



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Ανάλυση και
Επεξεργασία Εικόνων: Τεχνικές για την βελτίωση
αντίθεσης ιατρικών εικόνων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΚΥΡΙΑΖΗΣ ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ

Επιβλέπων: ΔΗΜΗΤΡΗΣ ΚΟΥΤΣΟΥΡΗΣ
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Μάιος 2014



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Ανάλυση και
Επεξεργασία Εικόνων: Τεχνικές για την βελτίωση
αντίθεσης ιατρικών εικόνων

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΚΥΡΙΑΖΗΣ ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ

Επιβλέπων: ΔΗΜΗΤΡΗΣ ΚΟΥΤΣΟΥΡΗΣ
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 16^η Μαΐου 2014.

.....
Δ.Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γ.Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Α.Πρέντζα
Επ. Καθηγήτρια Παν. Πειραιά

Αθήνα, Μάιος 2014

.....

ΚΥΡΙΑΖΗΣ ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ 2014

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © ΚΥΡΙΑΖΗΣ ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ 2014

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

Περίληψη

Η ιατρική απεικόνιση είναι η τεχνική και η διαδικασία που χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει εικόνες του ανθρώπινου σώματος, για κλινικούς σκοπούς. Πολλές εικόνες, όπως είναι οι ιατρικές, υποφέρουν από κακή αντίθεση. Στα πλαίσια της παρούσας εργασίας παρουσιάζονται κάποιες τεχνικές για την βελτίωση της αντίθεσης. Το ιστόγραμμα ισοστάθμισης (HE) είναι μια δημοφιλής τεχνική για την ενίσχυση της αντίθεσης με βασική ιδέα τη χαρτογράφηση των επιπέδων του γκριζου. Η χαμηλή απόδοση της τεχνικής αυτής, επέφερε μια πιο εξελιγμένη τεχνική αναβάθμισης που είναι το προσαρμοστικό ιστόγραμμα ισοστάθμισης (AHE). Η AHE υπολογίζει πολλά ιστογράμματα για να ανακατανεμίσει τις τιμές φωτεινότητας της εικόνας, με αποτέλεσμα τη βελτίωση της τοπικής αντίθεσης με περισσότερες λεπτομέρειες. Λόγω της βραδύτητάς της και της τάσης της να υπερενισχύει το θόρυβο, αναπτύχθηκαν δυο παραλλαγές το Γρήγορο Προσαρμοστικό Ιστόγραμμα Ισοστάθμισης (FAHE) και η περιορισμένη κατά αντίθεση προσαρμοστική ισοστάθμιση ιστογράμματος (CLAHE) αντίστοιχα. Άλλες τεχνικές για την ενίσχυση αντίθεσης χρησιμοποιούν συγκεκριμένες συναρτήσεις μεταφοράς, όπως η σιγμοειδής και η προσαρμοστική ενίσχυση αντίθεσης. Στη συνέχεια, η ανάγκη για καλύτερευση της ποιότητας των ιατρικών εικόνων λόγω πολυπλοκότητάς τους (π.χ. έντονες ακμές), οδήγησε σε μεθόδους πολλαπλών κλιμάκων που εφαρμόστηκαν στην ενίσχυση της αντίθεσης των ιατρικών εικόνων. Δυο τύποι των μεθόδων αυτών αναφέρονται στην παρούσα εργασία, η Λαπλασιανή πυραμίδα και οι μέθοδοι κυματιδίων (wavelet). Παράλληλα με αυτές τις τεχνικές, παρουσιάζονται και τεχνικές γραμμικής και μη γραμμικής ενίσχυσης της αντίθεσης όπου σε συνδυασμό με τη μέθοδο των κυματιδίων επιφέρουν βελτίωση της αντίθεσης της εικόνας και μείωση του θορύβου. Τέλος, γίνεται σύγκριση της Λαπλασιανής Πυραμίδας με το μετασχηματισμό wavelet όπου, όπως παρατηρήθηκε, η Λαπλασιανή Πυραμίδα φαίνεται να είναι η καλύτερη επιλογή.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ

Ιατρικές εικόνες, βελτίωση αντίθεσης, ενίσχυση αντίθεσης, ψηφιακή επεξεργασία εικόνων, ισοστάθμιση ιστογράμματος, clahe, μετασχηματισμός wavelet, Λαπλασιανή Πυραμίδα, σιγμοειδής.

Abstract

Medical imaging is the technique and the process used to create images of the human body for clinical purposes. Many images, such as medical images, suffer from poor contrast. The present diploma thesis presents some contrast enhancement techniques. Histogram equalization (HE) is a popular technique for contrast enhancement whose basic concept is the mapping of gray levels. The low efficiency of this technique resulted in a more advanced enhancement technique that is adaptive histogram equalization (AHE). AHE computes several histograms and redistributes the brightness values of the image resulting in the improvement of local contrast. Due to AHE's slowness and its tendency to hyperstrengthen the noise, two variations, the fast adaptive histogram equalization (FAHE) and contrast limited adaptive histogram equalization (CLAHE), were developed. Other contrast enhancement techniques use specific transfer functions, such as the sigmoid and adaptive contrast enhancement. Subsequently, the need for improving the quality of medical images because of their complexity (eg sharp edges), led to multiple-scale methods, which were applied in order to enhance the contrast of medical images. Two types of these methods are mentioned in this diploma thesis, the Laplacian pyramid and wavelet methods. In addition to these techniques, techniques such as linear and non-linear contrast enhancement are presented, that in conjunction with the wavelet method led to improved image contrast and noise reduction. Finally, a comparison between the Laplacian pyramid and the wavelet transform is presented, resulting in the superiority of the Laplacian Pyramid.

KEYWORDS

Medical images, contrast enhancement, digital image processing, histogram equalization, clahe, wavelet transform, laplacian pyramid, sigmoid.

Κατάλογος περιεχομένων

Κεφάλαιο 1. Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας	8
1.1 Τι είναι η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας	8
1.2 Πεδία εφαρμογής της επεξεργασίας εικόνας.....	14
1.3Βελτίωση της αντίθεσης ψηφιακών εικόνων	17
Κεφάλαιο 2. Τεχνικές βελτίωσης της αντίθεσης ιατρικών εικόνων	25
2.1 Οι ιατρικές εικόνες	25
2.2 Τεχνικές βελτίωσης της αντίθεσης	30
2.3 Προσαρμοστική ισοστάθμιση ιστογράμματος.....	36
2.3.1 Η τεχνική Fast Adaptive Histogram Equalization	40
2.3.2 Η τεχνική CLAHE	44
2.4 Προσαρμοστική ενίσχυση αντίθεσης.....	45
2.4.1 Υπολογισμός του τοπικού Ελάχιστου / Μέγιστου / Μέσου	46
2.4.2 Καθορισμός της συνάρτησης μεταφοράς	47
2.5 Η σιγμοειδής συνάρτηση για την ενίσχυση της αντίθεσης.....	52
2.5.1 Προσαρμοστική σιγμοειδής συνάρτηση.....	54
Κεφάλαιο 3. Τεχνικές πολλαπλών κλιμάκων για την βελτίωση της αντίθεσης ιατρικών εικόνων....	59
3.1 Τεχνική Δυναδικού Μετασχηματισμού Wavelet για την ενίσχυση της αντίθεσης	59
3.2 Γραμμική ενίσχυση της αντίθεσης με χρήση τεχνικής Unsharp Masking.....	62
3.2.1 Γραμμική ενίσχυση της αντίθεσης με Unsharp Masking και Διακριτό Μετασχηματισμό Wavelet	63
3.3 Μη γραμμική ενίσχυση της αντίθεσης με χρήση της τεχνικής της λειτουργικής χαρτογραφικής	65
3.4 Τεχνική της Λαπλασιανής Πυραμίδας για την ενίσχυση της αντίθεσης	74
Κεφάλαιο 4. Σύγκριση τεχνικών Λαπλασιανής Πυραμίδας και Μετασχηματισμού Fast Wavelet Transform.....	77
Συμπεράσματα	89
Βιβλιογραφία.....	91

Κεφάλαιο 1. Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας

1.1 Τι είναι η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας

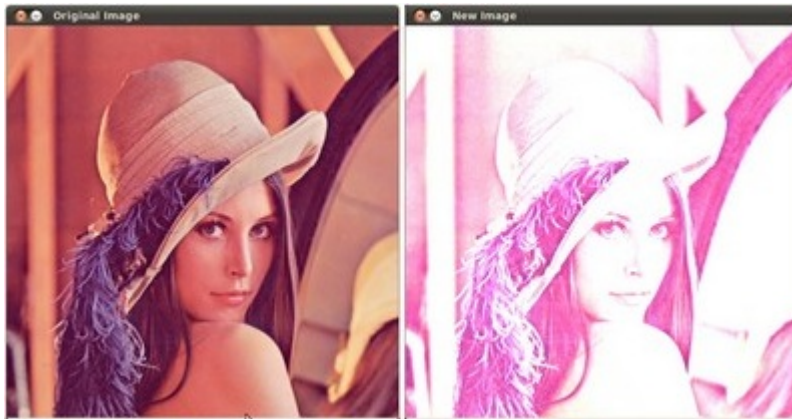
Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας ασχολείται με την καταγραφή και την επεξεργασία εικόνων με την βοήθεια του ηλεκτρονικού υπολογιστή. Ψηφιακή επεξεργασία εικόνας καλείται η εφαρμογή αλγορίθμων ανάλυσης και χειρισμού ψηφιακών δεδομένων εικόνας ή βίντεο. Η είσοδος και η έξοδος των υπολογισμών είναι δεδομένα εικόνας/βίντεο (έγχρωμα, ασπρόμαυρα ή σε αποχρώσεις του γκριζου). Μεγάλο μέρος του επιστημονικού υποβάθρου της επεξεργασίας εικόνας παρέχεται από την επεξεργασία σήματος, καθώς η ψηφιακή εικόνα μπορεί να θεωρηθεί δισδιάστατο χωρικό σήμα και το βίντεο τρισδιάστατο χωροχρονικό σήμα. Στόχοι της επεξεργασίας εικόνας μπορεί να είναι η βελτίωση ποιότητας, η αποκατάσταση εικόνας, η αφαίρεση θορύβου, η συμπίεση, η αποθήκευση και η μετάδοση της εικόνας.

Η επεξεργασία εικόνας έχει συγκεκριμένο πρόβλημα να λύσει σε γενικά καλά καθορισμένες συνθήκες. Με την ανάλυση της εικόνας μπορεί να γίνει περιγραφή ή και αναγνώριση του περιεχομένου της. Στην ανάλυση εικόνας, επιχειρείται να γίνει μίμηση της ανθρώπινης όρασης και σύνδεσης αυτής με τον εγκέφαλο. Το πρόβλημα της ανάλυσης εικόνας δεν έχει καλά καθορισμένες συνθήκες και χαρακτηρίζεται πιο δύσκολο από αυτό της επεξεργασίας. Οι αλγόριθμοι της ανάλυσης (ή κατανόησης) εικόνας προέρχονται από την επεξεργασία εικόνας αλλά το πεδίο αυτό επικαλύπτεται από το πεδίο της τεχνητής νοημοσύνης που καλείται μηχανική όραση.[1]

Τύποι της επεξεργασίας εικόνας μπορεί να είναι οι εξής:

- Γεωμετρικές μετατροπές: Αλλαγή στο μέγεθος ολόκληρης ή τμήματος της εικόνας, περιστροφή, παραμόρφωση, αλλαγή προοπτικής, αλλαγή ανάλυσης (σε ψηφιογραφικές εικόνες) κτλ.
- Χρωματικές μετατροπές και διορθώσεις: Αλλαγή των χρωματικών τόνων μιας εικόνας, ρύθμιση φωτεινότητας, αντίθεσης, αλλαγή του χρωματικού χώρου (μοντέλου), π.χ. από RGB σε CMYK.
- Συμπίεση και μετατροπή της μορφής αποθήκευσης μιας εικόνας στον υπολογιστή (file conversion), π.χ. από μορφή .jpg σε μορφή .tif.
- Εφαρμογή φίλτρων με στόχο τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας ή τον τονισμό γνωρισμάτων της (αφαίρεση αμυχών, εξάλειψη φαινομένου «κόκκινων ματιών» από εικόνες προσώπων, ανίχνευση ακμών και τονισμός των περιγραμμάτων, μείωση θορύβου κτλ).
- Ανάμιξη δύο ή περισσότερων εικόνων ώστε να αποτελούν μία (φωτομοντάζ).
- Κατάτμηση της εικόνας σε περιοχές, με στόχο τον καθορισμό των τομέων ενδιαφέροντος στην εικόνα (Regions of Interest, ROI). Ενδεικτικά, μπορεί να γίνει δυαδική κατάτμηση σε προσκήνιο και παρασκήνιο.
- Αποκατάσταση, με στόχο την εξαγωγή μίας «ορθής» εκδοχής της εικόνας από μία ενθόρυβη / θολωμένη / παραμορφωμένη εικόνα εισόδου.[55]

Ανεξάρτητα από την κατηγορία επεξεργασίας, όπως αναφέρθηκε πιο πάνω, η διαδικασία σχεδίασης και υλοποίησης των αλγορίθμων επεξεργασίας απαιτεί πολύ καλές γνώσεις μαθηματικών. Το σύγχρονο, έτοιμο λογισμικό επεξεργασίας απαλλάσσει το χρήστη από την ανάγκη να διαθέτει αυτές τις γνώσεις.



Εικόνα 1.1 Δοκιμή αλγορίθμων επεξεργασίας εικόνων.[2]



(α)



(β)

Εικόνες 1.2 Βελτίωση ποιότητας.[3]

Στις Εικόνες 1.2 φαίνεται η εφαρμογή τεχνικών βελτίωσης ποιότητας με αποτέλεσμα να εμφανίζονται πληροφορίες στην εικόνα 1.2(β), οι οποίες δεν ήταν άμεσα ορατές στην εικόνα 1.2(α).

Το ίδιο αποτέλεσμα εμφάνισης περισσότερης πληροφορίας επιτυγχάνεται με την αποκατάσταση εικόνας, στο παράδειγμα που παρουσιάζεται στις Εικόνες 1.3. Στο συγκεκριμένο παράδειγμα έχει γίνει αναστροφή των παραμορφώσεων που περιλάμβανε η αρχική εικόνα λόγω κίνησης και ατμοσφαιρικών φαινομένων.



(α)

(β)

Εικόνες 1.3 Αποκατάσταση εικόνας.

Ο θόρυβος είναι μια επιπλέον πληροφορία που προστίθεται στην εικόνα λόγω καταγραφής ή μετάδοσης. Ο θόρυβος υποβαθμίζει την πραγματική πληροφορία της εικόνας και η επεξεργασία της εικόνας μπορεί να τον αφαιρέσει. Ένα παράδειγμα φαίνεται στις Εικόνες 1.4.



(α)



(β)

Εικόνες 1.4 Αφαίρεση θορύβου.[4]

Η ανάλυση εικόνας επιτρέπει την αναγνώριση αντικειμένων και ιδιοτήτων όπως φαίνεται στα παρακάτω παραδείγματα της Εικόνας 1.5. Στην Εικόνα 1.5 αναγνωρίζονται οι πινακίδες σήμανσης του ορίου ταχύτητας.



Εικόνες 1.5 Ψηφιακή ανάλυση.[58]

Πολλές από τις τεχνικές ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας αναπτύχθηκαν στη δεκαετία του 1960 στο Jet Propulsion Laboratory, το Ινστιτούτο Τεχνολογίας της Μασαχουσέτης, στην Bell Laboratories, στο Πανεπιστήμιο του Maryland, και σε μερικές άλλες ερευνητικές εγκαταστάσεις, με εφαρμογή σε δορυφορικές εικόνες, μετατροπή προτύπων φωτογραφίας, ιατρικής απεικόνισης, εικονοτηλεφώνου, αναγνώριση χαρακτήρων, και την ενίσχυση φωτογραφίας.[5]

Το κόστος της επεξεργασίας όμως ήταν αρκετά υψηλό με τον εξοπλισμό υπολογιστών εκείνης της εποχής. Αυτό άλλαξε το 1970, όταν η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας πολλαπλασιάστηκε καθώς φθηνότεροι υπολογιστές και εξειδικευμένο hardware έγιναν διαθέσιμα έτσι οι εικόνες τότε μπορούσαν να επεξεργαστούν σε πραγματικό χρόνο.

Δεδομένου ότι οι υπολογιστές γενικής χρήσης αναπτύχθηκαν γρήγορα, άρχισαν να αναλαμβάνουν το ρόλο του dedicated hardware για όλους, αλλά με πιο εξειδικευμένες και υψηλής έντασης υπολογιστικές πράξεις.

Με τους γρήγορους υπολογιστές και επεξεργαστές σήματος διαθέσιμους στη δεκαετία του 2000 , η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας έχει γίνει η πιο κοινή μορφή της επεξεργασίας εικόνας και γενικά , χρησιμοποιείται επειδή δεν είναι μόνο η πιο ευέλικτη μέθοδος, αλλά και η φθηνότερη.

Η τεχνολογία ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας για ιατρικές εφαρμογές εγκαταστάθηκε στο Space Foundation Space Technology Hall of Fame το 1994.[6]

1.2 Πεδία εφαρμογής της επεξεργασίας εικόνας

Η βελτίωση και αποκατάσταση εικόνας χρησιμοποιείται στην ιατρική ώστε να γίνει ευκολότερη διάγνωση, στην έρευνα για την παρακολούθηση και την καταγραφή των αλλαγών και στην φωτογραφία για καλλιτεχνικές επεμβάσεις και αλλαγές.

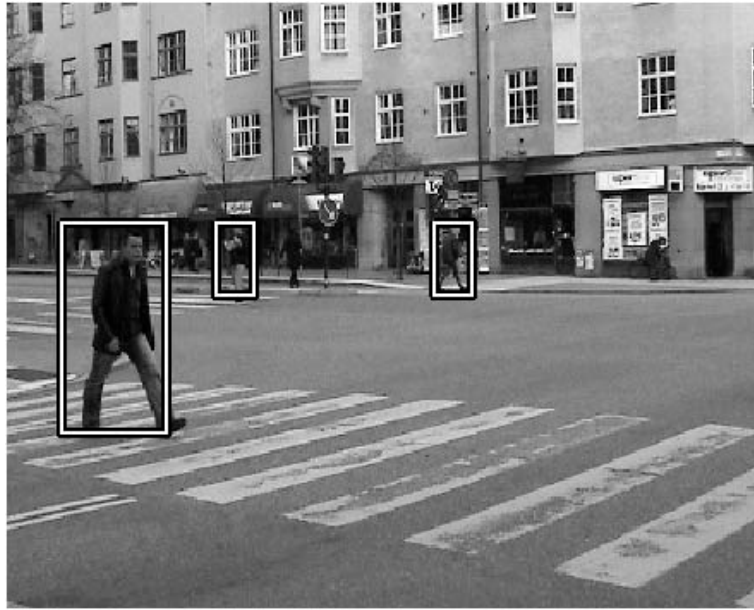


(α)



(β)

Εικόνα 1.6 Εφαρμογή βελτίωσης εικόνας στην ιατρική διάγνωση.[7]



Εικόνα 1.7 Εφαρμογή ανάλυσης εικόνας σε συστήματα ασφαλείας.

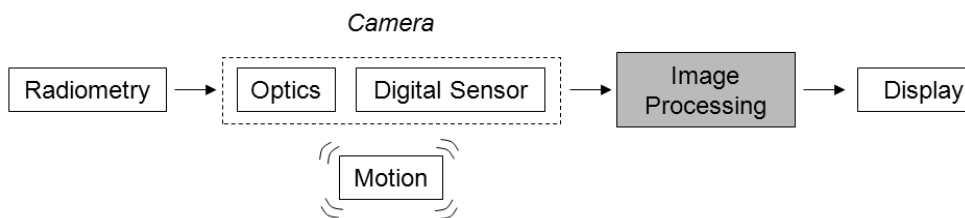
Η ανάλυση εικόνας χρησιμοποιείται στην βιομηχανία (γραμμές παραγωγής), στα συστήματα ασφαλείας για την ανίχνευση κίνησης και αναγνώρισης προσώπου, στην οδική κυκλοφορία και στην τεχνητή νοημοσύνη για την κατανόηση του κόσμου από τις μηχανές.

Σε σχέση με άλλα, συγγενή γνωστικά πεδία, η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας διαφοροποιείται ως εξής:

Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας εξετάζει αλγορίθμους οι οποίοι δέχονται ως είσοδο εικόνες / βίντεο και παράγουν ως έξοδο εικόνες / βίντεο. Τα γραφικά υπολογιστή εξετάζουν αλγορίθμους οι οποίοι δέχονται ως είσοδο συμβολικές περιγραφές οπτικών σκηνών και παράγουν ως έξοδο εικόνες / βίντεο (με ή χωρίς αλληλεπίδραση με τον χρήστη). Η μηχανική όραση εξετάζει αλγορίθμους οι οποίοι δέχονται ως είσοδο εικόνες / βίντεο και παράγουν συμβολικές περιγραφές των εν λόγω οπτικών σκηνών.

1.3 Βελτίωση της αντίθεσης ψηφιακών εικόνων

Η έξοδος του ψηφιακού αισθητήρα είναι μια "ακατέργαστη" ψηφιακή εικόνα που αποτελείται από έναν πίνακα ψηφιακών τιμών μέτρησης με κάθε τιμή που αντιπροσωπεύει τη φωτεινότητα, ή το γκρι επίπεδο, ενός pixel στην εικόνα. Η επεξεργασία εικόνας χρησιμοποιείται γενικά στην αλυσίδα απεικόνισης για τη βελτίωση της αποτελεσματικότητας των δεδομένων εικόνας (Εικόνα 1.8). Αν και η επεξεργασία εικόνας είναι ένα πολύ ευρύ πεδίο, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, θα εστιάσουμε εδώ την προσοχή μας στις κοινές μεθόδους επεξεργασίας που χρησιμοποιήθηκαν από τον Fiete [8] για να βελτιωθεί η οπτική ποιότητα της εικόνας, συγκεκριμένα οι μέθοδοι ενίσχυσης της αντίθεσης. Για λόγους απλούστευσης, θεωρήθηκε ότι οι εικόνες έχουν δυναμικό εύρος 8-bit, δηλαδή, υπάρχουν $2^8 = 256$ πιθανά γκρι επίπεδα, έτσι ώστε τα επίπεδα του γκρι της εικόνας να είναι στην κλίμακα 0-255, με μηδενικό το μαύρο και το 255 να είναι το λευκό. Οι έγχρωμες εικόνες έχουν τρεις συστοιχίες αριθμών συνήθως που αντιπροσωπεύουν κόκκινες, πράσινες και μπλε εικόνες που συνδυάζονται για να δώσουν το πλήρες φάσμα των χρωμάτων. Παρακάτω χρησιμοποιήθηκαν στην επεξεργασία ασπρόμαυρες εικόνες.

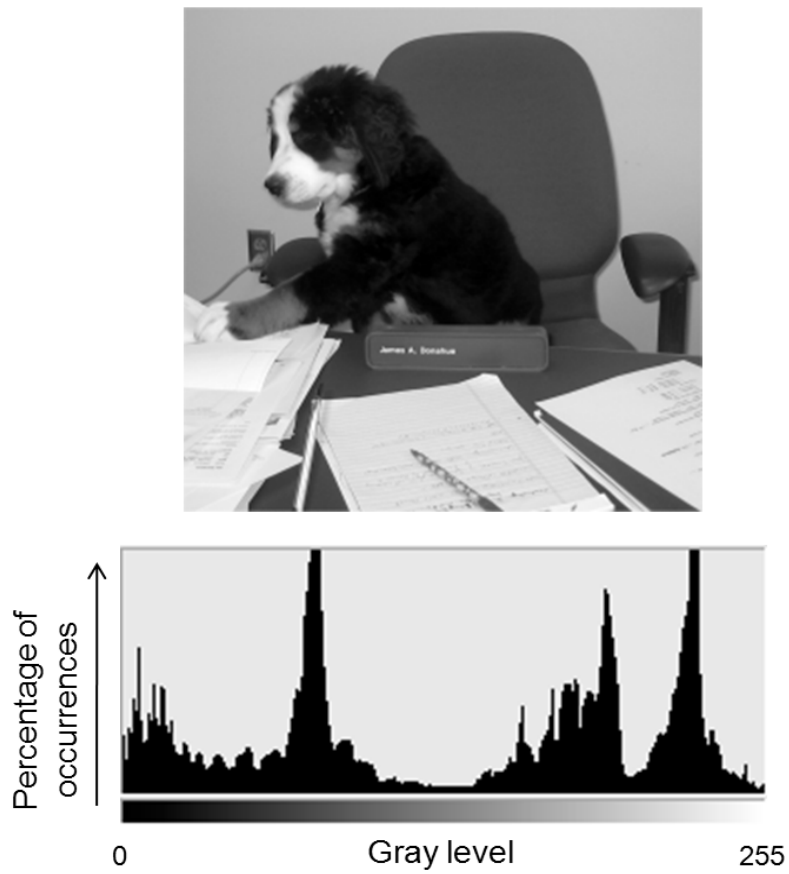


Εικόνα 1.8 Μοντελοποίηση της αλυσίδας επεξεργασίας εικόνας[8]

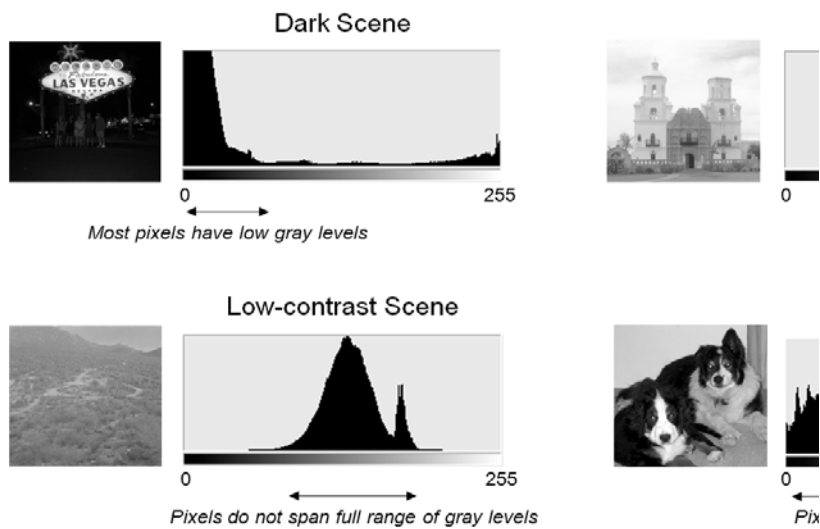
Οι βελτιώσεις αντίθεσης βελτιώνουν την αντιληπτικότητα των αντικειμένων στη σκηνή ενισχύοντας τη διαφορά φωτεινότητας μεταξύ των αντικειμένων και το υπόβαθρό τους. Οι βελτιώσεις αντίθεσης τυπικά εκτελούνται ως μία επέκταση αντίθεσης που ακολουθείται από μια τονική ενίσχυση, αν και αυτά θα μπορούσαν και τα δύο να εκτελούνται σε ένα βήμα. Η επέκταση της αντίθεσης βελτιώνει τις διαφορές φωτεινότητας ομοιόμορφα σε όλο το δυναμικό εύρος της εικόνας, ενώ οι τονικές βελτιώσεις ενισχύουν τις διαφορές φωτεινότητας στη σκιά (σκοτεινή), στους ενδιάμεσους τόνους (γκρι), ή τις φωτεινές περιοχές σε βάρος των διαφορών φωτεινότητας στις άλλες περιοχές.

Οι περισσότερες μέθοδοι ενίσχυσης της αντίθεσης κάνουν χρήση του ιστογράμματος του γκρι επιπέδου, το οποίο δημιουργείται μετρώντας τον αριθμό των φορών που κάθε τιμή γκρι επιπέδου εμφανίζεται στην εικόνα, και μετά διαιρώντας με το συνολικό αριθμό των pixel στην εικόνα για να δημιουργήσει μία κατανομή του ποσοστού του κάθε επιπέδου γκριζου στην εικόνα (Εικόνα 1.9) . Το ιστόγραμμα γκρι επιπέδου περιγράφει τη στατιστική κατανομή των επιπέδων του γκριζου στην εικόνα, αλλά δεν περιέχει χωρική πληροφορία σχετικά με την εικόνα. Η εικόνα 1.10 απεικονίζει τα χαρακτηριστικά ενός ιστογράμματος γκρι επιπέδου για τη φωτεινότητα, καθώς και για σκηνές υψηλής και χαμηλής αντίθεσης. Ρύθμιση της έκθεσης της κάμερας για να καλύπτουν το πλήρες δυναμικό εύρος θα βελτιστοποιήσει την αντίθεση, αλλά αυτό διατρέχει τον κίνδυνο κορεσμού του ανιχνευτή με οποιαδήποτε τιμή ακτινοβολίας, που θα υπερβαίνει τις 255 μετρήσεις, με ψαλίδισμα αυτών των τιμών σε 255 και απώλεια πληροφοριών πάνω από το επίπεδο ακτινοβολίας. Οι εκθέσεις ως εκ τούτου, συνήθως ορίζονται για τη συλλογή εικόνων χαμηλότερης αντίθεσης που δεν καλύπτουν το δυναμικό εύρος, διότι οι εικόνες μπορεί να επεξεργαστούν αργότερα για να ενισχυθεί η αντίθεση, διατηρώντας παράλληλα τον έλεγχο του ποσού του clipping που εμφανίζεται.

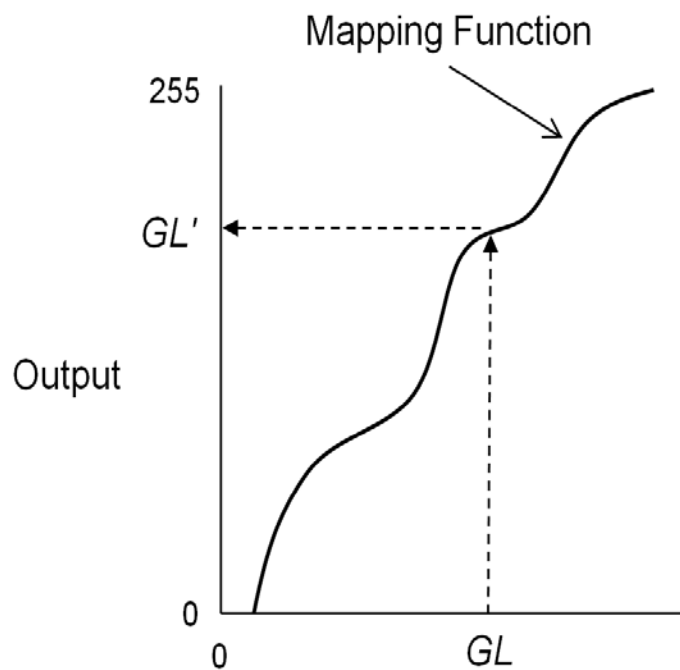
Οι διαδικασίες ενίσχυσης της αντίθεσης ρυθμίζουν τη σχετική φωτεινότητα των αντικειμένων στη σκηνή για να βελτιώσουν την προβολή τους. Η αντίθεση και ο τόνος της εικόνας μπορεί να αλλάξει με τη χαρτογράφηση των επιπέδων του γκριζου της εικόνας σε νέες τιμές μέσα από ένα γκρι-επίπεδο μετασχηματισμού. Η λειτουργία χαρτογράφησης εκχωρεί εκ νέου το τρέχον γκρι επίπεδο GL σε ένα νέο γκρι επίπεδο GL(Εικόνα 1.11).



Εικόνα 1.9 Το ιστογράμμο επιπέδων γκρι μίας εικόνας[8]



Εικόνα 1.10 Ιστογράμματα για εικόνες διαφορετικής αντίθεσης και φωτεινότητας.[8]

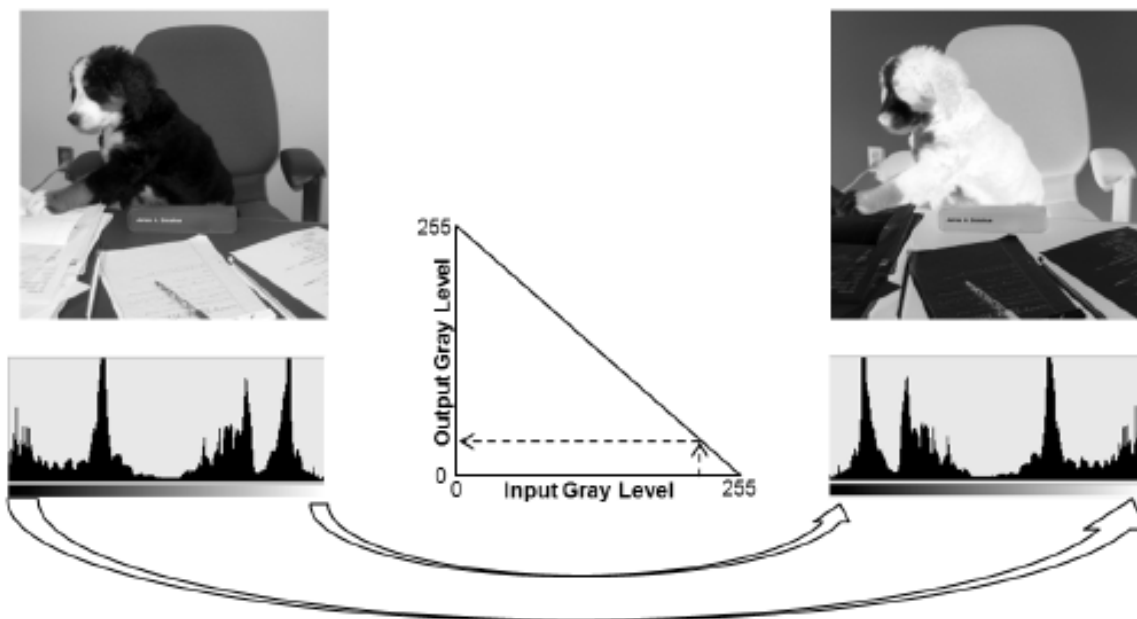


Εικόνα 1.11 Μετασχηματισμός γκρι επιπέδου σε νέες τιμές.[8]

Ίσως το απλούστερο παράδειγμα ενός μετασχηματισμού γκριζου επιπέδου είναι η αντιστροφή της αντίθεσης, στην οποία μια νέα εικόνα $g'(x, y)$ δημιουργείται από την εικόνα $g(x, y)$ με το μετασχηματισμό:

$$g'(x, y) = 255 - g(x, y).$$

Στην εικόνα 1.12 παρουσιάζεται ένα παράδειγμα του μετασχηματισμού αναστροφής αντίθεσης που δημιουργεί μια αρνητική εικόνα. (το φωτογραφικό φιλμ καταγράφει μια αρνητική εικόνα που παράγει μια θετική εικόνα όταν γίνεται εκτύπωση.) Αυτός ο μετασχηματισμός συνήθως χρησιμοποιείται για να κάνει τις x-ray και υπέρυθρες εικόνες ευκολότερες στην ερμηνεία από ανειδίκευτο προσωπικό κάνοντας την αντίθεση των εικόνων αυτών παρόμοια με την αντίθεση των εικόνων που συλλαμβάνονται στο ορατό φάσμα. Σημειώστε ότι το ιστογράμμα του γκρι-επίπεδου της εικόνας εξόδου είναι ένας καθρέφτης του ιστογράμματος γκριζου επιπέδου της εικόνας εισόδου.



Εικόνα 1.12 Μετασχηματισμός αναστροφής αντίθεσης.[8]

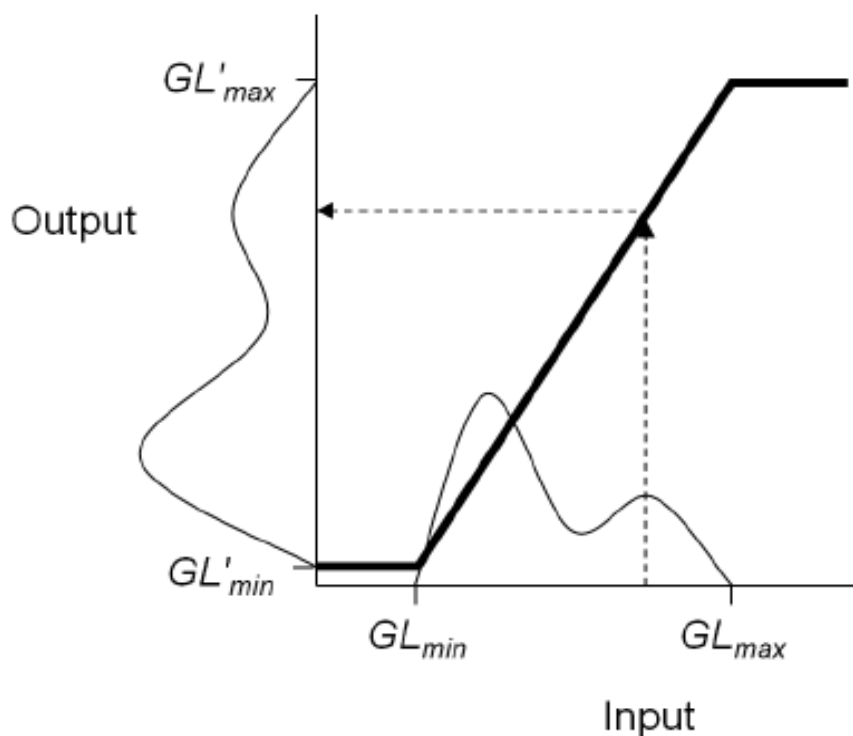
Μια εικόνα υψηλής αντίθεσης εκτείνεται σε όλο το φάσμα των τιμών γκρι επιπέδου. Ως εκ τούτου, μια χαμηλής αντίθεσης εικόνα μπορεί να μετατραπεί σε μια εικόνα υψηλής αντίθεσης με την αντιστοίχιση εκ νέου ή την επέκταση των τιμών γκρι επιπέδου, έτσι ώστε το ιστόγραμμα να εκτείνεται στο πλήρες φάσμα. Η ένταση αντίθεσης συχνά αναφέρεται ως η προσαρμογή στο δυναμικό εύρος (DRA). Η απλούστερη ένταση αντίθεσης είναι ένας γραμμικός μετασχηματισμός που χαρτογραφεί το χαμηλότερο επίπεδο γκρι GL_{min} στην εικόνα στο μηδέν και τη υψηλότερη τιμή GL_{max} στην εικόνα με 255 (για μια εικόνα 8-bit), με όλα τα άλλα επίπεδα γκρι διαγράμματος γραμμικά μεταξύ μηδέν και 255, για να παράγει μια εικόνα υψηλής αντίθεσης που εκτείνεται σε όλο το φάσμα των επιπέδων του γκρι.

Αυτός ο γραμμικός μετασχηματισμός δίδεται από:

$$g'(x, y) = \text{INT} \left\{ \frac{255}{GL_{max} - GL_{min}} [g(x, y) - GL_{min}] \right\}$$

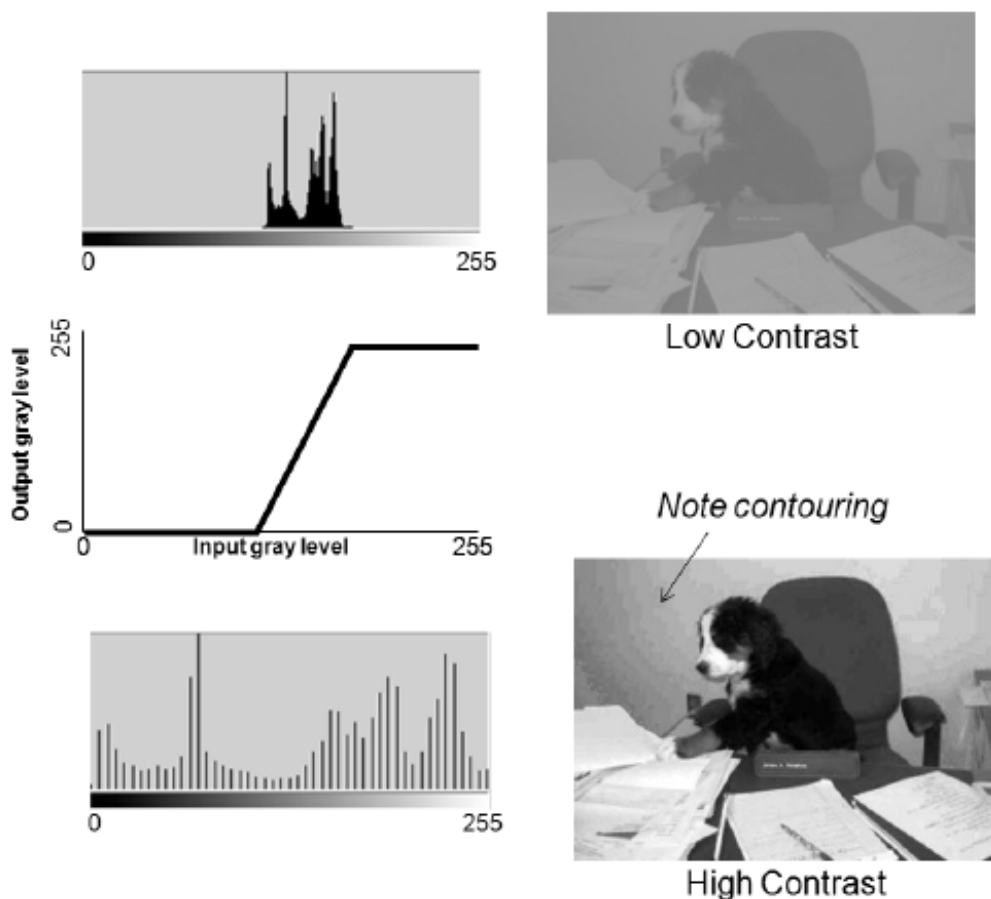
όπου η συνάρτηση INT επιστρέφει την ακέραια τιμή. Αν θέλουμε να ανακατευθύνουμε την εικόνα σε μια σειρά γκρι-επίπεδο που ορίζεται από ένα νέο ελάχιστο GL'_{min} και ένα νέο ανώτατο όριο που ορίζεται από το GL'_{max} , ο γραμμικός μετασχηματισμός μπορεί να γενικευθεί για

$$g'(x,y) = \text{INT} \left\{ \frac{GL'_{max} - GL'_{min}}{GL_{max} - GL_{min}} [g(x,y) - GL_{min}] + GL'_{min} \right\}$$



Εικόνα 1.13 Γραμμικός μετασχηματισμός.[8]

Ο γραμμικός μετασχηματισμός για την ενίσχυση της αντίθεσης εξαπλώνεται στις τιμές γκρι επιπέδου ομοιόμορφα πάνω από το πλήρες φάσμα διαθέσιμης αντίθεσης, έτσι, το σχετικό σχήμα του ιστογράμματος παραμένει αμετάβλητο, αλλά έχει διευρυνθεί για να γεμίσει την περιοχή. Η διεύρυνση του ιστογράμματος δημιουργεί ομοιόμορφα κατανεμημένα κενά μεταξύ των τιμών στο γκρι-επίπεδο στην εικόνα. Σημειώστε ότι αν και ο γραμμικός μετασχηματισμός θα αυξήσει την αντίθεση της εικόνας, τα βήματα μεταξύ των τιμών γκρι επιπέδου αυξάνονται σε αντίθεση επίσης, το οποίο μπορεί να οδηγήσει σε ορατά αντικείμενα περιγράμματος στην εικόνα (Εικόνα 1.14).



Εικόνα 1.14 Ενίσχυση εικόνων χαμηλής αντίθεσης[8]

Μπορούμε να επιτύχουμε επιπλέον ενίσχυση της αντίθεσης αν αντικαταστήσουμε GL_{min} και GL_{max} , με τα σημεία που διαπερνούν το ιστόγραμμα γκρι-επίπεδο, με $P_{min} > GL_{min}$ διαπερνούν το χαμηλό τέλος και $P_{max} < GL_{max}$ διαπερνούν το υψηλό τέλος.

Ο μετασχηματισμός γκρι επιπέδου δίνεται από:

$$g'(x, y) = \text{INT} \left\{ \frac{(GL'_{max} - GL'_{min})}{P_{max} - P_{min}} [g(x, y) - P_{min}] + GL'_{min} \right\}.$$

Αν $GL'_{min} = 0$ και $GL'_{max} = 255$, τότε τα επίπεδα του γκρι μεταξύ GL_{min} και P_{min} θα κόβονται στο μηδέν και τα επίπεδα του γκρι μεταξύ P_{max} και GL_{max} θα κόβονται στο 255, αλλά αυτό μπορεί να είναι αποδεκτό ως συμβιβαστική λύση ώστε να ληφθεί η αντίστοιχη ενίσχυση.

Ένας χρήσιμος υπολογισμός ώστε να προσδιοριστούν τα καλύτερα σημεία

διείσδυσης είναι το αθροιστικό ιστόγραμμα, το οποίο δημιουργείται από την εύρεση του συνολικού αριθμού των pixels στο ιστόγραμμα γκρι επιπέδου μεταξύ μηδέν και κάθε επίπεδο γκρι.

Αν το ιστόγραμμα δίνεται από $P(GL)$, το αθροιστικό ιστόγραμμα δίνεται από:

$$P_{cumm}(GL) = \sum_{i=0}^{GL} P(i).$$

Οι τιμές για P_{min} και P_{max} μπορούν να υπολογιστούν για κάθε εικόνα χρησιμοποιώντας προκαθορισμένα ποσοστά του αθροιστικού ιστογράμματος που θα περικοπεί στο μηδέν και 255. Το γκρι-ιστόγραμμα $P'(GL)$, της επεξεργασμένης εικόνας θα καλύψει το πλήρες φάσμα αντίθεσης, αλλά θα έχει επίσης περισσότερα pixel στο μηδέν και το 255 λόγω του clipping.[8]

Οι τεχνικές βελτίωσης της αντίθεσης ψηφιακών εικόνων μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες. Τις τεχνικές τοπικής επεξεργασίας (Local Processing) και τις τεχνικές καθολικής επεξεργασίας (Global Processing). Στις τεχνικές τοπικής επεξεργασίας η τιμή για κάθε pixel εξόδου υπολογίζεται από την τιμή του αντίστοιχου pixel της εικόνας εισόδου, καθώς επίσης και από τις τιμές των γειτονικών pixels. Επομένως στις τεχνικές αυτές η τιμή ενός pixel εξόδου δεν εξαρτάται μόνο από το pixel εισόδου και από την τεχνική που εφαρμόζεται στο συγκεκριμένο pixel αλλά και από τις τιμές των γειτονικών pixels. Στις τεχνικές καθολικής επεξεργασίας η τιμή για κάθε pixel εξόδου υπολογίζεται από την τιμή του αντίστοιχου pixel της εικόνας εισόδου και από όλα τα pixels της. Επομένως η τιμή για κάθε pixel εξόδου εξαρτάται τόσο από το pixel εισόδου όσο και από τις τιμές όλων των υπολοίπων pixels της εικόνας εισόδου.[61]

Κεφάλαιο 2. Τεχνικές βελτίωσης της αντίθεσης ιατρικών εικόνων

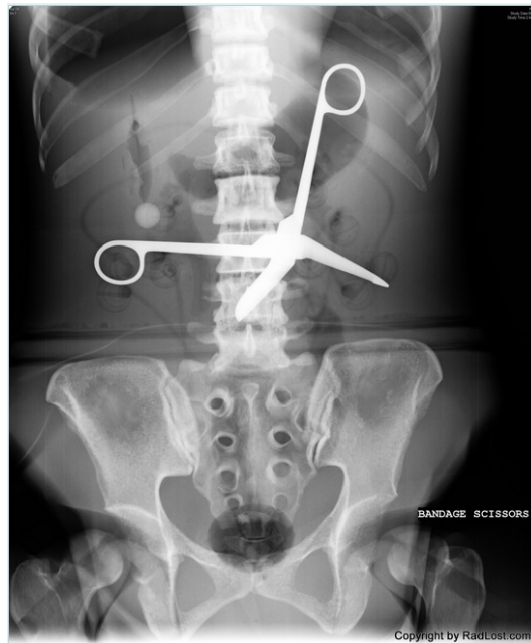
2.1 Οι ιατρικές εικόνες

Η Ιατρική απεικόνιση είναι η τεχνική και η διαδικασία που χρησιμοποιείται για να δημιουργήσει εικόνες του ανθρώπινου σώματος (ή μέρη αυτού και τη λειτουργία τους) για κλινικούς σκοπούς (ιατρικές διαδικασίες που επιδιώκουν να αποκαλύψουν, τη διάγνωση ή την εξέταση της νόσου) ή την ιατρική επιστήμη (συμπεριλαμβανομένης της μελέτης της φυσιολογικής ανατομίας και φυσιολογίας). Μολονότι η απεικόνιση οργάνων και ιστών που έχουν αφαιρεθεί από το ανθρώπινο σώμα, μπορεί να πραγματοποιηθεί για ιατρικούς λόγους, τέτοιες διαδικασίες δεν αναφέρονται συνήθως ως ιατρική απεικόνιση, αλλά μάλλον είναι ένα μέρος της παθολογίας.

Ως επιστήμη κατά την ευρύτερη έννοιά της, είναι μέρος της βιολογικής απεικόνισης και ενσωματώνει την ακτινολογία που χρησιμοποιεί τις τεχνολογίες απεικόνισης με ακτίνες X, μαγνητική τομογραφία, υπερηχογράφημα, ενδοσκόπηση, ελαστογραφία, οπτική απεικόνιση, θερμογραφία, ιατρική φωτογραφία και τεχνικές λειτουργικής απεικόνισης πυρηνικής ιατρικής όπως η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων.[56]

Τεχνικές μέτρησης και καταγραφής που δεν έχουν σχεδιαστεί κυρίως για την παραγωγή εικόνων, όπως το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα (EEG), το ηλεκτροκαρδιογράφημα (EKG) , και άλλες, οι οποίες παράγουν τα δεδομένα αλλά ενδέχεται να πρέπει να απεικονίζονται ως ένα γράφημα παραμέτρων συναρτήσεως του χρόνου ή σαν χάρτες που περιέχουν πληροφορίες σχετικά με τις θέσεις μέτρησης, μπορούν να θεωρηθούν ως μορφές ιατρικής απεικόνισης σε μια περιορισμένη έννοια.

Μέχρι το 2010, 5 δισεκατομμύρια μελέτες ιατρικής απεικόνισης είχαν διεξαχθεί σε όλο τον κόσμο. Η έκθεση στην ακτινοβολία της ιατρικής απεικόνισης , το 2006 αποτελούσε περίπου το 50 % της συνολικής έκθεσης σε ιονίζουσα ακτινοβολία στις Ηνωμένες Πολιτείες.[9][10]



Εικόνα 2.1 Ιατρική εικόνα.[57]

Στο κλινικό πλαίσιο, η ιατρική απεικόνιση με "αόρατο φως" έχει γενικά εξομοιωθεί με την ακτινολογία ή την "κλινική απεικόνιση" και ο ιατρός υπεύθυνος για την ερμηνεία (και μερικές φορές για τη λήψη) των εικόνων αυτών είναι ο ακτινολόγος. Το "ορατό φως" της ιατρικής απεικόνισης περιλαμβάνει ψηφιακό βίντεο ή στατικές εικόνες που μπορεί να δει κανείς χωρίς ειδικό εξοπλισμό. Η Δερματολογία και η φροντίδα τραύματος είναι δυο πεδία που χρησιμοποιούν εικόνες με ορατό φως. Η διαγνωστική ακτινογραφία καθορίζει τις τεχνικές πτυχές της ιατρικής απεικόνισης και ειδικότερα την απόκτηση των ιατρικών εικόνων. Ο ακτινολόγος ή ακτινολογικός τεχνολόγος είναι συνήθως υπεύθυνος για την απόκτηση ιατρικών εικόνων διαγνωστικής ποιότητας, αν και κάποιες ακτινολογικές παρεμβάσεις εκτελούνται από τους ακτινολόγους . Ενώ η ακτινολογία αποτελεί αξιολόγηση της ανατομίας, η πυρηνική ιατρική παρέχει λειτουργική αξιολόγηση.[56]

Ως τομέας της επιστημονικής έρευνας, η ιατρική απεικόνιση αποτελεί μια υπο - κατηγορία της βιοϊατρικής μηχανικής, της ιατρικής φυσικής ή ιατρικής, ανάλογα με το πλαίσιο. Η έρευνα και ανάπτυξη στον τομέα των οργάνων μέτρησης, λήψης εικόνας(π.χ. ακτινογραφίες), η μοντελοποίηση και η ποσοτικοποίηση είναι συνήθως προαπαιτούμενο της βιοϊατρικής μηχανικής, της ιατρικής φυσικής και της επιστήμης των υπολογιστών. Η έρευνα για την εφαρμογή και ερμηνεία των ιατρικών εικόνων είναι συνήθως μέρος της ακτινολογίας και του ιατρικού πεδίου που σχετίζεται με την ιατρική πάθηση ή τομέα της ιατρικής επιστήμης (νευρολογία, καρδιολογία, ψυχιατρική, ψυχολογία, κ.λπ.) στο πλαίσιο της έρευνας. Πολλές από τις τεχνικές που αναπτύχθηκαν για την ιατρική απεικόνιση έχουν επίσης επιστημονικές και βιομηχανικές εφαρμογές.[11]

Η ιατρική απεικόνιση συχνά θεωρείται ότι ορίζει το σύνολο των τεχνικών που παράγουν εικόνες της εσωτερικής πτυχής του σώματος με μη παρεμβατικό τρόπο. Σε αυτή την περιορισμένη έννοια ιατρική απεικόνιση μπορεί να θεωρηθεί ως η λύση μαθηματικών αντίστροφων προβλημάτων. Αυτό σημαίνει ότι η αιτία (οι ιδιότητες του ζωντανού ιστού) συνάγεται από το αποτέλεσμα (το παρατηρούμενο σήμα). Στην περίπτωση των ιατρικών πεδίων της υπερηχογραφίας, ο ανιχνευτής αποτελείται από υπερηχητικά κύματα πίεσης και ηχώ που πηγαίνουν στο εσωτερικό του ιστού για να δείξουν την εσωτερική δομή του. Στην περίπτωση της προβολικής ακτινογραφίας, ο ανιχνευτής χρησιμοποιεί ακτινοβολία ακτίνων X , η οποία απορροφάται σε διαφορετικούς ρυθμούς από διαφορετικούς τύπους ιστού , όπως οστά, μύες και λίπος.

Ο όρος επεμβατική χρησιμοποιείται για να υποδηλώσει μια διαδικασία όπου δεν υπάρχει μέσο που εισάγεται μέσα στο σώμα ενός ασθενούς που είναι η περίπτωση για τις περισσότερες τεχνικές απεικόνισης που χρησιμοποιούνται.

Δύο μορφές των ακτινογραφικών εικόνων είναι σε χρήση στην ιατρική απεικόνιση, οι εικόνες προβολικής ακτινογράφησης και οι εικόνες ακτινοσκόπησης, με τις τελευταίες να είναι χρήσιμες για την καθοδήγηση του καθετήρα. Αυτές οι τεχνικές 2D είναι ακόμα σε ευρεία χρήση, παρά την ανάπτυξη

της 3D τομογραφίας, λόγω του χαμηλού κόστους, της υψηλής ανάλυσης και, ανάλογα με την εφαρμογή, τις χαμηλότερες δόσεις ακτινοβολίας. Αυτή η μέθοδος απεικόνισης χρησιμοποιεί μια ευρεία δέσμη ακτίνων X για την απόκτηση της εικόνας και είναι η πρώτη τεχνική απεικόνισης διαθέσιμη στη σύγχρονη ιατρική.

Ένα μέσο απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού (MRI scanner), ή ένας σαρωτής απεικόνισης πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (NMR) όπως ήταν αρχικά γνωστός, χρησιμοποιεί ισχυρούς μαγνήτες ώστε να πολώσει και να διεγείρει πυρήνες υδρογόνου σε μόρια νερού στον ανθρώπινο ιστό, που παράγει ένα ανιχνεύσιμο σήμα το οποίο κωδικοποιείται χωρικά, με αποτέλεσμα την δημιουργία εικόνων του σώματος. Το μηχάνημα MRI εκπέμπει έναν παλμό RF (ραδιοσυχνότητα) που δεσμεύεται ειδικά μόνον με υδρογόνο. Το σύστημα στέλνει τον παλμό στην περιοχή του σώματος που πρόκειται να εξεταστεί. Ο παλμός καθιστά τα πρωτόνια στην εν λόγω περιοχή να απορροφούν την ενέργεια που απαιτείται για να τα κάνει να περιστρέφονται σε μια διαφορετική κατεύθυνση. Αυτό είναι το μέρος της μαγνητικής τομογραφίας "συντονισμού". Ο παλμός RF κάνει περιστροφή σε μια συγκεκριμένη συχνότητα και κατεύθυνση. Η συγκεκριμένη συχνότητα συντονισμού καλείται η συχνότητα Larmor και υπολογίζεται με βάση το συγκεκριμένο ιστό που πρόκειται να απεικονίσει και την ισχύ του κύριου μαγνητικού πεδίου. Η MRI χρησιμοποιεί τρία ηλεκτρομαγνητικά πεδία: ένα πολύ ισχυρό (της τάξεως των μονάδων Τέσλα) στατικού μαγνητικού πεδίου για να πολώσει τους πυρήνες υδρογόνου, που ονομάζεται στατικό πεδίο, ένα ασθενέστερο χρονικώς μεταβαλλόμενο (της τάξης του 1 kHz) πεδίο για τη χωρική κωδικοποίηση, που ονομάζεται πεδίο κλίσης, και ένα ασθενές πεδίο ραδιοσυχνοτήτων (RF) για τη χειραγώγηση των πυρήνων υδρογόνου για να παράγουν μετρήσιμα σήματα, τα οποία συλλέγονται μέσω μιας κεραίας RF.

Όπως η CT, η MRI δημιουργεί μια δισδιάστατη εικόνα μίας λεπτής φέτας του σώματος και συνεπώς θεωρείται μια τεχνική απεικόνισης τομογραφίας. Σύγχρονα μέσα MRI είναι ικανά να παράγουν εικόνες σε μορφή 3D μπλοκ.

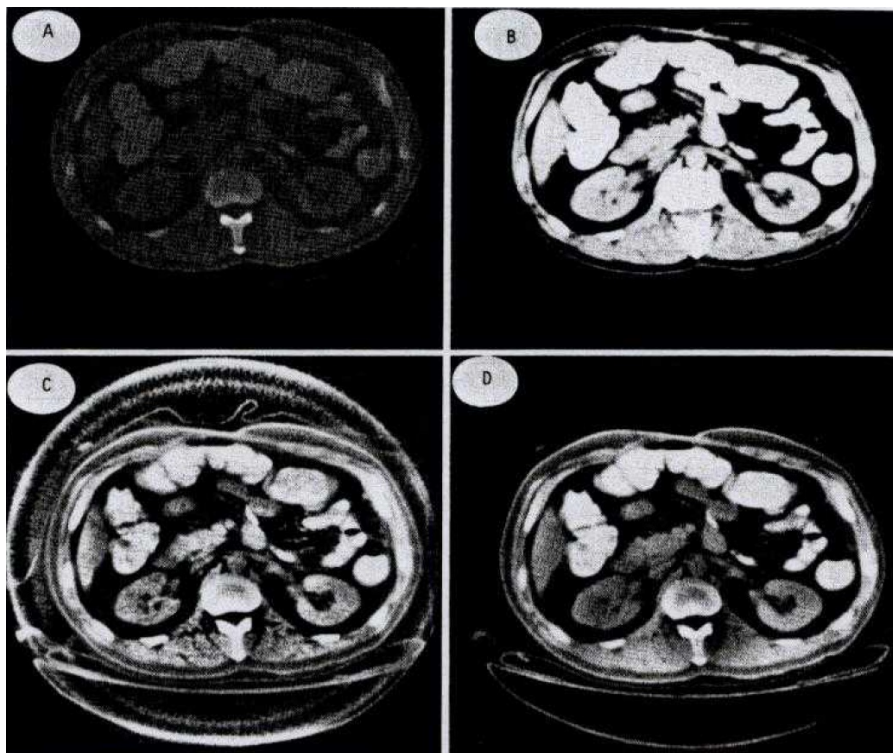
Η πυρηνική ιατρική περιλαμβάνει τόσο τη διαγνωστική απεικόνιση όσο και τη θεραπεία της νόσου, και μπορεί επίσης να αναφέρεται ως μοριακή ιατρική ή

μοριακή απεικόνιση και θεραπεία. Η πυρηνική ιατρική χρησιμοποιεί ορισμένες ιδιότητες των ισοτόπων και τα ενεργητικά σωματίδια που εκπέμπονται από ραδιενεργό υλικό για τη διάγνωση ή τη θεραπεία διαφόρων παθολογιών. Διαφορετική από την τυπική έννοια της ανατομικής ακτινολογίας, η πυρηνική ιατρική επιτρέπει την αξιολόγηση της φυσιολογίας. Αυτή η προσέγγιση της συνάρτησης που βασίζεται σε ιατρική αξιολόγηση έχει χρήσιμες εφαρμογές σε περισσότερες υποειδικότητες, όπως ογκολογία, νευρολογία, και την καρδιολογία. Οι κάμερες Gamma χρησιμοποιούνται π.χ. στο σπινθηρογράφημα, SPECT και PET για την ανίχνευση περιοχών βιολογικής δραστηριότητας που μπορεί να σχετίζονται με τη νόσο. Σχετικώς βραχύβια ισότοπα, όπως το ^{123}I χορηγούνται στον ασθενή. Τα ισότοπα συχνά απορροφώνται κατά προτίμηση από τους βιολογικώς δραστικούς ιστούς στο σώμα, και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον εντοπισμό όγκων ή σημεία καταγμάτων στα οστά. Οι εικόνες αποκτώνται αφού τα παραλληλισμένα φωτόνια ανιχνεύονται από ένα κρύσταλλο που εκπέμπει ένα φωτεινό σήμα, το οποίο με τη σειρά του ενισχύεται και μετατρέπεται σε δεδομένα μέτρησης.

Το ιατρικό υπερηχογράφημα χρησιμοποιεί υψηλής συχνότητας ευρυζωνικά ηχητικά κύματα στην περιοχή megahertz που αντανακλώνται από τον ιστό σε διαφορετικό βαθμό για την παραγωγή εικόνων. Αυτό συνήθως συνδέεται με την απεικόνιση του εμβρύου σε έγκυες γυναίκες. Οι χρήσεις των υπερήχων είναι ωστόσο πολύ ευρύτερες. Άλλες σημαντικές χρήσεις περιλαμβάνουν την απεικόνιση στα κοιλιακά όργανα, καρδιά, στήθος, μύες, τένοντες, αρτηρίες και φλέβες. Ενώ μπορεί να παρέχει λιγότερες ανατομικές λεπτομέρειες από τις τεχνικές, όπως η αξονική ή μαγνητική τομογραφία, το υπερηχογράφημα έχει πολλά πλεονεκτήματα που το καθιστούν ιδανικό σε πολλές περιπτώσεις, και ιδίως ότι μελετά τη λειτουργία των κινούμενων δομών σε πραγματικό χρόνο, διότι δεν εκπέμπει ιονίζουσα ακτινοβολία. Ο υπέρηχος χρησιμοποιείται επίσης ως ένα δημοφιλές εργαλείο για την έρευνα και την καταγραφή των πρώτων στοιχείων, τα οποία μπορούν να διατεθούν μέσω μιας διασύνδεσης της έρευνας με υπερήχους, για το σκοπό του χαρακτηρισμού και την εφαρμογή νέων τεχνικών επεξεργασίας εικόνας του ιστού. Οι έννοιες των υπερήχων διαφέρουν από άλλες μορφές ιατρικής απεικόνισης στο ότι λειτουργούν με τη διαβίβαση και παραλαβή των ηχητικών κυμάτων.[12]

2.2 Τεχνικές βελτίωσης της αντίθεσης

Πολλές εικόνες, όπως είναι οι ιατρικές εικόνες, υποφέρουν από κακή αντίθεση. Η μη γραμμικότητα της φωτεινότητας που εισάγουν πολλές συσκευές ιατρικής απεικόνισης συχνά επηρεάζει την απόδοση των τεχνικών επεξεργασίας ιατρικών εικόνων. Η βελτίωση της εικόνας διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στο στάδιο προ-επεξεργασίας στις ιατρικές μεθόδους επεξεργασίας εικόνας. Ως εκ τούτου, είναι πολύ απαραίτητο η ενίσχυση της αντίθεσης σε τέτοιες εικόνες πριν από την περαιτέρω επεξεργασία ή ανάλυση που μπορεί να διεξάγεται. Το πρόβλημα της ενίσχυσης της αντίθεσης των εικόνων λαμβάνει πολύ προσοχή και καλύπτει ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, που κυμαίνονται γύρω από τη βελτίωση της οπτικής ποιότητας των εικόνων που αποκτήθηκαν με φτωχό φωτισμό για ιατρική απεικόνιση.[13]



Εικόνα 2.2 Τεχνικές βελτίωσης αντίθεσης ιατρικής εικόνας.[17]

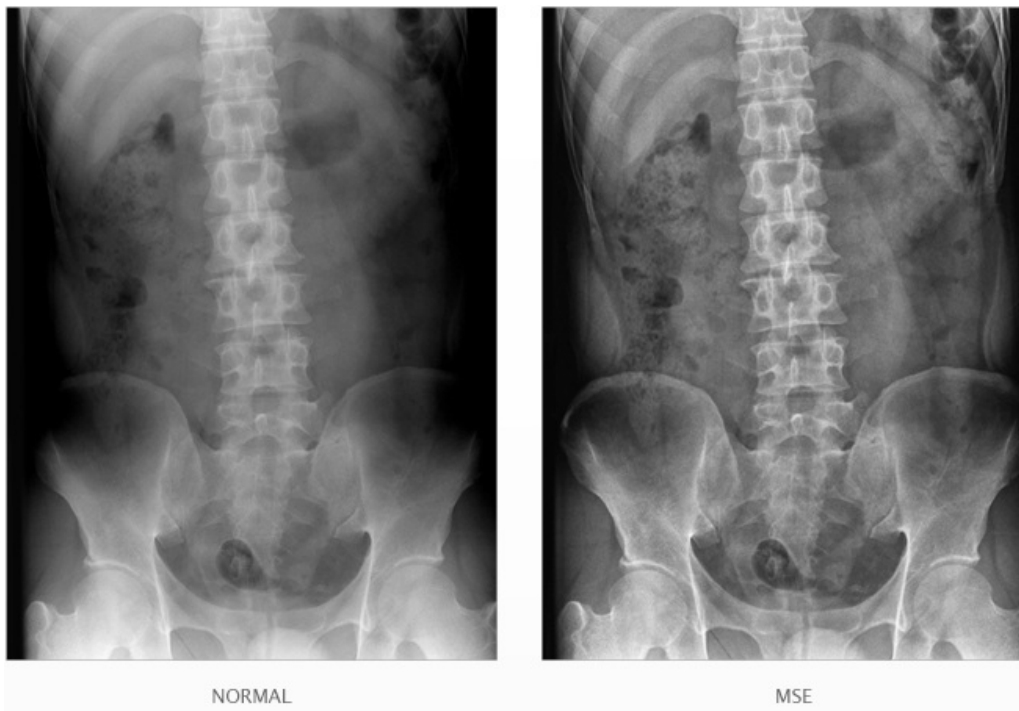
Υπάρχουν πολυάριθμες τεχνικές που είναι διαθέσιμες. Η αυτόματη ενίσχυση της αντίθεσης με τη μέθοδο της επεξεργασίας του ιστογράμματος είναι ένα βασικό εργαλείο για την ενίσχυση της εικόνας. Το ιστόγραμμα ισοστάθμισης (HE) είναι

μια δημοφιλής τεχνική για την ενίσχυση της αντίθεσης της εικόνας. Η μέθοδος HE είναι παρόμοια με την επέκταση της αντίθεσης, καθώς επιχειρεί να αυξήσει το δυναμικό εύρος των τιμών των εικονοστοιχείων σε μια εικόνα. Η βασική ιδέα βασίζεται στη χαρτογράφηση των επιπέδων του γκρι με βάση την κατανομή πιθανότητας των εισροών γκρι. Η ελάχιστη και η μέγιστη τιμή έντασης αντιστοιχίζονται σε 0 και 1. Λόγω της ιδιότητας της HE, εκτελεί υπέρ ή υπό ενίσχυση. Η τεχνική προσαρμογής της έντασης (Intensity Adjustment) χρησιμοποιείται για να βελτιώσει τη φωτεινότητα της εικόνας.[14]

Η εφαρμογή της μεθόδου ισοστάθμισης του ιστογράμματος της εικόνας, συμβαίνει στο σύνολο της εικόνας. Όμως, είναι πλέον κοινώς αποδεκτό, ότι η χρήση μόνον σφαιρικής πληροφόρησης δεν είναι συχνά αρκετή για να επιτευχθεί καλή ενίσχυση της αντίθεσης (για παράδειγμα, οι σφαιρικές προσεγγίσεις συχνά προκαλούν επίδραση κορεσμού της έντασης).

Η χαμηλή απόδοση της τεχνικής HE αφορά ιδιαίτερα τις εικόνες με μεγάλη χωρική διακύμανση αντίθεσης. Για την αντιμετώπιση αυτού του ζητήματος, έχει προταθεί ένας μεγάλος αριθμός τοπικών μεθόδων ενίσχυσης, οι οποίες περιλαμβάνουν κάποια μορφή κατάτμησης της εικόνας είτε στο χωρικό επίπεδο (multi-scale) ή στο επίπεδο της συχνότητας (multi-resolution) που ακολουθείται από την εφαρμογή των διαφόρων τεχνικών ενίσχυσης της αντίθεσης στα επιμέρους τμήματα. Αυτές οι προσεγγίσεις διαφέρουν στον τρόπο που παράγουν την αναπαράσταση της εικόνας, ή στις τεχνικές ενίσχυσης της αντίθεσης που χρησιμοποιούν για να ενισχύσουν την αντίθεση μετά την κατάτμηση.[15]

Πιο συγκεκριμένα, η κατάτμηση (τμηματοποίηση) έχει επιτευχθεί χρησιμοποιώντας μεθόδους όπως η ανισότροπη διάχυση, μη γραμμική πυραμιδική τεχνική, multiscale μορφολογικές τεχνικές, σφήνες πολλαπλών αναλύσεων, ομαδοποίηση ή θεωρία retinex. Η ενίσχυση της αντίθεσης των τμημάτων έχει επιτευχθεί χρησιμοποιώντας μορφολογικούς φορείς, μετασχηματισμούς wavelet, μετασχηματισμούς curvelet, ψαλίδισμα k-sigma, τεχνικές ασαφούς λογικής και γενετικούς αλγορίθμους.[16]



Εικόνα 2.3 Εφαρμογή multi-scale τεχνικών σε ιατρική εικόνα.[7]

Το προσαρμοστικό ιστόγραμμα ισοστάθμισης (AHE) είναι μια αυτόματη τεχνική αναβάθμισης που χρησιμοποιείται για να βελτιωθεί η αντίθεση στις εικόνες. Η AHE θεωρείται τεχνική εμπλουτισμού εικόνας ικανή βελτίωσης της τοπικής αντίθεσης της εικόνας, αναδεικνύοντας περισσότερες λεπτομέρειες στην εικόνα αλλά στον ίδιο χρόνο παράγει αρκετό θόρυβο και είναι υπολογιστικά εντατική ακόμα και αν υπάρχουν κάποιες γρήγορες εφαρμογές για την ενημέρωση των τοπικών ιστογραμμάτων.

Η AHE θεωρεί ένα τοπικό παράθυρο για κάθε pixel και υπολογίζει τη νέα τιμή εντάσεως με βάση το τοπικό ιστόγραμμα που ορίζεται στο τοπικό παράθυρο. Επιπλέον είναι μια ομοιόμορφη τοπική τεχνική με την έννοια ότι όλα τα εικονοστοιχεία εντός του τοπικού παραθύρου εξίσου συμβάλουν στον προσδιορισμό της νέας τιμής του εικονοστοιχείου που θεωρείται το κέντρο. Μερικές φορές, η σταθμισμένη συμβολή όλων των γειτονικών προς το κεντρικό pixel είναι περισσότερο επιθυμητή.[17]

Μια πιο πρόσφατα αναπτυχθείσα τεχνική ονομάζεται μοντέλο retinex, στην οποία σταθμίζεται η συνεισφορά του κάθε pixel εντός του τοπικού παραθύρου με υπολογισμό του τοπικού μέσου βάσει της συνάρτησης Gauss. Μια νεότερη εκδοχή, που ονομάζεται μοντέλο πολλαπλών κλιμάκων retinex, δίνει καλύτερα αποτελέσματα αλλά είναι υπολογιστικά πιο απαιτητική. Άλλη μια τεχνική για την ενίσχυση της αντίθεσης βασίζεται στην αποσύνθεση wavelet και την ανασυγκρότηση και έχει χρησιμοποιηθεί για βελτίωση ιατρικών εικόνων.[18][19]

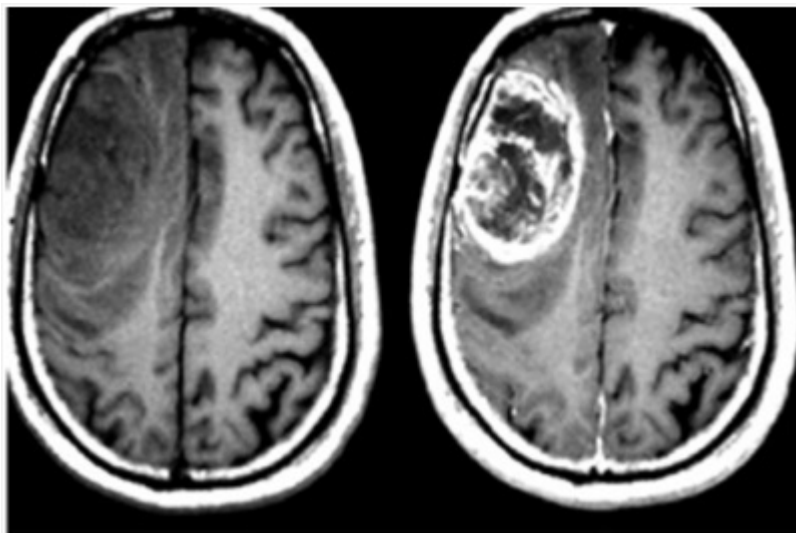


Εικόνα 2.4 Επεξεργασία ιατρικής εικόνας στον υπολογιστή.

Στην ψηφιακή ακτινογραφία, η κατάλληλη επεξεργασία εικόνας μπορεί να βοηθήσει σε μερικά από τα προβλήματα που αντιμετωπίζονται στην απεικόνιση των ακτινογραφικών εικόνων. Οι ακτινογραφίες περιέχουν συχνά στον ίδιο χρόνο μεγάλες διακυμάνσεις αντίθεσης και σημαντικές λεπτομέρειες χαμηλής αντίθεσης. Η κατάλληλη μετα-επεξεργασία μπορεί να συμβάλει στην επίτευξη των συγκρουόμενων απαιτήσεων της αναπαραγωγής των στοιχείων χαμηλής αντίθεσης χωρίς να αποκοπεί το γενικό φάσμα γκρι-τιμών. Μία τυπική τεχνική για την ενίσχυση των μικρών λεπτομερειών (π.χ. στις ακμές) είναι η ομαλή συγκάλυψη, όπου η εικόνα χωρίζεται σε δύο ή τρία κανάλια συχνότητας. Η εικόνα της ακμής στη συνέχεια ενισχύεται και προστίθεται και πάλι στην εικόνα (low-pass image). Στην περίπτωση όπου η εικόνα χωρίζεται σε τρία κανάλια συχνοτήτων, μία

εξισορρόπηση αντίθεσης μπορεί να επιτευχθεί με την εφαρμογή επιπλέον ενός δυναμικού εύρους συμπίεσης στην εικόνα low-pass. Σαφώς, αυτό δεν παρέχει καμία πρόσβαση στις δομές των ενδιάμεσων μεγεθών. Ως εκ τούτου, έχουν προταθεί διάφορες μέθοδοι πολλαπλών κλιμάκων (multiscale) πρόσφατα, όπου η εικόνα χωρίζεται σε ένα μεγαλύτερο αριθμό καναλιών συχνότητας, τα οποία μπορεί στη συνέχεια να υποβάλλονται σε επεξεργασία χωριστά.

Στην ιατρική επεξεργασία εικόνας, μέθοδοι πολλαπλών κλιμάκων χρησιμοποιούνται για πολλούς σκοπούς, π.χ. στο πλαίσιο της τμηματοποίησης, καταχώριση, τη μείωση του θορύβου, ή συμπίεση των εικόνων. Κυρίως, αυτές οι εφαρμογές χρησιμοποιούν wavelet μεθόδους για την πολλαπλών κλιμάκων αποσύνθεση του σήματος.[20]



Εικόνα 2.5 Ιατρική εικόνα πριν και μετά την ενίσχυση αντίθεσης.[59]

Μόνο εντός της τελευταίας δεκαετίας, μέθοδοι πολλαπλών κλιμάκων έχουν εφαρμοστεί στην ενίσχυση της αντίθεσης των ιατρικών εικόνων. Δύο τύποι των μεθόδων πολλαπλών κλιμάκων έχουν χρησιμοποιηθεί, η Λαπλασιανή Πυραμίδα και οι μέθοδοι κυματιδίων.[21]-[26]

Παρατηρείται ότι με την ενίσχυση της αντίθεσης δεν σημαίνει ότι γίνεται βελτίωση της εικόνας μέσω της μείωσης ή της κατάργησης του θορύβου αλλά μάλλον ενίσχυση αντίθεσης των δομών ενδιαφέροντος. Σαφώς, η ενίσχυση

αντίθεσης θα ενισχύσει το θόρυβο πάρα πολύ, αν δεν εφαρμοστούν πρόσθετα μέτρα που λαμβάνονται για να αποφευχθεί αυτό. Ενώ η ενίσχυση μέσω της Λαπλασιανής Πυραμίδας εφαρμόζεται σε εικόνες ακτίνων X σε γενικές γραμμές, μέθοδοι κυματιδίων χρησιμοποιήθηκαν κυρίως στο πλαίσιο της μαστογραφίας, αν και υπάρχουν και μερικές μεμονωμένες εφαρμογές σε εικόνες μαγνητικού συντονισμού (MR) και αξονικής τομογραφίας (CT) ή ακτινογραφίες μαστού. Με μη γραμμική ενίσχυση πολλαπλών κλιμάκων με βάση την Λαπλασιανή Πυραμίδα, λάμβάνονται πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα. Υπάρχουν λόγοι για τους οποίους θα περίμενε κανείς ότι η Wavelet-based ενίσχυση θα μπορούσε να είναι ακόμη πιο ισχυρή από τη Λαπλασιανή Πυραμίδα: τέλεια αποσύνθεση λόγω ορθογωνιότητας των κυματιδίων βάσης, ευαισθησία στην κατεύθυνση, και υψηλές δυνατότητες μείωσης του θορύβου.

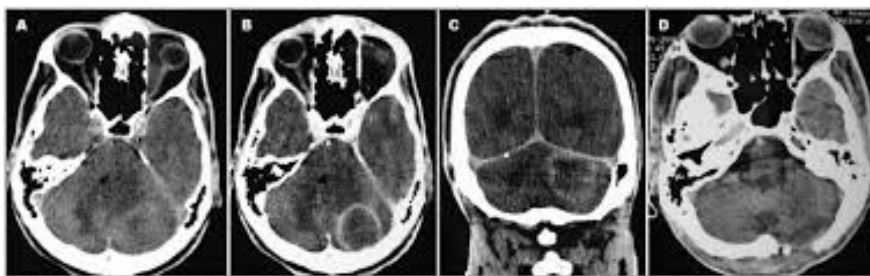


Fig 1. Head CT scans showed a contrast-enhanced mass effect lesion on the left cerebellar hemisphere superiorly limited by the tentorium and remembering a metastatic neoplasm [A, B and C]. Complete resection of the lesion by a suboccipital craniectomy is shown in Fig 1D.

Εικόνα 2.6 Ιατρική εικόνα CT κατά την ενίσχυση αντίθεσης.

Σε επόμενα κεφάλαια αναφέρονται και οι δυνατότητες ενίσχυσης μέσω του Fast Wavelet Transform (FWT) και της Λαπλασιανής Πυραμίδας για ακτινογραφίες και στην σύγκρισή μεταξύ τους. Επιλέχθηκε η πυραμιδική μέθοδος αποσύνθεσης, δεδομένου ότι για ακτινογραφίες, οι οποίες είναι συνήθως αρκετά μεγάλες, τέτοιες μέθοδοι φαίνεται να είναι πιο σκόπιμες, τόσο για λόγους χώρου του δίσκου όσο και υπολογιστικού χρόνου. Ειδικά αν η επεξεργασία πολλαπλών κλιμάκων είναι να ενσωματωθεί στην κανονική αλυσίδα επεξεργασίας ενός συστήματος ψηφιακής ακτινογραφίας, οι χρόνοι επεξεργασίας άνω των 10 s είναι συνήθως μη αποδεκτοί.[20]

Στη βελτίωση ιατρικών εικόνων οι τεχνικές ενίσχυσης αντιμετωπίζουν την πρόκληση της ενίσχυσης της αντίθεσης από ελάχιστα ορατές λεπτομέρειες, χωρίς

να αλλοιωθεί η συνολική εντύπωση εικόνας με υπερ-πολλαπλασιασμό των δομών που είναι ήδη ορατές. Η περίπτωση των μαστογραφιών είναι τυπική για εικόνες που ταυτόχρονα περιέχουν δομές χαμηλής αντίθεσης στο στήθος σε συνδυασμό με μια πολύ μεγάλη διακύμανση στη γενική τιμή γκρι μεταξύ φόντου και ιστών.[20]

2.3 Προσαρμοστική ισοστάθμιση ιστογράμματος

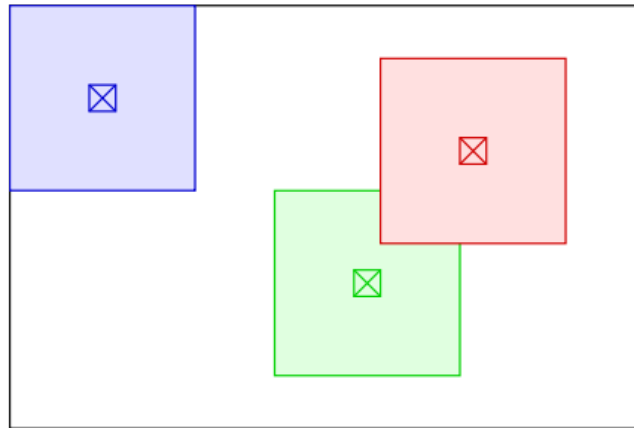
Η προσαρμοστική ισοστάθμιση ιστογράμματος (Adaptive histogram equalization - AHE) είναι μια υπολογιστική τεχνική επεξεργασίας εικόνας που χρησιμοποιείται για τη βελτίωση της αντίθεσης σε εικόνες. Διαφέρει από το σύνηθες ιστόγραμμα ισοστάθμισης με την έννοια ότι η προσαρμοστική μέθοδος υπολογίζει πολλά ιστογράμματα, ένα για κάθε περιοχή που αντιστοιχεί σε ένα ξεχωριστό τμήμα της εικόνας, και τα χρησιμοποιεί για να ανακατανεύσει τις τιμές φωτεινότητας της εικόνας. Ως εκ τούτου είναι κατάλληλο για τη βελτίωση της τοπικής αντίθεσης μιας εικόνας με περισσότερες λεπτομέρειες.[17]

Η βασική μορφή της μεθόδου επινοήθηκε από τους Ketchman[27], Hummel[28] και Pizer[29]. Στην βασική της μορφή, περιλαμβάνει την εφαρμογή σε κάθε pixel και την χαρτογράφηση της ισοστάθμισης ιστογράμματος σε σχέση με τα pixel στην περιοχή που περιβάλλει το αρχικό pixel. Αυτό σημαίνει ότι κάθε pixel χαρτογραφείται με μία ένταση ανάλογη της θέσης του σχετικά με τα γειτονικά pixel.

Η συνήθης ισοστάθμιση ιστογράμματος χρησιμοποιεί τον ίδιο μετασχηματισμό που προέρχεται από το ιστόγραμμα της εικόνας για να μετατρέψει όλα τα εικονοστοιχεία. Αυτό λειτουργεί καλά, όταν η κατανομή των τιμών pixel είναι παρόμοια σε όλη την εικόνα. Ωστόσο, όταν η εικόνα περιέχει περιοχές που είναι σημαντικά πιο φωτεινές ή πιο σκούρες από το μεγαλύτερο μέρος της εικόνας, η αντίθεση στις περιοχές αυτές δεν θα ενισχυθεί επαρκώς.

Η προσαρμοστική ισοστάθμιση ιστογράμματος (AHE) βελτιώνει αυτό μετασχηματίζοντας κάθε pixel με μία συνάρτηση μετασχηματισμού που

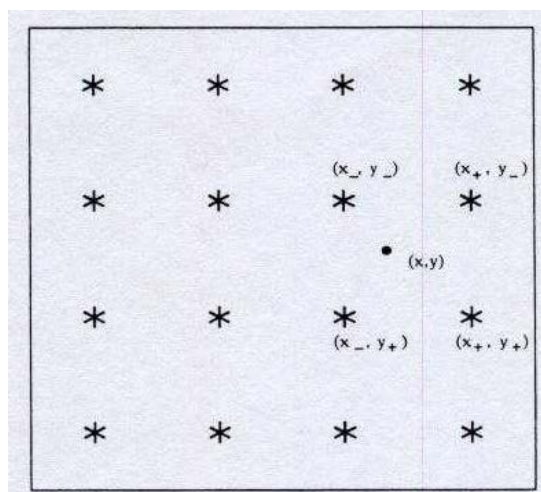
προέρχεται από μία περιοχή της γειτονιάς του. Αναπτύχθηκε αρχικά για χρήση σε οθόνες στο πιλοτήριο του αεροσκάφους. Στην απλούστερη μορφή της, κάθε pixel μετασχηματίζεται με βάση το ιστογράμμα ενός τετράγωνου γύρω από το pixel, όπως στην παρακάτω εικόνα.



Εικόνα 2.7 Τεχνική ΑΗΕ – Επιλογή παραθύρου εικόνας.

Η παραγωγή των συναρτήσεων μετασχηματισμού από τα ιστογράμματα είναι ακριβώς η ίδια όπως και για τα συνήθη ιστογράμματα ισοστάθμισης. Η συνάρτηση μετασχηματισμού είναι ανάλογη προς τη συνάρτηση αθροιστικής κατανομής (CDF) των τιμών pixel στη γειτονιά.[30]

Η βασική μέθοδος είναι αργή και κάτω από συγκεκριμένες συνθήκες η ενισχυμένη εικόνα μπορεί να έχει μη επιθυμητά χαρακτηριστικά. Η ΑΗΕ έχει επίσης την τάση να υπερενισχύει τον θόρυβο σε σχετικά ομοιογενείς περιοχές μιας εικόνας. Μια παραλλαγή της προσαρμοστικής ισοστάθμισης ιστογράμματος που ονομάζεται περιορισμένη κατά αντίθεση προσαρμοστική ισοστάθμιση ιστογράμματος (CLAHE), αποτρέπει αυτό με τον περιορισμό της ενίσχυσης.



Εικόνα 2.8 Επιλογή γειτονικών pixel στην ΑΗΕ.[17]

Πολλά πειράματα απέδειξαν ότι η ΑΗΕ είναι αποτελεσματική στην ενίσχυση της αντίθεσης. Όμως, η υπολογιστική πολυπλοκότητα απαγορεύει το να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πραγματικό χρόνο.

Ο βασικός αλγόριθμος ΑΗΕ μπορεί να εκφραστεί όπως στον Αλγόριθμο 1[30]. Με καμία απώλεια γενικότητας, υποθέτουμε την τετραγωνική περιοχή με μέγεθος block W^2 . [34]

Αλγόριθμος 1:

for every pixel i (with grey level l) in image do

 Initialize array $Hist$ to zero;

for every contextual pixel j do

$Hist[g(j)] = Hist[g(j)] + 1$;

end

$$\text{Sum: } CHist_l = \sum_{k=0}^l Hist(k)$$

$$l' = CHist_l * L / W^2$$

end

Εδώ, το L είναι ο αριθμός επίπεδο γκριζου της εικόνας, $g(j)$ είναι το γκριζο επίπεδο του εικονοστοιχείου j , L και L' είναι το πρωτότυπο και το νέο επίπεδο γκριζου του κεντρικού pixel i και $CHist_l$ είναι η τιμή της αθροιστικής συνάρτησης ιστογράμματος σε γκρι επίπεδο l . Από τον αλγόριθμο 1, θα μπορούσαμε να βρούμε ότι η ΑΗΕ είναι αρκετά δαπανηρή υπολογιστικά. Για κάθε pixel, χρειάζεται W^2 προσθέσεις για να πάρει το τοπικό ιστόγραμμα, και l προσθήκες

για CHist1, ένα πολλαπλασιασμό και μια διαίρεση για να χαρτογραφήσει το αρχικό γκρι επίπεδο σε ένα νέο. Μια άλλη εφαρμογή δεν υπολογίζει το αθροιστικό ιστόγραμμα. Κάθε εικονοστοιχείο κατατάσσεται ανάλογα με το επίπεδο της έντασής του σε σύγκριση με τις τιμές της έντασης των γειτονικών pixels. Στο pixel αποδίδεται στη συνέχεια μια νέα τιμή στο διαθέσιμο εύρος ανάλογα με την κατάταξη της έντασης. Απαιτεί συγκρίσεις W^2 , γεγονός που καθιστά την πολυπλοκότητα υπολογισμού με την ίδια τάξη.

Για μια εικόνα με μέγεθος $M * N$, ο υπολογισμός της πολυπλοκότητας της ΑΗΕ θα είναι $O(M*N*W^2)$, όταν το μέγεθος της εικόνας και το μέγεθος του μπλοκ γίνει μεγάλο, ο χρόνος υπολογισμού αυξάνεται πολύ.

Το μέγεθος της γειτονικής περιοχής είναι μια παράμετρος της μεθόδου. Αποτελεί μια χαρακτηριστική κλίμακα μήκους: η αντίθεση σε μικρότερες κλίμακες είναι ενισχυμένη, ενώ σε μεγαλύτερες κλίμακες μειώνεται.

Λόγω της φύσης του ιστογράμματος ισοστάθμισης, η τιμή ενός εικονοστοιχείου υπό ΑΗΕ είναι ανάλογη με την κατάταξή του μεταξύ των pixels στη γειτονιά του. Αυτό επιτρέπει την αποτελεσματική εφαρμογή σε ειδικό υλικό που μπορεί να συγκρίνει το κεντρικό pixel με όλα τα άλλα εικονοστοιχεία στη γειτονιά. Μια «unnormalized» τιμή μπορεί να υπολογιστεί με την πρόσθεση του 2 για κάθε pixel με μικρότερη τιμή από ότι στο κεντρικό pixel, και προσθέτοντας 1 για κάθε pixel με την ίδια τιμή.

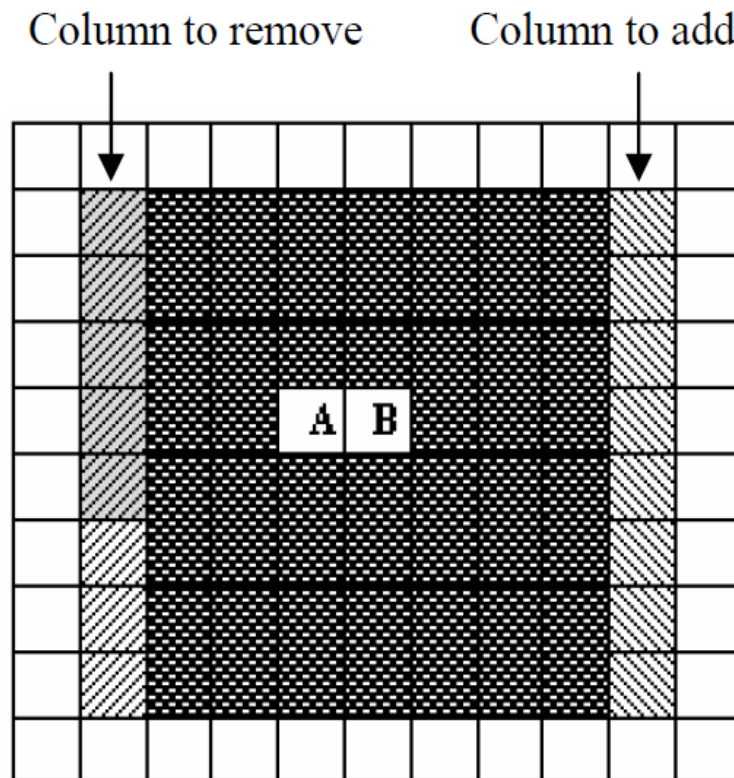
Όταν η περιοχή της εικόνας που περιέχεται στη γειτονιά ενός pixel είναι αρκετά ομοιογενής, το ιστόγραμμα θα κορυφωθεί έντονα, και η συνάρτηση μετασχηματισμού θα χαρτογραφήσει ένα στενό εύρος τιμών pixel σε όλο το φάσμα της τελικής εικόνας. Αυτό προκαλεί επίδραση της ΑΗΕ ώστε να υπερενισχύει μικρές ποσότητες θορύβου σε μεγάλο βαθμό σε ομοιογενείς περιοχές της εικόνας.[30]

2.3.1 Η τεχνική Fast Adaptive Histogram Equalization

Συνδυάζονται τρεις τεχνικές για τη μείωση του χρόνου υπολογισμού :

1. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.9 ($W=8$), όταν το κέντρο του παραθύρου κινείται από το A στο B, προκειμένου να λάβει το ιστόγραμμα του επόμενου μπλοκ, δεν χρειάζεται να επαναληφθεί η σάρωση ολόκληρης της περιοχής. Αν το παράθυρο μετακινείται από αριστερά προς τα δεξιά, μπορούμε να καταργήσουμε μόνο την αριστερή στήλη pixels του τελευταίου μπλοκ από το τρέχον ιστόγραμμα και να προσθέσουμε τη δεξιά στήλη του τρέχοντος μπλοκ σε αυτό.[33]

Το ιστόγραμμα στην πρώτη θέση κάθε σειράς επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας την πρώτη θέση της τελευταίας σειράς αφαιρώντας την τελευταία στήλη και προσθέτοντας τη νέα στήλη. Μόνο το πρώτο μπλοκ σε μια εικόνα πρέπει να επεξεργαστεί κάθε pixel σε αυτό. Φυσικά, κάποιες οριακές συνθήκες πρέπει να ελέγχονται και να επιλυθούν κατά τη διάρκεια της πρακτικής εφαρμογής.



Εικόνα 2.9. Μετακινούμενο παράθυρο στην ΑΗΕ.[30]

2. Στην ΑΗΕ, το νέο επίπεδο γκρίζου είναι ανάλογο με την τιμή της αθροιστικής συνάρτησης ιστογράμματος στο αρχικό γκρι επίπεδο. Η γνώση του συνόλου των

pixels στην γειτονική περιοχή σταθεροποιείται σε W^2 (οπότε το αθροιστικό ιστόγραμμα για L είναι σταθερό στο W^2), μπορούμε είτε να μετρήσουμε το αθροιστικό ιστόγραμμα που είναι μικρότερο από το αρχικό γκρι επίπεδο ή πιο μεγάλο απ' αυτό. Όταν το αρχικό γκρι επίπεδο είναι υψηλότερο από το $L/2$, μετριέται το μεγαλύτερο αθροιστικό ιστόγραμμα. Αντίθετα, μετριέται το μικρότερο αθροιστικό ιστόγραμμα. Όπως φαίνεται παρακάτω :

$$CHist_l = \sum_{i=0}^l Hist(i) = W^2 - \sum_{i=l+1}^{L-1}$$

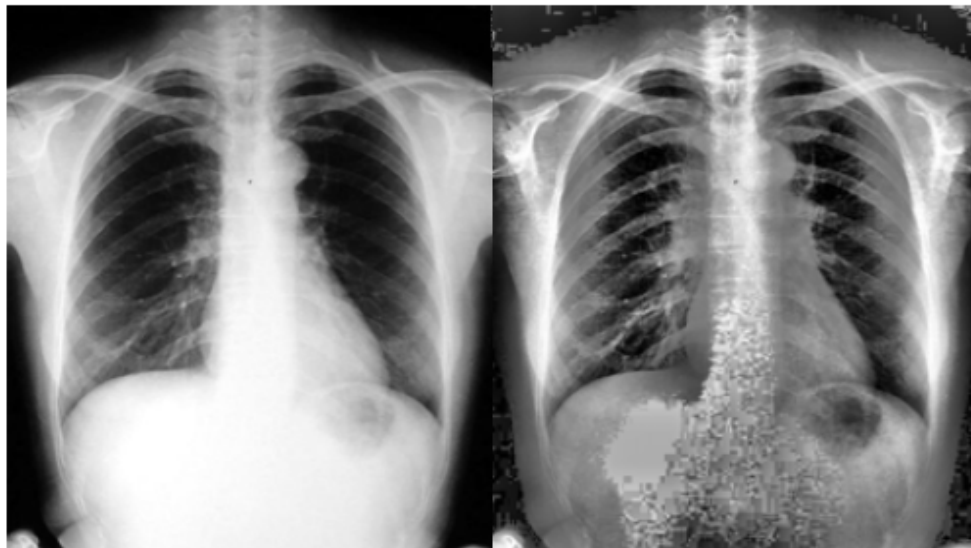
3. Αν διατηρείται το μέγεθος του μπλοκ ανάλογο με το γινόμενο του L και επί μια δύναμη του 2, θα μπορούσαν να εξαλειφθούν όλοι οι πολλαπλασιασμοί και διαιρέσεις, αντικαθιστώντας τα από λειτουργίες γρήγορης «bitwise» μετατόπισης. Δηλαδή, αν $W^2 = L * 2^p$ τότε το αποτέλεσμα είναι ένα νέο γκρίζο επίπεδο από μετατόπιση bitwise των p bits του αθροιστικού ιστογράμματος προς τα δεξιά :

$$l' = CHist_l * L / W^2 =$$

Εδώ το " \gg " δίνει τη λειτουργία μετατόπισης προς τα δεξιά. Για παράδειγμα, αν $L = 256$, το μπλοκ ύψους W θα μπορούσε να είναι 16, 32, 64, 128, 256, κλπ. Με τον τρόπο αυτό, υλοποιείται η γρήγορη μέθοδος προσαρμοστικής ισοστάθμισης ιστογράμματος (Fast Adaptive Histogram Equalization-FAHE), η οποία εκφράζεται με τον Αλγόριθμο 2[30]. Δεν υπάρχει πολλαπλασιασμός και διαίρεση στον Αλγόριθμο 2[30] και η συχνότητα της πρόσθεσης είναι αρκετά μικρότερη από ότι στον Αλγόριθμο 1.[30]

Αλγόριθμος 2:

```
for every pixel  $i$  in image do  
  for every pixel  $j$  in last left column do  
     $Hist[g(j)] = Hist[g(j)]-1;$   
  end  
  for every pixel  $j$  in current right column do  
     $Hist[g(j)] = Hist[g(j)]+1;$   
  End  
  if  $l \leq L/2$   
    Sum:  $CHist_l = \sum_{k=0}^l Hist(k)$   
  else  
    Sum:  $CHist_l = W^2 - \sum_{k=l+1}^{L-1} Hist(k)$   
  end  
   $l' = CHist_l \gg p$  //(Here  $W^2=L*2^p$ .)  
end
```



Εικόνα 2.10 Δοκιμαστική εικόνα και εφαρμογή του FAHE.[30]

Δοκιμές του FAHE έγιναν σε μια ιατρική Xray εικόνα 8bits 476*594 και 10bits 364*1180 και η εικόνα 2.10 δείχνει την αρχική ιατρική εικόνα και το αποτέλεσμα της επεξεργασίας.[30]

Ο χρόνος επεξεργασίας αναφέρεται στον Πίνακα 2.1 και στον πίνακα 2.2 για κάθε εικόνα αντίστοιχα (P4 1,7G CPU, μνήμη 512M). Κάθε δεδομένο είναι ένας μέσος όρος αποτελεσμάτων για πάνω από 10 δοκιμές.

Όπως μπορούμε να δούμε από τους πίνακες, όταν $W=128$, σε σύγκριση με την παραδοσιακή ΑΗΕ, ο αλγόριθμος FAHE εξοικονομεί περίπου 98,1% και 97,7% του χρόνου επεξεργασίας για 8bits και 10bits εικόνες αντίστοιχα. Ακόμη αν συγκριθεί με την ΙΑΗΕ, ο αλγόριθμος FAHE εξοικονομεί 12,2% και 21,6% του χρόνου αντίστοιχα. [30]

W	64	128	256
ΑΗΕ	3,544	11,988	42,609
ΙΑΗΕ	173	255	378
FAHE	142	224	348
FAHE/ΑΗΕ(%)	4.0%	1.9%	0.8%
FAHE/ΙΑΗΕ(%)	82.1%	87.8%	92.1%

Πίνακας 2.1 Μέσος χρόνος (ms) για ιατρική εικόνα 8bits.[30]

W	64	128	256
ΑΗΕ	5,925	19,440	64,375
ΙΑΗΕ	462	570	731
FAHE	324	447	607
FAHE/ΑΗΕ(%)	5.5%	2.3%	0.9%
FAHE/ΙΑΗΕ(%)	70.1%	78.4%	83.0%

Πίνακας 2.2 Μέσος χρόνος (ms) για ιατρική εικόνα 10bits.[30]

2.3.2 Η τεχνική CLAHE

Η τεχνική CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) αναπτύχθηκε από τον Zuiderveld[31] και Pisano[32] αρχικά για ιατρική απεικόνιση και έχει αποδειχθεί να είναι επιτυχής για την ενίσχυση των εικόνων χαμηλής αντίθεσης.

Ο αλγόριθμος CLAHE διαχωρίζει τις εικόνες σε επί μέρους περιοχές και εφαρμόζει την ισοστάθμιση ιστογράμματος σε κάθε μία. Αυτό εξισώνει την κατανομή των τιμών γκρι και έτσι κάνει τα κρυφά χαρακτηριστικά της εικόνας πιο ορατά. Το πλήρες φάσμα γκρι χρησιμοποιείται για να εκφράσει την εικόνα.

Η CLAHE είναι μια βελτιωμένη εκδοχή του AHE. Υπάρχει μια ποικιλία από τεχνικές περιορισμένης αντίθεσης προσαρμοστικής ισοστάθμισης ιστογράμματος (CLAHE). Οι αιχμηρές ακμές πεδίου μπορεί να διατηρηθούν με επιλεκτική ενίσχυση εντός των ορίων πεδίου. Επιλεκτική ενίσχυση επιτυγχάνεται με την πρώτη ανίχνευση της ακμής πεδίου σε μια εικόνα και στη συνέχεια επεξεργασία μόνον εκείνων των περιοχών της εικόνας που βρίσκονται εντός της άκρης πεδίου. Ο θόρυβος μπορεί να μειωθεί ενώ διατηρείται η υψηλή περιεκτικότητα σε χωρική συχνότητα της εικόνας εφαρμόζοντας ένα συνδυασμό της τεχνικής CLAHE και φίλτρων median και edge sharpening. Αυτή η τεχνική είναι γνωστή ως διαδοχική επεξεργασία. Μία παραλλαγή της τεχνικής περιορισμένης αντίθεσης που ονομάζεται προσαρμοστικό ιστόγραμμα κλιπ (Adaptive Histogram Clip-AHC) μπορεί επίσης να εφαρμοστεί. Η AHC προσαρμόζει αυτόματα το επίπεδο αποκοπής και μετριάζει την ενίσχυση στις περιοχές φόντου της εικόνας. Υπάρχουν διάφοροι τύποι AHC όπως φαίνονται παρακάτω.[34]

- Type 1: Standard method -> Uniform $g = [g_{\max} - g_{\min}]P(f) + g_{\min}$
- Type 2: Exponential $g = g_{\min} - (1/\alpha) * \ln[1 - P(f)]$
- Type 3: Rayleigh $g = g_{\min} + [2 * (\alpha^2) * \ln(1/1 - P(f))]^{0.5}$
- Type 4: Hyperbolic (Cube Root) $g = [g_{\max}^{(1/3)} - g_{\min}^{(1/3)}] * [P(f)] + g_{\min}^{(1/3)}^3$
- Type 5: Hyperbolic $g = g_{\min} [g_{\max}/g_{\min}]^{\alpha} P(f)$
- Type 6: Hyperbolic modified $g = g_{\min} [g_{\max}/g_{\min}]^{\alpha} (P(f)^{\alpha})$

g_{\min} = minimum pixel value (0 in our case)

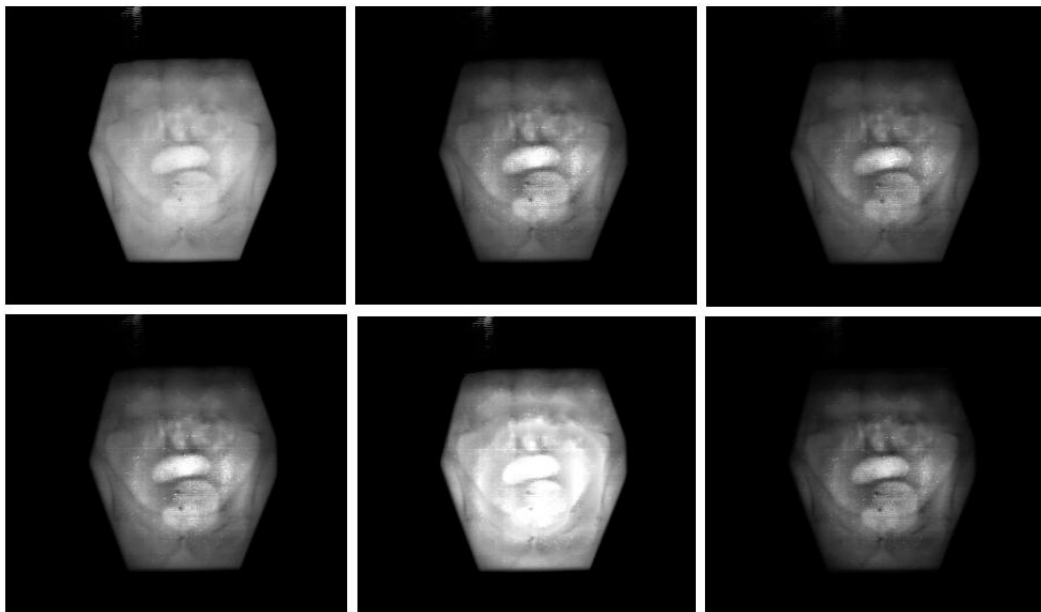
g_{\max} = maximum pixel value (255 in our case)

g = Computed pixel value

α = parameter

$P(f)$ = cpd (cumulative probability distribution)

Εικόνα 2.11 Τύποι ΑΗC.[60]



Εικόνα 2.12 Εφαρμογή τεχνικών ΑΗC και CLAHE.

2.4 Προσαρμοστική Ενίσχυση Αντίθεσης

Σε αυτή τη μέθοδο, η νέα ένταση έχει εκχωρηθεί σε κάθε εικονοστοιχείο σύμφωνα με μία προσαρμοστική συνάρτηση μεταφοράς που έχει σχεδιαστεί βάσει των τοπικών στατιστικών (τοπικό ελάχιστο / μέγιστο , καθώς και μέση ένταση).

2.4.1 Υπολογισμός του τοπικού Ελάχιστου / Μέγιστου / Μέσου

Η τοπική min/max/avg ενός pixel μπορεί να ορίζεται απλά ως η ελάχιστη, μέγιστη και μέση τιμή έντασης μέσα σε ένα τοπικό παράθυρο σταθερού μεγέθους. Αυτό είναι απλό να εφαρμοστεί αλλά έχει δύο προβλήματα. Πρώτον, χρειάζεται πολύ χρόνο να ψάξει για την τοπική min/max ή τον υπολογισμό του τοπικού μέσου όρου για κάθε εικονοστοιχείο. Δεύτερον, οι υπολογιζόμενοι min/max χάρτες εκδηλώνουν πάντα κάποια αντικείμενα μπλοκ. Στη συνέχεια υπολογίζονται οι τοπικοί min/max/avg χάρτες χρησιμοποιώντας ένα σύστημα διάδοσης.[35]

Ένας τρόπος για την εξάλειψη των μπλοκ αντικειμένων είναι να εφαρμοστεί ένα φίλτρο Gaussian στους λαμβανόμενους min/max χάρτες, αποδίδοντας ομαλότερους min/max χάρτες. Τα εκθετικά και Gaussian φίλτρα μπορούν να εφαρμοστούν πολύ γρήγορα από το σύστημα διάδοσης. Αυτή η ιδέα μπορεί να εφαρμοστεί από το σύστημα διάδοσης και εφαρμόζεται άμεσα για τον υπολογισμό του μέσου όρου του τοπικού χάρτη. Ο κανόνας διάδοσης από έναν γείτονα, ας πούμε $(m-1, n)$ στο pixel (m, n) ορίζεται ως εξής:

$$lavg_{m,n} = (1-C) \times lavg_{m,n} + C \times lavg_{m-1,n}$$

Όπου C είναι ο παράγοντας που ονομάζεται αγωγιμότητα, που κυμαίνεται από 0 έως 1. Ο πίνακας $lavg$ είναι ο χάρτης των τοπικών μέσων όρων, που αρχικοποιούνται με τις τιμές έντασης της εικόνας. Ο παραπάνω κανόνας διάδοσης είναι διαδοχικός και εφαρμόζεται σε κατεύθυνση στήλης και γραμμής. Για να υπολογιστούν οι τοπικοί min/max χάρτες, πραγματοποιήθηκαν κάποιες τροποποιήσεις στο παραπάνω διάγραμμα διάδοσης. Εισήχθηκε ακολούθως ένα υπό όρους σχήμα διάδοσης. Με την υπόθεση ότι $lmin$ και $lmax$ είναι οι τοπικοί min/max χάρτες, αντίστοιχα, και αρχικοποιήθηκαν με τις τιμές έντασης της εικόνας. [35]

Το υπό όρους σύστημα διάδοσης από $(m-1, n)$ έως (m, n) ορίζεται ως εξής:

$$\begin{aligned} & \text{if}(lmin_{m-1,n} < lmin_{m,n}) \\ & lmin_{m,n} = (1-C) \times lmin_{m,n} + C \times lmin_{m-1,n} \\ & \text{if}(lmax_{m-1,n} > lmax_{m,n}) \\ & lmax_{m,n} = (1-C) \times lmax_{m,n} + C \times lmax_{m-1,n} \end{aligned}$$

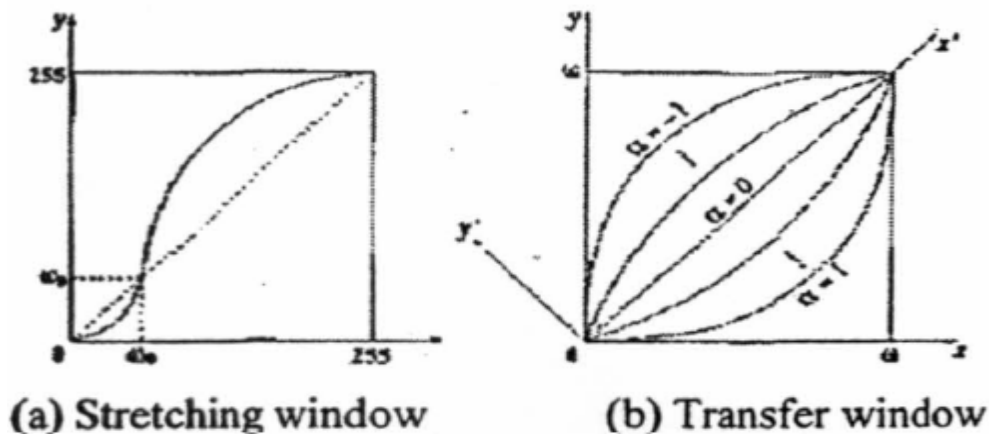
2.4.2 Καθορισμός της συνάρτησης μεταφοράς

Μόλις αποκτηθούν οι τοπικές στατιστικές (τοπική min/max/avg) για κάθε pixel, θα πρέπει στη συνέχεια να σχεδιαστεί μια συνάρτηση μεταφοράς από pixel προς pixel. Η βασική ιδέα για τις περισσότερες τεχνικές βελτίωσης αντίθεσης είναι να επωφεληθούν από την επέκταση του φάσματος. Με άλλα λόγια, το στενό εύρος έντασης στην αρχική εικόνα συχνά επεκτείνεται σε ένα πολύ μεγαλύτερο εύρος. Στη μέθοδο αυτή, η αρχική περιοχή σε ένα pixel δίνεται από την απόλυτη διαφορά μεταξύ των ληφθέντων τοπικών ελάχιστων και μέγιστων εντάσεων σε αυτό το εικονοστοιχείο, δηλαδή $|lmax - lmin|$. Η τιμή αυτή έχει τροποποιηθεί σύμφωνα με την καμπύλη που απεικονίζεται στην Εικόνα 2.13(α), όπου η x-συντεταγμένη αναπαριστά το εύρος εισόδου ενώ η y-συντεταγμένη το εύρος εξόδου.

Η καμπύλη της συνάρτησης αποτελείται από δύο κυκλικά τόξα:

$$y = \begin{cases} w_0 - \sqrt{w_0^2 - x^2}, & \text{if } x \leq w_0 \\ w_0 + \sqrt{(255 - w_0)^2 - (255 - x)^2}, & \text{else} \end{cases}$$

Όπου w_0 είναι μια σταθερά. Το κατώφλι w_0 , χρησιμοποιείται ως εξής, αν $|lmax - lmin| < w_0$, η αντίθεση θεωρείται ως θόρυβος, και ως εκ τούτου μειώνεται. Με αυτόν τον τρόπο μπορούμε να περιορίσουμε τον θόρυβο της εικόνας και παράλληλα να ενισχύσουμε τα χαρακτηριστικά της.[35]



Εικόνα 2.13 Καθορισμός της συνάρτησης μεταφοράς.[35]

Μετά την χαρτογράφηση από το αρχικό στενό εύρος $|I_{max}-I_{min}|$, έχουμε αποκτήσει ένα ευρύτερο φάσμα (που συμβολίζεται με w) έτσι ώστε I_{min} και I_{max} έχουν αντιστοιχιστεί σε 0 και w αντίστοιχα. Εν τω μεταξύ, η αρχική ένταση εικόνας (I_{old}) και η μέση (A_{old}) που πληρούν $I_{min} \leq I_{old}$, $A_{old} \leq I_{max}$, πρέπει να επεκταθούν γραμμικά σε νέες τιμές τους I_{new} , A_{new} :

$$I_{new} = W \times \frac{I_{old} - I_{min}}{I_{max} - I_{min}}$$

$$A_{new} = W \times \frac{A_{old} - I_{min}}{I_{max} - I_{min}}$$

Για να επιτευχθεί καλύτερη ενίσχυση της αντίθεσης, λαμβάνονται υπόψη οι ακόλουθες παρατηρήσεις. Αν η ένταση της εικόνας σε ένα pixel είναι κατώτερη από την τοπική μέση ένταση τότε θα μειωθεί η ένταση της εικόνας χρησιμοποιώντας μια κοίλη συνάρτηση μεταφοράς. Αντίθετα, αν η ένταση της εικόνας σε ένα εικονοστοιχείο είναι υψηλότερη από την τοπική ένταση του μέσου όρου, θα αυξηθεί η ένταση της εικόνας χρησιμοποιώντας μια κυρτή συνάρτηση μεταφοράς. Αυτές οι συναρτήσεις μεταφοράς ορίζονται προσαρμοστικά από εικονοστοιχείο σε εικονοστοιχείο, με βάση μια παράμετρο α , που ορίζεται ως εξής:

$$\alpha = \frac{(A_{\text{new}} - I_{\text{new}})}{128}$$

Συγκεκριμένα, ορίζεται η συνάρτηση μεταφοράς ως ένα τμήμα της παραβολικής καμπύλης, έτσι ώστε η συνάρτηση μεταφοράς να είναι κυρτή, εάν $\alpha < 0$ και κοίλη εάν $\alpha > 0$ (όπως φαίνεται στην εικόνα 2.13β). Σημειώστε ότι οι εν λόγω καμπύλες σίγουρα θα μπορούσαν να είναι σε άλλες μορφές, αλλά χρησιμοποιώντας παραβολικές καμπύλες είναι πιο εύκολο να αντληθεί ένας ενιαίος τύπος. Για να φτάσουμε στην ρητή έκφραση αυτών των παραβολικών καμπυλών, έχει εισαχθεί ένα νέο σύστημα συντεταγμένων $X'Y'$. Στο νέο σύστημα, οι παραβολικές καμπύλες μπορούν να παρασταθούν ως εξής:

$$y' = \frac{\alpha}{\sqrt{2w}} x'(x' - \sqrt{2}w)$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\sqrt{2}}{2} & \frac{\sqrt{2}}{2} \\ \frac{1}{2} & \frac{1}{2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}$$

$$y = \frac{-b - \sqrt{b^2 - 4ac}}{2a}$$

όπου

$$a = \alpha/2w$$

$$b = (\alpha/w)x - \alpha - 1$$

$$c = (\alpha/2w)x^2 - \alpha x + x$$

Μετά την απόκτηση της συνάρτησης μεταφοράς για κάθε pixel, μπορεί στη συνέχεια να υπολογιστεί η ενισχυμένη ένταση ως εξής:

$$I_{\text{enh}} = I_{\text{min}} + f(I_{\text{new}})$$

όπου f είναι η συνάρτηση μεταφοράς.

Ο συντελεστής αγωγιμότητας C είναι μία σταθερή τιμή. Μπορεί όμως να θολώσει τα χαρακτηριστικά της εικόνας. Μια κοινή τεχνική για να διορθωθεί το πρόβλημα είναι γνωστή ως ανισότροπη διάχυση. Με αυτή την ιδέα, έχει αναπτυχθεί μία ανισότροπη διάδοση για την ενίσχυση της αντίθεσης, ως εξής:

$$\begin{aligned}
 & \text{if}(lmin_{m-1,n} < lmin_{m,n}) \\
 & \quad lmin_{m,n} += (lmin_{m-1,n} - lmin_{m,n}) \\
 & \quad \quad * \exp(-R * |lmin_{m-1,n} - lmin_{m,n}|) \\
 & \text{if}(lmax_{m-1,n} > lmax_{m,n}) \\
 & \quad lmax_{m,n} += (lmax_{m-1,n} - lmax_{m,n}) \\
 & \quad \quad * \exp(-R * |lmax_{m-1,n} - lmax_{m,n}|) \\
 & lavg_{m,n} += (lavg_{m-1,n} - lavg_{m,n}) \\
 & \quad \quad * \exp(-R * |lavg_{m-1,n} - lavg_{m,n}|)
 \end{aligned}$$

όπου το R ονομάζεται παράγοντας αντίστασης και γενικά επιλέγεται από το διάστημα $[0.01, 0.1]$, στα πειράματα.

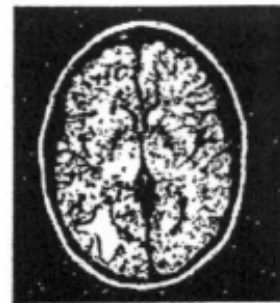
Η Εικόνα 2.14(a) δείχνει μια εικόνα του εγκεφάλου(MR) με χαμηλή αντίθεση. Η ενισχυμένη εικόνα μετά την εφαρμογή εξισορρόπησης ιστογράμματος και το αποτέλεσμα με τη μέθοδο(ισοτροπική διάδοση με $C = 0,95$) δείχνονται στην Εικόνα. 2.14(b) και 2.14(c). Αντίστοιχα η Εικόνα 2.15(a) δείχνει ένα παράδειγμα εικόνας CT θώρακα. Η ενισχυμένη εικόνα με εξισορρόπηση ιστογράμματος και η βελτιωμένη εικόνα με την μέθοδο(ανισότροπη διάδοση με $R = 0,1$) δείχνονται στην Εικόνα. 2.15(b) και 2.15(c), αντίστοιχα. Τέλος αποδεικνύεται η ιδιότητα πολλαπλών κλιμάκων αυτής της μεθόδου(από την ισοτροπική διάδοση) στην Εικόνα 2.16. Η αρχική εικόνα (Εικόνα 2.16(a)) είναι μια εικόνα μαστογραφίας με πολύ χαμηλή αντίθεση. Οι Εικόνες 2.16(b) (c) (d), δείχνουν τα αποτελέσματα με τη μέθοδο χρησιμοποιώντας διαφορετικούς συντελεστές αγωγιμότητας ($C = 0,95$, $C = 0.85$, $C = 0,75$ αντίστοιχα), δίνοντας διαφορετικές κλίμακες λεπτομέρειας της εικόνας που ενισχύουν.[35]



Fig. 2 Example 1 Brain MR
(a) Original



(b) Histogram Equalization



(c) $C=0.95$

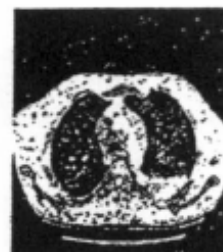
Εικόνα 2.14 MR εγκεφάλου.[35]



(a) Original
Fig. 3 Example 2 "Chest CT"



(b) Histogram Equalization



(c) $R=0.1$

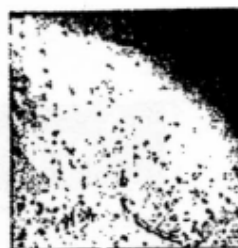
Εικόνα 2.15 CT στήθους.[35]



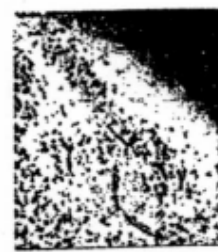
(a) Original



(b) $C=0.95$



(c) $C=0.85$



(d) $C=0.75$

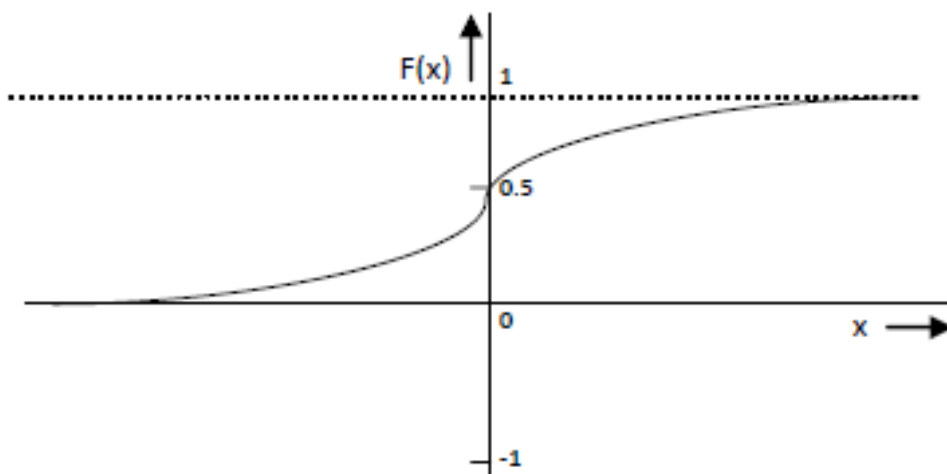
Εικόνα 2.16 Μαστογραφία.[35]

2.5 Η σιγμοειδής συνάρτηση για την ενίσχυση της αντίθεσης

Η σιγμοειδής συνάρτηση είναι μια συνεχής μη γραμμική συνάρτηση ενεργοποίησης. Το όνομα σιγμοειδής, λαμβάνεται από το γεγονός ότι η συνάρτηση είναι σχήματος "S". Οι στατιστικολόγοι αποκαλούν αυτή τη συνάρτηση λογιστική συνάρτηση, χρησιμοποιώντας $f(x)$ για την είσοδο, και με 1 ως όρο κέρδους, η σιγμοειδής συνάρτηση είναι :

$$f(x) = \frac{1}{(1 + e^{-ax})}$$

Η σιγμοειδής συνάρτηση έχει τα χαρακτηριστικά ότι πρόκειται για μια ομαλή συνεχή συνάρτηση, οι έξοδοι λειτουργούν στην περιοχή 0 έως 1, μαθηματικά η συνάρτηση είναι εύκολο να επεξεργαστεί καθώς ανεβαίνει ομαλά.



Εικόνα 2.17 Η σιγμοειδής συνάρτηση

Για μία δεδομένη εικόνα X , η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας (X_k) ορίζεται ως:

$$P(X_k) = \frac{n_k}{n}$$

Για $k = 0, 1, \dots, L-1$, όπου n_k αντιπροσωπεύει τον αριθμό των φορών που το X_k επίπεδο εμφανίζεται στην εικόνα εισόδου X και n είναι ο συνολικός αριθμός δειγμάτων στην εικόνα εισόδου. Σημειώστε ότι η $P(X_k)$ συνδέεται με το ιστόγραμμα της εικόνας εισόδου η οποία αντιπροσωπεύει τον αριθμό των pixels που έχουν μια ειδική ένταση X_k . Στην πραγματικότητα, η απεικόνιση του n_k συναρτήσεως του X_k είναι το γνωστό ιστόγραμμα του X . Με βάση την συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας, η συνάρτηση αθροιστικής πυκνότητας ορίζεται ως

$$C(X_k) = \sum_{j=0}^k P(X_j)$$

όπου $X_k = \chi$, για $k = 0, 1, \dots, L-1$.

Σημειώστε ότι ο $C(X_{L-1})=1$ εξ ορισμού. Το HE είναι ένα σύστημα που χαρτογραφεί την εικόνα εισόδου σε ολόκληρο το δυναμικό εύρος, (X_0, X_{L-1}) , χρησιμοποιώντας την αθροιστική συνάρτηση πυκνότητας ως συνάρτηση μετασχηματισμού. Ορίζεται μία συνάρτηση μετασχηματισμού $f(x)$ με βάση την αθροιστική συνάρτηση πυκνότητας ως:

$$f(x) = X_0 + (X_{L-1} - X_0)C(X_k)$$

Τότε η εικόνα εξόδου του HE, $Y = \{Y(i,j)\}$, μπορεί να εκφραστεί ως:

$$Y = f(X)$$

$$Y = \{f(X(i,j)) \mid \forall X(i,j) \in X\}$$

Η υψηλή απόδοση της ΗΕ σε ενίσχυση της αντίθεσης της εικόνας έχει ως συνέπεια τη δυναμική επέκταση εύρους. Παρατηρείται ότι η ΗΕ μπορεί να εισαγάγει μια σημαντική αλλαγή στη φωτεινότητα της εικόνας, η οποία καθυστερεί την άμεση εφαρμογή της ΗΕ στα καταναλωτικά ηλεκτρονικά προϊόντα.[36][54]

2.5.1 Προσαρμοστική σιγμοειδής συνάρτηση

Η προσαρμοστική σιγμοειδής συνάρτηση βήματος πρόκειται για μια προσέγγιση σημειακής διαδικασίας που εκτελείται άμεσα σε κάθε εικονοστοιχείο μιας εικόνας, ανεξάρτητα από όλα τα άλλα pixel στην εικόνα, για να αλλάξει το δυναμικό εύρος. Σε αυτό η μάσκα που εφαρμόζεται στις εικόνες είναι μια μη γραμμική συνάρτηση ενεργοποίησης, η οποία ονομάζεται σιγμοειδής συνάρτηση και πολλαπλασιάζεται από την ίδια είσοδο και από έναν παράγοντα. Χρησιμοποιήθηκε ο παράγοντας αυτός για τον προσδιορισμό της αντίθεσης, ανάλογα με το βαθμό της φωτεινότητας της αρχικής εικόνας. Για εικόνες γκρι κλίμακας, ένα ολισθαίνον παράθυρο 3x3 κινείται από την αριστερή πλευρά στη δεξιά πλευρά της αρχικής εικόνας οριζόντια σε βήματα ξεκινώντας από την πάνω δεξιά γωνία της εικόνας. Μια τιμή pixel στο ενισχυμένο παράθυρο εξαρτάται μόνο από την τιμή του, που σημαίνει ότι εάν η διακύμανση του παραθύρου pixels είναι μικρότερη από τη διακύμανση της εικόνας και μεγαλύτερη από $k1$ φορές από τη διακύμανση τότε η αξία του υπό εξέταση pixel διαβάζεται και αν το pixel που παρουσιάζει ενδιαφέρον δεν πληροί την προϋπόθεση η τιμή του παραμένει σταθερή και το $k1$ καθορίζει το κατώτερο όριο της αντίθεσης. Η διαδικασία μπορεί να περιγραφεί με τη συνάρτηση χαρτογράφησης $O=M(i)$, όπου O και i είναι οι νέες και παλιές τιμές pixel, αντίστοιχα. Η μορφή της συνάρτησης χαρτογράφησης M που καθορίζει το αποτέλεσμα της επέμβασης είναι :

$$M = i * \left(\frac{c}{1+e^{-i}} \right)$$

Σύμφωνα με την ανωτέρω συνάρτηση χαρτογράφησης η νέα τιμή του αντίστοιχου εικονοστοιχείου θα είναι:

$$O(i,j) = \begin{cases} i * \left(\frac{c}{1+e^{-i}}\right) & \text{if } k_1\sigma_G^2 \leq \sigma_{S_{xy}}^2 \leq \sigma_G^2 \\ i & \text{otherwise} \end{cases}$$

Όπου c είναι ένας παράγοντας αντίθεσης που καθορίζει το βαθμό της απαιτούμενης αντίθεσης. Η τιμή του c εξαρτάται από το στόχο της διαδικασίας ενίσχυσης, ο χρήστης μπορεί να επιλέξει την τιμή της c ανάλογα με το επιθυμητό αποτέλεσμα. Οι τιμές pixel είναι μέσα σε ένα περιορισμένο εύρος(0-255) για 8-bit εικόνες. Τα αποτελέσματα συνήθως χρειάζεται να κόβονται με τις μέγιστες και ελάχιστες επιτρεπόμενες τιμές pixel, έτσι ώστε όλα τα υψηλότερα συστατικά να αποδειχθεί ότι είναι 255 και οι χαμηλότερες τιμές σε 0. Όταν ο χάρτης φτάνει τη δεξιά πλευρά, επιστρέφει στην αριστερή πλευρά και μετακινείται προς τα κάτω ένα βήμα. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου το ολισθαίνον παράθυρο φθάσει την δεξιά κάτω γωνία της εικόνας.

Η αξιολόγηση των επιδόσεων του αλγορίθμου αυτού εφαρμόστηκε σε διάφορες εικόνες χαμηλής αντίθεσης. Τέσσερις εικόνες χαμηλής αντίθεσης έχουν ληφθεί ως πρώτη ύλη για την αξιολόγηση αυτού του προτεινόμενου αλγορίθμου. Ποσοτική σύγκριση έχει γίνει επί τη βάσει των (1) λόγου σήματος-προς-θόρυβο (2) κορυφής του σήματος-προς-θόρυβο (3) συντελεστής συσχέτισης (4) δείκτης ομοιότητας δομής . Τα αποτελέσματα για τον προτεινόμενο αλγόριθμο καλούνται προς σύγκριση με το HE (ιστόγραμμα ισοστάθμισης).

Sr. No.	Quality factor	Implementation
1	Signal-to-Noise Ratio(SNR)	$\frac{\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} \hat{f}(x, y)^2}{\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [f(x, y) - \hat{f}(x, y)]^2}$
2	Peak Signal-to-Noise Ratio (PSNR)	$10 \log_{10} \left(\frac{R^2}{MSE} \right)$
3	Coefficient of Correlation (CoC)	$\frac{\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})(B_{mn} - \bar{B})}{\sqrt{(\sum_m \sum_n (A_{mn} - \bar{A})^2)(\sum_m \sum_n (B_{mn} - \bar{B})^2)}}$
4	Structure Similarity Index (SSIM)	$\frac{(2\mu_x \mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)}$

Πίνακας 2.3 συντελεστές ποιότητας ενίσχυσης.[36]

Algorithm → Quality Parameters	HE	Sigmoid	Proposed Algorithm
SNR	14.7529	13.6600	18.8490
PSNR	19.4859	19.3077	24.4972
CoC	0.9932	0.9170	1.0000
SSIM	0.9108	0.6899	0.9367

Πίνακας 2.4 Σύγκριση μεθόδων ενίσχυσης.[36]

Το SNR είναι η ενισχυμένη εικόνα. Το PSNR υπολογίζει την αναλογία σήμα-προς-θόρυβο κορυφής, σε ντεσιμπέλ, μεταξύ δύο εικόνων. Αυτή η αναλογία συχνά χρησιμοποιείται ως μέτρηση της ποιότητας μεταξύ της αρχικής και μιας βελτιωμένης εικόνας. Όσο υψηλότερη είναι η PSNR, τόσο καλύτερη είναι η ποιότητα της ενισχυμένης εικόνας. Ο CoC υπολογίζει τον συντελεστή συσχέτισης

μεταξύ A και B, όπου A και B είναι μήτρες ή φορείς του ίδιου μεγέθους. Ο SSIM είναι μια μέθοδος για τη μέτρηση της ομοιότητας μεταξύ δύο εικόνων και έχει τιμή μεταξύ -1 και 1.

Algorithm Quality Parameters	HE	Sigmoid	Proposed Algorithm
SNR	10.5994	3.7744	11.6770
PSNR	15.2929	9.4055	17.3053
CoC	0.9377	0.2912	0.9910
SSIM	0.8599	0.1420	0.8868

Πίνακας 2.5 Σύγκριση μεθόδων ενίσχυσης.[36]

Οι εικόνες δοκιμής έχουν ενισχυθεί με τη χρήση του προτεινόμενου αλγορίθμου HE και Sigmoid. Τα ακόλουθα αποτελέσματα προέκυψαν για τις παρακάτω εικόνες(εικόνα 2.18).

Στην οπτική ανάλυση παρατηρείται ότι η αντίθεση έχει ενισχυθεί σε διάφορα επίπεδα, από όλους τους αλγορίθμους, αλλά ο προτεινόμενος αλγόριθμος εκτελεί βελτίωση της εικόνας με μεγαλύτερη ακρίβεια. Η ανθρώπινη οπτικοποίηση δεν θεωρείται ως σημείο αναφοράς για την ποιότητα της εικόνας, και για την αξιολόγηση της απόδοσης των παραπάνω αλγορίθμων έχουν υπολογιστεί για τις εικόνες εξόδου οι δείκτες ποιότητας του πίνακα 2.1. Οι τιμές για SNR, PSNR, CoC, SSIM έχουν υπολογιστεί για τις προκύπτουσες εικόνες σε σύγκριση με την αρχική εικόνα .[36]



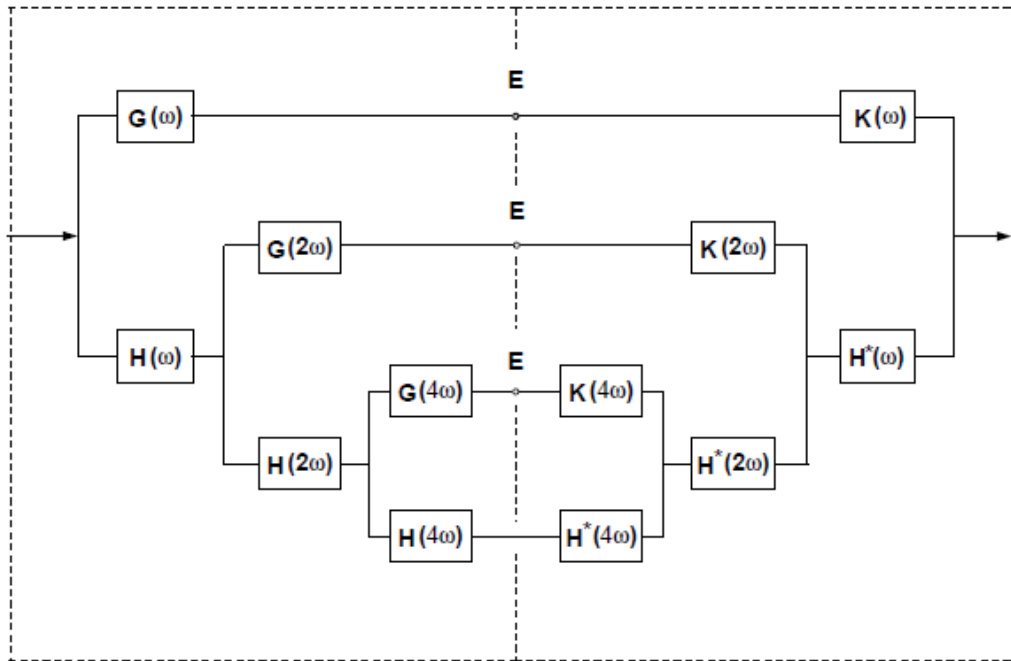
Εικόνα 2.18 (α) αρχική εικόνα (β) ενίσχυση εικόνας με την προτεινόμενη μέθοδο.[36]

Κεφάλαιο 3. Τεχνικές πολλαπλών κλιμάκων για την βελτίωση της αντίθεσης ιατρικών εικόνων

3.1 Τεχνική Δυαδικού Μετασχηματισμού Wavelet για την ενίσχυση της αντίθεσης

Πιο πρόσφατα, η πρόοδος της θεωρίας κυματιδίων έχει πυροδοτήσει τους ερευνητές στην εφαρμογή της στην ενίσχυση της αντίθεσης της εικόνας [38]-[44]. Αυτές οι πρώιμες μελέτες αποκάλυψαν πολλά υποσχόμενα αποτελέσματα, αλλά ήταν σε πιο πειραματικό σχεδιασμό. Σε αυτό το μέρος, θα παρουσιαστεί μια συνοπτική μαθηματική ανάλυση για τον δυαδικό μετασχηματισμό κυματιδίων, και θα αποκαλυφθεί η σύνδεσή της με την παραδοσιακή τεχνική της όξυνσης συγκάλυψης (Unsharp Masking). Επιπλέον, παρουσιάζεται μια απλή μη γραμμική συνάρτηση ενίσχυσης. Στη συνέχεια περιγράφεται ένα στάδιο αποθορυβοποίησης που διατηρεί τις ακμές. [37]

Ένας γρήγορος αλγόριθμος για τον υπολογισμό του 1-D διακριτού δυαδικού μετασχηματισμού κυματιδίων (DDWT) παρουσιάζεται στην εικόνα 3.1. Η αριστερή πλευρά δείχνει τη δομή της αποσύνθεσης και η δεξιά της ανασυγκρότησης. Για μια δομή N-καναλιών, υπάρχουν N-1 high-pass ή band-pass κανάλια και ένα κανάλι διέλευσης χαμηλών συχνοτήτων.[45]

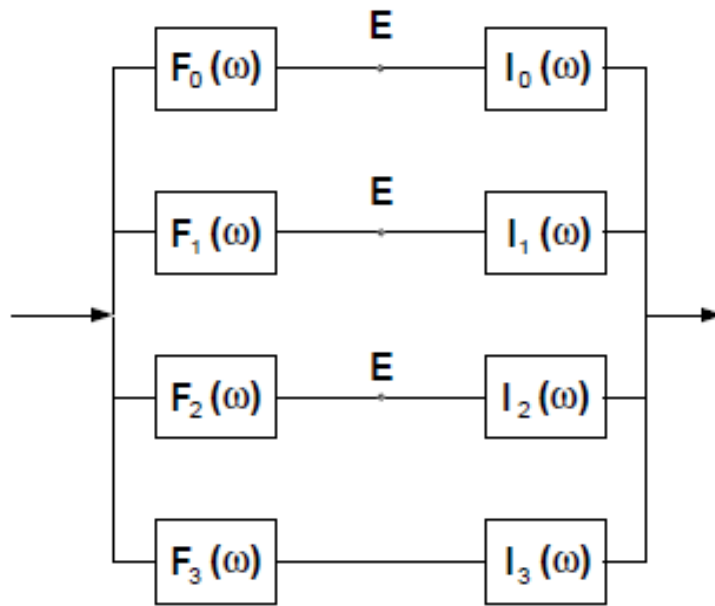


Εικόνα 3.1 Μονοδιάστατος μετασχηματισμός wavelet.[37]

Έτσι , η αποσύνθεση ενός σήματος παράγει $N-1$ σετ συντελεστών κυματιδίων και ένα σήμα. Στην εικόνα 3.1, τα φίλτρα αποσύνθεσης διαφέρουν από αυτά της ανασυγκρότησης. Ωστόσο, αυτή η δομή είναι ισοδύναμη προς τη πολυκαναλική δομή που φαίνεται στην εικόνα 3.2. Αυτή η υπολογιστική δομή καθιστά προφανής τη δυνατότητα για παράλληλη επεξεργασία για να υποστηρίξει ένα διαδραστικό περιβάλλον χρήστη για την υπολογιστική υποβοηθούμενης διάγνωσης.[37]

Η απόκριση συχνότητας του καναλιού μπορεί να δοθεί από τον τύπο:

$$C_m(\omega) = F_m(\omega)I_m(\omega) = \begin{cases} 1 - \|H(\omega)\|^2 & , m = 0, \\ \prod_{l=0}^{m-1} \|H(2^l\omega)\|^2 [1 - \|H(2^m\omega)\|^2] & , 1 \leq m \leq (N - 1), \\ \prod_{l=0}^{N-1} \|H(2^l\omega)\|^2 & , m = N. \end{cases}$$



Εικόνα 3.2 Ισοδύναμο πολλαπλών καναλιών μετασχηματισμού wavelet.[37]

Χρησιμοποιώντας τα φίλτρα που περιγράφονται από τις ακόλουθες εξισώσεις:

$$H(\omega) = e^{j\rho\frac{\omega}{2}} \left[\cos\left(\frac{\omega}{2}\right) \right]^{2n+\rho}$$

Όπου $\rho=0$ ή 1 .

$$\Theta_{m,q}(\omega) = \left[\prod_{l=0}^{m-1} \cos(2^{l-1}\omega) \right]^q$$

Και σαν αποτέλεσμα έχουμε :

$$\Theta_{m,q}(\omega) = \left[\frac{\sin(2^{m-1}\omega)}{2^m \sin(\frac{\omega}{2})} \right]^q$$

τότε η απόκριση συχνότητας του καναλιού γίνεται:

$$C_m(\omega) = \begin{cases} \Theta_{m,4n+2p}(\omega) - \Theta_{m+1,4n+2p}(\omega) & , 0 \leq m \leq (N - 1) \\ \Theta_{N,4n+2p}(\omega) & , m = N. \end{cases}$$

$$C_m(\omega) = \Theta_{m,4n+2p}(\omega) - \Theta_{m+1,4n+2p}(\omega) = \sin^2\left(\frac{\omega}{2}\right) 4^m \Theta_{m,4n+2p+2}(\omega) \sum_{l=0}^{2n+p-1} [\cos(2^{m-1}\omega)]^{2l}$$

3.2 Γραμμική ενίσχυση της αντίθεσης με χρήση τεχνικής Unsharp Masking

Η οξυμένη συγκάλυψη (unsharp masking) μπορεί να οριστεί ως εξής:

$$\tilde{s}(x, y) = s(x, y) - k\Delta s(x, y)$$

όπου το Δ είναι ο Λαπλασιανός τελεστής. Παρόλα αυτά, αυτή η πρότυπη φόρμουλα επεξεργάζεται μόνο το επίπεδο της υψηλότερης ανάλυσης. Υπάρχουν διάφοροι τρόποι επέκτασης της συνάρτησης του unsharp masking [37] όπως οι ακόλουθοι:

$$\tilde{s}(i, j) = s(i, j) + k[s(i, j) - s(i, j) * h(i, j)]$$

$$\tilde{s}(x, y) = s(x, y) - k\Delta [s(x, y) * g(x, y)] = s(x, y) - k [s(x, y) * \Delta g(x, y)]$$

3.2.1 Γραμμική ενίσχυση της αντίθεσης με Unsharp Masking και Διακριτό Μετασχηματισμό Wavelet

Αποδεικνύεται ότι η οξυμένη συγκάλυψη με Gaussian φίλτρο χαμηλής διέλευσης μπορεί να συμπεριληφθεί σε ένα δυαδικό πλαίσιο wavelet για την ενίσχυση εξετάζοντας δύο ειδικές περιπτώσεις γραμμικής ενίσχυσης.

Στην πρώτη περίπτωση οι συντελεστές μετασχηματισμού ενισχύονται (πολλαπλασιάζονται) με το ίδιο κέρδος $G_0 > 1$, ή $G_m = G_0 > 1$.

Η απόκριση συχνότητας του συστήματος είναι συνεπώς:

$$\begin{aligned} V(\omega) &= \sum_{m=0}^{N-1} G_m C_m(\omega) + C_N(\omega) = G_0 \sum_{m=0}^N C_m(\omega) - (G_0 - 1)C_N(\omega) \\ &= G_0 - (G_0 - 1)C_N(\omega) = 1 + (G_0 - 1)[1 - C_N(\omega)]. \end{aligned}$$

Η σχέση εισόδου-εξόδου του συστήματος είναι τότε:

$$\tilde{s}[i] = s[i] + (G_0 - 1) \{s[i] - s[i] * c_N[i]\}$$

Στη δεύτερη περίπτωση, οι συντελεστές μετασχηματισμού ενισχύονται (πολλαπλασιάζονται) με ένα κέρδος $G_p > 1$, ως εξής:

$$V(\omega) = \sum_{m \neq p} C_m(\omega) + G_p C_p(\omega) = \sum_{m=0}^N C_m(\omega) + (G_p - 1)C_p(\omega) = 1 + (G_p - 1)C_p(\omega)$$

Χρησιμοποιώντας το φίλτρο η σχέση εισόδου-εξόδου του συστήματος μπορεί να γραφεί ως:

$$\tilde{s}[i] = s[i] - (G_p - 1) \cdot \Delta \{s[i] * \beta[i]\}$$

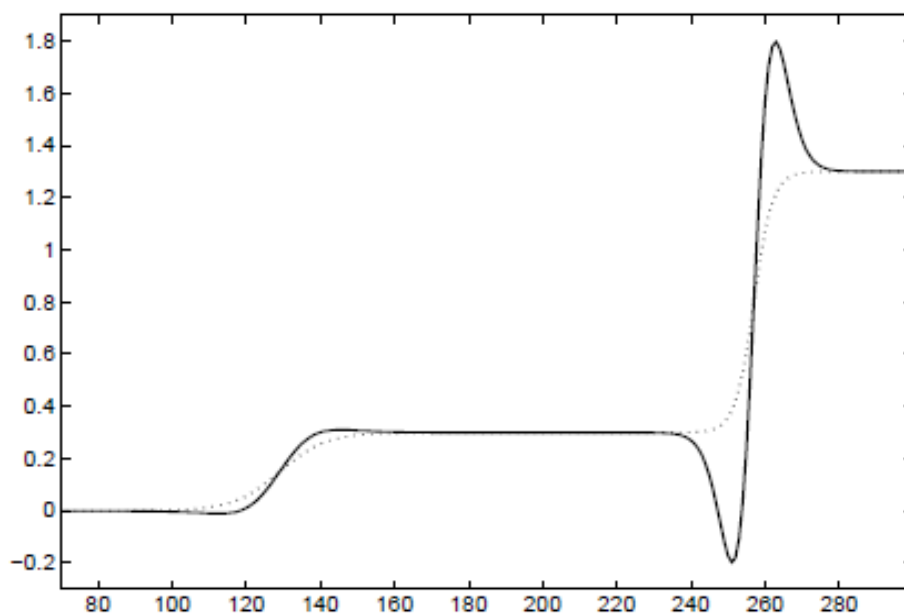
όπου $\beta[i]$ είναι η παλμική απόκριση του κατά προσέγγιση Gaussian φίλτρου.

Ομοίως η παραπάνω εξίσωση μπορεί να θεωρηθεί ως το 1-D ομόλογο της παρακάτω εξίσωσης:

$$\tilde{s}(x, y) = s(x, y) - k\Delta [s(x, y) * g(x, y)] = s(x, y) - k [s(x, y) * \Delta g(x, y)]$$

Η συμπερίληψη αυτών των δύο μορφών της οξυμένης συγκάλυψης καταδεικνύουν σαφώς την ευελιξία αυτού του δυαδικού πλαισίου wavelet .

Η εικόνα 3.3 δείχνει ένα παράδειγμα της γραμμικής ενίσχυσης με την καθιέρωση ενιαίων κερδών σε κλίμακες. Αυτό το παράδειγμα καταδεικνύει σαφώς μια αύξηση της τοπικής αντίθεσης που χαρακτηρίζεται από μια απότομη κλίση και εντοπισμένη έμφαση (υστέρηση και υπέρβαση). Σημειώστε ότι η παρατηρούμενη υστέρηση και η υπέρβαση που συνδέονται με την έντονη ακμή είναι πολύ μεγαλύτερες από εκείνες της ασθενέστερης ακμής.[37]



Εικόνα 3.3 Γραμμική ενίσχυση 3 επιπέδων με $G=10$. [37]

3.3 Μη γραμμική ενίσχυση της αντίθεσης με χρήση της τεχνικής της λειτουργικής χαρτογράφησης

Η γραμμική ενίσχυση που περιγράφηκε τείνει μόνο να τονίσει τις ισχυρές ακμές, η οποία μπορεί να οδηγήσει σε μη αποδοτική χρήση της δυναμικής περιοχής που διατίθενται σε μια οθόνη. Για παράδειγμα, στις μαστογραφίες που ενισχύεται η αντίθεσή τους η ανίχνευση των λεπτών χαρακτηριστικών που έχουν σημασία είναι δύσκολη. Για την επίλυση του συγκεκριμένου προβλήματος ο Laine et al στην εργασία του [37] προτείνει μια απλή μη γραμμική μέθοδο. Η γραμμική ενίσχυση μπορεί να θεωρηθεί ως μια χαρτογράφηση των κυματιδίων με μία γραμμική συνάρτηση $E_m(x)=G_m(x)$. Μια άμεση προέκταση της γραμμικής ενίσχυσης είναι μια μη γραμμική λειτουργία χαρτογράφησης.

Για γραμμική ενίσχυση, η επιλογή των φίλτρων $G(\omega)$ και $K(\omega)$ κάνει μικρή διαφορά. Ωστόσο, η επιλογή των φίλτρων είναι κρίσιμη για την μη γραμμική μέθοδο. Επιλέχθηκε ένας διακριτός τελεστής Laplace ως φίλτρο $G(\omega)$ που μπορεί να υλοποιηθεί με το φίλτρο:

$$G(\omega) = -4 \left[\sin \left(\frac{\omega}{2} \right) \right]^2$$

ή

$$g[n] = \{1, -2, 1\}$$

ώστε:

$$g[n] * s[n] = s[n + 1] - 2s[n] + s[n - 1].$$

Επιπλέον, και τα δύο φίλτρα $H(\omega)$ και $K(\omega)$ μπορεί να είναι συμμετρικά.

$$H(\omega) = \left[\cos \left(\frac{\omega}{2} \right) \right]^{2n}, K(\omega) = \frac{1 - \|H(\omega)\|^2}{G(\omega)} = -\frac{1}{4} \sum_{l=0}^{2n-1} \left[\cos \left(\frac{\omega}{2} \right) \right]^{2l}$$

Κατευθυντήριες γραμμές για το σχεδιασμό μιας μη γραμμικής συνάρτησης ενίσχυσης ήταν οι εξής:

(1) Μια περιοχή με χαμηλή αντίθεση θα πρέπει να ενισχυθεί περισσότερο από μια περιοχή υψηλής αντίθεσης . Αυτό είναι ισοδύναμο με το να πούμε ότι σε μικρές τιμές του $w_m[i]$ θα πρέπει να ανατεθούν μεγαλύτερα κέρδη .

(2) Μία έντονη ακμή δεν πρέπει να γίνει θολή .

Επιπλέον, μια λειτουργία ενίσχυσης μπορεί να υποβληθεί σε περαιτέρω περιορισμούς :

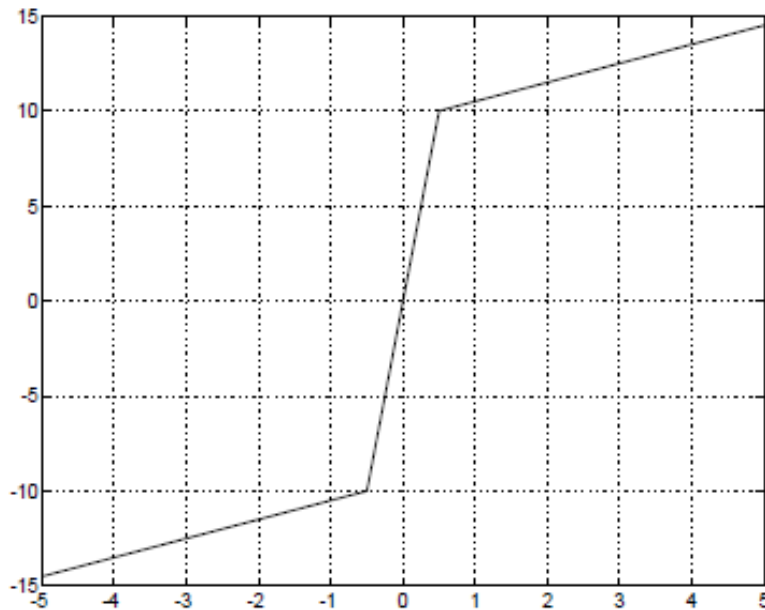
(1) Μονοτονία , προκειμένου να μην αλλάξει η θέση των τοπικών ακρότατων, ούτε δημιουργία νέων ακρότατων.

(2) Αντισυμμετρία, $E(-x)=-E(x)$, προκειμένου να διατηρηθεί η πολικότητα της φάσης για το καθάρισμα των ακμών.

Μια απλή τμηματικά γραμμική συνάρτηση που ικανοποιεί αυτούς τους περιορισμούς δείχνεται στην εικόνα 3.4 και είναι η εξής:

$$E(x) = \begin{cases} x - (K - 1)T & , \text{ if } x < -T \\ Kx & , \text{ if } |x| \leq T \\ x + (K - 1)T & , \text{ if } x > T \end{cases}$$

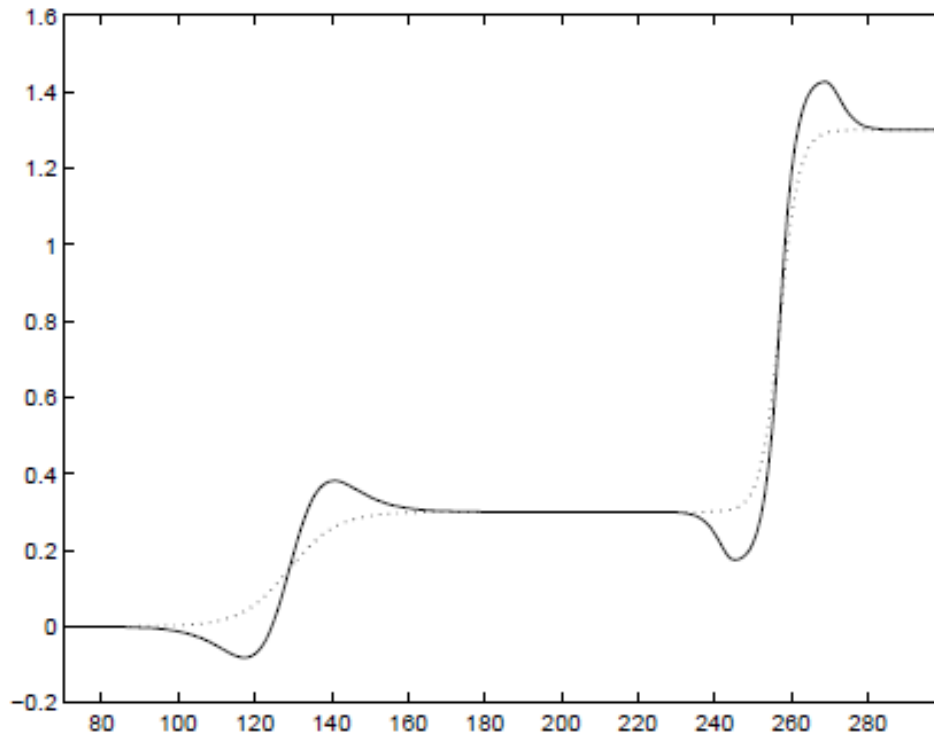
όπου $K > 1$. Σημειώνεται ότι για T μεγαλύτερο του $\max(w(n))$ κάθε συντελεστής wavelet θα πολλαπλασιάζεται με ένα κέρδος K_0 , μειώνοντας τη λειτουργία σε μια γραμμική συνάρτηση. Αυτό σημαίνει ότι ο μη γραμμικός αλγόριθμος περιλαμβάνει την οξυμένη συγκάλυψη ως υποσύνολο.



Εικόνα 3.4 Enhancement function $E(x)$, Για $T=0.5$ και $K=20$. [37]

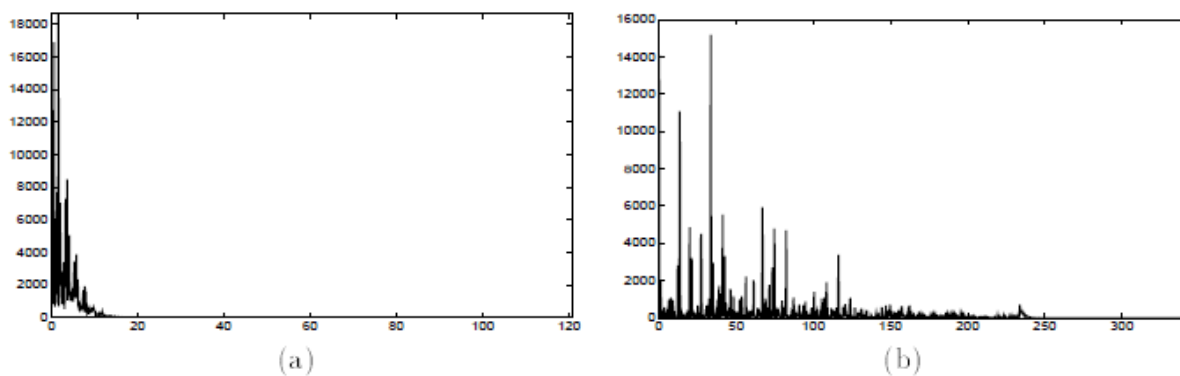
Για κάθε επίπεδο m , ένας τελεστής ενίσχυσης E_m έχει δύο παραμέτρους, το όριο T_m και το κέρδος K_m . Σε πειραματικές μελέτες, το κέρδος είχε την ίδια τιμή σε όλα τα επίπεδα τέτοια ώστε $K_m = K_0$ και το T_m ορίστηκε με δύο διαφορετικούς τρόπους, σύμφωνα με τις δύο αυτές εκτιμήσεις που αναφέρθηκαν νωρίτερα.

(1) Για τον σκοπό της ενίσχυσης αδύναμων χαρακτηριστικών, τέθηκε όριο $T_m = t \cdot \max\{|W_m[n]|\}$, όπου $0 < t < 1$ καθορίζεται από τον χρήστη. Θέτοντας ένα μικρό t στα επίπεδα, διαβεβαιώθηκε ότι τα αδύναμα χαρακτηριστικά σε διαφορετικές κλίμακες ήταν πάντα ευνοημένα και ενισχύθηκαν αποτελεσματικά. Η εικόνα 3.5 δείχνει ένα αριθμητικό παράδειγμα της μη γραμμικής ενίσχυσης. Σημειώστε ότι επιτυγχάνεται η ενίσχυση και των δύο ακμών.



Εικόνα 3.5 1-D Contrast Enhancement (με διακεκομμένη γραμμή το αρχικό σήμα, με συνεχές γραμμή το ενισχυμένο σήμα).[37]

(2) Για την αποδοτική χρήση της δυναμικής περιοχής της οθόνης του υπολογιστή, τα κατώτατα όρια ήταν δεσμευμένα με τον ακόλουθο τρόπο. Σε κάθε επίπεδο, τα μεγέθη των συντελεστών κυματιδίων είχαν κβαντιστεί εντός 1024 bins και υπολογίστηκε η κατανομή (ιστόγραμμα) h . Για ένα t , $0 < t < 1$, ένα πραγματικό όριο T_m υπολογίστηκε. Έτσι, το όριο T_m διαίρεσε το φάσμα των συντελεστών κυματιδίων σε δύο περιοχές. Η περιοχή με τις τιμές μεγαλύτερες από το T_m ακολούθως συμπιέζεται, και η κατώτερη περιοχή διευρύνεται. Η εικόνα 3.6 δείχνει τα αποτελέσματα του δείγματος για την ψηφιακή μαστογραφία που φαίνεται στην εικόνα 3.10.



Εικόνα 3.6 (α) Κατανομή πλάτους των συντελεστών κυματιδίων για το επίπεδο 1(β) Κατανομή των συντελεστών κυματιδίων μετά την ενίσχυση.[37]

Ο αλγόριθμος πολλαπλών κλιμάκων παρέχει μια σημαντική βελτίωση σε σχέση με τις παραδοσιακές τεχνικές σε δύο σημεία:

- 1 . Η αποδοτική αποσύνθεση πολλαπλών κλιμάκων εντοπίζει τις αναζητήσεις για τα χαρακτηριστικά που υφίστανται μέσα σε διακριτές κλίμακες, κάνοντας τη παραδοσιακή στρατηγική επιλογής παραθύρου περιττή.
- 2 . Ο μη γραμμικός αλγόριθμος ενισχύει μικρά χαρακτηριστικά σε κάθε κλίμακα χωρίς να θολώνει τα άκρα των μεγαλύτερων χαρακτηριστικών. Έτσι, καθιστά δυνατή την ταυτόχρονη βελτίωση των χαρακτηριστικών των διαφόρων μεγεθών.

Επιπλέον, αντικείμενα που ενδεχομένως δημιουργούνται από μια μη γραμμική ενίσχυση μπορεί να περιορίζονται από τη συνετή επιλογή φίλτρου και τους σχεδιαστικούς περιορισμούς. Για παράδειγμα, τα επιχειρήματα που παρουσιάστηκαν από τον Laine et al[37] παρακάτω διαβεβαιώνουν ότι δεν θα δημιουργηθούν αντικείμενα σε κανένα κανάλι .

- 1 . Τα φίλτρα είναι μηδενικής φάσης. Δεν υπάρχει στο χώρο του μετασχηματισμού χωρική μετατόπιση των χαρακτηριστικών.
- 2 . Η $E(x)$ είναι μία μονότονα αύξουσα συνάρτηση , και έτσι δεν θα παράγει νέα ακρότατα.
- 3 . Τα φίλτρα ανασυγκρότησης είναι απλά φίλτρα εξομάλυνσης μηδενικής φάσης.

Οι μη γραμμικές μέθοδοι βελτίωσης που περιγράφηκαν ανωτέρω δεν λαμβάνουν υπόψη την παρουσία του θορύβου. Σε γενικές γραμμές, υπάρχει ο θόρυβος σε μια ψηφιοποιημένη εικόνα, λόγω της συσκευής απεικόνισης και κβαντισμού. Ως αποτέλεσμα της μη γραμμικής επεξεργασίας, ο θόρυβος μπορεί να ενισχυθεί και να μειώσει τα πλεονεκτήματα της ενίσχυσης της αντίθεσης.

Μια πολύ απλή μέθοδος αποθορυβοποίησης που είναι ισοδύναμη με low-pass φίλτρο περιλαμβάνεται στο πλαίσιο wavelet. Δηλαδή, γίνεται απλή απόρριψη πολλών καναλιών υψηλής χωρικής συχνότητας και ενίσχυση καναλιών χαμηλότερης συχνότητας. Το πρόβλημα που συνδέεται με αυτήν την γραμμική προσέγγιση αποθορυβοποίησης είναι ότι οι ακμές είναι σημαντικά θολές, καθιστώντας την ακατάλληλη για την ενίσχυση της αντίθεσης. Για την επίτευξη αποτελεσματικής αποθορυβοποίησης, πιο εξελιγμένες μέθοδοι που βασίζονται στην ανάλυση κυματιδίων έχουν προταθεί. Οι Mallat και Hwang[46] συνέδεσαν τη συμπεριφορά του θορύβου με ιδιομορφίες. Ο αλγόριθμός τους βασίζεται σε μια αναπαράσταση πολλαπλών κλιμάκων άκρων. Ο αλγόριθμος εντοπίζει το μέτρο των μέγιστων wavelet για να εκτιμήσει τους τοπικούς εκθέτες Lipschitz και διαγράφει τα μέγιστα σημεία με αρνητική τιμή Lipschitz. Επιπλέον, ο Donoho[47] πρότεινε τη μη γραμμική συρρίκνωση wavelet. Ο αλγόριθμος αυτός μειώνει τους συντελεστές κυματιδίων προς το μηδέν με βάση ένα όριο εξαρτώμενο από την κλίμακα.

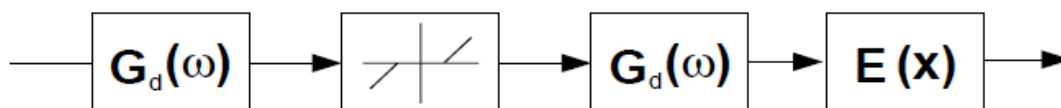
Ένα στάδιο αποθορυβοποίησης με βάση τη συρρίκνωση κυματιδίων μπορεί να ενσωματωθεί στον αλγόριθμο ενίσχυσης. Ωστόσο, υπάρχουν δύο επιχειρήματα, τα οποία ευνοούν την συρρίκνωση των συντελεστών κλίσης έναντι των Λαπλασιανών τελεστών.[48]

Η μη γραμμική ενίσχυση θα πρέπει να εκτελείται σε Λαπλασιανούς τελεστές. Ως εκ τούτου, προκειμένου να ενσωματωθεί η αποθορυβοποίηση στον αλγόριθμο βελτίωσης, χωρίστηκε ο Λαπλασιανός τελεστής σε δύο κλιμακωτούς συντελεστές κλίσης.

$$G_m(\omega) = -4 \left[\sin \left(2^{m-1} \omega \right) \right]^2 = \begin{cases} \left[e^{-j\omega/2} G_d \left(\frac{\omega}{2} \right) \right] \left[e^{j\omega/2} G_d \left(\frac{\omega}{2} \right) \right] & , \text{ if } m = 0, \\ \left[G_d \left(2^{m-1} \omega \right) \right]^2 & , \text{ otherwise.} \end{cases}$$

Η αποθορυβοποίηση από συρρίκνωση κυματιδίων μπορεί στην συνέχεια να ενσωματωθεί σε αυτή τη δομή όπως απεικονίζεται στην εικόνα 3.7[47], όπου ο τελεστής συρρίκνωσης μπορεί να γραφτεί ως:

$$C(x) = \text{sign}(x) \cdot \begin{cases} |x| - T_n & , \text{if } |x| > T_n, \\ 0 & , \text{otherwise.} \end{cases}$$

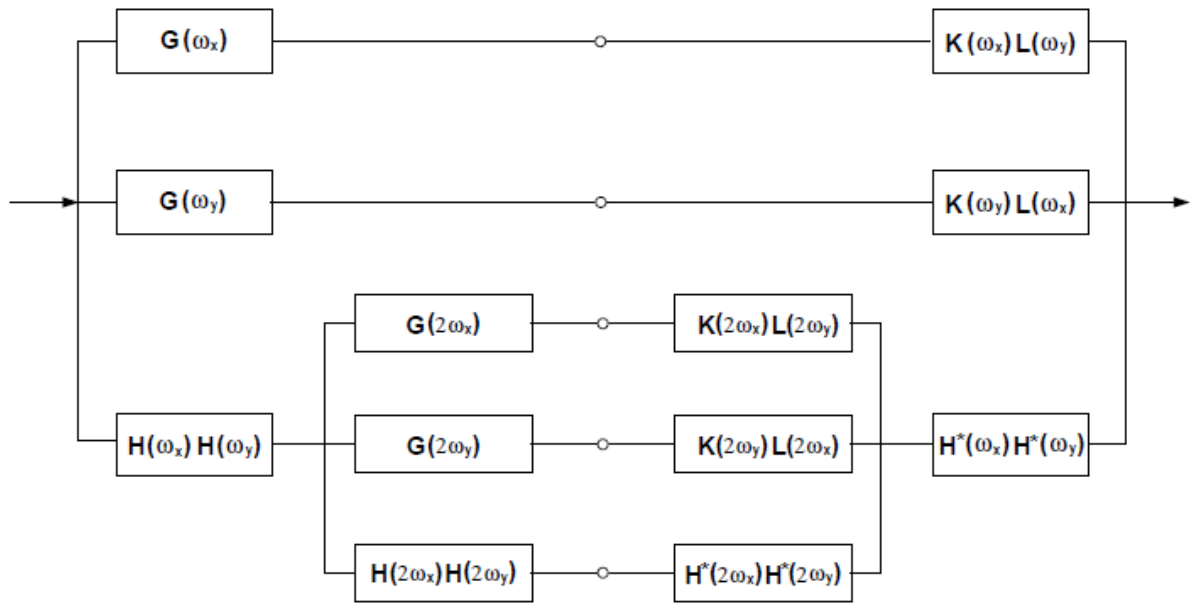


Εικόνα 3.7 Ενσωμάτωση των κυματιδίων σε ένα πλαίσιο ενίσχυσης.[37]

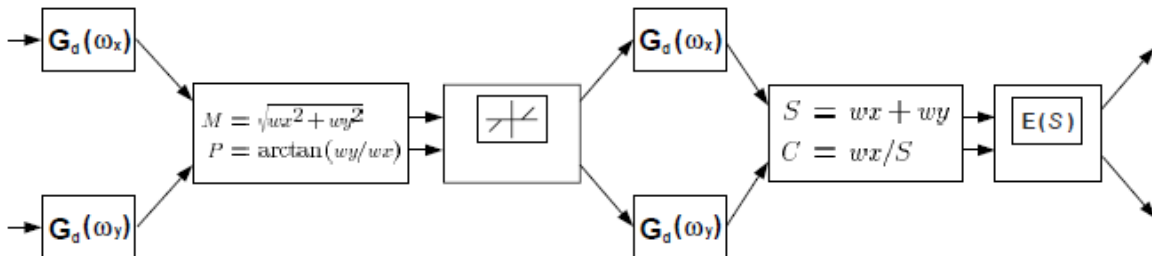
Για παράδειγμα για την εφαρμογή στην ψηφιακή μαστογραφία, επιλέχθηκε η συρρίκνωση του φορέα που είναι μια τμηματικά γραμμική και μονοτονικά μη φθίνουσα συνάρτηση, που δεν θα εισάγει αντικείμενα. Οι μονοδιάστατες δομές που παρουσιάστηκαν παραπάνω απλά παρατείνονται για δύο διαστάσεις. Αρχικά υιοθετήθηκε η μέθοδος που προτείνει ο Mallat [45] και φαίνεται στην εικόνα 3.8, όπου:

$$L(\omega) = \frac{1+|H(\omega)|^2}{2}$$

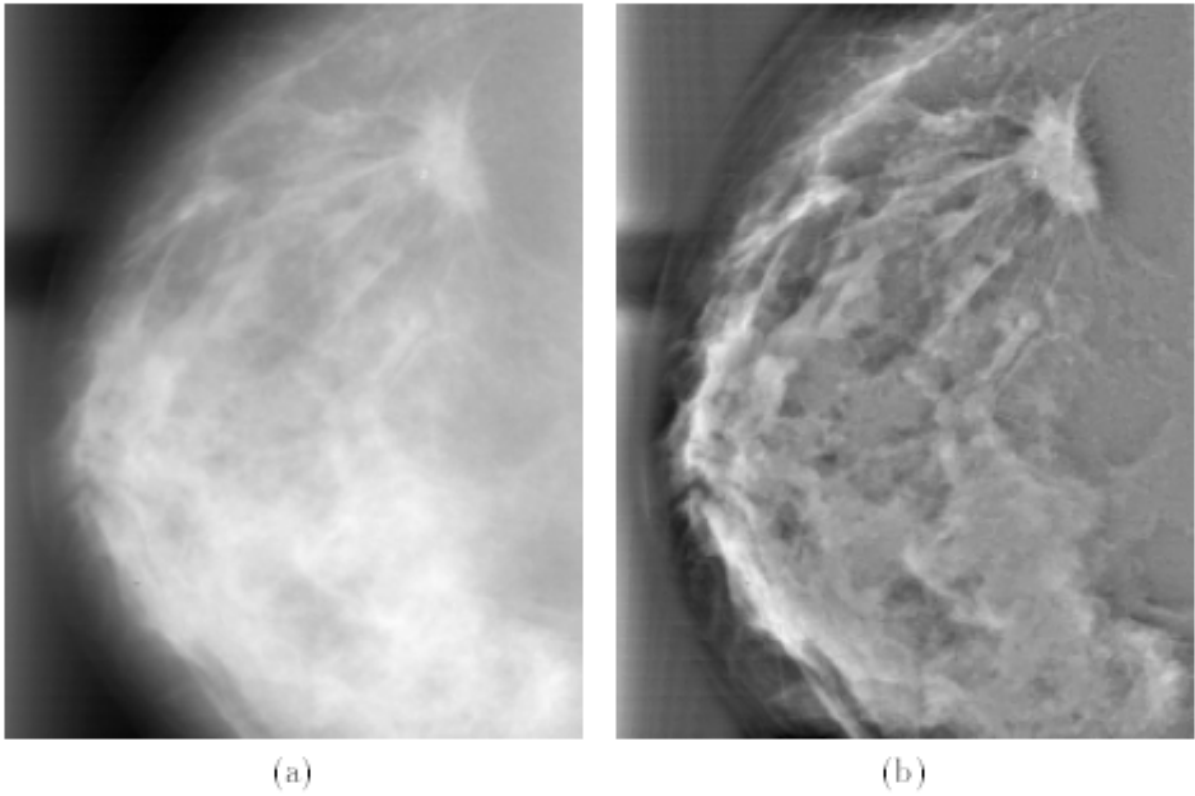
και $H(\omega)$, $K(\omega)$ και $G(\omega)$ ήταν οι ίδιες που χρησιμοποιήθηκαν στα φίλτρα της περίπτωσης 1-D. Ωστόσο, παρατηρήθηκε ότι αν αλλάξουν ανεξάρτητα οι συντελεστές κυματιδίων εισάγονται στρεβλώσεις στον προσανατολισμό. Αυτές οι δυνητικά καταστροφικές στρεβλώσεις έχουν αποφευχθεί με την εφαρμογή μιας λειτουργίας αποθορυβοποίησης στο πλάτος των συντελεστών κλίσης και στη συνέχεια εφαρμογή μιας μη γραμμικής ενίσχυσης στο άθροισμα των Λαπλασιανών τελεστών, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.9.[37]



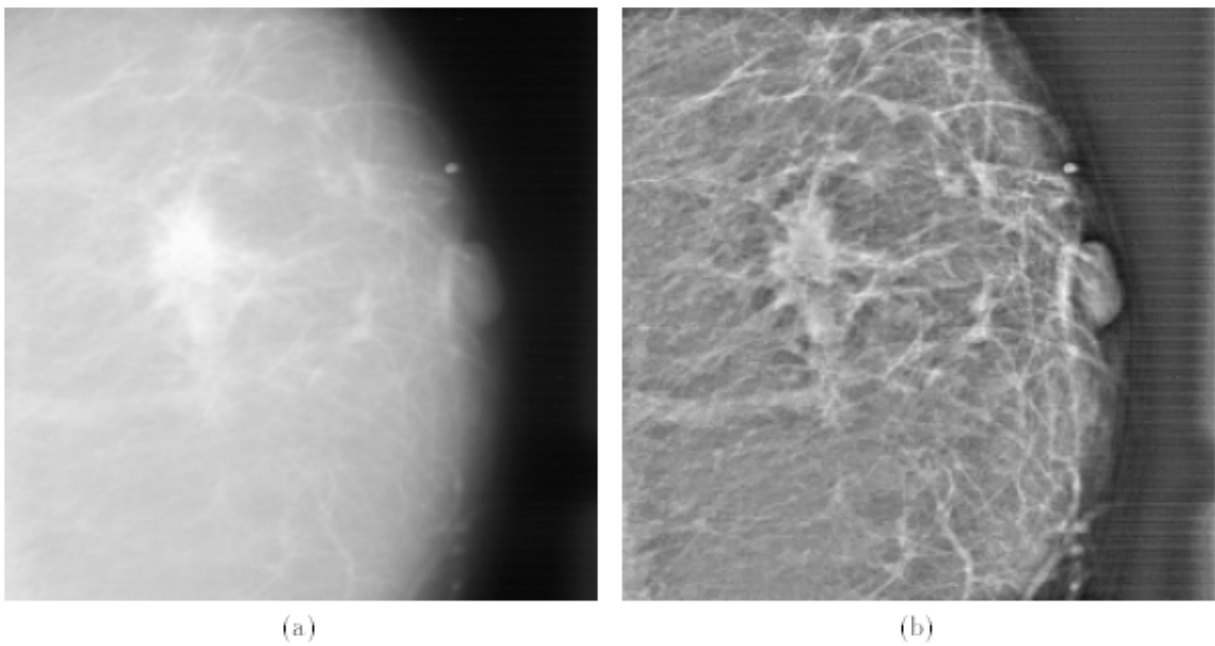
Εικόνα 3.8 Μετασχηματισμός wavelet 2 διαστάσεων.[37]



Εικόνα 3.9 Αποθρομβοποίηση και ενίσχυση για περιπτώσεις 2 διαστάσεων.[37]



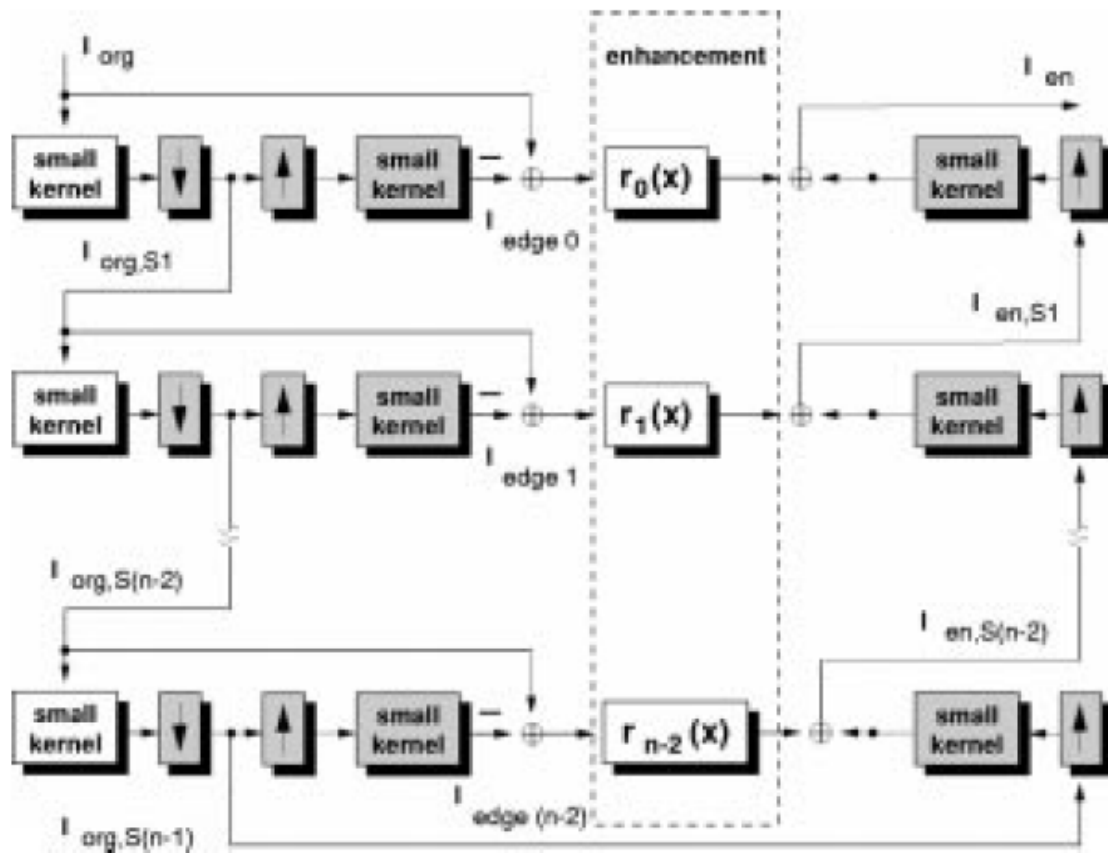
Εικόνα 3.10 (α) Original μαστογραφία M63. (β) Μη γραμμική ενίσχυση με αποθορυβοποίηση $N=5$, $Gm=20$, $t=0,02$. [37]



Εικόνα 3.11 (α) Original μαστογραφία M63. (β) Μη γραμμική ενίσχυση με αποθορυβοποίηση $N=5$, $Gm=20$, $t=0,1$. [37]

3.4 Τεχνική της Λαπλασιανής Πυραμίδας για την ενίσχυση της αντίθεσης

Η μέθοδος της Λαπλασιανής Πυραμίδας εισήχθη από τους Burt και Adelson[49] στο πλαίσιο της συμπίεσης των εικόνων. Έχει το πλεονέκτημα ότι η εικόνα επεκτείνεται μόνο έως τα 4/3 του αρχικού μεγέθους και ότι το ίδιο (μικρό) φίλτρο πυρήνα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για όλα τα επίπεδα της πυραμίδας. Ο αλγόριθμος φαίνεται σχηματικά στην Εικόνα 3.12.



Εικόνα 3.12 Η μέθοδος της Λαπλασιανής πυραμίδας.[50]

Η εικόνα φιλτράρεται με ένα μικρό πυρήνα (χρησιμοποιήθηκε ένας διωνυμικός 5x5 πυρήνας, που οδηγεί σε ένα Λαπλασιανό φίλτρο για τις highpass εικόνες). Σε κάθε βήμα του φίλτρου, η προηγούμενη lowpass εικόνα (στο πρώτο στάδιο, αυτή είναι η αρχική εικόνα) εξομαλύνεται από το μικρό πυρήνα και υποδειγματοληπτείται κατά ένα συντελεστή δύο για να δώσει την επόμενη

lowpass εικόνα. Αυτή η νέα lowpass εικόνα δειγματοληπτείται και πάλι με την εισαγωγή μηδενικών μετά από κάθε pixel και εξομαλύνεται για μια ακόμη φορά με το μικρό πυρήνα πριν να αφαιρεθεί από τη προηγούμενη εικόνα χαμηλής διέλευσης. Η αλληλουχία των low-pass εικόνων έχει ονομαστεί πυραμίδα Gauss, ενώ η αλληλουχία των αφαιρούμενων (bandpass) εικόνων είναι γνωστή με τον όρο Λαπλασιανή πυραμίδα.

Για την ενίσχυση των εικόνων με τη βοήθεια αποσύνθεσης Λαπλασιανής πυραμίδας, οι bandpass εικόνες χαρτογραφούνται από μία (συνήθως μη γραμμική) συνάρτηση που δίνει καλά αποτελέσματα. Οι Vuysteke και Schoeters [51] χρησιμοποίησαν ένα νόμο δύναμης με μια γραμμική κατώτερη και ανώτερη αποκοπή

$$r(x) = \begin{cases} GM \frac{x}{x_c} \left(\frac{x_c}{M}\right)^p, & \text{for } |x| < x_c \\ GM \frac{x}{x} \left(\frac{|x|}{M}\right)^p, & \text{for } |x_c| \leq x_c \leq M \\ x, & \text{elsewhere} \end{cases}$$

Ο Stahl et al.[52] χρησιμοποίησε ένα νόμο δύναμης που οριοθετείται από γραμμικές συναρτήσεις για τις πολύ μικρές και πολύ μεγάλες αντιθέσεις

$$r(x) = \begin{cases} G \cdot x \cdot \left(1 - \frac{x}{M}\right)^p + x, & \text{for } x < M \\ x, & \text{elsewhere} \end{cases}$$

Εδώ, η x είναι μια χαμηλότερη τιμή αποκοπής που έχει θεσπιστεί για να αποφευχθεί η υπερβολικά ισχυρή ενίσχυση του θορύβου και είναι το ανώτατο όριο για την μη-γραμμική ενίσχυση. G είναι ένας σταθερός συντελεστής κέρδους. Ενώ οι Vuysteke και Schoeters [51] χρησιμοποίησαν τις ίδιες παραμέτρους αντιστοίχισης σε όλες τις υποζώνες, ο Stahl [52] εισήγαγε μια παραλλαγή του κέρδους σε όλες τις υποζώνες, καθώς και άλλα πρόσθετα χαρακτηριστικά που δεν

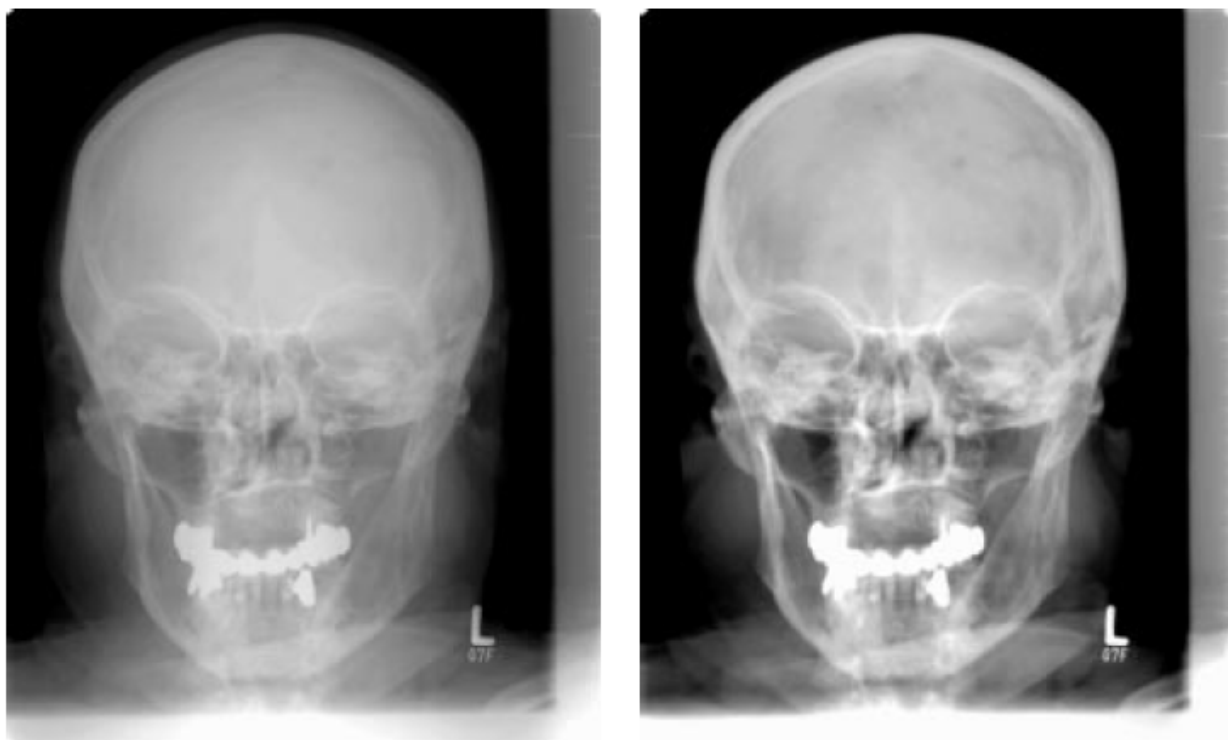
φαίνονται στην Εικόνα 3.12, για να προσαρμόσει την αντιστοίχιση με τον τύπο της εικόνας με το χέρι. Αυτά τα ειδικά χαρακτηριστικά γνωρίσματα περιλαμβάνουν την ευρωστία του θορύβου και την εξαρτώμενη από την πυκνότητα ενίσχυση.

Με αυτά τα πρόσθετα χαρακτηριστικά που ενσωματώνονται στον αλγόριθμο ενίσχυσης, πραγματοποιήθηκε μια μελέτη στο Δημοτικό Νοσοκομείο Fulda (Fulda, Γερμανία). Τα αποτελέσματα που προκύπτουν σε μια μεγάλη ποικιλία τύπων εικόνας, έδειξαν ότι με προσεκτική επιλογή των παραμέτρων για τις διάφορες κλίμακες θα μπορούσε να επιτευχθεί βελτιωμένη ορατότητα λεπτομέρειας και μεγαλύτερη συνολική αντίθεση και ευκρίνεια, διατηρώντας μια ισορροπημένη εντύπωση εικόνας αποφεύγοντας πολύ έντονη ενίσχυση στον θόρυβο. Μια χαρακτηριστική λειτουργική μελέτη που πραγματοποιήθηκε σε εικόνες θώρακα με προσομοίωση βλαβών στο Ιατρικό Πανεπιστήμιο του Ανόβερο (Hannover, Γερμανία) έδειξε μια γενική τάση προς την καλύτερη ανίχνευση για τους περισσότερους τύπους βλάβης για τις επεξεργασμένες εικόνες πολλαπλών κλιμάκων, και πάλι χωρίς να επηρεάζει την εντύπωση της εικόνας με αρνητικό τρόπο. Γενικώς, ειδικά για τις εικόνες που δείχνουν μια επικάλυψη πολλών δομών, όπως το στήθος, η λεκάνη, πλευρικές εικόνες της σπονδυλικής στήλης, κλπ., η επεξεργασία κρίθηκε ότι καθιστά όλες αυτές τις δομές περισσότερο ορατές.[50]

Κεφάλαιο 4. Σύγκριση Τεχνικών Λαπλασιανής Πυραμίδας και μετασχηματισμού Fast Wavelet Transform

Μία σύγκριση της απόδοσης των δύο συστημάτων αποσύνθεσης είναι ένα δύσκολο έργο, δεδομένου ότι υπάρχει μια ποικιλία των πιθανών φίλτρων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στο μετασχηματισμό κυματιδίων και μια ακόμη μεγαλύτερη ποικιλία πιθανών συναρτήσεων υποζώνης αντιστοίχισης.

Η Dippel et al, στη μελέτη της [50] σύγκρινε τις τεχνικές Λαπλασιανής πυραμίδας και Fast Wavelet Transform (FWT). Για το μετασχηματισμό κυματιδίων, περιορίστηκε σε δύο διαφορετικούς τύπους κυματιδίων: ένα ορθοκανονικό, δηλαδή ένα Daubechies wavelet, το οποίο είναι πολύ κοντά σε μια ορθοκανονική wavelet και έδειξε τα καλύτερα αποτελέσματα για τη συμπίεση των εικόνων. Η Dippel et al[50], χρησιμοποίησε δύο διαφορετικές εικόνες. Η πρώτη είναι μια οπίσθια - πρόσθια εικόνα ενός κρανίου (Εικόνα 4.1), δεδομένου ότι περιέχει μεγάλες δομές χαμηλής αντίθεσης και μικρές δομές χαμηλής αντίθεσης, όπως η δομή του προσώπου και του ρινικού οστού και αρκετά αιχμηρές ακμές, όπως η μετάβαση κρανίο-υπόβαθρο και τα σφραγίσματα. Σε αυτή τη συγκεκριμένη εικόνα, υπάρχει πολύ χαμηλής αντίθεσης ινιακό κάταγμα (πίσω από το δεξί μάτι), το οποίο είναι σχεδόν άρατο στην αρχική μη επεξεργασμένη εικόνα. Η δεύτερη εικόνα που χρησιμοποίησε είναι μιας μαστογραφίας (Εικόνα 4.2). Οι εικόνες ελήφθησαν από ένα σύστημα αξονικής ακτινογραφίας Philips PCR 9000.[50]



Εικόνα 4.1 Εικόνα κρανίου (α) αρχική (β) με τη μέθοδο της Λαπλασιανής πυραμίδας και γραμμικής επαναχαρτογράφησης.[50]

Για τη γραμμική ενίσχυση της εικόνας κρανίου, χρησιμοποιήθηκαν οι τιμές κέρδους που βρέθηκαν να είναι βέλτιστες σε μια μελέτη, σε Δημοτικό Νοσοκομείο της Fulda, για τις εικόνες κρανίου στην περίπτωση συνάρτησης μη γραμμικής αντιστοίχισης. Πρέπει να σημειωθεί εδώ ότι εκτός από το κέρδος, ένας σφαιρικός παράγοντας ενίσχυσης εφαρμόστηκε σε όλες τις υποζώνες. Για τη γραμμική ενίσχυση, ως εκ τούτου, χρησιμοποιείται το γινόμενο του κέρδους επαναχαρτογράφησης G με τον σταθερό παράγοντα ενίσχυσης. Αυτές οι τιμές κέρδους χρησιμοποιήθηκαν τόσο για την επαναχαρτογράφηση της αποσύνθεσης Λαπλασιανής Πυραμίδας όσο και της αποσύνθεσης κυματιδίων.

Για τη σύγκριση, το αντίστοιχο αποτέλεσμα για μη γραμμική ενίσχυση της αποσύνθεσης Λαπλασιανής Πυραμίδας δείχνεται επίσης. Ωστόσο, δεν περιλαμβάνει τη δυνατότητα σταθερότητας στον θόρυβο, για να διευκολύνεται η σύγκριση με τη γραμμική περίπτωση.

Είναι σαφές ότι η επιλογή των τιμών κέρδους που χρησιμοποιούνται στην Λαπλασιανή Πυραμίδα θα μπορούσε να εισαγάγει μια προκατάληψη προς αυτή την μέθοδο αποσύνθεσης, δεδομένου ότι η αποσύνθεση κυματιδίων χωρίζει την εικόνα με διαφορετικό τρόπο και οι συντελεστές κυματιδίων δεν είναι συγκρίσιμοι με τις γκρι τιμές των επιπέδων Λαπλασιανής Πυραμίδας. Ωστόσο, δοκιμές πολλών διαφορετικών παραμετροποιήσεων των κυματιδίων έδειξαν ότι τα χαρακτηριστικά δεν αλλάζουν με τη χρήση διαφόρων παραμέτρων, είτε σχεδόν καμία βελτίωση είναι ορατή, ή ορισμένα αντικείμενα είναι ορατά πολύ καλά, ανεξάρτητα από την παραμετροποίηση.



Εικόνα 4.2 Εικόνα κρανίου επεξεργασμένη με τη μέθοδο της Λαπλασιανής πυραμίδας και μη γραμμική επαναχαρτογράφηση.[50]

Οι Εικόνες 4.1 ως 4.3 δείχνουν τα αποτελέσματα που ελήφθησαν στη μελέτη [50] με τη διαφορετική αντιστοίχιση και τους τύπους αποσυνθέσεως. Η αποσύνθεση κυματιδίων πραγματοποιείται με την μέθοδο biorthogonal 7-9tap Wavelet. Προφανώς, η γραμμική και μη γραμμική ενίσχυση μέσω της Λαπλασιανής Πυραμίδας δείχνουν πολύ παρόμοια αποτελέσματα σε σύγκριση με τα αποτελέσματα του FWT.



Εικόνα 4.3 Εικόνα κρανίου επεξεργασμένη με τη μέθοδο wavelet.[50]

Οι ευκρινέστερες ακμές στην γραμμικά ενισχυμένη εικόνα (Εικόνα 4.1β) φαίνεται να διαταράσσουν λίγο την αρμονική εντύπωση εικόνας, αλλά υπάρχουν προφανή αντικείμενα (π.χ. ηχώ-tinging). Η εικόνα που ενισχύεται μέσω του FWT δίνει αντ'αυτού μια σαφώς διαφορετική εντύπωση. Χώρια από τα αντικείμενα ορατά σε έντονες ακμές (π.χ., στο θολωτό του κρανίου, στο φόντο ή σφραγίσματα), η γενική εντύπωση της εικόνας είναι πολύ πιο «highpass» απ' ότι στην περίπτωση της ενίσχυσης με Λαπλασιανή Πυραμίδα.

Η λεπτή δομή φαίνεται να βγαίνει με μεγαλύτερη σαφήνεια, το οποίο φαίνεται καλύτερα από την πολύ καλή οριοθέτηση του κατάγματος, αλλά αυτό καθιστά την εικόνα θορυβώδη. Η εμφάνιση από αυτά τα αντικείμενα είναι ένα εγγενές πρόβλημα στο μετασχηματισμό κυματιδίων και δεν προκαλείται από μια κακή επιλογή της αλλαγής των παραμέτρων ή τον τύπο της μεθόδου wavelet.[50]

Οι εικόνες 4.10-4.12(α) δείχνουν τα αποτελέσματα που ελήφθησαν για τον ίδιο τύπο επαναχαρτογράφησης όπως για το κρανίο (εικόνες 4.1-4.3). Ωστόσο, οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν εδώ ήταν αυτές που στην κλινική μελέτη στο Fulda Δημοτικό Νοσοκομείο αποδείχθηκαν βέλτιστες για την πλευρική εικόνα, η οποία ακριβώς όπως οι μαστογραφίες χαρακτηρίζεται από πολλές δομές σε υπέρθεση όλων των μεγεθών και χαμηλή αντίθεση.[53]

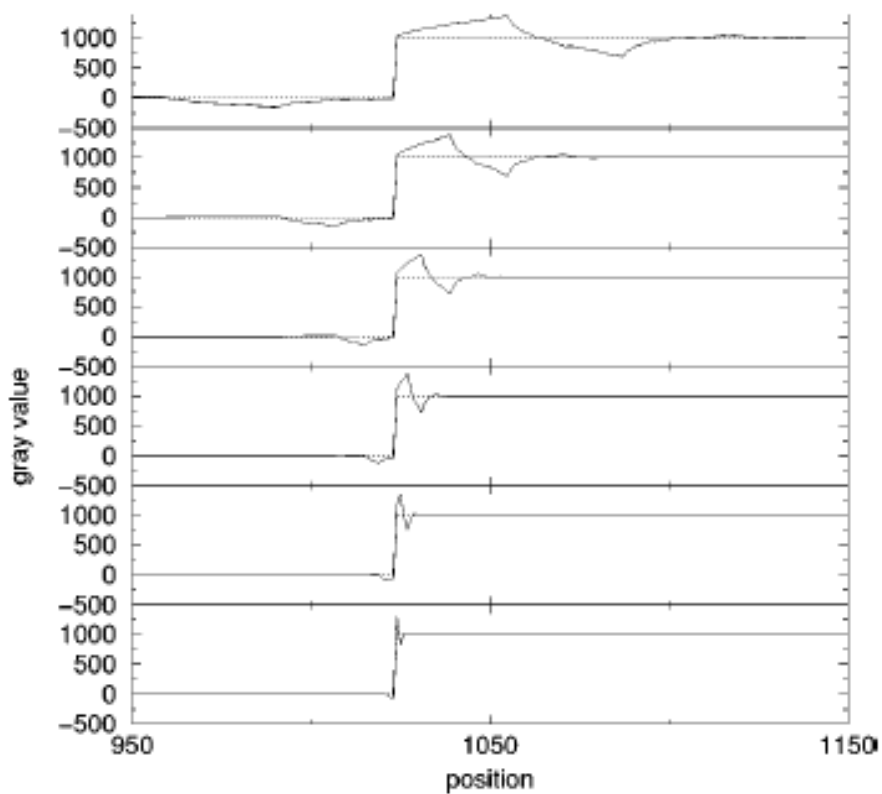
Προφανώς, τα προβλήματα που συμβαίνουν για τις εικόνες του κρανίου επιμένουν στις μαστογραφίες. Πέρα από αυτό, η ενίσχυση με Λαπλασιανή Πυραμίδα δίνει πολύ ελπιδοφόρα αποτελέσματα, ιδίως με μη γραμμική ενίσχυση. Στην πραγματικότητα, οι ισχυρές παρεμβολές που εισάγει ο FWT στην ενισχυμένη εικόνα προέρχονται από χαρακτηριστικό του FWT και μόνο. Δεν είναι ένα αποτέλεσμα του τύπου κυματιδίων ή των παραμέτρων ενίσχυσης που χρησιμοποιούνται. Το γεγονός ότι τα αντικείμενα είναι συνυφασμένα με τον FWT γίνεται σαφές όταν θεωρείται ότι το βήμα απόκρισης των κυματιδίων και της Λαπλασιανής Πυραμίδας βασίζεται στην ενίσχυση.

Οι εικόνες 4.4-4.6 δείχνουν την απόκριση των δύο μεθόδων σε μία βηματική ακμή, όπου μόνο ένα επίπεδο τη φορά χαρτογραφείται. Η διαφορά μεταξύ (όλων) των τύπων wavelet και της Λαπλασιανής Πυραμίδας είναι εντυπωσιακή. Όλα τα wavelets επιδεικνύουν μια πρόσθετη υπέρβαση στην ακμή (η οποία στην πραγματικότητα είναι ένα αποτέλεσμα της γραμμικής βελτίωσης της εικόνας). Η υπέρβαση είναι πιο σημαντική για τα (ορθογώνια) Daubechies wavelets.

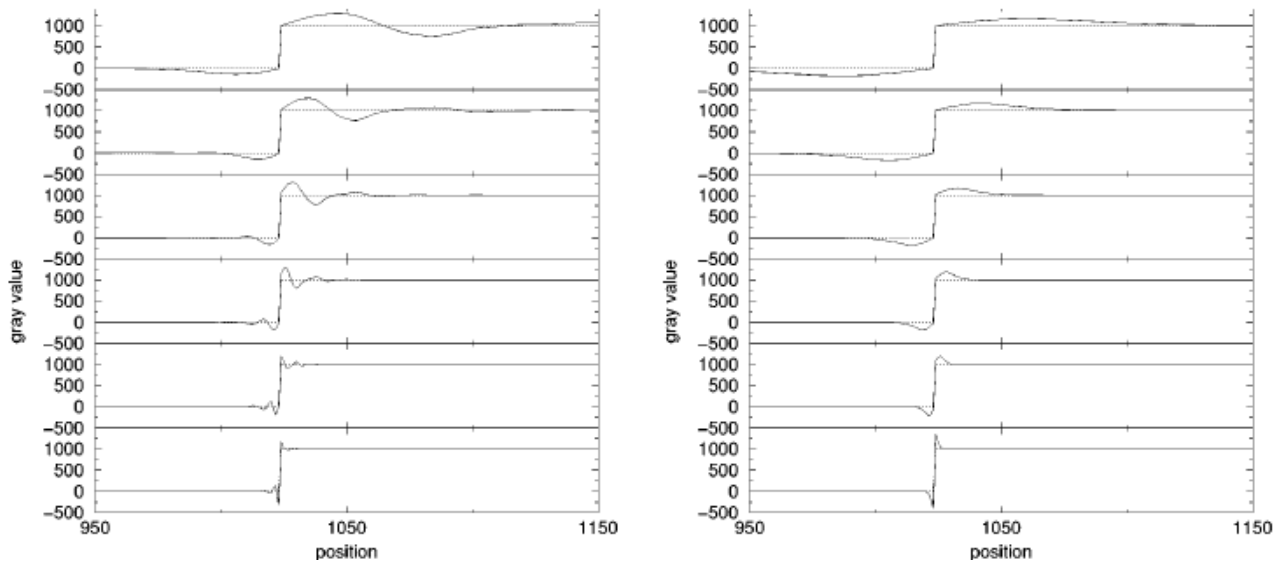
Ιδιαίτερα, δεν υπάρχει μεγάλη διαφορά μεταξύ των wavelets Daubechies της 4ης και 12ης τάξης, εκτός από το γεγονός ότι τα 12ης τάξης καταλήγουν σε ομαλότερες κυματομορφές γύρω από την ακμή. Στην πραγματικότητα, αυτό που βλέπουμε στις ακμές είναι κατά κύριο το ίδιο το κυματίδιο σε αυτή τη συγκεκριμένη κλίμακα. Στην περίπτωση των wavelets Daubechies, η ασύμμετρη απόκριση των κυματιδίων οφείλεται στην ασυμμετρία των ίδιων των κυματιδίων.

Στην περίπτωση των biorthogonal κυματιδίων, προκύπτει ότι τα φίλτρα υψηλής και χαμηλής διέλευσης μετατίθενται κατά ένα pixel μεταξύ τους, το οποίο είναι ο

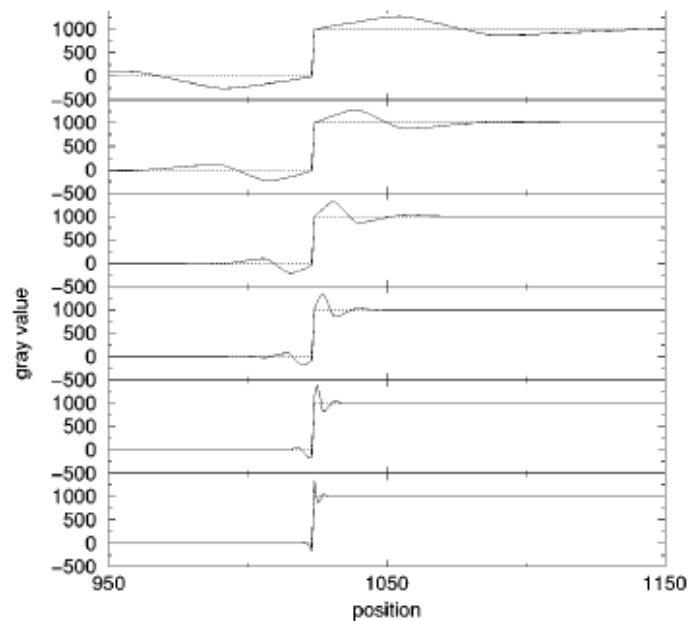
λόγος που η ασυμμετρία εξαφανίζεται στις κάτω κλίμακες, δεδομένου ότι τότε η ακριβής θέση των φίλτρων σε σχέση με την ακμή δεν είναι πλέον τόσο σημαντική λόγω της εξομάλυνσης της ακμής.



Εικόνα 4.4 Επίδραση γραμμικής ενίσχυσης συντελεστών κυματιδίων ενός επιπέδου για κυματίδια Daubeschies 4ης τάξης.[50]



Εικόνα 4.5 (α) Επίδραση γραμμικής ενίσχυσης ενός επιπέδου συντελεστών κυματιδίων για κυματίδια Daubeschies 12ης τάξης. (β) Επίδραση γραμμικής ενίσχυσης ενός επιπέδου Λαπλασιανής πυραμίδας.[50]

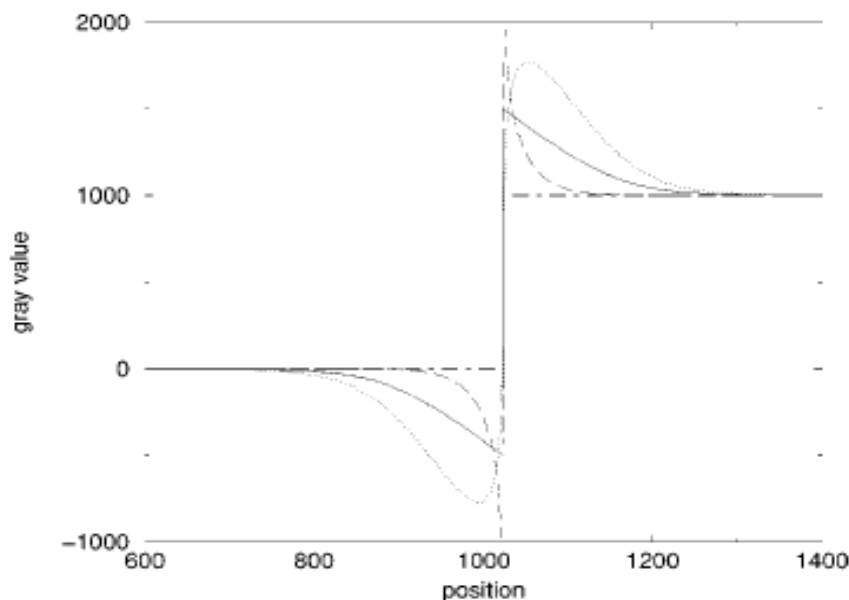


Εικόνα 4.6 Επίδραση γραμμικής ενίσχυσης ενός επιπέδου συντελεστών κυματιδίων για κυματίδια biorthogonal 7-9.[50]

Οι εικόνες 4.7-4.9 στην πραγματικότητα εξηγούν την εμφάνιση των εικόνων 4.10 και 4.12β σε σχέση με τα αντίστοιχα της Λαπλασιανής Πυραμίδας. Ενώ σε επίπεδα υψηλής ανάλυσης η δεύτερη υπέρβαση είναι σχετικά μικρή σε σύγκριση με αυτή, το ύψος μεγαλώνει με την ίδια τάξη μεγέθους όπως αυτή της πρώτης

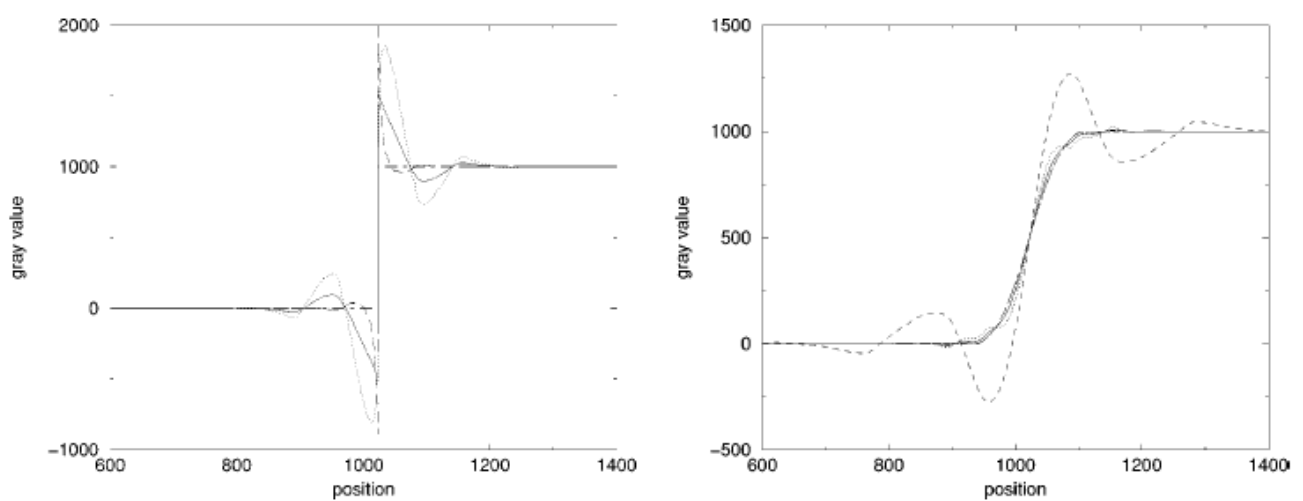
υπέρβασης αν η ενίσχυση πραγματοποιήθηκε στην χαμηλότερη ανάλυση από τα επίπεδα της πυραμίδας. Αυτή η ιδιότητα αντιπροσωπεύει την εντύπωση ότι στις ενισχυμένες εικόνες, αντικείμενα εμφανίζονται μόνο σε σχετικά μεγάλη κλίμακα είναι πάντα παρόντα, αλλά γίνονται ορατά μόνο στην ενίσχυση σε μεγαλύτερες κλίμακες. Ο λόγος για την πρόσθετη υπέρβαση του σήματος στη περίπτωση της FWT είναι το γεγονός ότι η ενισχυμένη ζώνη περνά από ένα υψιπερατό φίλτρο στο πίσω μέρος του μετασχηματισμού για μια ακόμη φορά, υπογραμμίζοντας έτσι τις ακμές ακόμη περισσότερο. Εάν η ενίσχυση δεν λαμβάνει χώρα, αυτή η επίδραση ακυρώνεται όταν το σήμα προστίθεται στο αντίστοιχο βαθυπερατό, δεδομένου ότι το βαθυπερατό, πέρασε από φίλτρο στον αντίστοιχο αντίστροφο μετασχηματισμό.

Η επίδραση της ενίσχυσης πολλαπλών κλιμάκων με ποικίλες τιμές κέρδους γίνεται ακόμη πιο κατανοητή αν εξετάσουμε την απόκριση της σε (απότομα) βηματικά άκρα και σε μια πιο ήπια ακμή (η βηματική ακμή εξομαλύνεται με πυρήνα μεγέθους 150). Η επίδραση των δύο μεθόδων με διαφορετικό κέρδος για αυτά τα είδη των άκρων φαίνεται στις εικόνες 4.7-4.9.



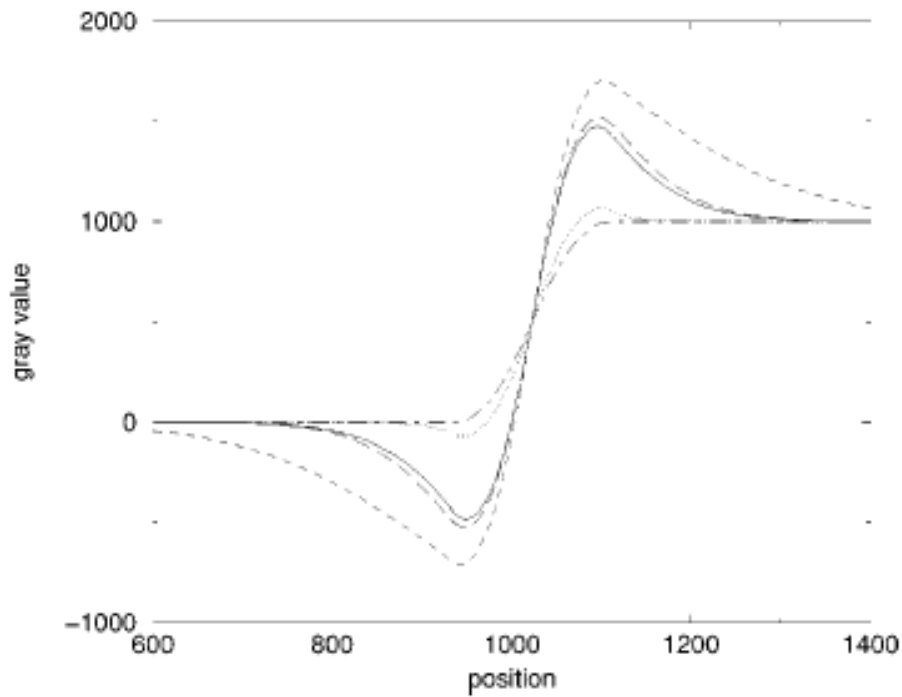
Εικόνα 4.7 Απόκριση λαπλασιανής πυραμίδας με μεταβλητό κέρδος σε βηματική ακμή.[50]

Η εικόνα 4.7 δείχνει ότι στη Λαπλασιανή Πυραμίδα, μια περίπτωση υψηλότερων συχνοτήτων καταλήγει σε μία πολύ απότομη ενίσχυση της ακμής, ενώ σε περίπτωση χαμηλότερων συχνοτήτων εξακολουθεί να ενισχύει την ακμή, αλλά πολύ πιο απαλά και όχι στο ίδιο πλάτος. Ίση ενίσχυση όλων των κλιμάκων έχει σαφώς το ίδιο αποτέλεσμα όπως η οξυμένη συγκάλυψη με αντίστοιχα μεγάλο πυρήνα. Για την ενίσχυση FWT, τα αποτελέσματα είναι παρόμοια (Εικόνα 4.8), αν και πάλι θα διαταραχθεί από μια δεύτερη υπέρβαση.



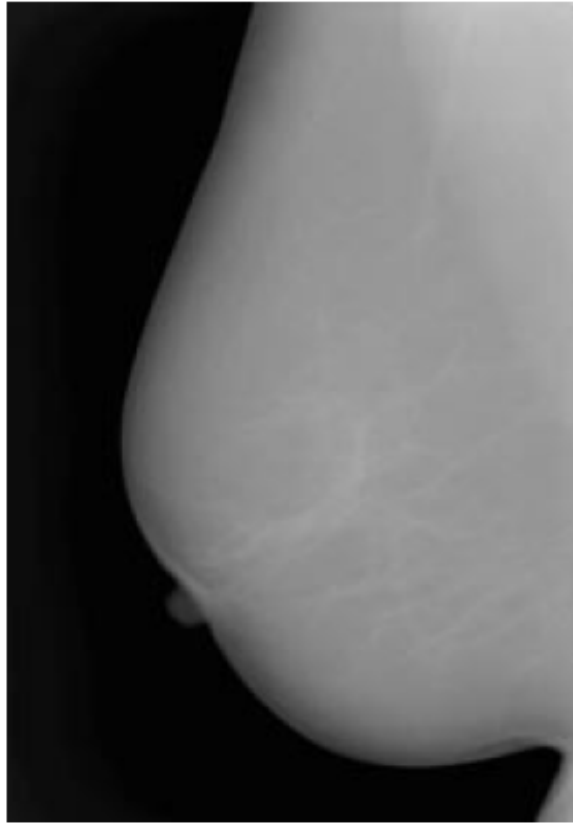
Εικόνα 4.8 (α) Απόκριση κυματιδίων με μεταβλητό κέρδος σε βηματική ακμή (β) και σε ομαλή ακμή.[50]

Για μια ομαλή ακμή, η διαφορά μεταξύ των δύο μεθόδων είναι ακόμη πιο εντυπωσιακή. Η εικόνα 4.9 δείχνει ότι στην πραγματικότητα, δεδομένου ότι η ακμή φθάνει μόνο μια σημαντική κλίση στα χαμηλότερα επίπεδα της πυραμίδας, εξίσου ισχυρή ενίσχυση όλων των κλιμάκων οδηγεί σε ένα πολύ παρόμοιο αποτέλεσμα όπως η ιδιαίτερα ισχυρή ενίσχυση στη χαμηλότερη κλίμακα.



Εικόνα 4.9 Απόκριση κυματιδίων με μεταβλητό κέρδος σε ομαλή ακμή.[50]

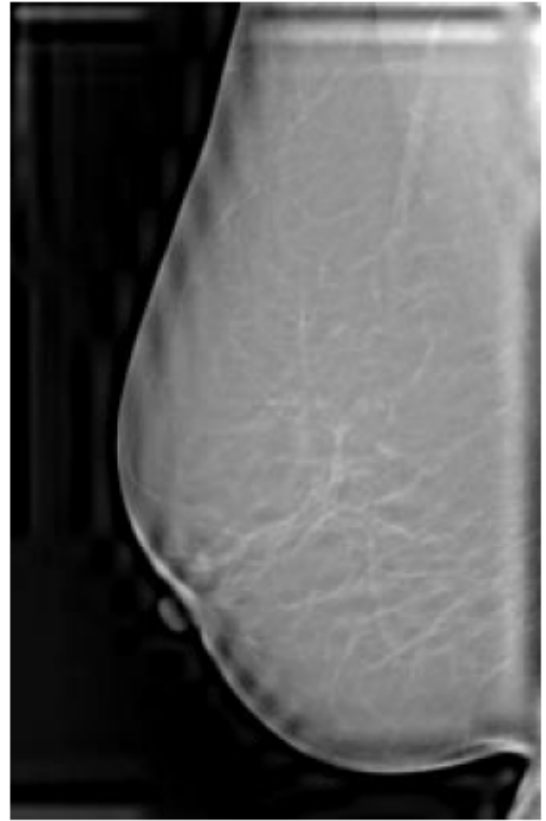
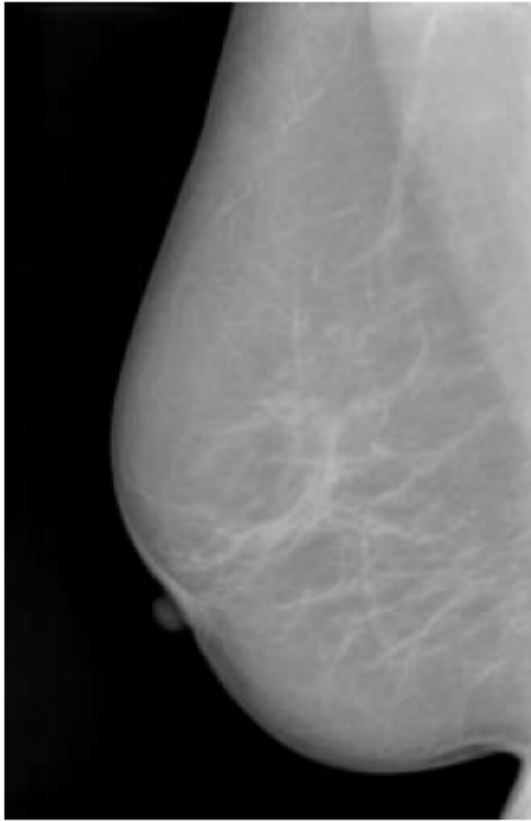
Για το FWT, η εικόνα είναι εντελώς διαφορετική. Η ακμή δεν μπορεί να επιλυθεί στον ίδιο αριθμό επιπέδων, όπως εντός της Λαπλασιανής πυραμίδας. Εάν χρησιμοποιείται ένα ακόμη επίπεδο στην αποσύνθεση, εμφανίζεται η ενισχυμένη ακμή, αν και με τα ίδια αντικείμενα όπως στην αιχμηρή ακμή. Η δεύτερη υπέρβαση είναι ακόμη πιο σοβαρή από ότι για την απότομη ακμή. Εξάλλου, ακόμη και αν λάβουμε υπόψη μόνο την πρώτη υπέρβαση ενισχύοντας την ακμή, το ποσό της ενίσχυσης είναι μικρότερο από ό, τι στην περίπτωση της Λαπλασιανής πυραμίδας. Από την απόκριση που φαίνεται στις εικόνες 4.7-4.9 παρατηρήθηκε από την Dippel et al[50] ότι δεν μπορεί να επιτευχθεί μια παρόμοια εντύπωση εικόνας ως προς την Λαπλασιανή πυραμίδα με ενίσχυση μέσω του FWT. Αν και η επαναχαρτογράφηση μόνο στα υψηλότερα επίπεδα θα έχει πολύ παρόμοια αποτελέσματα με αυτά της Λαπλασιανής πυραμίδας (ακόμη μπορεί να φέρει στην επιφάνεια τις λεπτές δομές καλύτερα), δεν υπάρχει κανένας τρόπος με τον οποίο θα μπορούσε να επιτευχθεί μια ικανοποιητική ενίσχυση των μεγαλύτερων δομών. Επίσης, μια μη γραμμική συνάρτηση επαναχαρτογράφησης δεν θα ξεπεράσει αυτό το πρόβλημα.[50]



Εικόνα 4.10 Μαστογραφία[50]



Εικόνα 4.11 Μαστογραφία με επεξεργασία λαπλασιανής πυραμίδας με γραμμική επαναχαρτογράφηση[50]



Εικόνα 4.12 (α) Μαστογραφία με επεξεργασία λαπλασιανής πυραμίδας με μη γραμμική επαναχαρτογράφηση (β) Μαστογραφία με επεξεργασία κυματιδίων[50]

Συμπεράσματα

Το πρόβλημα της ενίσχυσης της αντίθεσης καλύπτει ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, που κυμαίνεται από τη βελτίωση της οπτικής ποιότητας των εικόνων που αποκτήθηκαν για ιατρική χρήση. Σε αυτήν την εργασία αναφέρθηκαν διάφορες τεχνικές ενίσχυσης της αντίθεσης της εικόνας.

Η μη γραμμικότητα της φωτεινότητας επηρεάζει την απόδοση των τεχνικών επεξεργασίας εικόνων. Για το λόγο αυτό, η πολυπλοκότητα της εικόνας αλλά και ο σκοπός για τον οποίο εφαρμόζεται μια τεχνική είναι το κριτήριο για την επιλογή της μεθόδου που θα χρησιμοποιηθεί αφού οι τεχνικές έχουν συγκεκριμένα χαρακτηριστικά.

Η HE είναι αποδοτική για εικόνες με παρόμοια κατανομή της φωτεινότητας στην εικόνα. Εάν όμως υπάρχουν περιοχές με μεγάλες διακυμάνσεις της φωτεινότητας, τότε η αντίθεση στις περιοχές αυτές δεν θα ενισχυθεί επαρκώς. Η τεχνική AHE το βελτιώνει αυτό, καθώς είναι μία τοπική τεχνική και είναι κατάλληλη για την βελτίωση της τοπικής αντίθεσης μιας εικόνας με περισσότερες λεπτομέρειες. Από την άλλη, η τεχνική AHE είναι αργή και ενισχύει το θόρυβο. Αν επιθυμούσαμε πιο γρήγορα αποτελέσματα η χρήση της τεχνικής FAHE θα ήταν καλύτερη επιλογή. Όπως και η χρήση της τεχνικής CLAHE θα ήταν αποτελεσματικότερη σε μια εικόνα όπου ο θόρυβος θα την αλλοίωνε σημαντικά μετά την ενίσχυση. Σε συγκρίσεις που έγιναν σε συγκεκριμένες εικόνες παρατηρήθηκε ότι η HE έχει χαμηλή απόδοση στην ενίσχυση της αντίθεσης σε σχέση με τις τεχνικές προσαρμοστικής ενίσχυσης αντίθεσης και σιγμοειδής συνάρτησης.

Η ανάγκη για καλύτερης αντίθεσης ιατρικές εικόνες, χωρίς όμως την περαιτέρω επιβάρυνση των ασθενών από υψηλότερες δόσεις ακτινοβολίας, εξακολουθεί να παρακινεί τους επιστήμονες για βελτίωση των τεχνικών που χρησιμοποιούνται ή για την εύρεση νέων. Για το λόγο αυτό τα τελευταία χρόνια γίνεται χρήση πιο πολύπλοκων τεχνικών. Παρατηρείται ότι με τη χρήση πολλαπλών κλιμάκων wavelet μαζί με τη χρήση τεχνικών γραμμικής και μη γραμμικής ενίσχυσης αντίθεσης της εικόνας, έχουμε βελτίωση της αντίθεσης της εικόνας και μείωση του θορύβου. Για τη σύγκριση που έγινε μεταξύ των δύο τεχνικών πολλαπλών κλιμάκων σε ίδιες εικόνες, σύμφωνα με τη μελέτη της Dippel, αποδείχθηκε ότι η τεχνική FWT οδηγεί σε παρουσία ανεπιθύμητων αντικειμένων στις ενισχυμένες

εικόνες. Αντιθέτως, η Λαπλασιανή πυραμίδα δεδομένου ότι είναι απαλλαγμένη από τέτοια αντικείμενα και οι τελικές εικόνες είναι ομαλότερες, φαίνεται να είναι η αποδοτικότερη μέθοδος.

Βιβλιογραφία

- [1] R. C. Gonzalez and R. E. Woods. Digital Image Processing.
- [2] Richard Szeliski, Computer Vision: Algorithms and Applications 2010.
- [3] <http://www.mathworks.com/help/images/examples/contrast-enhancement-techniques.html>.
- [4] Hyeokho Choi, Justin Romberg. Wavelet-domain Hidden Markov Models, Software For Image Denoising Using Wavelet-Domain Hidden Markov Tree Models. 2009
- [5] Azriel Rosenfeld, Picture Processing by Computer, New York: Academic Press, 1969
- [6] "Space Technology Hall of Fame:Inducted Technologies,1994". Space Foundation. 1994. Retrieved 7 January 2010.
- [7] <http://www.rfsystemlab.com/en/naomi/sample.html>
- [8] Robert D. Fiete. "Modeling the Imaging Chain of Digital Cameras" 2010.
- [9] Roobottom CA, Mitchell G, Morgan-Hughes. "Radiation-reduction strategies in cardiac computed tomographic angiography". *Clin Radiol* 65 (11): 859–67. November 2010.
- [10] National Council on Radiation Protection & Measurements. Medical Radiation Exposure Of The U.S. Population Greatly Increased Since The Early 1980s. 2009
- [11] A.P. James, B V. Dasarathy, 'Medical Image Fusion: A survey of state of the art', Information Fusion, 2014
- [12] Dhawan P, A. Medical Imaging Analysis. Hoboken, NJ: Wiley-Interscience Publication. 2003
- [13] K.Somasundaram, P. Kalavathi. Medical image contrast enhancement based on gamma correction.
- [14] S.D. Chen, A.R. Ramli, Minimum mean brightness error Bi-histogram equalization in contrast enhancement, *IEEE trans. Consum. Electr.* Vol 49, no, 4 1310-1319. 2003
- [15] Kartic Subr, Aditi Majumder and Sandy Irani. Greedy Algorithm for Local Contrast Enhancement of Images
- [16] Aditi Majumder, Sandy Irani . "Contrast enhancement of images using human contrast sensitivity". Computer Science Department, University of California, Irvine
- [17] S.M.Pizer et al. Adaptive histogram equalization and its variations, *Computer Vision, Graphics and Image Processing.* Vol. 39, no. 3, pp 355-386. 1987.
- [18] D.J. Jobson, Z. Rahman and G.A Woodell: Properties and performance of a center/surround retinex, *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 6, no. 3, pp. 451-462, 1997.
- [19] D.J. Jobson, Z. Rahman and G.A. Woodell: A multiscale retinex for bridging the gap between color images and the human observation of scenes, *IEEE Trans. Image Processing.* vol. 6, no. 7. pp. 965-976, 1997

- [20] S.Dippel, M.Stahl, R.Wiemker, T. Blaffert. Multiscale Contrast Enhancement for Radiographies: Laplacian Pyramid Versus Fast Wavelet Transform. IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, vol. 21, no. 4, April 2002
- [21] P. Vuylsteke and E. Schoeters, "Multiscale image contrast amplification (MUSICA™)," in Proc. SPIE Image Processing, vol. 2167, 1994, pp. 551–560.
- [22] M. Stahl, T. Aach, T. M. Buzug, S. Dippel, and U. Neitzel, "Noise-resistant weak-structure enhancement for digital radiography," in Proc. SPIE Med. Imag., 1999, vol. 3661, pp. 1406–1417.
- [23] J. Lu, D. M. Healy, and J. B. Weaver, "Contrast enhancement of medical images using multiscale edge representation," Opt. Eng., vol. 33, no. 7, pp. 2151–2161, 1994.
- [24] A. Laine, J. Fan, and W. Yang, "Wavelets for contrast enhancement of digital mammography," IEEE Eng. Med. Biol. Mag., vol. 14, pp. 536–550, Sept./Oct. 1995.
- [25] X. Zong, A. F. Laine, E. A. Geiser, and D. C. Wilson, "De-noising and contrast enhancement via wavelet shrinkage and nonlinear adaptive gain," in Proc. SPIE Wavelet Applications III, vol. 2762, 1996, pp. 566–574.
- [26] J.-P. Bolet, A. R. Cowen, J. Launders, A. G. Davies, G. J. S. Parkin, and R. F. Bury, "Progress with an "all-wavelet" approach to image enhancement and de-noising of direct digital thorax radiographic images," in Proc. 6th Int. Conf. Image Processing and its Applications, vol. 1, Dublin, Ireland, 1997, Conf. Publ. 443, pp. 244–248.
- [27] D. J. Ketchum, Real-time image enhancement techniques, Proc. SPIE/OSA, 1976.
- [28] R. A. Hummel, Image enhancement by histogram transformation, Computer Graphics Image Process. 6, 1977, 184–195.
- [29] S.M. Pizer, Intensity mappings for the display of medical images, in functional mapping of organ systems and other computer topics, Society of Nuclear Medicine. 1981
- [30] W. Zhiming, T. Jianhua. A Fast Implementation of Adaptive Histogram Equalization
- [31] K. Zuiderveld. Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization. Graphics Gems IV, pp 474-485
- [32] E.D. Piasno et al. Contrast limited adaptive histogram equalization image processing to improve the detection of simulated spiculations in dense mammographs. Journal of Digital Imaging vol. 11, pp. 193-200. 1998
- [33] T. K. Kim, J. K. Paik, B. S. Kang. "Contrast enhancement system using spatially adaptive histogram equalization with temporal filtering". IEEE Transactions on consumer electronics, 44(1): 82~87. 1998
- [34] A. Tiwari, P. Singh. Analysis of color contrast enhancement techniques. International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering. April 2014
- [35] A. Shinkar. P. Devale . Contrast enhancement technique for medical images. Sep 6-8 , 2007

- [36] Saruchi. Adaptive Sigmoid Function to Enhance Low Contrast Images. International Journal of Computer Applications, vol. 55 no.4, 2012
- [37] A.Laine. J.Fan. W. Yang. Wavelets for contrast enhancement of digital mammography. Department of computer and information science, computer science and engineering Bldg, room 201. University of Florida
- [38] A. Laine. Multiscale wavelet representations for mammographic feature analysis. In Image Enhancement Techniques: Computer Science, National Cancer Institute Breast Imaging Workshop: State-of-the-Art and New Technologies, Bethesda, MD, September 1991.
- [39] A. Laine, S. Song. Multiscale wavelet representations for mammographic feature analysis. In Proceedings of SPIE: Conference on Mathematical Methods in Medical Imaging, San Diego,CA, July 23-25, 1992.
- [40] A. Laine, S. Song. Wavelet processing techniques for digital mammography. In Proceedings of SPIE: Conference on Visualization in Biomedical Computing, Chapel Hill, NC, October 13-16,1992.
- [41] A. Laine, S. Song, J. Fan. Adaptive Multiscale Processing for Contrast Enhancement. In Proceedings of SPIE: Conference on Biomedical Imaging and Biomedical Visualization, San Jose,CA, January 31-February 4, 1993.
- [42] B. D. Jawerth, M. L. Hilton and T. L. Huntsberger. Local enhancement of compressed images. J. Mathematical Imaging and Vision, Vol. 3 , pp. 39-49, 1993.
- [43] A. Laine, S. Schuler, J. Fan, W. Huda. Mammographic feature enhancement by multiscale analysis. IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 13, No. 14, pp. 725-740, Dec. 1994.
- [44] J. Lu and D.M. Healy Jr. Contrast enhancement of medical images using multiscale edge representation. In Proceedings of SPIE: Wavelet applications, Orlando, FL, April 5-8, 1994.
- [45] S.Mallat and Sifen Zhong. "characterization of signals from multiscale edges". IEEE Trans.Pattern Anal. Machine Intell., vol. PAMI-14, pp. 710-732, 1992.
- [46] S.Mallat and W. L. Hwang. "singularity detection and processing with wavelets". IEEE Trans.Inform. Theory, Vol.38, NO. 2, pp. 617-643, 1992.
- [47] D. L. Donoho. "nonlinear wavelet methods for recovery of signals, densities, and spectra from indirect and noisy data" Proc. Symposia Applied Math. , Vol. 0, 1993
- [48] Jian Fan and A. Laine. "contrast enhancement by multiscale and nonlinear operators", Technical report, University of Florida, 1994.
- [49] P. J. Burt and E. H. Adelson, "The Laplacian pyramid as a compact image code," IEEE Trans. Commun., vol. COMM-31, pp. 532-540, Apr. 1983.
- [50] S.Dippel. M.Stahl. R.Wiemker. T.Blaffert. Multiscale contrast enhancement for Radiographies: Laplacian Pyramid versus Fast Wavelet Transform. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 21,

no.4, April 2002

[51] P. Vuylsteke and E. Schoeters, “Multiscale image contrast amplification (MUSICA™),” in Proc. SPIE Image Processing, vol. 2167, 1994, pp. 551–560.

[52] M. Stahl, T. Aach, T. M. Buzug, S. Dippel, and U. Neitzel, “Noise-resistant weak-structure enhancement for digital radiography,” in Proc. SPIE Med. Imag., 1999, vol. 3661, pp. 1406–1417.

[53] M. Stahl, T. Aach, and S. Dippel, “Digital radiography enhancement by nonlinear multiscale processing,” Med. Phys., vol. 27, no. 1, pp. 56–65, 2000.

[54] Sunita Dhariwal “Comparative Analysis of Various Image Enhancement Techniques”, IJECT Vol. 2, Issue 3, Sept. 2011.

[55] <http://elearning.vtu.ac.in/17/e-Notes/DIP/Unit1-SH.pdf>

[56] Singh, Z.H. Cho ; Joie P. Jones ; Manbir (1993). Foundations of medical imaging

[57] Radlost, Radiologic library of surgical tools

[58] Marcin L. Eichner, Toby P. Breckon, Integrated Speed Limit Detection and Recognition from Real-Time Video

[59] T Biswas. Simulation Of Contrast Enhancement Of Various Brain Lesions (Without Iv Gadolinium) By Using The Neural Network. The Internet Journal of Radiology. 2012 Volume 14 Number 1.

[60] William K. Pratt, Digital image processing , United States, John Wiley & sons, 1978 p 318

[61] Ανάλυση και επεξεργασία εικόνων DICOM με τη χρήση Matlab, http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/askhsh_8_v3_FINAL.pdf