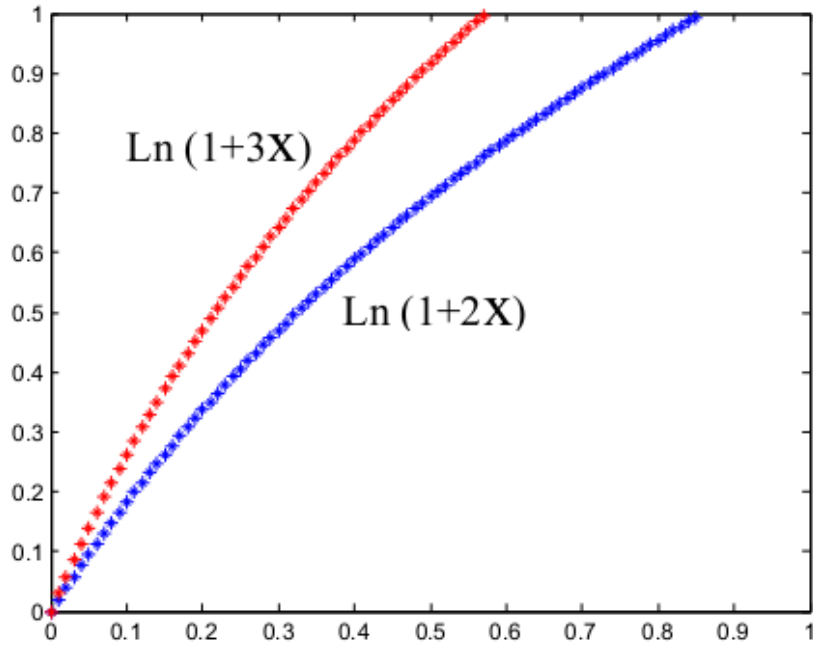


Figure 2.5 : Représentation de $f_2(x)=\text{Ln}(1+nx)$ pour $n=2$ et $n=3$.

En remplaçant C_{kl} par la nouvelle valeur C'_{kl} dans l'équation 2.7, on détermine le nouveau niveau de gris du pixel X'_{kl} .

$$X'_{kl} = \frac{1-C'_{kl}}{1+C'_{kl}} \quad \text{si } X_{kl} \leq \overline{E_{kl}} \quad (\text{Equ 2.11})$$

$$X'_{kl} = \frac{1+C'_{kl}}{1-C'_{kl}} \quad \text{si } X_{kl} \geq \overline{E_{kl}} \quad (\text{Equ 2.12})$$

On remarque alors le rôle de seuil joué par E_{kl} dans les équations 2.11 et 2.12:

- Si le niveau de gris de pixel considéré est supérieur à E_{kl} , sa valeur est tirée vers le haut,
- Si au contraire le niveau de gris de pixel considéré est inférieur à E_{kl} , sa valeur est tirée vers le bas.

2.1 La modification de l'histogramme

L'objectif étant d'améliorer l'apparence de l'image en lui appliquant une transformation ponctuelle. À tout pixel d'intensité K , on associe une intensité $K'=T(K)$. La transformation T est choisie croissante, de façon à conserver les contrastes relatifs entre les régions (une région claire sur un fond sombre apparaîtra plus claire que le fond dans l'image transformée).

Du fait de leur caractère ponctuel, les méthodes de transformation d'histogramme n'affectent pas la forme des objets dans l'image, elles modifient uniquement leur apparence visuelle.

2.2 L'égalisation d'histogramme (HE)

L'égalisation d'histogramme est une technique qui modifie la répartition des niveaux de gris de l'image dans le but de les rendre équiprobables, c'est-à-dire que l'image est associée à une modélisation probabiliste dont l'histogramme représente la densité de probabilité de la variable aléatoire niveau de gris [13]. Cette méthode permet de renforcer le contraste sur des détails de l'image masqués par des variations d'intensité de plus grande amplitude et à plus grande échelle.

La technique d'égalisation d'histogramme est décrite comme suit :

Pour une image de N pixels ayant des niveaux de gris compris dans l'intervalle $[0, L-1]$, sa fonction de densité de probabilité (PDF) peut être estimée pour chaque niveau de gris par:

$$P(k) = \frac{n_k}{N} \quad (\text{Equ 2.13})$$

- ✓ $k = 0, 1, \dots, L-1$
- ✓ N : nombre total des pixels dans l'image.
- ✓ n_k : nombre de pixels ayant le niveau de gris k .

La fonction de distribution cumulée (**Cumulative Distribution Function-CDF**) de l'image est obtenue par :

:

$$C(k) = \sum_{m=0}^k P(m) \quad (\text{Equ 2.14})$$

- ✓ $k = 0, 1, \dots, L-1$.
- ✓ m : niveau de gris.
- ✓ $P(m)$: la fonction de densité de probabilité.

À travers la fonction de distribution cumulée (équation 2.14), la conversion des valeurs pour chaque niveau de gris de l'image originale se fait de la façon suivante :

$$k' = (L - 1) \times C(k) \quad (\text{Equ 2.15})$$

- ✓ k : niveau de gris original (d'entrée).
- ✓ k' : nouveau niveau de gris (de sortie).

Dans cette méthode d'égalisation d'histogramme décrite précédemment, la différence dans l'incrément du niveau de gris de sortie k' est donnée par :

$$\Delta k' = (L - 1) \times P(k) \quad (\text{Equ 2.16})$$

- ✓ $L = 256$
- ✓ $P(k)$: la fonction de densité de probabilité.

Cette dernière relation montre que l'augmentation de niveau k' est proportionnelle à la probabilité du niveau k correspondant à l'image originale.

II.3 La Qualité Des Images

Elle dépend, d'une part, de la qualité des images d'origine et, d'autre part, des moyens mis en œuvre pour convertir un signal analogique en signal numérique. Elle dépend aussi de :

- La qualité des périphériques de numérisation de l'image, du nombre de niveaux de gris ou de couleurs enregistrées, etc,
- La qualité de l'affichage à l'écran : définition de l'écran, nombre de teintes disponibles
- simultanément, calibrage de l'écran,... etc. [14].

Avant tout traitement sur une image, il est nécessaire d'en définir la qualité. Un examen visuel permet de noter°:

1. **le lignage** : un capteur défectueux provoque une alternance de lignes claires (ou sombres) de même direction qui tranchent avec le reste de l'image. C'est, en photographie astronomique, le cas d'une étoile filante sur un fond d'étoiles fixes.
2. **le contraste** : une image contrastée présente une bonne dynamique de la distribution des valeurs de gris sur tout l'intervalle des valeurs possibles, avec des blancs bien clairs et des noirs profonds. Au contraire une image peu contrastée a une faible dynamique, la plupart des pixels ayant des valeurs de gris très proches.
3. **le bruit** : certains défauts (poussières, petits nuages, baisse momentanée de l'intensité électrique sur les capteurs, etc.) se traduisent par des taches de faible dimension dont la distribution sur l'image est aléatoire.
4. **les déformations géométriques** : dues à la courbure terrestre ou à la parallaxe entre capteur et centre de l'image [15], [16].

II.4 Les Méthodes D'évaluation De La Qualité Des Images

Dans le cas des images classiques, plusieurs méthodes d'évaluation sont utilisées.

- **Méthodes subjectives** Basées sur l'évaluation de la qualité par des observateurs humains. Ces méthodes consistent à faire attribuer une note de qualité (Mean Opinion Score ou MOS) par un panel d'observateurs. Cette notation, lourde à mettre en œuvre, est

adaptée lorsque les images sont exploitées par des observateurs humains (photo-interprètes),

- **Méthodes objectives** Basées sur des critères mathématiques pour évaluer la qualité des images. Les critères qualité utilisés pour mesurer les performances des instruments optiques sont, par exemple, le rapport signal/bruit (RSB ou SNR), l'erreur quadratique moyenne (EQM ou MSE). Ces méthodes sont surtout efficaces pour mesurer l'influence d'un bruit blanc, mais sont mal adaptées lorsque les dégradations sont structurées (blocs, rebonds aux abords des contours [17].

II.4.1 L'analyse visuelle

L'analyse visuelle d'une image est un outil essentiel recommandé dans la littérature même si cela peut paraître subjectif car le jugement d'une personne sur le résultat esthétique d'une image va dépendre de ses connaissances, de ses attentes et de l'application considérée. Cependant, l'utilisation du système visuel humain en tant qu'outil de jugement de la qualité n'est pas à négliger, l'utilisateur pourra voir immédiatement la tendance générale des distorsions de l'image en fonction de ses propres attentes [18], [19].

II.4.2 L'analyse quantitative

La plupart des évaluations de la qualité d'image sont réalisés à base d'une mesure quantitative du MSE, PSNR et SNR. L'image dégradée est toujours comparée à l'originale pour déterminer son rapport de ressemblance.

II.4.2.1 L'erreur Quadratique Moyenne (MSE)

À côté du critère qualitatif et subjectif, on trouve le critère quantitatif le plus utilisé qui est basé sur la mesure de l'erreur quadratique moyenne MSE (Mean Squared Error) calculée entre les pixels originaux et dégradés. Elle est définie par

$$MSE = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} [x(i, j) - \hat{x}(i, j)]^2 \quad (\text{Equ 2.17})$$

Où $(M \times N)$ est la taille de l'image, et x et \hat{x} respectivement les amplitudes de pixel sur les images originale et dégradé [22]. L'utilisation de cette mesure d'erreur est préférée dans le traitement des données, puisqu'il est possible de développer des algorithmes qui la

minimisent. Cependant, la distorsion des images dégradée est parfois mesurée par d'autres valeurs, comme l'erreur absolue moyenne ou l'erreur absolue maximale. Cette dernière semble plutôt trop sensible aux imperfections occasionnelles. Il est aussi vraisemblable que l'œil tienne beaucoup plus compte des erreurs à grandes amplitudes, ce qui favorise la mesure quadratique [20]. Ceci est traduit dans un cadre général par le rapport crête signal sur bruit (PSNR).

II.4.2.2 Le rapport signal sur bruit crête (PSNR)

Le PSNR (Peak Signal to Noise Ratio). Au lieu de mesurer la distorsion, cette valeur du PSNR est proportionnelle à la qualité. Tout de même, elle est une fonction de MSE, utilisée en image numérique. Dans la littérature de traitement d'image, le PSNR est utilisé comme une mesure standard pour évaluer la qualité d'image [21].

Le PSNR est défini par :

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{I_{\max}^2}{MSE} \right) \quad (\text{Equ 2.18})$$

Pour une image à niveau de gris, I_{\max} désigne la luminance maximale possible, dans le cas standard d'une image où les composantes d'un pixel sont codées sur 8 bits, $I_{\max}=255$. Une valeur de PSNR infinie correspond à une image non dégradée, et cette valeur décroît en fonction de la dégradation. Les valeurs typiques de PSNR pour des images de bonne qualité varient entre 30 et 40 dB [24]. Le PSNR relie donc le MSE à l'énergie maximale de l'image. Nous utilisons parfois une autre variante du rapport signal sur bruit(SNR) [22].

II.4.2.3 Le rapport signal sur bruit (SNR)

Le rapport signal sur bruit SNR (Signal to Noise Ratio), relie le MSE à l'énergie moyenne de l'image :

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{\frac{1}{N} \sum I^2}{MSE} \right) \quad (\text{Equ 2.19})$$

II.4.3 L'analyse par l'index de similarité structurelle

La plupart des images sont fortement structurées du fait que chaque pixel est fortement dépendant des ses pixels voisins. Cette dépendance fournit une information sur la structure des objets dans une scène visuelle. C'est le but de la nouvelle approche où on s'intéresse beaucoup plus à la comparaison des structures de l'image originale et de l'image dégradée.

Un nouveau cadre est proposé pour mesurer la qualité d'image fondée sur l'hypothèse que le système visuel est fortement adapté à l'extraction des informations à partir du champ visuel. Il suit qu'une mesure de changement structurelle de l'information peut fournir une bonne approximation à la déformation perçue d'image. Dans l'approche de sensibilité, on estime les erreurs perçues pour mesurer des dégradations d'image, alors que dans cette nouvelle approche, la qualité d'image est estimée par le changement de l'information structurelle. Ceci est beaucoup plus réaliste par rapport à l'approche classique.

La similarité compare la luminance, le contraste et structure entre chaque couple de vecteurs [23], [24]. L'expression simplifiée de l'index de similarité structurelle entre x et y est donnée par la formule suivant:

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (\text{Equ 2.20})$$

L'index de similarité est exploité pour un choix approprié des constantes C_1 et C_2 pour généraliser l'évaluation à toute l'image. La luminance est estimée par la mesure de l'intensité moyenne de chaque faisceau spatial :

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (\text{Equ 2.21})$$

Le contraste de chaque faisceau est mesuré par:

$$\sigma_x = \left(\frac{1}{N-1} \sum_1^N (x_i - \mu_x)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (\text{Equ 2.22})$$

La similarité est déterminée par la perte de corrélation entre les deux vecteurs:

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{N-1} \sum_1^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_x) \quad (\text{Equ 2.23})$$

Alors la similarité est déterminée à travers les M fenêtres à travers lesquelles l'index SSIM est appliqué.

$$\text{MSSIM}(I, \hat{I}) = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M \text{SSIM}(x_j, y_j) \quad (\text{Equ 2.24})$$

Pour bien montrer le fonctionnement des méthodes proposées deux manipulations seront résumées dans l'annexe A : le premier pour le fonctionnement global du critère utilisé, et le deuxième montre l'avantage du MSSIM par rapport au PSNR. La Figure 2.6 représente un diagramme de similarité structurelle [25], [26].

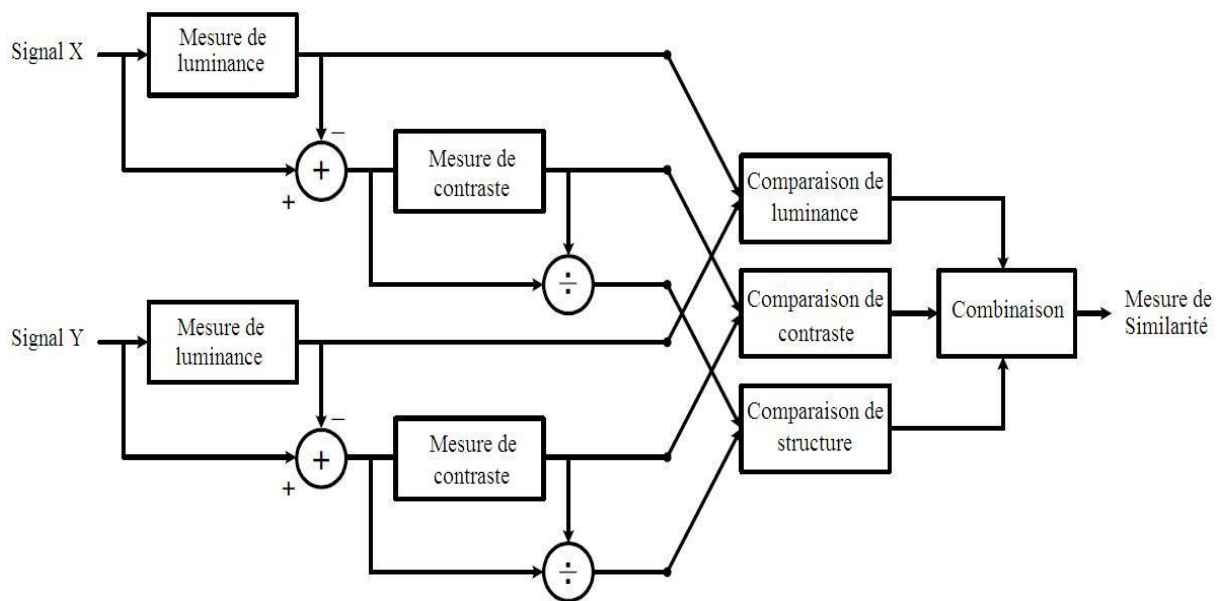


Figure 2.6 : Diagramme de similarité structurelle.

II.5 Conclusion

Le but de ce chapitre est l'étude de certaines méthodes d'amélioration de la qualité d'image, Dans notre cas la méthode de Baghdadi & Negrate, a été détaillé, ce que permet de comprendre les différents aspects de la qualité d'image qui présente un facteur plus important pour toutes les images. Ensuite, nous nous sommes intéressés à l'étude des différents méthodes d'évaluation de la qualité d'image. En effet, nous avons expliqué et montré l'efficacité des méthodes proposées.

Dans la suit, du mémoire nous allons appliquer les méthodes proposées sur les images médicales .



3^{EME} CHAPITRE

Les Résultats et Discussions



III.1 Introduction

La troisième étape consiste à présenter l'analyse globale des résultats de tests obtenus en fonction des objectifs fixés au début de ce travail. Diverses méthodes existent aussi bien objectives que subjectives pour évaluer les performances d'un système d'amélioration de la qualité d'image. D'ailleurs, il n'est pas toujours simple d'en définir la pertinence exacte vis-à-vis de l'œil humain.

III.2 Les Méthodes D'évaluations

L'évaluation de la qualité d'une image n'est pas une tâche facile. Bien qu'il soit souhaitable d'avoir une évaluation objective pour comparer les techniques de rehaussement de contraste, il n'y a malheureusement pas de critère objectif qui donne des résultats probant pour toutes les images. Cependant, Il y a dans la littérature quelques outils de mesure utilisés se rapprocher de la luminosité moyenne de l'image qui se basant sur les mesures d'entropie par exemple. Si ces outils sont utilisés, l'égalisation d'histogramme peut donner de bonnes mesures même si elle ne peut pas produire une image visuellement agréable, car étant probablement peu réaliste. Cependant, il est généralement souhaitable d'avoir quelques mesures quantitatives en plus de l'évaluation visuelle. Par conséquent, la comparaison entre les deux méthodes sera faite par l'utilisation de trois mesures quantitatives complétées par une inspection visuelle [7].

- La première mesure est **l'erreur moyenne absolue de luminosité (Absolute Mean Brightness Error-AMBE)**, qui est définie comme la différence absolue entre la valeur moyenne de la luminosité de l'image d'entrée et la valeur moyenne de la luminosité de l'image de sortie [27].

$$AMBE = |E(X) - E(Y)| \quad (\text{Equ 3.1})$$

- $E(X)$: la valeur moyenne de la luminosité de l'image originale.
- $E(Y)$: la valeur moyenne de la luminosité de l'image traitée.

L'AMBE est utilisé pour observer le changement global de la luminosité de l'image et la préférence va aux valeurs basses (une petite valeur de l'AMBE implique une meilleure conservation de l'éclat d'une image), ceci à pour but d'éviter les effets indésirables et la qualité artificielle de l'image due à l'amélioration excessif, tout en augmentant autant que possible le contraste de l'image.

➤ La deuxième mesure que nous avons employée est l'entropie discrète H [28],

$$H = \sum_{s=0}^{255} h(s) \log_2 h(s), \forall h(s) \neq 0 \quad (\text{Eq 3.2})$$

- $h(s)$: les effectifs (nombre de pixels) en fonction du niveau de gris.
- S : niveau de gris de 0 à 255 pour une image codée sur 8 bits.

L'entropie a été employée pour mesurer le contenu de l'image. Une valeur élevée de H indique une image plus riche en détails.

➤ La troisième mesure est le Peak Signal to Noise Ratio - PSNR : c'est une mesure de distorsion utilisée pour les images numériques. Le PSNR est généralement utilisé comme une mesure standard pour évaluer et comparer les algorithmes de compression et de segmentation d'images [29]. Dans les méthodes d'amélioration du contraste, le PSNR est utilisé pour vérifier l'augmentation du. Les valeurs typiques du PSNR pour des images de bonne qualité varient entre 30 et 40 dB [13].

Le PSNR est défini par :

$$\text{PSNR} = 10 \times \log_{10} \left(\frac{d^2}{MSE} \right) \quad (\text{Eq 3.3})$$

Où d est la dynamique du signal. Dans le cas standard d'une image où les composantes d'un pixel sont codées sur 8 bits, $d = 255$. MSE (mean squared error) est l'erreur quadratique moyenne et est définie pour 2 images I_o et I_r de taille $m \times n$ comme:

$$MSE = \frac{1}{M \times N} \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} [x(i, j) - \hat{x}(i, j)]^2 \quad (\text{Eq 3.4})$$

- L'inspection visuelle : L'analyse visuelle d'une image est un outil important et recommandé dans la littérature même si cela peut paraître subjectif car le jugement d'une personne sur le résultat esthétique d'une image va dépendre de ses connaissances, de ses attentes et de l'application considérée. Cependant, l'utilisation du système visuel humain en tant qu'outil de jugement de la qualité ne doit pas être négligée ; l'utilisateur pourra voir immédiatement la tendance générale des distorsions de l'image en fonction de ses attentes [30].
- A côté du PSNR, on utilise l'index de similarité structurelle, MSSIM (Mean Structural Similarity Index Measurement), dans cette nouvelle approche, la qualité d'image est estimée par le changement de l'information structurelle. L'expression simplifiée de l'index de similarité structurelle entre x et y est donné par la formule suivante [23]:

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (\text{Eq 3.5})$$

$$MSSIM(I, \hat{I}) = \frac{1}{M} \sum_{j=1}^M SSIM(x_j, y_j) \quad (\text{Eq 3.6})$$

Où :

- ✓ μ_x et μ_y sont les intensités moyennes où :

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_1^N x_i \quad \text{Et} \quad \mu_y = \frac{1}{N} \sum_1^N y_i \quad (\text{Eq 3.7})$$

✓ σ_x, σ_y sont les contrastes données par les formules :

$$\sigma_x = \left(\frac{1}{N-1} \sum_1^N (x_i - \mu_x)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad \text{Et} \quad \sigma_y = \left(\frac{1}{N-1} \sum_1^N (y_i - \mu_y)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (\text{Eq 3.8})$$

σ_{xy} : la similarité structurelle est déterminée par le degré de corrélation :

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{N-1} \sum_1^N (x_i - \mu_x) (y_i - \mu_y) \quad (\text{Eq 3.9})$$

✓ C_1 et C_2 sont des constantes.

III.3 Résultats

L'image ci-dessous (figure 3.1), présente une image médicale IRM, d'un crane normale, acquise le 21/04/2014 par CIM m'sila Dr. Ghadbane. L'image au format Bitmap est de taille 512×512 pixels (originale, non traité), et est codée sur 8 bits avec une entropie H= 1.768.

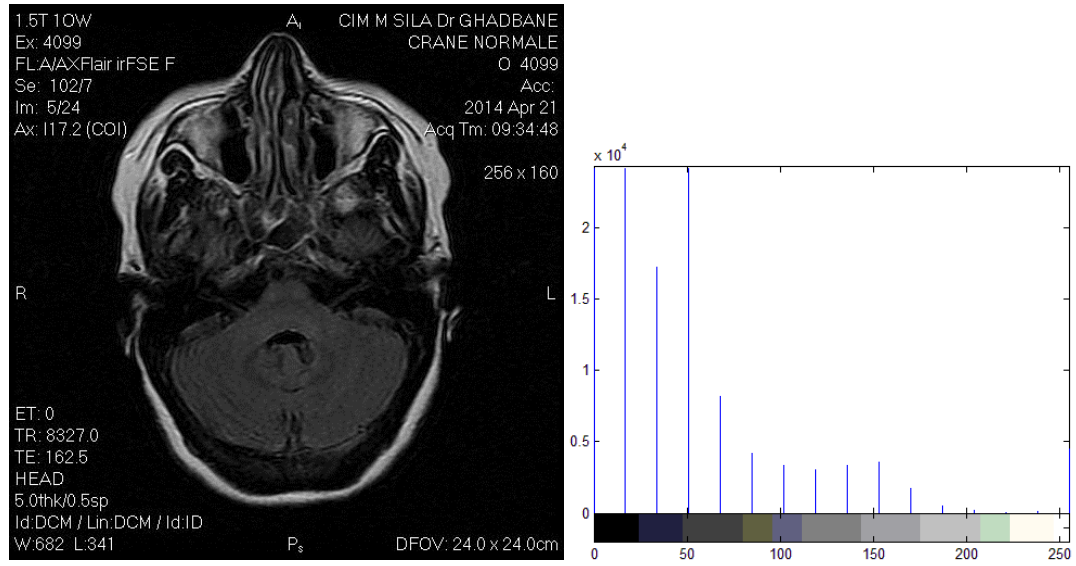


Figure 3.1 : Image de teste et l'histogramme correspondant.

III.3.1 Méthode de Beghdadi et Le Negrate

Avant de présenter les résultats de cette méthode, il est indispensable de rappeler son principe général:

- L'image est analysée au moyenne d'une fenêtre de taille impaire W_{kl} .
- Pour chaque position (kl) de la fenêtre on estime le niveau de gris moyen des contours E_{kl} et le contraste C_{kl} à l'aide des équations suivantes :

$$\bar{E}_{kl} = \frac{(\sum(ij) \epsilon w_{kl} \Delta_{ij} \times X_{ij})}{(\sum(ij) \epsilon w_{kl} \Delta_{ij})} \quad (\text{Eq 3.10})$$

$$\Delta_{ij} = |X_{ij} - \bar{X}| \quad (\text{Eq 3.10})$$

Δ_{ij} : Opérateur Laplacien utilisé pour la détection de contour dans la fenêtre d'analyse.

$$C_{kl} = \left| \frac{\bar{X}_1 - \bar{X}_2}{\bar{X}_1 + \bar{X}_2} \right| \quad (\text{Eq 3.11})$$

On augmente le contraste C_{kl} en C'_{kl} au moyen d'une fonction croissante telle que :

$$\forall C_{kl} \in [0 - 1], C'_{kl} = F(C_{kl}) \text{ et } C'_{kl} \geq C_{kl} \quad (\text{Eq 3.12})$$

$$\text{Avec } C'_{kl} \in [0 - 1]$$

Nous avons utilisé les deux fonctions croissantes suivantes :

$$f_1(X) = 1 - e^{-nx} \quad \text{avec } n = 1.2.3 \dots \dots \quad (\text{Eq 3.13})$$

$$f_2(x) = \text{Ln}(1 + nx) \quad \text{avec } n = 1.2.3 \dots \dots \quad (\text{Eq 3.14})$$

L'application de la méthode de Beghdadi et Le Negrate sur l'image médicale de teste a consisté à faire varier d'une part la taille de la fenêtre d'analyse, et d'autre part la fonction croissante utilisée pour le rehaussement du contraste.

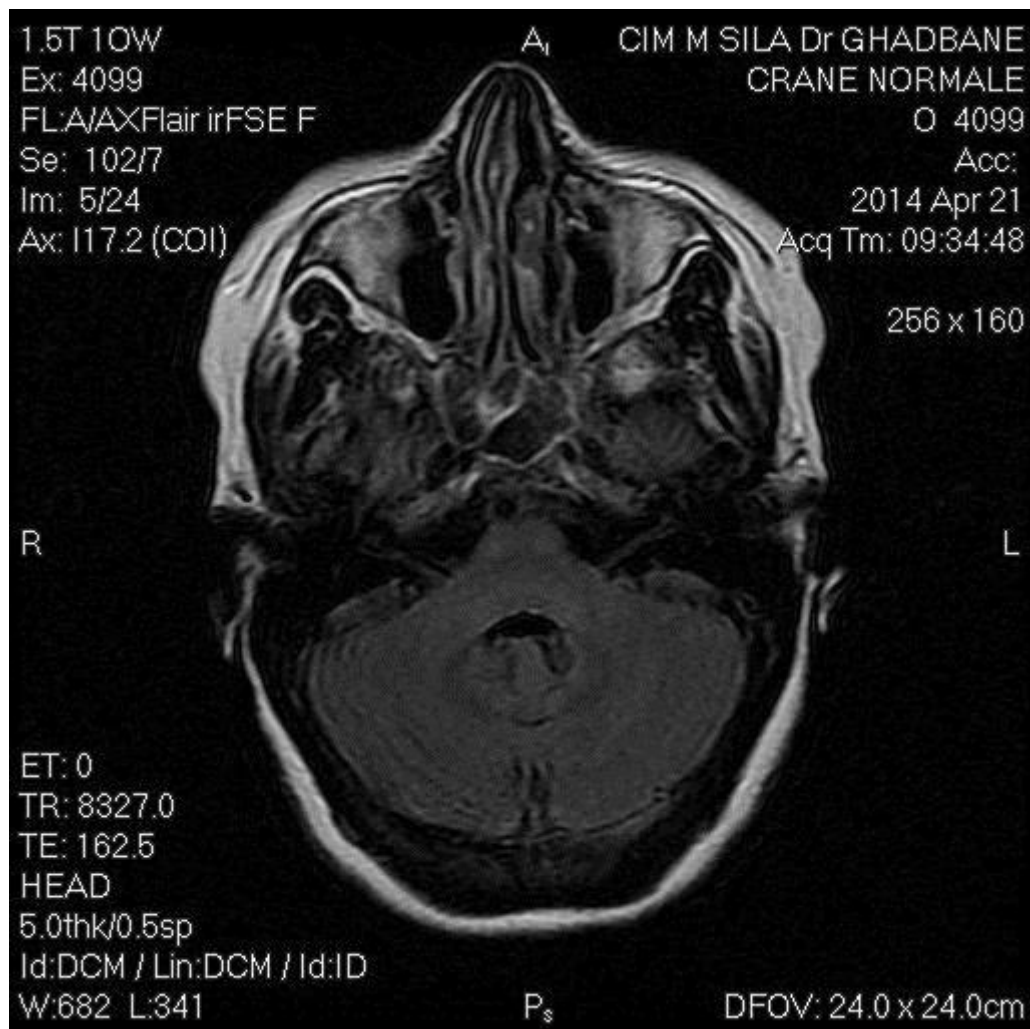


Figure 3.2 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-x}$, fenêtre 3×3.

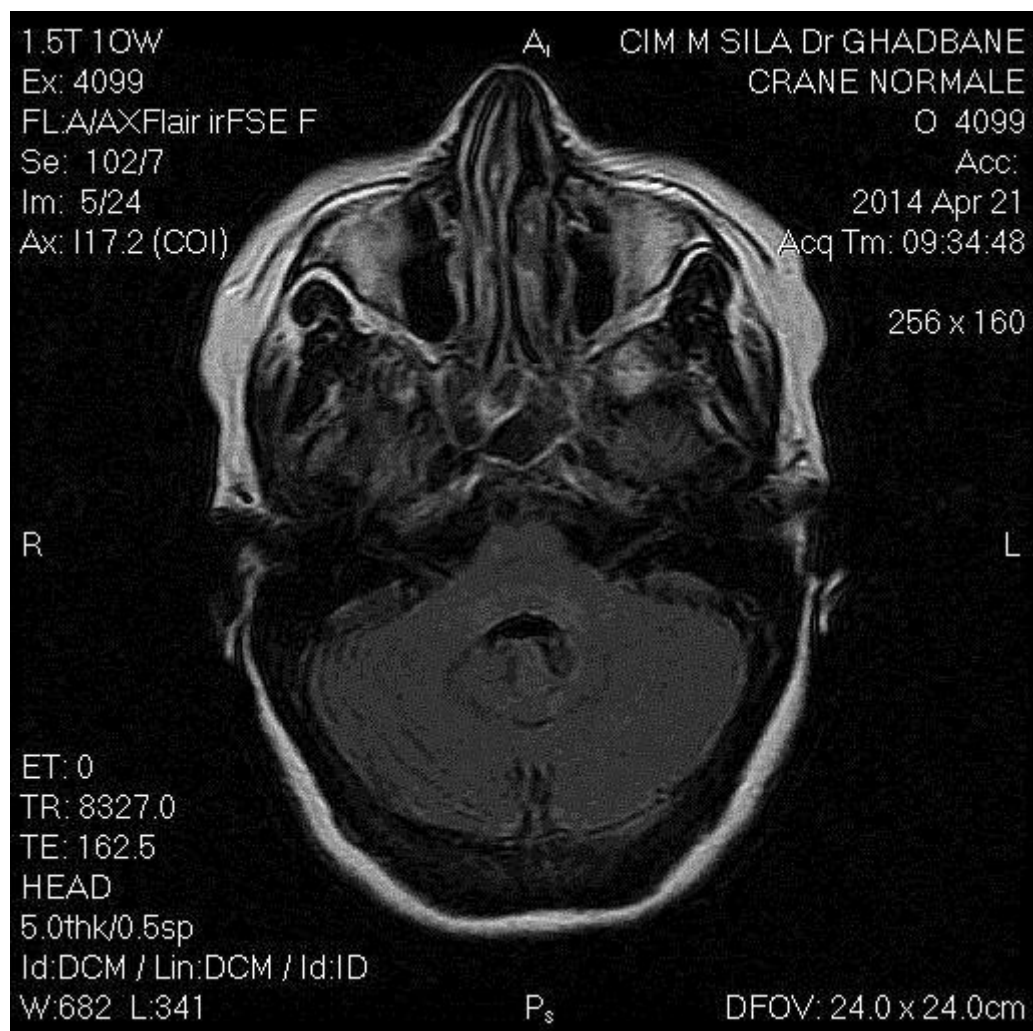


Figure 3.3 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-2x}$, fenêtre 3×3.

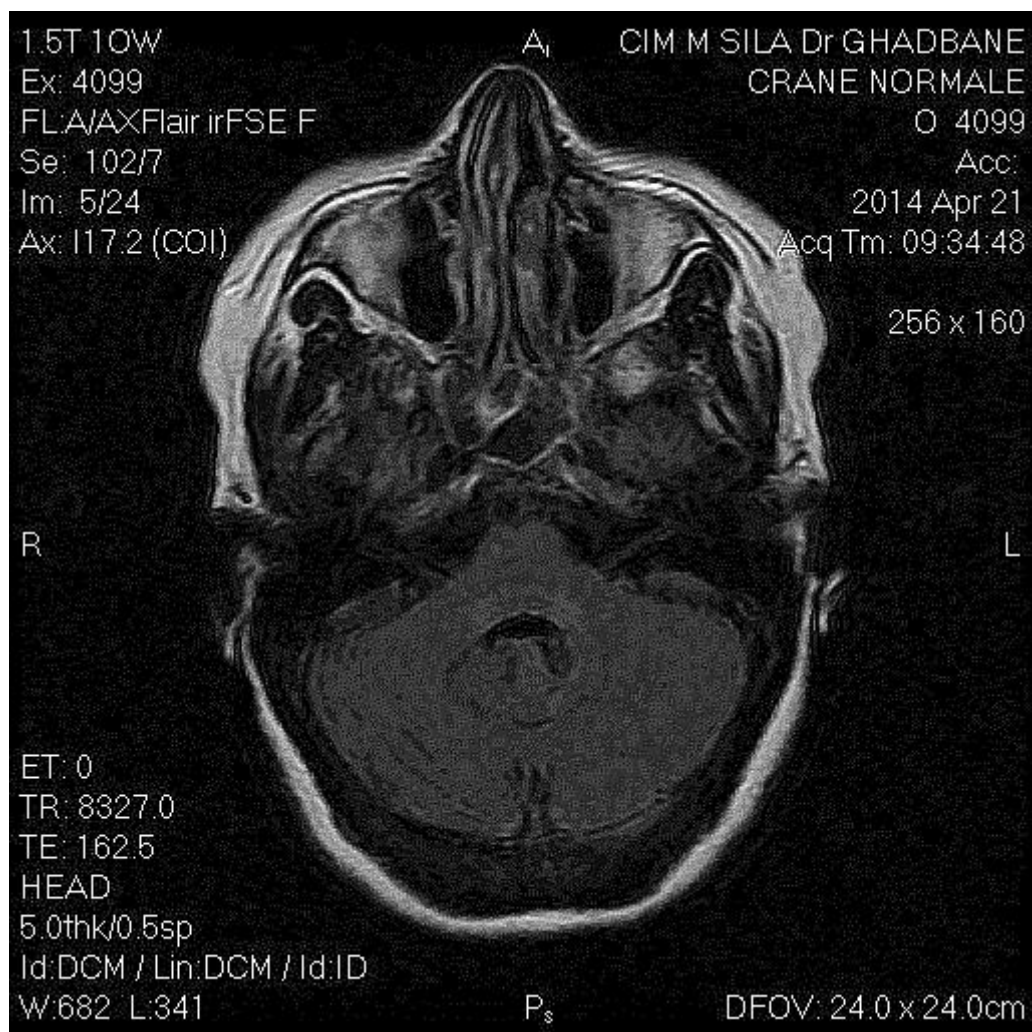


Figure 3.4 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-3x}$, fenêtre 3×3.

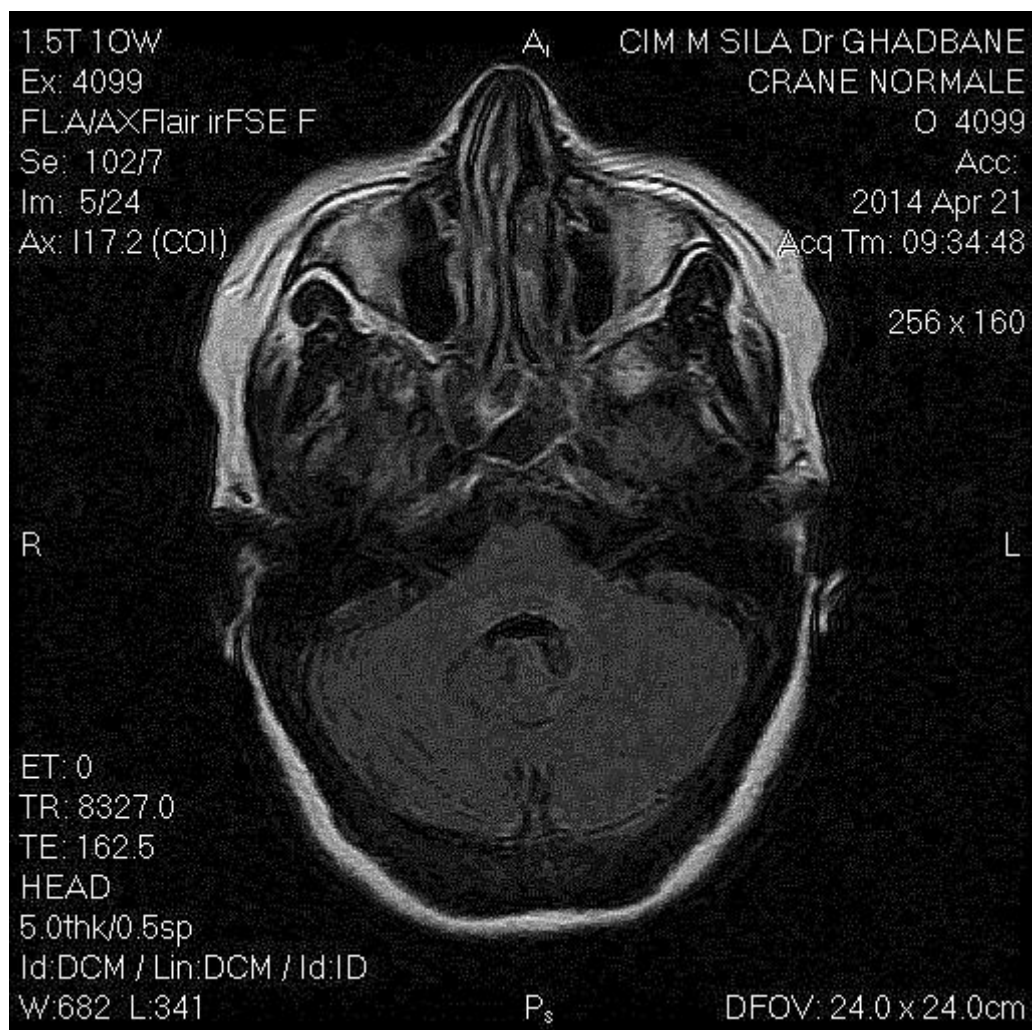


Figure 3.5 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-4x}$, fenêtre 3×3.

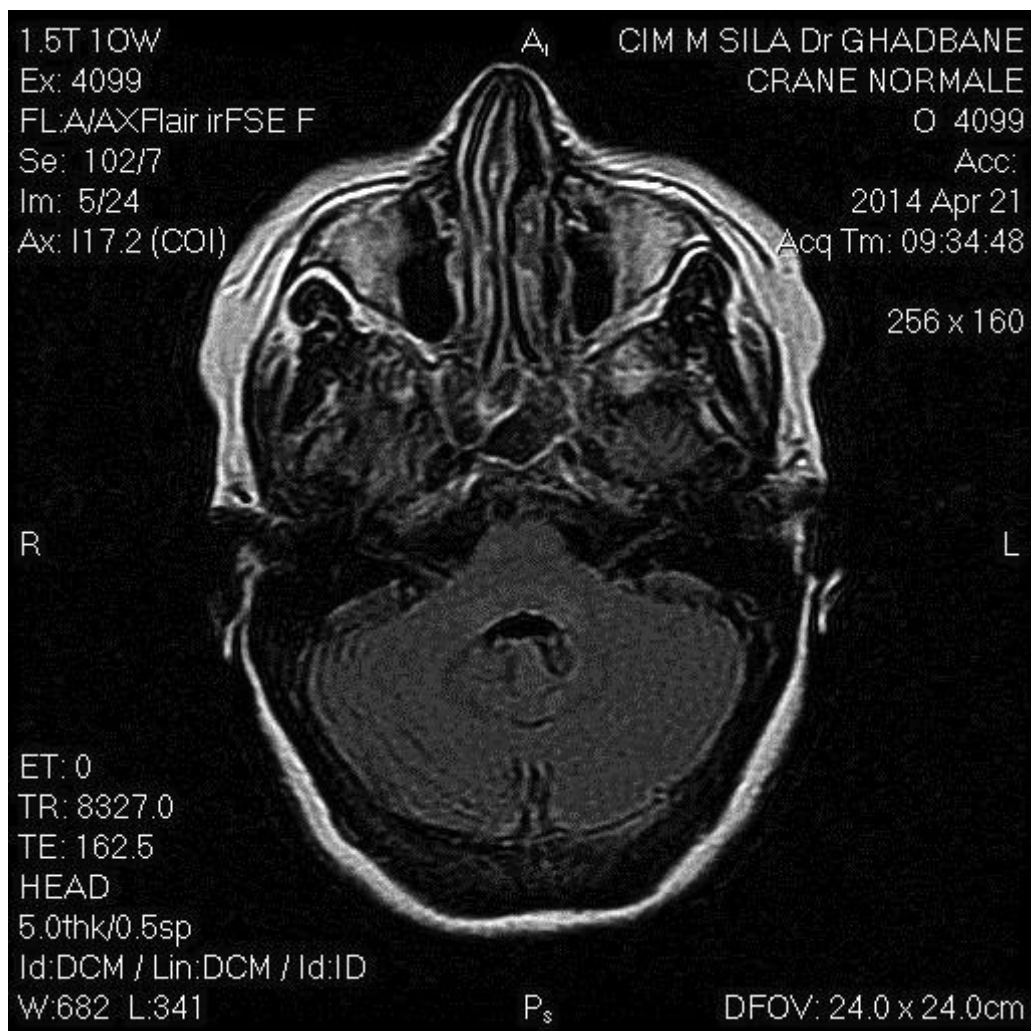


Figure 3.6 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-2x}$, fenêtre 9×9.

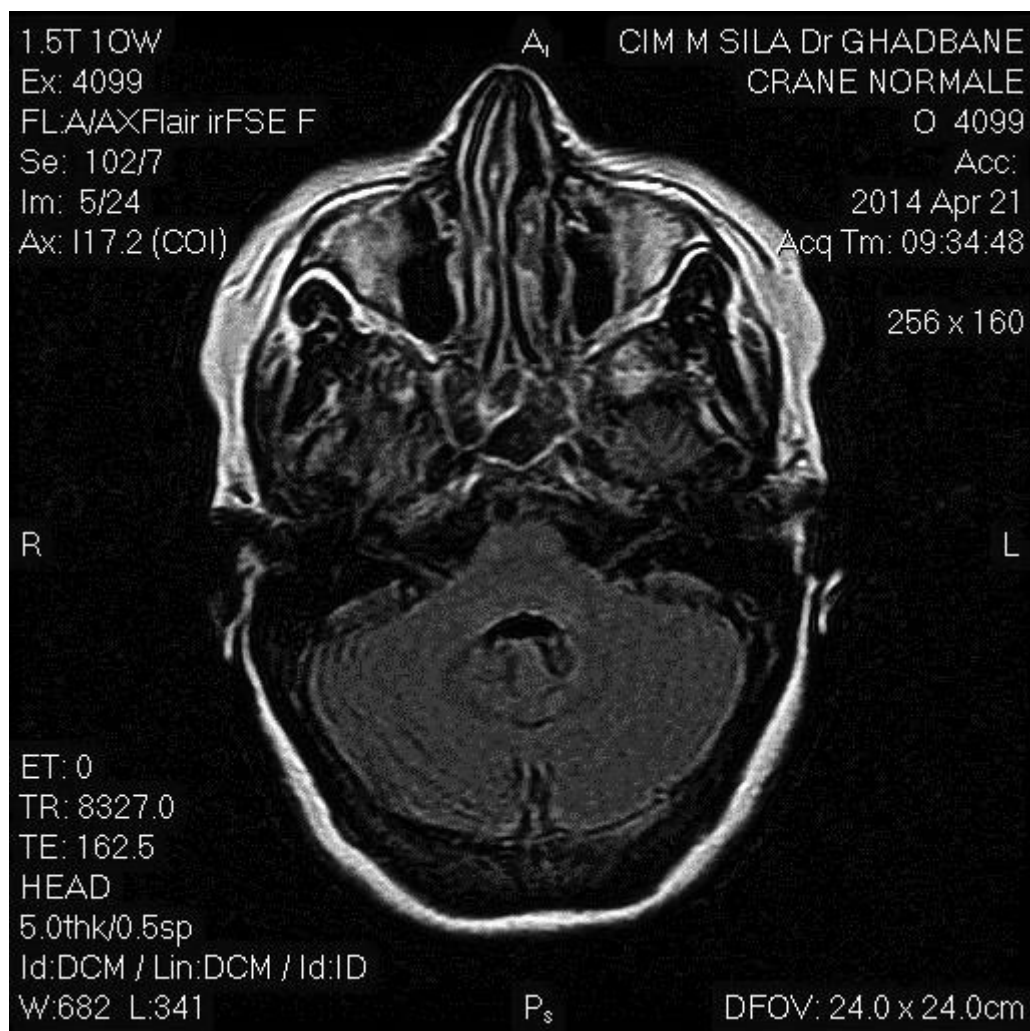


Figure 3.7 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = 1 - e^{-2x}$, fenêtre 15×15.

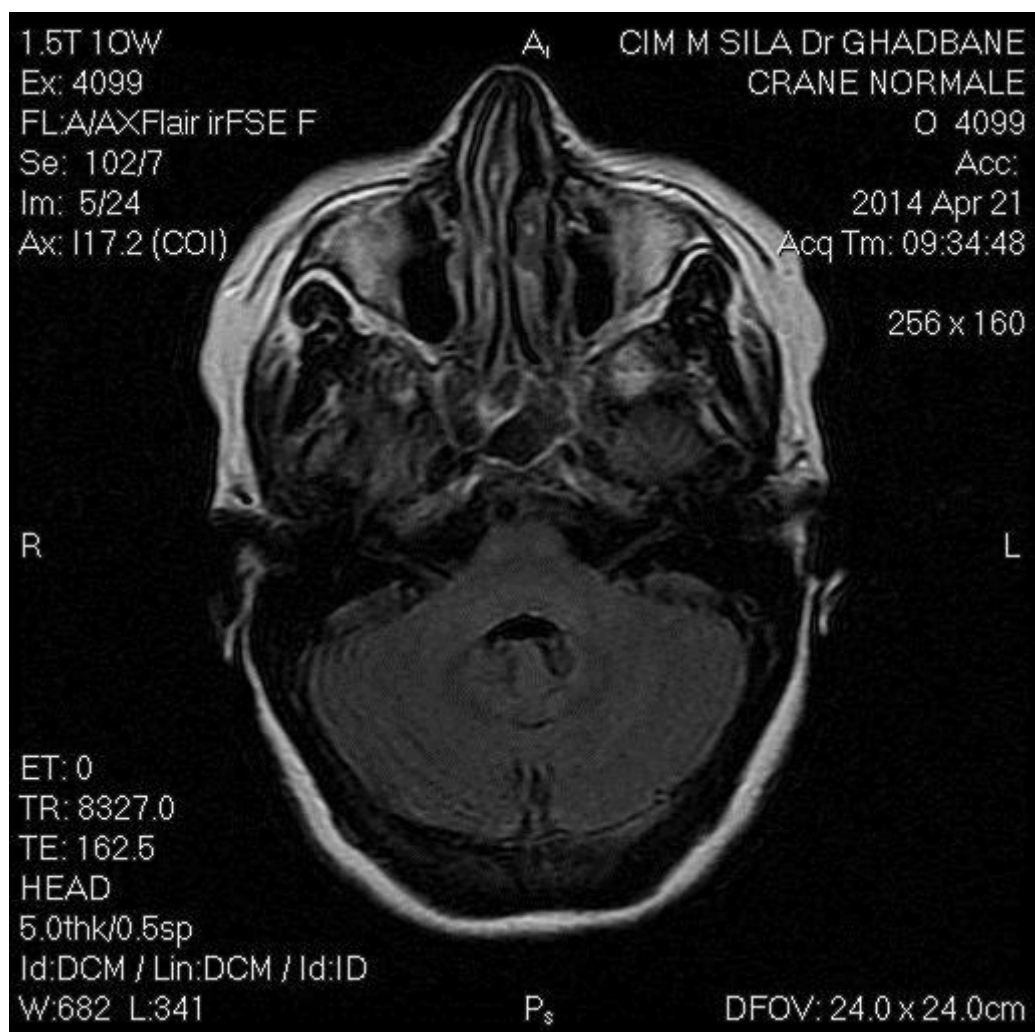


Figure 3.8 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x)=\ln(1+x)$, fenêtre 3×3 .

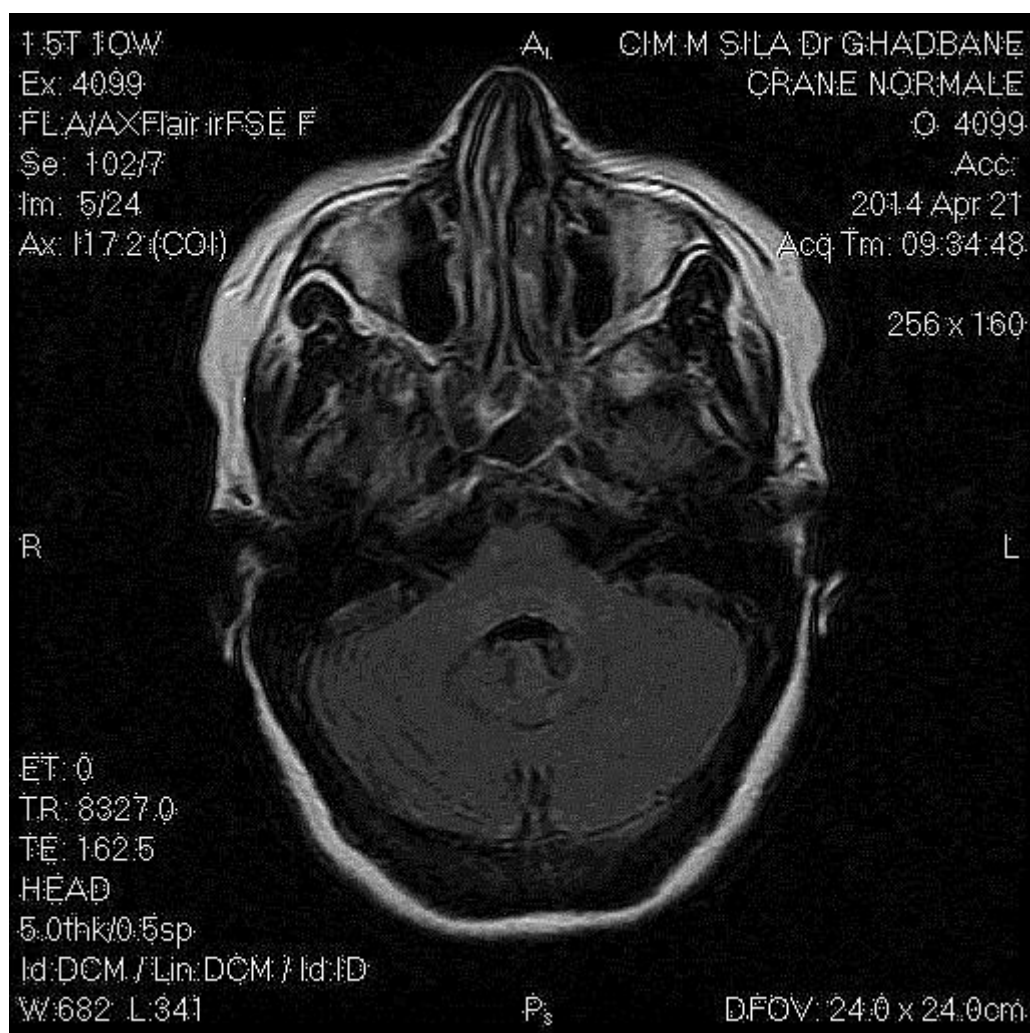


Figure 3.9 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x)=\text{Ln}(1+2x)$, fenêtre 3x3.

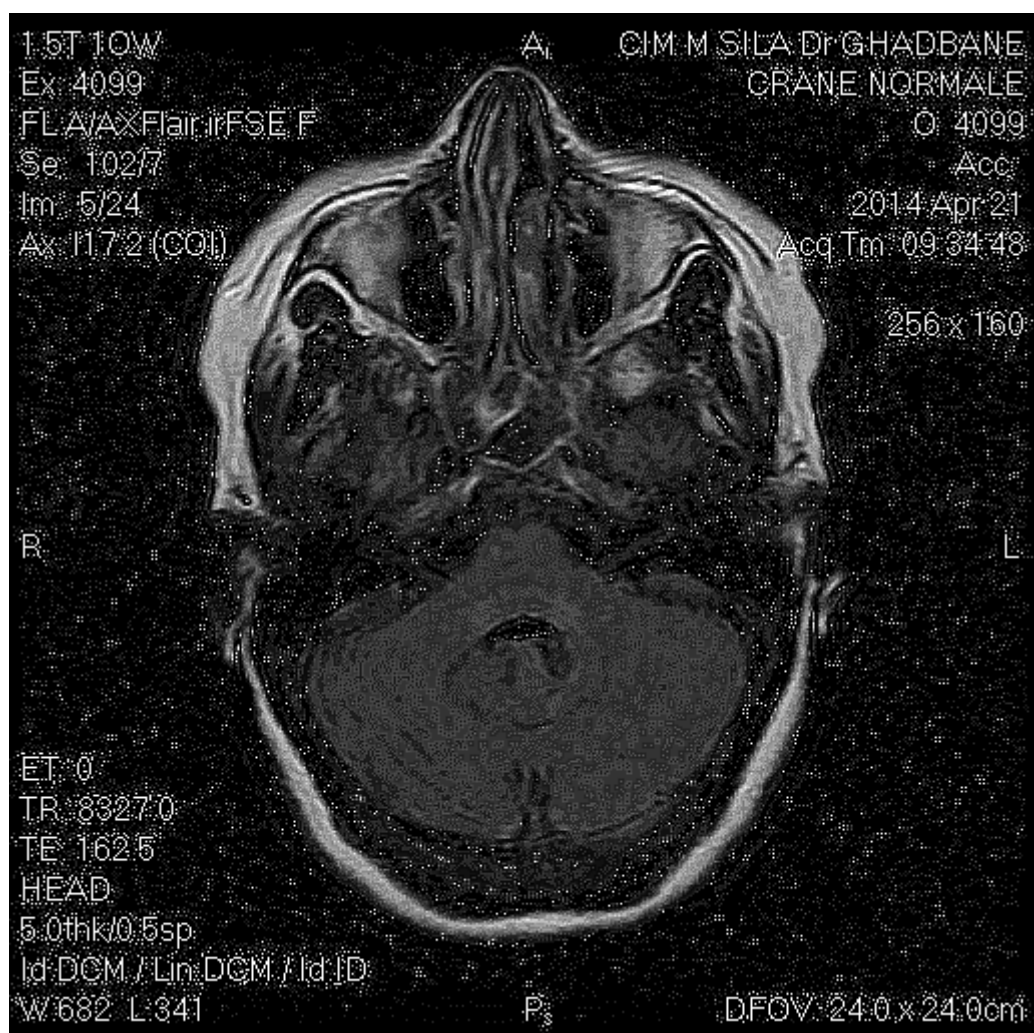


Figure 3.10 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x)=\ln(1+3x)$, fenêtre 3×3.

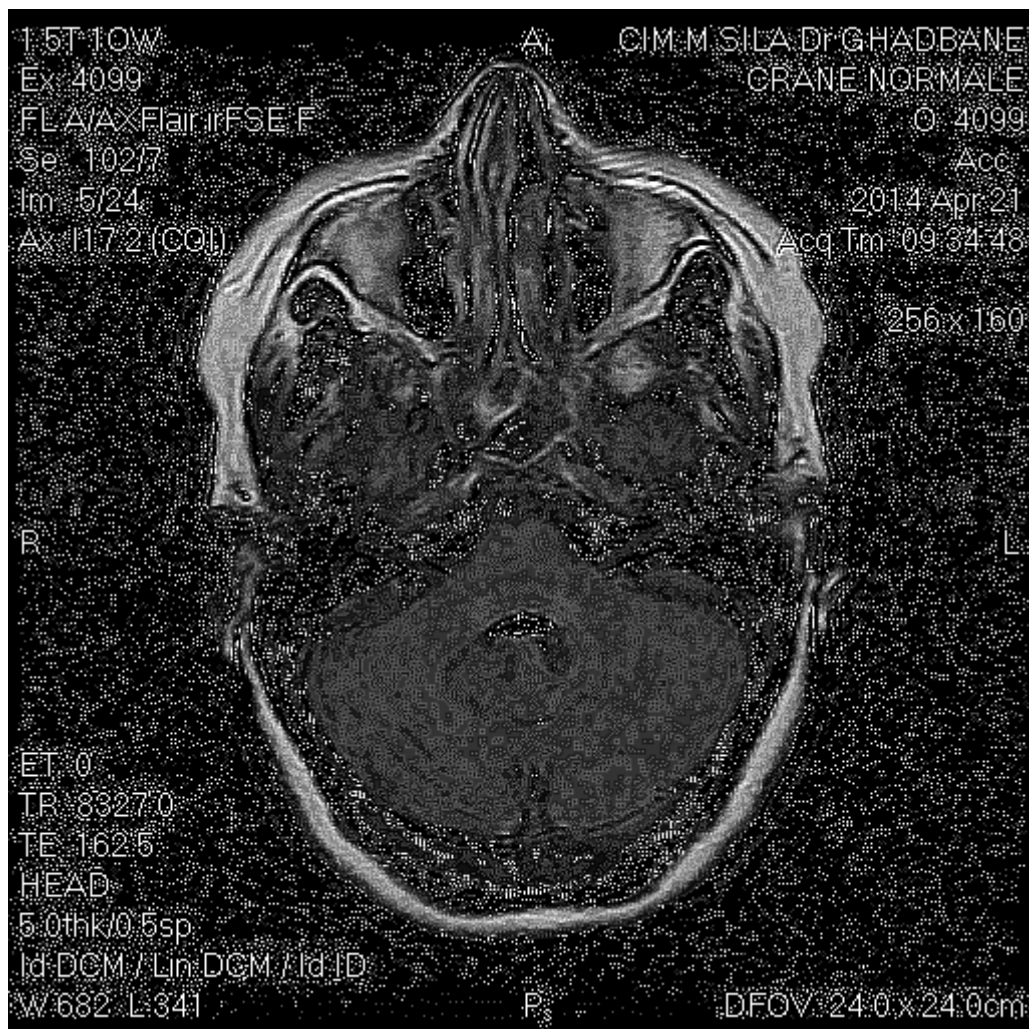


Figure 3.11 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = \ln(1+4x)$, fenêtre 3x3.

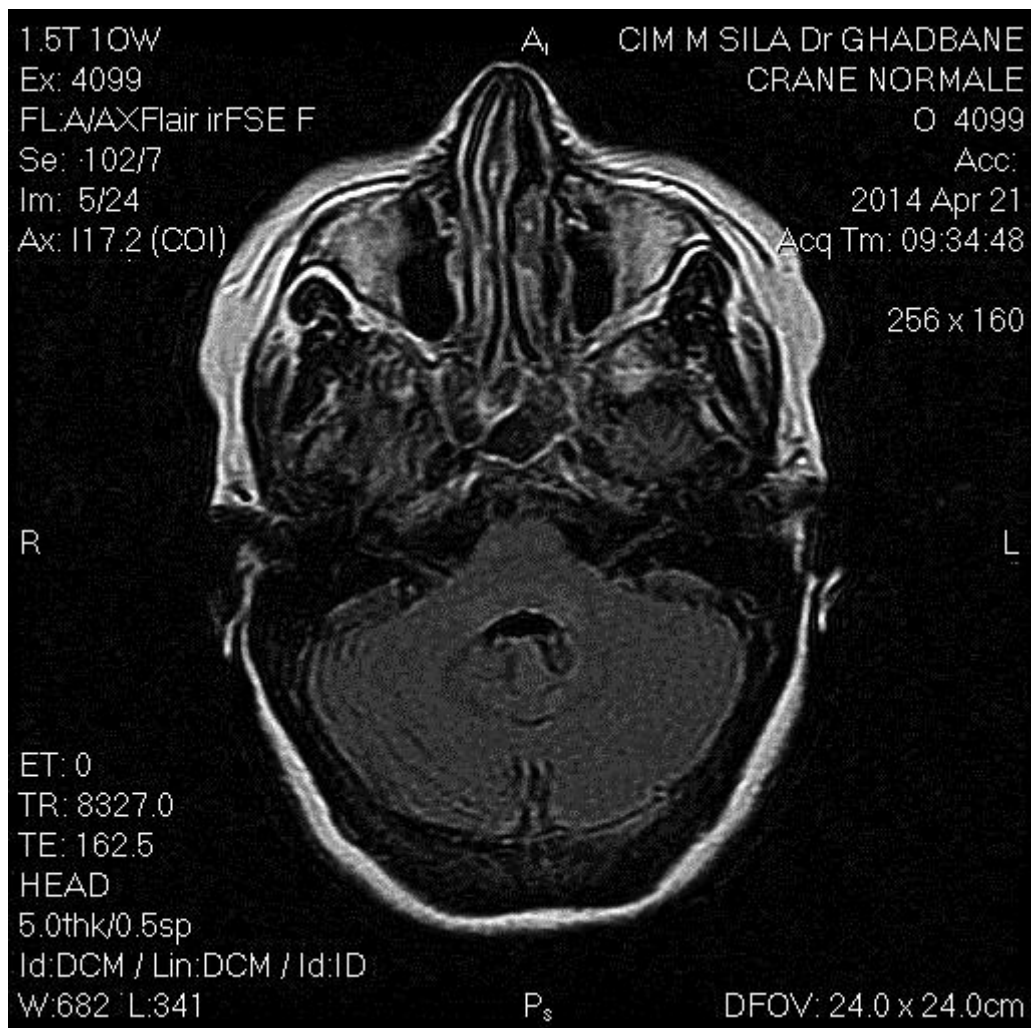


Figure 3.12 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x)=\text{Ln}(1+2x)$, fenêtre 9×9.

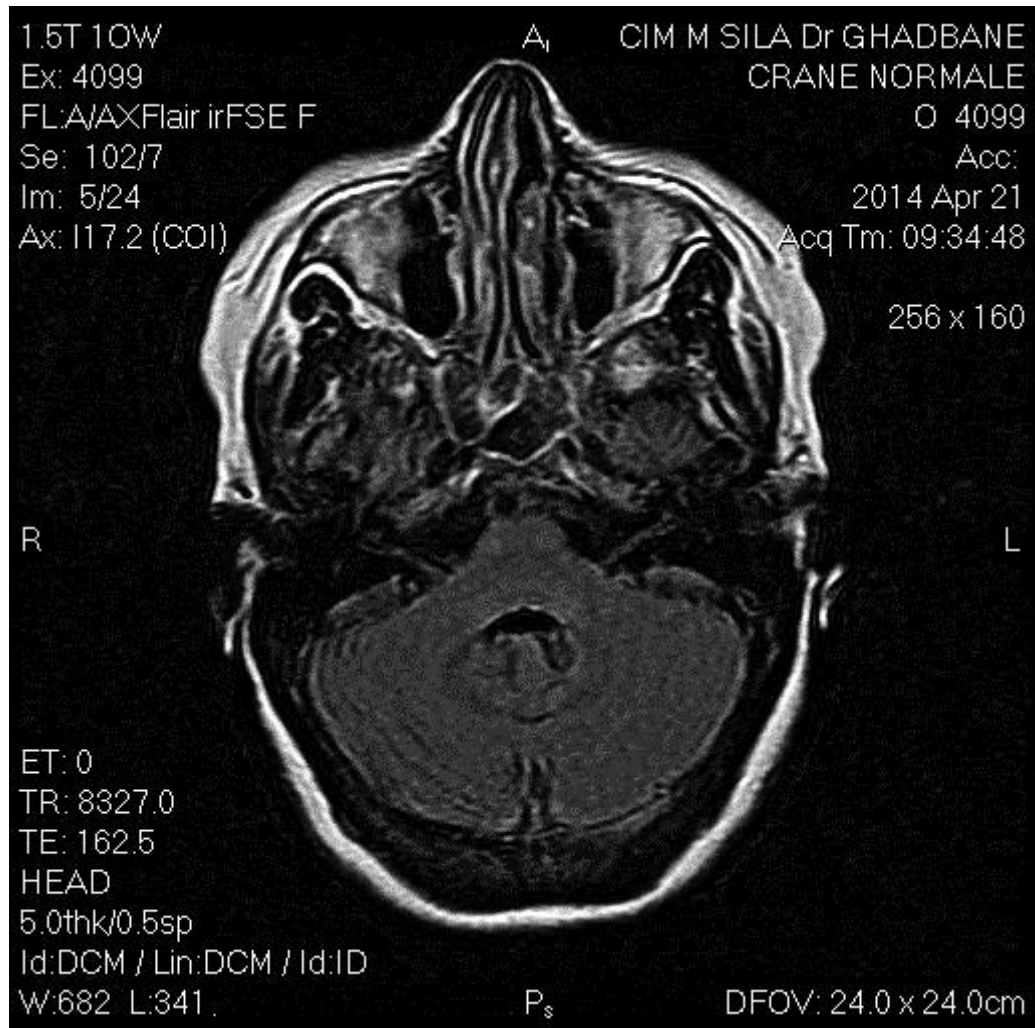


Figure 3.13 : Résultat du traitement pour la Fonction : $f(x) = \ln(1+2x)$, fenêtre 15x15.

Visuellement on ne constate pas de grandes différences entre les résultats de la fonction de rehaussement du contraste exponentielle : $f(x) = 1 - e^{-2x}$ et celles de la fonction de rehaussement du contraste logarithmique : $\ln(1+2x)$ par contre, la variation de la fenêtre d'analyse permet d'améliorer significativement le contraste des contours d'objets dans l'image. Pour la fenêtre de taille 3x3 on ne constate pas une amélioration remarquable (figure 3.2), alors que pour les fenêtres de taille 9x9 et de taille 15x15 (figures 3.6, 3.7, 3.12 et 3.13), on constate une amélioration de contraste des contours des objets dans l'image de telle façon qu'on peut mieux distinguer les objets.

Évidemment, l'image optimale est obtenue pour $n = 2$ et fenêtre 15x15 (Figure 3.7) Le tableau 3.1 montre les mesures quantitative d'évaluation effectuées pour la méthode de Beghdadi et Le Negrate pour différents fonction et différents tailles de fenêtres.

Fonction	Fenêtre	AMBE	H	PSNR	MSSIM
$1 - \exp(-2x)$	3x3	2.0059	4.2242	33.4928	0.9099
$1 - \exp(-2x)$	9x9	3.7596	4.7699	28.3196	0.8730
$1 - \exp(-2x)$	15x15	4.7175	4.9550	26.6849	0.8594
$1 - \exp(-2x)$	17x17	4.9599	5.0009	26.3382	0.8594
$1 - \exp(-2x)$	21x21	2.0059	4.2242	33.4928	0.9099
$1 - \exp(-3x)$	3x3	3.7254	4.3215	26.9920	0.7210
$1 - \exp(-4x)$	3x3	3.7254	4.3215	26.9920	0.7210
$1 - \exp(-5x)$	3x3	3.7254	4.3215	26.9920	0.7210
$1 - \exp(-x)$	3x3	1.9010	4.0911	30.1350	0.9401
$\ln(1+2x)$	3x3	1.5467	3.9966	31.7434	0.9545
$\ln(1+2x)$	3x3	2.0476	3.4731	26.3073	0.8847
$\ln(1+2x)$	5x5	1.6876	3.5074	29.8509	0.9074
$\ln(1+2x)$	9x9	2.2349	3.5185	27.8740	0.9011
$\ln(1+2x)$	15x15	2.8717	3.5144	25.9734	0.8957
$\ln(1+2x)$	3x3	7.6888	3.5424	18.0239	0.5007
$\ln(1+2x)$	3x3	16.3836	3.5037	13.2006	0.3108

Tableau 3.1 : Valeurs moyennes des mesures quantitatives.

En analysant les résultats, nous constatons que l'image traitée par la méthode de Beghdadi et Le Negrate par le biais de la fonction d'augmentation de contraste (exponentielle ou logarithmique) est meilleure avec une fenêtre de taille 15x15 et 17x17. Car elle présente la valeur de l'entropie la plus élevée, avec un PSNR acceptable (proche de 30 db), et un MSSIM proche de 1, et AMBE de valeur plus élevé, de plus elle présente visuellement la meilleure apparence.

III.3.2 Méthode d'égalisation d'histogramme (HE)

L'égalisation d'histogramme est un procédé par lequel on force tous les niveaux de gris de l'image à être équiprobables. Elle fait augmenter le contraste de l'image par l'intermédiaire d'une fonction de transformation (fonction de distribution cumulée).

En égalisant l'histogramme de l'image de teste (figure 3.1), on obtient les résultats présentés dans les figures suivantes:

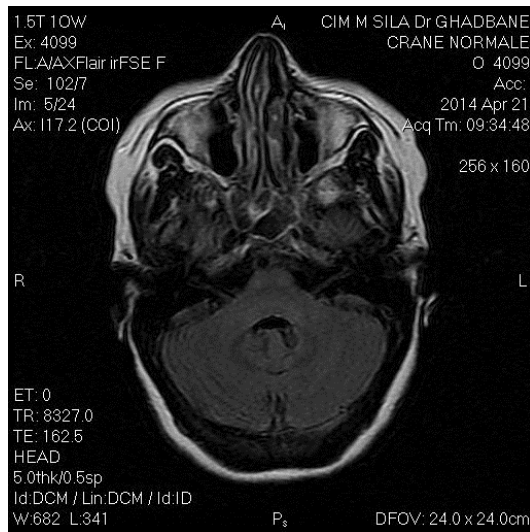


Image originale (A)

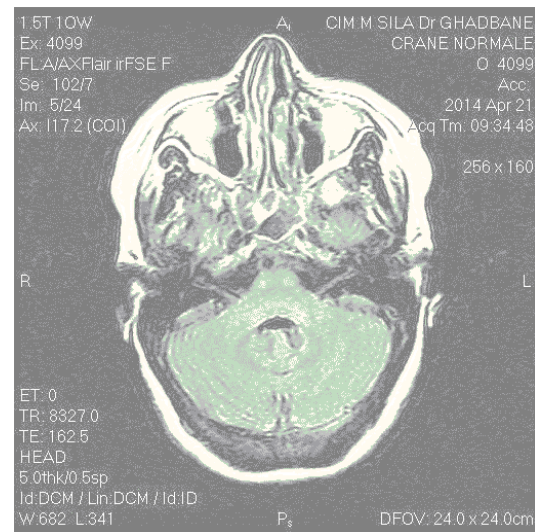
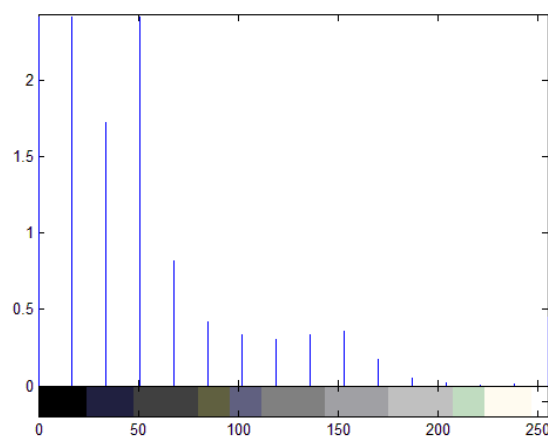
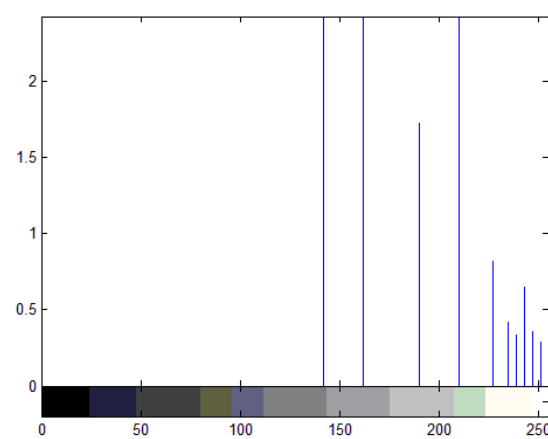


Image traitée (B)



Histogramme original (A)



Histogramme égalisé (B)

Figure 3.14 : Résultats de l'égalisation d'histogramme.

D'après l'évaluation visuelle, le contraste de l'image traitée est effectivement nettement plus élevé que sur l'image originale. L'histogramme obtenu après égalisation est presque uniforme et s'étend sur l'ensemble des niveaux disponibles.

Méthode	PSNR	H	AMBE	MSSIM
Egalisation d'histogramme	15.267	4.118	23.310	0.310

Tableau 3.2 : Valeurs moyenne des mesures quantitatives pour la méthode ‘HE’.

L'évaluation de l'image selon les critères de mesure MSSIM, AMBE, H et PSNR (tableau 3.2) montre que la méthode d'égalisation de l'histogramme ‘HE’ ne préserve pas la qualité naturelle de l'image originale, puisque elle présente une valeur d'AMBE élevée, de plus, la similarité structurelle (MSSIM) dans l'image traitée est proche de zéro, en outre, la valeur du PSNR est faible ce qui montre qu'il y a augmentation du bruit pendant le traitement.

III.3.3 Comparaison entre les deux méthodes

L'amélioration du contraste par la méthode d'égalisation d'histogramme (HE) a généralement comme conséquence une meilleure utilisation de la gamme dynamique. Cependant, pour les images à faible niveau de gris, ne signifie pas que l'image résultante soit visuellement sombre et bruite.

On voit nettement dans l'image (b) de la figure 3.14 qu'il y a des effets indésirables (présence de bruit sur tout l'image). De plus, la qualité de l'image est devenue artificielle de façon que les objets blancs, soient devenus plus blanc, et les objets sombres plus sombres.

En comparant cette méthode à la méthode de Beghdadi et Le Negrate, nous relevons que la première améliore le contraste de la totalité de l'image, tandis que la deuxième se limite à l'amélioration du contraste des contours des objets et préserve l'éclat naturel de l'image originale (tableau 3.3).

Méthode	PSNR	H	AMBE	MSSIM
Egalisation d'histogramme (HE)	15.267	4.118	23.310	0.310
Beghdadi et Le Negrate (fenêtre 15x15)	37.592	4.893	0.021	0.983

Tableau 3.3 : Valeurs moyennes des mesures quantitative pour la méthode HE et la méthode de Beghdadi et Le Negrate

4.4 Conclusion

Nous avons vu dans ce chapitre l'évaluation expérimentale des méthodes de rehaussement et des méthodes d'évaluation du contraste décrites au chapitre précédent.

Après avoir passé en revue les outils de mesure nécessaires à l'évaluation de la qualité de l'image, nous avons appliqué les méthodes de traitement retenues, à l'image de test et nous avons présenté les résultats obtenues et leurs interprétations. Nous avons noté que cette méthode (La méthode de Beghdadi et Le Negrate) permet d'arriver à une amélioration notable du contraste originale de l'image. Elle permet d'obtenir des valeurs acceptables d'AMBE, H, PSNR et MSSIM. Ceci traduit sa robustesse et son efficacité. Il est à noter que cette méthode est très peu sensible au bruit et ne modifie pas la forme des objets. Elle est de plus, adaptative et facile à implémenter. Concernant la méthode de (HE), il y a le problème de saturation des niveaux de gris. Finalement, les résultats obtenus sont encourageants et montrent l'efficacité de cette méthode.



Conclusion Générale



Objectif de ce mémoire est de présenter une méthodologie permettant l'amélioration du contraste des images médicales ayant caractérisé par un faible niveau de gris. Ainsi, avec des contrastes faibles et des couleurs atténués ce qui rend l'interprétation des images difficile.

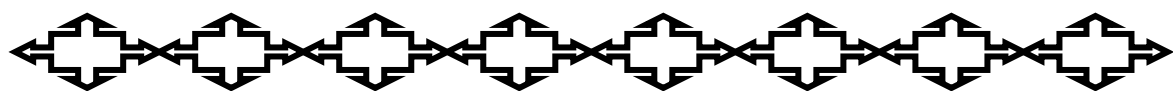
Plusieurs méthodes ont été introduites pour améliorer le contraste des images, elles peuvent être classées en deux groupes essentiels, les méthodes directes qui agissent directement sur le contraste (notre cas, la méthode de Beghdadi et le Negrate [19]), et des méthodes indirectes qui agissent sur le contraste sans le définir explicitement dont les plus utilisées sont celles se basant sur la modification de l'histogramme de l'image.

Dans le cadre de ce travail, deux méthodes d'amélioration de contraste ont été retenues. La première méthode, celle de Beghdadi et Le Negrate, se base sur l'amélioration de contraste des contours d'objets à travers l'utilisation d'un opérateur de détection des contours. La deuxième est une technique classique se basant sur la modification d'histogramme. Dans cette méthode, la fonction de densité de probabilité est modifiée avant l'exécution de l'égalisation d'histogramme. De plus, elle est automatique et ne nécessite aucun ajustement manuel des paramètres et aucune information a priori sur les conditions d'acquisition.

Nous avons également comparé les résultats de ces deux méthodes, et montré que la méthode proposé améliore de façon importante la qualité visuelle et plus particulièrement les contrastes et les contours des objets.

L'évaluation des méthodes utilisées a été effectuée selon quatre critères de mesure : l'AMBE, l'entropie, le PSNR et le MSSIM complétés par une inspection visuelle de l'image. Les résultats de test ainsi obtenus ont montré et confirmé l'efficacité de la méthode utilisée afin d'obtenir des images de meilleure qualité.

Enfin, nous proposons en perspectives d'utiliser d'autres méthodes d'amélioration de contraste et de faire une comparaison entre les méthodes utilisées. Ce travail est une initiation à la recherche dans un domaine récent. On espère qu'il pourra contribuer à aider les personnes qui s'intéressent à ce domaine dans leurs travaux.



LES REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES



- [1] S. OUDDANE, "Compression des images médicales 3D". Mémoire de magister, département d'informatique, USTO-MB, 2009.
- [2] The Royal Australian and new zealand college of radiologists. Imaging Guidelines. 4th edn. Surrey Hills : national Library of Australia cataloguing –in-publication Data,2001
- [3] yann-gaudeau, « contrebutions en compression d'images médicales 3D et d'images naturelles 2D »,centre de recherche en automatique de Nancy CRAN-CNRS UMR, Université Henri Poincaré, soutenue le 13 .décembre 2006
- [4] K. MAMMERI, "Contribution méthodologique au prétraitement d'images satellitaires : application des techniques d'amélioration de contraste". mémoire de magister, département d'électronique, USTO-MB, 2011.
- [5] A. Le Negrate, A. Beghdadi et K.-B. Belkacem, “ Quelques Traitements Bas Niveau Bases Sur Une Analyse Du Contraste Local,”, Vision Interface '99, Trois-Rivières, Canada, pp. 598-603, May 1999.]
- [6] X. Zanlonghi, “Sensibilité au Contraste-Etude Comparative Des Appareillages Actuels, ”, coup d'œil, vol.1079, no.32, pp.70–74, 1991.
- [7] A. Bensabbah, E. Tisserand, S. Weber, J.F. Pautex and G. Prieur, “génération de palettes de couleurs pour représenter l'évolution d'un signal en image : illustration avec des images d'échographie vésicale et de cartographie de champs ultrasonores. ”, Laboratoire D'instrumentation Electronique De Nancy Lien), Université De Nancy, Bp 239, 54506 Vandoeuvre Les Nancy Cedex France, Innov. Tech. Biol. Med., Vol. 15, N0 2, 1994.

- [8] N. Hautière et al. , „Mesure du contraste local dans les images, Application à la mesure de distance de visibilité par caméra embarquée”, Unité Mixte de Recherche du CNRS et de l'Université Jean Monnet de Saint-Étienne, PP.1-26
- [9] F. Kammoun et J. P. Astruc “Augmentation de contraste « adaptative » suivant les niveaux de gris des contours”, Revue de Physique Appliquée N0 10 pp. 1029-1035, Avril 1990.
- [10] <http://perso.telecom-paristech.fr/maitre/BETI/Beghdadi/methode.html> accédé le 25/04/2009.
- [11] S. A gaian, K. Panetta, and A. Grigoryan, “Transform based image enhancement algorithms with performance measure,”. IEEE Transactions On Image Processing. vol. 10, no.3, pp. 367– 82, 2001.
- [12] A. P. Dahwan, G. Buelloni and R. Gordon, " Enhancement of mammographic features by optimal adaptive neighborhood image processing", IEEE Trans. Med. Imaging, vol.MI-5,No1, pp.8-15, March 1986.
- [13] J. P. Cocquerez Et S. Philipp, " Analyse D'Images. Filtrage Et Segmentation ", Enseignement De La Physique Traitement Du Signal, MASSON, 1995.
- [14] C. KADDOUR, S. AISSA BRAHIM, "compression des images fixes par fractales basée sur la triangulation de Delaunay et la quantification vectorielle". Mémoire d'ingénieur, institut d'informatique, USTHB, 2009.
- [15] A.DJLOUT, A.DRISS, "Analyse d'images satellitaires". Mémoire d'ingénieur, INTTIC 2010.
- [16] M. PACHOUD, "Comparaison objective de systèmes d'imagerie conventionnelle et numérique en mammographie". Thèse de Doctorat, Faculté des sciences de l'université de Lausanne, 2003.

- [17] E. CHRISTOPHE, "Compression des images hyperspectrales et son impact sur la qualité des Données". Thèse de doctorat L'école nationale supérieure de l'aéronautique et de l'espace, France. Octobre 2006.
- [18] C. THOMAS, "Fusion d'images de résolutions spatiales différentes". Thèse de Doctorat, l'Ecole des Mines de Paris, décembre 2006.
- [19] M. CARNEC, P. LE CALLET, D. BARBA, "Objective quality assessment of color images based on a generic perceptual reduced reference". Science direct, Signal Processing: Image Communication 23 (2008) 239–256.
- [20] A.WATSON, L. KRESLAKE, "Measurement of visual impairment scales for digital video". In Human Vision, Visual Processing, and Digital Display, Proc. SPIE, vol. 4299, 2001.
- [21] J. GUILLOIS, "Compression de données, compression des images". Techniques de l'ingénieur. Traité d'électronique.
- [22] S. A. GAIAN, K. PANETTA, A. GRIGORYAN, "Transform based image enhancement algorithms with performance measure". IEEE Transactions on image Processing. vol. 10, no.3, pp. 367– 82, 2001.
- [23] C. LI, A. BOVIK, "Content-partitioned structural similarity index for image quality assessment". Science direct, Signal Processing: Image Communication 25(2010) 517-526.
- [24] Z. WANG, A.C. BOVIK, H.R. SHEIKH, E.P. SIMONCELLI, "image quality assessment: from error visibility to structural similarity". In the handbook of video databases: design and applications (B. Furhtand O. Marques,eds.), CRC Press, 2003.
- [25] T. DELLEJI, M S. BOUHLEL, "Evaluation de deux métriques pour la mesure de la qualité des images compressées par la norme JPEG". 3rd International Conference:

- Sciences of Electronic, Technologies of Information and Telecommunications (SETIT), Tunisie, Mars 2005.
- [26] Z. WANG, A.C. BOVIK, H.R. SHEIKH, E.P. SIMONCELLI, "image quality assessment: from error visibility to structural similarity", IEEE Transactions on Image Processing 13 (4) (2004) 600–612.
- [27] S. D. Chen, and A. Ramli, "Minimum mean brightness error bi-histogram equalization in contrast enhancement," IEEE Transactions on Consumer Electronics, vol. 49, no.4, pp. 1310–19, 2003.
- [28] I. Jafar and H. Ying, "A New Method for Image Contrast Enhancement Based on Automatic Specification of Local Histograms", IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security, VOL.7 No.7, July 2007.
- [29] D. Menotti, L. Najman, J. Facon, and A. Araújo, "Multi-Histogram Equalization Methods for Contrast Enhancement and Brightness Preserving" IEEE Transactions on Consumer Electronics, Vol. 53, No. 3, August 2007.
- [30] C. Thomas, "Fusion d'Images de Résolutions Spatiales Différentes" Thèse de Doctorat, l'Ecole des Mines de Paris, décembre 2006.



ANNEXE



LE COMPORTEMENT DU PSNR ET MSSIM

Pour bien montrer le fonctionnement des méthodes proposées, deux manipulations sont effectuées : la première pour le fonctionnement globale du critère utilisé, la deuxième montre l'avantage du MSSIM par rapport du PSNR.

L'image utilisée est 'LENA.bmp' de taille 512x512 8bits/pixel en niveau de gris avec les différentes dégradations possibles.

Manipulation 1

Différent tests seront fait pour montrer les variations du PSNR et de MSSIM pour les différents dégradations de qualité, comme c'est illustré dans la Figure A.1.



Figure A.1 : Images de test 1 : (A) image originale « Lina », (B) Bruit gaussien, (C) Bruit aléatoire, (D) Contraste, (E) Floue, (F) Compression JPEG.

Les résultats obtenus sont regroupé sur les tableaux suivant :

Images	MSE	PSNR	MSSIM
A & B	242,14	24,29	0,5453
A & C	875,20	18,70	0,3560
A & D	191,35	25,31	0,8740
A & E	175,64	25,68	0,7799
A & F	353,59	22,64	0,6038

Tableau 4 : les variations du PSNR et MSSIM pour les différents niveaux de qualité.

Manipulation 2

Dans cette manipulation on prend l'image originale avec les différentes dégradations ayant une erreur quadratique moyenne MSE le plus proche possible, les résultats obtenus sont regroupé sur le tableau suivant :

Images	MSE	PSNR	MSSIM
A & B	225,3684	24,6019	0,7227
A & C	225,1804	24,6055	0,4508
A & D	224,7482	24,6138	0,5009
A & E	224,9993	24,6090	0,9890
A & F	225,0932	24,6072	0,9494
A & G	224,1397	24,6200	0,6880
A & H	215,1139	24,8041	0,6709

Tableau 5 : les différents résultats trouvés.



Figure A.2 : Images de test : (A) image originale « Lina », (B) Bruit Salt-Pepper, (C) Bruit gaussien additive, (D) Bruit Multiplicative Speckle, (E) Mean Shift, (F) Contraste, (G) Floue, (H) Compression JPEG.

A partir l'examen visuel (figure A.2) et les mesures effectuée entre l'image de référence et les images dégradées on peut noter que le MSSIM est bien adapté avec la perception visuelle, mais le PSNR reste constante malgré que les couples d'images ne sont pas de même qualité visuelle, par exemple pour l'image (e) on a le PSNR=24.60 par contre le MSSIM= 0.98 (très faible dégradation).

RESUME :

La qualité joue un rôle important dans l'interprétation d'une image numérique. Elle est exprimée en plusieurs termes, et le contraste est l'un des paramètres utilisés pour améliorer cette qualité, cette amélioration peut être faite en augmentant le contraste (rehaussement). C'est une technique de rehaussement radiométrique utilisée pour améliorer le contraste d'une image.

Le but de ce travail est de présenter une méthodologie d'amélioration de contraste des images médicale, par l'utilisation des méthodes de rehaussement de contraste. Le travail consiste à appliquer et comparer les méthodes de rehaussement de contraste par l'utilisation des méthodes d'évaluation de la qualité d'image, identifier les anomalies et les points singuliers et les interpréter.

ملخص :

تلعب نوعية الصورة دورا هاما في تحليل الصورة الرقمية, حيث يمكن التعبير عنها عن طريق عدة مؤشرات, تعد شدة التباين من بين اهم هذه المؤشرات ,التي نستطيع من خلالها تحسين النوعية الظاهرية للصورة ,عن طريق الزيادة في قيمة شدة التباين التي تعتبر الطريقة الراديو مترية المستعملة في تحسين نوعية الصورة

الهدف من هذا العمل هو تقديم و دراسة هذه الطريقة وبعد ذلك استعمال احدى نظرياتها لتحسين الصورة الطبية التي يمكن الحكم عليها عن طريق العين المجردة ومن ثم استعمال القياسات الكمية لفحص نوعية الصورة و للحكم على مدى نجاعة هذه الطريقة في المساهمة في تحسين نوعية الصورة الطبية