



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ**

**Αυτοματοποιημένο σύστημα κατάτμησης εικόνας και ανίχνευσης
φαλαγγικών αρθρώσεων σε ακτινογραφίες άκρας χειρός**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΗΡΩ ΛΑΪΝΑ

Επιβλέπων: Ηλίας Κουκούτσης
Επίκουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2013



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ
ΚΑΙ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Αυτοματοποιημένο σύστημα κατάτμησης εικόνας και ανίχνευσης φαλαγγικών αρθρώσεων σε ακτινογραφίες άκρας χειρός

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΗΡΩ ΛΑΪΝΑ

Επιβλέπων: Ηλίας Κουκούτσης
Επίκουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή το Σεπτέμβριο 2013.

.....
Η. Κουκούτσης
Επίκουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κ. Παπαοδυσσεύς
Αναπληρωτής Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Γ. Καμπουράκης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2013

.....
Ηρώ Λαϊνά

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

Copyright © Ηρώ Λαϊνά, 2013.

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.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Τα τελευταία χρόνια οι ραγδαίες εξελίξεις στην τεχνολογία έχουν επηρεάσει πολλές πτυχές της ζωής του ανθρώπου. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η τομή της επιστήμης της Πληροφορικής με την Ιατρική, καθώς οι υπολογιστές παίζουν σήμερα ολοένα και πιο σημαντικό ρόλο στην κλινική πρακτική. Η Ιατρική Απεικόνιση και η εξεύρεση αυτόματων μεθόδων επεξεργασίας ιατρικών εικόνων έχουν αποτελέσει σημαντικό αντικείμενο έρευνας, με σκοπό την ουσιαστική υποβοήθηση ιατρικών διαδικασιών κουραστικών και χρονοβόρων, την αύξηση της παραγωγικότητας των υπεύθυνων ιατρών και τη βελτίωση της ακρίβειας της διάγνωσης.

Η παρούσα διπλωματική εργασία αποτελεί μέρος μιας ευρύτερης μελέτης που αποσκοπεί στην ανάπτυξη αυτοματοποιημένων συστημάτων κατάκτησης και ανάλυσης των χαρακτηριστικών των περιοχών ενδιαφέροντος σε μια ακτινογραφία άκρας χειρός. Στα πλαίσια της εργασίας τέθηκαν δύο στόχοι: α) η υλοποίηση ενός πλήρως αυτόματου αλγορίθμου για την εξαγωγή του περιγράμματος του χεριού και το διαχωρισμό του από το υπόβαθρο της εικόνας και β) ο αυτόματος εντοπισμός των αρθρώσεων των δακτύλων.

Αρχικά, η εικόνα υπόκειται σε ένα στάδιο προεπεξεργασίας το οποίο περιλαμβάνει τη διόρθωση του ανομοιογενούς φωτισμού του υποβάθρου, τη βελτίωση της αντίθεσης και την αποθορυβοποίησή της. Η παρατήρηση των ιστογραμμάτων των εικόνων-εξόδου του σταδίου αυτού έδειξε ότι είναι δυνατή η περιγραφή του εν λόγω σήματος από κάποιο μαθηματικό μοντέλο. Έτσι, σε επόμενο στάδιο, επιλέχθηκε η προσέγγιση του ιστογράμματος από μια κατανομή Gauss και μελετήθηκαν μέθοδοι ελαχιστοποίησης της απόκλισής της από τις πραγματικές τιμές του ιστογράμματος. Η ομαλή γραφική παράσταση της νέας προσέγγισης καθιστά δυνατή μία πλήρως αυτόματη επιλογή κατωφλίου για τη δημιουργία μιας δυαδικής εικόνας και την εξαγωγή του περιγράμματος του χεριού μέσω αυτής.

Στη συνέχεια, το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης χρησιμοποιείται για την υλοποίηση του δεύτερου μέρους της εργασίας. Συγκεκριμένα, μέσω της δυαδικής εικόνας που προκύπτει λαμβάνεται μια εκτίμηση του μορφολογικού σκελετού του χεριού και πραγματοποιείται διαχωρισμός των δακτύλων. Το κάθε δάκτυλο αναπαρίσταται από ένα ευθύγραμμο τμήμα κατά μήκος του οποίου εξετάζονται οι μεταβολές στην ένταση της εικόνας, με σκοπό τον αυτόματο εντοπισμό των θέσεων των μεσοφαλαγγικών και μετακαρποφαλαγγικών αρθρώσεων του χεριού.

Οι μέθοδοι αυτές βρήκαν εφαρμογή σε έναν ευρύ δειγματικό χώρο αποτελούμενο από 117 ακτινογραφίες άκρας χειρός και η ολοκλήρωσή τους σημειώθηκε με ένα ιδιαίτερα αισιόδοξο ποσοστό επιτυχίας.

ABSTRACT

In recent years, rapid advancements in technology have affected many aspects of the human life. One of the most characteristic examples is the intersection of Computer Science and Medicine, since computers play a crucial role in clinical practice nowadays. Medical Imaging and automated methods in medical image processing have been an important research topic aiming at assisting strenuous and time-consuming medical procedures and increasing the accuracy of a diagnosis.

The work at hand is part of a larger study which focuses on automated segmentation methods and region of interest (ROI) extraction and analysis in radiographic hand images. Therefore, the thesis goal is twofold: a) development of a fully automated algorithm for the extraction of the hand boundaries and background removal and b) automatic joint detection.

Initially, the image is subjected to a preprocessing stage which performs uneven background illumination correction, contrast enhancement and denoising. At this point, histogram observation of the images proved that a mathematical model can be used for histogram representation. Thus, as a next step, the histogram is fitted by a Gaussian distribution, optimized by various methods for a minimum error between the fit and the histogram values. Through the smoother plot that describes this fit, a fully automated threshold selection is now possible. This threshold value allows the formation of the binary image that separates the hand from the background and therefore the extraction of the hand boundaries.

Taking advantage of the segmentation result we move on to the second part of the thesis. Specifically, the binary image is used to produce the skeleton of the hand (morphological operation) and the proper branches that run through the middle of each finger. The automatic detection of 14 phalangeal joints is possible by identifying the sharp changes in gray scale intensity along the phalangeal branch paths through the profile plot of the image. The regions of interest around the detected locations are subsequently presented on the image.

The aforementioned methods have been implemented on a wide range of radiographic samples, consisting of 117 hand X-ray images. Our experiments have been completed with a significantly optimistic success rate.

Ευχαριστίες

Κατ' αρχάς, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή και επιβλέποντα της διπλωματικής μου, κ. Ηλία Κουκούτση, για τις πολύτιμες γνώσεις, συμβουλές και καθοδήγηση που μου προσέφερε καθώς και για το χρόνο που μου αφιέρωσε. Θα ήθελα επίσης να τον ευχαριστήσω για την εμπιστοσύνη που έδειξε στο πρόσωπό μου και για την ανάθεση του συγκεκριμένου θέματος, το οποίο μου έδωσε τη δυνατότητα να διευρύνω τις γνώσεις μου και να επιδιώξω μελλοντική ενασχόληση με το συγκεκριμένο ερευνητικό αντικείμενο.

Θα ήθελα ακόμη να ευχαριστήσω τα υπόλοιπα μέλη του εργαστηρίου για το χρόνο που περάσαμε μαζί, την παροχή συμβουλών και τη βοήθειά τους κατά τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας.

Επίσης, ένα μεγάλο ευχαριστώ οφείλω στην οικογένειά μου για την υποστήριξη που παρήχε σε όλες μου τις προσπάθειες καθ' όλη τη διάρκεια της φοιτητικής μου ζωής, τόσο σε ψυχικό όσο και σε υλικό επίπεδο. Χάρη στην αδιάκοπη στήριξη, την κατανόηση και τις θυσίες τους ήταν εφικτή η ολοκλήρωση των σπουδών μου, αλλά και όλων των άλλων στόχων μου.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους μου για τη συμπαράσταση που μου έδειξαν αλλά και για όλες τις στιγμές που περάσαμε μαζί, καθώς αποτελούν αναπόσπαστο κομμάτι της φοιτητικής μου ζωής.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1:

ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΣΚΟΠΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ..... 15

1.1	Κίνητρο και σκοπός της εργασίας.....	15
1.2	Δειγματικός χώρος.....	16
1.3	Λογισμικό πακέτο MATLAB.....	17
1.4	Δομή της εργασίας.....	17

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2:

ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ..... 19

2.1	Ψηφιακή Επεξεργασία Εικόνας.....	19
2.2	Ιατρική απεικόνιση – Εφαρμογή της επεξεργασίας εικόνων στην Ιατρική.....	20
2.3	Απεικόνιση με ακτίνες Χ.....	21
2.4	Ανάλυση ανθρώπινου χεριού.....	23
2.4.1	Ανατομία.....	23
2.4.2	Ανάπτυξη – Οστική ηλικία.....	25
2.4.3	Παθήσεις σχετικές με το ανθρώπινο χέρι.....	26
2.5	Αναγκαιότητα αυτοματοποιημένων διαδικασιών επεξεργασίας ακτινογραφιών.....	28

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3:

ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΤΑΤΜΗΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ..... 29

3.1	Ιστόγραμμα Εικόνας.....	29
3.2	Κατάτμηση Εικόνας.....	31
3.3	Περιγραφή αλγορίθμων κατάτμησης εικόνας.....	31
3.3.1	Κατωφλίωση.....	31
3.3.2	Κατάτμηση με βάση τις ακμές.....	36
3.3.3	Κατάτμηση με βάση τις περιοχές.....	38
3.3.4	Κατάτμηση με χρήση watershed.....	39
3.3.5	Παραμορφώσιμα μοντέλα.....	41
3.3.6	Κατάτμηση με βάση τεχνικές ταξινόμησης.....	43

3.4 Το προσκίνητο της έρευνας στην κατάτμηση ιατρικών εικόνων (State-of-the-art)	44
3.5 Προβλήματα προηγούμενων ερευνών	53
3.6 Η νέα μέθοδος προσέγγισης.....	53

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4:

ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΑΥΤΟΜΑΤΟΠΟΙΗΜΕΝΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΚΑΤΩΦΛΙΩΣΗΣ ΚΑΙ ΕΞΑΓΩΓΗΣ ΠΕΡΙΓΡΑΜΜΑΤΟΣ ΣΕ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΕΣ ΑΚΡΑΣ ΧΕΙΡΟΣ 56

4.1 Εισαγωγή	56
4.2 Εισαγωγή εικόνας στο περιβάλλον του Matlab	57
4.3 Διόρθωση ανομοιόμορφου φωτισμού του υποβάθρου και βελτίωση αντίθεσης.....	57
4.3.1 Το πρόβλημα της ανομοιόμορφης κατανομής φωτεινότητας.....	58
4.3.2 Τεχνική εξισορρόπησης ιστογράμματος	60
4.3.3 Μορφολογική επεξεργασία εικόνας	62
4.3.4 Διόρθωση του ανομοιόμορφου φωτισμού του υποβάθρου	66
4.4 Τεχνικές Αποθορυβοποίησης.....	69
4.4.1 Το πρόβλημα του θορύβου.....	69
4.4.2 Συνήθεις μέθοδοι αποθορυβοποίησης.....	71
4.4.3 Σύγκριση μεθόδων αποθορυβοποίησης.....	73
4.5 Μελέτη του ιστογράμματος για τη νέα μέθοδο κατωφλίωσης	81
4.6 Νέα μέθοδος κατωφλίωσης.....	88
4.6.1 Προσέγγιση ιστογράμματος με κατανομή Gauss	88
4.6.2 Βελτίωση της προσέγγισης.....	94
4.6.3 Σύνοψη μεθόδου και κώδικας συνάρτησης.....	100
4.7 Δημιουργία δυαδικής εικόνας και παρουσίαση αποτελεσμάτων.....	103
4.8 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων	112

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5:

ΑΥΤΟΜΑΤΗ ΜΕΘΟΔΟΣ ΕΝΤΟΠΙΣΜΟΥ ΤΩΝ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ 114

5.1 Εισαγωγή και στόχος.....	114
5.2 Εξαγωγή σκελετού από τη δυαδική εικόνα κατωφλίωσης	115
5.3 Σχηματισμός κλάδων των δακτύλων	117
5.4 Διαχωρισμός σε ευθύγραμμα τμήματα	125
5.5 Εντοπισμός και απεικόνιση των αρθρώσεων.....	127

5.6 Αξιολόγηση μεθόδου	134
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6:	
ΣΥΝΟΛΙΚΗ ΘΕΩΡΗΣΗ ΚΑΙ ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ.....	139
6.1 Σύνοψη και συμπεράσματα.....	139
6.2 Προτάσεις για μελλοντική έρευνα	140
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	142
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι.....	147
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ	163
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙΙ.....	203

Κεφάλαιο 1:

Εισαγωγή και σκοπός διπλωματικής εργασίας

1.1 Κίνητρο και σκοπός της εργασίας

Η συμβολή των τεχνολογικών εξελίξεων στην επιστήμη της Ιατρικής είναι ιδιαίτερα έντονη τα τελευταία χρόνια. Η ανάγκη για μη επεμβατική απεικόνιση της ανατομίας και της λειτουργίας των οργάνων του ανθρώπινου σώματος οδήγησε στην ανάπτυξη ολοκληρωμένων απεικονιστικών συστημάτων, βασισμένα στις αρχές αλληλεπίδρασης ενέργειας και ύλης, τα οποία εντάχθηκαν στην καθημερινή κλινική πρακτική με σκοπό την εξυπηρέτηση διαδικασιών πρόγνωσης, διάγνωσης αλλά και θεραπείας.

Λόγω του τεράστιου όγκου της διαθέσιμης πλέον πληροφορίας, καθώς και του πλήθους των ιατρικών εικόνων που οι ειδικοί καλούνται να εξετάσουν καθημερινά, καθίσταται απαραίτητη η χρήση των υπολογιστών για τη διευκόλυνση των διαδικασιών επεξεργασίας και ανάλυσης. Η επεξεργασία των ιατρικών εικόνων μέσω υπολογιστή αποσκοπεί στη βελτίωση της εμφάνισής τους για την καλύτερη παρατήρησή τους από τον άνθρωπο, καθώς και στην προετοιμασία τους για αυτόματη αναγνώριση και μέτρηση των χαρακτηριστικών δομών που περιλαμβάνουν.

Η παρούσα διπλωματική εργασία αποτελεί μέρος μιας γενικότερης εργασίας που στρέφεται προς την ανάπτυξη συστημάτων για την υποβοήθηση της ιατρικής διάγνωσης μέσω υπολογιστή (Computer-aided diagnosis systems). Όπως ακριβώς υποδηλώνει και το όνομά τους, πρόκειται για εργαλεία

βασισμένα στη χρήση υπολογιστή, ιδιαίτερα στην επιστήμη της Όρασης Υπολογιστών, με τα οποία επιδιώκεται συνήθως η αυτοματοποίηση ιατρικών διαδικασιών που αφορούν την ανάλυση και την ερμηνεία ιατρικών εικόνων καθώς και την εξαγωγή χρήσιμης πληροφορίας από αυτές, στηρίζοντας και υποβοηθώντας το έργο της διάγνωσης και της λήψης αποφάσεων από τους ιατρούς. Για μεγαλύτερη ακρίβεια και αξιοπιστία των αποτελεσμάτων τους, τα συστήματα αυτά αναπτύσσονται γύρω από συγκεκριμένες λειτουργικές περιοχές, αλλά και τύπους απεικονιστικών τεχνικών.

Αντικείμενο της παρούσας εργασίας επιλέχθηκε να είναι το ανθρώπινο χέρι και συγκεκριμένα η επεξεργασία ακτινογραφιών άκρας χειρός, με σκοπό την πλήρως αυτοματοποιημένη κατάταμή τους και τον ακριβή προσδιορισμό του χεριού πάνω στην ακτινογραφία, καθώς και το μετέπειτα εντοπισμό διαφόρων χαρακτηριστικών του, όπως για παράδειγμα τις αρθρώσεις μεταξύ των οστών. Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι, λόγω των πολλών αρθρώσεων που συναντώνται στο ανθρώπινο χέρι, η ακτινογραφία χεριού χρησιμοποιείται ευρέως για τη διάγνωση νόσων που προσβάλλουν τις αρθρώσεις (αρθροπάθειες) και ο αυτόματος εντοπισμός τους πάνω στην εικόνα, σε συνδυασμό με τον υπολογισμό της απόστασης των ακμών των οστών σε αυτές, παρέχει σημαντική πληροφορία.

Ένα ακόμη κίνητρο για τη μελέτη του συγκεκριμένου αντικειμένου και τη συγγραφή της εργασίας αυτής αποτελεί το γεγονός ότι η μέχρι τώρα έρευνα δεν έχει εστιάσει στο διαχωρισμό του χεριού από το υπόβαθρο της ακτινογραφίας και συχνά χρησιμοποιούνται απλές ή μη αυτόματες μέθοδοι για μία πρώτη κατάταξη του χεριού, με σκοπό την περαιτέρω επεξεργασία της εικόνας. Ωστόσο, κρίθηκε αναγκαία η ανάπτυξη μιας μεθόδου που θα στοχεύει στη διάκριση και απομόνωση του χεριού από το θορυβώδες σήμα του υποβάθρου, με ένα εξαιρετικά υψηλό ποσοστό επιτυχίας και με το βέλτιστο δυνατό βαθμό ακρίβειας, ώστε να διευκολύνονται και να βελτιστοποιούνται όλες οι μετέπειτα διεργασίες στις οποίες πρόκειται να υποστεί η εικόνα. Άλλωστε, η ευρεία χρήση ενός αντίστοιχου συστήματος στην κλινική πρακτική θα μπορούσε να προσφέρει μια γρήγορη και αποτελεσματική μέθοδο υποβοήθησης της διάγνωσης από τους ιατρούς, αλλά και μία οικονομική και μη επεμβατική εξέταση για τον ασθενή.

1.2 Δειγματικός χώρος

Κατά το πειραματικό στάδιο της εργασίας, η υλοποίηση όλων των αλγορίθμων και των επιμέρους σταδίων που συμβάλλουν στο τελικό αποτέλεσμα έγινε με βάση ένα σύνολο από χαρακτηριστικές ακτινογραφίες-δείγματα, προερχόμενες από πολλές διαφορετικές πηγές. Στη συνέχεια, η εφαρμογή των αλγορίθμων επεκτάθηκε στο σύνολο του δειγματικού μας χώρου, ο οποίος αποτελείται από 117 ακτινογραφίες άκρας χειρός. Οι περισσότερες από τις ακτινογραφίες αυτές αποτελούν τυπικά δείγματα από έτοιμες βιβλιοθήκες και έχουν χρησιμοποιηθεί και από άλλους ερευνητές. Συγκεκριμένα, κύρια πηγή προέλευσης υπήρξε ο άτλας ακτινογραφιών χειρός που παρέχεται από το Εργαστήριο Επεξεργασίας Εικόνας και Πληροφορικής του Πανεπιστημίου της Νότιας Καλιφόρνιας (Image Processing and Informatics Lab – University of Southern California) [45]. Άλλες προήλθαν από το ραδιογραφικό άτλα που παρουσιάζεται στο [5]. Πέραν αυτών, οι υπόλοιπες ακτινογραφίες που χρησιμοποιήθηκαν προέρχονται από τυχαίες διαδικτυακές πηγές, αλλά και μερικές ανώνυμες ακτινογραφίες που δόθηκαν στην ομάδα εργασίας απευθείας από ακτινολόγους ιατρούς.

Η συλλογή των ακτινογραφιών έγινε χωρίς περιορισμούς φύλου, ηλικίας ή ιδιαιτεροτήτων των ακτινογραφηθέντων προσώπων. Μάλιστα, έγινε προσπάθεια να ληφθούν υπόψη όσο το δυνατόν

περισσότερες περιπτώσεις, υγιών χεριών αλλά και άλλων που πάσχουν από κάποια νόσο ή εμφανίζουν κάποια ιδιαιτερότητα (αρθρίτιδες, οστεοπόρωση, λίπωμα, ακρωτηριασμό, κλπ). Όσον αφορά την ηλικία, παρόλο που έχουν συμπεριληφθεί και ορισμένες ακτινογραφίες ανήλικων χεριών, έμφαση δόθηκε κυρίως σε ακτινογραφίες ενηλίκων, στις οποίες η ανάπτυξη έχει ολοκληρωθεί και οι διαδικασίες επεξεργασίας της εικόνας καθίστανται πιο απαιτητικές. Τέλος, όσον αφορά την ποιότητα των ακτινογραφιών που χρησιμοποιήθηκαν δεν τηρήθηκε κάποιο συγκεκριμένο επίπεδο, ώστε η μέθοδος που θα υλοποιηθεί στην πορεία να είναι σε θέση να περιγράψει ακόμα και τις ακτινογραφίες εκείνες που δεν έχουν ληφθεί υπό τις καλύτερες συνθήκες.

Σε όλη την έκταση της εργασίας, δίνονται εικονικά παραδείγματα των ακτινογραφιών που εξετάστηκαν σε διάφορα στάδια των αλγορίθμων. Για το σύνολο των ακτινογραφιών και των αποτελεσμάτων που εξήχθησαν με βάση αυτές, παραπέμπουμε τον ενδιαφερόμενο αναγνώστη στο Παράρτημα, που είναι διαθέσιμο σε ηλεκτρονική μορφή.

1.3 Λογισμικό πακέτο MATLAB

Ως το βασικό εργαλείο επεξεργασίας των ακτινογραφικών εικόνων χρησιμοποιήθηκε ένα ολοκληρωμένο μαθηματικό λογισμικό πακέτο, το MATLAB (MATrix LABoratory). Πρόκειται για ένα διαδραστικό περιβάλλον για αριθμητικούς υπολογισμούς, ανάλυση και οπτικοποίηση δεδομένων, το οποίο ενσωματώνει μια γλώσσα προγραμματισμού υψηλού επιπέδου κατάλληλη για τη μοντελοποίηση και επίλυση μαθηματικών και άλλων προβλημάτων. Όπως υποδηλώνει και το όνομά του, το MATLAB είναι ειδικά σχεδιασμένο και βασίζεται στην εκτέλεση υπολογισμών με πίνακες. Επίσης, το πακέτο είναι εφοδιασμένο με πολλές επιλογές για τη κατασκευή γραφικών παραστάσεων και την απεικόνιση συναρτήσεων και δεδομένων, ενώ διευκολύνεται και η υλοποίηση αλγορίθμων χάρη στα πολυάριθμα πρόσθετα πακέτα (toolboxes) που ενσωματώνονται σε αυτό και προσφέρουν χρήσιμες εξειδικευμένες συναρτήσεις. Η βιβλιοθήκη μαθηματικών συναρτήσεων είναι ίσως το πιο σημαντικό συστατικό του MATLAB και περιλαμβάνει απλές αλλά και πολύπλοκες μαθηματικές συναρτήσεις. Ωστόσο, χάρη στην εργαλειοθήκη τη σχετική με την επεξεργασία εικόνας (Image Processing Toolbox) το συγκεκριμένο λογισμικό ενδείκνυται και για την υλοποίηση προχωρημένων αλγορίθμων ανάλυσης εικόνων. Έτσι, ολόκληρο το πειραματικό μέρος της παρούσας εργασίας υλοποιήθηκε με χρήση των εργαλείων που προσφέρει το MATLAB.

1.4 Δομή της εργασίας

Η παρούσα διπλωματική εργασία οργανώθηκε σε δύο στάδια. Στο πρώτο, πειραματικό στάδιο εστίασαμε στην ανάλυση και επεξεργασία των διαθέσιμων ακτινογραφιών και στη μελέτη των χαρακτηριστικών τους, ώστε να καταλήξουμε στην υλοποίηση και βελτιστοποίηση αλγορίθμων ικανών για την εξαγωγή χρήσιμης πληροφορίας από αυτές με πλήρως αυτόματο τρόπο. Σε δεύτερο στάδιο, στραφήκαμε στη συγγραφή της εργασίας, αναλύοντας τις μεθόδους που υλοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια

των πειραματισμών μας και παρουσιάζοντας τα αποτελέσματά τους, ενώ αναφορά έγινε και σε εργασίες άλλων ερευνητών.

Η δομή της εργασίας έχει ως εξής:

Στο **κεφάλαιο 2** γίνεται μία εισαγωγή στην ψηφιακή επεξεργασία εικόνας και στην επιστήμη της Ιατρικής απεικόνισης, καθώς η εργασία αποτελεί μέρος της γενικότερης έρευνας στον τομέα αυτό. Γίνεται μια σύντομη αναφορά στις τεχνικές απεικόνισης, με μεγαλύτερη έμφαση στις ακτίνες X. Τέλος, αναφέρονται τα βασικά χαρακτηριστικά του χεριού που θα μας απασχολήσουν κατά την ανάλυση των ακτινογραφιών στη συνέχεια της εργασίας.

Στο **κεφάλαιο 3** αναφερόμαστε αρχικά σε γνωστές μεθόδους κατάτμησης που υπάρχουν στη βιβλιογραφία και έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως για την επεξεργασία ιατρικών και άλλων εικόνων. Στη συνέχεια, γίνεται λεπτομερής αναφορά σε προηγούμενες έρευνες και μελέτες, οι οποίες έχουν ως αντικείμενο την κατάτμηση ακτινογραφιών άκρας χειρός και έχουν εστιάσει κυρίως στην αυτόματη ή ημιαυτόματη ανίχνευση των οστών ή των αρθρώσεων του χεριού, η πλειοψηφία των οποίων εστιάζει όμως σε ακτινογραφίες ανηλίκων.

Στο **κεφάλαιο 4** παρουσιάζεται αναλυτικά η μέθοδος που υλοποιήθηκε για την εξαγωγή του περιγράμματος του χεριού και το διαχωρισμό του από το υπόβαθρο της ακτινογραφίας με αυτοματοποιημένο τρόπο. Η μέθοδος αυτή συνίσταται σε δύο στάδια, ένα στάδιο προεπεξεργασίας της εικόνας και ένα στάδιο κατωφλίωσης -βασισμένο στο ιστόγραμμα- για την εξαγωγή του περιγράμματος. Κατά το στάδιο προεπεξεργασίας επιδιώκεται η βελτίωση των χαρακτηριστικών της εικόνας με σκοπό τη διευκόλυνση των διαδικασιών που θα επακολουθήσουν. Γίνεται ανάλυση όλων των μεθόδων αποθορυβοποίησης που μελετήθηκαν στην πράξη. Στο στάδιο της κατωφλίωσης, αναλύεται και επεξεργάζεται η πληροφορία που παρέχει για την εικόνα το ιστόγραμμά της και παρουσιάζονται οι αλγόριθμοι που συνθέτουν το τελικό αποτέλεσμα.

Στο **κεφάλαιο 5** επιδιώκεται η περαιτέρω ανάλυση της ακτινογραφίας και η εξαγωγή χρήσιμης πληροφορίας από αυτή. Συγκεκριμένα, το κεφάλαιο αυτό αφορά τον εντοπισμό ορισμένων αρθρώσεων του χεριού με επίσης αυτόματο τρόπο. Χρησιμοποιούνται τα αποτελέσματα του προηγούμενου κεφαλαίου για την αυτόματη διάκριση των δακτύλων, κατά μήκος των οποίων θα γίνει ο εντοπισμός των αρθρώσεων. Περιγράφονται λεπτομερώς τα βήματα του αλγορίθμου που υλοποιήθηκε για την εύρεση και την απεικόνιση των αρθρώσεων και τέλος γίνεται η αξιολόγησή τους. Πρόκειται για μία δύσκολη διαδικασία, λόγω της πολυπλοκότητας του χεριού, η οποία όμως, αν εκτελεστεί με επιτυχία, παρέχει πολλά οφέλη σχετικά με την αξιολόγηση της εξέλιξης διάφορων παθήσεων, αλλά και τη δυνατότητα εκτίμησης της οστικής ηλικίας.

Στο **κεφάλαιο 6** πραγματοποιείται μια σύνοψη και αξιολόγηση της χρησιμότητας της εργασίας, καθώς και προτάσεις για μελλοντική έρευνα.

Κεφάλαιο 2:

Εισαγωγή στην Ιατρική Απεικόνιση

2.1 Ψηφιακή Επεξεργασία Εικόνας

Μια εικόνα μπορεί να οριστεί ως μία διδιάστατη συνάρτηση $f(x,y)$, όπου οι μεταβλητές x και y είναι οι χωρικές συντεταγμένες και το πλάτος της συνάρτησης f σε κάθε ζεύγος (x,y) ονομάζεται ένταση ή επίπεδο της κλίμακας του γκρι στο σημείο αυτό. Εάν οι τιμές των x και y καθώς και οι τιμές της έντασης της συνάρτησης f είναι όλες πεπερασμένες και διακριτές ποσότητες, η εικόνα χαρακτηρίζεται ως ψηφιακή εικόνα. Μια τέτοια εικόνα αποτελείται από πεπερασμένο πλήθος στοιχείων (*pixels*), το κάθε ένα από τα οποία χαρακτηρίζεται από συγκεκριμένη θέση και τιμή [1].

Η όραση είναι η πιο εξελιγμένη από τις αισθήσεις μας και για το λόγο αυτό οι εικόνες παίζουν σημαντικό ρόλο στην ανθρώπινη αντίληψη. Σε αντίθεση, βέβαια, με τους ανθρώπους που περιορίζονται στην οπτική περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος, οι μηχανές που επεξεργάζονται εικόνες καλύπτουν σχεδόν όλο το φάσμα, από τις ακτίνες γ ως τα ραδιοκύματα. Κατ' επέκταση, μπορούν να επεξεργάζονται εικόνες από πηγές που οι άνθρωποι δεν έχουν συνηθίσει να συσχετίζουν με εικόνες. Σήμερα, επομένως, δεν υπάρχει σχεδόν καμία περιοχή τεχνικής δραστηριότητας που να μην επηρεάζεται με κάποιο τρόπο από την επεξεργασία εικόνας [1].

Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας περιλαμβάνει διαδικασίες των οποίων οι είσοδοι και οι έξοδοι είναι εικόνες και επιπλέον διαδικασίες που στοχεύουν στην εξαγωγή χαρακτηριστικών και αναγνώριση αντικειμένων στις εικόνες. Η επεξεργασία εικόνας σχετίζεται άμεσα με την υπολογιστική όραση και δεν

υπάρχουν σαφή όρια διαχωρισμού τους. Μπορούμε να θεωρήσουμε τρεις τύπους διαδικασιών που ορίζονται ανάμεσά τους:

- *Διαδικασίες χαμηλού επιπέδου:* Περιλαμβάνουν πρωτογενείς λειτουργίες, όπως προεπεξεργασία της εικόνας για τη μείωση του θορύβου ή την ενίσχυση της αντίθεσής της. Τόσο η είσοδος όσο και η έξοδος μιας τέτοιας διεργασίας είναι εικόνες.
- *Διαδικασίες ενδιάμεσου επιπέδου:* Περιλαμβάνουν διεργασίες όπως κατάτμηση, περιγραφή των αντικειμένων ώστε να μετατραπούν σε μορφή κατάλληλη για επεξεργασία από τον υπολογιστή και ταξινόμησή τους. Οι είσοδοι που δέχονται διεργασίες αυτού του επιπέδου είναι εικόνες, ενώ οι έξοδοι που παράγουν είναι ιδιότητες που εξάγονται από τις εικόνες, όπως ακμές, περιγράμματα και η ταυτότητα των επιμέρους αντικειμένων.
- *Διαδικασίες υψηλού επιπέδου:* Στόχος τους είναι να προσδώσουν κάποιο νόημα σε ένα σύνολο από αναγνωρισμένα αντικείμενα, η ανάλυση και η μοντελοποίηση [1],[2].

2.2 Ιατρική απεικόνιση – Εφαρμογή της επεξεργασίας εικόνων στην Ιατρική

Τα τελευταία χρόνια, η συμβολή της Πληροφορικής στην Ιατρική είναι θεαματική. Η ακριβής και έγκαιρη διάγνωση, αλλά και η θεραπεία μιας ασθένειας, βασίζονται σε μεγάλο βαθμό στην ιατρική απεικόνιση και εξαρτώνται τόσο από τη συλλογή δεδομένων όσο και από την ερμηνεία των λαμβανόμενων εικόνων.

Η ιατρική απεικόνιση χρησιμοποιείται σε ένα μεγάλο εύρος εφαρμογών της σημερινής κλινικής πρακτικής και ως σκοπό έχει την υποβοήθηση διαδικασιών, όπως διαγνώσεις ή χειρουργικές επεμβάσεις. Για τη σωστή αξιοποίηση της τεράστιας ποσότητας διαθέσιμης πληροφορίας που διαθέτουμε σήμερα, είναι απαραίτητη η χρήση τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας με στόχο τη γρήγορη και έγκυρη εξαγωγή της ουσιαστικής πληροφορίας, αλλά και ο συνδυασμός πληροφορίας από διαφορετικές πηγές. Μέχρι πρόσφατα, η αξιολόγηση των ιατρικών εικόνων γινόταν αποκλειστικά από εξειδικευμένους ιατρούς. Ωστόσο, η υποβοήθηση της διάγνωσης από υπολογιστή (Computer-aided diagnosis - CAD), που ορίζεται ως η διάγνωση που προκύπτει από τον ειδικό όταν αυτός χρησιμοποιεί την έξοδο/απόφαση ενός υπολογιστικού συστήματος ανάλυσης της ιατρικής εικόνας ως «δεύτερη γνώμη», μπορεί να βελτιώσει σημαντικά την ταχύτητα και την αποτελεσματικότητα της διαδικασίας αξιολόγησης ιατρικών εικόνων [2].

Τα σύγχρονα συστήματα ιατρικής απεικόνισης παρέχουν πληροφορία για τις δομές του ανθρώπινου σώματος με βάση σύνολα πολλών διαστάσεων:

- Δύο διαστάσεων (2D): Ακτινογραφίες (X-ray), Υπέρηχοι (Ultrasound), Υπολογιστική τομογραφία (X-ray Computed Tomography-CT), μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging-MRI), τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (Positron Emission Tomography-PET), τομογραφία εκπομπής φωτονίου (Single-photon emission computed tomography-SPECT)

- Τριών διαστάσεων (3D): Δημιουργία 3D μοντέλου μέσω υπολογιστή χρησιμοποιώντας χρονική αλληλουχία από 2D δεδομένα ή ένα σύνολο από τομογραφικές εικόνες ενός στατικού αντικειμένου ενδιαφέροντος
- Τεσσάρων διαστάσεων (4D): Δυναμική αλληλουχία 3D δεδομένων από μια δυναμική τομογραφική μελέτη.
- Πέντε διαστάσεων (5D): Χρονική αλληλουχία 3D δεδομένων από μια δυναμική τομογραφική μελέτη που απεικονίζει την τιμή κάποιας παραμέτρου ενδιαφέροντος.

Από τις τομογραφικές εξετάσεις, η υπολογιστική και μαγνητική τομογραφία και οι υπέρηχοι παρέχουν ανατομική και δομική πληροφορία, απεικονίζοντας σε κάθε στοιχείο των δεδομένων τους κάποια φυσική ποσότητα που παρουσιάζει διαφοροποίηση μεταξύ των ιστών, όπως είναι η εξασθένηση των ακτίνων X στην υπολογιστική τομογραφία, διάφορες τιμές αποδιέγερσης μαγνητικά ενεργών υλικών στη μαγνητική τομογραφία και η ακουστική αντίσταση στους υπέρηχους. Απεικονιστικές τεχνικές της πυρηνικής ιατρικής (PET,SPECT) καθώς και η λειτουργική μαγνητική τομογραφία (fMRI) παρέχουν πληροφορίες σχετικά με τη λειτουργία των δομών ενδιαφέροντος του ανθρώπινου σώματος με βάση τη διάχυση ουσιών που παρατηρείται στα εξεταζόμενα όργανα κατά το μεταβολισμό τους [2].

2.3 Απεικόνιση με ακτίνες X

Το τμήμα του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος που αντιστοιχεί σε μήκος κύματος 0.01nm-10nm αποκαλείται *ακτίνες X* ή *ακτίνες Ρέντγκεν (Röntgen)*, προς τιμήν του Γερμανού φυσικού Wilhelm Röntgen που τις ανακάλυψε το 1895. Οι ακτίνες X βρίσκονται μεταξύ των τμημάτων υπεριώδους ακτινοβολίας και ακτίνων γ . Στην Ιατρική, οι ακτίνες X επιτρέπουν στους γιατρούς να έχουν εικόνα του εσωτερικού του ανθρώπινου σώματος χωρίς χειρουργική επέμβαση ή οποιαδήποτε σωματική βλάβη. Ωστόσο, επειδή ανήκουν στις ιονίζουσες ακτινοβολίες, γεγονός που σημαίνει ότι η ενέργειά τους είναι ικανή να προκαλέσει τον ιονισμό ατόμων και μορίων από αριθμό εσωτερικών τους ηλεκτρονίων, επιφέρει κινδύνους η εκτεταμένη έκθεση του ανρθώπου στις ακτίνες X.

Οι ακτίνες X που χρησιμοποιούνται στην ιατρική απεικόνιση δημιουργούνται μέσω ενός σωλήνα κενού που περιέχει μία κάθοδο και μία άνοδο. Με θέρμανση της καθόδου αποδεσμεύονται ελεύθερα ηλεκτρόνια, τα οποία κινούνται με μεγάλη ταχύτητα προς τη θετικά φορτισμένη άνοδο και κάθε φορά που συγκρούονται με έναν πυρήνα, ελευθερώνεται ενέργεια με τη μορφή ακτινοβολίας X. Η ενέργεια αυτή ελέγχεται μέσω μιας τάσης που εφαρμόζεται κατά μήκος της ανόδου καθώς και από ένα ρεύμα που διαρρέει το νημάτιο της καθόδου [1].

Με την τοποθέτηση μιας περιοχής σώματος ανάμεσα στην πηγή ακτίνων X και ενός φιλμ ευαίσθητου στην ενέργεια των ακτίνων δημιουργείται η *ακτινογραφία*. Καθώς οι ακτίνες X διαπερνούν την εν λόγω περιοχή, η έντασή τους τροποποιείται και το αποτέλεσμα της εξασθένησής τους μέσω της διαδικασίας αυτής καταγράφεται στο φιλμ. Οι ακτίνες X μπορούν να περάσουν μέσα από στερεά αντικείμενα χωρίς την πρόκληση αλλαγής της φυσικής κατάστασης του αντικειμένου, καθώς έχουν μικρό μήκος κύματος. Η απορρόφηση των ακτίνων X εξαρτάται από τη φύση του υλικού (ατομικός αριθμός), το μήκος κύματος της ακτινοβολίας και το πάχος του υλικού. Έτσι, όταν αυτή η ακτινοβολία περνά μέσα

από το σώμα του ασθενούς, αντικείμενα διαφορετικής πυκνότητας αποτυπώνονται με σκιάσεις διαφορετικών εντάσεων

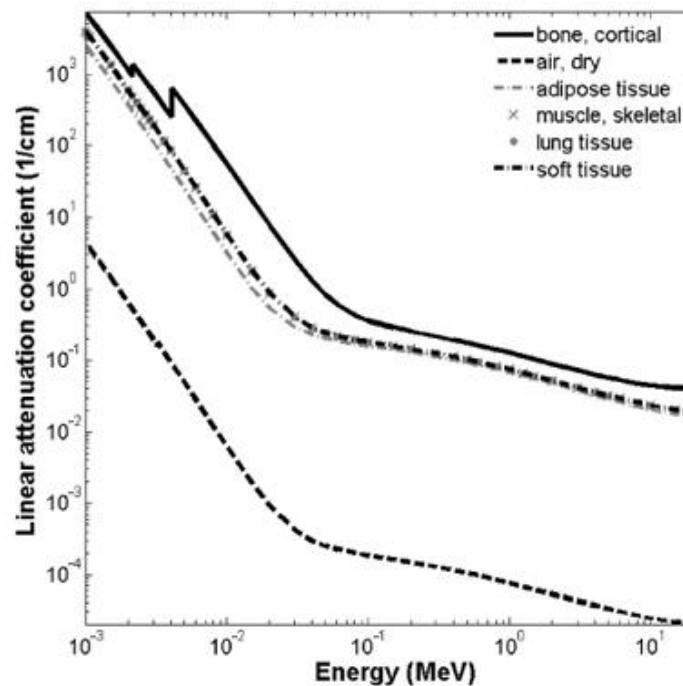
Η ένταση της ακτινοβολίας μετά την έξοδό της από το σώμα περιγράφεται από τη σχέση

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

όπου μ είναι ο συντελεστής εξασθένησης και d το μήκος διαδρομής μέσα στο αντικείμενο. Καθώς το σώμα δεν είναι ομογενές, το μέτρο της εξερχόμενης έντασης είναι διαφορετικό και κάθε pixel της σχηματιζόμενης εικόνας αντιστοιχεί σε συγκεκριμένο συντελεστή εξασθένησης (linear attenuation coefficient- μ). Τα διαφορετικά χαρακτηριστικά απορρόφησης των ιστών, όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 2.2, επιτρέπουν τη διαφοροποίηση (contrast) στην απεικόνισή τους μέσω της ακτινογραφίας [4]. Οι πυκνοί ιστοί απορροφούν περισσότερη ακτινοβολία σε σύγκριση με τους μαλακούς ιστούς, όπως μύες, όργανα, οι οποίοι επιτρέπουν σε μεγαλύτερο μέρος της ακτινοβολίας να περάσει. Για παράδειγμα, τα οστά, λόγω της υψηλής περιεκτικότητάς τους σε ασβέστιο (Ca), το οποίο έχει σχετικά μεγάλο ατομικό αριθμό (20), απορροφούν πιο αποτελεσματικά την ακτινοβολία με αποτέλεσμα να απεικονίζονται με άσπρο χρώμα στην ακτινογραφία. Ο μαλακός ιστός θα απεικονίζεται σε αποχρώσεις του γκρι, ενώ ο αέρας με μαύρο (Σχήμα 2.1).



Σχήμα 2.1: Διαφοροποίηση αποχρώσεων/πυκνοτήτων δομών που εκτίθενται σε ακτίνες X



Σχήμα 2.2: Συντελεστές εξασθένησης που καθορίζουν το contrast ακτινογραφιών

Οι συνήθεις ακτινογραφίες των οστών χρησιμοποιούνται από τους ιατρούς για τη διάγνωση και τη θεραπεία παθήσεων των οστών. Μερικά παραδείγματα χρήσης ακτινογραφιών είναι τα εξής [10]:

- Διάγνωση κατάγματος: Ακτινογραφίες χρησιμοποιούνται για τον εντοπισμό πιθανού τραυματισμού σε οστά ή αρθρώσεις, αλλά και κατά τη διάρκεια της ανάρρωσης ώστε να αποφανθεί ο ειδικός σχετικά με το στάδιο αποκατάστασης του τραυματισμού.
- Εκτίμηση σκελετικής ωρίμανσης: Μέσω της ακτινογραφίας είναι δυνατή η εκτίμηση της οστικής ηλικίας και του περιθωρίου ανάπτυξης των οστών. Πρόκειται για μια διαδικασία αρκετά διαδεδομένη σε ακτινογραφίες ανηλίκων, ο σκελετός των οποίων αναπτύσσεται συνεχώς, και βασίζεται κυρίως στον υπολογισμό των αποστάσεων των οστών στις αρθρώσεις.
- Υπολογισμός της οστικής πυκνότητας: Πρόκειται για μια διαδικασία κατά την οποία ορισμένα σημεία ή και ολόκληρο το σώμα του εξεταζόμενου υπόκειται σε ακτινοβολία (Dual-energy X-ray absorptiometry-DEXA), με σκοπό τη μέτρηση της περιεκτικότητας σε ασβέστιο των οστών και κατ' επέκταση τον υπολογισμό της αντοχής τους και της πιθανότητας κατάγματος.
- Εποπτεία τεχνητού μέλους, όπως για παράδειγμα στην αντικατάσταση ισχίου, ή εμφύτευση microchip, κλπ.

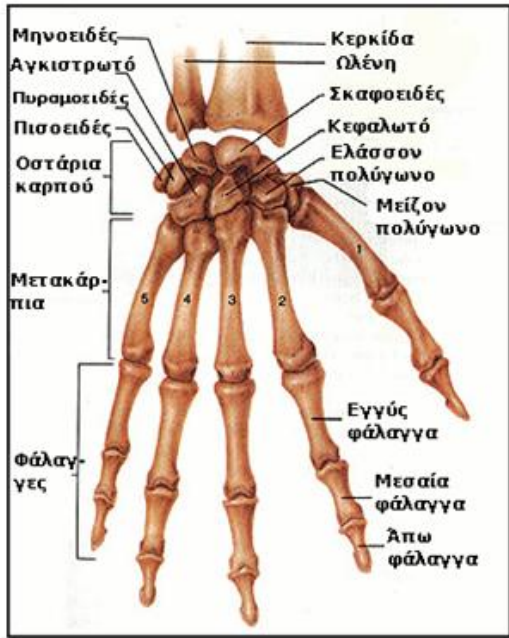
Αντικείμενο της παρούσας εργασίας είναι η μελέτη ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρας χειρός. Στην επόμενη παράγραφο, λοιπόν, γίνεται αναφορά πιο συγκεκριμένα στα χαρακτηριστικά του χεριού και τη χρησιμότητα των ακτινογραφιών στην περίπτωση αυτή.

2.4 Ανάλυση ανθρώπινου χεριού

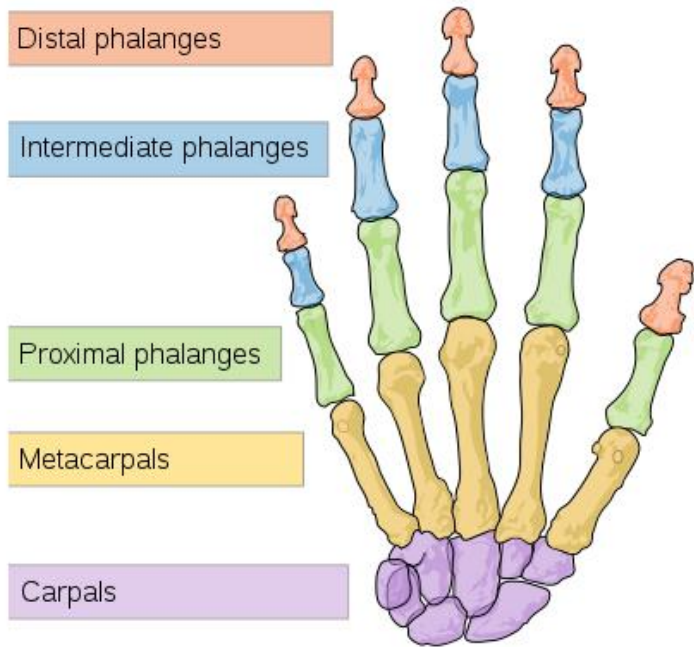
2.4.1 Ανατομία

Το ανθρώπινο χέρι αποτελεί το κυρίαρχο όργανο για τη φυσική διαχείριση του περιβάλλοντος. Ο σκελετός του άκρου χεριού αποτελείται από τον καρπό, τα πέντε μετακάρπια οστά και τις φάλαγγες των δακτύλων. Στη συνέχεια γίνεται περιγραφή των οστών και απεικόνισή τους στο Σχήμα 2.3.

Ο καρπός είναι ένα οστικό σύστημα που αποτελείται από οκτώ μικρά πολύγωνα οστά τα οποία αρθρώνονται μεταξύ τους και σχηματίζουν δύο στίχους: έναν κεντρικό, που αρθρώνεται με την κερκίδα και την ωλένη (πηχεοκαρπική άρθρωση), κι έναν περιφερικό που αρθρώνεται με τα μετακάρπια (πέντε καρπομετακάρπιες αρθρώσεις). Τα οστά του κεντρικού στίχου του καρπού από έξω (αντίχειρας) προς τα έσω (μικρός δάκτυλος) είναι τα: σκαφοειδές, μηνοειδές, πυραμοειδές, πισοειδές. υπόλοιπα τέσσερα του περιφερικού στίχου είναι με την ίδια σειρά τα: μεγάλο πολύγωνο, μικρό πολύγωνο, κεφαλωτό και αγκιστρωτό. Τα μετακάρπια και οι φάλαγγες των δακτύλων είναι μικρά επιμήκη οστά αρθρωμένα στη σειρά. Οι βάσεις των μετακαρπίων αρθρώνονται με τον περιφερικό στίχο των οστών του καρπού (καρπομετακάρπιες αρθρώσεις) και τα περιφερικά τους άκρα αρθρώνονται με την πρώτη φάλαγγα κάθε δακτύλου (μετακαρποφαλαγγικές αρθρώσεις). Στον αντίχειρα έχουμε δύο φάλαγγες ενώ στα υπόλοιπα δάκτυλα τρεις στο καθένα [7]. Ανάμεσα στις φάλαγγες, τις οποίες διακρίνουμε σε εγγύς (proximal), μέσες (intermediate) και άπω (distal), σχηματίζονται οι μεσοφαλαγγικές αρθρώσεις, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.4.

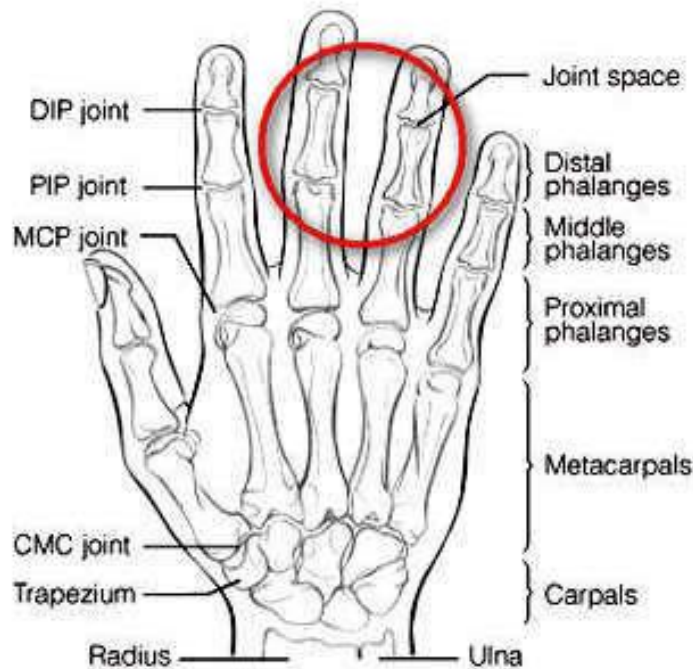


(a)



(b)

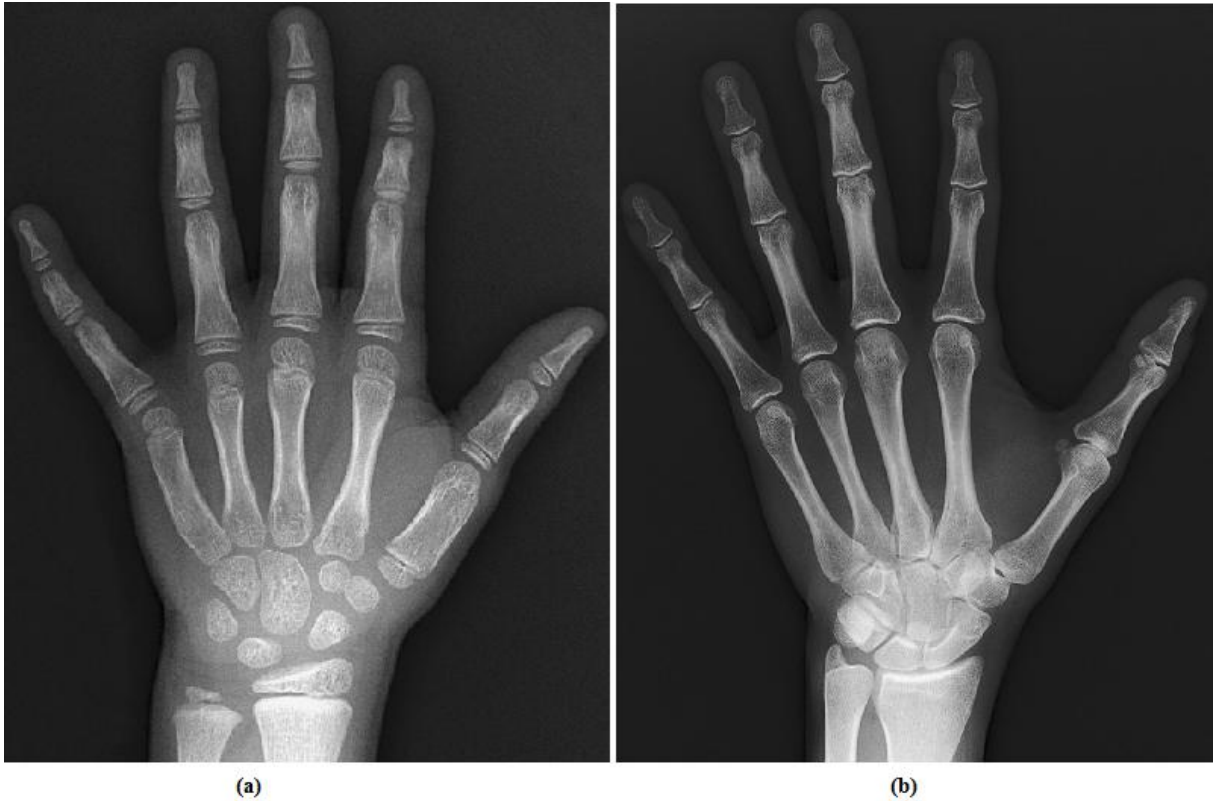
Σχήμα 2.3: (a) Διάγραμμα οστών χεριού και καρπού ενήλικου ατόμου, (b) Κατηγοριοποίηση οστών



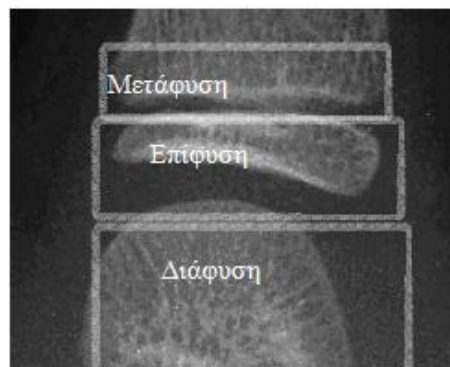
Σχήμα 2.4: Αναπαράσταση των οστών του χεριού μαζί με υπόδειξη και ονοματισμό των αρθρώσεων
 DIP: Distal-interphalangeal (άνω μεσοφαλαγγικές), PIP: Proximal-interphalangeal (εγγύς μεσοφαλαγγικές),
 MCP: Metacarpophalangeal (μετακαρποφαλαγγικές), CMC: Carpo-metacarpal (καρπομετακάρπια)

2.4.2 Ανάπτυξη – Οστική ηλικία

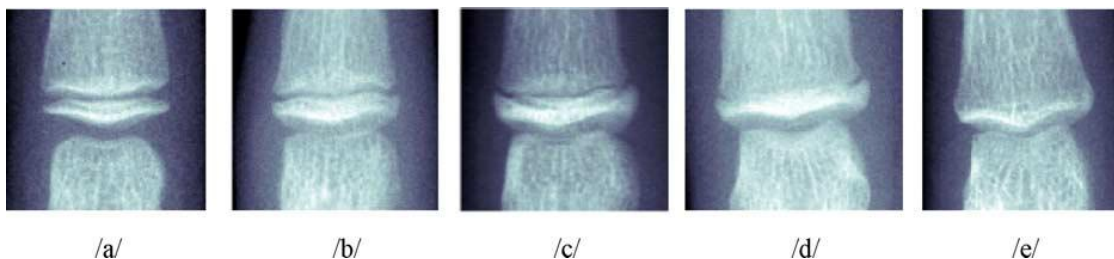
Τα οστά εξελίσσονται μορφολογικά από τη βρεφική ηλικία μέχρι να πάρουν την τελική τους μορφή κατά την ενηλικίωση. Όπως γίνεται εμφανές στο Σχήμα 2.5, οι διάφορες περιοχές του χεριού είναι περισσότερο διακριτές σε άτομα νεαρής ηλικίας [5]. Στα άκρα των φαλάγγων ανήλικων ατόμων και μεταξύ αυτών εντοπίζονται εύκολα η μετάφυση, η επίφυση και η διάφυση (Σχήμα 2.6). Ένα παράδειγμα εξέλιξης των φαλάγγων του μέσου δακτύλου και επικάλυψης των προαναφερθέντων περιοχών παρουσιάζεται στο Σχήμα 2.7 [6].



Σχήμα 2.5: Ακτινογραφία άκρας χειρός ηλικίας (a) 8 ετών και (b) 19 ετών



Σχήμα 2.6: Περιοχές μεταξύ φαλάγγων σε ανήλικα άτομα



Σχήμα 2.7: (a),(b),(c) πρώτα στάδια, (d),(e) στάδια ενηλικίωσης

Ο υπολογισμός της ηλικίας των οστών παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στη διάγνωση κληρονομικών ασθενειών, ενδοκρινολογικών προβλημάτων και διαταραχών ανάπτυξης, κυρίως στον κλάδο της Παιδιατρικής. Πρόκειται για μια διαδικασία η οποία χρησιμοποιείται ευρέως, χάρη στην απλότητά της, τη διαθεσιμότητά της και τη μικρή έκθεση στην ακτινοβολία. Η οστική ηλικία των παιδιών επηρεάζεται από διάφορες παράγοντες, όπως το φύλο, οι διατροφικές συνθήκες, η καταγωγή, το περιβάλλον που μεγαλώνει, κλπ. Η οστική ηλικία μπορεί να εκτιμηθεί μέσω μιας ακτινολογικής εξέτασης της σκελετικής ανάπτυξης του χεριού και αφορά κυρίως τον προσδιορισμό της απόστασης των οστών στις αρθρώσεις και τη μελέτη αυτών με βάση κάποια πρότυπα. Τα αποτελέσματα συγκρίνονται με αυτά που θα αντιστοιχούσαν στη βιολογική ηλικία του εξεταζόμενου. Η εμφάνιση ασυμφωνίας υποδεικνύει κάποια ανωμαλία στη σκελετική ανάπτυξη. Επίσης, η διαδικασία αυτή εξυπηρετεί και θεραπευτικούς σκοπούς. Για παράδειγμα, μέσω της πληροφορίας για το αν η ανάπτυξη του εξεταζόμενου επιταχύνεται ή επιβραδύνεται, μπορεί να κριθεί απαραίτητη η χορήγηση αυξητικής ορμόνης [26]. Για τις κλινικές μεθόδους εκτίμησης της σκελετικής ηλικίας θα γίνει αναφορά στο επόμενο κεφάλαιο.

2.4.3 Παθήσεις σχετικές με το ανθρώπινο χέρι

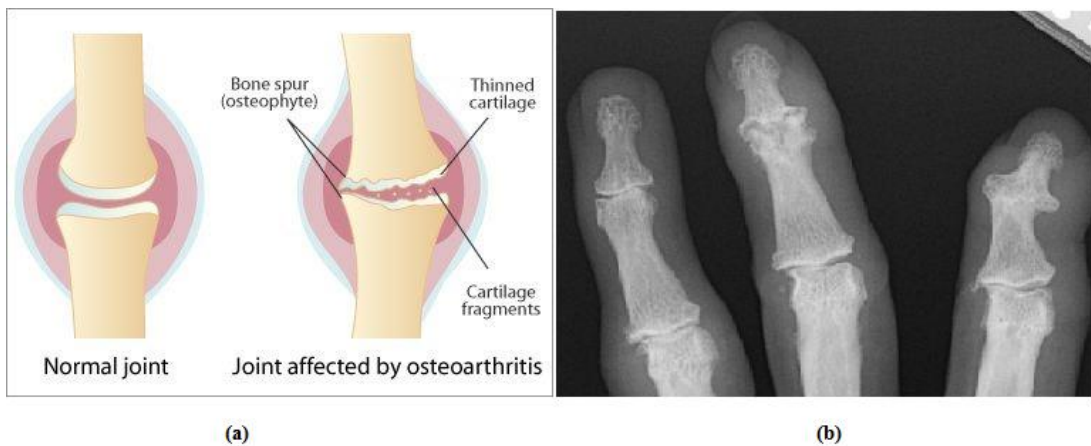
Υπάρχουν διάφορες παθήσεις που εμφανίζονται επίσης σε μεγαλύτερες ηλικίες και συνδέονται με τα οστά και τις αρθρώσεις. Η οστεοπόρωση, για παράδειγμα, είναι μια χρόνια πάθηση του μεταβολισμού των οστών, κατά την οποία παρατηρείται σταδιακή μείωση της πυκνότητας και της ποιότητάς τους, με αποτέλεσμα να γίνονται πιο λεπτά εύθραυστα με την πάροδο του χρόνου. Εμφανίζεται κυρίως σε γυναίκες και επιδεινώνεται μετά τα 65 έτη.

Οι αρθρίτιδες είναι παθήσεις που μπορούν να προσβάλλουν οποιαδήποτε άρθρωση του οργανισμού και λόγω του ότι υπάρχουν πολλές αρθρώσεις μέσα στο χέρι, οι πιθανότητες για αρθρίτιδα του χεριού είναι πολλές. Η οστεοαρθρίτιδα είναι μια πάθηση που οφείλεται στη σταδιακή φθορά του χόνδρου που καλύπτει τα οστά μέσα στην άρθρωση και εμφανίζεται συνήθως στις αρθρώσεις μεταξύ φαλάγγων. Η ρευματοειδής αρθρίτιδα είναι μια εξελικτική, φλεγμονώδης, αυτοάνοση νόσος που προσβάλλει τα κύτταρα που σχηματίζουν τις υμενικές μεμβράνες των αρθρώσεων και είναι συνήθως συμμετρική. Τα συμπτώματα τις αρθρίτιδας περιλαμβάνουν δυσκαμψία, πρήξιμο, πόνο, οστικά εξογκώματα και κύρτωση.

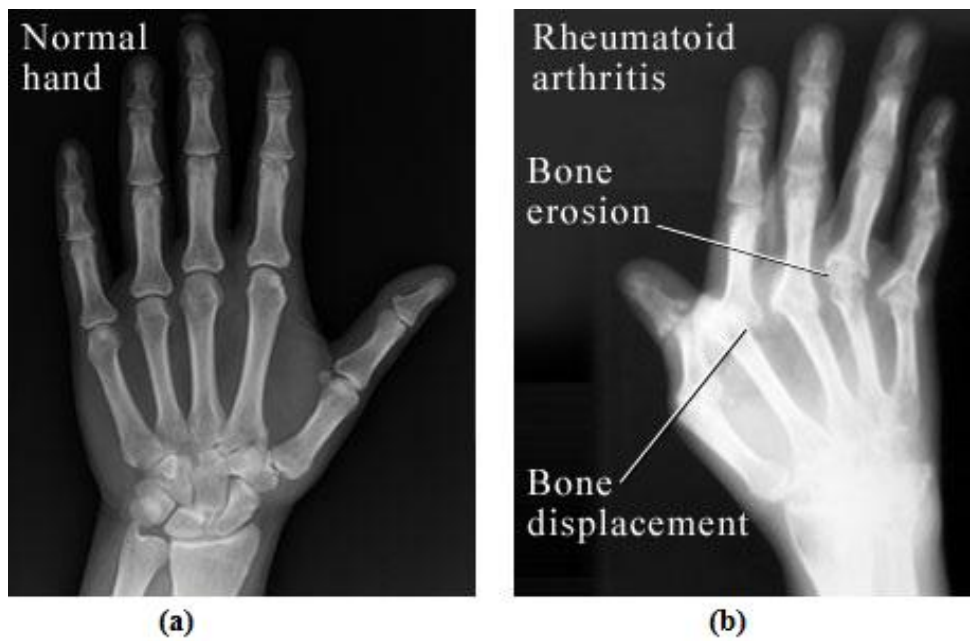
Η διάγνωση μπορεί να γίνει με μια ακτινογραφία του χεριού του ασθενούς και εξέταση των μετακαρποφαλαγγικών και μεσοφαλαγγικών αρθρώσεων. Οι ακτινογραφίες μπορούν να δείξουν αλλοιώσεις χαρακτηριστικές των αρθρώσεων, όπως οστικές κύστες ή εξογκώματα, ζώνες σκλήρυνσης

και μείωση του διαστήματος που υπάρχει μέσα στην άρθρωση μεταξύ των οστών που τη σχηματίζουν. Εξαιτίας, όμως, των πολλών αρθρώσεων του χεριού καθώς και της πολυπλοκότητάς τους, είναι δύσκολο, αν και αναγκαίο, να διαγνωσθεί η πάθηση στα πρώτα στάδιά της, ενώ σε εξετάσεις με χρονική διαφορά μικρότερη των έξι μηνών δεν είναι δυνατό να παρατηρηθούν οι μικρές παθολογικές μεταβολές των οστών λόγω της σταδιακής εξέλιξης της νόσου [9].

Η ακτινογραφία άκρας χειρός δεν αποσκοπεί, φυσικά, μόνο στην αναγνώριση και παρακολούθηση χρόνιων παθήσεων, αλλά χρησιμοποιείται γενικά ως μη επεμβατική διαδικασία για την εξέταση των οστών καθώς και του μαλακού ιστού του χεριού σε κατάγματα, ακρωτηριασμούς, φλεγμονές και άλλες περιπτώσεις.



Σχήμα 2.8: (α) Σύγκριση υγιούς άρθρωσης και άρθρωσης με οστεοαρθρίτιδα, (β) Ακτινογραφία περίπτωσης με οστεοαρθρίτιδα, εμφανής μείωση του διαστήματος των αρθρώσεων μεταξύ φαλάγγων και φθορά των οστών



Σχήμα 2.9: Σύγκριση (α) υγιούς χεριού και (β) με ρευματοειδή αρθρίτιδα

2.5 Αναγκαιότητα αυτοματοποιημένων διαδικασιών επεξεργασίας ακτινογραφιών

Μέχρι τώρα αναφερθήκαμε στη χρησιμότητα των ακτίνων X στην Ιατρική και συγκεκριμένα στον έλεγχο των οστών και αρθρώσεων του χεριού. Ωστόσο, μια ακτινογραφία χαρακτηρίζεται συνήθως ως εικόνα χαμηλής αντίθεσης και γενικά κακής ποιότητας και αυξημένου θορύβου. Η ανάλυσή της από τον άνθρωπο επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες, όπως η εκπαίδευση και η εμπειρία του, δεδομένου ότι υπάρχουν παθολογικές καταστάσεις, των οποίων η διάγνωση και η θεραπευτική αντιμετώπιση απαιτεί την εφαρμογή ιδιαίτερα πολύπλοκων αλγορίθμων, που είναι στηριγμένοι σε μεγάλο όγκου απεικονιστικά και κλινικά δεδομένα. Άλλοι παράγοντες είναι η ψυχολογική του κατάσταση (κόπωση, βιασύνη), καθώς και εξωτερικοί παράγοντες, όπως φωτισμός, θόρυβος, κλπ [6].

Για την υποβοήθηση του ειδικού και την εξοικονόμηση χρόνου και ενέργειας που απαιτεί η ανάλυση ιατρικών απεικονίσεων και η εκτίμηση των αποτελεσμάτων, έχουν αναπτυχθεί τεχνικές επεξεργασίας των ακτινογραφιών μέσω υπολογιστή. Η επεξεργασία αυτή έχει αποτελέσει αντικείμενο έρευνας και απαρτίζεται από διαδικασίες που αφορούν στη βελτίωση της εικόνας και στην κατάτμηση (στην οποία γίνεται αναφορά σε επόμενο κεφάλαιο) για το διαχωρισμό προσκηνίου και φόντου. Σε επόμενο στάδιο, γίνεται εξαγωγή των ανατομικών δομών και επιλογή των περιοχών ενδιαφέροντος (Regions of Interest – ROI) για περαιτέρω ανάλυση. Η ανάλυση αυτή μπορεί να περιλαμβάνει τον εντοπισμό χαρακτηριστικών των οστών, καταγμάτων ή πιθανών παθολογικών στοιχείων, αλλά και υπολογισμό της οστικής ηλικίας ή της πυκνότητας των οστών.

Ας σημειωθεί ότι λόγω της πολυπλοκότητας του ανθρώπινου σώματος και ειδικότερα των οστών και αρθρώσεων του χεριού, μια τέτοια διαδικασία δεν είναι απλή και οι μέθοδοι που αναπτύσσονται δεν έχουν καθολική ισχύ, αλλά περιγράφουν συγκεκριμένες ανατομικές περιοχές. Η όλη διαδικασία μπορεί να γίνεται με χειροκίνητο, ημιαυτόματο ή αυτόματο τρόπο. Η χειροκίνητη προσέγγιση, αν και διαθέτει μεγαλύτερη ακρίβεια, απαιτεί ειδικούς χειριστές, βασίζεται στην υποκειμενική τους κρίση και είναι πολύ χρονοβόρα. Στον ημιαυτόματο τρόπο, ο χρήστης καλείται να εισάγει κάποιες παραμέτρους ή αρχικές συνθήκες ώστε να διευκολύνει και να βελτιώσει τις διαδικασίες κατάτμησης. Τέλος, οι πλήρως αυτόματες διαδικασίες δεν απαιτούν καμία παρέμβαση από το χρήστη, παρουσιάζουν βέβαια σημαντικές δυσκολίες στην υλοποίησή τους, ώστε τα αποτελέσματά τους να χαρακτηρίζονται από ακρίβεια. Ωστόσο, λόγω του μεγάλου όγκου πληροφορίας και εικόνων προς εξέταση, η αυτόματη προσέγγιση είναι ο μόνος τρόπος για την ουσιαστική υποβοήθηση του ιατρού, καθώς δεν απαιτούνται από αυτόν ειδικές γνώσεις ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας. Η κατάτμηση των εικόνων γίνεται εξ ολοκλήρου από τον υπολογιστή. Προς την κατεύθυνση αυτή κινείται και η συγκεκριμένη εργασία.

Κεφάλαιο 3:

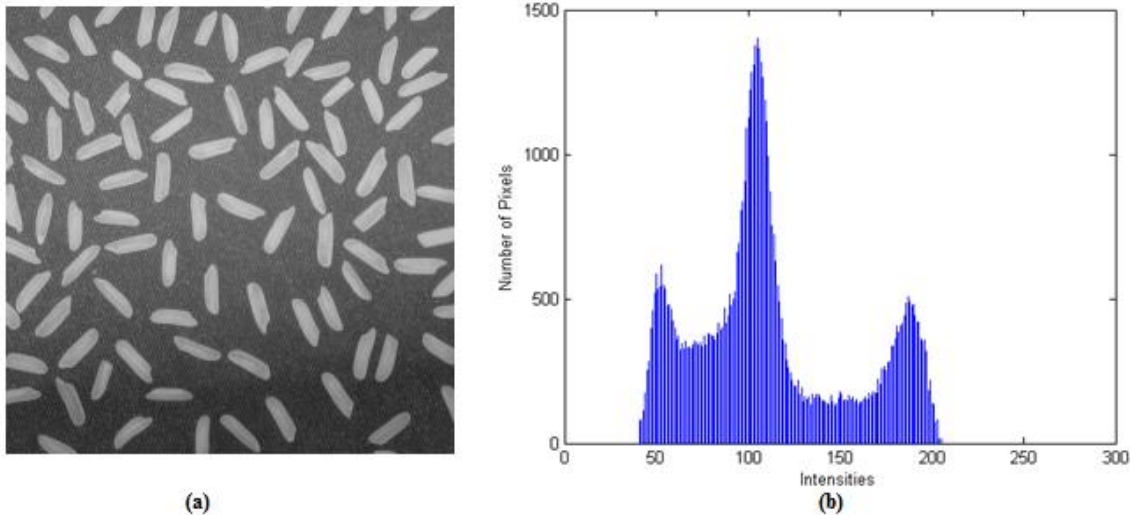
Μέθοδοι κατάτμησης ιατρικών εικόνων

3.1 Ιστόγραμμα Εικόνας

Το ιστόγραμμα μιας ψηφιακής εικόνας με επίπεδα έντασης του γκρι στο διάστημα $[0, L-1]$, ορίζεται ως μία διακριτή συνάρτηση $h(r_k) = n_k$, όπου r_k είναι το k -οστό επίπεδο έντασης και n_k το πλήθος των εικονοστοιχείων με επίπεδο έντασης r_k . Για εικόνα διαστάσεων $M \times N$, το κανονικοποιημένο ιστόγραμμα ορίζεται ως $p(r_k) = n_k/MN$, $k=0,1,2,\dots, L-1$. Γενικά, το ιστόγραμμα είναι μία εκτίμηση της πιθανότητας εμφάνισης του επιπέδου r_k , ενώ η παράμετρος L εκφράζει τον αριθμό των δυνατών επιπέδων έντασης στην εικόνα. Για παράδειγμα, για μία εικόνα των 8 bits, $L=256$. [1].

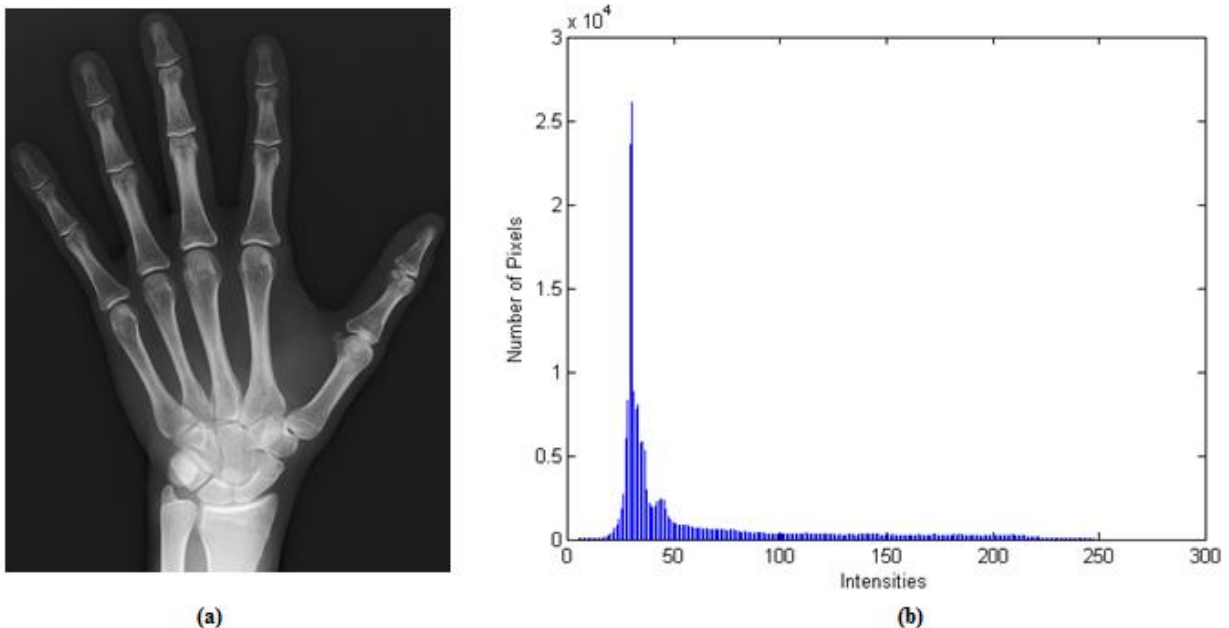
Τα ιστογράμματα αποτελούν τη βάση για αρκετές τεχνικές επεξεργασίας εικόνας στο πεδίο του χώρου, αν και δεν περιγράφουν τη χωρική κατανομή των εντάσεων πάνω στην εικόνα. Οι πληροφορίες που περιλαμβάνονται στο ιστόγραμμα μπορούν να χρησιμοποιηθούν όχι μόνο για τον υπολογισμό στατιστικών μεγεθών της εικόνας, αλλά και για περαιτέρω επεξεργασία της, όπως κατάτμηση, συμπίεση, βελτίωση των χαρακτηριστικών της, κλπ.

Στη συνέχεια (σχήμα 3.1), φαίνεται το παράδειγμα μιας εικόνας και του ιστογράμματός της. Ο οριζόντιος άξονας αναπαριστά τις εντάσεις των pixels στο διάστημα $[0, 255]$, όπου το μηδέν να αντιστοιχεί στο μαύρο και το 255 στο λευκό. Ο κατακόρυφος άξονας περιλαμβάνει το πλήθος των pixels για κάθε τιμή φωτεινότητας.



Σχήμα 3.1: (a) Αρχική εικόνα, (b) Ιστόγραμμα εικόνας

Μία από τις πιο άμεσες πληροφορίες που παρέχει το ιστόγραμμα αφορά στην *αντίθεση* (*contrast*) της εικόνας. Μία εικόνα χαμηλής αντίθεσης χαρακτηρίζεται από ένα στενό ιστόγραμμα το οποίο συνήθως εντοπίζεται στο μέσο της κλίμακας της έντασης. Αν πάλι, οι συνιστώσες του ιστογράμματος είναι συγκεντρωμένες στην περιοχή χαμηλών εντάσεων (αντίστοιχα υψηλών εντάσεων), η εικόνα θα είναι αρκετά σκοτεινή (αντίστοιχα φωτεινή). Αντίθετα, για μία εικόνα υψηλής αντίθεσης, οι συνιστώσες του ιστογράμματος καλύπτουν ένα μεγάλο εύρος τιμών έντασης και επιπλέον, η κατανομή των pixels τείνει να είναι ομοιόμορφη, καθώς λίγες κατακόρυφες γραμμές είναι σημαντικά υψηλότερες από τις υπόλοιπες. Το αποτέλεσμα είναι εικόνα με μεγάλη δυναμική περιοχή και λεπτομέρεια στις διάφορες αποχρώσεις του γκρι [1]. Με βάση τα παραπάνω, το επόμενο σχήμα αποτελεί παράδειγμα του λόγου για τον οποίο οι ακτινογραφίες χαρακτηρίστηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο ως εικόνες γενικά χαμηλής αντίθεσης.



Σχήμα 3.2: (a) Αρχική εικόνα, (b) Ιστόγραμμα εικόνας, με πολύ συγκεντρωμένες χαμηλές τιμές έντασης

3.2 Κατάτμηση Εικόνας

Μία από τις πιο σημαντικές αλλά και δύσκολες διαδικασίες επεξεργασίας μιας εικόνας είναι η κατάτμηση. Η κατάτμηση υποδιαιρεί την εικόνα στις περιοχές ή αντικείμενα από τα οποία αποτελείται. Το επίπεδο λεπτομέρειας της κατάτμησης εξαρτάται από το εκάστοτε πρόβλημα και η κατάτμηση θα σταματήσει όταν όλες οι περιοχές ενδιαφέροντος της εικόνας έχουν ανιχνευθεί. Πρόκειται για μια διαδικασία της οποίας η ακρίβεια καθορίζει την τελική επιτυχία ή αποτυχία των διαδικασιών ανάλυσης της εικόνας [1].

Οι περισσότεροι από τους αλγορίθμους κατάτμησης βασίζονται σε δύο σημαντικές ιδιότητες της έντασης, την ασυνέχεια και την ομοιότητα. Σύμφωνα με την πρώτη ιδιότητα, η κατάτμηση γίνεται με βάση τις απότομες μεταβολές φωτεινότητας, όπως για παράδειγμα συμβαίνει στις ακμές αντικειμένων. Στη δεύτερη περίπτωση, η κατάτμηση πραγματοποιείται με βάση περιοχές που χαρακτηρίζονται ως παρόμοιες σύμφωνα με ένα σύνολο προκαθορισμένων κριτηρίων [1].

Ο ρόλος της κατάτμησης σε ιατρικές απεικονίσεις είναι ο διαχωρισμός των αντικειμένων της εικόνας με σκοπό τη μελέτη ανατομικών δομών, την ανίχνευση των περιοχών ενδιαφέροντος, όπως για παράδειγμα παθολογικά στοιχεία, ακόμα και για την απόφαση του είδους της θεραπείας που πρέπει να εφαρμοσθεί [12].

Ωστόσο, οι αυτοματοποιημένες διαδικασίες κατάτμησης ακτινογραφικών απεικονίσεων χεριών είναι πολύ απαιτητικές. Οι επικαλύψεις μεταξύ φαλάγγων, αλλά και μεταξύ των οστών του καρπού σε χέρια ενηλίκων, καθιστούν ιδιαίτερα δύσκολη την ανίχνευση και απομόνωση των οστών. Επιπλέον δε, ο αυξημένος θόρυβος των εικόνων αυτών, η ύπαρξη διαφόρων artifacts στο background, η ανομοιόμορφη κατανομή της φωτεινότητας τόσο κατά μήκος του αντικειμένου ενδιαφέροντος (εδώ: χέρι) όσο και στο background, καθιστούν αδύνατη την αυτόματη κατάτμησή τους χρησιμοποιώντας απλές προσεγγίσεις. Αντίθετα, για έναν επιτυχημένο διαχωρισμό του χεριού ή των οστών από το υπόλοιπο της εικόνας, απαιτούνται διάφορες διαδικασίες που αφορούν στην προ-επεξεργασία της εικόνας ή συνδυασμός μεθόδων κατάτμησης.

3.3 Περιγραφή αλγορίθμων κατάτμησης εικόνας

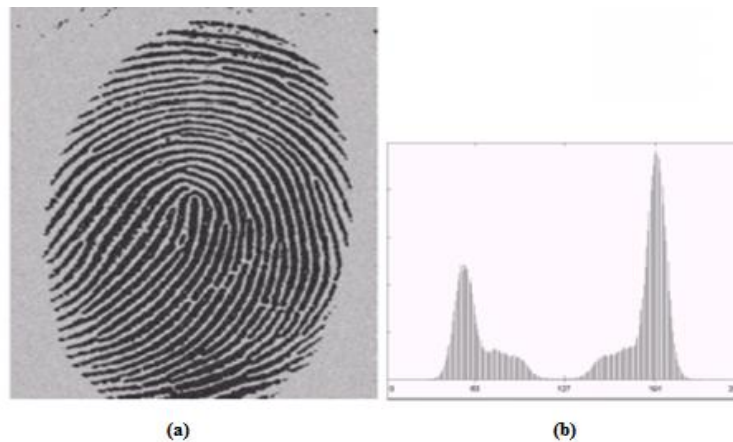
Στη συνέχεια του κεφαλαίου, θα γίνει αναφορά σε προσεγγίσεις που υπάρχουν στη βιβλιογραφία για την κατάτμηση ιατρικών εικόνων. Μερικές από τις πιο συνήθεις μεθόδους κατάτμησης είναι οι: κατωφλίωση (*thresholding*), κατάτμηση με βάση τις ακμές (*edge-based*), κατάτμηση με βάση τις περιοχές (*region-based*), κατάτμηση με μορφολογικά *watersheds*, κατάτμηση με χρήση παραμορφώσιμων μοντέλων (*deformable models*) και τέλος με τεχνικές ταξινόμησης (*classification*) [11].

3.3.1 Κατωφλίωση

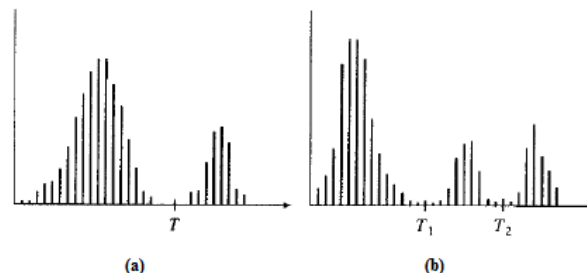
Η κατωφλίωση εικόνας αποτελεί μια από τις πιο βασικές τεχνικές κατάτμησης. Δεδομένης μιας εικόνας $f(x,y)$, η επιλογή ενός κατωφλίου T , επιτρέπει το διαχωρισμό της εικόνας σε δύο ομάδες. Στην

πρώτη, θα ανήκουν τα σημεία (x,y) της εικόνας για τα οποία ισχύει $(f(x,y) > T)$ και θα ονομάζονται σημεία αντικείμενου, ενώ στην αντίθετη περίπτωση $(f(x,y) < T)$ προκύπτουν τα σημεία του υποβάθρου (background). Σύμφωνα με τη συγκεκριμένη μέθοδο, η εικόνα μετατρέπεται συνήθως σε δυαδική και τα εικονοστοιχεία που κρίνεται ότι ανήκουν στο background απεικονίζονται με 0 (μαύρο), ενώ τα αντικείμενα ενδιαφέροντος που θέλουμε να εξάγουμε απεικονίζονται με 1 (λευκό), ή αντίστροφα. Στην περίπτωση που η τιμή T , η οποία αντιστοιχεί στη φωτεινότητα του κατώφλιου, είναι σταθερά που εφαρμόζεται σε όλη την έκταση της εικόνας, κάνουμε λόγο για *ολική κατωφλίωση (global thresholding)*, ενώ όταν μεταβάλλεται για τις διάφορες περιοχές της εικόνας και εξαρτάται από τις τοπικές ιδιότητες, χρησιμοποιούμε τον όρο *προσαρμοζόμενη κατωφλίωση (adaptive thresholding)*[1]. Η προσαρμοζόμενη κατωφλίωση χρησιμοποιεί περισσότερες από μια τιμές κατωφλίων. Εφαρμόζεται όταν το επίπεδο της πυκνότητας του υποβάθρου δεν είναι σταθερό και το αντικείμενο παρουσιάζει μεταβολές μέσα στην εικόνα. Η μέθοδος αυτή εξετάζει τις σχέσεις των γειτονικών στοιχείων της εικόνας ώστε να προσαρμόσει το κατώφλι αντίστοιχα [2].

Συνήθως η επιλογή κατωφλίου εμπλέκει ανάλυση του ιστογράμματος της εικόνας. Η τεχνική της κατωφλίωσης μπορεί να είναι αρκετά αποδοτική σε περιπτώσεις εικόνων των οποίων τα ιστογράμματα παρουσιάζουν κατανομή δύο διακριτών περιοχών (διτροπική – bimodal distribution). Ένα τέτοιο παράδειγμα απεικονίζεται στο Σχήμα 3.3. Στις περιπτώσεις αυτές το κατώφλι επιλέγεται συνήθως μεταξύ των δύο κορυφών, στο ελάχιστο της κοιλάδας. Μια πιο γενική περίπτωση απεικονίζεται στο Σχήμα 3.4(b), όπου τρεις περιοχές χαρακτηρίζουν το ιστόγραμμα της εικόνας, για παράδειγμα δύο διαφορετικά φωτεινά αντικείμενα πάνω σε ένα σκοτεινό υπόβαθρο. Σε αυτή την περίπτωση, η πολυεπίπεδη κατωφλίωση διαχωρίζει τα pixels που ανήκουν στο background όταν $f(x,y) \leq T_1$, pixels που ανήκουν στο ένα αντικείμενο όταν $T_1 \leq f(x,y) \leq T_2$ και pixels που ανήκουν στο δεύτερο αντικείμενο όταν $f(x,y) > T_2$.



Σχήμα 3.3: (a) Αρχική εικόνα, (b) Ιστόγραμμα



Σχήμα 3.4: Ιστόγραμμα και κατώφλια (a) Δύο διακριτών κορυφών και (b) Τριών διακριτών κορυφών

Υπάρχουν, όμως, πολλοί παράγοντες που περιπλέκουν τη διαδικασία της κατωφλίωσης, ιδιαίτερα στην περίπτωση των ιατρικών απεικονίσεων, όπως ο μη στατικός και συσχετισμένος με τα αντικείμενα ενδιαφέροντος θόρυβος, η διαχυμένη στο background φωτεινότητα, η έντονη διακύμανση gray level στα αντικείμενα ενδιαφέροντος, η χαμηλή αντίθεση περιοχών διαχωρισμού των αντικειμένων, κλπ. [3], οι οποίοι έχουν αντίκτυπο και στο ιστόγραμμα της εικόνας. Έτσι, η διαδικασία επιλογής κατωφλίου δεν είναι τόσο απλή όσο περιγράφεται στα προηγούμενα παραδείγματα και η αυτοματοποίησή της ακόμα πιο απαιτητική.

Στο [3] πραγματοποιείται μελέτη διάφορων αυτοματοποιημένων μεθόδων κατωφλίωσης με εφαρμογή σε ακτινογραφίες άκρας χειρός και με σκοπό την εξαγωγή του χεριού από το υπόβαθρο. Η μέθοδος που έχει γίνει αποδεκτή στο μεγαλύτερο βαθμό, επειδή συνδυάζει απόδοση και απλότητα, προτάθηκε από τον Otsu (1979) και είναι μια μη παραμετρική μέθοδος κατωφλίωσης η οποία βασίζεται στο ιστόγραμμα της εικόνας. Τα εικονοστοιχεία της εικόνας διαχωρίζονται σε δύο κλάσεις σύμφωνα με το αν η τιμή έντασής τους είναι μεγαλύτερη ή μικρότερη από το κατώφλι. Η βασική ιδέα είναι ότι οι κατηγορίες που διαχωρίστηκαν καλά μπορούν να διακριθούν ως προς τις τιμές έντασης των εικονοστοιχείων τους και αντίστροφα, ένα κατώφλι που οδηγεί στον καλύτερο δυνατό διαχωρισμό ως προς τις τιμές έντασης, θα ήταν το βέλτιστο κατώφλι [1]. Στο Matlab ο αλγόριθμος του Otsu υλοποιείται με τη συνάρτηση graythresh, δεχόμενη ως είσοδο την εικόνα και παράγοντας ως έξοδο το τελικό κατώφλι.

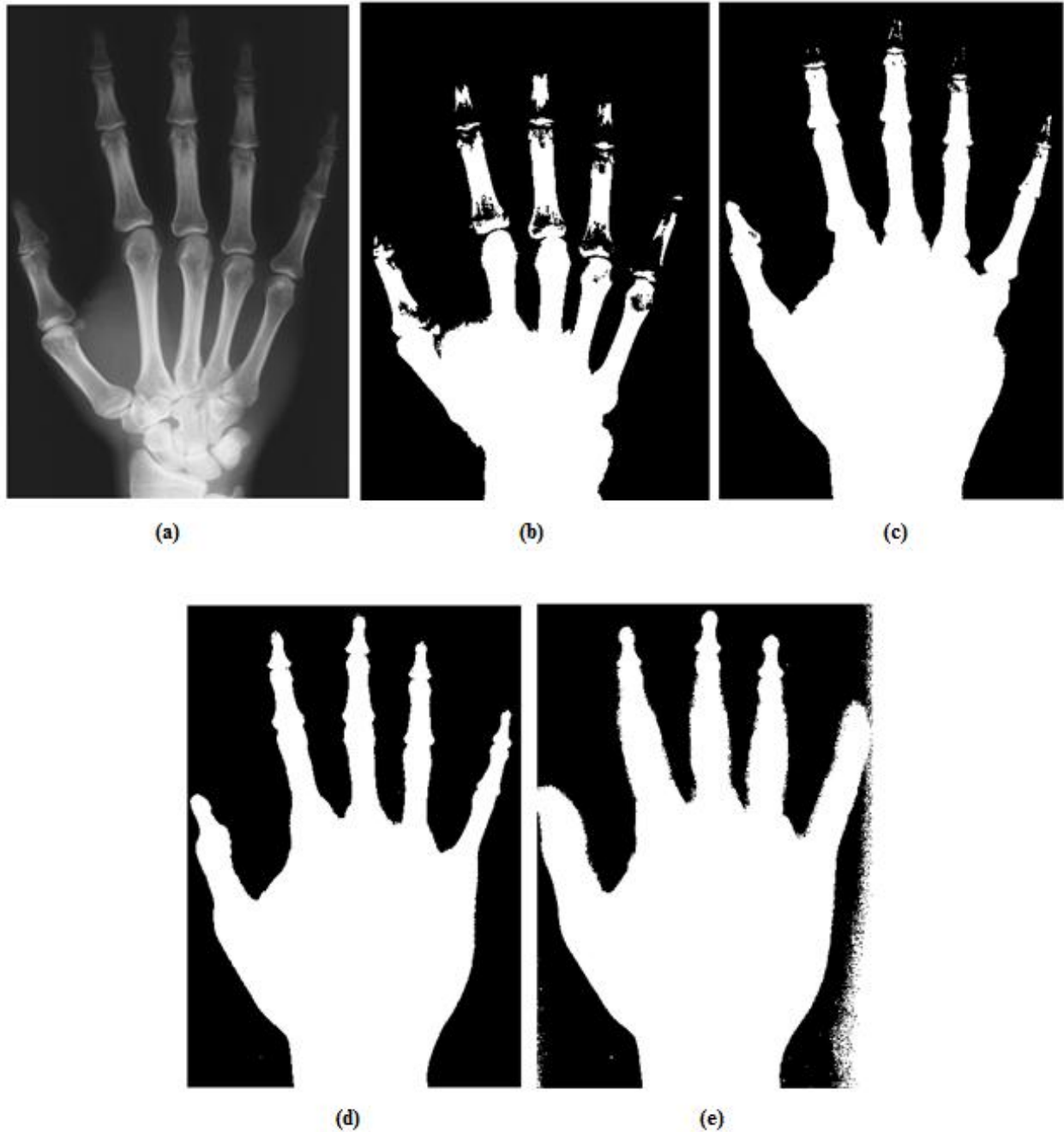
Ένας άλλος αλγόριθμος κατωφλίωσης που αναλύεται στην ίδια εργασία είναι ο αλγόριθμος ελαχίστου λάθους (Minimum Error Thresholding) που προτάθηκε από τους Kitter και Illingworth (1986) [24]. Η μέθοδος αυτή εξετάζει τη πυκνότητα πιθανότητας, βασισμένη στο ιστόγραμμα της εικόνας, του μικτού πληθυσμού που αντιστοιχεί στις τιμές εντάσεων των εικονοστοιχείων του αντικειμένου ενδιαφέροντος και του background. Για ένα δοσμένο κατώφλι, εκφράζεται ο αριθμός των επικαλύψεων ανάμεσα στις κατανομές που αντιστοιχούν στις δυο διαφορετικές περιοχές της εικόνας. Όσο το κατώφλι μεταβάλλεται, τα μοντέλα κατανομής αλλάζουν. Όσο καλύτερο είναι το ταίριασμα μεταξύ των δεδομένων και των μοντέλων, τόσο μικρότερη είναι η επικάλυψη μεταξύ των συναρτήσεων πυκνότητας πιθανότητας και επομένως, τόσο μικρότερο το λάθος ταξινόμησης.

Εξετάζεται επίσης η κατωφλίωση μέγιστης εντροπίας [25], κατά την οποία επιλέγεται το βέλτιστο όριο της έντασης από το ιστόγραμμα της εικόνας, ως αυτό με τη μέγιστη εντροπία σε ολόκληρη την εικόνα. Υπολογίζεται ξεχωριστά η εντροπία των μαύρων και των λευκών pixels και το βέλτιστο κατώφλι υπολογίζεται μεγιστοποιώντας το άθροισμα των εντροπιών του προσκηνίου και του παρασκηνίου.

Τέλος, γίνεται αναφορά στην προσαρμοζόμενη κατωφλίωση, σύμφωνα με την οποία επιλέγεται ένα μεμονωμένο κατώφλι για κάθε pixel με βάση το εύρος των τιμών έντασης στη γειτονιά του. Αυτό επιτρέπει την κατωφλίωση σε περιπτώσεις που το ιστόγραμμα δεν περιέχει διακριτές κορυφές και παρουσιάζει καλύτερο αποτέλεσμα σε εικόνες που εμφανίζουν, για παράδειγμα, ισχυρή κλίση φωτεινότητας, σε σχέση με το σταθερό κατώφλι που προέρχεται από μια συνάρτηση ολικής κατωφλίωσης. Ωστόσο, σημειώνεται ότι η μέθοδος απαιτεί προσαρμογή παραμέτρων, όπως το μέγεθος της του παραθύρου της γειτονιάς και την επιλογή σταθεράς για κατάλληλο φιλτράρισμα ενδιάμεσης τιμής ή μέσου όρου.

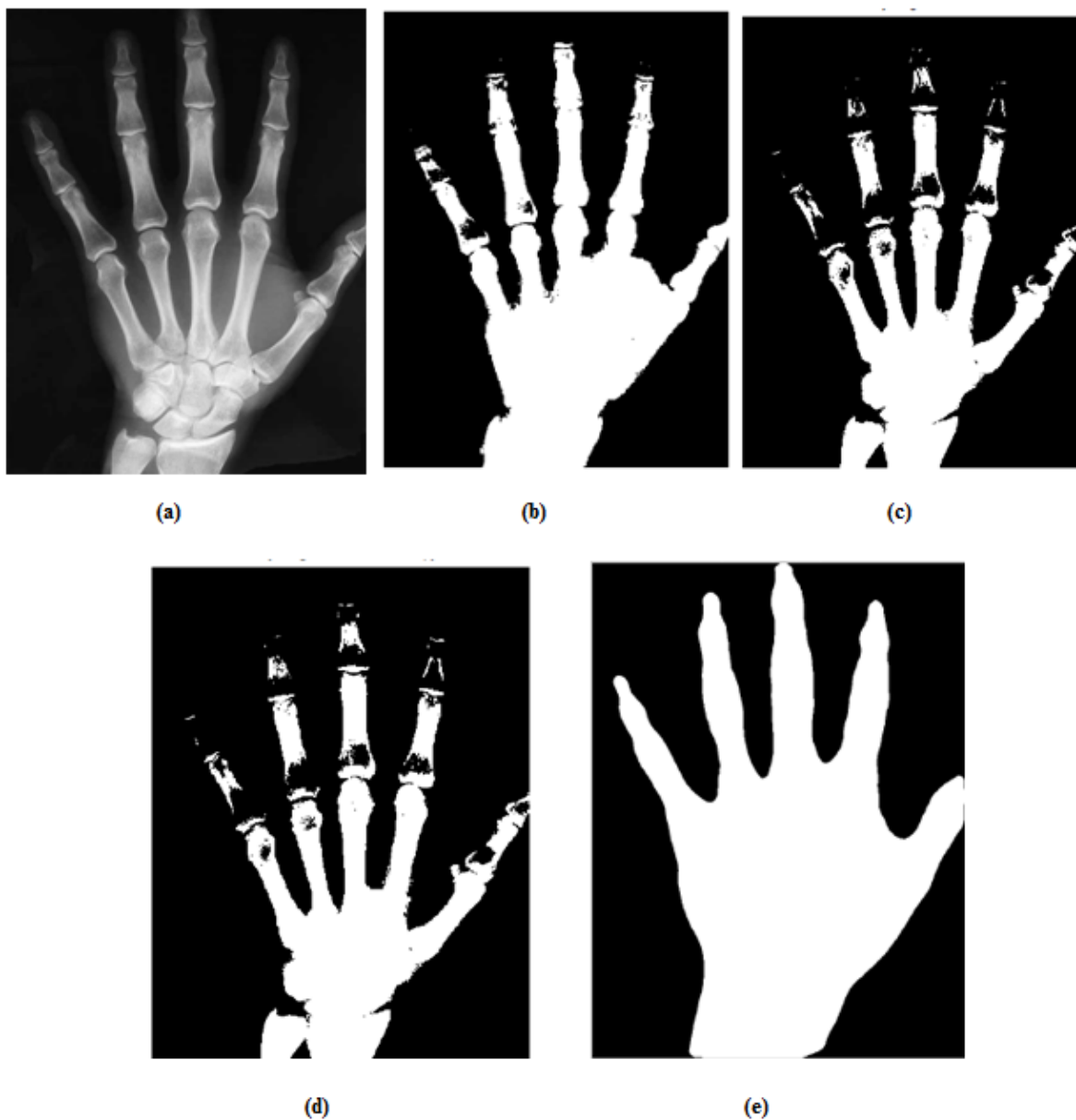
Ωστόσο, όπως αποδεικνύει η συγγραφέας του [3] καμία από τις αυτόματες αυτές μεθόδους δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εξαγωγή ενός αποτελεσματικού κατωφλίου που θα διαχωρίζει πλήρως το χέρι από το υπόβαθρο στην περίπτωση που εξετάζουμε (ακτινογραφίες χεριών), καθώς τόσο το

αντικείμενο ενδιαφέροντος όσο και το φόντο είναι επηρεασμένα από την επίδραση θορύβου και ανομοιογενούς φωτισμού. Στα επόμενα φαίνονται τα αποτελέσματα της κατωφλίωσης για χειροκίνητη επιλογή κατωφλίων (σχήμα 3.5) αλλά και ως αποτέλεσμα των ανωτέρω αλγορίθμων (σχήμα 3.6).



Σχήμα 3.5: Χειροκίνητη επιλογή κατωφλίων.

(a) Αρχική grayscale εικόνα και δυαδικές εικόνες κατωφλίωσης με (b) $th=0.35$, (c) $th=0.2$, (d) $th=0.15$, (e) $th=0.13$



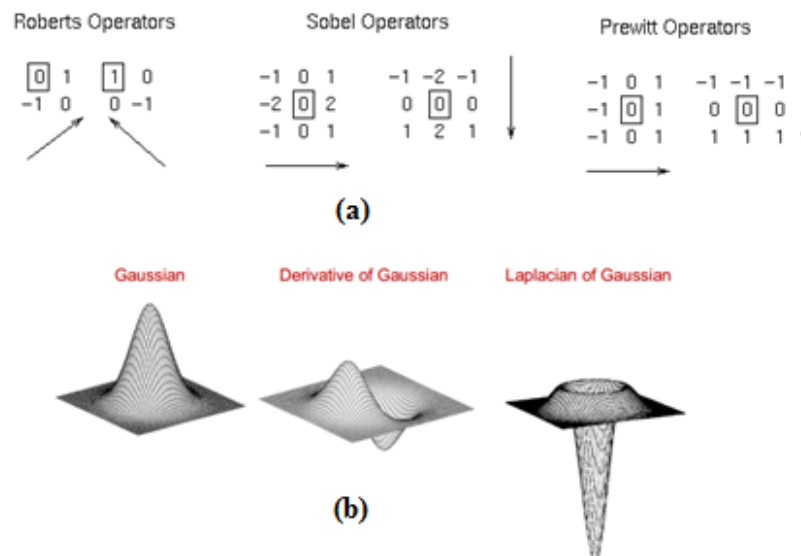
Σχήμα 3.6: Διάφοροι αλγόριθμοι κατωφλίωσης
(a) Αρχική Εικόνα, **(b)** Κατωφλίωση με αλγόριθμο Otsu, **(c)** Κατωφλίωση με Minimum Error,
(d) Κατωφλίωση μέγιστης εντροπίας, **(e)** Προσαρμοζόμενη κατωφλίωση με κατάλληλη επιλογή παραμέτρων

Καθώς οι αλγόριθμοι κατωφλίωσης που βασίζονται στο ιστόγραμμα δε λαμβάνουν υπόψη την χωρική συσχέτιση των διαφόρων εντάσεων, έχουν αρκετά μειονεκτήματα και αδυνατούν να ανταποκριθούν στην πολυπλοκότητα που παρουσιάζουν οι ακτινογραφικές απεικονίσεις χεριών. Η έλλειψη ομοιόμορφης κατανομής της φωτεινότητας γίνεται φανερή στα προηγούμενα παραδείγματα. Τα ακροδάχτυλα γενικά «υποφέρουν», λόγω της μικρότερης διάχυσης της φωτεινότητας στην περιοχή αυτή σε σχέση με τα οστά του καρπού. Άρα, οι ήδη υπάρχουσες αυτόματες μέθοδοι (ολικής) κατωφλίωσης αποτυγχάνουν, αντιστοιχώντας λανθασμένα τις σκοτεινές περιοχές του μαλακού ιστού ή των οστών στο υπόβαθρο.

Ωστόσο, η τεχνική κατωφλίωσης μπορεί να αποτελέσει ένα σημαντικό εργαλείο για την ανάλυση εικόνων, για παράδειγμα ως πρώτο στάδιο επεξεργασίας, όταν συνδυάζεται με άλλες μεθόδους. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται περισσότερες τεχνικές που χρησιμοποιούνται ευρύτατα σε συνδυασμό με κάποια επεξεργασία ή κατωφλίωση για την κατάτμηση ιατρικών εικόνων.

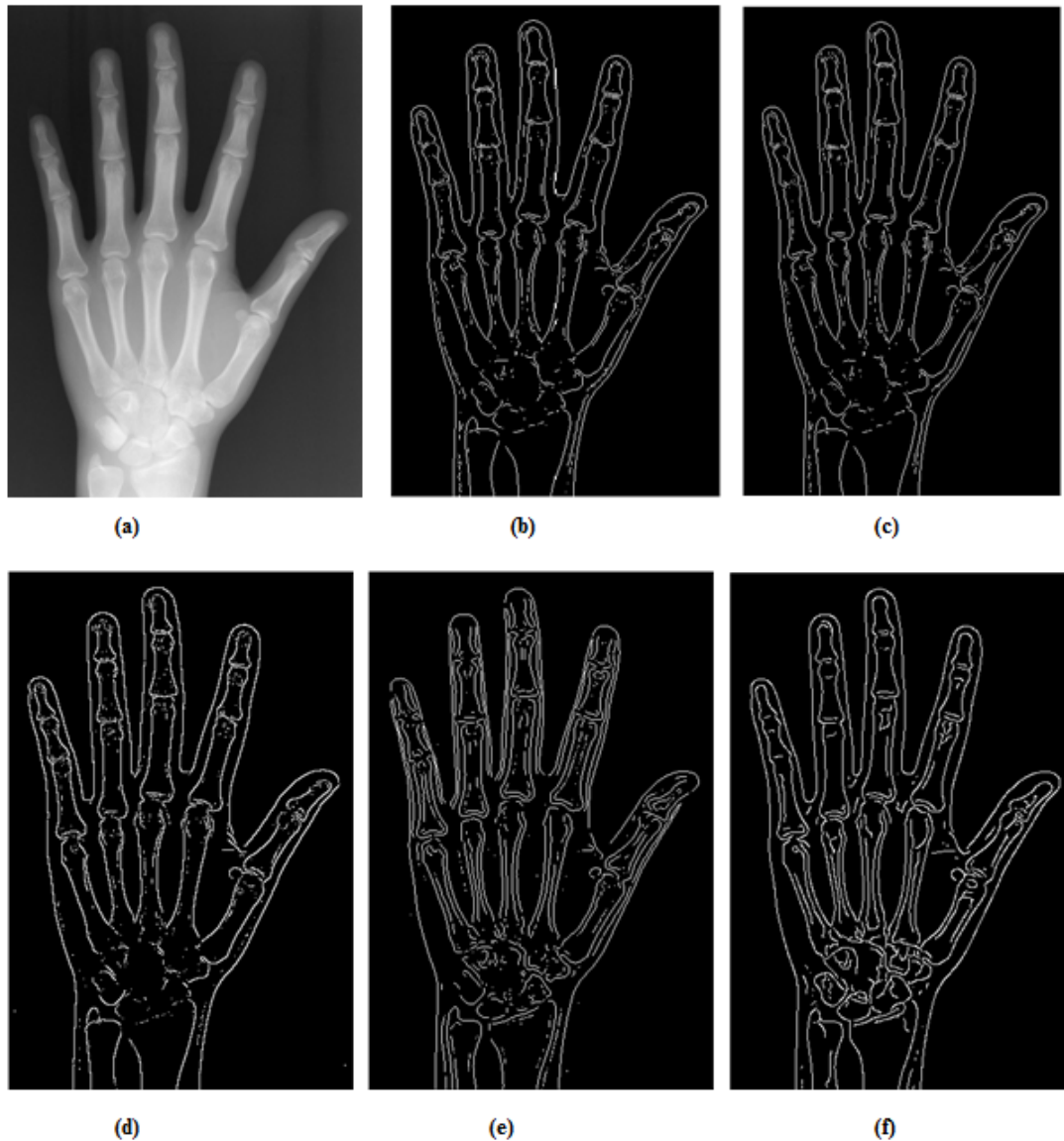
3.3.2 Κατάτμηση με βάση τις ακμές

Οι αλγόριθμοι που ανήκουν στην κατηγορία αυτή βασίζονται στην εύρεση των απότομων (τοπικών) μεταβολών της έντασης μέσω διάφορων ανιχνευτών ακμών (edge detectors). Οι ανιχνευτές Roberts (1965), Sobel (1970) και Prewitt (1970) χρησιμοποιούν μικρές μάσκες (2x2, 3x3) συντελεστών για τον υπολογισμό της κλίσης ως προς τις κατευθύνσεις x και y μιας 2-D εικόνας. Οι μάσκες αυτές απεικονίζονται στο Σχήμα 3.7-(a). Οι ακμές της εικόνας θα ανιχνεύονται στα σημεία κορυφών της παραγώγου της έντασης, καθώς εκεί παρατηρείται η μέγιστη μεταβολή. Ο συντελεστής Laplace χρησιμοποιεί όχι την πρώτη, αλλά τη δεύτερη παράγωγο. Επειδή ωστόσο είναι αρκετά ευαίσθητος στο θόρυβο, χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με ένα Γκαουσιανό φίλτρο και ο ανιχνευτής ακμών αυτός είναι γνωστός ως Laplacian of Gaussian (LoG - Σχήμα 3.7-(b)) και αναπτύχθηκε από τους Marr και Hildreth (1980). Η ανίχνευση ακμών της εικόνας πραγματοποιείται μέσω εντοπισμού των zero-crossings της συνέλιξης της με το φίλτρο LoG, ενώ πιθανώς κάποιες ακμές να απορρίπτονται εάν δεν υπερβαίνουν κάποιο κατώφλι. Επίσης, είναι δυνατή η ανίχνευση ακμών σε διάφορες κλίμακες μεταβάλλοντας την παράμετρο σ της Gaussian [16]. Παρόμοια λειτουργία με το φίλτρο LoG παρουσιάζει και η διαφορά Γκαουσιανών (DoG). Ένας πιο πολύπλοκος αλγόριθμος ανίχνευσης ακμών είναι ο ανιχνευτής Canny (1983), ο οποίος χρησιμοποιεί δύο τιμές κατωφλίωσης για τις πιο έντονες και τις πιο ασθενείς ακμές. Στο τελικό αποτέλεσμα οι ασθενείς ακμές θα συμπεριλαμβάνονται μόνο εάν ενώνονται με τις έντονες. Η προσέγγιση αυτή στοχεύει στο χαμηλό ρυθμό σφαλμάτων, στην ελάχιστη δυνατή απόσταση μεταξύ ενός σημείου που έχει οριστεί από τον ανιχνευτή ως σημείο ακμής και της πραγματικής ακμής και στην απόκριση μοναδικού σημείου [1], ενώ επηρεάζεται λιγότερο από το θόρυβο σε σχέση με τους άλλους ανιχνευτές.



Σχήμα 3.7: (a) Πυρήνες/μάσκες απλών ανιχνευτών, (b) Σχηματική απεικόνιση φίλτρου LoG

Συνοπτικά, το πρόβλημα της ανίχνευσης ακμών μπορεί να διακριθεί σε 3 διαδικασίες. Η πρώτη αφορά σε *εξομάλυνση* της εικόνας με σκοπό τη μείωση του θορύβου, μιας και η διαδικασία της παραγωγής αμβλύνει τον υψίσυχο θόρυβο, αλλά και για τη δυνατότητα ανάλυσης των ακμών σε διαφορετικές κλίμακες. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται η *παραγωγή* της εξομαλυμένης εικόνας με πρώτου ή δευτέρου βαθμού παράγωγο. Τέλος, απαιτείται η *απόφαση* για την ύπαρξη ακμής από τα χαρακτηριστικά της εικόνας εξόδου, όπως για παράδειγμα στις κορυφές της πρώτης παραγώγου ή στα zero-crossings της δεύτερης παραγώγου [16].



Σχήμα 3.8: (a) Αρχική εικόνα, (b) Sobel, (c) Prewitt, (d) Roberts, (e) LoG, (f) Canny

Στην πράξη οι ψηφιακές εικόνες έχουν ακμές που είναι θολές και χαρακτηρίζονται από την ύπαρξη θορύβου. Ιδιαίτερα στην περίπτωση των ακτινογραφικών απεικονίσεων, οι αλγόριθμοι αυτοί δεν χαρακτηρίζονται από ακρίβεια, καθώς πολύ συχνά βρίσκουν ακμές οι οποίες δε σχετίζονται με τις πραγματικές ακμές των αντικειμένων ενδιαφέροντος. Επίσης, η έξοδος ενός τέτοιου αλγορίθμου αδυνατεί

να δώσει συνεχείς καμπύλες και επομένως δεν μπορεί από μόνη της να παρουσιάσει ικανοποιητικά τα περιγράμματα που μας ενδιαφέρουν. Στο Σχήμα 3.8 παρουσιάζεται η μειωμένη αποδοτικότητα αλγορίθμων ανίχνευσης ακμών, λόγω της πολυπλοκότητας που εμφανίζει μια ακτινογραφία άκρας χειρός. Τα αποτελέσματα, παρόλο που περιγράφουν το γενικότερο σχήμα και τα χαρακτηριστικά του χεριού, δεν είναι χρήσιμα στη μορφή αυτή λόγω της μεγάλης ποσότητας θορύβου που περικλείουν.

3.3.3 Κατάτμηση με βάση τις περιοχές

Στην παράγραφο αυτή γίνεται αναφορά σε τεχνικές κατάτμησης που στηρίζονται στην άμεση εύρεση των περιοχών της εικόνας και συνήθως διακρίνονται σε *ανάπτυξη περιοχών (region growing)* και *διαχωρισμό και συγχώνευση περιοχών (split and merge)*.

Ανάπτυξη περιοχών: Πρόκειται για μια διαδικασία κατά την οποία τα εικονοστοιχεία ή οι υπο-περιοχές αντιστοιχίζονται σε μεγαλύτερες περιοχές, μέσω κάποιων προκαθορισμένων κριτηρίων. Ο αλγόριθμος ξεκινά με την επιλογή ενός συνόλου σημείων που αποκαλούνται «σπόροι» (seeds), οι οποίοι συμβολίζουν τις περιοχές, και με τη βοήθειά τους αναπτύσσουμε τις περιοχές, συνενώνοντας τον κάθε σπόρο με τα γειτονικά pixels τα οποία παρουσιάζουν παρόμοιες ιδιότητες με αυτές του σπόρου. Η ανάπτυξη της περιοχής θα σταματήσει όταν δεν υπάρχουν πλέον άλλα εικονοστοιχεία που να πληρούν τα κριτήρια κατάταξής τους σε κάποια περιοχή [1],[10].

Η επιλογή των κριτηρίων ομοιότητας είναι πολύ σημαντική για την αποδοτικότητα του αλγορίθμου. Κριτήρια όπως είναι οι τιμές της έντασης, η υφή και το χρώμα θεωρούνται τοπικά. Άλλα κριτήρια χρησιμοποιούν την έννοια του μεγέθους και πραγματοποιούν σύγκριση ανάμεσα σε ένα υπονήφιο προς κατάταξη pixel και αυτά που έχουν ήδη αναπτυχθεί [1]. Ένα κριτήριο ομοιότητας προτάθηκε από τους Adams και Bischof το 1994 και αφορά στη διαφορά των εντάσεων και στη μέση ένταση της κάθε περιοχής [13].

Διαχωρισμός και συγχώνευση περιοχών: Μια εναλλακτική προσέγγιση σε σχέση με την ανάπτυξη περιοχών βασισμένων σε σημεία-σπόρους, είναι η αρχική υποδιαίρεση τις εικόνας σε διακριτές περιοχές και έπειτα η συγχώνευση των περιοχών αυτών [1]. Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή, ο διαχωρισμός της εικόνας βασίζεται σε μια αναπαράσταση τετραδικών δέντρων, η οποία χρησιμοποιείται για να διαιρεθεί η εικόνα σε τέσσερις περιοχές-απογόνους. Όσο η κάθε περιοχή επιδέχεται περαιτέρω διαίρεση, θα χωρίζεται σε επιμέρους υπο-περιοχές. Στη συνέχεια, για κάθε επίπεδο, οι γειτονικές περιοχές συγχωνεύονται σύμφωνα με κάποιο κριτήριο ομοιότητας. Η μέθοδος θα συνεχίζεται έως ότου να μην είναι δυνατός ο διαχωρισμός και η συγχώνευση άλλης περιοχής [12].

Οι αλγόριθμοι ανάπτυξης περιοχών συχνά μπορούν να προκαλέσουν υπερ-κατάτμηση της εικόνας, ιδιαίτερα σε ιατρικές εικόνες, όπου απεικονίζονται πολύπλοκες ανατομικές δομές και κυριαρχεί ο θόρυβος. Παρόμοια προβλήματα έχουν μελετηθεί στο παρελθόν και έχουν αντιμετωπισθεί, για παράδειγμα, χρησιμοποιώντας αλγορίθμους με διαδικασία μάθησης, στους οποίους ο καθορισμός του κριτηρίου ομοιότητας προκύπτει με εκμάθηση από τα ίδια χαρακτηριστικά της περιοχής που πρόκειται να καταταμηθεί, αντί να χρησιμοποιείται ένα σταθερό κριτήριο ομοιότητας. Μια τέτοια δυναμική και αυτοματοποιημένη μέθοδος προτάθηκε από τους Pohle και Toennies και εφαρμόστηκε σε CT και MR απεικονίσεις [14].

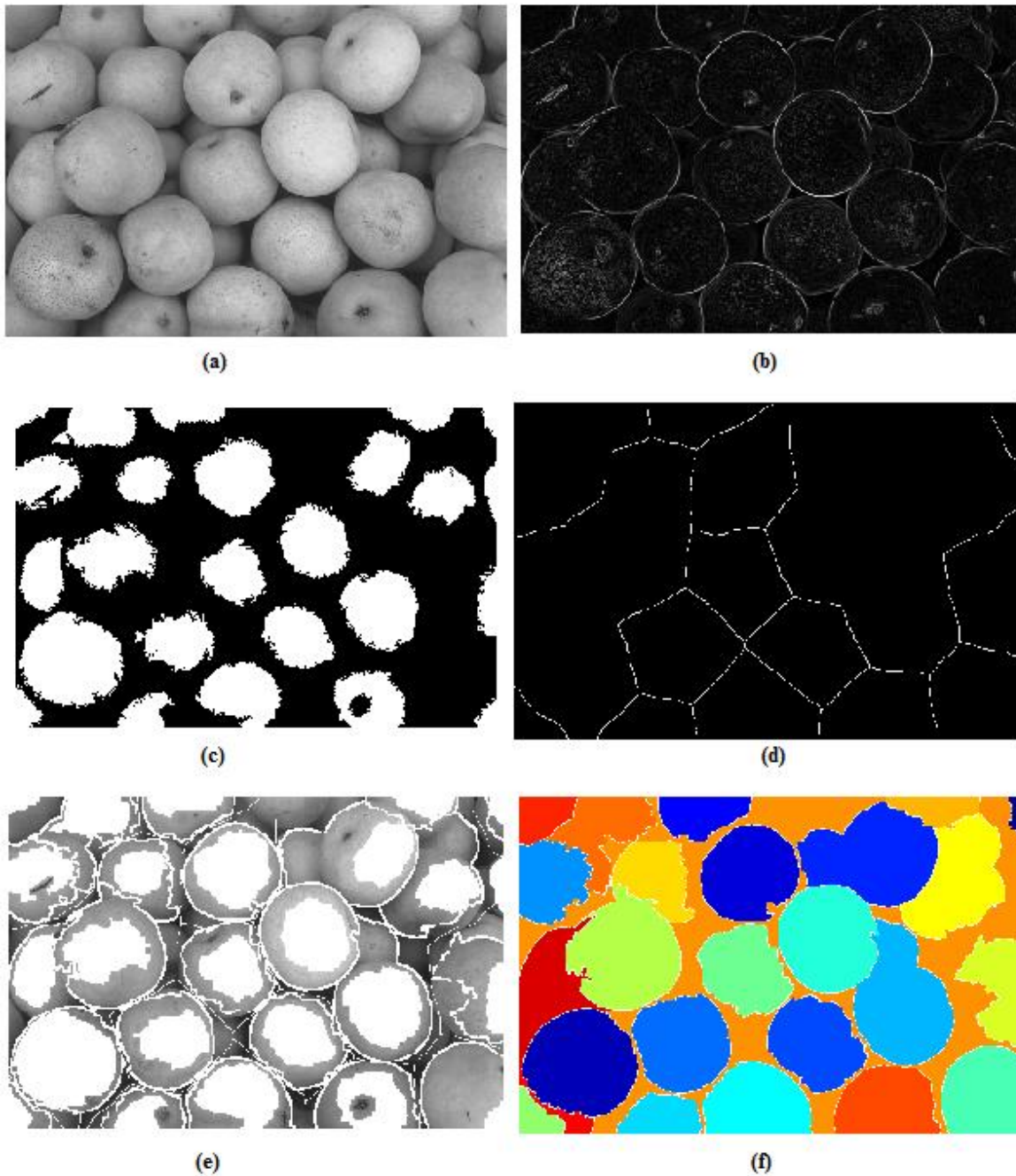
3.3.4 Κατάτμηση με χρήση watershed

Ο αλγόριθμος watershed αποτελεί μια ακόμα τεχνική κατάτμησης εικόνων, κατά την οποία θεωρούμε την εικόνα ως μια τοπογραφία προς πλημμύρισμα, το ύψος της οποίας σε κάθε σημείο καθορίζεται από τις εντάσεις των pixels της εικόνας. Στην τοπογραφία αυτή θεωρούμε τρία διαφορετικά είδη σημείων: (α) σημεία που ανήκουν στο ελάχιστο μιας περιοχής, (β) σημεία στα οποία αν τοποθετήσουμε μια σταγόνα, θα κυλήσει προς κάποιο ελάχιστο, το οποίο ονομάζεται *λεκάνη απορροής ύδατος*, (γ) σημεία στα οποία η σταγόνα έχει πιθανότητα να κυλήσει προς περισσότερα από ένα ελάχιστα και τα οποία σχηματίζουν κορυφές που είναι γνωστές ως γραμμές διαχωρισμού (watershed). Οι διαχωριστικές αυτές γραμμές προκύπτουν ως εξής: ανοίγοντας οπές σε κάθε ελάχιστο περιοχής, πλημμυρίζοντας την τοπογραφία από κάτω προς τα πάνω με σταθερό ρυθμό, προκαλώντας το νερό να ανεβαίνει στις λεκάνες απορροής. Προκειμένου να αποφευχθεί η συνένωση του νερού από λεκάνη σε λεκάνη, κατασκευάζονται φράγματα, το ύψος των οποίων θα είναι μεγαλύτερο από το υψηλότερο «βουνό» της τοπολογίας. Το πλημμύρισμα θα σταματήσει όταν μόνο οι κορυφές των φραγμάτων είναι ορατές πάνω από τη γραμμή του νερού. Τα όρια των φραγμάτων αντιστοιχούν στις διαχωριστικές γραμμές και το τελικό αποτέλεσμα στην εικόνα είναι η εξαγωγή περιγραμμάτων που πραγματοποιούν την κατάτμησης της [1].

Οι περιοχές της εικόνας που παρουσιάζουν μικρές μεταβολές στην ένταση, έχουν και μικρές τιμές κλίσης. Επομένως, ο αλγόριθμος αυτός εφαρμόζεται συνήθως στην κλίση της εικόνας, παρά την εικόνα αυτή κάθε αυτή, προκειμένου τα ελάχιστα των λεκανών απορροής να σχετίζονται με τις μικρές μεταβολές έντασης στην επιφάνεια των αντικειμένων που μας ενδιαφέρουν και οι κορυφές να σχετίζονται με τη μεγάλη κλίση που χαρακτηρίζει τα όρια μεταξύ αντικειμένων, τις ακμές τους, κλπ. Ωστόσο, η απευθείας εφαρμογή του watershed πάνω στην κλίση της εικόνας θα οδηγήσει σε υπερκατάτμηση, καθώς υπάρχουν πολλά τοπικά ελάχιστα που δημιουργούν ξεχωριστές λεκάνες απορροής.

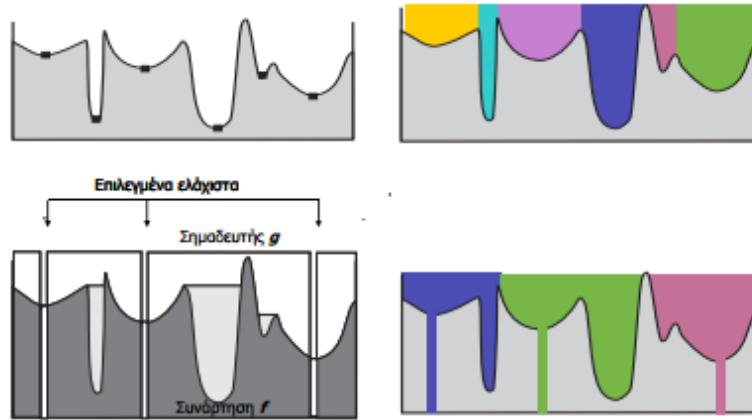
Μια λύση για την απαλλαγή από το πρόβλημα της υπερκατάτμησης είναι η χρήση σημαδευτών. Με τον όρο *σημαδευτής* μιας δεδομένης περιοχής, εννοούμε ένα συνδεδεμένο στοιχείο από pixels που ανήκουν στην περιοχή αυτή. Ο σκοπός είναι η αλλαγή της τοπολογίας, επιβάλλοντας, για παράδειγμα, τους σημαδευτές ως ελάχιστα της κλίσης της εικόνας, και αποτρέποντας τα υπόλοιπα ελάχιστα να πλημμυρίσουν μια λεκάνη απορροής. Επίσης, είναι δυνατή η διατήρηση κορυφών της κλίσης που βρίσκονται μεταξύ δύο σημαδευτών [16]. Οι *εσωτερικοί σημαδευτές* σχετίζονται με τα αντικείμενα που μας ενδιαφέρουν και περιβάλλονται από σημεία μεγαλύτερου ύψους, ενώ οι *εξωτερικοί σημαδευτές* σχετίζονται με το υπόβαθρο και περικλείουν τους εσωτερικούς, καθώς και τμήμα του υποβάθρου [1]. Συνήθως, οι σημαδευτές προκύπτουν με μορφολογική επεξεργασία της εικόνας όπως στο Σχήμα 3.9. Έτσι, μέσω του watershed της μορφοποιημένης κλίσης, πραγματοποιείται πιο αποτελεσματική κατάτμηση της εικόνας που έχει βρει εφαρμογή σε πολλά πεδία ανάλυσης εικόνων, όπως και στην ιατρική απεικόνιση. Στο Σχήμα 3.10 παρουσιάζεται μια ποιοτική σύγκριση της διαδικασίας πλημμυρίσματος με και χωρίς επιλογή των ελαχίστων.

Παρόλα αυτά, ο αλγόριθμος watershed είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος στο θόρυβο, γεγονός που καθιστά δύσκολη την εφαρμογή του σε ακτινογραφίες άκρας χειρός, οι οποίες χαρακτηρίζονται από χαμηλή ποιότητα και θόρυβο τόσο στο χέρι, όσο και στο υπόβαθρο, εμφανίζονται υψηλό κίνδυνο υπερκατάτμησης.



Σχήμα 3.9: (a) Αρχική εικόνα, (b) Μέτρο κλίσης της εικόνας, (c)-(d) Εσωτερικοί και εξωτερικοί σηματοδευτές αντίστοιχα, όπως προέκυψαν μέσω μορφολογικής επεξεργασίας της εικόνας, (e) Υπέρθυση των σηματοδευτών και του αποτελέσματος κατάτμησης με watershed πάνω στην αρχική εικόνα, (f) Αναπαράσταση κατάτμησης watershed με χρώμα για τον διαχωρισμό των αντικειμένων.

(Πηγή: <http://www.mathworks.com/help/images/examples/marker-controlled-watershed-segmentation.html>)



Σχήμα 3.10: Διαδικασία πλημμυρίσματος των λεκανών απορρόφησης. Πιθανή υπερκατάτμηση όταν δεν υπάρχει έλεγχος των ελαχίστων, σε αντίθεση με το πλημμύρισμα μετά τη χρήση σηματοδωτών

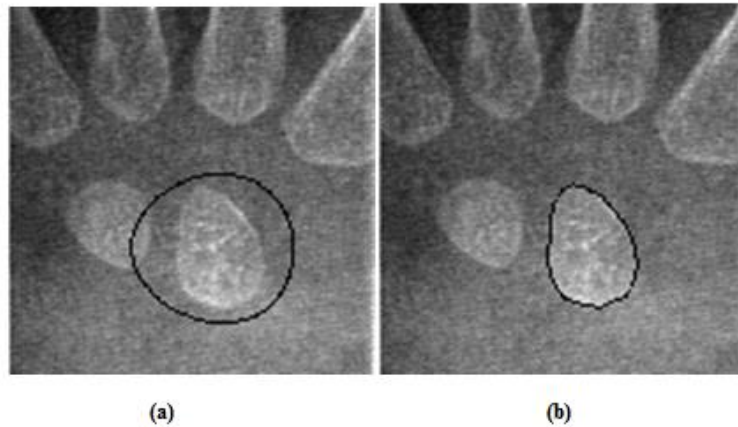
3.3.5 Παραμορφώσιμα μοντέλα

Τα παραμορφώσιμα μοντέλα, αν και αρχικά αναπτύχθηκαν ως εργαλείο για εφαρμογές της όρασης υπολογιστών, γρήγορα απέκτησαν χρησιμότητα στον κλάδο της ιατρικής απεικόνισης. Διδιάστατα και τρισδιάστατα μοντέλα έχουν χρησιμοποιηθεί σε διάφορες ιατρικές εικόνες (X-ray, CT, MRI) για αναγνώριση μικροσκοπικών ή μακροσκοπικών ανατομικών δομών, κατάτμηση, ακόμα και ανίχνευση κίνησης.

Η γεωμετρία των παραμορφώσιμων μοντέλων επιτρέπει την κάλυψη διάφορων σχημάτων αξιοποιώντας γεωμετρικές αναπαραστάσεις με πολλούς βαθμούς ελευθερίας, οι οποίοι όμως δεν εξελίσσονται ανεξάρτητα. Βασικό χαρακτηριστικό τους είναι η ευελιξία τους και η ικανότητά τους να ενσωματώνουν τόσο γεωμετρικούς περιορισμούς στο σχήμα των αντικειμένων όσο και τοπικά δεδομένα της εικόνας. Πρόκειται για κλειστές και συνεχείς καμπύλες, οι οποίες βασίζονται στη συνέχεια και στην ομοιότητα των χαρακτηριστικών στην επιφάνεια ενός αντικειμένου, καθώς και σε προηγούμενη γνώση του σχήματός του, για να πραγματοποιήσουν κατάτμηση. Η μέθοδος αυτή δεν επηρεάζεται τόσο από το θόρυβο ή άλλες ανωμαλίες που μπορεί να κυριαρχούν στα όρια των αντικειμένων [18]. Σε αντίθεση με τη μέθοδο ανίχνευσης ακμών, τα περιγράμματα που προκύπτουν από παραμορφώσιμα μοντέλα είναι συνεχή στο χώρο της εικόνας.

Το πιο διαδεδομένο μοντέλο είναι γνωστό με την ονομασία *ενεργά περιγράμματα* (*active contours*) ή *φίδια* (*snakes*) και προτάθηκε από τους Kass et al., 1987 [19]. Στα σχήματα 3.11 και 3.12 παρουσιάζονται παραδείγματα της λειτουργίας τους. Πρόκειται για παραμετρικές καμπύλες (π.χ. ένα πλήθος από σημεία και παρεμβολή με splines [16]), οι οποίες αρχικά λαμβάνουν ένα προσεγγιστικό περίγραμμα της δομής ενδιαφέροντος και κινούνται στο επίπεδο της εικόνας. Στη συνέχεια το περίγραμμα παραμορφώνεται με κάποιο αλγοριθμικό τρόπο, ώστε να προσεγγίσει με ολόένα και μεγαλύτερη ακρίβεια τις πραγματικές ακμές της δομής. Η παραμόρφωση, βέβαια, δε γίνεται ανεξέλεγκτα, αλλά σύμφωνα με κάποιο μηχανικό μοντέλο ελαστικότητας, ώστε να διατηρείται μορφή συνοχής και ομαλότητας στο περίγραμμα, και υπό την επίδραση δυνάμεων με βάση τα χαρακτηριστικά στοιχεία της εικόνας (ένταση, υφή, χρώμα, κλπ.).

Για την τελική μορφή του περιγράμματος απαιτείται η ελαχιστοποίηση μιας συνάρτησης ενέργειας, η οποία περιλαμβάνει μια εσωτερική και μια εξωτερική συνιστώσα. Η εσωτερική συνιστώσα πηγάζει από την ίδια την καμπύλη και ευθύνεται για την ομαλότητα και τη συνέχεια της μορφής του περιγράμματος, ενώ η εξωτερική έλκει και «κλειδώνει» το περίγραμμα στα όρια του αντικειμένου που μας ενδιαφέρει [2]. Ωστόσο, η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί τοπική πληροφορία και πρέπει να ορίζεται κοντά στο αντικείμενο που μας ενδιαφέρει. Η ανάγκη για αρχικοποίηση της καμπύλης από τον χρήστη καθιστά τη μέθοδο μη αυτόματη στις περισσότερες περιπτώσεις.



Σχήμα 3.11: Κατάτμηση με snakes. (a) Αρχική καμπύλη (b) Τελικό αποτέλεσμα κατάτμησης

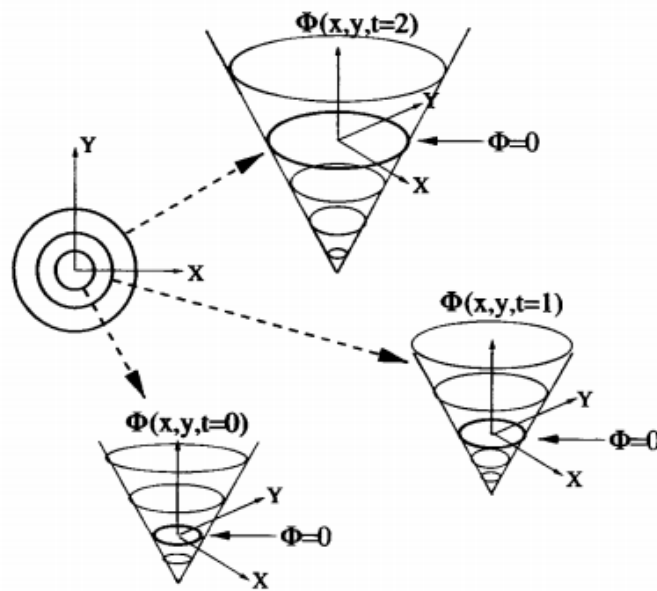


Σχήμα 3.12: (a) Αρχική εικόνα CT, (b) Ανίχνευση ακμών εικόνας, (c) Αρχική καμπύλη snake, (d)-(f) Εξέλιξη και ώθηση της καμπύλης στα όρια της κοιλίας. [18]

Συχνά, υπάρχει κίνδυνος η καμπύλη να συγκλίνει, λόγω θορύβου, σε κάποιο τοπικό ελάχιστο της συνάρτησης ενέργειας που δεν έχει σχέση με τα πραγματικά όρια του αντικειμένου που μας ενδιαφέρει. Ο Cohen (1991) εισήγαγε την έννοια της «δύναμης μπαλονιού», η οποία μπορεί να φουσκώνει και να ξεφουσκώνει την καμπύλη, ώστε να αγνοούνται οι αδιάφορες ακμές της εικόνας. Με αυτόν τον τρόπο η καμπύλη καθίσταται περισσότερο ανθεκτική στο θόρυβο και στις μεταβολές της αρχικής θέσης. Το μοντέλο αυτό είναι κατάλληλο για περιπτώσεις ομαλών και ομοιογενών αντικειμένων, όμως αποτυγχάνει όταν τα αντικείμενα είναι περισσότερο πολύπλοκα [20].

Ένα σημαντικό μειονέκτημα του κλασσικού μοντέλου των ενεργών περιγραμμάτων είναι ότι αποτυγχάνει να παρακολουθήσει τις εξελίξεις στην τοπολογία των καμπυλών, δηλαδή σε περιπτώσεις διάσπασης ή συγχώνευσης καμπυλών. Για την ανίχνευση πιθανών διασπάσεων και συγχωνεύσεων έχουν αναπτυχθεί διάφορες μέθοδοι, βασισμένες συχνά σε ευριστικές τεχνικές (Leitner and Cinquin 1991, McInerney and Terzopoulos 1995, Szeliski et al 1993). Οι μέθοδοι αυτές είναι όμως αναποτελεσματικές όταν ο αριθμός των αντικειμένων που θέλουμε να ανιχνεύσουμε σε μια εικόνα δεν είναι εκ των προτέρων γνωστός [20].

Μια άλλη μέθοδος κατάτμησης που έχει χρησιμοποιηθεί σε ιατρικές απεικονίσεις και ανήκει στην κατηγορία των παραμορφώσιμων μοντέλων είναι η εξέλιξη καμπύλης με *επιπεδοσύνολα* (*Level sets*). Η μέθοδος των επιπεδοσυνόλων προτάθηκε από τους Osher και Sethian (1988) και επιλύει προβλήματα τοπολογίας, όπως αυτά που αναφέρθηκαν προηγουμένως, ενσωματώνοντας την καμπύλη σε μια συνάρτηση επιπεδοσυνόλου. Η καμπύλη βρίσκεται ακριβώς στην τομή μεταξύ της συνάρτηση επιπεδοσυνόλου και του x-y επιπέδου και αντιστοιχεί στα όρια του αντικειμένου προς κατάτμηση. Για μια 2-D καμπύλη, η συνάρτηση επιπεδοσυνόλου ϕ αναπαρίσταται ως μια 3-D επιφάνεια, της οποίας το ύψος συμβολίζει την απόσταση ενός σημείου (x,y) από την καμπύλη στο x-y επίπεδο. Έτσι, η μηδενική στάθμη της συνάρτησης αντιστοιχεί στην ίδια την καμπύλη: $\phi(x, y, t=0) = 0$ [10]. Στο σχήμα 3.13 [16], απεικονίζεται η εξέλιξη της καμπύλης με βάση τη θεωρία των επιπεδοσυνόλων. Ένα σημαντικό πλεονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι ότι μπορεί να διαχειρίζεται αλλαγές στην τοπολογία, καθώς η συνάρτηση Φ θα παραμένει πάντα συνάρτηση, ακόμα κι αν υποστεί διαχωρισμούς ή συγχωνεύσεις. Επίσης, μέσω της συνάρτησης Φ είναι δυνατός και ο προσδιορισμός γεωμετρικών χαρακτηριστικών της καμπύλης, όπως για παράδειγμα της καμπυλότητας. Τέλος, η μέθοδος μπορεί εύκολα να χρησιμοποιηθεί για περισσότερες διαστάσεις, όπως για την εξέλιξη επιφανειών των αντικειμένων σε 3-D απεικονίσεις [16].



Σχήμα 3.13: Εξέλιξη καμπύλης ενσωματώνοντας την ως επίπεδο της συνάρτησης Φ [Sethian (1999)]

3.3.6 Κατάτμηση με βάση τεχνικές ταξινόμησης

Με τη διαδικασία ταξινόμησης επιτυγχάνεται η μείωση της ποσότητας των δεδομένων, ομαδοποιώντας δεδομένα με κοινά χαρακτηριστικά. Τέτοιες ομαδοποιήσεις διευκολύνουν τον ανθρώπινο εγκέφαλο να επεξεργαστεί την παρεχόμενη πληροφορία με τρόπο πιο αποτελεσματικό και ακριβή. Η ομαδοποίηση στο χώρο των χαρακτηριστικών των δεδομένων πραγματοποιείται αυτόματα με χρήση αλγορίθμων *ταξινόμησης* (*classification*). Οι αλγόριθμοι ταξινόμησης μπορούν να διακριθούν σε ιεραρχικούς και τους διαμεριστικούς. Οι ιεραρχικοί αλγόριθμοι αρχικοποιούνται με τυχαίο προσδιορισμό των κλάσεων και αναπτύσσονται διασπώντας μεγάλες μη ομογενείς κατηγορίες ή ενώνοντας μικρές

κατηγορίες με μεγάλη ομοιότητα. Οι διαμεριστικοί αλγόριθμοι επιχειρούν να διαιρέσουν άμεσα τα δεδομένα σε ένα σύνολο διακριτών κατηγοριών (κλάσεις), ελαχιστοποιώντας ένα μέτρο ανομοιότητας μεταξύ δεδομένων που ανήκουν στην ίδια κατηγορία και μεγιστοποιώντας το μέτρο αυτό για δεδομένα που ανήκουν σε διαφορετικές κατηγορίες [2].

Αλγόριθμοι ταξινόμησης δε χρησιμοποιούνται εύκολα στις περιπτώσεις ακτινογραφικών εικόνων, καθώς υπάρχει επικάλυψη μεταξύ μερών και χαρακτηριστικών του σώματος. Επίσης, η χρήση ενός τέτοιου αλγορίθμου για κατάτμηση απαιτεί κάποιου είδους εκμάθηση και επομένως βασίζεται σε μεγάλο βαθμό στα διαθέσιμα δείγματα που θα χρησιμοποιηθούν για το σκοπό αυτό [10].

3.4 Το προσκήνιο της έρευνας στην κατάτμηση ιατρικών εικόνων (State-of-the-art)

Οι αλγόριθμοι που περιγράφηκαν στην προηγούμενη παράγραφο έχουν βρει ευρεία εφαρμογή στον κλάδο της ιατρικής απεικόνισης. Συνδυασμοί αυτών ή παραλλαγές τους έχουν χρησιμοποιηθεί τις τελευταίες δεκαετίες για την κατάτμηση ιατρικών εικόνων και την εξαγωγή πληροφοριών από αυτές, με απώτερο σκοπό τη διευκόλυνση των ειδικών στην αξιολόγηση των εικόνων και τη βελτίωση της αποτελεσματικότητας τους στην έγκαιρη διάγνωση παθολογικών στοιχείων.

Η ανάγκη για αυτοματοποιημένους αλγορίθμους και διαδικασίες διάγνωσης μέσω υπολογιστή είναι εμφανής σε πολλές περιπτώσεις, όπως για παράδειγμα στην εκτίμηση της σκελετικής ανάπτυξης, στην οποία στοχεύει το μεγαλύτερο μέρος της μέχρι τώρα έρευνας. Για την εκτίμηση της οστικής ηλικίας μέσω ακτινογραφιών άκρας χειρός, χρησιμοποιούνται από τους ειδικούς κλινικές μέθοδοι, οι πιο γνωστές από τις οποίες είναι η μέθοδος που προτάθηκε από τους Greulich και Pyle (GP) και εκείνη των Tanner και Whitehouse (TW). Η μέθοδος GP χρησιμοποιεί έναν άτλαντα ακτινογραφιών, με τον οποίο συγκρίνει την ακτινογραφία του εξεταζόμενου με βάση το φύλο και την ηλικία. Πρόκειται για μια διαδικασία «ταιριάσματος» χαρακτηριστικών, η οποία ωστόσο επαφίεται στην κρίση και την ικανότητα του ειδικού να εξάγει αξιόπιστα αποτελέσματα. Η μέθοδος TW βασίζεται σε μια λεπτομερή ανάλυση για κάθε οστό ξεχωριστά, μέσα από την κατηγοριοποίηση σε κλάσεις που αντικατοπτρίζουν το βαθμό ανάπτυξης και την περιγραφή του με βάση κάποιο «σκορ». Το άθροισμα όλων των σκορ των οστών αναδεικνύει την οστική ηλικία. Μια βελτίωση της μεθόδου αυτής (TW2) εξετάζει 20 περιοχές ενδιαφέροντος των οστών του χεριού, οι οποίες εντοπίζονται στις αρθρώσεις και χωρίζονται στην επίφυση, τη μετάφυση και τη διάφυση, και υπολογίζει το σκορ κάθε περιοχής καθώς και το άθροισμά τους, συσχετίζοντάς το με την οστική ηλικία σύμφωνα το φύλο. Η μέθοδος αυτή είναι πιο αξιόπιστη, αλλά πολύπλοκη, και απαιτεί από τους ειδικούς περισσότερο χρόνο και προσπάθεια [26].

Ένα μεγάλο μέρος της έρευνας στον τομέα αυτό, λοιπόν, έχει στραφεί στην αυτοματοποίηση της επεξεργασίας ακτινογραφιών άκρας χειρός για τον υπολογισμό της οστικής ηλικίας. Όπως έγινε λόγος στο δεύτερο κεφάλαιο, οι αυτόματες διαδικασίες διάγνωσης μέσω υπολογιστή, συνεισφέρουν σημαντικά στην ταχύτητα και στην ακρίβεια των αποτελεσμάτων, όχι μόνο στην εκτίμηση της σκελετικής ανάπτυξης, αλλά για οποιαδήποτε περίπτωση που απαιτεί ανάλυση ακτινογραφικών απεικονίσεων. Στη συνέχεια, σκιαγραφείται το προσκήνιο της έρευνας στο σχετικό τομέα με βάση μια σύγκριση και ανάλυση προηγούμενων μεθόδων που πραγματοποιείται στο [26], αλλά και άλλων.

Μία από τις πρώτες προσπάθειες αυτόματης κατάτμησης των οστών σε ακτινογραφικές εικόνες χεριών, είναι ένα σύστημα βασισμένο σε μοντέλα, με το όνομα HANDX, το οποίο αναπτύχθηκε από τους Michael και Nelson το 1989 [27]. Σύμφωνα με τους συγγραφείς, το σύστημα αποτελείται από τρία στάδια και είναι σε θέση να εντοπίσει αυτόματα και να απομονώσει τα οστά μιας ακτινογραφίας χεριού. Στο στάδιο της προεπεξεργασίας, τα οστά και ο μαλακός ιστός του χεριού διαχωρίζονται από το υπόβαθρο της εικόνας. Έπειτα, χρησιμοποιείται μια μέθοδος βασισμένη σε μοντέλα-πρότυπα για την εύρεση των οστών του χεριού, η οποία χρησιμοποιεί πρότερη γνώση για τη σχετική θέση των οστών, τόσο μεταξύ τους όσο και σε σχέση με το περίγραμμα του χεριού. Στο στάδιο της κατάτμησης, εντοπίζονται τα περιγράμματα συγκεκριμένων οστών, χρησιμοποιώντας έναν αλγόριθμο προσαρμοσμένου περιγράμματος. Τέλος, στο στάδιο των μετρήσεων, πραγματοποιούνται υπολογισμοί του πλάτους και του μήκους των οστών. Η συγκεκριμένη μέθοδος ωστόσο, απαιτεί το συσχετισμό των μοντέλων με ήδη υπάρχουσα πληροφορία.

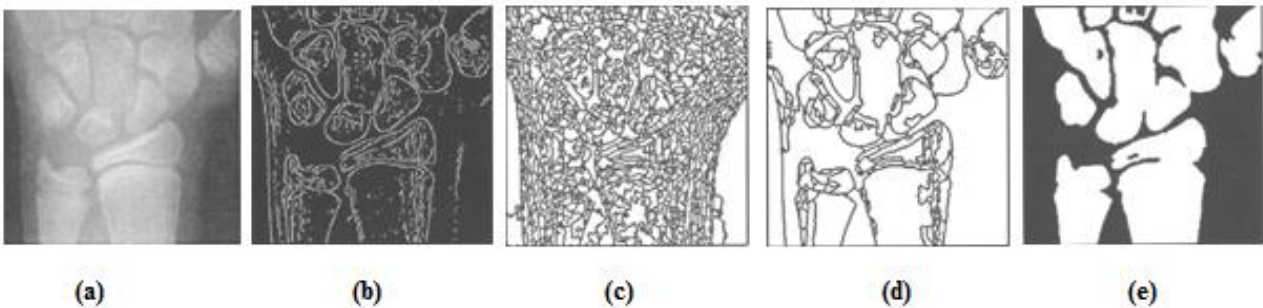
Οι Pietka et al. (1991) εισήγαγαν στο [28] μια μέθοδο ανάλυσης των φαλαγγικών περιοχών. Σε αυτή την έρευνα εισάγεται ο όρος των PROI (Phalangeal Regions of Interest), ως των περιοχών ενδιαφέροντος που περιέχουν τις φάλαγγες και τις επιφύσεις του χεριού. Η επεξεργασία γίνεται σε διάφορα στάδια. Αρχικά, αφαιρείται το background και περιστρέφεται το υπόλοιπο της εικόνας ώστε το χέρι να φτάσει σε μία κανονικοποιημένη θέση και στη συνέχεια εντοπίζεται η φαλαγγική περιοχή ενδιαφέροντος (PROI). Δύο κατακόρυφες γραμμές σαρώνουν το χέρι ξεκινώντας από το κεντρικό σημείο της περιοχής ενδιαφέροντος και μετακινούμενες σε αντίθετες κατευθύνσεις, προς τα δεξιά και το αριστερό όριο του χεριού. Κάθε γραμμή σταματάει στο τελευταίο pixel που ανήκει στο χέρι και με αυτόν τον τρόπο το δεξί και το αριστερό όριο του χεριού έχουν καθοριστεί. Για την κατάτμηση των οστών και των επιφύσεων με τη χρήση των PROI, είναι απαραίτητη η μετατροπή της εικόνας σε δυαδική, αφού πρώτα αυτή μετασχηματιστεί με δύο πυρήνες Sobel. Το αποτέλεσμα υπόκειται σε κατωφλίωση, χρησιμοποιώντας μια τιμή κατωφλίου που προέκυψε εμπειρικά, ώστε να είναι δυνατό από την κατωφλιωμένη εικόνα να βρεθούν οι ακμές των οστών και των επιφύσεων. Οι μετρήσεις που πραγματοποιούνται, μεταφράζονται εν τέλει σε οστική ηλικία.

Το 1993, οι Pietka et al. ασχολήθηκαν επίσης με την ανάλυση των οστών του καρπού [29], χρησιμοποιώντας τεχνικές επεξεργασίας εικόνας για την εκτίμηση της σκελετικής ανάπτυξης. Αρχικά, αφαιρείται το background και υπολογίζεται η μέση τιμή έντασης της grayscale εικόνας, ώστε να επιτευχθεί κατωφλίωση της εικόνας. Μετά από ανάλυση του σχήματος του χεριού στην κατωφλιωμένη εικόνα, εντοπίζεται η καρπική περιοχή ενδιαφέροντος (Carpal bone Region of Interest – CROI). Έπειτα, πραγματοποιείται μια δυναμική μέθοδος κατωφλίωσης, χρησιμοποιώντας παράθυρα διάφορων μεγεθών, για το διαχωρισμό των οστών και του μαλακού ιστού. Ακολουθεί ένα στάδιο μορφολογικής επεξεργασίας, για την απομόνωση των οστών του καρπού από γειτονικά οστά, την κερκίδα, την ωλένη και τα μετακάρπια. Τα οστά της διορθωμένης περιοχής ενδιαφέροντος, διαχωρίζονται και περιγράφονται με βάση κάποια χαρακτηριστικά. Με περαιτέρω ανάλυση των καρπικών οστών που επιλέγονται και σε συνδυασμό με τις παραμέτρους που προκύπτουν από την ανάλυση των PROI, είναι δυνατή η εκτίμηση της ηλικίας των οστών.

Τέλος, για τη μέτρηση της οστικής ηλικίας μέσω υπολογιστή οι Pietka et al. κάνουν αναφορά και στην εξαγωγή των επιφυσιακών/μεταφυσιακών περιοχών ενδιαφέροντος (EMROI) [22]. Για κάθε δάκτυλο, μεταξύ των φαλάγγων εντοπίζονται τρεις EMROI που περιλαμβάνουν την επίφυση, τη μετάφυση και τη διάφυση (ή το πάνω μέρος των μετακαρπικών οστών). Με υπολογισμό των διαμέτρων

τους και περαιτέρω ανάλυση, η πληροφορία που εξάγεται αποτελεί μια αντικειμενική εκτίμηση της ανάπτυξης των οστών.

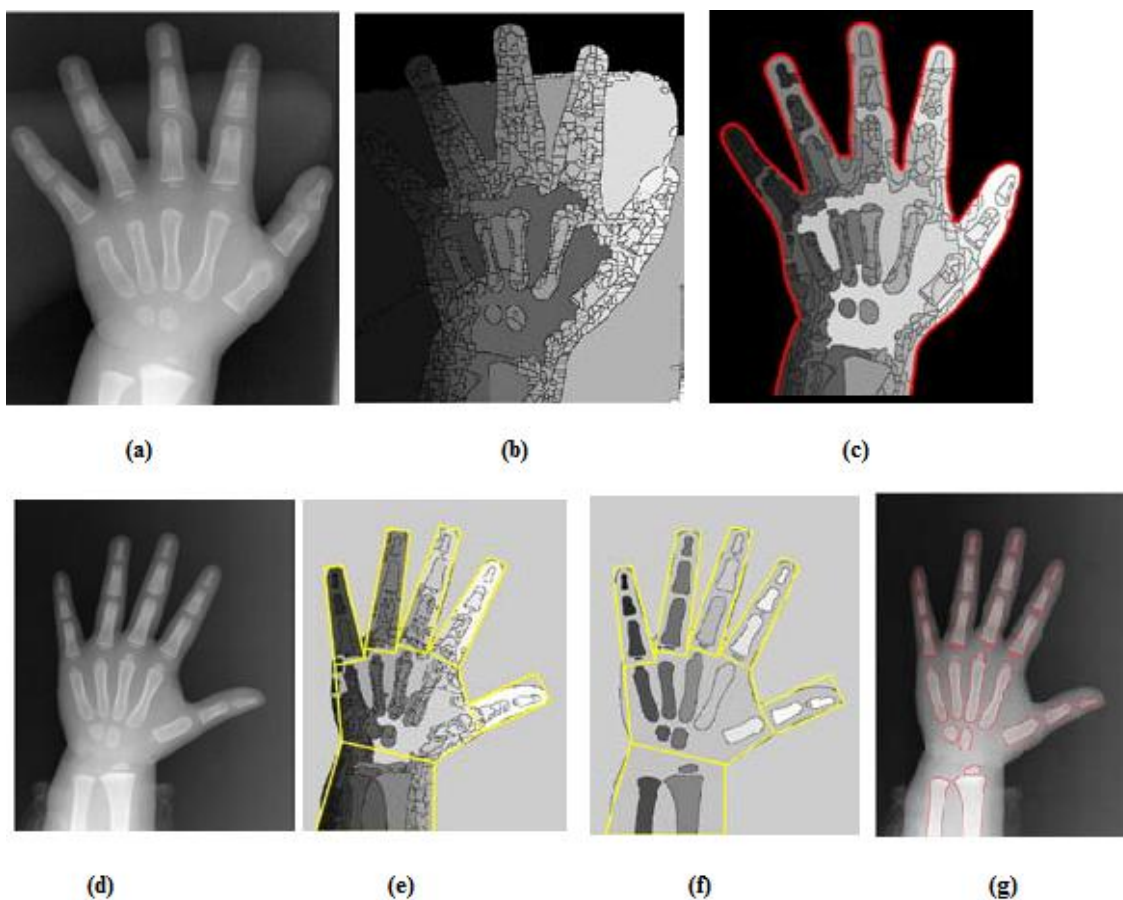
Μια νέα μέθοδος κατάτμησης των οστών του καρπού βασισμένη σε ανάπτυξη και συγχώνευση περιοχών προτάθηκε το 1994 από τους Manos et al. [15]. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί αρχικά φιλτράρισμα για την αποβολή του υψίσυχνου θορύβου, το οποίο όμως διατηρεί τις ακμές. Στη συνέχεια, εφαρμόζεται ανάπτυξη ακμών, η οποία προκαλεί υπερκατάτμηση, και ακολουθεί ένα στάδιο συγχώνευσης περιοχών που λαμβάνει υπ' όψη τις ομοιότητες των επιπέδων του γκρι, το μέγεθος των περιοχών καθώς και τη συνεκτικότητά τους. Ωστόσο, για πιο αποτελεσματική συγχώνευση των περιοχών, χρησιμοποιείται και πληροφορία που προκύπτει μέσω εύρεσης ακμών χρησιμοποιώντας Canny ανιχνευτή, ώστε η συγχώνευση να πραγματοποιείται μόνο για τις περιοχές των οποίων τα όρια δεν ανήκουν ακμές που βρίσκει ο ανιχνευτής. Στο στάδιο εξαγωγής των οστών, οι περιοχές αυτές κατηγοριοποιούνται σε οστό ή background, χρησιμοποιώντας ευριστικούς κανόνες με βάση τις τιμές εντάσεων του γκρι της περιοχής, το contrast, κλπ. Στο τελικό στάδιο, ανάλογα με το επίπεδο σκελετικής ωρίμανσης, υπάρχει περίπτωση κάποια οστά να παρουσιάζονται ενωμένα, οπότε πραγματοποιείται ο διαχωρισμός και η τελική κατάτμηση των οστών του καρπού. Τα αποτελέσματα της μεθόδου φαίνονται στο Σχήμα 3.14. Όπως αναφέρεται στην αντίστοιχη δημοσίευση, η μέθοδος ανάπτυξης και συγχώνευσης των περιοχών σε συνδυασμό με πληροφορία προερχόμενη από την ανίχνευση των ακμών, παράγει αρκετά αξιόπιστα αποτελέσματα και σημαντική βελτίωση σε σχέση με άλλες μεθόδους. Ένα πρόβλημα που παρουσιάζεται είναι η λανθασμένη κατηγοριοποίηση κάποιων περιοχών ως οστά ή background. Η μέθοδος αναπτύχθηκε μέσω 14 εικόνων του καρπού και δοκιμάστηκε σε άλλες 13 εικόνες. Επίσης, δοκιμάστηκαν και άλλες περιοχές, όπως οι φάλαγγες του χεριού.



Σχήμα 3.14: Κατάτμηση με ανάπτυξη και συγχώνευση περιοχών (Manos)

(a) Αρχική εικόνα, (b) Αποτέλεσμα ανίχνευσης ακμών, (c) Αποτέλεσμα ανάπτυξης περιοχών, (d) Αποτέλεσμα συγχώνευσης, (e) Τελικό αποτέλεσμα

Στο [17] προτείνεται μια μέθοδος για την κατάτμηση ακτινογραφιών ανηλικών και την ανίχνευση των οστών του χεριού σε 30 δείγματα που αντιστοιχούν σε μικρές ηλικίες. Βέβαια, σε ακτινογραφίες ενηλίκων, όπου τα οστά δεν είναι το ίδιο διακριτά, θα ήταν δύσκολος ο διαχωρισμός των περιοχών. Η μέθοδος αυτή ξεκινά με μετασχηματισμό watershed της εικόνας, μετά την εφαρμογή φίλτρου για αποθορυβοποίηση, όμως το αποτέλεσμα παρουσιάζει, όπως είναι αναμενόμενο λόγω θορύβου, υπερκατάτμηση. Στη συνέχεια, χρησιμοποιείται μέθοδος συγχώνευσης των περιοχών, χρησιμοποιώντας ως κριτήριο τις ανομοιότητες της έντασης μεταξύ περιοχών, ώστε να απομονωθεί το χέρι από το background. Με βάση την καμπυλότητα, γίνεται η εξαγωγή των περιοχών ενδιαφέροντος, χωρίζοντας το χέρι σε υπο-περιοχές, και για κάθε περιοχή ξεχωριστά, πραγματοποιείται κατάτμηση των οστών, όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 3.15.

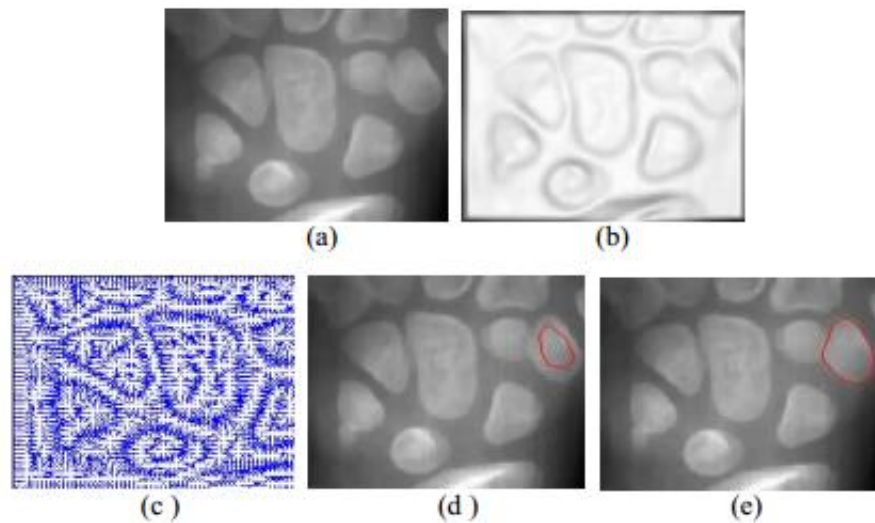


Σχήμα 3.15: (a) Αρχική εικόνα, (b) Εικόνα μετά από ανισοτροπικό φιλτράρισμα και watershed με χρήση κατωφλίου, (c) Συγγώνευση περιοχών για την αποβολή του background, (d) Αρχική εικόνα, (e) Περιοχές ενδιαφέροντος μετά την απομόνωση του χεριού από το background, (f) Τελικό αποτέλεσμα κατάτμησης με εξαγωγή των οστών από το μαλακό ιστό του χεριού, (g) Εμφάνιση περιγράμματος στην αρχική εικόνα

Οι Garcia et al. πρότειναν στο [29] ένα πλήρως αυτοματοποιημένο σύστημα για τον εντοπισμό των περιγραμμάτων των οστών βασισμένο σε ενεργά περιγράμματα. Για την αρχική θέση της καμπύλης στο εσωτερικό του οστού ενδιαφέροντος χρησιμοποιείται προηγούμενη γνώση με βάση κάποια μοντέλα ακτινογραφιών χεριού. Στη συνέχεια, για την κατάτμηση, εφαρμόζεται ένας αλγόριθμος snakes, τέτοιος ώστε οι παράμετροι να προσαρμόζονται κατάλληλα για το κάθε οστό. Οι συγγραφείς, επίσης, παρουσιάζουν μια νέα τεχνική περικοπής, για να αποτρέψουν τις εξωτερικές δυνάμεις να παρασύρουν την καμπύλη-snake έξω από τα όρια του οστού. Τα αποτελέσματα δείχνουν πως η μέθοδος εξαρτάται από την ανάλυση της εικόνας, δηλαδή απαιτείται τουλάχιστον ένα κατώτατο όριο ανάλυσης για τη σωστή λειτουργία του αλγορίθμου.

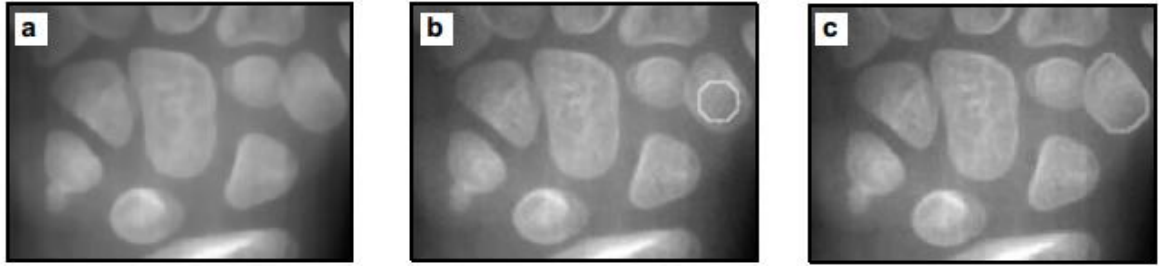
Άλλες προτάσεις κατάτμησης ιατρικών εικόνων βασισμένες σε snakes παρουσιάζονται στα εξής: Στο [21] ο McInerney προτείνει έναν αλγόριθμο βασισμένο σε snakes για την κατάτμηση ιατρικών εικόνων. Για την υποβοήθηση, ωστόσο, της διαδικασίας κατάτμησης, ο συγγραφέας αναμένει την εισαγωγή από τον χρήστη αρχικοποιήσεων-γραμμών με βάση τα αντικείμενα που ενδιαφέρουν προς αναγνώριση. Επιπλέον, οι Ballerini και Bocchi [23] παρουσιάζουν μια τροποποιημένη μέθοδο ενεργών περιγραμμάτων για τον εντοπισμό των οστών του χεριού, βασισμένη σε ξεχωριστά snakes για κάθε οστό.

Το 2004, οι Lin et al. παρουσίασαν μια νέα μέθοδο κατάτμησης των οστών του καρπού σε ακτινογραφίες ανηλικών, βασισμένη σε παραμορφώσιμα μοντέλα [30]. Η μέθοδος αποτελείται από τα εξής βήματα: Αρχικά, η εικόνα υπόκειται σε προεπεξεργασία με την εφαρμογή ενός ανισοτροπικού φίλτρου, για τοπική εξομάλυνση με ταυτόχρονη διατήρηση των ακμών. Έπειτα, υπολογίζονται ο χάρτης ακμών και το διάνυσμα ροής της κλίσης (Gradient Vector Flow – GVF) της εικόνας. Η αρχικοποίηση των περιγραμμάτων γίνεται στο εσωτερικό του οστού ενδιαφέροντος από το χρήστη, ενώ το τελικό περίγραμμα εξάγεται με τη μέθοδο GVF-Snakes. Το μοντέλο αυτό παράγει ένα πεδίο με ισχυρές δυνάμεις κοντά στις ακμές, επιλύει προβλήματα κακής αρχικοποίησης και δεν απαιτεί προηγούμενη γνώση για το αν η καμπύλη snake πρόκειται να αυξηθεί ή να συρρικνωθεί. Τα βασικά στάδια της μεθόδου συνοψίζονται στο Σχήμα 3.16.



Σχήμα 3.16: (a) Αρχική εικόνα, (b) Χάρτης ακμών, (c) Πεδίο GVF, (d) Αρχικό snake, (e) Τελικό αποτέλεσμα

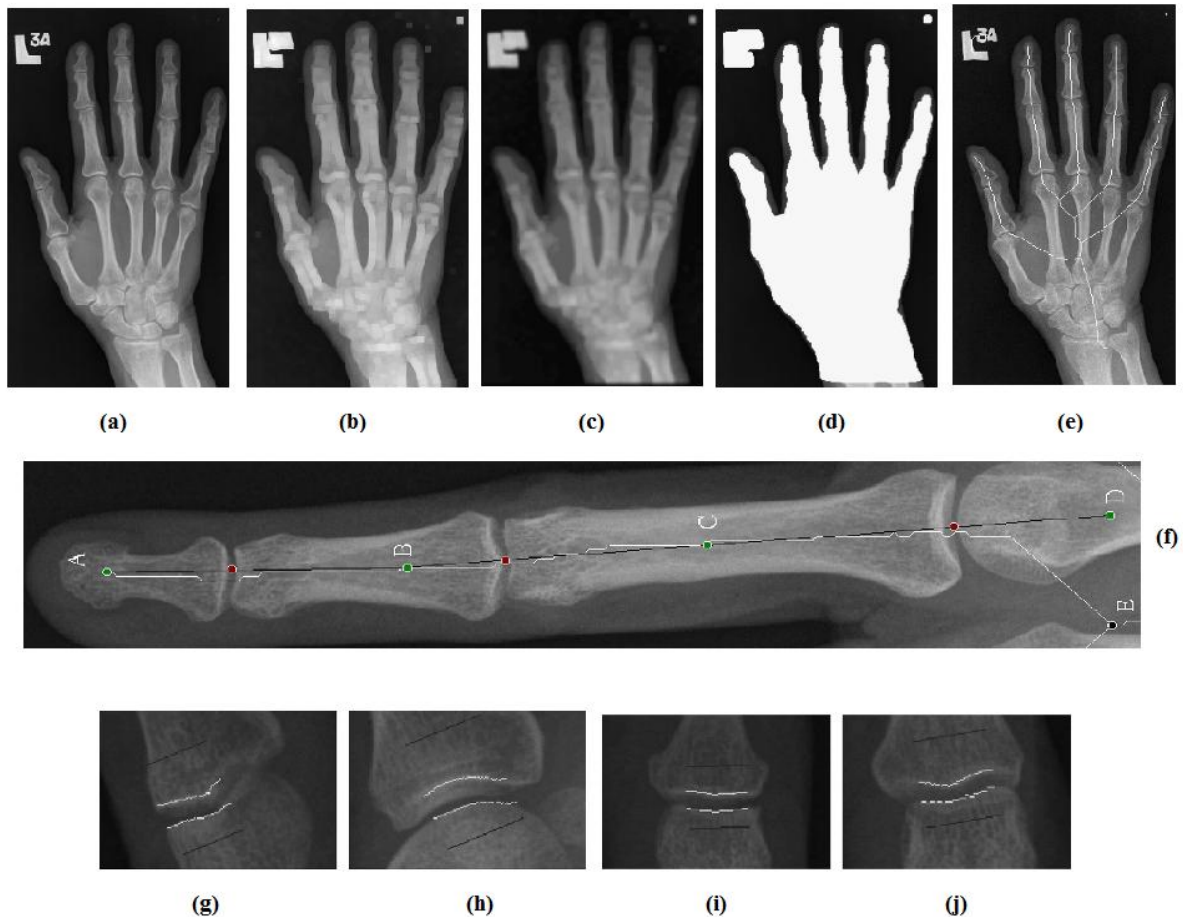
Το 2005, οι Lin et al. προτείνουν μια νέα μέθοδο για την κατάτμηση των οστών του καρπού, βασισμένη αυτή τη φορά στη μέθοδο των επιπεδοσυνόλων [31]. Η μέθοδος περιλαμβάνει δύο διαδικασίες: σε πρώτη φάση, η αρχική εικόνα του καρπού υπόκειται σε προεπεξεργασία με φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης. Έπειτα, η εικόνα του καρπού κατατέμενεται με βάση τα στατιστικά χαρακτηριστικά της περιοχής, με τη μέθοδο των επιπεδοσυνόλων. Η πληροφορία που θα εξαγόταν μέσω παραγώγων της εικόνας, δεν έχει νόημα για εικόνες χαμηλής αντίθεση ή υψηλού θορύβου. Επίσης, τα σημεία μεγάλης κλίσης δεν αντιστοιχούν απαραίτητα στις πραγματικά όρια μεταξύ των αντικειμένων και του background. Έτσι, η βασική ιδέα της μεθόδου αυτής είναι η χρήση στατιστικής πληροφορίας των περιοχών, των οποίων ενδιαφέρει η κατάτμηση. Η εφαρμογή επιπεδοσυνόλων κατά περιοχές αποσκοπεί στην εισαγωγή μιας δύναμης που λαμβάνει υπόψη την πληροφορία ανάμεσα στις περιοχές, έτσι ώστε να προσδώσει ευρωστία, αλλά και να αποφέρει έναν αποδοτικότερο διαχωρισμό ομοιογενών περιοχών. Συχνά, πολλές περιοχές χαρακτηρίζονται από μικρές εναλλαγές στην κλίμακα του γκρι και τα όρια μεταξύ αυτών δεν είναι καν εμφανή. Στο Σχήμα 3.17 απεικονίζεται μια σημαντική διαφορά της τεχνικής αυτής από τις περισσότερες τεχνικές κατάτμησης, οι οποίες θεωρούν ότι ένα pixel μπορεί να ανήκει σε ένα μόνο αντικείμενο: ακόμα και όταν υπάρχει επικάλυψη μεταξύ των οστών, είναι δυνατός ο διαχωρισμός και η κατάτμησή τους. Ωστόσο, και αυτή η μέθοδος απαιτεί την εισαγωγή του αρχικού προσεγγιστικού περιγράμματος από το χρήστη.



Σχήμα 3.17: Κατάτμηση επικαλυπτόμενων οστών με τη μέθοδο των επιπεδοσυνόλων κατά περιοχές
(**a**) Αρχική εικόνα, (**b**) Αρχικό περίγραμμα, (**c**) Αποτέλεσμα κατάτμησης επιπεδοσυνόλων

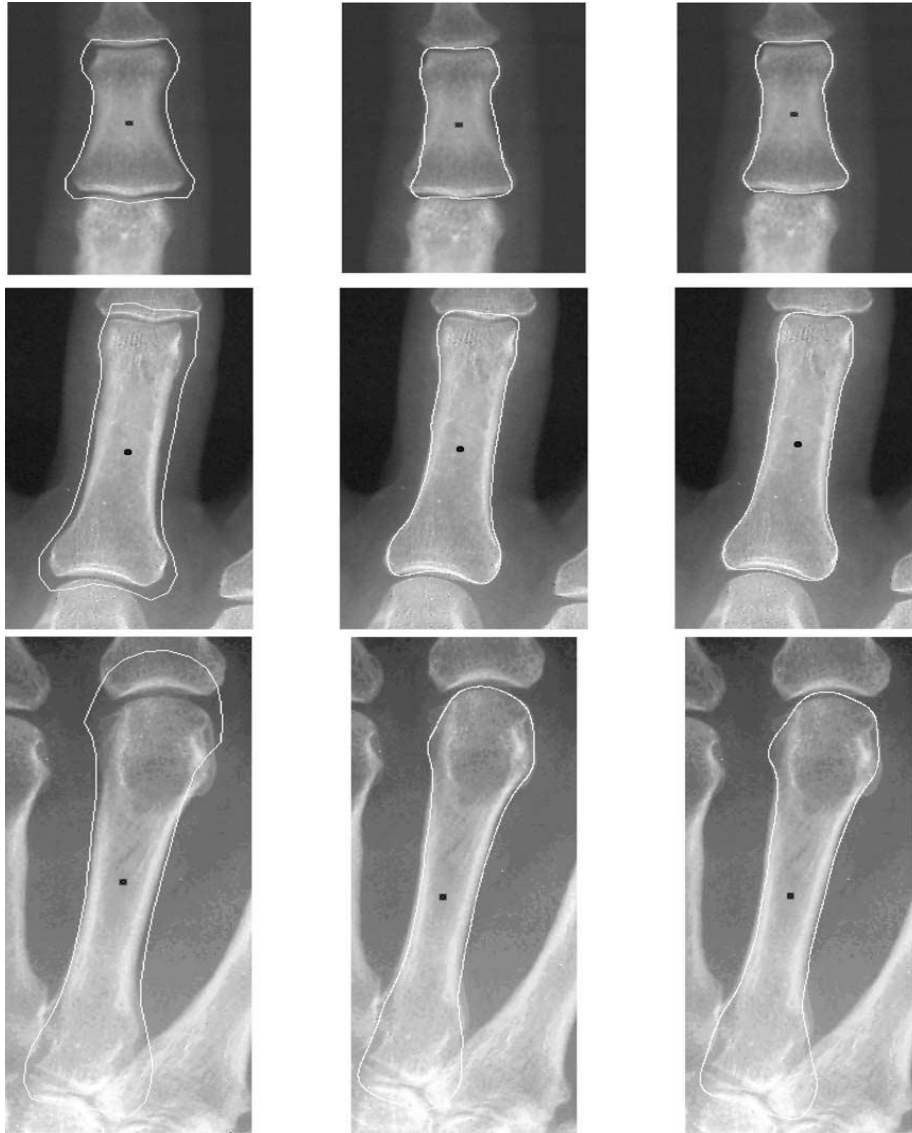
Μια πλήρως αυτόματη μέθοδος, και επίσης ιδιαίτερα αποδοτική, ακριβής και χωρίς ευαισθησία στην ποιότητα, προτάθηκε από τους Giordano et al. στο [32]. Η μεθοδός τους χρησιμοποιεί δύο συστήματα, ένα EMROI και ένα CROI, καθώς και έναν αποτελεσματικό αλγόριθμο που συνδυάζει GVF-Snakes με τη διαφορά Γκαουσιανών φίλτρων (DoG), για το διαχωρισμό ακόμα και αλληλοεπικαλύψεων. Παρόλα αυτά, οι συγγραφείς εγγυούνται αποτελέσματα σε ηλικίες μέχρι 10 ετών για δείγματα αρσενικών και 7 ετών για δείγματα θηλυκών χεριών. Σε προηγούμενο πείραμά του, ο Giordano είχε επίσης προτείνει την εξαγωγή των EMROI με μια τεχνική που βασίζεται σε DoG φιλτράρισμα της εικόνας και σε προσαρμοζόμενη κατωφλίωση μέσω μετασχηματισμού του ιστογράμματος της φιλτραρισμένης εικόνας και είχε κάνει λόγο και για την αναγκαιότητα ανάλυσης των καρπιαίων οστών για την υλοποίηση συστημάτων υπολογισμού της οστικής ηλικίας [33].

Οι Bielecki et al. στο [9] μελετούν την απόσταση μεταξύ των οστών στις αρθρώσεις (Joint Space Width – JSW). Τα δείγματα του πειράματος αποτέλεσαν 80 ακτινογραφίες άκρας χειρός, οι περισσότερες από τις οποίες παρουσίαζαν παθολογικά στοιχεία, όπως αρθρίτιδες, κλπ. Αρχικά, η κάθε εικόνα γίνεται αντικείμενο προεπεξεργασίας, στάδιο το οποίο περιλαμβάνει μορφολογική επεξεργασία (διαστολή-dilation) για την αφαίρεση περιοχών χαμηλής έντασης από το προσκήνιο και φιλτράρισμα της εικόνας με Γκαουσιανό φίλτρο για αποθορυβοποίηση. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται κατάτμηση μέσω κατωφλίωσης με τη μέθοδο του Otsu. Η δυαδική εικόνα που προκύπτει χρησιμοποιείται για την εξαγωγή ενός σκελετού του χεριού και τη μελέτη των κατάλληλων κλάδων (proper branches) που διέρχονται από κάθε δάκτυλο ξεχωριστά, μέσω μιας διαδικασίας που καλείται Fake Branch Elimination. Κατά μήκος των κλάδων αυτών, υπολογίζεται το προφίλ της έντασης της εικόνας, με σκοπό την εύρεση των φαλαγγικών αρθρώσεων. Μετά την εύρεση αυτών, είναι δυνατός ο υπολογισμός του JSW λαμβάνοντας τα περιγράμματα των οστών στην περιοχή ενδιαφέροντος. Στο Σχήμα 3.18 παρουσιάζονται τα βασικά στάδια της μεθόδου. Για τη συνολική απόδοση του συστήματος, εξετάζεται η αποτελεσματικότητα του κάθε σταδίου. Με τον αλγόριθμο του Otsu, που όπως προαναφέρθηκε δεν αποτελεί τη βέλτιστη λύση κατωφλίωσης ακτινογραφιών χεριού, η δυαδική εικόνα μπορεί να περιλαμβάνει κενά στο αντικείμενο ενδιαφέροντος ή να περιλαμβάνει, λανθασμένα, περιοχές του background. Επακόλουθο αυτού μπορεί να είναι η εξαγωγή λανθασμένου σκελετού και αδυναμία στην περαιτέρω ανάλυση των κλάδων. Γενικά όμως, η μέθοδος αποδίδει ικανοποιητικά και είναι πλήρως αυτόματη.



Σχήμα 3.18: (a) Αρχική εικόνα, (b) Διαστολή εικόνας, (c) Εικόνα μετά από Γκαουσιανό φίλτρο, (d) Κατωφλίωση Otsu, (e) Σκελετός δυαδικής εικόνας, (f) Απομόνωση κλάδων που αντιστοιχούν στις φάλαγγες και εντοπισμός των αρθρώσεων, (g)-(h) Παραδείγματα περιγραμμάτων των οστών στις αρθρώσεις

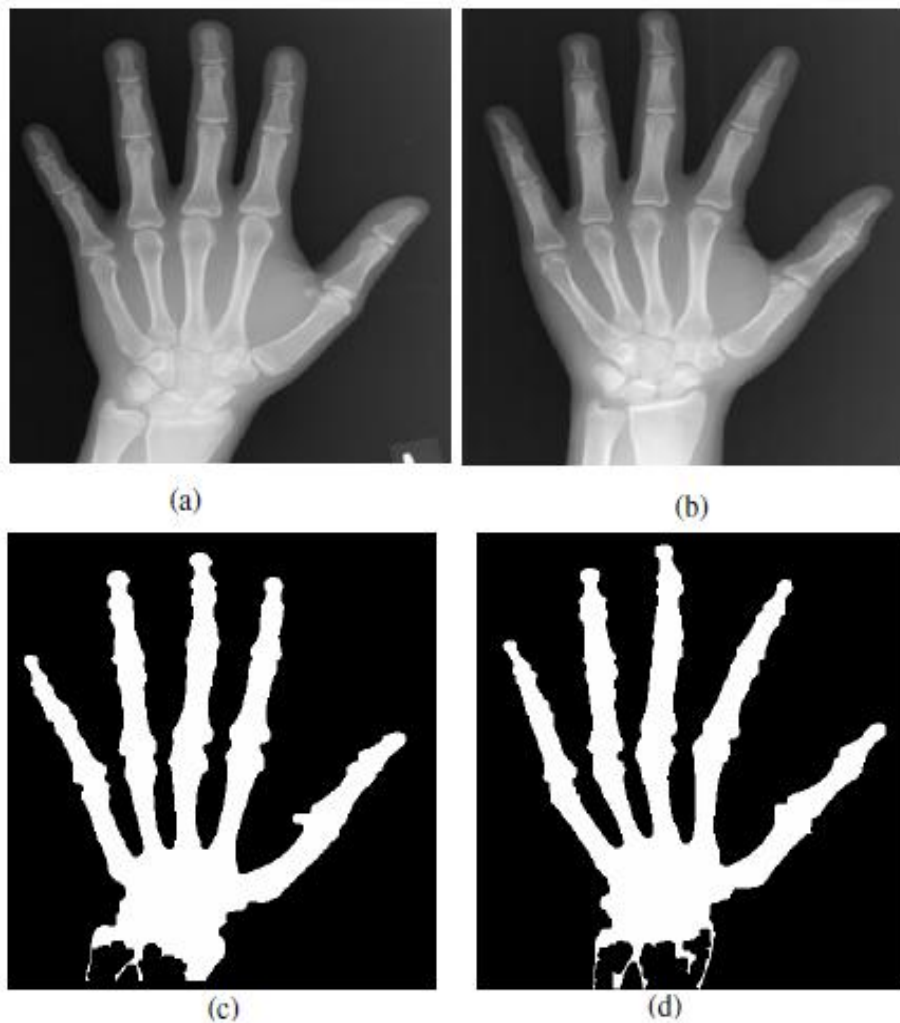
Μια προσπάθεια για την υλοποίηση αυτόματου συστήματος μέτρησης της οστικής πυκνότητας μέσω υπολογιστή γίνεται από τους Sotoca et al. στο [34]. Σύμφωνα με τη μέθοδο που προτείνουν οι συγγραφείς, η κατάτμηση της εικόνας και ο εντοπισμός των οστών γίνεται με βάση κάποια μοντέλα (Point Distribution Models – PDM και Active Shape Models – ASM). Χρησιμοποιώντας την κλίση της εικόνας το προσεγγιστικό μοντέλο οδηγείται στις πραγματικές ακμές του οστού, με σκοπό την κατάτμησή του (Σχήμα 3.19). Στη συνέχεια, επιδιώκεται ο υπολογισμός της μέσης τιμής έντασης του οστού, αφού η απορρόφηση ακτινοβολίας από το οστό συνδέεται με την πυκνότητά του. Σκοπός τους είναι η υλοποίηση ενός αποτελεσματικού συστήματος χαμηλού κόστους για ευρεία χρήση, ώστε να πραγματοποιείται έλεγχος πιθανής οστεοπόρωσης και να κρίνεται αν είναι απαραίτητο ο εξεταζόμενος να προβεί σε τεστ DEXA.



Σχήμα 3.19: Κατάτμηση μεσαίας φάλαγγας, εγγύς φάλαγγας και μετακαρπίου. Αριστερά, αρχικοποίηση του περιγράμματος με την ίδια γωνία που υπολογίστηκε για το οστό. Στο κέντρο, το μοντέλο μετά από 5 επαναλήψεις. Δεξιά, το τελικό αποτέλεσμα.

Στο [35], Οι Yuksel και Olmez προτείνουν έναν αυτόματο αλγόριθμο για κατάτμηση ολόκληρου του οστικού ιστού (και όχι μεμονωμένων οστών), σε 10 ακτινογραφίες άκρας χειρός με χρήση ενός ταξινομητή C-μέσων με 2 κλάσεις. Η κατάτμηση πραγματοποιείται σε τρία στάδια. Αρχικά, διορθώνεται ο μη ομοιόμορφος φωτισμός της εικόνας. Έπειτα, εξάγονται οι ακμές μεταξύ οστών και μαλακού ιστού και γίνεται βελτίωση των χαρακτηριστικών της εικόνας. Αυτό επιτυγχάνεται με τον πολλαπλασιασμό του χάρτη μεταβλητότητας, που δίνει την πληροφορία για τις ακμές της εικόνας, με μια μάσκα που παρουσιάζει κορυφές στα ακροδάχτυλα και στον καρπό. Τέλος, για το στάδιο της κατάτμησης η εικόνα χωρίζεται σε τυχαία υποπαράθυρα μικρού μεγέθους (μέγεθος περίπου όσο το πλάτος ενός δακτύλου) και η κατάτμηση εκτελείται τοπικά, με ανάλυση των χαρακτηριστικών του κάθε παραθύρου. Το κάθε υποπαράθυρο κατατέμενεται χρησιμοποιώντας ταξινομητή C-μέσων, ο οποίος κατηγοριοποιεί τα pixels σε

ακμές ή μη. Καθώς υπάρχουν πολλά υποπαράθυρα στα οποία μπορεί να αντιστοιχεί ένα pixel, διαφορετικές κατηγορίες μπορεί να επιλέγονται για το pixel σε κάθε ένα από τα παράθυρα. Για την αποθήκευση των επιμέρους αποτελεσμάτων κατάτμησης, χρησιμοποιούνται για κάθε pixel της εικόνας δύο μετρητές και σύμφωνα με την απόφαση του κάθε παραθύρου για το pixel, ένας από αυτούς αυξάνεται κάθε φορά. Η διαδικασία ολοκληρώνεται όταν ελεγχθούν όλα τα υποπαράθυρα της εικόνας, και το τελικό αποτέλεσμα της κατάτμησης λαμβάνεται σύμφωνα με το περιεχόμενο των μετρητών για κάθε pixel (ο μετρητής με τη μεγαλύτερη τιμή υπερτερεί). Έτσι, βρίσκονται οι ακμές των οστών. Για την εξαγωγή ολόκληρου του ιστού, εφαρμόζεται ένας αλγόριθμος ανάπτυξης περιοχών και το αποτέλεσμα απεικονίζεται στη συνέχεια.



Σχήμα 3.20: (a)-(b) Αρχικές εικόνες, (c)-(d) Αντίστοιχα αποτελέσματα κατάτμησης

3.5 Προβλήματα προηγούμενων ερευνών

Το κύριο πρόβλημα των ανωτέρω ερευνών είναι ότι το μεγαλύτερο μέρος αυτών έχει διαχειριστεί δεδομένα και ακτινογραφίες ανηλίκων, με απώτερο σκοπό την εκτίμηση της σκελετικής ανάπτυξής τους. Η μορφολογία των οστών είναι διαφορετική ανάμεσα σε ανηλίκους και ενηλίκους. Σε ανήλικα άτομα, τα οστά δεν έχουν αναπτυχθεί πλήρως και οι επικαλύψεις των οστών είναι ελάχιστες έως μηδαμινές, κάνοντας έτσι ευκολότερο τον εντοπισμό των ορίων τους και την κατάτμησή τους. Ακτινογραφίες ενηλίκων ως είσοδοι στις ίδιες μεθόδους θα ήταν μάλλον αδύνατο να κατατμηθούν με επιτυχία. Στις περισσότερες περιπτώσεις, δεν θα ήταν δυνατός ο διαχωρισμός των οστών, λόγω της πολυπλοκότητας και των επικαλύψεων που εμφανίζουν, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις που παρουσιάζουν αλλοιώσεις, για παράδειγμα στις αρθρώσεις. Επίσης, πολύ συχνά, εξαιτίας ακριβώς αυτής της πολυπλοκότητας του χεριού, πολλές από τις μεθόδους δεν είναι αυτόματες, καθώς οι αλγόριθμοί τους απαιτούν την παρέμβαση του χρήστη, κυρίως για αρχικοποιήσεις ή επιλογή παραμέτρων. Τέλος, ορισμένες μέθοδοι έχουν βασίσει τα πειράματά τους σε ελάχιστες εικόνες και κρίνεται ότι τα αποτελέσματά τους δεν θα ήταν αντιπροσωπευτικά για ακτινογραφίες ενός μεγαλύτερου δειγματικού χώρου ή διαφορετικής προέλευσης.

Ένα πλήρως αυτόματο σύστημα που θα είναι σε θέση να κατατέμνει αποτελεσματικά οποιαδήποτε ακτινογραφία δεν υπάρχει μέχρι τώρα. Οι περισσότερες από τις έρευνες δεν έχουν καθολική εφαρμογή, αλλά έχουν εφαρμοσθεί σε έναν περιορισμένο αριθμό δειγμάτων και για συγκεκριμένους σκοπούς. Πολλές από αυτές δεν εφαρμόζονται για όλα τα οστά του χεριού, αλλά περιορίζονται σε κάποια περιοχή. Επίσης, είναι ελάχιστες οι προσεγγίσεις που έχουν δοκιμαστεί σε κακής ποιότητας δείγματα, με αυξημένο θόρυβο, τιμές εντάσεων του background κοντά σε αυτές του αντικειμένου ενδιαφέροντος – χεριού, ανομοιόμορφη κατανομή φωτεινότητας, artifacts, κλπ. Μια σημαντική λοιπόν έλλειψη, αποτελεί το γεγονός ότι δεν υπάρχει εμπεριστατωμένη βιβλιογραφία πάνω στην εξαγωγή μιας κατωφλιωμένης εικόνας που θα διαχωρίζει, σε πρώτη φάση, ολόκληρο το χέρι από το background. Κάτι τέτοιο είναι αναγκαίο για την αποβολή του background σε όλες εκείνες τις περιπτώσεις που χαρακτηρίζονται από χαμηλή ποιότητα, ώστε να διευκολύνεται η μετέπειτα ανάλυση της εικόνας με έμφαση αποκλειστικά στα χαρακτηριστικά του χεριού.

3.6 Η νέα μέθοδος προσέγγισης

Ο αυτόματος εντοπισμός του περιγράμματος του χεριού και ο διαχωρισμός του από το υπόλοιπο της εικόνας, αποτελεί ένα σημαντικό βήμα για την περαιτέρω κατάτμησή του σε οστά και μαλακό ιστό, καθώς και για τον εντοπισμό χαρακτηριστικών που συμβάλλουν στη μέτρηση της οστικής ηλικίας ή της πυκνότητας, στη διάγνωση παθολογικών καταστάσεων σε πρώιμο στάδιο, στον εντοπισμό κακώσεων και στην επιλογή θεραπείας.

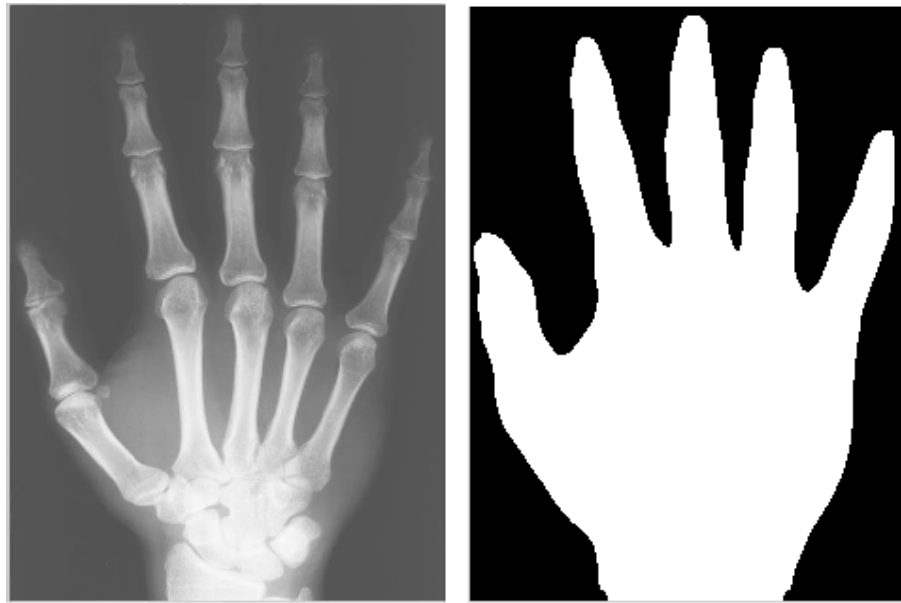
Σε προηγούμενη διπλωματική εργασία (Γ. Χαλβαντζάκη [3]), πραγματοποιήθηκε εκτενής ανάλυση για το διαχωρισμό του χεριού από το υπόβαθρο σε ακτινογραφίες ενηλίκων και την ανίχνευση των σημαντικών σημείων (π.χ. ακροδάχτυλα) στο περίγραμμα του χεριού. Η συγγραφέας δίνει έμφαση στις

τεχνικές αποθορυβοποίησης της εικόνας ως στάδιο προεπεξεργασίας, καθώς και στην επιλογή της βέλτιστης μεθόδου κατωφλίωσης για το διαχωρισμό αντικειμένου και background. Η προσέγγιση στην οποία καταλήγει, βασίζεται στην αποθορυβοποίηση της εικόνας με χρήση γραμμικών και μη γραμμικών μεθόδων, σε συνδυασμό με μία ημιαυτόματη επιλογή κατωφλίου με βάση το ιστόγραμμα της αποθορυβοποιημένης εικόνας.

Στη συγκεκριμένη εργασία, κρίθηκε αναγκαίος ο συνδυασμός μεθόδων αποθορυβοποίησης για την εξαγωγή αποδοτικού περιγράμματος, λόγω της συνύπαρξης διαφορετικών τύπων θορύβου (Poisson, Gaussian, λευκός θόρυβος) αλλά και αρκετών artifacts. Η αποθορυβοποίηση με στατικό μετασχηματισμό με wavelets (SWT) όσον αφορά στην περιοχή των οστών είναι αρκετά αποδοτική, αφού δεν υπάρχει θόλωμα, ενώ η εικόνα που παράγεται είναι αρκετά πιο λεία, ωστόσο υπάρχει θόρυβος και artifacts στο background που επηρεάζουν σημαντικά την διαδικασία κατωφλίωσης. Για τον παραπάνω λόγο, χρησιμοποιήθηκε ένας συνδυασμός γραμμικών φίλτρων και αποθορυβοποίησης με wavelets. Αρχικά η εικόνα αποθορυβοποιήθηκε με SWT μετασχηματισμό, με κατάλληλη επιλογή των παραμέτρων, για την αποβολή του μη κλιμακούμενου λευκού θορύβου και εν μέρει του θορύβου Poisson. Έπειτα εφαρμόστηκε ένα κατάλληλος συνδυασμός Gaussian και Wiener φίλτρων για την απόρριψη κάθε γκαουσιανού θορύβου, poisson θορύβου και τυχόντων artifacts. Για την αποβολή των artifacts χρησιμοποιήθηκαν και μορφολογικοί τελεστές στην κατωφλιωμένη εικόνα. Όπως αναφέρεται, το αποτέλεσμα, αν και θολό, διατηρεί τη γενική μορφή και τις γωνίες του χεριού εξαλείφοντας το θόρυβο, οπότε χρησιμεύει στο πρώτο στάδιο που είναι η εξαγωγή του περιγράμματος του χεριού (σάρκας και οστών).

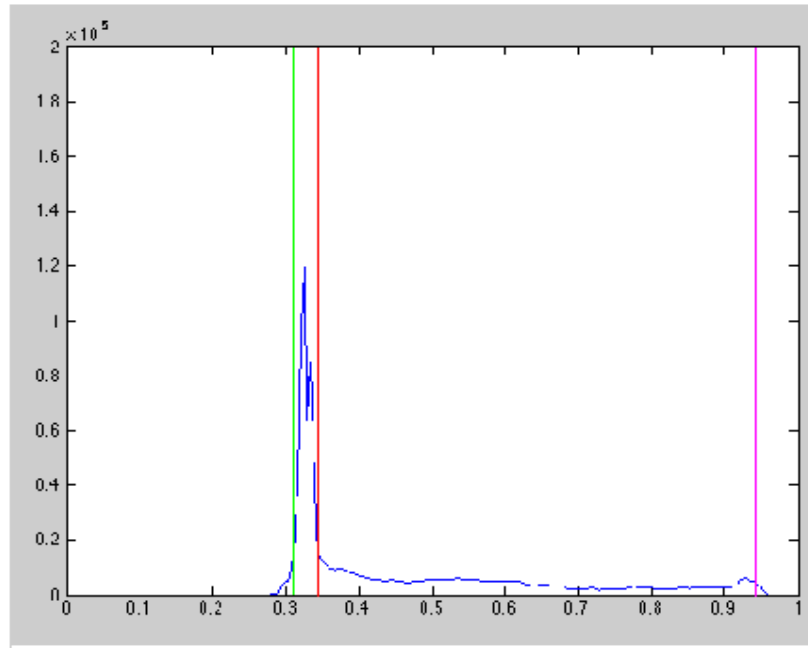
Σε επόμενο στάδιο, σκοπός είναι η εξαγωγή μια καλής ποιότητας κατωφλιωμένης εικόνας με όσο το δυνατόν πληρέστερη αποβολή του θορυβώδους background, για την περαιτέρω επεξεργασία της εικόνας και την αναγνώριση χαρακτηριστικών και γεωμετρικών περιοχών (εντοπισμός και κατάτμηση δακτύλων και παλάμης). Οι κλασικές μέθοδοι κατωφλίωσης που μελετήθηκαν δεν απέδιδαν αποτελεσματικά στις περιπτώσεις των ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρας χειρός. Για το λόγο αυτό, χρησιμοποιείται μια ημιαυτόματη μέθοδος κατωφλίωσης βασισμένη στο ιστόγραμμα της εικόνας και γίνεται λόγος για την αυτοματοποίησή της σε επόμενη εργασία. Συγκεκριμένα, παρατηρώντας τη μορφή του ιστογράμματος της αποθορυβοποιημένης πλέον εικόνας και με διάφορους πειραματικούς προσδιορισμούς κατωφλίων, το βέλτιστο κατώφλι τίθεται αμέσως μετά το κατέβασμα της πιο μεγάλης και απότομης κορυφής του ιστογράμματος. Ένα παράδειγμα επιλογής κατωφλίου με βάση αυτή τη προσέγγιση παρουσιάζεται στο Σχήμα 3.21.

Πράγματι, παρατηρήσαμε ότι η γενική μορφή του ιστογράμματος στις ακτινογραφικές απεικονίσεις άκρας χειρός είναι παρόμοια με το ιστόγραμμα του σχήματος 3.21, ανεξάρτητα από την προέλευση της ακτινογραφίας ή των artifacts που μπορεί να υπάρχουν στο υπόβαθρο, αλλά και από χαρακτηριστικά όπως φύλο, ηλικία, κλπ. Η προσέγγιση που προτάθηκε στο [3] για την επιλογή του κατωφλίου έδωσε πολύ ικανοποιητικά αποτελέσματα όσον αφορά στο περίγραμμα του χεριού για τις 15 ακτινογραφίες στις οποίες εφαρμόστηκε. Στην παρούσα εργασία, λοιπόν, θεωρείται ότι η μέθοδος αυτή μπορεί να έχει καθολική εφαρμογή στις ακτινογραφίες άκρας χειρός και έτσι επιδιώκεται η υλοποίηση ενός πλήρως αυτοματοποιημένου συστήματος επιλογής του κατωφλίου στο κατάλληλο σημείο πτώσης της κορυφής, ώστε και σε συνδυασμό με περαιτέρω (προ-)επεξεργασία της εικόνας να επιτευχθεί αποδοτική αποβολή του background και κατάτμηση του χεριού χωρίς καμία παρέμβαση από τον άνθρωπο. Επίσης, επεκτείνεται ο δειγματικός χώρος με στόχο την απόδειξη ότι το σύστημα που προτείνουμε βρίσκει καθολική εφαρμογή, ακόμα και σε κακής ποιότητας εικόνες.



(a)

(c)



(b)

Σχήμα 3.21: Ημιαυτόματη κατωφλίωση μέσω ιστογράμματος [3]

(a) Grayscale SWT εικόνα, (b) Ιστόγραμμα αποθρομβωποιημένης εικόνας. Η πράσινη κορυφή αντιστοιχεί στη μέση τιμή της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (βρίσκεται στο background). Η μοβ κορυφή αντιστοιχεί στη μέση τιμή της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (βρίσκεται συνήθως στον καρπό). Η κόκκινη κορυφή αποτελεί την τιμή του επιθυμητού κατωφλίου και επιλέχθηκε με παρατήρηση του ιστογράμματος, (c) Δυαδική εικόνα που προέκυψε ως αποτέλεσμα εφαρμογής της προηγούμενης τιμής κατωφλίου.

Κεφάλαιο 4:

Υλοποίηση αυτοματοποιημένης μεθόδου κατωφλίωσης και εξαγωγής περιγράμματος σε ακτινογραφίες άκρας χειρός

4.1 Εισαγωγή

Όπως αναφέρθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, σκοπός της παρούσας εργασίας σε πρώτη φάση είναι η επιτυχημένη κατωφλίωση του συνόλου του διαθέσιμου δειγματικού χώρου ακτινογραφιών με *αυτόματο* τρόπο. Η επιλογή ενός αποδοτικού κατωφλίου προκύπτει από ανάλυση του ιστογράμματος της εικόνας και είναι εμπνευσμένη από τη χειροκίνητη επιλογή κατωφλίων που πραγματοποιήθηκε από τη Γ. Χαλβαντζάκη στο [3]. Η διαδικασία της κατωφλίωσης στοχεύει στη δημιουργία μιας δυαδικής εικόνας η οποία διαχωρίζει το χέρι ως σάρκα και οστά από το background και με τη σειρά της χρησιμοποιείται για την εξαγωγή του περιγράμματος του χεριού, αλλά και την αποβολή του θορυβώδους background της εικόνας, με σκοπό τη βελτίωσή της για μετέπειτα επεξεργασία και ανάκτηση σημαντικής πληροφορίας από αυτή.

Στο κεφάλαιο αυτό προτείνουμε μία νέα αυτόματη μέθοδο κατωφλίωσης και εξετάζουμε τα αποτελέσματα της εφαρμογής της στο σύνολο των δειγμάτων. Επίσης, γίνεται εκτενής αναφορά στην προεπεξεργασία και αποθορυβοποίηση της εικόνας και του ιστογράμματός της, σταδίων απαραίτητων για την επιτυχία της κατωφλίωσης.

4.2 Εισαγωγή εικόνας στο περιβάλλον του Matlab

Η ανάπτυξη του κώδικα και η επεξεργασία των εικόνων έγινε σε περιβάλλον Matlab. Η εισαγωγή μιας εικόνας I διαστάσεων $M \times N$ στο Matlab γίνεται μέσω της εντολής `imread` και αναπαρίσταται με έναν πίνακα τιμών έντασης για κάθε εικονοστοιχείο της εικόνας. Στην περίπτωση grayscale εικόνας, ο εν λόγω πίνακας θα είναι διδιάστατος, διαστάσεων $M \times N$. Στην περίπτωση έγχρωμης (RGB) εικόνας, ο πίνακας I θα είναι τριών διαστάσεων $M \times N \times 3$ και κάθε ένα από τα $M \times N$ επίπεδα θα αντιστοιχεί στις τιμές έντασης για κάθε χρωματικό κανάλι (Red, Green, Blue). Επειδή οι εικόνες που αναλύονται προέρχονται από διαφορετικές πηγές, απαιτείται ο έλεγχος των διαστάσεων του πίνακα της κάθε εικόνας και η μετατροπή όλων των εικόνων σε grayscale με τιμές έντασης $(R+G+B)/3$, ώστε να είναι δυνατή η μετέπειτα επεξεργασία τους και η χρήση ιστογραμμάτων. Επίσης, με την εντολή `im2double` γίνεται μετατροπή του πίνακα των τιμών έντασης της εικόνας σε διπλής ακρίβειας, που είναι ο πιο συνηθής τύπος δεδομένων εισόδου στις συναρτήσεις του Matlab, δηλαδή γίνεται ουσιαστικά μια αναγωγή του εύρους φωτεινότητας της `uint8` εικόνας από $[0,255]$ σε $[0,1]$.

Λόγω της ποικιλίας των διαστάσεων και της ανάλυσης των ακτινογραφιών που εξετάζονται, κρίνεται επίσης απαραίτητη η δημιουργία ενός κοινού άξονα επεξεργασίας ως προς το μέγεθος των εικόνων. Με αυτό τον τρόπο είναι δυνατή σε επόμενο στάδιο η καθολική επιλογή παραμέτρων (φίλτρων, μορφολογικών τελεστών, κλπ.) χωρίς να χρειάζονται δοκιμές και αναπροσαρμογή για κάθε εικόνα ξεχωριστά, γεγονός που θα παρεμπόδιζε την αυτοματοποίηση του συστήματος. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιείται η εντολή `imresize`, η οποία πραγματοποιεί μετατροπή του μεγέθους της εικόνας σε επιθυμητές διαστάσεις. Προκειμένου να ελαττώσουμε το χρόνο επεξεργασίας μεγάλων εικόνων, αλλά και για τη διατήρηση διαστάσεων που επιτρέπουν ένα επίπεδο λεπτομέρειας στο οποίο είναι ακόμα δυνατός ο εντοπισμός χαρακτηριστικών και η εξαγωγή πληροφορίας (τόσο από τον υπολογιστή όσο και από τον άνθρωπο), επιλέγεται η κατακόρυφη διάσταση της εικόνας να είναι σταθερή στα 500 pixels και ανάλογα προσαρμόζεται η οριζόντια διάσταση (λίγο μικρότερη, σύμφωνα με τις αρχικές διαστάσεις της εικόνας). Το κομμάτι του κώδικα που υλοποιεί με βάση τα παραπάνω το διάβασμα της εικόνας είναι το εξής:

```
img=imread(name);      % Read image from current folder
I=im2double(img);      % Convert from uint8 to double
[n,m,z]=size(I);
I=imresize(I, 500/n);  % Resize image
if z==3                % If image is RGB, then convert to grayscale
    I=rgb2gray(I);
end
```

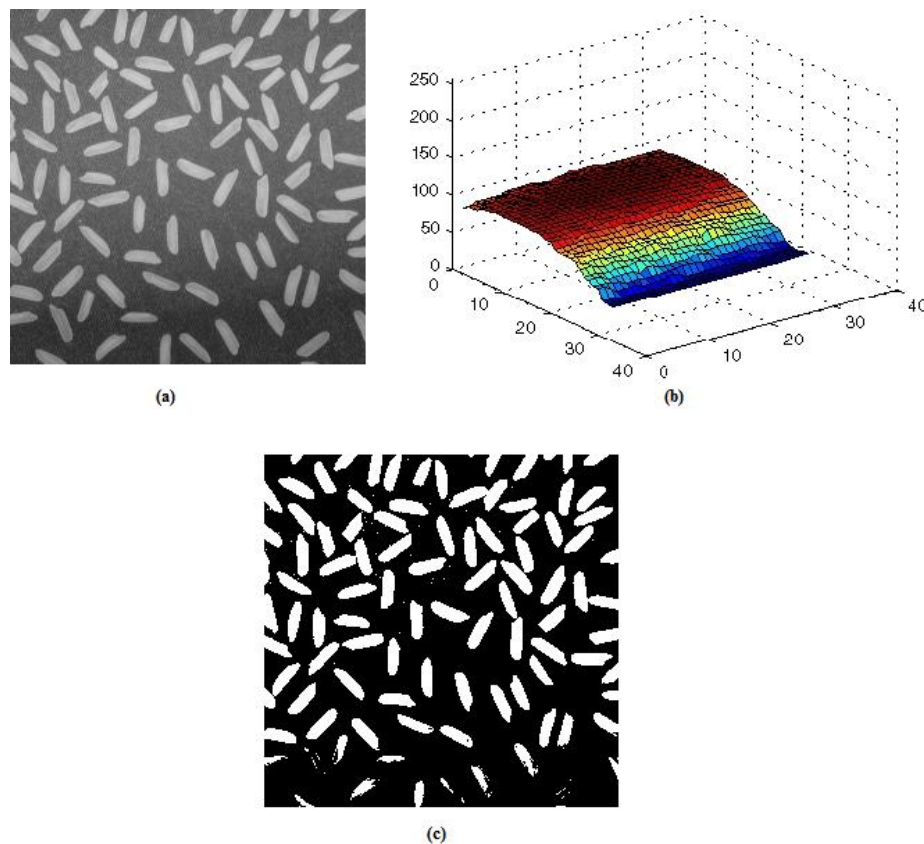
4.3 Διόρθωση ανομοιομορφου φωτισμού του υποβάθρου και βελτίωση αντίθεσης

Αν στο σημείο αυτό επιχειρούσαμε την κατωφλίωση της ακτινογραφικής εικόνας με οποιαδήποτε μέθοδο, το αποτέλεσμα θα ήταν μάλλον απογοητευτικό. Για μια επιτυχημένη κατωφλίωση σε επόμενο στάδιο, είναι απαραίτητο ένα στάδιο προεπεξεργασίας της εικόνας με στόχο τη βελτίωση της ποιότητας και των χαρακτηριστικών της. Το στάδιο αυτό συνίσταται αρχικά στη διόρθωση του ανομοιογενούς

φωτισμού κυρίως στο υπόβαθρο (non-uniform background illumination) και στην αύξηση της αντίθεσης (contrast enhancement) ανάμεσα στο χέρι και στο υπόβαθρο, καθώς οι ακτινογραφίες έχουν χαρακτηριστεί ως εικόνες χαμηλής αντίθεσης.

4.3.1 Το πρόβλημα της ανομοιόμορφης κατανομής φωτεινότητας

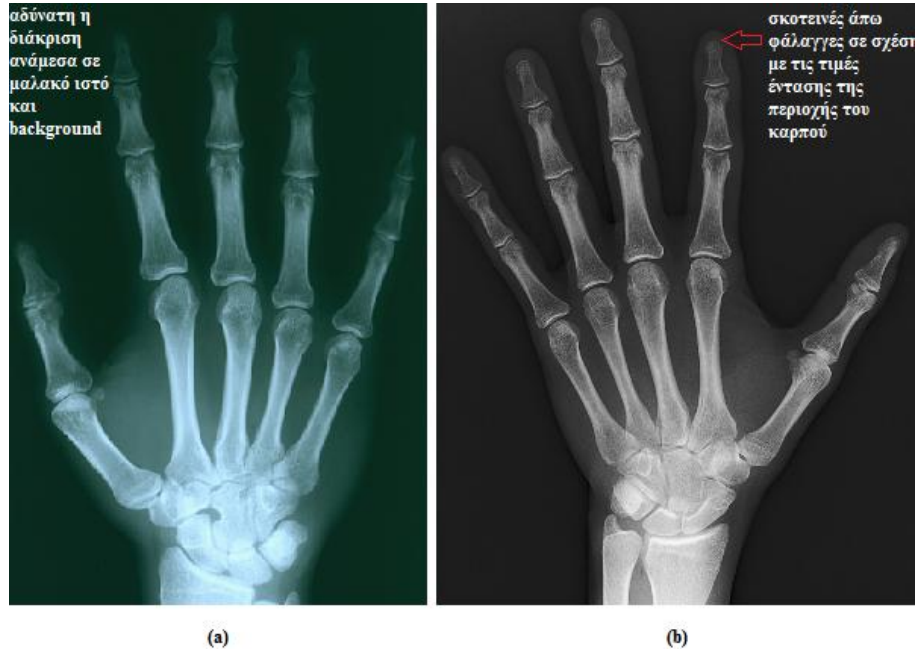
Ένα από τα βασικά χαρακτηριστικά μιας ακτινογραφίας που δυσκολεύει την επεξεργασία της και δημιουργεί προβλήματα κατά τη διαδικασία επιλογής κατωφλίου είναι η ανομοιόμορφη κατανομή της φωτεινότητας, όπως στη εικόνα του σχήματος 4.1. Όπως είναι εμφανές, με τον όρο αυτό αναφερόμαστε στην ανομοιογένεια των εντάσεων που σχηματίζονται τόσο στην επιφάνεια των αντικειμένων της εικόνας όσο και στο υπόβαθρο αυτής και οφείλεται κυρίως στην κατεύθυνση της πηγής του φωτός.



Σχήμα 4.1: (a) Εικόνα που παρουσιάζει ανομοιόμορφη κατανομή φωτεινότητας, (b) Η ένταση του background ως επιφάνεια [36], (c) Κατωφλιωμένη εικόνα με $\text{threshold}=0.52$. Ο ανομοιόμορφος φωτισμός δημιουργεί δυσκολία στο διαχωρισμό των κόκκων ρυζιού από το background

Το μη ομοιόμορφο πεδίο φωτισμού στις ακτινογραφίες δημιουργεί θόρυβο στο background της εικόνας που περιπλέκεται με το σήμα, με αποτέλεσμα το background να μην έχει μία σταθερή τιμή πολύ χαμηλής έντασης, αλλά να μεταβάλλεται αισθητά κατά μήκος της εικόνας, δημιουργώντας πιο σκοτεινές ή πιο φωτεινές περιοχές σε μια εικόνα χαμηλής αντίθεσης. Όπως φαίνεται στα σχήματα 4.2 και 4.3, τα ακροδάχτυλα και οι άνω γωνίες του background των ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρας χειρός αποτελούν τις πιο σκοτεινές περιοχές της εικόνας. Αντίθετα, στα οστά του καρπού, όπου γίνεται και η μεγαλύτερη απορρόφηση της ακτινοβολίας λόγω της πυκνότητάς τους, εντοπίζεται μια σημαντική

αύξηση της φωτεινότητας, η οποία όμως διαχέεται και στο background γύρω από τον καρπό. Παρουσιάζεται έτσι ένα σημαντικό πρόβλημα (χαμηλής) αντίθεσης ανάμεσα στο χέρι και στο background: περιοχές που ανήκουν στο χέρι στο ύψος των ακροδαχτύλων αντιστοιχούν σε παρόμοια επίπεδα έντασης με περιοχές του background στο ύψος του καρπού. Αυτός είναι και ο βασικότερος λόγος που, όπως αναφέρθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο, οι κλασικές μέθοδοι κατωφλίωσης αποτυγχάνουν στη δημιουργία της δυαδικής εικόνας [3] με κύριο φαινόμενο την λανθασμένη αντιστοίχιση των ακροδαχτύλων στο υπόβαθρο της εικόνας (μαύρο).



Σχήμα 4.2: Παραδείγματα ακτινογραφιών με έντονο πρόβλημα στα ακροδάχτυλα



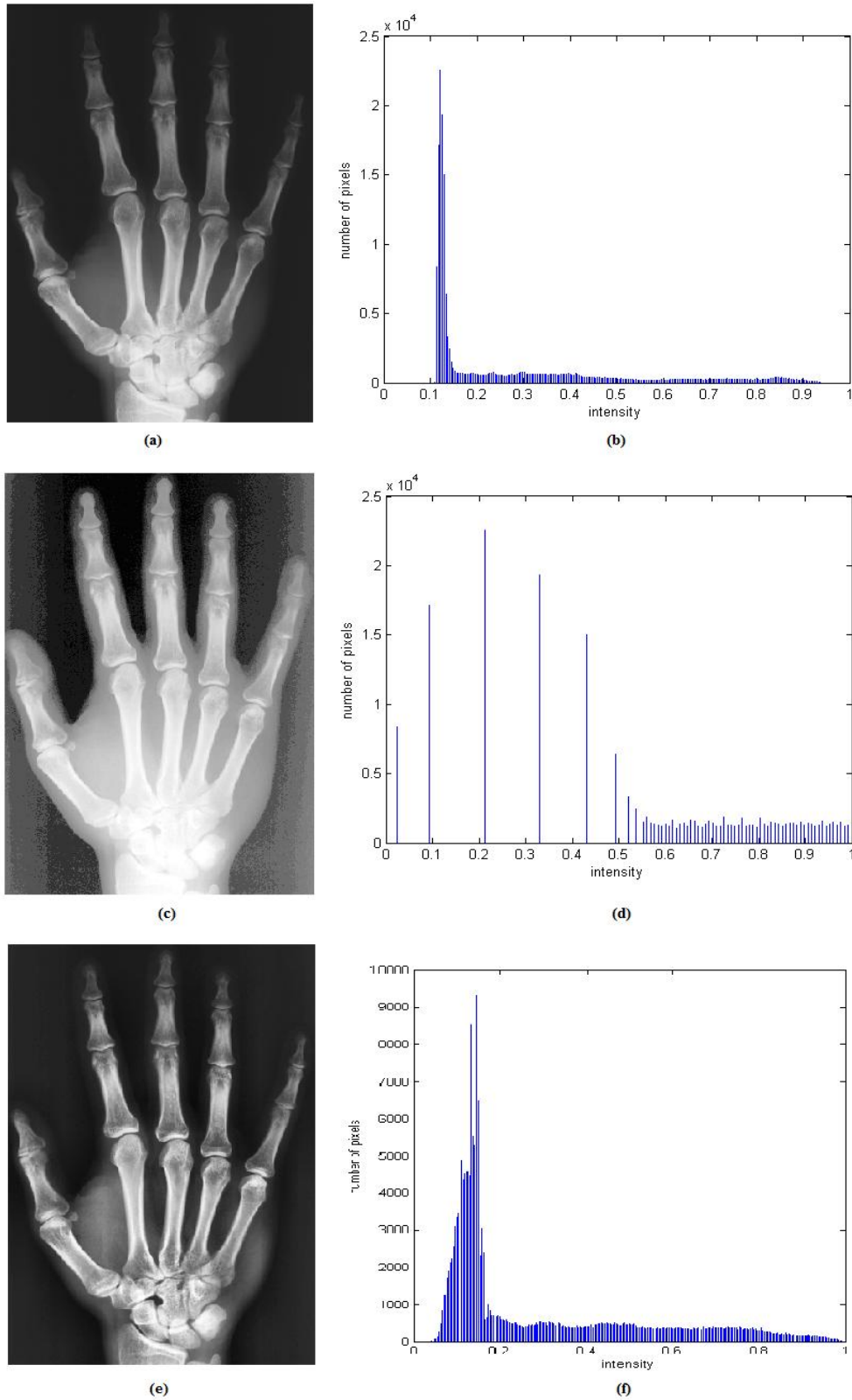
Σχήμα 4.3: Παραδείγματα ακτινογραφιών με εμφανή τον ανομοιόμορφο φωτισμό στο background

4.3.2 Τεχνική εξισορρόπησης ιστογράμματος

Η προσπάθεια για βελτίωση του contrast της εικόνας χωρίς να προηγηθεί αποβολή της ανομοιογένειας του background μπορεί συχνά να οδηγήσει σε αντίθετα από τα επιθυμητά αποτελέσματα. Τεχνικές βελτίωσης της εικόνας βασισμένες σε επεξεργασία του ιστογράμματος, όπως η *ισοστάθμιση ή εξισορρόπηση ιστογράμματος (histogram equalization – HE)* παρόλο που βελτιώνουν γενικά την αντίθεση της εικόνας, δε λαμβάνουν υπ' όψη τη χωρική κατανομή των pixels. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, να εντείνεται σε κάποιες περιπτώσεις ακόμα περισσότερο η ανομοιογένεια του background, τονίζοντας τις φωτεινές περιοχές και μειώνοντας την ένταση των σκοτεινών περιοχών του. Επίσης, ένα συνεπακόλουθο αυτού είναι η αυξημένη ένταση του θορύβου στην εικόνα και ο κίνδυνος να χαθεί σημαντική πληροφορία κατά τη διαδικασία της καταφλίωσης. Ένα παράδειγμα εξισορρόπησης του ιστογράμματος για βελτίωση της αντίθεσης, με χρήση της συνάρτησης `histeq` του Matlab, φαίνεται στο σχήμα 4.4.

Η βασική ιδέα της εξισορρόπησης του ιστογράμματος είναι η ανακατανομή των gray levels της εικόνας, ώστε το ιστόγραμμα να «πλατύνει» και να παράγει μια εικόνα καλύτερης αντίθεσης. Ωστόσο, το αποτέλεσμα της βασικής μεθόδου δε δείχνει τόσο φυσικό όσο η αρχική εικόνα. Για το λόγο αυτό έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές για την εξισορρόπηση ιστογράμματος. Για τη μείωση του θορύβου που εισάγεται, αλλά και για τη δημιουργία μιας πιο ομαλής εικόνας, χρησιμοποιείται μια τεχνική προσαρμοσμένης εξισορρόπησης ιστογράμματος (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization – CLAHE [37]), η οποία δεν εφαρμόζεται σε ολόκληρη την εικόνα, αλλά σε μικρές περιοχές της. Για κάθε περιοχή επιδιώκεται βελτίωση της αντίθεσης ξεχωριστά, έτσι ώστε το ιστόγραμμα της περιοχής εξόδου να προσεγγίζει μια επιλεγμένη κατανομή. Σε ομογενείς περιοχές περιορίζεται η αύξηση της αντίθεσης προς αποφυγή της αύξησης του θορύβου. Στο Matlab, η μέθοδος αυτή εφαρμόζεται με χρήση της συνάρτησης `adapthisteq` και το αποτέλεσμα παρουσιάζεται στο σχήμα 4.4 και συγκρίνεται με τη βασική μέθοδο HE. Η προσαρμοσμένη μέθοδος δίνει μια σαφώς βελτιωμένη ως προς την αντίθεση εικόνα, πιο ομαλή, αλλά και με λιγότερο θόρυβο. Το πρόβλημα όμως στην περίπτωση αυτή είναι ότι αυξάνεται αρκετά η αντίθεση τοπικά, ανάμεσα στον οστικό και τον μαλακό ιστό και όχι απαραίτητα ανάμεσα στο χέρι και το υπόβαθρο, καθώς εντείνονται και οι σκοτεινές περιοχές πάνω στα οστά.

Γενικά, μέθοδοι εξισορρόπησης ιστογράμματος έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία για τη βελτίωση ιατρικών εικόνων. Στο [38] πραγματοποιείται μια σύνοψη μεθόδων και σύγκριση ανάμεσα σε Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) που μόλις περιγράψαμε, Dualistic sub-image Histogram Equalization (DSIHE) και Dynamic Histogram Equalization (DHE). Στο [39] προτείνεται μια μέθοδος για βελτίωση ιατρικών εικόνων βασισμένη σε Brightness Preserving Bi-Histogram Equalization (BBHE). Η τεχνική αυτή χωρίζει το ιστόγραμμα σε δύο ιστογράμματα και εφαρμόζει εξισορρόπηση αυτών ξεχωριστά. Η προτεινόμενη μέθοδος είναι μια επέκταση που εφαρμόζει contrast stretching στην εικόνα και εξισορρόπηση που ονομάζεται Minimum Mean Brightness Error Bi-Histogram Equalization (MMBEBHE) και χρησιμοποιεί για το διαχωρισμό του ιστογράμματος το ελάχιστο μέσο λάθος φωτεινότητας ανάμεσα στην αρχική και την τελική εικόνα. Έπειτα, ένα φίλτρο median χρησιμοποιείται για τη μείωση του θορύβου που εισάγεται. Στο [40] προτείνεται μια μέθοδος βελτίωσης μαστογραφιών, επονομαζόμενη Histogram Modified Local Contrast Enhancement (HM-LCE) και περιλαμβάνει τροποποίηση του ιστογράμματος και βελτίωση της αντίθεσης τοπικά. Η μέθοδος συγκρίνεται με την τεχνική CLAHE. Ωστόσο, σε μία εικόνα όπως η ακτινογραφία χεριού που εμφανίζει μεγάλο βαθμό πολυπλοκότητας και ανομοιομορφίας, τα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν έδειξαν ότι η εξισορρόπηση ιστογράμματος αποτυγχάνει στη διάκριση του χεριού από το υπόβαθρο.



Σχήμα 4.4: (a) Αρχική εικόνα, (b) Ιστόγραμμα εικόνας, (c) Εικόνα με εφαρμογή βασικής μεθόδου HE με εμφανή την αύξηση της αντίθεσης, αλλά και την εισαγωγή θορύβου και αλλοίωση του background, (d) Ιστόγραμμα μετά από HE, (e) Εικόνα με CLAHE (καλύτερη ποιότητα), (f) Ιστόγραμμα μετά από CLAHE

4.3.3 Μορφολογική επεξεργασία εικόνας

Πριν προχωρήσουμε στη διαδικασία διόρθωσης του υποβάθρου της εικόνας και τη βελτίωση της αντίθεσής της, θα αναφερθούμε στη μορφολογική επεξεργασία μιας εικόνας. Οι δύο πιο βασικοί τελεστές της μαθηματικής μορφολογίας είναι η *συστολή* (*erosion*) και η *διαστολή* (*dilation*). Για τις δυαδικές εικόνες οι μορφολογικοί τελεστές βασίζονται στη θεωρία των συνόλων.

Θεωρώντας δύο σύνολα A και B του χώρου Z^2 , η συστολή ορίζεται ως:

$$A \ominus B = \{z \mid (B)_z \subseteq A\}$$

Δηλαδή είναι το σύνολο όλων των σημείων z για τα οποία όταν το σύνολο B μετατοπιστεί κατά z να περιέχεται στο A . Το B υποτίθεται πως είναι ένα δομικό στοιχείο σύμφωνα με το οποίο τροποποιείται το σύνολο A . Η πράξη *erosion* προκαλεί τη συρρίκνωση ή τη λέπτυνση των αντικειμένων μιας δυαδικής εικόνας. Επομένως, πρόκειται για μια διαδικασία δυαδικού φιλτραρίσματος κατά την οποία οι λεπτομέρειες της εικόνας που είναι μικρότερες από το δομικό στοιχείο που χρησιμοποιείται απομακρύνονται από την εικόνα [1].

Αντίστοιχα, η πράξη της διαστολής ορίζεται ως:

$$A \oplus B = \{z \mid [(B)_z \cap A] \subseteq A\}$$

Η πράξη αυτή βασίζεται στην ανάκλαση του συνόλου B ως προς την αρχή του και τη μετατόπισή του κατά z . Το *dilation* του A σύμφωνα με το δομικό στοιχείο B , είναι το σύνολο των μετατοπίσεων z , για τα οποία το A και η ανάκλαση του B επικαλύπτονται από τουλάχιστον ένα στοιχείο. Σε αντίθεση με τη συστολή, η διαστολή διευρύνει ή παχαίνει τα αντικείμενα μια δυαδικής εικόνας, σύμφωνα πάντα με το δομικό στοιχείο που χρησιμοποιείται [1].

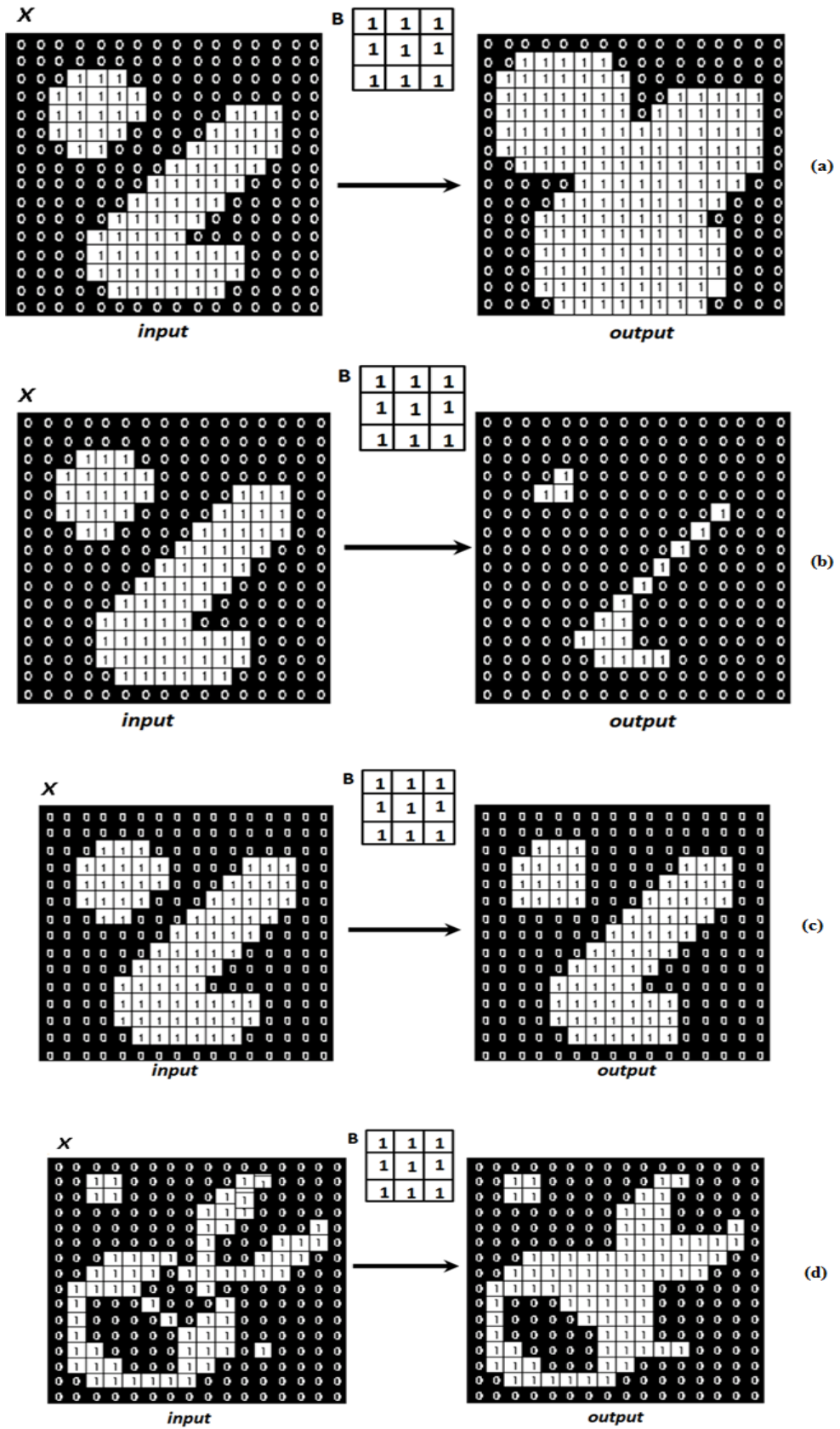
Δύο άλλες μορφολογικές πράξεις οι οποίες βασίζονται στη συστολή και τη διαστολή είναι το *άνοιγμα* (*opening*) και το *κλείσιμο* (*closing*). Το άνοιγμα του συνόλου A από το B ορίζεται ως η συστολή του A από το B ακολουθούμενη από τη διαστολή του αποτελέσματος από το B και έχει την ιδιότητα να εξομαλύνει το περίγραμμα ενός αντικειμένου εξαλείφοντας μικρές προεξοχές και αποκόπτοντας στενούς «ισθμούς» [1]:

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B$$

Αντίθετα, το κλείσιμο ορίζεται ως η διαστολή του συνόλου A με το δομικό στοιχείο B και η συστολή του αποτελέσματος με το B . Η πράξη αυτή εξομαλύνει τα περιγράμματα των αντικειμένων μιας δυαδικής εικόνας, συγχωνεύοντας στενά θραύσματα και εξαλείφοντας οπές [1]:

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B$$

Ας σημειωθεί ότι οι παραπάνω πράξεις εφαρμόζονται σε σύνολα και επομένως πρόκειται για μη γραμμικές πράξεις. Επίσης, η γειτονιά των pixels στα οποία εφαρμόζονται και κατ' επέκταση το τελικό αποτέλεσμα καθορίζονται από την επιλογή του σχήματος και του μεγέθους του δομικού στοιχείου. Στο σχήμα που ακολουθεί παρουσιάζονται οι τέσσερις τελεστές μιας δυαδικής εικόνας με επιλογή του δομικού στοιχείου ως ένα τετραγωνικό πυρήνα 3×3 .



Σχήμα 4.5: (a) Dilation, (b) Erosion, (c) Opening, (d) Closing

Οι μορφολογικοί αυτοί τελεστές μπορούν να επεκταθούν και για εφαρμογή σε μονόχρωμες (grayscale) εικόνες. Η συστολή μιας εικόνας f της κλίμακας του γκρι από ένα επίπεδο δομικό στοιχείο b σε οποιαδήποτε θέση (x,y) της εικόνας, ορίζεται ως η ελάχιστη τιμή της εικόνας στην περιοχή που καλύπτεται από το b , όταν η αρχή του δομικού στοιχείου b είναι το σημείο (x,y) [1]:

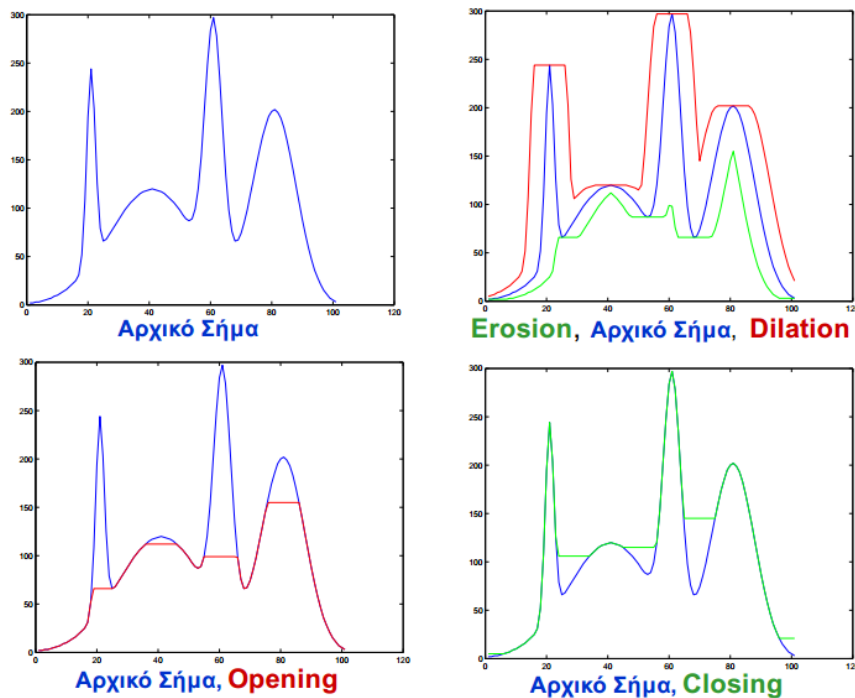
$$[f \ominus b](x, y) = \min_{(s,t) \in b} \{f(x + s, y + t)\}$$

Τα x και y λαμβάνουν όλες τις τιμές που απαιτούνται ώστε η αρχή του b να συμπίσει με κάθε pixel της εικόνας f και η συστολή σε κάθε θέση προσδιορίζεται από την ελάχιστη τιμή της περιοχής της εικόνας που ταυτίζεται με το b . Αφού εφαρμοσθεί η πράξη αυτή σε μια grayscale εικόνα, το αποτέλεσμα θα είναι μια εικόνα συνολικά πιο σκοτεινή από την αρχική, τα μεγέθη των φωτεινών περιοχών θα μειωθούν, ενώ οι σκοτεινές περιοχές θα αυξηθούν σε μέγεθος [1].

Αντίστοιχα, για την πράξη της διαστολής μιας εικόνας f από ένα επίπεδο δομικό στοιχείο b σε οποιοδήποτε σημείο (x,y) λαμβάνουμε τη μέγιστη τιμή της περιοχής της εικόνας που ταυτίζεται με την ανάκλαση του b ($b(-x,-y)$):

$$[f \oplus b](x, y) = \max_{(s,t) \in b} \{f(x - s, y - t)\}$$

Οι επιδράσεις της διαστολής στην grayscale εικόνα είναι αντίθετες από εκείνες που δίνει η πράξη της συστολής. Τα μεγέθη μικρών σκοτεινών χαρακτηριστικών της εικόνας ελαττώνονται, ενώ τα φωτεινά χαρακτηριστικά αυξάνονται ως προς το πάχος τους και γίνονται πιο λαμπρά. Συνολικά, η εικόνα μαζί με το υπόβαθρο γίνεται πιο φωτεινή [1].



Σχήμα 4.6: Επίδραση των μορφολογικών τελεστών σε 1-D αναπαράσταση σήματος [Computer Vision, P.Maragos]

Οι πράξεις της συστολής και της διαστολής είναι πιο χρήσιμες στην επεξεργασία εικόνων της κλίμακας του γκρι όταν χρησιμοποιούνται συνδυαστικά. Οι εκφράσεις για το άνοιγμα και το κλείσιμο των μονόχρωμων εικόνων έχουν την ίδια έκφραση με τα δυαδικά ισοδύναμά τους. Με το άνοιγμα μιας εικόνας, η ένταση των φωτεινών χαρακτηριστικών της ελαττώνεται ανάλογα με τα μεγέθη των χαρακτηριστικών σε σχέση με το δομικό στοιχείο που χρησιμοποιείται. Σε σχέση με τη συστολή, το άνοιγμα έχει αμελητέα επίδραση στο υπόβαθρο της εικόνας και στις σκοτεινές περιοχές. Αντίθετα, στο κλείσιμο της εικόνας οι σκοτεινές περιοχές εξασθενούν (σε σχέση πάντα με το δομικό στοιχείο), ενώ είναι αμελητέα η επίδραση στις φωτεινές λεπτομέρειες και στο υπόβαθρο. Γραφικά, το άνοιγμα και το κλείσιμο μιας grayscale εικόνας μπορούν να θεωρηθούν ως το «κόψιμο» κορυφών ή το «γέμισμα» κοιλάδων αντίστοιχα, όπως φαίνεται και στο σχήμα 4.6.

Τα παραπάνω γίνονται εμφανή με το παράδειγμα που ακολουθεί. Στο επόμενο σχήμα γίνεται μια σύγκριση της επίδρασης των μορφολογικών τελεστών που εξετάζουμε σε μια grayscale εικόνα και με χρήση ενός πυρήνα 7x7 ως δομικό στοιχείο.



Σχήμα 4.7: (a) Αρχική εικόνα, (b) Erosion 7x7, (c) Dilation 7x7, (d) Opening 7x7, (e) Closing 7x7

Οι μορφολογικοί τελεστές στους οποίους έγινε μια σύντομη αναφορά στην παράγραφο αυτή, μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε πολυάριθμες τεχνικές μορφολογικής επεξεργασίας δυαδικών αλλά και γκριζών εικόνων. Μερικές από τις εφαρμογές τους περιλαμβάνουν εξαγωγή περιγράμματος ή σκελετού των αντικειμένων, κλάδεμα και πλήρωση οπών στην περίπτωση των δυαδικών εικόνων και μορφολογική εξομάλυνση της εικόνας και απομάκρυνση του θορύβου, υπολογισμό της κλίσης με μη γραμμικό τρόπο, μορφολογική ανακατασκευή και μετασχηματισμοί top-hat και bottom-hat στην περίπτωση των γκριζών εικόνων.

4.3.4 Διόρθωση του ανομοιόμορφου φωτισμού του υποβάθρου

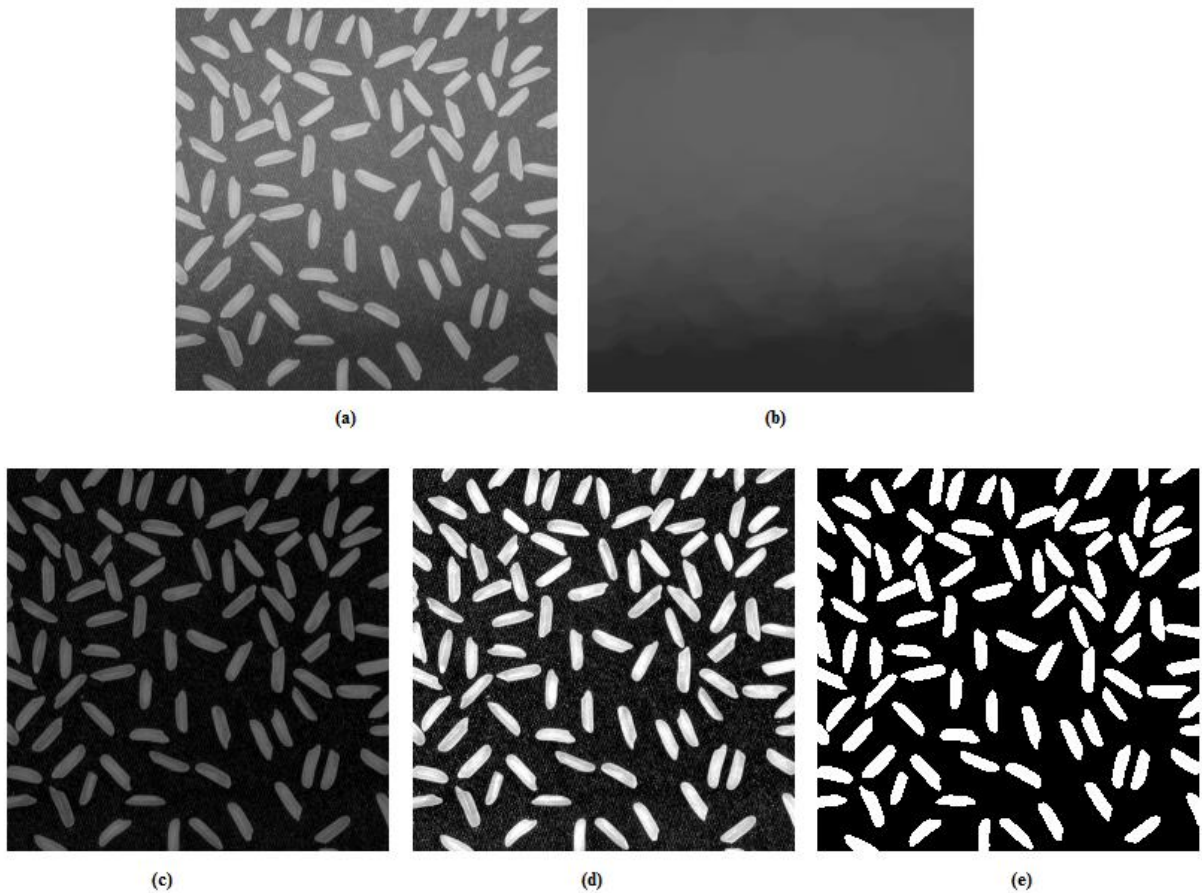
Οι μετασχηματισμοί top-hat και bottom-hat προκύπτουν από το συνδυασμό των μορφολογικών τελεστών opening και closing με την πράξη της αφαίρεσης [1]. Συγκεκριμένα, ο μετασχηματισμός top-hat μιας μονόχρωμης εικόνας f ορίζεται ως η εικόνα μείον το άνοιγμά της από κάποιο δομικό στοιχείο b :

$$T_{hat}(f) = f - (f \circ b)$$

Αντίστοιχα, ο μετασχηματισμός bottom-hat ορίζεται ως το κλείσιμο της εικόνας f μείον την εικόνα:

$$B_{hat}(f) = (f \bullet b) - f$$

Με κατάλληλη επιλογή του δομικού στοιχείου b για τις πράξεις opening και closing, οι μετασχηματισμοί αυτοί χρησιμοποιούνται για την απομάκρυνση αντικειμένων από μία εικόνα. Έτσι, το δομικό στοιχείο πρέπει να επιλέγεται κοντά στο μέγεθος των αντικειμένων που θέλουμε να απομακρύνουμε. Ο μετασχηματισμός top-hat χρησιμοποιείται για φωτεινά αντικείμενα που βρίσκονται σε ένα σκοτεινό background, ενώ ο μετασχηματισμός bottom-hat για σκοτεινά αντικείμενα σε φωτεινό background.



Σχήμα 4.8: Χρήση μετασχηματισμού top-hat για τη διόρθωση της φωτισκίας.

(a) Αρχική εικόνα, (b) Opening εικόνας με κυκλικό δομικό στοιχείο ακτίνας 15 pixels, (c) Μετασχηματισμός top-hat εικόνας, (d) Αύξηση της αντίθεσης, (e) Αποτέλεσμα κατωφλίωσης

Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται συχνά για την εκτίμηση του background μιας εικόνας (μετά από αφαίρεση των αντικειμένων της) και τη διόρθωση της φωτοσκίασης. Στο σχήμα 4.1 παρουσιάστηκε μια εικόνα από κόκκους ρυζιού, η οποία έχει ληφθεί κάτω από συνθήκες μη ομοιόμορφου φωτισμού, γεγονός που δημιούργησε σφάλμα κατάτμησης, καθώς κατά την κατωφλίωση της εικόνας δεν εξήχθησαν όλοι οι κόκκοι από το υπόβαθρο ή σημεία του υποβάθρου ταξινομήθηκαν λανθασμένα (σχήμα 4.3-c). Αν λοιπόν ο παράγοντας αυτός επηρεάζει αρνητικά την κατάτμηση μιας τόσο απλής εικόνας, μπορούμε να φανταστούμε την αναγκαιότητα για διόρθωση της φωτοσκίασης σε ακόμα πιο πολύπλοκες εικόνες, όπως οι ακτινογραφίες που εξετάζουμε. Παρατηρούμε, λοιπόν, την επίδραση του μετασχηματισμού top-hat στην εικόνα μέσω του σχήματος 4.8. Αρχικά, υπολογίζεται το opening της εικόνας με ένα δομικό στοιχείο ικανό να εσωκλείει τα αντικείμενα που θέλουμε να απομακρύνουμε. Με τον τρόπο αυτό λαμβάνουμε μια εκτίμηση του background της εικόνας. Στη συνέχεια αφαιρώντας το opening από την αρχική εικόνα επιτυγχάνουμε διόρθωση του φωτισμού. Επειδή η εικόνα που προκύπτει αποτελείται από χαμηλές εντάσεις, πραγματοποιείται αναπροσαρμογή της αντίθεσής της. Το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης έχει βελτιωθεί.

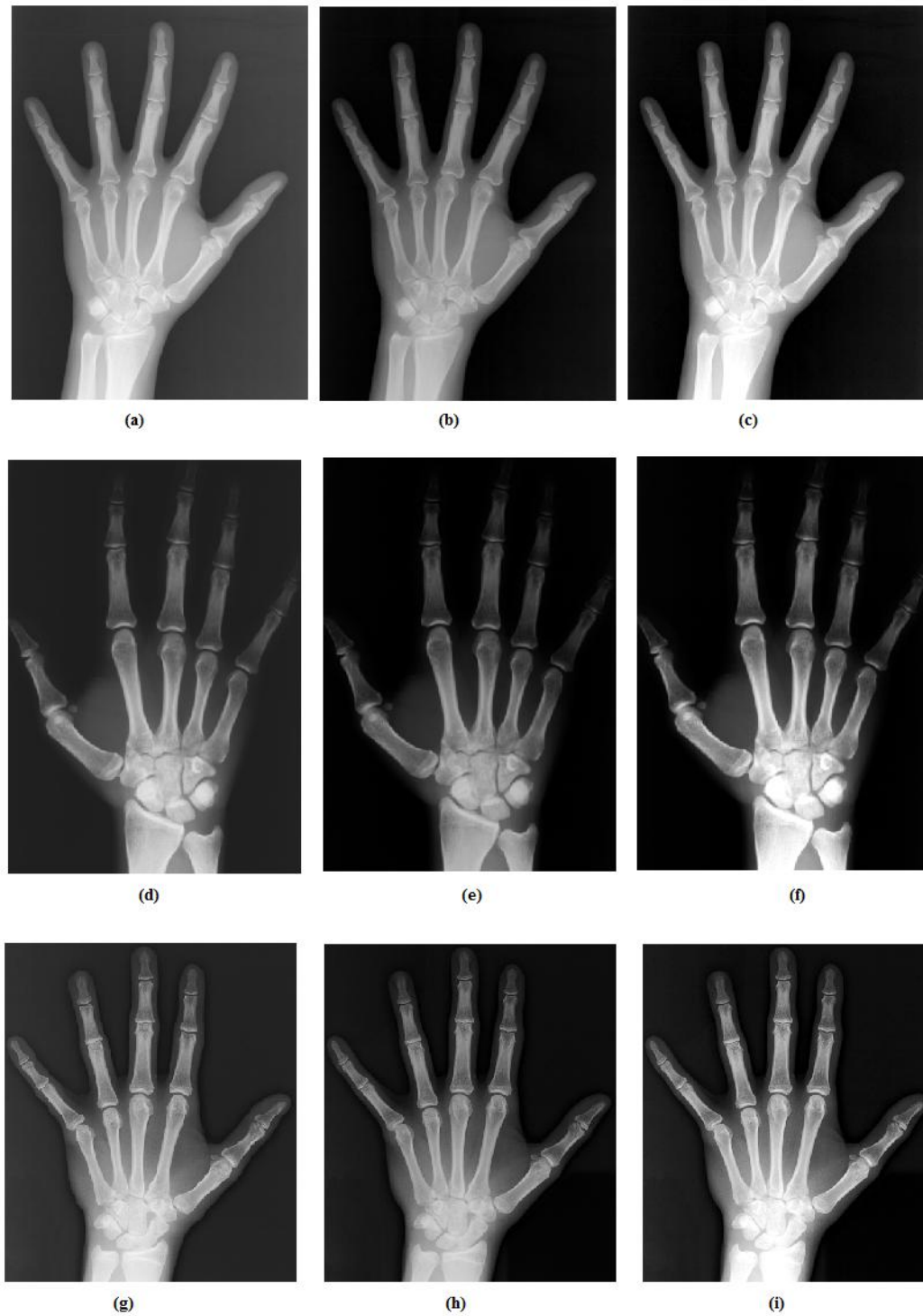
Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται και για τους σκοπούς της συγκεκριμένης εργασίας, δηλαδή για τη διόρθωση του μη ομοιόμορφου φωτισμού του background στις ακτινογραφικές απεικονίσεις άκρας χειρός. Στην περίπτωση αυτή, παίζει πολύ σημαντικό ρόλο η επιλογή του δομικού στοιχείου. Συγκεκριμένα, αν το δομικό στοιχείο εσωκλείει τα δάκτυλα σε πλάτος, αλλά δεν είναι αρκετά μεγάλο ώστε να καλύπτει ολόκληρη την παλάμη, τότε δεν είναι δυνατή η απομάκρυνση ολόκληρου του χεριού από το background, άρα η επιλογή δεν είναι επιτυχημένη. Το δομικό στοιχείο πρέπει να επιλεγεί αρκετά μεγάλο ώστε να είναι ικανό να απομακρύνει το χέρι κατά το άνοιγμα της εικόνας. Για ακτινογραφίες των διαστάσεων που εξετάζουμε (μετά από resize στα 500 pixels κατακόρυφης διάστασης) και θεωρώντας ότι το χέρι καταλαμβάνει συγκεκριμένο ποσοστό της συνολικής εικόνας (γύρω στο 40-50%), προέκυψε πειραματικά ότι μια κατάλληλη επιλογή για το δομικό στοιχείο είναι κυκλικός δίσκος ακτίνας 150 pixels. Με την επιλογή αυτή το δομικό στοιχείο εσωκλείει την παλάμη, που είναι το μεγαλύτερο σε ακτίνα σημείο του χεριού. Στο Matlab, η κατασκευή επίπεδων ή μη δομικών στοιχείων για μορφολογική επεξεργασία εικόνων γίνεται μέσω της εντολής strel, με τη δυνατότητα επιλογής των παραμέτρων μορφής (σχήματος) και μεγέθους.

Ο μετασχηματισμός top-hat υπολογίζεται άμεσα μέσω της συνάρτησης imtophat. Στη συνέχεια, η βελτίωση της αντίθεσης της εικόνας πραγματοποιείται μέσω της συνάρτησης imadjust, η οποία προσαρμόζει τις τιμές εντάσεων μιας grayscale εικόνας σε νέες τιμές (stretching) ώστε το 1% των δεδομένων να αντιστοιχεί στις χαμηλές και τις υψηλές εντάσεις της εικόνας. Το κομμάτι του κώδικα που υλοποιεί το στάδιο αυτό είναι το εξής:

```
SE = strel('disk', 150); % Create structuring element
Itop = imtophat(I,SE); % Top-Hat transform of the input image I
I2 = imadjust(Itop); % Contrast stretching
figure, imshow(I2);
```

Στη συνέχεια (σχήμα 4.9), παρουσιάζονται τα στάδια της διόρθωσης του μη ομοιόμορφου φωτισμού σε κάποια από τα ακτινογραφικά δείγματα που διαθέτουμε. Ας σημειωθεί ότι σε ορισμένες περιπτώσεις, η μορφολογική επεξεργασία που εφαρμόζουμε αφήνει «κατάλοιπα» στο background, τα οποία όμως δεν καταλήγουν σε σφάλματα κατάτμησης, αφού με κατάλληλη αποθορυβοποίηση της εικόνας παραμένουν

αμελητέα. Άλλωστε, η σημασία του σταδίου αυτού θα φανεί στη συνέχεια, συγκρίνοντας τα περιγράμματα που εξάγουμε εφαρμόζοντας ή παραλείποντάς το.



Σχήμα 4.9: Προτεινόμενη μέθοδος διόρθωσης του background.

Αριστερά: Αρχικές εικόνες, Κέντρο: Μετασχηματισμός top-hat, Δεξιά: Contrast stretching

4.4 Τεχνικές Αποθορυβοποίησης

Στο σύνολο της διαθέσιμης βιβλιογραφίας σχετικά με την ανάλυση ιατρικών εικόνων, γίνεται λόγος για αποθορυβοποίηση των εικόνων με σκοπό την απομάκρυνση του θορύβου, τη βελτίωση της ποιότητάς τους και τη διευκόλυνση της επεξεργασίας τους. Έτσι και στην εργασία αυτή, το επόμενο στάδιο επεξεργασίας των ακτινογραφιών συνίσταται στη χρήση τεχνικών αποθορυβοποίησης, με σκοπό να άρουμε μέρος του θορυβώδους χαρακτήρα του αρχικού σήματος ώστε να επιτύχουμε όσο το δυνατόν πιο αποδοτική κατωφλίωση και να έχουμε μια καλύτερη και πιο ομαλή εκτίμηση του περιγράμματος που μας ενδιαφέρει.

4.4.1 Το πρόβλημα του θορύβου

Ένας παράγοντας που επηρεάζει σημαντικά την ποιότητα μιας εικόνας είναι ο *θόρυβος*. Με τον όρο αυτό εννοούμε μια σειρά από τυχαία φαινόμενα λόγω εξωτερικών παραγόντων που προστίθενται στο αρχικό σήμα και προκαλούν υποβάθμιση των χαρακτηριστικών του. Στις ιατρικές απεικονίσεις, η οπτική αυτή παραμόρφωση επηρεάζεται από διάφορους παράγοντες που οφείλονται στις μη ιδανικότητες του πομπού και του δέκτη του συστήματος απεικόνισης και επηρεάζουν τις εικόνες με την εισαγωγή artifacts, θολώματος (blur) και ευαισθησία στην αντίθεση. Τέτοιοι παράγοντες είναι ο χρόνος έκθεσης, η χαμηλή ρύθμιση φωτεινότητας, η μετακίνηση του ασθενούς, η ευαισθησία των οπτικών συσκευών, τα χαρακτηριστικά και η εμφάνιση του φιλμ, κλπ. Για παράδειγμα, η αύξηση του χρόνου της απεικόνισης μπορεί να συμβάλλει σημαντικά στη μείωση του θορύβου και στην αύξηση της αντίθεσης μιας ακτινογραφίας, όμως ταυτόχρονα αυξάνεται η δόση της ακτινοβολίας στον ασθενή. Από την άλλη, η επίδραση του θορύβου στην ποιότητα της εικόνας, μπορεί να έχει αντίκτυπο ακόμα και στη διαγνωστική της αξία, καθώς ο ακτινολόγος μπορεί να αποτύχει στη διάγνωση μικρών παθολογιών εξαιτίας του θορύβου. Επομένως, απαιτείται η εύρεση του κατάλληλου συμβιβασμού ανάμεσα στην ποιότητα και τη δόση στον ασθενή, ανάλογα και με την κλινική εφαρμογή της μεθόδου. Σύμφωνα με τον Webb (1988), η ελάχιστη δόση στον ασθενή πρέπει να αντιστοιχεί στην ελάχιστη τιμή του σηματοθορυβικού λόγου για τον οποίο η παθολογία μπορεί να γίνει αντιληπτή από τον άνθρωπο [41].

Κατά την έκθεση των ασθενών στην ακτινοβολία για τη λήψη ακτινογραφιών, εφαρμόζονται μικρές δόσεις ακτίνων X, με αποτέλεσμα οι ακτινογραφίες που παράγονται να παρουσιάζουν σοβαρό σηματο-εξαρτημένο θόρυβο, ο οποίος πρέπει να ελαττωθεί σε πραγματικό χρόνο, ενώ παράλληλα πρέπει να διατηρηθούν οι δομές που περιέχουν σημαντική πληροφορία και να αποφευχθούν τυχόντα artifacts [42]. Η αναγνώριση των χαρακτηριστικών του θορύβου μπορεί να βελτιώσει σημαντικά την απόδοση των μεθόδων μείωσης του θορύβου. Ο θόρυβος που εντοπίζεται σε εικόνες χαμηλών δόσεων ακτινοβολίας X αποτελείται κυρίως από κβάντα θορύβου με κατανομή Poisson, δηλαδή μια παρατηρούμενη τιμή της κλίμακας του γκρι g στη θέση (x,y) μοντελοποιείται ως $g(x,y) = s(x,y) + n(s(x,y))$, όπου s είναι το σήμα και n ο θόρυβος. Για ένα αρκετά μεγάλο αριθμό από κβάντα που συμβάλλουν σε κάθε pixel, η κατανομή Poisson μπορεί να προσεγγιστεί από μια Gaussian κατανομή με την ίδιο μέση τιμή και διακύμανση. Αν και ο παρατηρούμενος θόρυβος δεν ακολουθεί πάντα κατανομή Poisson, η προσέγγιση που τελικά χρησιμοποιείται σύμφωνα με το [42] είναι ανεξάρτητος προσθετικός γκαουσιανός θόρυβος, μηδενικής μέσης τιμής και σηματο-εξαρτημένης διακύμανσης, δηλαδή ο θόρυβος είναι μία τυχαία μεταβλητή με συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας σε κάθε pixel:

$$\text{pdf}(n; s) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot \sigma_n(s)} \exp\left(-\frac{1}{2} \left(\frac{n}{\sigma_n(s)}\right)^2\right)$$

Κάθε μέθοδος ιατρικής απεικόνισης μπορεί να εισάγει διαφορετικό τύπο θορύβου. Για παράδειγμα, οι εικόνες υπερήχου υποβαθμίζονται κυρίως από θόρυβο Speckle, ο οποίος μπορεί να μοντελοποιηθεί ως ένα τυχαίο σήμα που πολλαπλασιάζεται με τις τιμές του αρχικού σήματος (εικόνα), σε αντίθεση με το θόρυβο τύπου Gauss που είναι προσθετικός [44].

Άλλη μορφή θορύβου που μπορεί να συναντάται στις ιατρικές απεικονίσεις είναι ο κρουστικός θόρυβος, αλλιώς γνωστός ως salt-and-pepper. Πρόκειται για ένα είδος θορύβου που εμφανίζει σκοτεινές και φωτεινές κουκίδες, που μοιάζουν με κόκκους αλατοπίπερου που είναι καταναμημένοι τυχαία πάνω στην εικόνα. Η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας του θορύβου αυτού δίνεται από την εξίσωση:

$$\text{pdf}(z) = \begin{cases} P_a, & \text{για } z = a \\ P_b, & \text{για } z = b \\ 0, & \text{αλλού} \end{cases}$$



Σχήμα 4.10: (a) Αρχική εικόνα, (b) Προσθήκη θορύβου salt-and-pepper, (c) Προσθήκη θορύβου Gauss, (d) Προσθήκη θορύβου τύπου Speckle [44]

4.4.2 Συνήθεις μέθοδοι αποθορυβοποίησης

Μερικά από τα πιο διαδεδομένα φίλτρα για την απομάκρυνση του θορύβου από τις εικόνες είναι τα εξής:

- Φίλτρο μέσης τιμής (Mean filter)
- Φίλτρο ενδιάμεσης τιμής (Median filter)
- Γκαουσιανό φίλτρο εξομάλυνσης (Gaussian filter)
- Φίλτρο Wiener
- Φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης (Anisotropic diffusion filter)
- Μορφολογικά (μη γραμμικά) φίλτρα

Τα παραπάνω φίλτρα χρησιμοποιούνται για αποθορυβοποίηση στο χώρο (*χωρικά φίλτρα*), έτσι ώστε η τιμή κάθε pixel της εικόνας να αντικαθίσταται από μια νέα τιμή η οποία προκύπτει από την εφαρμογή των αλγορίθμων στη γειτονιά του μέσα από ένα προκαθορισμένο παράθυρο.

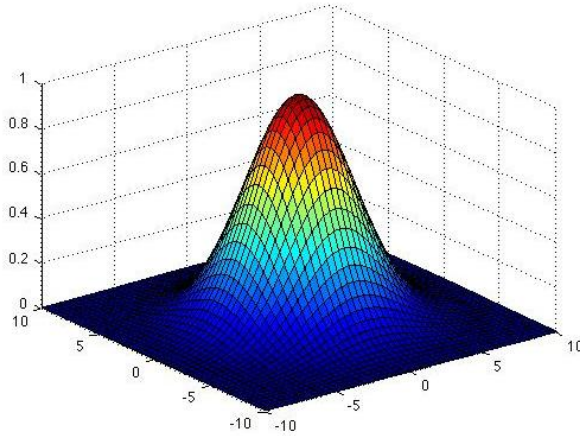
Τα *φίλτρα μέσου όρου* αποτελούν την πιο απλή, γραμμική τεχνική αποθορυβοποίησης: υπολογίζουν τη μέση τιμή των εντάσεων της εικόνας στην περιοχή που ορίζεται ως η γειτονιά του σημείου (x,y) και το αντικαθιστούν με τη νέα τιμή. Το *φίλτρο median* αποτελεί μία μη γραμμική μέθοδο που αντικαθιστά την τιμή του κάθε σημείου με την ενδιάμεση τιμή των επιπέδων έντασης των pixels που ανήκουν στη γειτονιά του. Γενικά, πρόκειται για ένα φίλτρο πολύ διαδεδομένο, καθώς προσφέρει για ορισμένους τύπους τυχαίου θορύβου (και κυρίως για θόρυβο salt-and-pepper) τη δυνατότητα μείωσής του με σημαντικά μικρότερο βαθμό θόλωσης σε σχέση με τα γραμμικά φίλτρα εξομάλυνσης ίδιου μεγέθους [1].

Για εξομάλυνση μιας εικόνας με ένα *γκαουσιανό φίλτρο*, πραγματοποιείται η συνέλιξη του 2-D σήματος που περιγράφει την εικόνα $f(x, y)$ με μια συνάρτηση Gauss:

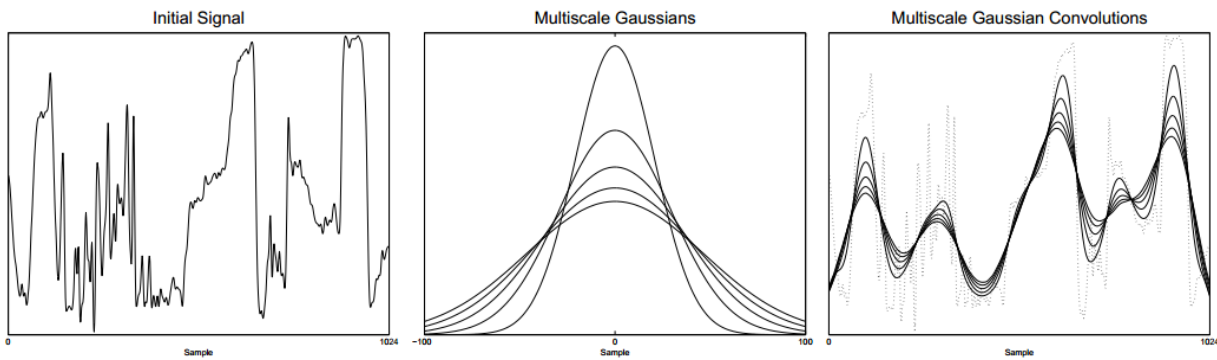
$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}\right)$$

Θεωρητικά, η κατανομή Gauss είναι παντού μη μηδενική, όμως καθώς η εικόνα αποτελείται από ένα διακριτό αριθμό από εικονοστοιχεία, είναι απαραίτητο να προσεγγίσουμε το φίλτρο με ένα διακριτό πυρήνα συνέλιξης. Στην πράξη, οι τιμές του πυρήνα μηδενίζονται μετά από τρεις τυπικές αποκλίσεις από τη μέση τιμή. Μια γραφική αναπαράσταση του πυρήνα συνέλιξης που χρησιμοποιείται φαίνεται στο σχήμα 4.11.

Η γκαουσιανή μέθοδος αποθορυβοποίησης είναι από τις πιο ομαλές και αποδίδει άριστα σε περιπτώσεις εικόνων που έχουν αλλοιωθεί από γκαουσιανό λευκό θόρυβο με κατάλληλη επιλογή παραθύρου και τυπικής απόκλισης. Στην περίπτωση φίλτρων Gauss, χρησιμοποιώντας διαφορετικές τιμές για την τυπική απόκλιση σ , καθορίζεται το εύρος (άνοιγμα) της «καμπάνας» και επιτυγχάνεται φιλτράρισμα σε διαφορετικές κλίμακες, όπως φαίνεται στο παράδειγμα του σχήματος 4.12 για ένα 1-D σήμα. Ωστόσο, εκτός από τη μείωση της έντασης του θορύβου, η μέθοδος συχνά οδηγεί σε θόλωμα (Gaussian blur) της υψίσυχνης κυρίως πληροφορίας της εικόνας, όπως είναι για παράδειγμα οι ακμές.



Σχήμα 4.11: 2-D Φίλτρο Gauss



Σχήμα 4.12: Αρχικό θορυβώδες σήμα και η συνέλιξη του με συναρτήσεις Gauss διαφόρων τυπικών αποκλίσεων.

Το φίλτρο Wiener αναφέρεται συχνά και ως φίλτρο ελάχιστου μέσου τετραγωνικού σφάλματος [N. Wiener (1942)]. Η προσέγγιση αυτή ενσωματώνει στη διαδικασία αποκατάστασης της εικόνας τόσο τη συνάρτηση υποβάθμισης όσο και τα στατιστικά χαρακτηριστικά του θορύβου. Θεωρώντας τόσο τις εικόνες όσο και το θόρυβο ως τυχαίες μεταβλητές, σκοπός του φίλτρου είναι ο προσδιορισμός μιας εκτίμησης της μη αλλοιωμένης εικόνας, τέτοια ώστε η διαφορά μεταξύ αυτών να ελαχιστοποιείται. Τα φίλτρα Wiener είναι αποτελεσματικά στην απομάκρυνση του θορύβου, κυρίως Gauss ή Poisson, εισάγουν όμως έντονο θόλωμα στην εικόνα εξόδου.

Το φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης προτάθηκε από τους Perona και Malik με σκοπό την αποθορυβοποίηση της εικόνας με ταυτόχρονη διατήρηση των σημαντικών ακμών, αποφεύγοντας το θόλωμα που προκαλούσε η συνέλιξη με έναν πυρήνα Gauss [43], θεωρώντας την εξίσωση:

$$\text{div}(k\nabla I) = k\nabla^2 I + \nabla k \cdot \nabla I$$

όπου k είναι ο συντελεστής διάχυσης. Το φίλτρο αυτό εστιάζει στην εξομάλυνση του εσωτερικού των περιοχών της εικόνας (intra-region smoothing) παρά στην εξομάλυνση μεταξύ περιοχών (inter-region), αφήνοντας ανέπαφα τα όρια μεταξύ περιοχών. Όπως είναι λογικό, η επιτυχία της διαδικασίας διάχυσης εξαρτάται σε σημαντικό βαθμό από την εκτίμηση των ακμών της εικόνας, όμως οι συγγραφείς αποδεικνύουν ότι ακόμα και η πιο απλή εκτίμησή τους, μέσω της παραγώγου της εικόνας, δίνει άριστα αποτελέσματα. Έτσι, θεωρώντας ότι είναι δυνατή η εκτίμηση των ακμών σε κάποια δεδομένη κλίμακα, η

διαδικασία της διάχυσης στο εσωτερικό των περιοχών είναι εφικτή λαμβάνοντας $k = g(|\nabla I|)$, όπου g είναι μη αρνητική και φθίνουσα συνάρτηση με $g(0) = 1$, έτσι ώστε μεγάλες τιμές της παραγώγου, όπως συμβαίνει στις ακμές, να μην επηρεάζονται.

Για την αποφυγή της αύξησης του θορύβου μέσω της διαδικασίας παραγωγίσιμης, μια βελτίωση του παραπάνω αλγορίθμου προτάθηκε από τους Catta, Coll, Lion και Morel (1992) με αντικατάσταση του τελεστή $|\nabla I|$ από $|\nabla G_\sigma * I|$, δηλαδή με εξομάλυνση του σήματος μέσω φίλτρου Gaussian σε δεδομένη κλίμακα πριν από την παραγωγή.

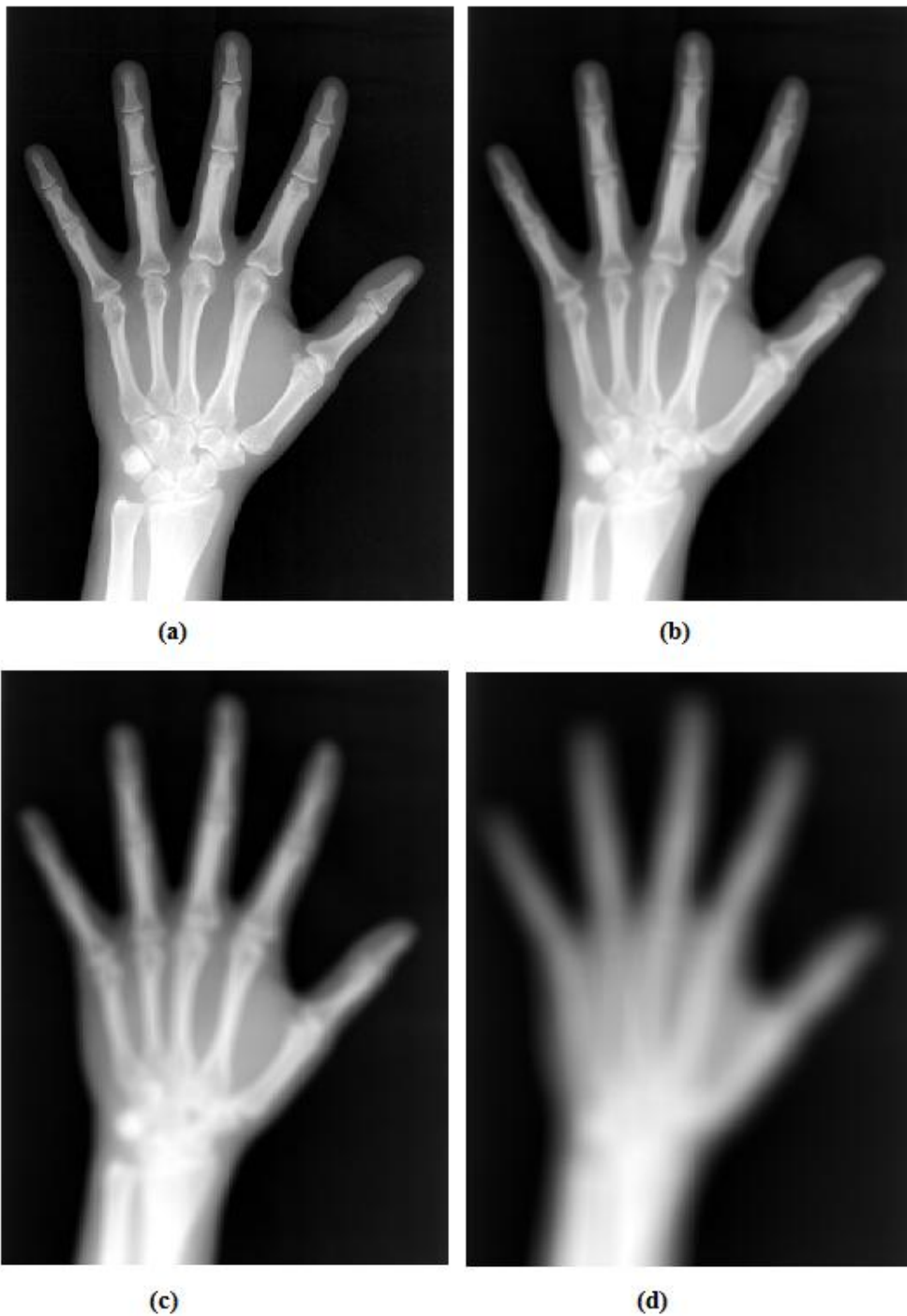
Τέλος, ένας άλλος μη γραμμικός τρόπος εξομάλυνσης της εικόνας είναι μέσω μορφολογικής επεξεργασίας της, χρησιμοποιώντας διαδοχικά opening και closing με ανακατασκευή (*clos-openings by reconstruction*). Η εφαρμογή απλών μορφολογικών τελεστών σε grayscale εικόνες μπορεί να οδηγήσει σε ανεπιθύμητη παραμόρφωσή τους, ανάλογα με το δομικό στοιχείο που χρησιμοποιείται (όπως φαίνεται και στο σχήμα 4.7). Η διαδικασία της ανακατασκευής, ωστόσο, είναι ιδιαίτερα χρήσιμη διότι λαμβάνει υπ' όψη το περίγραμμα ενός συγκεκριμένου αντικειμένου, «κλειδώνοντας» σε αυτό χρησιμοποιώντας μια εικόνα *marker* και εξομαλύνοντας τον περίγυρό του. Η εικόνα *marker* του opening by reconstruction είθισται να είναι το *erosion* της αρχικής εικόνας, ενώ αντίστοιχα για closing by reconstruction το *dilation* της αρχικής εικόνας με ένα δομικό στοιχείο το μέγεθος του οποίου καθορίζει την κλίμακα της εξομάλυνσης. Έτσι με διαδοχικά opening και closing ανακατασκευής, και μάλιστα για διαφορετικά μεγέθη του δομικού στοιχείου, επιτυγχάνεται απομάκρυνση του θορύβου με πραγματικά ομαλό τρόπο.

4.4.3 Σύγκριση μεθόδων αποθορυβοποίησης

Πέραν της θεωρίας, είναι σημαντικό να διαπιστώσουμε πώς αποδίδουν τα συγκεκριμένα φίλτρα αποθορυβοποίησης στην πράξη, και μάλιστα στην περίπτωση που εξετάζουμε, δηλαδή σε ακτινογραφικές απεικονίσεις άκρας χειρός. Διαφορετικής φύσεως εικόνες είναι λογικό να παρουσιάζουν διαφορετικό τύπο θορύβου (τύπου Gauss, Poisson, Rayleigh, Speckle, εκθετικό, κρουστικό, ομοιόμορφο, κλπ.) και κατ' επέκταση να χρήζουν διαφορετικής αντιμετώπισης ως προς την αποθορυβοποίηση. Επομένως, η σύγκριση των μεθόδων που πραγματοποιείται στο σημείο αυτό αφορά στην επιλογή του βέλτιστου αλγορίθμου αποθορυβοποίησης με κριτήριο την (υποκειμενική) βελτίωση της ποιότητας των διαθέσιμων ακτινογραφικών απεικονίσεων και τη συνεισφορά στην εξαγωγή ενός πιο αποδοτικού περιγράμματος σε επόμενο στάδιο.

Αρχικά, κατασκευάζουμε ένα φίλτρο μέσου όρου μέσω της συνάρτησης *fspecial* του Matlab με κατάλληλη επιλογή του μεγέθους του παραθύρου. Στη συνέχεια, η εικόνα φιλτράρεται μέσω της συνάρτησης *imfilter*, θεωρώντας το φίλτρο ως ένα παράθυρο που σαρώνει την εικόνα και τροποποιεί την τιμή της σε κάθε *pixel*. Με χρήση της παραμέτρου *replicate*, τιμές έξω από τα όρια της εικόνας θεωρούνται ότι έχουν ίδια ένταση με το πιο κοντινό τους όριο (αντί για 0), ώστε να αποφευχθεί ο σχηματισμός μιας σκοτεινής «κορνίζας» στα όρια της εικόνας ως αποτέλεσμα του φιλτραρίσματος. Ας σημειωθεί ότι η εικόνα που χρησιμοποιείται στο στάδιο αυτό είναι η έξοδος του προηγούμενου σταδίου, δηλαδή η εικόνα βελτιωμένης αντίθεσης.

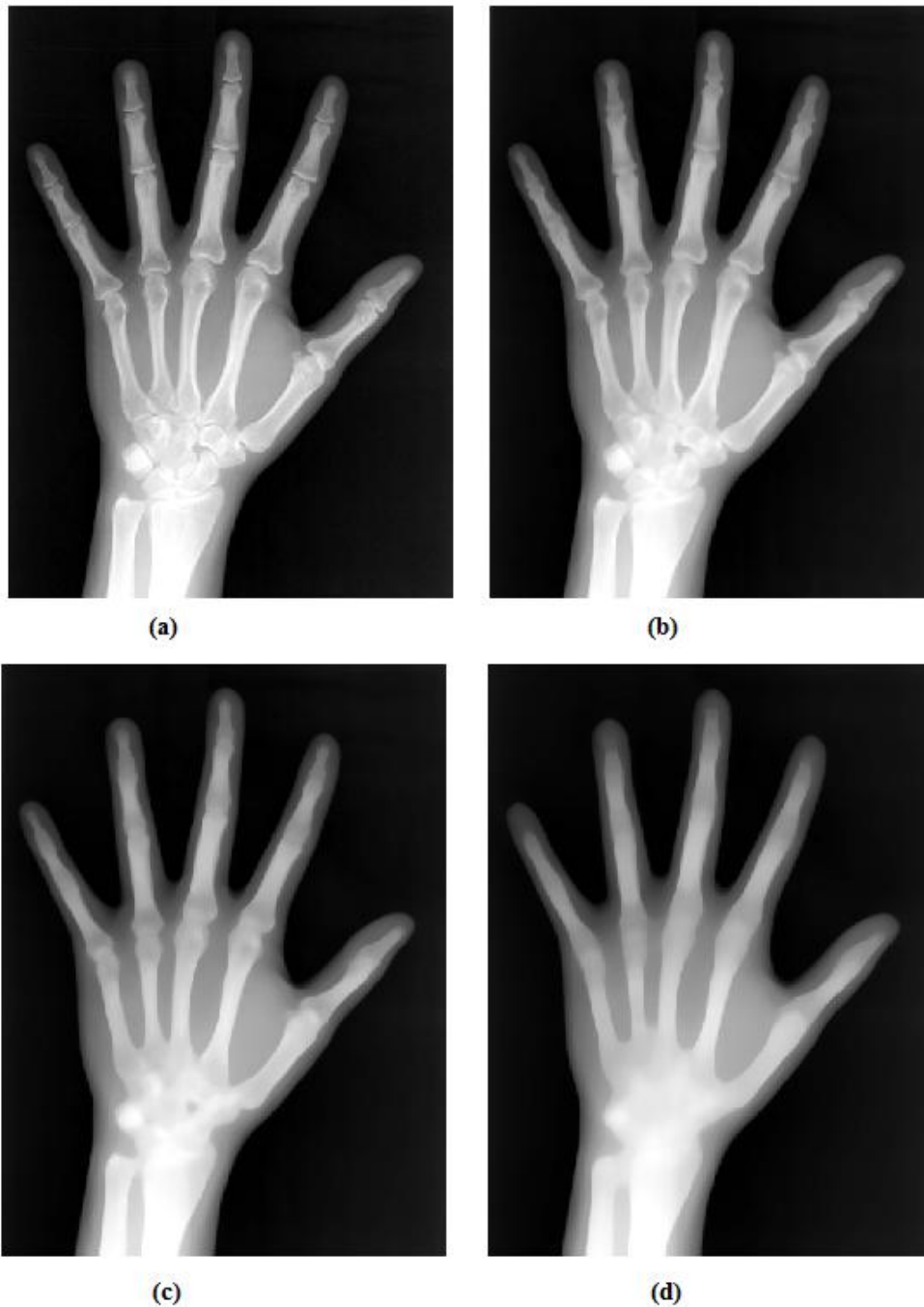
```
H = fspecial('average', hsize); % Create average filter of size hsize
J = imfilter(I2, H, 'replicate'); % Filter image I2 using H
figure, imshow(J);
```



Σχήμα 4.13: Αποθρομβοποίηση με φίλτρο μέσου όρου
(a) Αρχική εικόνα, Αποθρομβοποίηση με μέγεθος παραθύρου (b) $hsize=5$, (c) $hsize=10$, (d) $hsize=30$

Για το φίλτρο median σε 2-D δεδομένα χρησιμοποιείται η συνάρτηση `medfilt2`, με κατάλληλη επιλογή του παραθύρου εφαρμογής.

```
J = medfilt2(I2, [m n], 'symmetric'); % Median filt. of I2 using mxn window  
figure, imshow(J);
```

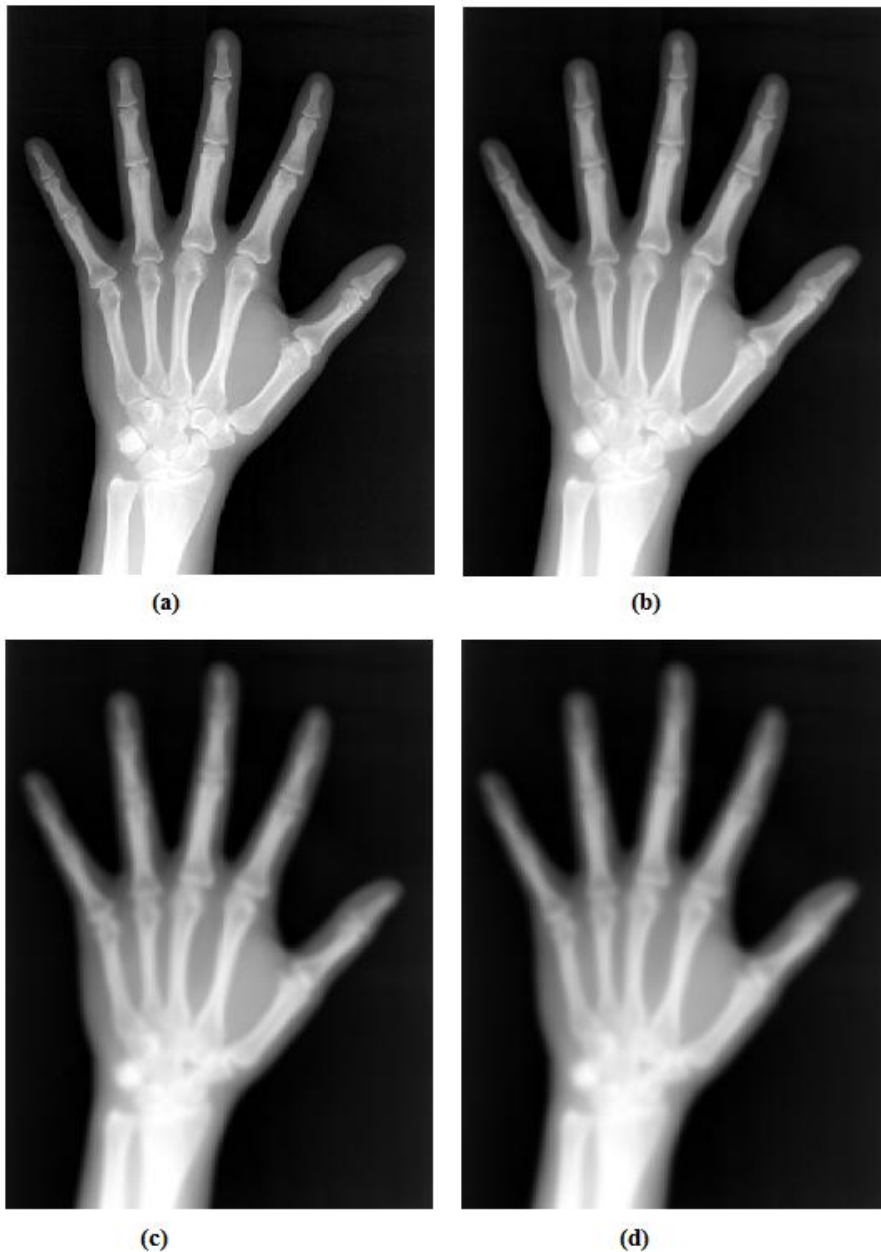


Σχήμα 4.14: Αποθορυβοποίηση με φίλτρο Median

(a) Αρχική εικόνα, Αποθορυβοποίηση με μέγεθος παραθύρου (b) 5x5, (c) 10x10, (d) 30x30

Η αποθορυβοποίηση με φίλτρο Gauss υλοποιείται επίσης μέσω των συναρτήσεων `fspecial` και `imfilter`. Στην περίπτωση αυτή απαιτείται εκτός από το μέγεθος του παραθύρου και επιλογή της τυπικής απόκλισης της γκαουσιανής, η οποία προσδιορίζει στο μεγαλύτερο βαθμό την κλίμακα της εξομάλυνσης, όπως φαίνεται στη συνέχεια.

```
g = fspecial('gaussian', hsize, sigma); % Create gaussian filter
J = imfilter(I2, g, 'replicate');      % Filter I2 using g
figure, imshow(J);
```

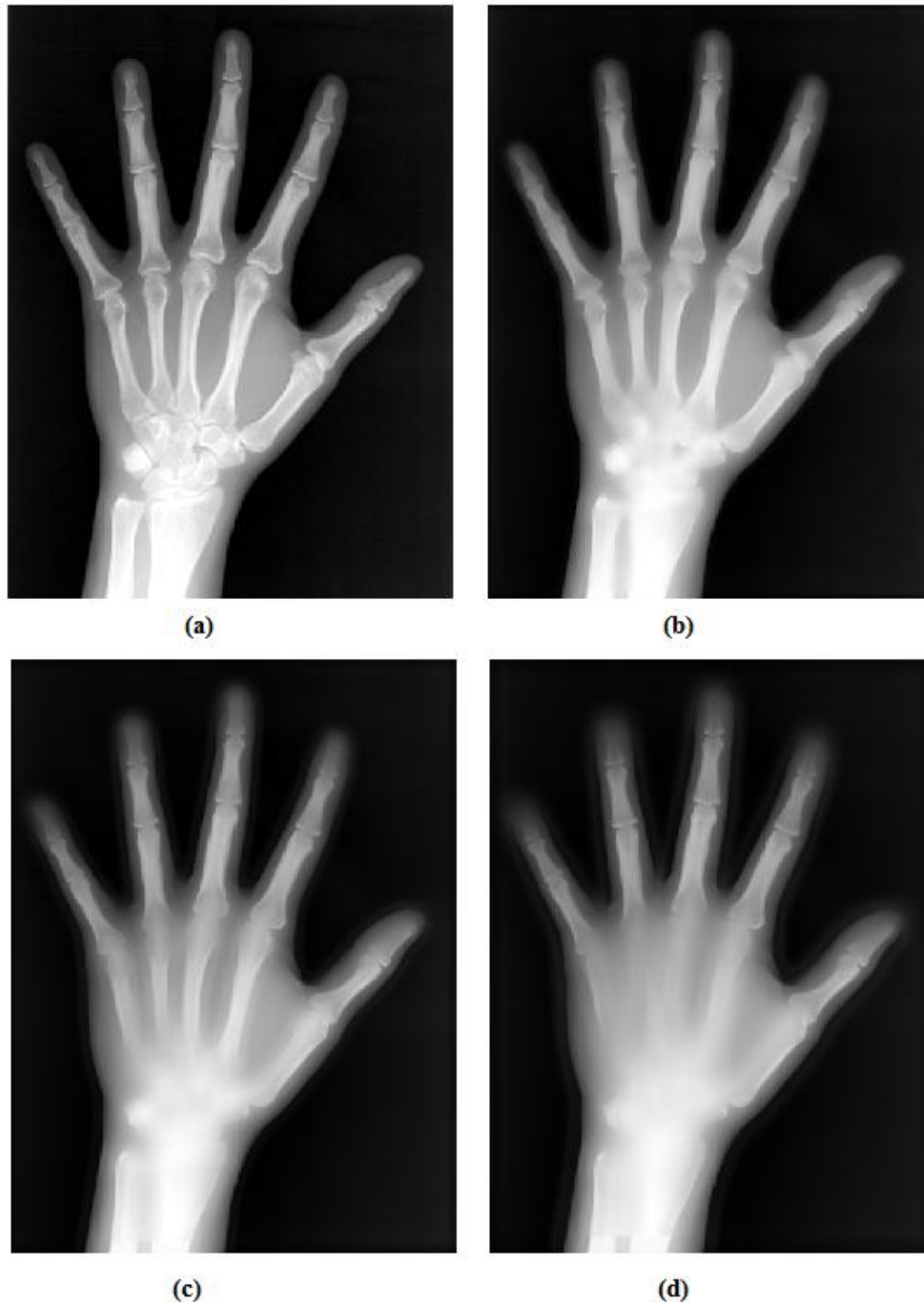


Σχήμα 4.15: Αποθορυβοποίηση με φίλτρο Gauss

(a) Αρχική εικόνα, (b) Gauss με $hsize=10$, $\sigma=1$, (c) $hsize=10$, $\sigma=3$, (d) $hsize=50$, $\sigma=3$

Το φίλτρο Wiener υλοποιείται μέσω της συνάρτησης `wiener2`, η οποία είτε θεωρεί υποβάθμιση της εικόνας από προσθετικό λευκό γκαουσιανό θόρυβο μέσω της παραμέτρου `noise`, είτε πραγματοποιεί μια εκτίμηση του θορύβου πριν το φιλτράρισμα, την οποία παράγει ως έξοδο.

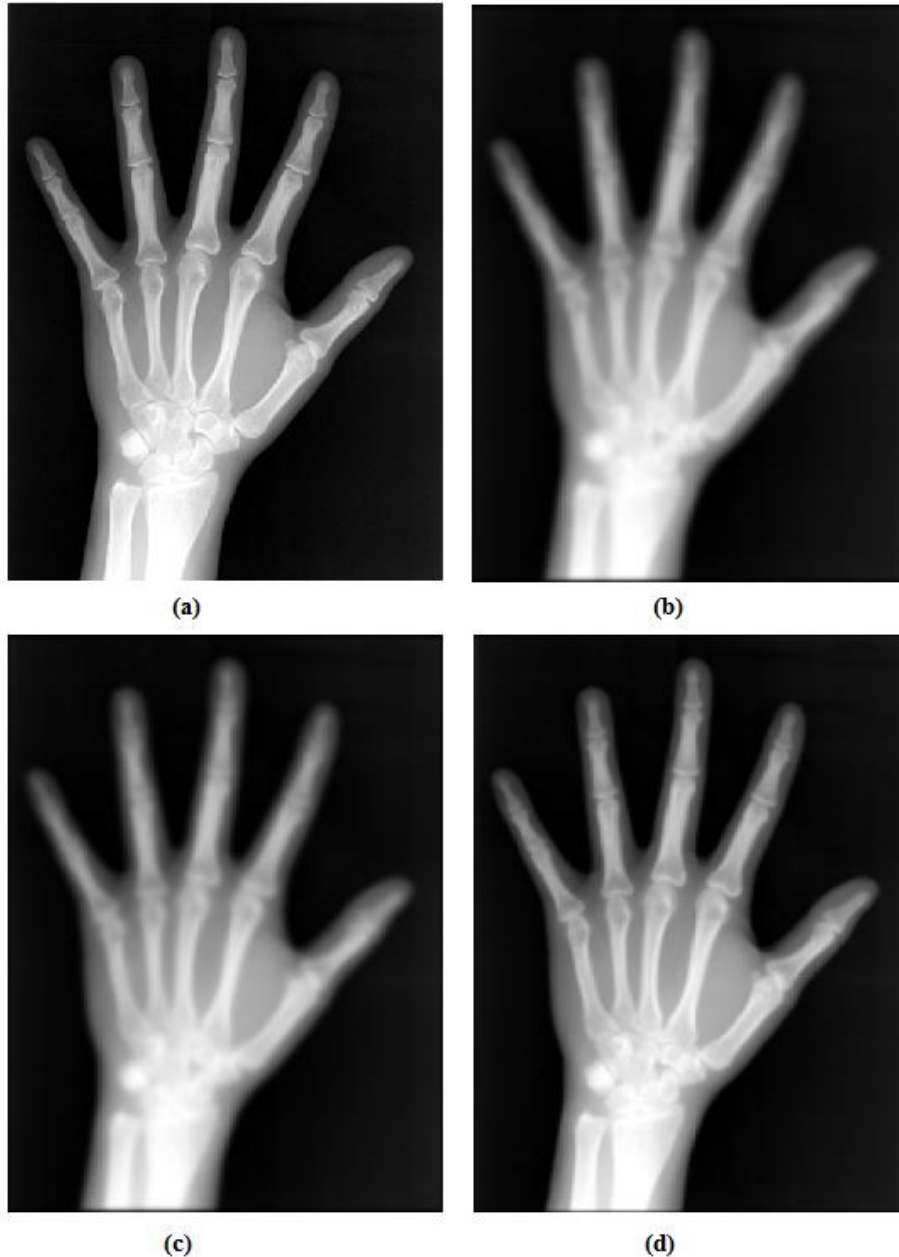
```
[J, N] = wiener2(I2, [m n]); % Wiener filtering of I2. Result image J  
figure, imshow(J);        % estimated noise N
```



Σχήμα 4.16: Αποθορυβοποίηση με φίλτρο Wiener
(a) Αρχική εικόνα, Χρήση φίλτρου (b) 10x10, (c) 20x20, (d) 30x30

Το φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης απαιτεί προσδιορισμό κάποιων παραμέτρων για τον έλεγχο της εξομάλυνσης της εικόνας. Συγκεκριμένα, οι παράμετροι αυτές είναι ο συντελεστής διάχυσης k που συνδέεται με την κλίση της εικόνας (μεγάλες του k συνδέονται με μεγάλες τιμές της κλίσης, επομένως μειώνεται η δυνατότητα διατήρησης των πιο ασθενών ακμών), και ο συντελεστής λ που καθορίζει την ταχύτητα της διάχυσης (δεν υπερβαίνει το 0.25). Επίσης, καθορίζονται ο αριθμός των επαναλήψεων και μια εκ των δύο εξισώσεων διάχυσης. Η συνάρτηση `anisodiff2D` που χρησιμοποιήθηκε είναι βασισμένη στην πρόταση των Perona & Malik που περιγράφηκε προηγουμένως.

```
J = anisodiff2D(I2, iter, k, lambda, option);  
figure, imshow(J);
```



Σχήμα 4.17: Αποθορυβοποίηση με φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης (20 επαναλήψεων και φθίνουσας εκθετικής εξίσωσης διάχυσης). (a) Αρχική εικόνα, (b) $k=20$, $\lambda=0.2$, (c) $k=80$, $\lambda=0.2$, (d) $k=50$, $\lambda=0.05$

Τέλος, παρουσιάζουμε την εξομάλυνση της εικόνας με χρήση ενός μορφολογικού (clos-opening) φίλτρου με ανακατασκευή. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιείται η συνάρτηση `imreconstruct(marker, mask)` του Matlab για την υλοποίηση των opening και closing ανακατασκευής. Σύμφωνα με τις προϋποθέσεις της συνάρτησης, η εικόνα `marker` πρέπει να έχει το ίδιο μέγεθος με την εικόνα `mask` και οι τιμές των στοιχείων της να είναι μικρότερες ή ίσες από τις αντίστοιχες της εικόνας `mask`. Για το reconstruction opening χρησιμοποιείται ως `marker` το erosion της αρχικής εικόνας, οπότε πληρούνται οι προϋποθέσεις αυτές. Για το reconstruction closing απαιτείται η χρήση του dilation της εικόνας ως `marker`, οπότε για να πληρούνται οι προϋποθέσεις, είσοδοι της συνάρτησης θα είναι τα συμπληρώματα των εικόνων και η έξοδος θα λαμβάνεται επίσης ως συμπλήρωμα. Για να πετύχουμε εξομάλυνση σε πολλαπλές κλίμακες πραγματοποιούμε διαδοχικά openings και closings, αυξάνοντας κατάλληλα το μέγεθος του δομικού στοιχείου των erosion και dilation των εικόνων.

```
mask=I2;
for n=1:10
    % Structuring element of varying size 1-10 pixels
    SE_n = strel('disk',n);
    % Opening by reconstruction
    op = imreconstruct(imerode(mask,SE_n),mask);
    % Closing by reconstruction
    cl = imreconstruct(imdilate(op,SE_n),imcomplement(op));
    mask = imcomplement(cl);    % New mask for the next iteration
end
J = mask;
figure, imshow(J);
```



(a)

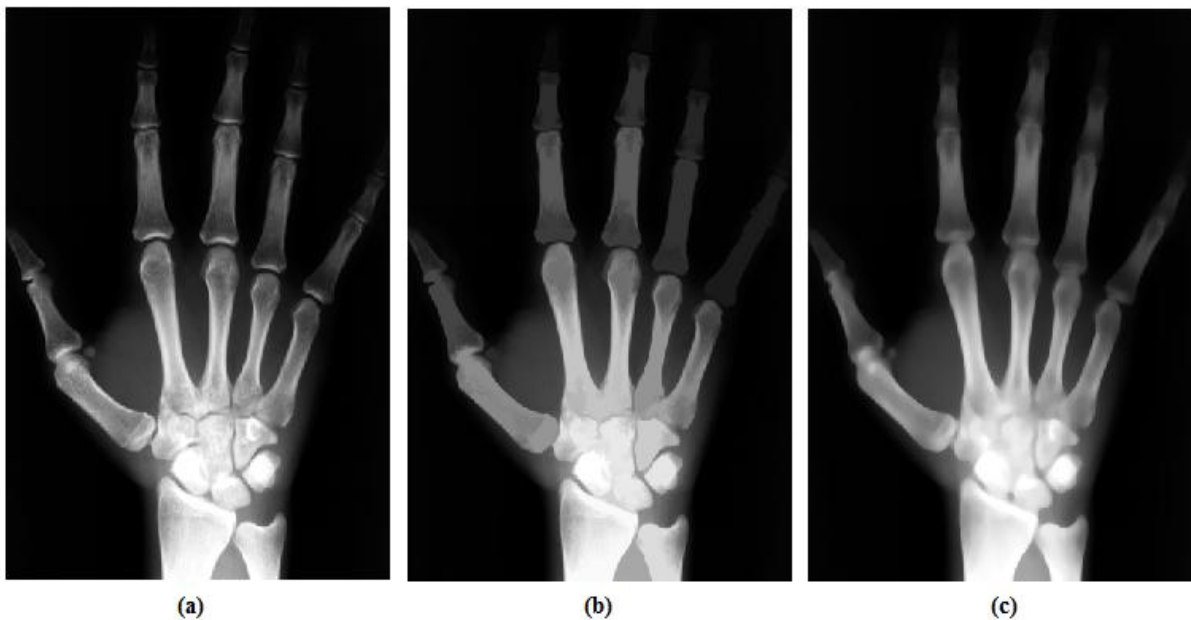
(b)

Σχήμα 4.18: Αποθορυβοποίηση με μορφολογικό φίλτρο

(a) Αρχική εικόνα, (b) Μορφολογική ανακατασκευή

Συμπερασματικά, τα φίλτρα Wiener και μέσου όρου δεν κρίνονται τα πιο κατάλληλα για χρήση στη δεδομένη περίπτωση των ακτινογραφικών απεικονίσεων, λόγω του μεγάλου θολώματος που προκαλούν και της απώλειας λεπτομερειών που περιέχουν σημαντική πληροφορία. Συγκεκριμένα, για μεγαλύτερες τιμές παραθύρων παρατηρούμε ότι το θόλωμα αυτό «διαχέεται» και στο background, ενώ η εξομάλυνση που παρέχουν στην εικόνα δε χαρακτηρίζεται από ομοιομορφία. Υπάρχει λοιπόν ο κίνδυνος να εξαχθούν εσφαλμένα περιγράμματα σε επόμενο στάδιο.

Όσον αφορά στη χρήση του μορφολογικού φίλτρου εξομάλυνσης παρατηρείται το εξής φαινόμενο: στις περιπτώσεις πολύ σκοτεινών ακροδαχτύλων ή ανεπαίσθητης αντίθεσης μεταξύ μαλακού ιστού και background το φίλτρο αυτό μπορεί να οδηγήσει σε ακόμα μεγαλύτερη μείωση της φωτεινότητας στις περιοχές ενδιαφέροντος και κίνδυνος ταξινόμησής τους στο background κατά τη διαδικασία της κατωφλίωσης. Ένα παράδειγμα της περίπτωσης αυτής απεικονίζεται στο σχήμα 4.19. Πράγματι, παρατηρούμε ότι η εικόνα είναι μεν πιο ομαλή, κυρίως κατά μήκος των οστών, όμως επιδεινώνεται σημαντικά η ήδη χαμηλή φωτεινότητα των ακροδαχτύλων και δυσχεραίνεται η δυνατότητα διάκρισής τους από το υπόβαθρο. Παρόμοια αποτελέσματα μπορεί να παρατηρηθούν και με median φίλτρο.



Σχήμα 4.19: (a) Αρχική εικόνα, (b) Εξομάλυνση με μορφολογικό φίλτρο, (c) Εξομάλυνση με median φίλτρο

Γενικά, σύμφωνα με όλα τα πειράματα που διεξήχθησαν ως προς την αποτελεσματική αποθρομβοποίηση της εικόνας σε συνδυασμό με τη μετέπειτα κατωφλίωση, τα πιο ομαλά φίλτρα για την εξαγωγή ενός αποδοτικού περιγράμματος στα πλαίσια των ακτινογραφιών που εξετάστηκαν κρίθηκαν το γκαουσιανό και το φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης. Έτσι, στα επόμενα θα ασχοληθούμε με αυτές τις μεθόδους αποθρομβοποίησης, περισσότερα αποτελέσματα των οποίων είναι διαθέσιμα στο Παράρτημα I. Η διαφορά μεταξύ των δύο αυτών μεθόδων έγκειται κυρίως στο γεγονός ότι το ανισοτροπικό φίλτρο διάχυσης παρέχει βέλτιστη διατήρηση των ακμών. Ωστόσο, η μία ή η άλλη μέθοδος μπορεί να είναι εμφανώς πιο αποδοτική ανά περίπτωση, δηλαδή σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά της κάθε ακτινογραφίας, όπως θα φανεί λεπτομερώς μέσω της διαδικασίας κατωφλίωσης στη συνέχεια του κεφαλαίου.

4.5 Μελέτη του ιστογράμματος για τη νέα μέθοδο κατωφλίωσης

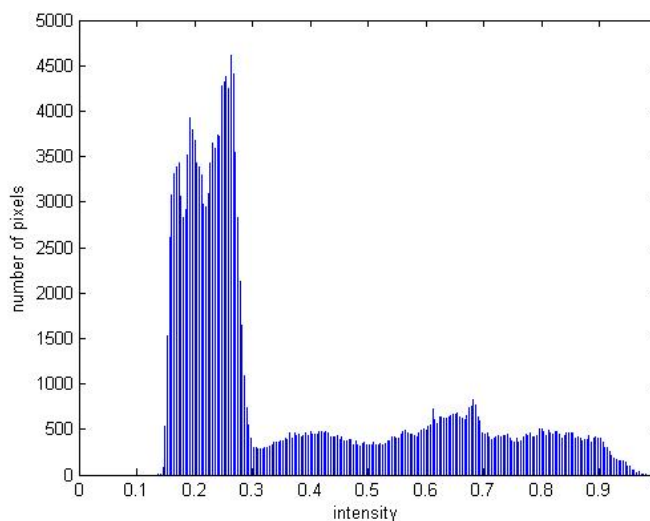
Έπειτα από τα στάδια προεπεξεργασίας της εικόνας, μπορούμε πλέον να περάσουμε στη διαδικασία σχηματισμού μιας δυαδικής εικόνας που θα διαχωρίζει όσο το δυνατόν πιο αποτελεσματικά το αντικείμενο ενδιαφέροντος από το υπόβαθρο.

Όπως οι περισσότερες μέθοδοι κατωφλίωσης, η τεχνική που προτείνεται στην εργασία αυτή είναι βασισμένη στο ιστογράμμα της εικόνας. Στη συνέχεια, παρουσιάζονται μερικά παραδείγματα ιστογραμμάτων των εικόνων που εξετάζουμε. Η επεξεργασία της εικόνας επιφέρει αλλαγές και στο ιστογράμμα της. Στο σχήμα 4.20 γίνεται μια σύγκριση μεταξύ του ιστογράμματος μιας αρχικής εικόνας και του ιστογράμματος της ίδιας εικόνας μετά το στάδιο προεπεξεργασίας της (διορθωμένη αντίθεση και αποθορυβοποίηση). Στο σχήμα 4.21 δίνονται μερικά ακόμα παραδείγματα ιστογραμμάτων για τις εικόνες που εξετάζουμε, με σκοπό τον εντοπισμό των «κοινών» χαρακτηριστικών τους, δηλαδή ενός επαναλαμβανόμενου μοτίβου του ιστογράμματος, χάρη στο οποίο μπορεί να προκύψει κάποιος κανόνας για την εύρεση των εν λόγω κατωφλίων.

Μέσω, λοιπόν, των ιστογραμμάτων των διαθέσιμων ακτινογραφικών απεικονίσεων είναι δυνατή η εξαγωγή συμπερασμάτων ως προς τη κοινή μορφή που παρουσιάζουν. Συγκεκριμένα, για τα ιστογράμματα των προεπεξεργασμένων εικόνων παρατηρείται μια έντονη κορυφή (*peak*) στην περιοχή των χαμηλών εντάσεων, μεγάλου ύψους λόγω της υψηλής συγκέντρωσης των εικονοστοιχείων, η οποία αντιστοιχεί στη φωτεινότητα του background των εικόνων. Μάλιστα, όσο πιο απότομη είναι η κορυφή αυτή, τόσο πιο ομοιόμορφο είναι το background, καθώς οι εντάσεις είναι συγκεντρωμένες γύρω από ένα στενό εύρος τιμών. Αντίθετα, όσο πιο πλατιά, τόσο περισσότερες «διακυμάνσεις» αναμένεται να παρατηρηθούν στο background της εικόνας. Συχνά, μπορεί στην περιοχή του ιστογράμματος που αντιστοιχεί στις τιμές εντάσεων του background να παρουσιάζονται περισσότερες διακριτές κορυφές, όπως στην περίπτωση του σχήματος 4.22. Σε κάθε περίπτωση, μετά την πτώση της κορυφής ή των κορυφών του υποβάθρου, οι υπόλοιπες εντάσεις του ιστογράμματος παρουσιάζουν μια σχετικά ομοιόμορφη κατανομή και αντιστοιχούν στο σχηματισμό του χεριού, ως σάρκα και οστά, πάνω στην εικόνα.



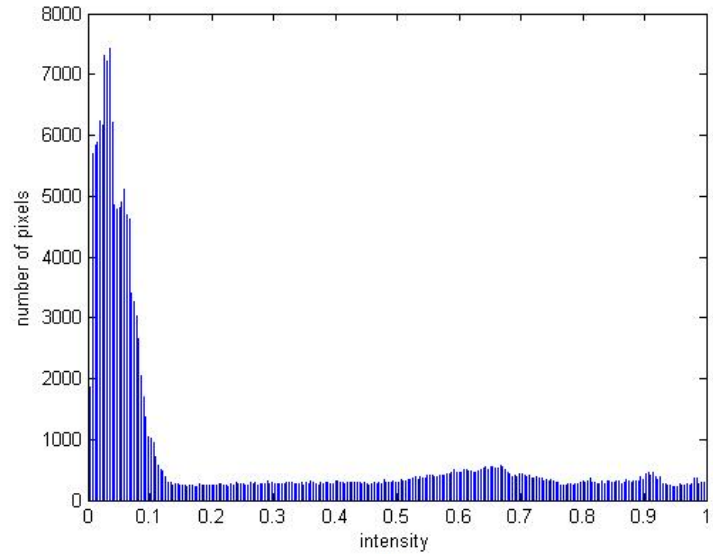
(a)



(b)



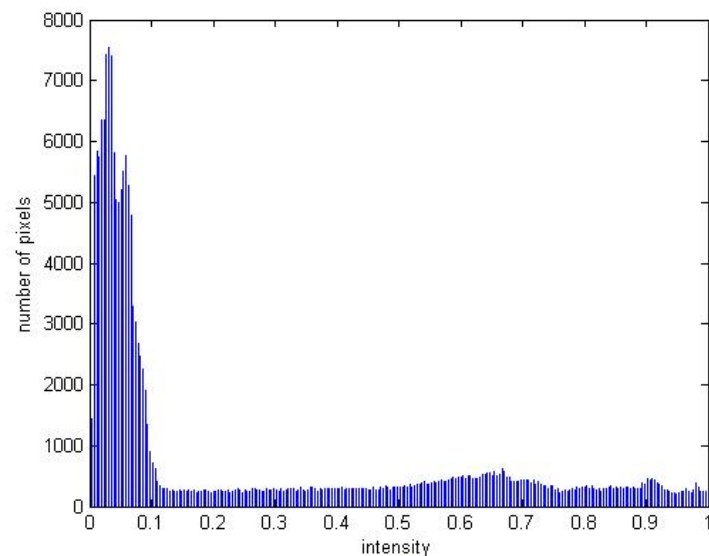
(c)



(d)



(e)



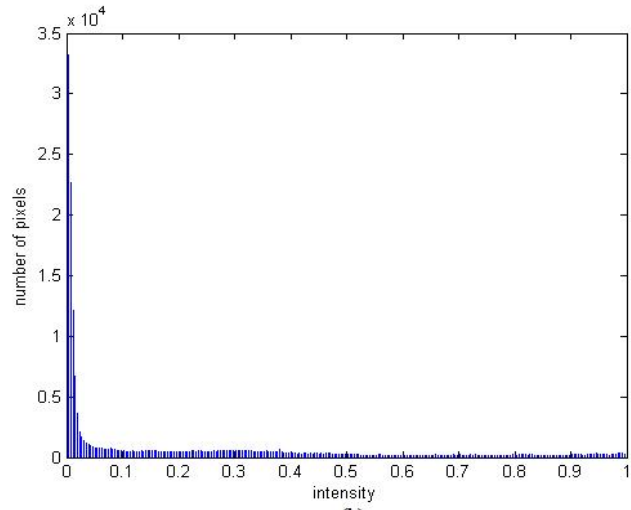
(f)

Σχήμα 4.20: (a) Αρχική εικόνα, (b) Ιστόγραμμα αρχικής εικόνας, (c) Εικόνα στην έξοδο του σταδίου προεπεξεργασίας, με αποθρομβοποίηση Gauss και (d) το ιστόγραμμά της, (e) Εικόνα στην έξοδο του σταδίου προεπεξεργασίας, με χρήση ανισοτροπικού φίλτρου διάχυσης και (f) το ιστόγραμμά της

Παρατηρούμε ότι τα ιστογράμματα μεταξύ των εικόνων αποθρομβοποιημένων με τις δύο διαφορετικές μεθόδους που επιλέχθηκαν στο προηγούμενο στάδιο, δηλαδή με φίλτρο Gauss και με φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης, δεν παρουσιάζουν αξιοσημείωτες διαφορές. Αυτό συμβαίνει διότι οι διαφορές τους εντοπίζονται κυρίως στη χωρική κατανομή των φωτεινότητων και όχι τόσο στις αυξομειώσεις των εντάσεων αυτές καθαυτές. Στη συνέχεια παρουσιάζονται περισσότερα παραδείγματα ιστογραμμάτων.



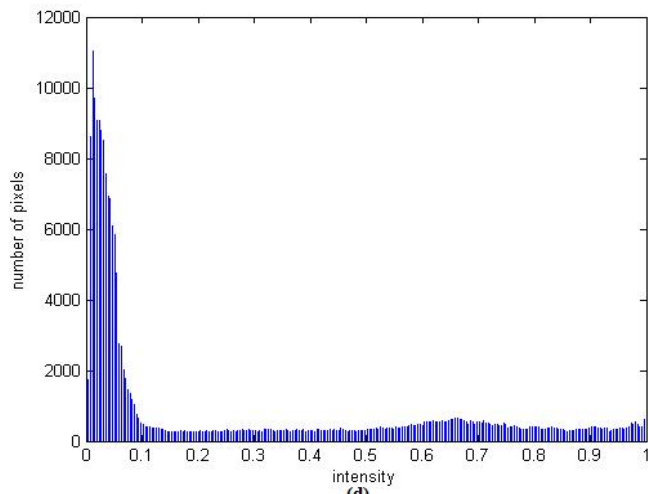
(a)



(b)



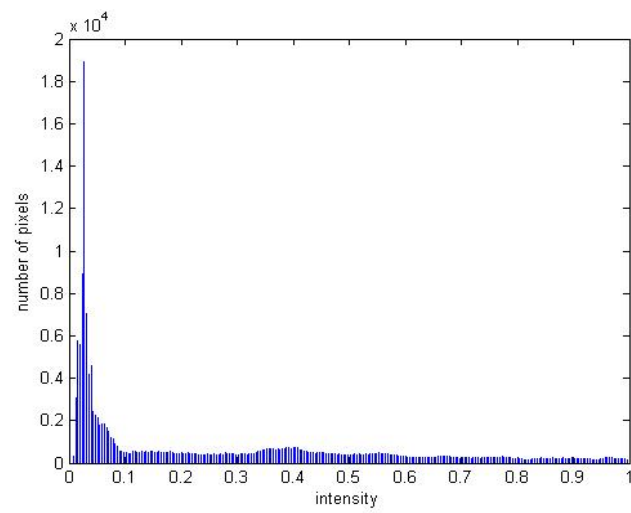
(c)



(d)



(e)

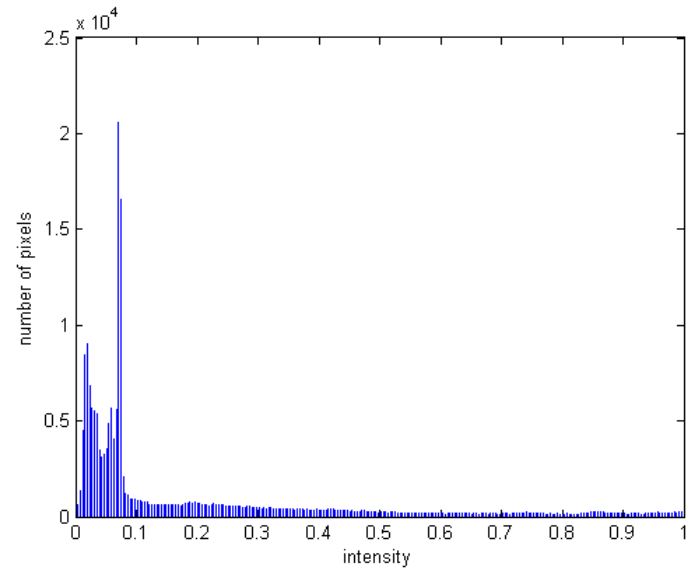


(f)

Σχήμα 4.21: (a),(c),(e) Ακτινογραφίες με αποθορυβοποίηση Gauss, (b),(d),(f) Τα αντίστοιχα ιστογράμματα



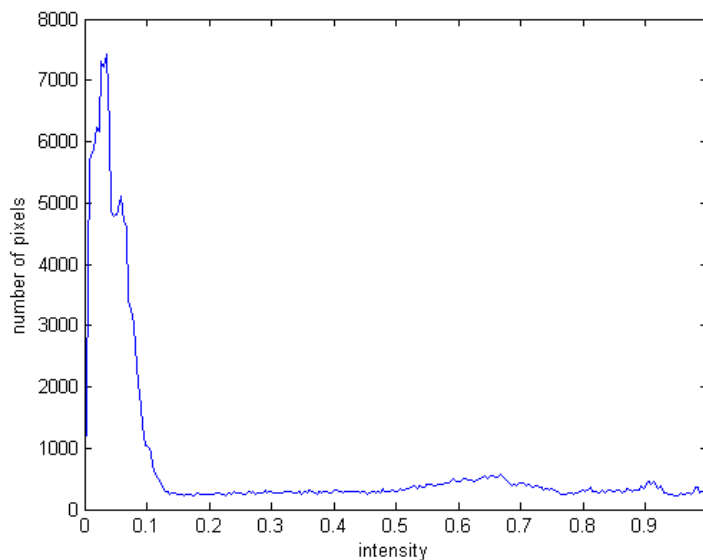
(a)



(b)

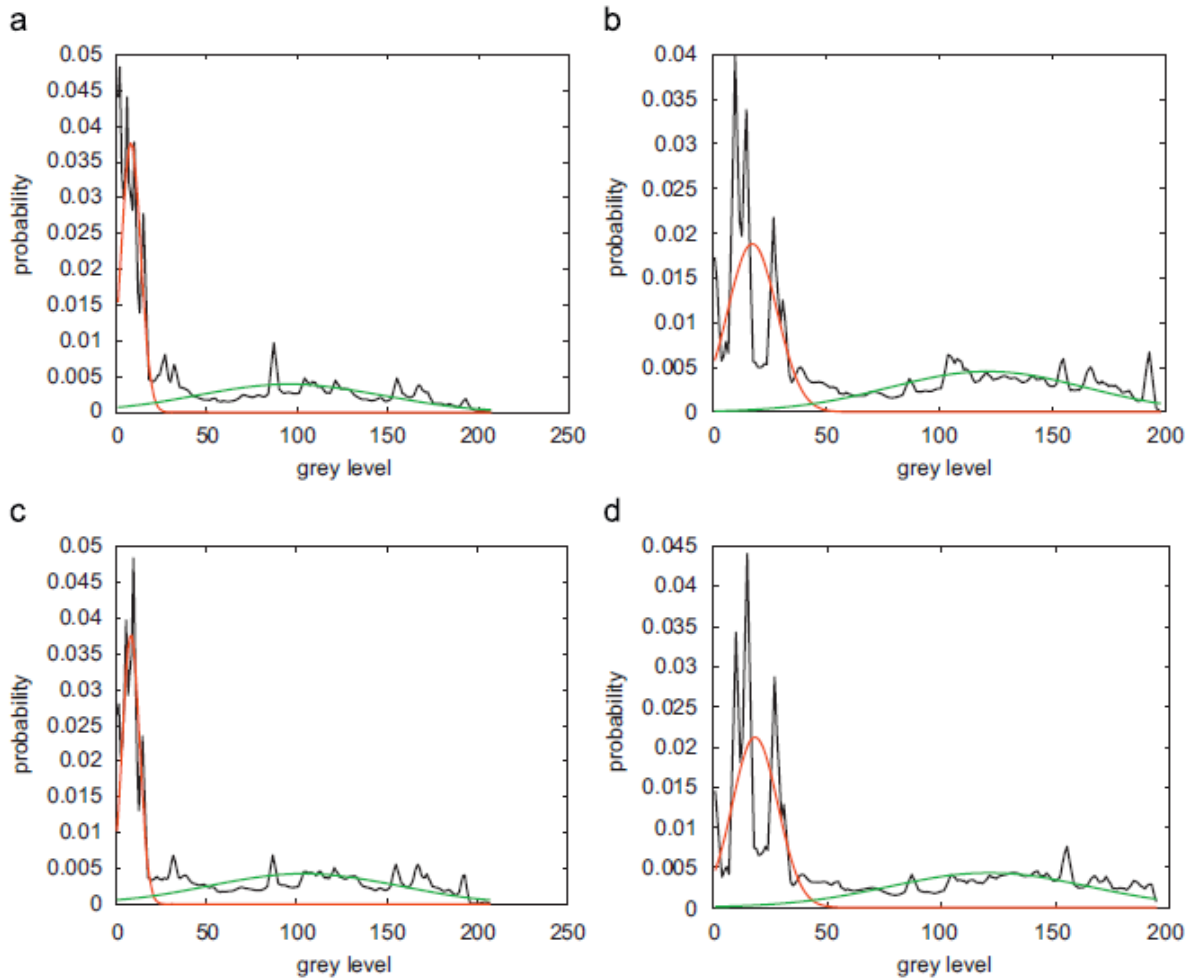
Σχήμα 4.22: Παράδειγμα ακτινογραφίας που εμφανίζει περισσότερες από μια διακριτές κορυφές στην περιοχή του ιστογράμματος που αντιστοιχεί στο υπόβαθρο της εικόνας

Ας σημειωθεί ότι θεωρητικά το ιστόγραμμα είναι μια συνάρτηση διακριτών μεγεθών, στη συνέχεια όμως της παρούσας εργασίας και χάριν ευκολίας θα απεικονίζεται ως μια συνεχής συνάρτηση όπως στο σχήμα 4.23.



Σχήμα 4.23: Παράδειγμα ιστογράμματος σε συνεχή απεικόνιση

Αναφορά στη *διτροπική μορφή* του ιστογράμματος των ακτινογραφιών άκρας χειρός γίνεται και σε άλλες πηγές. Στο σχήμα 4.24 παρατίθενται μερικά παραδείγματα ιστογραμμάτων μορφολογικά διεσταλμένων (dilation) και εξομαλυμένων ακτινογραφικών απεικονίσεων από τη δημοσίευση των Bielecki et al. [9] σχετικά με την αυτόματη κατωφλίωση και τον εντοπισμό των αρθρώσεων.



Σχήμα 4.24: Αναπαράσταση της διτροπικής μορφής των ιστογραμμάτων ακτινογραφιών άκρας χειρός (πηγή [9])

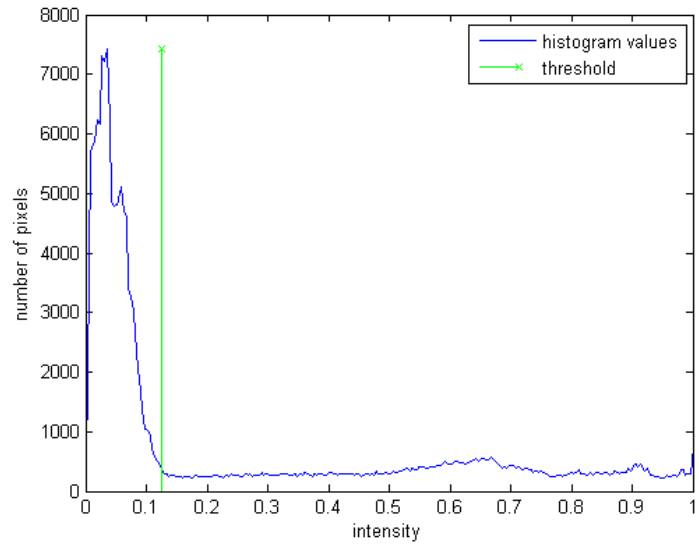
Σκοπός της κατωφλίωσης με τη βοήθεια του ιστογράμματος είναι η εύρεση της βέλτιστης τιμής για το διαχωρισμό του χεριού από το υπόβαθρο. Έπειτα από πειραματισμούς και με βάση την ημιαυτόματη μέθοδο που προτείνεται στο [3], βρέθηκε ότι η τιμή αυτή αντιστοιχεί γύρω από το σημείο μέγιστης πτώσης της κορυφής του background στο ιστόγραμμα. Στην παρούσα εργασία επιδιώκεται αυτοματοποίηση της χειροκίνητης επιλογής κατωφλίου που πραγματοποιήθηκε στο [3]. Ας σημειωθεί ότι με τον όρο «σημείο μέγιστης πτώσης» δεν εννοούμε το σημείο με τη μέγιστη αρνητική παράγωγο (μια τέτοια επιλογή θα οδηγούσε σε λανθασμένη επιλογή κατωφλίου λόγω της τυχαίας κατανομής των εντάσεων). Αντίθετα, πρόκειται για μια τιμή έντασης για την οποία έχει πλέον μειωθεί σημαντικά ο αριθμός των pixels που της αντιστοιχούν (δηλαδή το ύψος της καμπύλης του ιστογράμματος) και εντοπίζεται στο ιστόγραμμα αμέσως πριν τη μετατροπή της κορυφής του background σε μία σχετικά ομοιόμορφη κατανομή. Η αυτοματοποίηση της επιλογής του σημείου αυτού πραγματοποιείται με τη βοήθεια της θεωρίας πιθανοτήτων, όπως γίνεται αντιληπτό στη συνέχεια. Στα ιστογράμματα του

σχήματος 4.24, ένα τέτοιο σημείο θα μπορούσε να ληφθεί στην τομή των δύο προσεγγιστικών κατανομών που παρουσιάζονται.

Στη συνέχεια παραθέτουμε τα προηγούμενα ιστογράμματα σε συνεχή απεικόνιση. Πάνω σε αυτά σημειώνεται μία επιλεγμένη τιμή κατωφλίου με χειροκίνητο τρόπο, στο σημείο που μετά από δοκιμές κρίθηκε ιδανικό για την κατωφλίωση της εκάστοτε εικόνας. Επίσης, παρουσιάζεται το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης ως δυαδική εικόνα, αναπαριστώντας το χέρι με 1 και το background με 0.



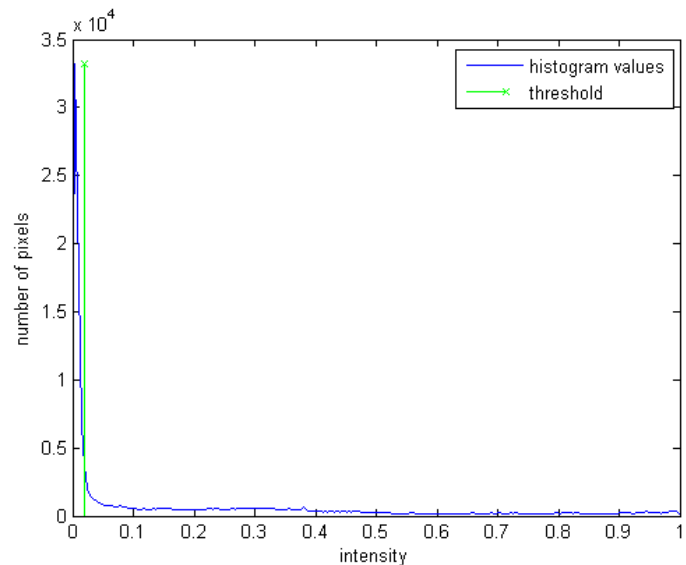
(a)



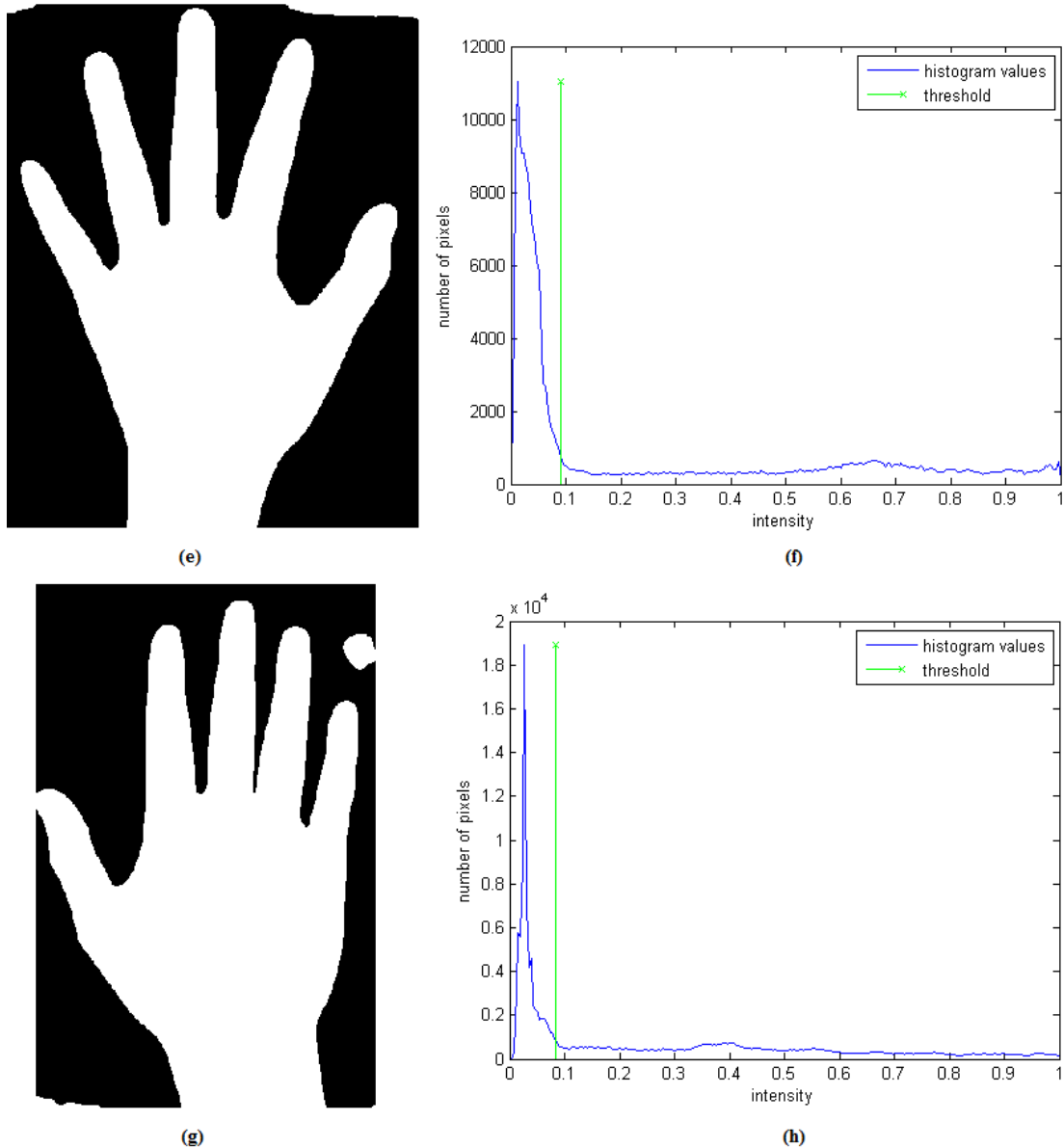
(b)



(c)



(d)



Σχήμα 4.25: (a) Δυαδική εικόνα της 4.20(b) με (b) επιλογή κατωφλίου $th=0.125$. (c) Δυαδική εικόνα της 4.21(a) με (d) επιλογή κατωφλίου $th=0.02$. (e) Δυαδική εικόνα της 4.21(c) με (f) επιλογή κατωφλίου $th=0.09$. (g) Δυαδική εικόνα της 4.21(e) με (h) επιλογή κατωφλίου $th=0.085$.

Στο ανωτέρω σχήμα, τα εικονοστοιχεία της εικόνας τα οποία αντιστοιχούν σε τιμές μεγαλύτερες από την τιμή κατωφλίου λαμβάνουν μετά την κατωφλίωση την τιμή 1 (λευκό), δηλαδή αντιστοιχίζονται στο αντικείμενο ενδιαφέροντος, που είναι το χέρι. Τα εικονοστοιχεία της εικόνας τα οποία αντιστοιχούν σε τιμές μικρότερες της τιμής κατωφλίου, λαμβάνουν την τιμή 0 (μαύρο), δηλαδή αντιστοιχίζονται στο υπόβαθρο. Όπως γίνεται φανερό, σε ορισμένες περιπτώσεις, η επιλογή των ανωτέρω κατωφλίων οδηγεί στη λανθασμένη αντιστοίχιση ορισμένων τμημάτων του background της αρχικής εικόνας στο αντικείμενο ενδιαφέροντος (δηλαδή με λευκό), εξαιτίας διαφόρων artifacts ή έντονου θορύβου. Ωστόσο, εδώ δεν παρουσιάζεται το τελικό αποτέλεσμα της διαδικασίας κατωφλίωσης και επομένως το γεγονός αυτό δε θα επηρεάσει την απόφαση της επιλογής κατωφλίου σε αυτό το σημείο.

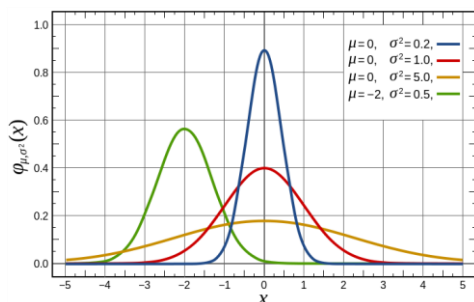
4.6 Νέα μέθοδος κατωφλίωσης

4.6.1 Προσέγγιση ιστογράμματος με κατανομή Gauss

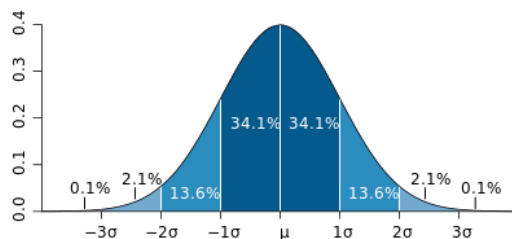
Το πρώτο βήμα για την αυτοματοποίηση της διαδικασίας κατωφλίωσης είναι η κατάλληλη προσέγγιση της μορφής του ιστογράμματος από μια κανονική κατανομή (*normal or Gaussian distribution*). Η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας της κανονικής κατανομής περιγράφεται από τη μαθηματική σχέση:

$$f(x) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right)$$

όπου μ είναι η μέση τιμή της κατανομής και σ η τυπική απόκλιση. Η κανονική κατανομή έχει κωδωνοειδή μορφή, είναι συμμετρική ως προς τη μέση τιμή της, η οποία ταυτίζεται με την κορυφή της, και οι «ουρές» της πλησιάζουν τον οριζόντιο άξονα ασυμπτωτικά (σχήμα 4.26). Στην πράξη, η συνάρτηση θεωρείται μηδενική για τιμές του x που βρίσκονται μερικές τυπικές αποκλίσεις μακριά από τη μέση τιμή. Η συνάρτηση αυτή χρησιμοποιείται ως μια πρώτη προσέγγιση για την περιγραφή τυχαιών μεταβλητών πραγματικών τιμών που τείνουν να συγκεντρώνονται γύρω από μια μέση τιμή. Οι τιμές της συνάρτησης εκφράζουν πυκνότητα, δηλαδή όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή της $f(x)$ τόσο περισσότερο πιθανό είναι να πάρει τιμές η τυχαία μεταβλητή κοντά στο x . Επίσης, η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας της κανονικής κατανομής δεν ορίζει μια συγκεκριμένη κανονική κατανομή, αλλά μια οικογένεια κανονικών καμπυλών, για διαφορετικές τιμές των παραμέτρων μ και σ .

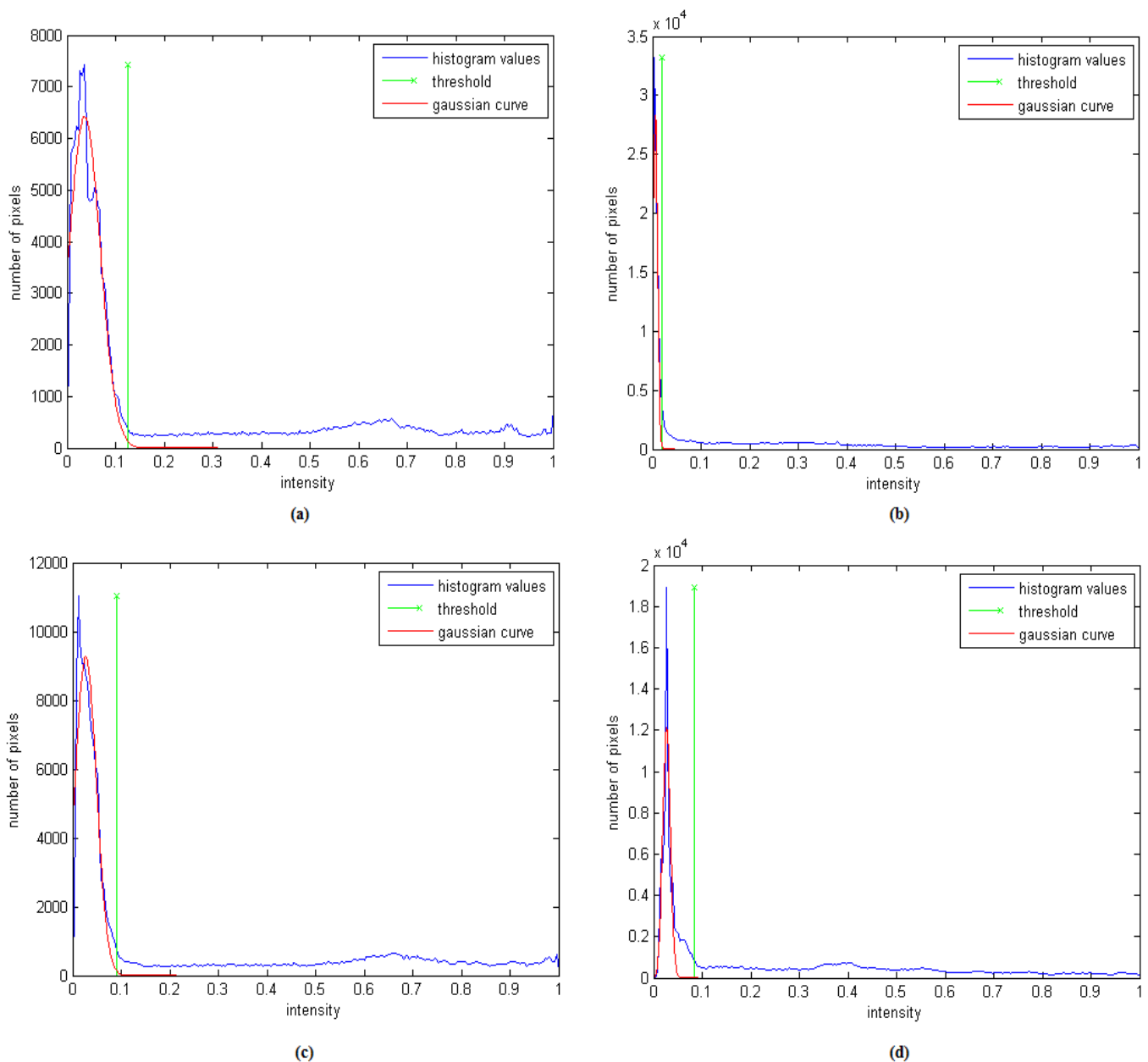


Σχήμα 4.26: Συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας κανονικών κατανομών για διάφορες τιμές μέσης τιμής και τυπικής απόκλισης



Σχήμα 4.27: Στην κανονική κατανομή περίπου 68.2% των τιμών βρίσκονται μέσα σε απόσταση μίας τυπικής απόκλισης από τη μέση τιμή, περίπου 95% (για την ακρίβεια 95.4%) σε απόσταση δύο τυπικών αποκλίσεων και 99,7% σε απόσταση τριών τυπικών αποκλίσεων

Παρατηρώντας τη μορφή των ιστογραμμάτων των προς εξέταση εικόνων, διαπιστώσαμε, έπειτα από πειραματισμούς, ότι με κατάλληλη επεξεργασία μπορούν να προσεγγιστούν ικανοποιητικά από μια κανονική κατανομή. Η προσέγγιση αυτή συνίσταται κυρίως στην αναπαράσταση της κορυφής του υποβάθρου μέσω της κατανομής, της οποίας οι συντελεστές (ύψος, μέση τιμή και τυπική απόκλιση) υπολογίζονται αυτόματα με βάση τα χαρακτηριστικά του ιστογράμματος. Μερικές τέτοιες προσεγγίσεις πραγματοποιήθηκαν με χρήση της εργαλειοθήκης Curve fitting του Matlab και παρουσιάζονται παρακάτω (με κόκκινο) για τα ιστογράμματα του σχήματος 4.25.



Σχήμα 4.28: Προσεγγίσεις ιστογραμμάτων με κατανομή Gauss. Τα κατώφλια που σημειώνονται αντιστοιχούν στη χειροκίνητη επιλογή που πραγματοποιήθηκε στα προηγούμενα.

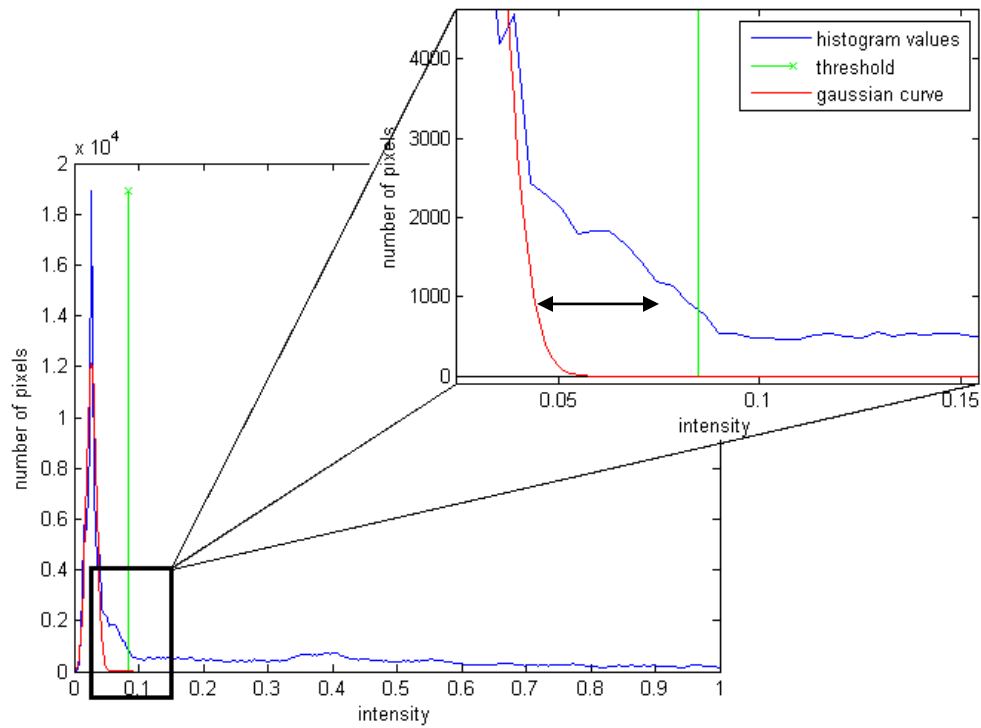
Παρατηρώντας την απόδοση της προσέγγισης Gauss σε σύγκριση με την αρχική κατανομή των εντάσεων στο ιστογράμμα, συμπεραίνουμε τα εξής:

1. Η κορυφή και κατ' επέκταση η μέση τιμή της κατανομής έλκεται και προσαρμόζεται κοντά στη μέγιστη τιμή του ιστογράμματος, στην περίπτωση που δεν εμφανίζονται περισσότερες διακριτές κορυφές συγκρίσιμου ύψους.
2. Το «άνοιγμα» της κατανομής, δηλαδή η τυπική απόκλιση, εξαρτάται από το πόσο απότομη είναι η κορυφή των τιμών έντασης που περιγράφουν τη φωτεινότητα του background στο ιστογράμμα της εικόνας. Επίσης, εξαρτάται από το ύψος της κορυφής σε σχέση με τις υπόλοιπες τιμές του ιστογράμματος και κυρίως τις τιμές αυτές που αντιστοιχούν στις περιοχές χαμηλών εντάσεων.
3. Για τιμές της κατανομής που απέχουν από τη μέση τιμή (στον οριζόντιο άξονα) περισσότερο από τρεις τυπικές αποκλίσεις ($\mu+3\sigma$), η προσέγγιση δεν ακολουθεί ακριβώς τις τιμές του ιστογράμματος καθώς αυτές λαμβάνουν μη μηδενικές τιμές, ενώ οι τιμές της κατανομής είναι πρακτικά μηδέν. Το γεγονός αυτό, σε καμία περίπτωση δεν αποτελεί πρόβλημα, αφού η επιλογή του κατωφλίου γίνεται άλλωστε πριν το σημείο αυτό. Έτσι, στην περιοχή υψηλών εντάσεων οι φωτεινότητες είναι κατανομημένες ομοιόμορφα και το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης δεν επηρεάζεται από αυτές. Είναι θεμιτή, λοιπόν, η αντιστοίχισή τους στην «ουρά» Gauss.

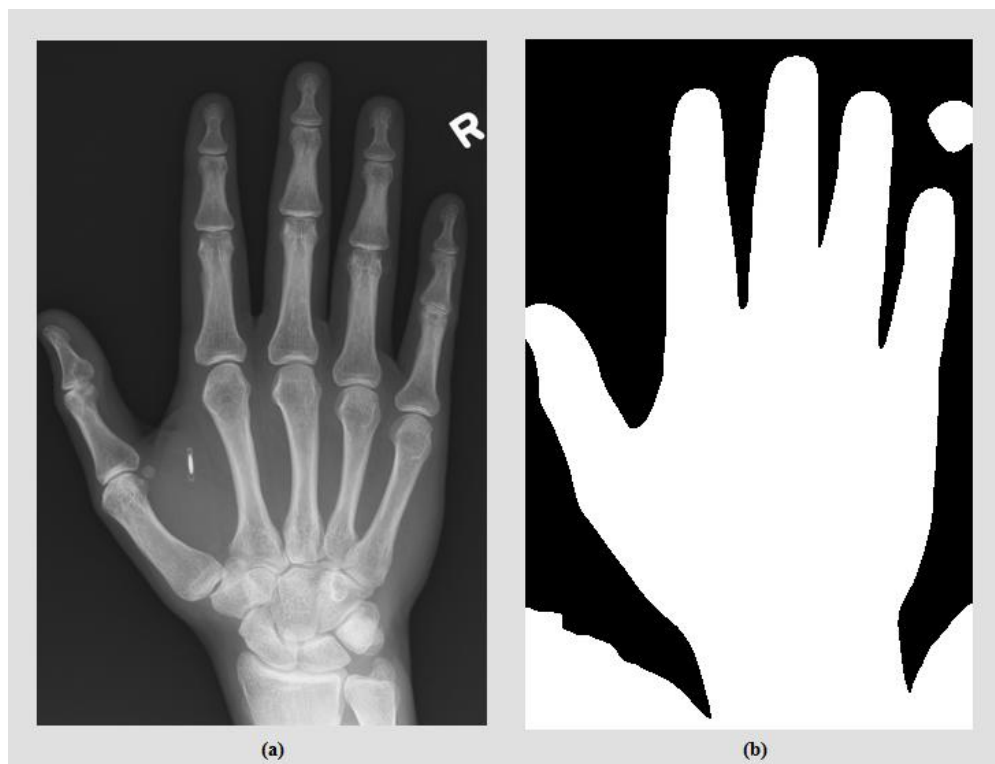
Όπως διαπιστώθηκε πειραματικά, για μια κανονική κατανομή που προσεγγίζει ιδανικά τη μορφή του ιστογράμματος ως προς τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση, **ένα αποδοτικό και αυτοματοποιημένο κατώφλι αναμένεται να βρίσκεται περίπου δύο τυπικές αποκλίσεις μετά από τη μέση τιμή**. Το σημείο αυτό ($\mu+2\sigma$), όπως γίνεται αντιληπτό και στο σχήμα 4.27, εσωκλείει (μαζί με το συμμετρικό του) περίπου το 95% των τιμών της κατανομής.

Η «ιδανική» προσέγγιση Gauss καθορίζεται από το βαθμό στον οποίο η κατανομή συμπίπτει με τις τιμές του ιστογράμματος και ειδικότερα στο φθίνον κομμάτι της κορυφής του, δηλαδή στην περιοχή που παρατηρείται η σταδιακή ελάττωση του ύψους της, η οποία, όπως φάνηκε, είναι καθοριστική για την επιλογή του κατωφλίου. Παρόλα αυτά, η τυχαία κατανομή των εντάσεων στις εικόνες δεν εγγυάται ότι η προσέγγιση Gauss θα είναι ιδανική σε κάθε περίπτωση.

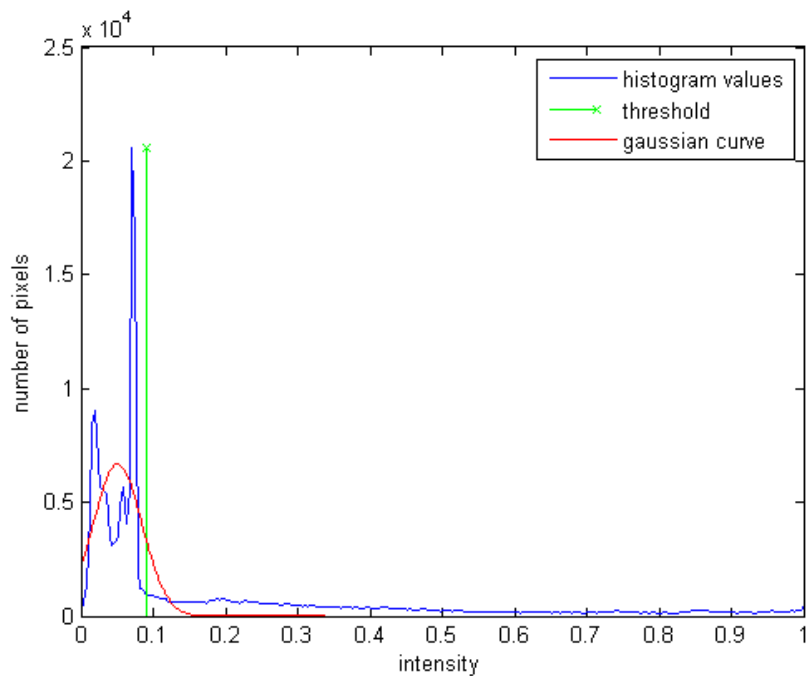
Για παράδειγμα, στο σχήμα 4.29 απεικονίζεται η έντονη απόκλιση της κανονικής κατανομής (με κόκκινο) από τις πραγματικές τιμές του ιστογράμματος (με μπλε). Με πράσινο αναπαρίσταται η τιμή κατωφλίου η οποία επιλέχθηκε προηγουμένως με χειροκίνητο τρόπο και αντιστοιχεί στην προκύπτουσα δυαδική εικόνα του σχήματος 4.25(g). Η τιμή αυτή αποτελεί μια ικανοποιητική επιλογή, ωστόσο ανήκει στην ουρά της κατανομής Gauss με βάση την προσέγγιση του σχήματος 4.29, περιοχή την οποία θεωρήσαμε αδιάφορη για την επιλογή κατωφλίου. Αν στο σημείο αυτό επιχειρούσαμε την εξαγωγή ενός αυτόματου κατωφλίου με τιμή έντασης που αντιστοιχεί στο σημείο $\mu+2\sigma$ της προσέγγισης, δηλαδή σε σημείο μικρότερης τιμής από τη χειροκίνητη επιλογή, η δυαδική εικόνα που θα λαμβάναμε ως αποτέλεσμα θα ήταν αυτή του σχήματος 4.30. Η εικόνα αυτή αποτυγχάνει στη διάκριση μεταξύ χεριού και background. Η επιλογή του κατωφλίου μέσω της συγκεκριμένης προσέγγισης είναι προφανώς εσφαλμένη, καθώς επιτρέπει σε τιμές χαμηλότερης έντασης, που περιγράφουν κυρίως θόρυβο στο background, να αντιστοιχηθούν στην τιμή 1 και οφείλεται στο γεγονός ότι η κατανομή Gauss όχι απλά δε συμπίπτει με τις τιμές του ιστογράμματος στην κρίσιμη για το κατώφλι περιοχή, αλλά παρουσιάζει τεράστια απόκλιση από αυτές.



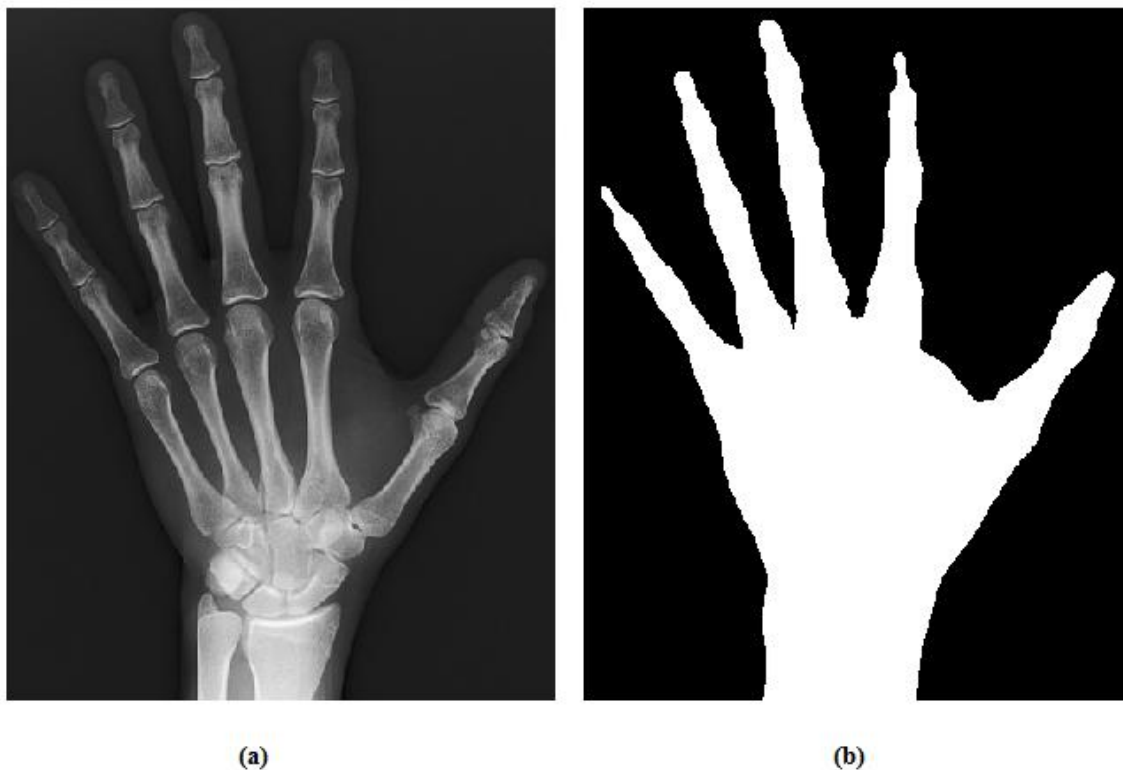
Σχήμα 4.29: Η μη ιδανική προσέγγιση του ιστογράμματος του σχήματος 4.28(d) από την κατανομή Gauss



Σχήμα 4.30: (a) Αρχική εικόνα, (b) Παράδειγμα αποτυχημένης (αυτόματης) επιλογής κατωφλίου στο σημείο $\mu+2\sigma$ κανονικής κατανομής που αποκλίνει από το πραγματικό ιστόγραμμα της εικόνας



Σχήμα 4.31: Προσέγγιση κατανομής Gauss στην περίπτωση πολλαπλών κορυφών (σχήματος 4.22)



Σχήμα 4.32: (a) Αρχική εικόνα, (b) Εικόνα αυτόματης καταφλίωσης στο σημείο $\mu+2\sigma$ της κατανομής, το οποίο όμως απέχει από τη χειροκίνητη επιλογή καταφλίου (με πράσινο στο ιστόγραμμα του σχήματος 4.31), λόγω της αδυναμίας ικανοποιητικής προσέγγισης των πολλαπλών κορυφών.

Η περίπτωση του σχήματος 4.32 περιγράφει αντίστοιχα τη δημιουργία μιας δυαδικής εικόνας βασισμένης σε αυτόματη επιλογή κατωφλίου στο σημείο $\mu+2\sigma$ της κατανομής Gauss, το οποίο όμως αντιστοιχεί σε τιμή μεγαλύτερη της χειροκίνητης ικανοποιητικής επιλογής που σημειώνεται με πράσινο στο ιστόγραμμα του σχήματος 4.31. Η αυτόματη αυτή επιλογή του κατωφλίου έχει ως αποτέλεσμα την αποκοπή ορισμένων (μικρότερων) τιμών έντασης που περιγράφουν τη φωτεινότητα του χεριού και λανθασμένη ταξινόμηση των αντίστοιχων pixels στο background της δυαδικής εικόνας.

Γενικά, ο αυτόματος προσδιορισμός των παραμέτρων της κανονικής κατανομής, που με τη σειρά τους καθορίζουν το βαθμό απόδοσης της προσέγγισης Gauss, εξαρτάται και μπορεί να επηρεάζεται αρνητικά από συγκεκριμένα χαρακτηριστικά του ιστογράμματος. Λόγω της ποικιλίας που συναντάται στα χαρακτηριστικά των ιστογραμμάτων, είναι δύσκολη η πρόβλεψη της μορφής που θα λαμβάνει σε κάθε περίπτωση η κατανομή, ωστόσο η απόκλιση της συνάρτησης πυκνότητας πιθανότητας της κατανομής από τις πραγματικές τιμές του ιστογράμματος μπορεί να συνοψισθεί στις εξής περιπτώσεις:

1. Περιπτώσεις που η κορυφή του ιστογράμματος είναι πολύ απότομη και η μέγιστη τιμή του πολύ μεγάλη σε σχέση με το μέσο όρο των τιμών έντασης: Οι παράμετροι προσαρμόζονται έτσι ώστε η κατανομή Gauss να προσεγγίζει το μεγάλο ύψος της κορυφής καθώς και το απότομο ανέβασμα και κατέβασμα αυτής που χαρακτηρίζονται από μεγάλες (απόλυτες) τιμές παραγώγου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να θυσιάζεται σημαντικά το εύρος της κατανομής. Ένα τέτοιο παράδειγμα αποτελεί το ιστόγραμμα του σχήματος 4.29. Όπως προαναφέρθηκε, η κορυφή των χαμηλών εντάσεων στο ιστόγραμμα αντιστοιχεί στη φωτεινότητα του background και ένα σημείο κατωφλίσωσης στο τέλος της κορυφής αυτής το διαχωρίζει από το αντικείμενο ενδιαφέροντος. Αν όμως η γκαουσιανή κατανομή είναι σημαντικά πιο στενή από το εύρος της κορυφής του ιστογράμματος, τότε η αυτόματη επιλογή κατωφλίου μέσω της προσέγγισης αυτής θα οδηγήσει σε ένα πολύ ανεκτικό κατώφλι, δηλαδή μικρότερης τιμής από αυτή που θεωρείται αποδεκτή. Ο λόγος που το κατώφλι αυτό αποκαλείται έτσι είναι επειδή καθιστά τη δυαδική εικόνα ανεκτική στο θόρυβο του background, όπως φαίνεται στο σχήμα 4.30, καθώς ολόένα και μικρότερες τιμές εντάσεων ταξινομούνται ως «χέρι» λαμβάνοντας την τιμή 1.
2. Περιπτώσεις ιστογραμμάτων στα οποία δεν υπάρχει μια μόνο κορυφή, αλλά περισσότερες διακριτές κορυφές συγκρίσιμου μεγέθους: Στις περιπτώσεις αυτές δυσχεραίνεται η προσέγγιση από μια μοναδική κανονική κατανομή, καθώς το εύρος της ρυθμίζεται έτσι ώστε να καλύψει όλες τις κορυφές που συναντώνται στην περιοχή εντάσεων του background. Το γεγονός αυτό οδηγεί συνήθως σε σχετικά μεγάλη τιμή τυπικής απόκλισης της κατανομής λόγω του αυξημένου εύρους της, όπως φαίνεται για παράδειγμα στο σχήμα 4.31. Όπως φάνηκε στα προηγούμενα, κάτι τέτοιο έχει ως αποτέλεσμα αυστηρές τιμές κατωφλίων, δηλαδή μεγαλύτερης τιμής από αυτή που θεωρείται αποδεκτή, και αντιστοίχιση τμημάτων του χεριού χαμηλότερης από το κατώφλι έντασης στο υπόβαθρο (με μηδέν). Ειδικά αν συναντάται κάποια τυχαία κορυφή ανάμεσα στην «ομοιόμορφη» κατανομή των υψηλότερων εντάσεων, συγκρίσιμη σε μέγεθος με την κορυφή του background, υπάρχει ο κίνδυνος η κατανομή να «τραβηχτεί» προς το κέντρο του ιστογράμματος και να οδηγηθούμε σε εσφαλμένη κατωφλίσωση.

4.6.2 Βελτίωση της προσέγγισης

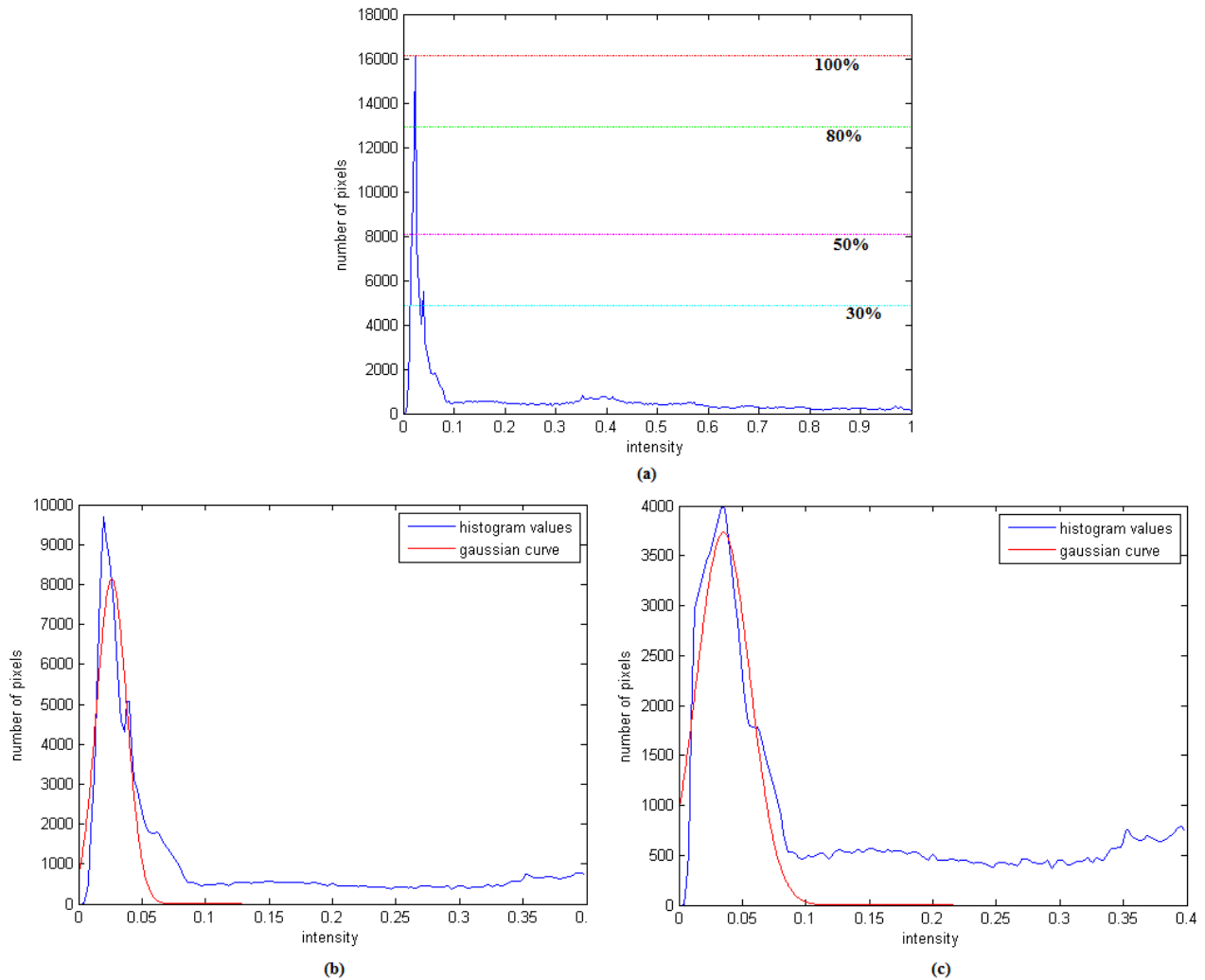
Σύμφωνα με τις αιτίες που προαναφέρθηκαν περί της απόκλισης της κανονικής κατανομής από τις πραγματικές τιμές του ιστογράμματος, γίνεται εμφανής η ανάγκη επεξεργασίας του σήματος (ιστογράμματος), με σκοπό την αύξηση του ποσοστού επιτυχίας της κατωφλίωσης. Έτσι, στη συνέχεια του κεφαλαίου γίνεται αναφορά στις διεργασίες που εφαρμόστηκαν κατά το πειραματικό στάδιο της εργασίας προκειμένου να βελτιωθεί ο βαθμός στον οποίο η κατανομή Gauss προσεγγίζει τις τιμές του ιστογράμματος και επομένως, να αυξηθεί η πιθανότητα επιλογής μιας αποδοτικής τιμής κατωφλίου.

Διατήρηση μόνο της περιοχής χαμηλών τιμών έντασης

Για να αποφύγουμε την περίπτωση εμφάνισης σε υψηλές τιμές έντασης κορυφής ικανής να επηρεάσει την προσέγγιση, αλλά και για να έχουμε καλύτερη εποπτεία της περιοχής που ενδιαφέρει για την επιλογή του κατωφλίου, η λύση είναι απλή. Δεν είναι απαραίτητο να εφαρμόσουμε την προσέγγιση σε ολόκληρο το ιστόγραμμα, αλλά μόνο σε μια περιοχή αυτού, λαμβάνοντας για παράδειγμα υπ' όψιν μόνο τις τιμές που αντιστοιχούν στο πρώτο μισό του. Έτσι εξασφαλίζουμε ότι η προσέγγιση θα είναι ανεξάρτητη από την κατανομή των υψηλότερων εντάσεων. Άλλωστε, το ζητούμενο κατώφλι θα βρίσκεται πάντα σε περιοχή χαμηλών εντάσεων, επομένως δε χάνεται σημαντική πληροφορία, αγνοώντας τις τιμές του σήματος στις υψηλότερες εντάσεις.

Ψαλιδισμός ιστογράμματος - Προσαρμογή μέγιστου ύψους

Ακολουθώντας, εξετάζεται η περίπτωση στην οποία η φωτεινότητα του background της εικόνας περιγράφεται από μια πολύ αρκετά απότομη κορυφή, όπως στα ιστογράμματα των σχημάτων 4.28(b) και 4.28(d). Η περίπτωση αυτή απαιτεί ειδικό χειρισμό, καθώς επηρεάζει αρνητικά το εύρος της κατανομής. Η ιδέα βασίζεται στην υπόθεση ότι αν η μέγιστη κορυφή του ιστογράμματος αντιστοιχούσε σε μικρότερο ύψος σε σχέση με τις υπόλοιπες τιμές, τότε η προσεγγιστική κατανομή Gauss θα ήταν αντίστοιχα λιγότερο απότομη και ενδεχομένως πιο πλατιά. Στο παράδειγμα που εξετάζουμε (σχήμα 4.33) κάτι τέτοιο θα σήμαινε μικρότερο μέσο σφάλμα στην περιοχή που μας ενδιαφέρει, δηλαδή μικρότερη απόκλιση των τιμών της κανονικής κατανομής από τις πραγματικές τιμές του ιστογράμματος. Στη συνέχεια (σχήμα 4.33), παρουσιάζεται το αποτέλεσμα της προσέγγισης για την ψαλιδισμένη σε διάφορα ύψη κορυφή του ιστογράμματος 4.29. Πράγματι, παρατηρούμε ότι για μικρότερα ύψη η κατανομή Gauss ακολουθεί πιο ομαλά το ιστόγραμμα σε σχέση με την αρχική προσέγγιση του σχήματος 4.29 και η μεγαλύτερη τυπική απόκλιση που παρουσιάζει είναι πιο πιθανό να οδηγήσει στη σωστή επιλογή του κατωφλίου. Στον πίνακα που ακολουθεί, καταγράφονται επίσης οι παράμετροι της κατανομής, όπως αυτές υπολογίστηκαν κατά την αναπροσαρμογή του μέγιστου ύψους του ιστογράμματος με ψαλιδισμό, και συγκρίνεται το αποτέλεσμα με τη βέλτιστη (χειροκίνητη) τιμή κατωφλίου για το εν λόγω ιστόγραμμα. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, γίνεται εμφανές ποιοτικά και ποσοτικά πως με τη μείωση του μέγιστου ύψους του ιστογράμματος βελτιώνεται αισθητά η επιλογή κατωφλίου, καθώς η τιμή της αυτοματοποιημένης μεθόδου πλησιάζει τη βέλτιστη τιμή.



Σχήμα 4.33: (a) Αρχικό ιστόγραμμα, (b) Το ιστόγραμμα (a) ψαλιδισμένο στο 80% του μέγιστου ύψους, (c) Το ιστόγραμμα (a) ψαλιδισμένο στο 30% του μέγιστου ύψους

Μέγιστο ύψος	Μέση τιμή μ	Τυπική απόκλιση σ	Αυτόματο κατώφλι ($\mu+2\sigma$)	Βέλτιστη (χειροκίνητη) επιλογή
100%	0.0242	0.0121	0.0484	0.085
80%	0.0261	0.0169	0.0599	
50%	0.0277	0.0191	0.0659	
30%	0.0351	0.0299	0.0949	

Σχήμα 4.34: Ποσοτική απεικόνιση των παραμέτρων της προσέγγισης με κατανομή Gauss που οδηγούν στον προσδιορισμό της αυτόματης τιμής κατώφλιου για διάφορα ύψη ψαλιδισμού του ανωτέρω ιστογράμματος

Μετά από δοκιμές βρέθηκε ότι στη γενική πλειοψηφία των ακτινογραφιών ο ψαλιδισμός της κορυφής στο 80% του μέγιστου ύψους έδινε ικανοποιητικά αποτελέσματα, καθώς ήταν σε θέση να διορθώσει το αποτέλεσμα αρκετών εσφαλμένων κατωφλιώσεων και να βελτιώσει σημαντικά τη δυαδική εικόνα εξόδου. Ωστόσο εξετάστηκε και ο δυναμικός προσδιορισμός του ύψους του ψαλιδισμού, δηλαδή για κάθε ιστόγραμμα ξεχωριστά. Για το σκοπό αυτό προσδιορίζεται για ποιο ύψος της νέας κορυφής το μέσο τετραγωνικό σφάλμα (Root Mean Square Error – RMSE) μεταξύ της κανονικής κατανομής και του ιστογράμματος ελαχιστοποιείται. Η ελαχιστοποίηση του σφάλματος έχει νόημα μόνο στην περιοχή γύρω από το $\mu+2\sigma$, δηλαδή γύρω από το εν δυνάμει κατώφλι. Άρα εξετάζουμε ποιο πρέπει να είναι το μέγιστο ύψος του ιστογράμματος ώστε η κατανομή Gauss που προκύπτει να αποκλίνει ελάχιστα από τις τιμές του ιστογράμματος στο διάστημα $[\mu+\sigma, \mu+3\sigma]$ (που προέκυψε εμπειρικά), με σκοπό τη βελτιστοποίηση της προσέγγισης στην περιοχή που ενδιαφέρει για τη σωστή επιλογή του κατωφλίου. Σημειώνεται ότι καθώς οι κορυφές των ιστογραμμάτων είναι συνήθως αρκετά στενές, μόνο λίγα από τα σημεία θα βρίσκονται σε μεγάλα ύψη, οπότε δεν επιφέρει μεταβολές η εφαρμογή της μεθόδου σε κοντινές μεταξύ τους αποστάσεις. Έτσι, ως βήμα ελέγχου του ύψους επιλέγεται το 10% επί του μέγιστου ύψους. Έπειτα, εφαρμόζεται ψαλιδισμός της κορυφής στο 90%, 80%, κ.ο.κ., αλλά όχι κάτω από το 30% της μέγιστης τιμής, καθώς είναι απαραίτητη και η διατήρηση ενός στοιχειώδους ύψους της κορυφής για τη διάκρισή της από τις υπόλοιπες τιμές του ιστογράμματος. Για κάθε ύψος του ιστογράμματος εκτιμάται η προσέγγιση Gauss και υπολογίζεται το μέσο τετραγωνικό σφάλμα, ώστε τελικά να χρησιμοποιηθεί για την επιλογή του κατωφλίου η προσέγγιση εκείνη που παρουσιάζει το ελάχιστο σφάλμα. Η ανάλυση των δυαδικών εικόνων και περιγραμμάτων που προέκυψαν έδειξε ότι αν και η μέθοδος αυτή βελτιώνει σε ορισμένες περιπτώσεις τα αποτελέσματα κατωφλίωσης, μπορεί συχνά να οδηγήσει στην αλλοίωση ενός κατά τα άλλα ικανοποιητικού περιγράμματος. Αυτό οφείλεται κυρίως στο γεγονός ότι το ενδεχόμενο να ψαλιδιστεί η κορυφή του ιστογράμματος περισσότερο από όσο κρίνεται σκόπιμο, έχει αντίκτυπο στη μορφή του ιστογράμματος και στο εύρος της κανονικής κατανομής, με αποτέλεσμα την επιλογή ενός αρκετά «αυστηρού» κατωφλίου.

Στο εξής θα χρησιμοποιείται ψαλιδισμός της κορυφής σταθερά στο 80% της μέγιστης τιμής του ιστογράμματος - καθώς τα αποτελέσματα της επιλογής αυτής κρίθηκαν πιο αξιόπιστα - και θα μελετηθούν περαιτέρω μέθοδοι για τη διόρθωση των προβληματικών εικόνων.

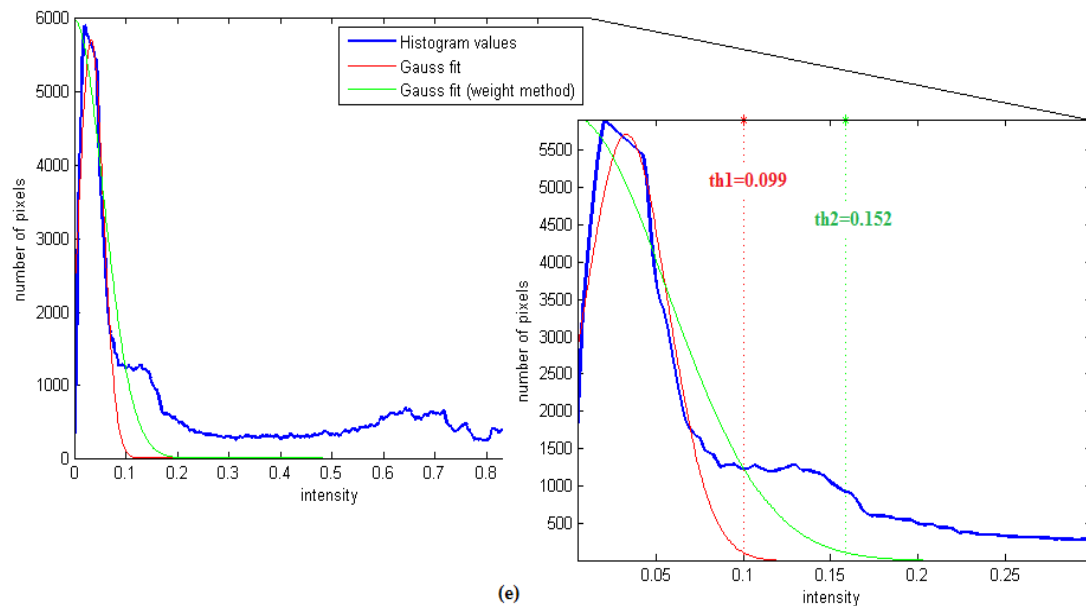
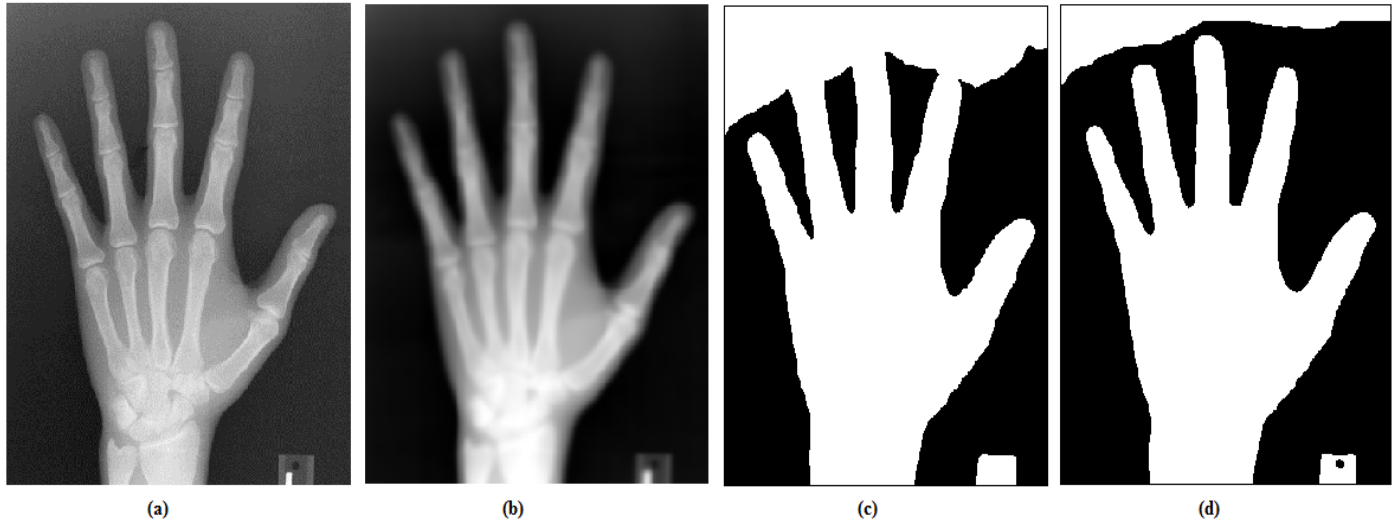
Προσέγγιση με βάρη

Εκτός από τη μέθοδο δυναμικής προσαρμογής του μέγιστου ύψους του ιστογράμματος με τη βοήθεια του ελαχίστου μέσου τετραγωνικού σφάλματος, μια πιο αποτελεσματική μέθοδος που εφαρμόστηκε για την βελτιστοποίηση της κατανομής ήταν η προσέγγιση με βάρη (*weights*). Στην περίπτωση αυτή, αναζητείται μια κατάλληλη επιλογή τιμών ως βάρη, που ανήκουν στο διάστημα $[0, 1]$, τέτοια ώστε να προσαρμόζεται η κανονική κατανομή όσο το δυνατόν πιο κοντά στις τιμές του ιστογράμματος. Κάτι τέτοιο είναι θεμιτό κυρίως στην περιοχή όπου γίνεται η εκτίμηση του κατωφλίου, έτσι ώστε η τιμή κατωφλίωσης που προσδιορίζεται μέσω των παραμέτρων της κανονικής κατανομής να είναι όσο το δυνατόν πιο αντιπροσωπευτική για τη μορφή του αρχικού σήματος (ιστογράμματος). Παρατηρώντας στα ιστογράμματα των διαθέσιμων ακτινογραφιών τα χαρακτηριστικά της κορυφής που σχηματίζεται λόγω του πλήθους των pixels (του background) που συγκεντρώνονται στις χαμηλές τιμές έντασης, οδηγηθήκαμε σε συμπεράσματα κρίσιμα για την επιλογή του πίνακα με τα βάρη. Η αριστερή πλευρά της κορυφής, είναι στην πλειοψηφία των περιπτώσεων πολύ πιο απότομη από τη δεξιά πλευρά

της. Με άλλα λόγια, η αύξηση των τιμών του ιστογράμματος έως τη μέγιστη τιμή του πραγματοποιείται πιο απότομα σε σχέση με την ελάττωση του ύψους από τη μέγιστη τιμή έως την εμφάνιση της ομοιόμορφης κατανομής των εντάσεων. Το γεγονός αυτό είναι ακόμη ένας παράγοντας που μπορεί να οδηγήσει σε προσέγγιση Gauss αρκετά μικρού εύρους, όπως αυτή του σχήματος 4.29, επηρεάζοντας έτσι την τυπική απόκλιση της κατανομής. Ωστόσο, καθώς η πλευρά στα δεξιά της κορυφής είναι αυτή που έχει ενδιαφέρον για τον υπολογισμό του κατωφλίου, οι τιμές για τα βάρη πρέπει να επιλέγονται έτσι ώστε να δίνεται έμφαση στην πλευρά αυτή και κυρίως στο διάστημα τιμών όπου αναμένεται να βρίσκεται το κατώφλι. Αντίθετα, η επίδραση της αριστερής πλευράς είναι προτιμότερο να καθίσταται αμελητέα.

Συγκεκριμένα, για την εύρεση της «περιοχής ενδιαφέροντος» του ιστογράμματος πραγματοποιείται μια πρώτη εκτίμηση της κανονικής κατανομής, ώστε να ληφθούν κάποιες ενδεικτικές τιμές για τη μέση τιμή και την τυπική απόκλιση, οι οποίες περιγράφουν το εκάστοτε ιστόγραμμα. Η κατανομή αυτή υπολογίζεται ακριβώς όπως στα προηγούμενα, χρησιμοποιώντας το ιστόγραμμα ψαλιδισμένο στο 80% του αρχικού ύψους και δίνει μία πρώτη εκτίμηση της τιμής κατωφλίου. Η περιοχή γύρω από την τιμή αυτή, δηλαδή το διάστημα τιμών $[\mu+\sigma, \mu+3\sigma]$, ορίζεται ως η *κρίσιμη* για την κατωφλίωση περιοχή. Στη συνέχεια, λοιπόν, επιδιώκεται η βελτίωση της πρώτης προσέγγισης, δίνοντας έμφαση στις τιμές του ιστογράμματος που ανήκουν στο διάστημα αυτό, μέσω της χρήσης ενός πίνακα βαρών. Έτσι, υπολογίζεται εκ νέου η κατανομή Gauss που προσεγγίζει το ιστόγραμμα της εικόνας, με μέγιστους παράγοντες (τιμή βάρους ίση με 1) το σημείο μέγιστου ύψους του ιστογράμματος και τις τιμές του διαστήματος $[\mu+\sigma, \mu+3\sigma]$, με βάση τα μ και σ της πρώτης προσέγγισης. Οι τιμές του ιστογράμματος πριν το σημείο μέγιστου ύψους, δηλαδή στην αριστερή πλευρά της κορυφής, λαμβάνονται για τη νέα προσέγγιση με αμελητέα βαρύτητα. Η επιλογή των τιμών για τα βάρη υπάρχει στον αντίστοιχο κώδικα.

Πράγματι, τα αποτελέσματα που εξήχθησαν ύστερα από την προσέγγιση με βάρη ήταν σε ορισμένες περιπτώσεις σαφώς πιο βελτιωμένα σε σχέση με εκείνα που προέκυπταν με κατωφλίωση μέσω της αρχικής προσέγγισης. Η προσέγγιση με σωστή επιλογή των βαρών είναι πιο πιθανό να οδηγήσει την κατανομή κοντά στις τιμές του ιστογράμματος, τουλάχιστον όσον αφορά στην περιοχή ενδιαφέροντος, όπου με βάση τα αποτελέσματα της πρώτης προσέγγισης δόθηκε η μέγιστη βαρύτητα. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η διόρθωση κατανομών πολύ στενού εύρους και η εξαγωγή μεγαλύτερων τιμών κατωφλίων που δεν επιτρέπουν την εισαγωγή θορύβου στη δυαδική εικόνα. Το παράδειγμα αυτό γίνεται περισσότερο κατανοητό με το σχήμα 4.35, μέσω της σύγκρισης των εικόνων (c) και (d). Στην αρχική ακτινογραφία του σχήματος αυτού είναι έντονη η ανομοιόμορφη κατανομή φωτεινότητας στο background, η οποία έχει αντίκτυπο και στο ιστόγραμμα της εικόνας. Παρατηρούμε πως η πρώτη, απλή προσέγγιση του ιστογράμματος με κανονική κατανομή δεν είναι σε θέση να αποδώσει ολόκληρο το εύρος της κορυφής, η οποία λόγω της ανομοιομορφίας του background παρουσιάζει μια εμφανή συγκέντρωση των pixels σε υψηλότερες τιμές εντάσεων. Το γεγονός αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αποτυχημένη κατωφλίωση του σχήματος 4.35(c), λόγω της εισαγωγής θορύβου στη δυαδική εικόνα. Ωστόσο, στην προσέγγιση με βάρη καθίσταται αμελητέα η επίδραση των τιμών που ανήκουν στο διάστημα $[0, 0.02]$, δηλαδή στην απότομη πλευρά της κορυφής που βρίσκεται αριστερά της μέγιστης τιμής, ενώ αυξάνεται ταυτόχρονα η βαρύτητα των τιμών στο διάστημα $[\mu+\sigma, \mu+3\sigma] = [0.066, 0.133]$, με βάση τα μ και σ που περιγράφουν την πρώτη προσέγγιση. Οδηγούμαστε έτσι σε μία πιο ευρεία κατανομή, μέσω της οποίας είναι πλέον δυνατή η αποβολή του θορύβου από τη δυαδική εικόνα του σχήματος 4.35(d), χάρη στο μεγαλύτερο κατώφλι που παράγεται. Στο σημείο αυτό, αξίζει να σημειωθεί ότι ο θόρυβος που συνεχίζει να υπάρχει στο background της δυαδικής εικόνας δεν αποτελεί πρόβλημα, αφού δε συνδέεται με το αντικείμενο ενδιαφέροντος, επιτρέποντας έτσι την απομάκρυνσή του σε επόμενο στάδιο.



Σχήμα 4.35: (a) Αρχική εικόνα, (b) Εικόνα στο τέλος του σταδίου προεπεξεργασίας (μέθοδος αποθορυβοποίησης Gauss), (c) Αυτοματοποιημένη επιλογή κατωφλίου $th1=0.099$ μέσω μιας πρώτης προσέγγισης με κανονική κατανομή, (d) Αυτοματοποιημένη επιλογή κατωφλίου $th2=0.152$ μέσω βελτίωσης της προσεγγιστικής κατανομής με χρήση βαρών, (e) Παρουσίαση ιστογράμματος εικόνας (b), ψαλιδισμένου στο 80% του μέγιστου ύψους, μαζί με τις δύο προσεγγίσεις που πραγματοποιήθηκαν και αυτόματη επιλογή των κατωφλίων στην τιμή $\mu+2\sigma$ της κάθε κατανομής

Επιλογή κατάλληλης προσέγγισης με προσδιορισμό ελαχίστου σφάλματος

Ο προσδιορισμός της κανονικής κατανομής με βάρη υπερτερεί σημαντικά έναντι της απλής κανονικής κατανομής (πρώτης προσέγγισης), γεγονός που αποδεικνύουν και τα ποσοστά επιτυχίας των μεθόδων για το σύνολο του δειγματικού χώρου. Παρόλα αυτά, υπάρχουν μεμονωμένες περιπτώσεις ακτινογραφιών στις οποίες η προσέγγιση με βάρη αδυνατεί να βελτιώσει τη δυαδική εικόνα

κατωφλίωσης και το αποτέλεσμα είναι χειρότερο από αυτό που παράγει η απλή πρώτη προσέγγιση. Τίθεται, λοιπόν, το ζήτημα της σύγκρισης μεταξύ των δύο κατανομών και της επιλογής της κατανομής αυτής που αναπαριστά καλύτερα το ιστόγραμμα της εικόνας. Για μια τέτοια επιλογή μπορεί να χρησιμοποιηθεί το μέσο ελάχιστο τετραγωνικό σφάλμα (RMSE) μεταξύ της κάθε κατανομής και του ιστογράμματος που προσεγγίζουν. Όπως αναλύθηκε και προηγουμένως, ο υπολογισμός του σφάλματος αυτού, ή με άλλα λόγια, ο υπολογισμός της απόκλισης των τιμών της κανονικής κατανομής από τις αντίστοιχες τιμές του ιστογράμματος οφείλει να γίνεται στην περιοχή γύρω από το κατώφλι για να έχει αξία η ερμηνεία του αποτελέσματος. Η περιοχή αυτή έχει ήδη οριστεί ως το διάστημα $[\mu+\sigma, \mu+3\sigma]$, με βάση τις παραμέτρους μ, σ της κάθε κατανομής. Η κατανομή με τη μικρότερη απόκλιση είναι αυτή μέσω της οποίας υπολογίζεται η τιμή κατωφλίου ώστε να προκύψει η δυαδική εικόνα. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται η διόρθωση των περιπτώσεων στις οποίες η μία ή η άλλη μέθοδος προσδιορισμού της κανονικής κατανομής παράγει αποτυχημένη κατωφλίωση, λόγω εισαγωγής θορύβου του background στη δυαδική εικόνα, κλπ.

Για τις περισσότερες ακτινογραφίες δεν είναι βέβαιο ποια κατανομή θα επιλεγεί μέσω του RMSE, διότι οι διαφορές που παρουσιάζουν οι αντίστοιχες δυαδικές εικόνες είναι σχεδόν ανεπαίσθητες. Ωστόσο, ο υπολογισμός του σφάλματος αυτού εξασφαλίζει ότι σε περίπτωση ακτινογραφίας στην οποία η μία από τις δύο κατανομές εμφανίζει σημαντικά λάθη κατωφλίωσης που δεν παραβλέπονται, η κατανομή αυτή θα απορρίπτεται κατά τη σύγκρισή της με τη δεύτερη κατανομή και θα επιλέγεται έτσι η δυαδική εικόνα στην οποία η κατωφλίωση ήταν επιτυχής. Άλλωστε, η επιπλέον αύξηση του πλήθους των επιτυχημένων εικόνων κατωφλίωσης με χρήση της μεθόδου αυτής επιβεβαιώνει τη χρησιμότητά της.

Όρια στις τιμές των παραμέτρων

Πολλές φορές, μέσω της διαδικασίας εκτίμησης μιας κατανομής που προσεγγίζει τις τιμές του ιστογράμματος δεν είναι δυνατό να προσδιοριστούν ικανοποιητικά οι τιμές των παραμέτρων. Προς αποφυγή σφαλμάτων, είναι σημαντικό να θέσουμε ένα κατώτατο όριο για τις τιμές αυτές. Έτσι, ορίζεται ως ελάχιστη τιμή για τη μέση τιμή και το ύψος της κατανομής το μηδέν, ώστε να βρίσκονται σε συμφωνία με τις θετικές τιμές του ιστογράμματος. Ο περιορισμός της μέσης τιμής ώστε να μη λαμβάνει αρνητική τιμή γίνεται εμφανής και στο ιστόγραμμα του σχήματος 4.35, κυρίως για την προσέγγιση με βάρη (με πράσινο).

Η ελάχιστη τιμή που μπορεί να λάβει η παράμετρος της τυπικής απόκλισης είναι ούτως ή άλλως μηδέν. Παρόλα αυτά, είναι σημαντικό να ορίσουμε μια μέγιστη τιμή για την τυπική απόκλιση. Ο λόγος είναι απλός. Σε περιπτώσεις εμφάνισης πολλαπλών κορυφών, στις οποίες η κανονική κατανομή λαμβάνει μεγάλο εύρος για να τις καλύψει όλες, υπάρχει ο κίνδυνος να οδηγηθούμε σε πολύ αυστηρή κατωφλίωση. Μετά από δοκιμές στο σύνολο του δειγματικού χώρου η μέγιστη επιτρεπτή τιμή τυπικής απόκλισης για τη μείωση αυτού του φαινομένου ορίστηκε στο 0.1. Ο ορισμός άνω και κάτω ορίων για τις τιμές των παραμέτρων της κανονικής κατανομής είναι εφικτός χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των μη γραμμικών ελαχίστων τετραγώνων (non-linear least squares) κατά τη διαδικασία «ταιριάσματος καμπύλης» του Curve Fitting Toolbox του Matlab.

Μετατόπιση ιστογράμματος

Ένα τελευταίο πρόβλημα που αντιμετωπίστηκε διότι οδηγούσε σε διακοπή της διαδικασίας υπολογισμού της προσεγγιστικής κατανομής είναι η περίπτωση που η μέγιστη τιμή του ιστογράμματος παρουσιάζεται στο πρώτο σημείο του, δηλαδή στο 0. Η περίπτωση αυτή είναι σπάνια, καθώς προϋποθέτει ένα μεγάλο μέρος του background της ακτινογραφίας να βρίσκεται ήδη στο απόλυτο μαύρο και κάτι τέτοιο δεν υφίσταται στις περισσότερες περιπτώσεις ακτινογραφικών απεικονίσεων. Ωστόσο, το φαινόμενο αυτό είναι δυνατόν να εντοπισθεί και να αντιμετωπισθεί με αρκετά απλό τρόπο, οπότε προχωρήσαμε στην επίλυσή του. Το πρόβλημα επιλύθηκε με μία μικρή ολίσθηση (π.χ. 20 σημείων) των τιμών του ιστογράμματος προς τα δεξιά. Όπως προαναφέρθηκε, οι μεγάλες τιμές έντασης δεν έχουν ενδιαφέρον για την επιλογή κατωφλίου, επομένως δεν έχει καμία επίπτωση στο τελικό αποτέλεσμα η εξαφάνιση των τιμών αυτών μιας και η ολίσθηση δεν είναι κυκλική. Οι τιμές αριστερά του μετατοπισμένου σήματος λαμβάνουν μηδενική τιμή.

Παρεμβολή

Το αρχικό ιστόγραμμα της εικόνας είναι ένα σήμα 256 σημείων (διακριτό, ακόμα και αν εδώ αναπαρίσταται ως συνεχές). Είναι αναμενόμενο με τον ψαλιδισμό του ιστογράμματος κάποια από τα σημεία του να χαθούν. Έτσι, πριν από την προσέγγισή του από μία κανονική κατανομή μέσω της διαδικασίας curve fitting, διορθώνουμε το σήμα χρησιμοποιώντας παρεμβολή 500 σημείων. Έτσι επιτυγχάνουμε ένα κοινό μήκος σήματος σε κάθε περίπτωση ανεξάρτητα με το πως επηρεάζει ο ψαλιδισμός (ή και η ενδεχόμενη ολίσθηση) τα σημεία του ιστογράμματος.

Θεωρητικά, η παραπάνω επεξεργασία του ιστογράμματος θα είχε ως αντίκτυπο την αλλοίωση της εικόνας, καθώς μεταβάλλεται το ιστόγραμά της. Παρόλα αυτά, το ιστόγραμμα στο σημείο αυτό αντιμετωπίζεται απλά ως ένα σήμα και ο ψαλιδισμός του, η μετατόπιση ή η παρεμβολή έχουν ως σκοπό την υποβοήθηση της προσέγγισής του με κατανομή Gauss, ώστε η αυτόματη επιλογή κατωφλίου να είναι όσο το δυνατόν πιο αντιπροσωπευτική για την εκάστοτε εικόνα. Σε καμία περίπτωση δε θεωρείται πως κατασκευάζουμε ένα νέο ιστόγραμμα. Με άλλα λόγια, η επεξεργασία του ιστογράμματος εδώ δεν επιδιώκεται με σκοπό την τροποποίηση των χαρακτηριστικών της εικόνας, αλλά *μόνο για την εξαγωγή μιας τιμής κατωφλίου βασισμένη στα χαρακτηριστικά του αρχικού ιστογράμματος που θα ταξινομεί αποτελεσματικά και αυτόματα τα pixels της ακτινογραφίας σε χέρι ή υπόβαθρο.*

4.6.3 Σύνοψη μεθόδου και κώδικας συνάρτησης

Στα παραπάνω παρουσιάστηκαν αναλυτικά οι τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν κατά το πειραματικό στάδιο της εργασίας προκειμένου να επιτευχθεί μια πλήρως αυτόματη και επιτυχημένη (στο μέγιστο δυνατό βαθμό) μέθοδος κατωφλίωσης ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρας χειρός. Από τον ψαλιδισμό και την παρεμβολή σημείων στο ιστόγραμμα μέχρι τον υπολογισμό του RMSE και την επιλογή της βέλτιστης προσέγγισης, κάθε βήμα συμβάλλει στην αύξηση του ποσοστού επιτυχίας και στην ευρωστία του αλγορίθμου. Όσο μεγαλύτερη σταθερότητα παρουσιάζει άλλωστε ο αλγόριθμος στον ήδη υπάρχοντα δειγματικό χώρο, τόσο πιο πιθανό είναι να παρουσιάσει επιτυχία κατά την κατωφλίωση μια οποιαδήποτε τυχαία ακτινογραφία που θα δοθεί ως είσοδος.

Η διαδικασία αυτοματοποίησης της επιλογής κατωφλίου, ως συνάρτηση που έπεται του σταδίου προεπεξεργασίας της εικόνας, συνοψίζεται στα εξής στάδια:

1. Αρχικά, η συνάρτηση δέχεται ως είσοδο την εικόνα εξόδου του σταδίου προεπεξεργασίας J και υπολογίζει το ιστόγραμμα της με σκοπό αυτό να προσεγγιστεί από μια κανονική (γκαουσιανή) κατανομή.
2. Για τη μείωση του σφάλματος της προσέγγισης, ψαλιδίζεται η κορυφή του ιστογράμματος σε τιμή που αντιστοιχεί στο 80% του μεγίστου, ώστε να ρυθμίζεται το «άνοιγμα» της συνάρτησης πυκνότητας πιθανότητας της κατανομής πιο κοντά στις πραγματικές τιμές του ιστογράμματος.
3. Λόγω των σημείων που χάνονται με τον ψαλιδισμό του ιστογράμματος, πραγματοποιείται στη συνέχεια παρεμβολή με σκοπό την ανακατασκευή του σήματος με σταθερό μήκος 500 σημείων στο διάστημα $[0 \ 1]$.
4. Στην πορεία, το σήμα αυτό προσεγγίζεται από μια κανονική κατανομή μέσης τιμής και τυπικής απόκλισης που αντιστοιχούν στα χαρακτηριστικά του ιστογράμματος. Καθώς οι μεγαλύτερες τιμές έντασης αντιστοιχούν (και πρέπει να αντιστοιχούν) πάντα στην ουρά Gauss, που είναι πρακτικά μηδέν, η προσέγγιση υλοποιείται μόνο για το πρώτο μισό του σήματος (τα πρώτα 250 σημεία του σήματος), δηλαδή η προσέγγιση αφορά το διάστημα $[0 \ 0.5]$. Άλλωστε, το κατώφλι βρίσκεται σίγουρα μέσα στο διάστημα αυτό.
5. Χρησιμοποιώντας τις παραμέτρους μ_1, σ_1 της προσέγγισης αυτής, επιχειρείται μία δεύτερη προσέγγιση, αυτή τη φορά με βάρη, με σκοπό την ενδεχόμενη βελτίωση της τιμής κατωφλίου. Ιδιαίτερη βαρύτητα δίνεται στην περιοχή $[\mu_1 + \sigma_1, \mu_1 + 3\sigma_1]$ που ορίζει η πρώτη κατανομή. Η δεύτερη κατανομή που προσεγγίζει το ιστόγραμμα της εικόνας προσδιορίζεται με τιμές παραμέτρων μ_2, σ_2 .
6. Τέλος, υπολογίζεται για κάθε μία από τις κανονικές κατανομές το μέσο τετραγωνικό σφάλμα μεταξύ των τιμών τους και των τιμών του ιστογράμματος, για τα αντίστοιχα διαστήματα $[\mu_1 + \sigma_1, \mu_1 + 3\sigma_1]$ και $[\mu_2 + \sigma_2, \mu_2 + 3\sigma_2]$. Η κατανομή που εμφανίζει το μικρότερο σφάλμα θα καθορίσει την κατωφλίωση της εικόνας.
7. Θεωρώντας ότι η κατανομή Gauss που επιλέχθηκε στο προηγούμενο βήμα προσεγγίζει το σήμα σε ικανοποιητικό βαθμό, η τιμή κατωφλίου επιλέγεται *αυτόματα* ως η τιμή $\mu + 2\sigma$ της κατανομής αυτής.
8. Η συνάρτηση θα δίνει ως έξοδο την τιμή κατωφλίου που υπολογίστηκε, καθώς και τις τιμές των παραμέτρων και το σφάλμα που χαρακτηρίζουν την κατανομή Gauss που επιλέχθηκε.

Ο κώδικας της συνάρτησης που υλοποιεί τα παραπάνω στο Matlab είναι ο εξής:

```
function [mean,sigma,thres,R]=gaussian_fit(J)

[counts, bin]=imhist(J);    % Calculate histogram
maxH=max(counts);         % and find the maximum value in it

% If the zero bin holds the maximum value, then shift the histogram
if counts(1)==maxH
    counts(21:256)=counts(1:236);
    counts(1:20)=0;
end

height=0.8*maxH;         % New height at 80% of the maximum value
indices=find(counts>height); % Find values over that height
new_bin=removerows(bin,indices); % and cut them off
new_counts=removerows(counts,indices);
```

```

% Interpolate to find fixed_counts, the values of new_counts at the
% points indicated by the vector points
points=(0:0.002:1)';
fixed_counts=interp1(new_bin, new_counts, points);
NaN=isnan(fixed_counts); % Check if the procedure caused NaN's
NaNInd=find(NAN==1); % Find their indices
fixed_counts=removerows(fixed_counts, NaNInd); % and remove them
points=removerows(points, NaNInd); % from the vectors

% First Gaussian fit for the first half (250 points) of the histogram
f=fittype('gauss1');
% Define the fit options: Upper and lower limits for its parameters
fo=fitoptions('Method','NonlinearLeastSquares','Lower',[0,0,0],'Upper',[Inf,Inf,0.1]);
G=fit(points(1:250),fixed_counts(1:250),f,fo); % Calculate the fit
cv=coeffvalues(G); % Find the three estimated parameters of the fit
A1=cv(1); % Peak
mean1=cv(2); % Mean
sigma1=cv(3); % Standard deviation

% Calculate RMSE of the fit within the interval [ $\mu+\sigma$ ,  $\mu+3\sigma$ ]
start=mean1+sigma1;
stop=mean1+3*sigma1;
l1=find(abs(points-start)==min(abs(points-start))); % Find closest values
l2=find(abs(points-stop)==min(abs(points-stop))); % in vector points
v1=fixed_counts(l1:l2); % values of histogram in the specified interval
v2=feval(G, points(l1:l2)); % values of gaussian in the specified interval
RMSE1=sqrt((sum((v1-v2).^2))/(l2-l1));

% Adjust the weights for the second fit
max_ind=find(fixed_counts==max(fixed_counts)); % Find index of max value
w(1:max_ind-1)=0.01; % Points before max_ind with insignificant weight
w(max_ind)=1; % Max weight on max value
w(max_ind+1:l1-1)=0.75;
w(l1:l2)=1; % Region of interest set on max weight
w(l2+1:250)=0.25;
weights=w';

% Second Gaussian fit of the histogram based on weights
fow=fitoptions('Method','NonlinearLeastSquares','Lower',[0,0,0],'Upper',[Inf,Inf,0.1],
'Weights',weights(1:250));
Gw=fit(points(1:250),fixed_counts(1:250),f,fow);
cvw=coeffvalues(Gw); % Find the three estimated parameters of the fit
A2=cvw(1); % Peak
mean=cvw(2); % Mean
sigma=cvw(3); % Standard deviation

% Calculate RMSE of the second fit within its corresponding interval
start=mean+sigma;
stop=mean+3*sigma;
l1=find(abs(points-start)==min(abs(points-start)));
l2=find(abs(points-stop)==min(abs(points-stop)));
w1=fixed_counts(l1:l2);
w2=feval(Gw, points(l1:l2));

```

```

RMSE2=sqrt((sum((w1-w2).^2))/(l2-l1));
R=RMSE2;

% If the first fit results in the smallest error, then use its parameters instead
if RMSE1<RMSE2
    mean=mean1;
    sigma=sigma1;
    R=RMSE1;
end

thres = mean+2*sigma; % Automated calculation of the threshold
end

```

4.7 Δημιουργία δυαδικής εικόνας και παρουσίαση αποτελεσμάτων

Μετά τον αυτόματο υπολογισμό της τιμής κατωφλίου, είναι πλέον δυνατός ο προσδιορισμός της δυαδικής εικόνας που διαχωρίζει το χέρι από το υπόβαθρο της αρχικής ακτινογραφίας. Ας σημειωθεί ότι παρόλο που γίνεται αναφορά στην αρχική ακτινογραφία, στην πραγματικότητα η εικόνα που χρησιμοποιείται είναι η ίδια εικόνα που δέχεται ως είσοδό της η συνάρτηση `gaussian_fit`, μέσω του ιστογράμματος της οποίας προσδιορίζεται το κατώφλι. Με άλλα λόγια, η εικόνα που θα μετατραπεί σε δυαδική είναι η εικόνα J που αντιστοιχεί στην έξοδο του σταδίου προεπεξεργασίας της αρχικής ακτινογραφίας.

Για το σχηματισμό της δυαδικής εικόνας γίνεται ταξινόμηση του κάθε pixel σε 0 ή 1 ανάλογα με το αν η τιμή εντάσεώς του είναι αντίστοιχα μικρότερη ή μεγαλύτερη από την τιμή κατωφλίου. Έτσι, μία επιτυχής επιλογή κατωφλίου θα οδηγήσει στο διαχωρισμό των pixels έτσι ώστε το χέρι να παρουσιάζεται ως το αντικείμενο ενδιαφέροντος με άσπρο, ως το σύνολο των pixels που ξεπερνούν το κατώφλι, πάνω σε ένα μαύρο φόντο.

Η δημιουργία της δυαδικής εικόνας BW πραγματοποιείται στο Matlab απλά, μέσω της επόμενης εντολής:

```

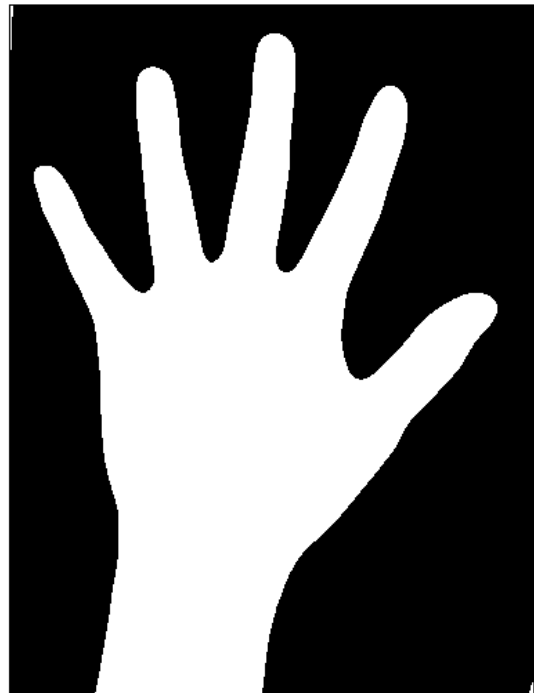
[mean,sigma,thes,R]=gaussian_fit(J);
BW=J>thres;
figure, imshow(BW);

```

Μερικά παραδείγματα από το στάδιο εξαγωγής της δυαδικής εικόνας κατωφλίωσης παρουσιάζονται στη συνέχεια:



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)



(f)



(g)



(h)

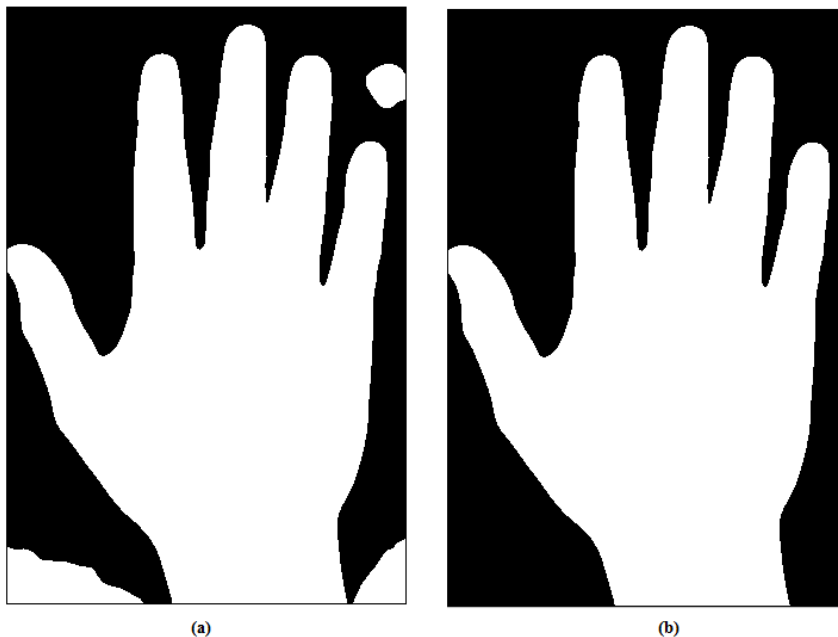
Σχήμα 4.36: Παραδείγματα επιλογής αυτόματου κατωφλίου και σχηματισμού δυαδικών εικόνων. Αριστερή στήλη: αρχικές εικόνες. Δεξιά στήλη: αντίστοιχα αποτελέσματα αυτόματης κατωφλίωσης

Προφανώς, στο σημείο αυτό η διαδικασία εξαγωγής του περιγράμματος του χεριού δεν είναι ολοκληρωμένη. Στη γενική περίπτωση, οι δυαδικές εικόνες κατωφλίωσης απεικονίζουν με λευκό το χέρι ως αντικείμενο ενδιαφέροντος και με μαύρο το υπόβαθρο. Ωστόσο, είναι φανερό ότι θορυβώδεις περιοχές του background ή artifacts που μπορεί να υπάρχουν σε αυτό και αντιστοιχούν σε υψηλότερες

της τιμής κατωφλίου εντάσεις, αποδίδονται στη δυαδική εικόνα επίσης με την τιμή 1 και απαιτείται η αφαίρεσή τους. Κύριο χαρακτηριστικό αυτών είναι ότι δεν καταλαμβάνουν συνήθως μεγάλη επιφάνεια. Έτσι, ο διαχωρισμός του χεριού είναι απλός: αρκεί, από όλα τα αντικείμενα που σχηματίζονται στη δυαδική εικόνα, να διατηρήσουμε εκείνο με το μεγαλύτερο εμβαδό και να απομακρύνουμε τα υπόλοιπα. Με τον όρο αντικείμενα εννοούμε διακριτά σύνολα με την τιμή 1, που δε συνενώνονται. Το μεγαλύτερο ανάμεσά τους θα είναι πάντα το χέρι. Ακολουθεί ο κώδικας σε Matlab με τον οποίο αφαιρούμε από τη δυαδική εικόνα *BW* τα περιττά αντικείμενα με βάση τα παραπάνω. Ο εντοπισμός των αντικειμένων γίνεται με τη συνάρτηση *bwlabel*. Το σύνολο των pixels από τα οποία απαρτίζεται το κάθε αντικείμενο αντικαθίσταται έναν αύξοντα αριθμό, με σκοπό τη διάκριση των αντικειμένων. Έτσι, είναι δυνατός ο υπολογισμός της επιφάνειας που καταλαμβάνει το κάθε ένα ξεχωριστά.

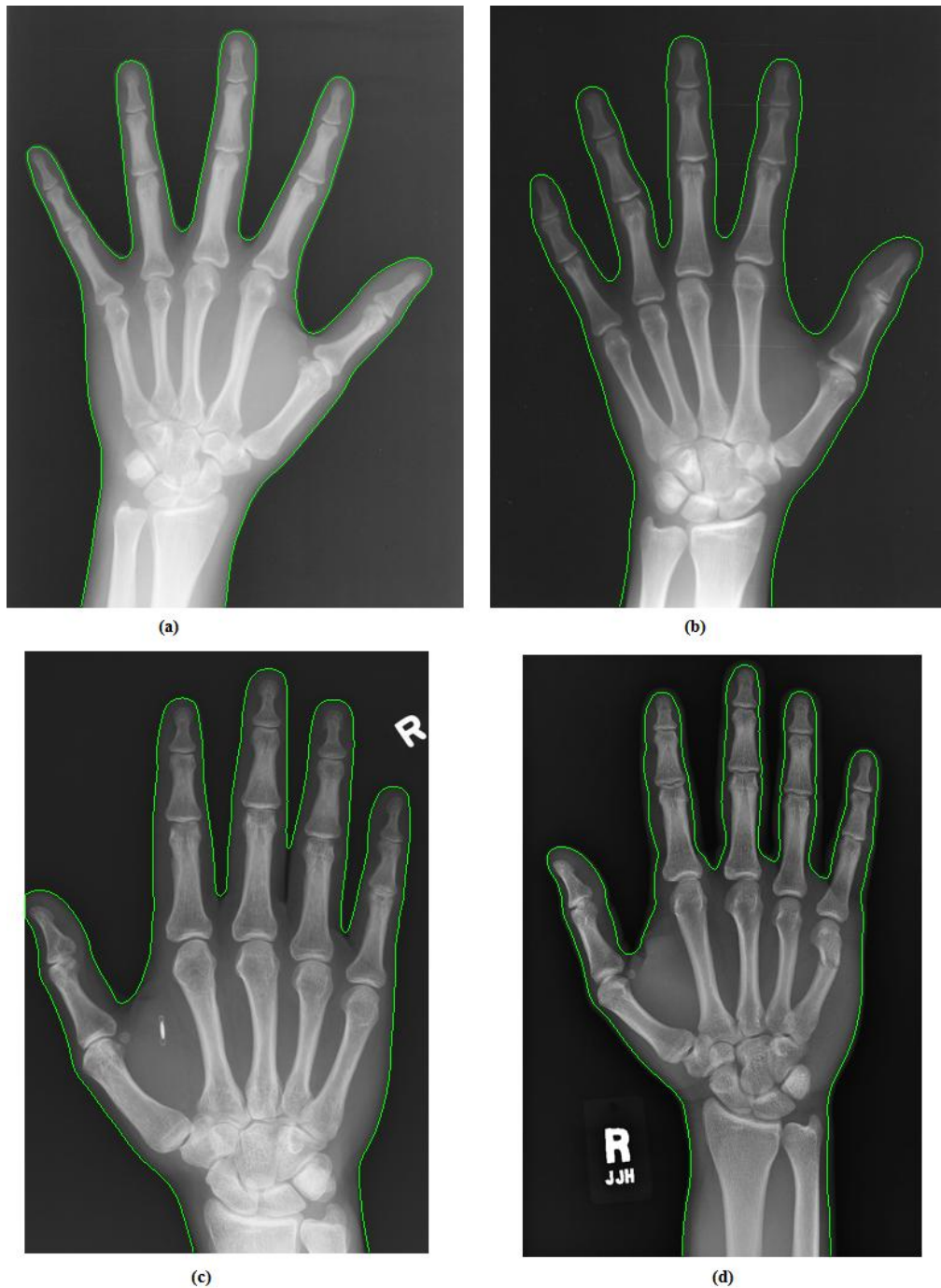
```
% Correct the binary image
objects = bwlabel(BW); % Spot the objects in the binary image
area=[];
nr_obj=max(max(objects)); % Total number of objects
for i=1:nr_obj
    area(i)=length(find(objects==i)); %Calculate the number of pixels in each
end %object i
MAXobj=find(area==max(area)); % Find the object with the most pixels
BW=(objects==MAXobj); % and create a binary image with that one alone
figure, imshow(BW);

% Define the outline P of the hand
bound=bwboundaries(BW); % Find the boundaries of the binary image
peri=cell2mat(bound);
max_peri = max(peri(:,1)); % Last row of the image
last=find(peri(:,1)==max_peri); % Find the indices of the last row
P = removerows(peri, last'); % and remove them from the outline
```

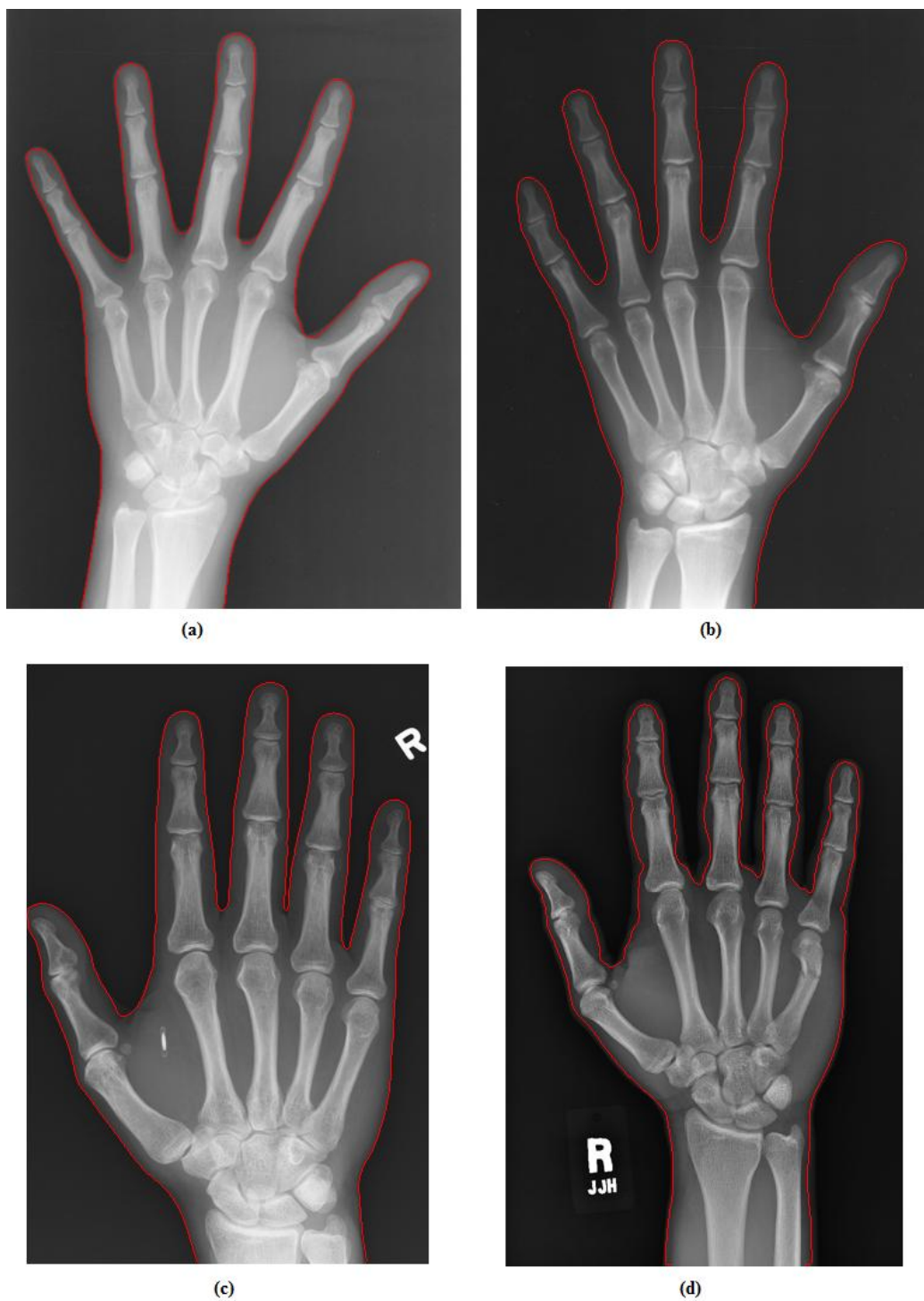


Σχήμα 4.37: (a) Δυαδική εικόνα αυτόματης κατωφλίωσης, (b) Δυαδική εικόνα μετά την αφαίρεση των ανεπιθύμητων αντικειμένων του υποβάθρου

Στο σημείο αυτό η δυαδική εικόνα είναι πλέον απαλλαγμένη από μεμονωμένες περιοχές θορύβου που παρουσιάζονται στο υπόβαθρό της. Μέσα από το τελικό αυτό αποτέλεσμα της δυαδικής εικόνας είναι πλέον δυνατή η εξαγωγή του περιγράμματος του χεριού μέσω της συνάρτησης $bwboundaries$, με σκοπό την απεικόνιση του αποτελέσματος της κατωφλίωσης πάνω στην αρχική ακτινογραφία. Η οπτικοποίηση αυτή αποτελεί επίσης ένα εργαλείο αξιολόγησης της απόδοσης της κατωφλίωσης της αρχικής εικόνας.



Σχήμα 4.38: Υπέρθυση των περιγραμμάτων στις αρχικές εικόνες του σχήματος 4.36. Τα συγκεκριμένα περιγράμματα αντιστοιχούν σε κατωφλίωση των αποθορυβοποιημένων εικόνων με φίλτρο *Gauss*.



Σχήμα 4.39: Υπέρθεση των περιγραμμάτων κατωφλίωσης στις αρχικές εικόνες. Τα περιγράμματα προέκυψαν με χρήση του ανιστροπικού φίλτρου διάχυσης των *Perona & Malik*.

Ωστόσο, οφείλει να γίνει εδώ μία πολύ σημαντική παρατήρηση. Σε όλα τα παραπάνω αφήσαμε αναπάντητο ένα κρίσιμο για το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης ερώτημα, το οποίο αφορά το φίλτρο αποθορυβοποίησης που πρόκειται να χρησιμοποιηθεί στο στάδιο προεπεξεργασίας της εικόνας. Συγκεκριμένα, έχοντας καταλήξει σε δύο ικανοποιητικές μεθόδους αποθορυβοποίησης, φίλτρο Gauss ή

ανισοτροπικής διάχυσης, καλούμαστε πλέον να εξετάσουμε τα αποτελέσματα της κατωφλίωσης για κάθε μία από αυτές ώστε να πάρουμε κάποιες αποφάσεις.

Ας κάνουμε, λοιπόν, μια σύγκριση των παραπάνω εικόνων, που αντιστοιχούν στα αποτελέσματα κατωφλίωσης και τα εξαγόμενα περιγράμματα τεσσάρων ακτινογραφιών χρησιμοποιώντας τις παραμέτρους της προσεγγιστικής κατανομής χωρίς βάρη, για δύο διαφορετικές μεθόδους αποθορυβοποίησης. Για τις δύο πρώτες ακτινογραφίες παρατηρούμε ότι το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης δεν επηρεάζεται σημαντικά από το φίλτρο αποθορυβοποίησης που θα επιλέξουμε, καθώς δεν παρατηρούνται διαφορές στα περιγράμματα των εικόνων 4.38-(a),(b) με τα αντίστοιχα 4.39-(a),(b). Αυτή είναι η γενική περίπτωση η οποία παρατηρείται στις περισσότερες από τις ακτινογραφίες του δειγματικού χώρου. Παρόλα αυτά, δεν είναι λίγες οι ακτινογραφίες στις οποίες γίνεται αντιληπτή η διαφορά των δύο μεθόδων αποθορυβοποίησης, όπως συμβαίνει για παράδειγμα στις εικόνες (c),(d) των παραπάνω σχημάτων. Συγκεκριμένα, το φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης, λόγω της ιδιότητάς του να διατηρεί τις ακμές των αντικειμένων, δε θολώνει τα στενά διαστήματα μεταξύ των δακτύλων και δίνει καλύτερο αποτέλεσμα σε περιπτώσεις που οι αποστάσεις τους είναι πολύ μικρές. Είναι φανερό πως η εικόνα 4.39-(c), που προέρχεται από επεξεργασία της φιλτραρισμένης με ανισοτροπική διάχυση ακτινογραφίας, παρουσιάζει μια βελτιωμένη εκδοχή του περιγράμματος συγκριτικά με την αντίστοιχη εικόνα 4.38-(c) με χρήση γκαουσιανού φίλτρου, ιδιαίτερα στην περιοχή μεταξύ του μέσου και του παράμεσου. Από την άλλη, η επιλογή ενός κατωφλίου με βάση την αποθορυβοποιημένη με φίλτρο Gauss εικόνα τείνει να δίνει πιο ομαλά περιγράμματα και η πιθανότητα να «κόβεται» κατά την κατωφλίωση μέρος της σάρκας, οδηγώντας το περίγραμμα γύρω από τα οστά, είναι πιο μικρή. Η διαφορά αυτή γίνεται αντιληπτή παρατηρώντας και συγκρίνοντας για παράδειγμα τις εικόνες 4.38-(d) και 4.39-(d).

Η συμβολή του κάθε φίλτρου είναι σημαντική για τη λεπτομέρεια του αποτελέσματος και δεν πρέπει να παραβλέπεται. Μάλιστα, η χρήση του ενός ή του άλλου φίλτρου μπορεί να βελτιώσει σημαντικά το τελικό αποτέλεσμα κατωφλίωσης της εικόνας και κατ' επέκταση το ποσοστό επιτυχίας της μεθόδου στο σύνολο των δειγμάτων, σε σχέση με την επιλογή και χρήση ενός μόνο φίλτρου. Οδηγούμαστε, λοιπόν, στο συμπέρασμα ότι η επιλογή της πιο ταιριαστής ανά περίπτωση μεθόδου αποθορυβοποίησης οφείλει να καθορίζει το τελικό αποτέλεσμα. Κάτι τέτοιο δεν μπορεί να αφηθεί στην κρίση του χρήστη και στη χειροκίνητη επιλογή του πιο αντιπροσωπευτικού φίλτρου, καθώς στην παρούσα εργασία γίνεται πρόταση μιας πλήρως αυτόματης μεθόδου κατωφλίωσης ακτινογραφιών. Έτσι στη συνέχεια, επιδιώκεται μια αυτόματη επιλογή της πιο κατάλληλης μεθόδου αποθορυβοποίησης για κάθε ακτινογραφία ξεχωριστά, η οποία θα συμβάλλει στο αποτέλεσμα της κατωφλίωσης.

Στην παράγραφο 4.6.2 αναλύθηκε ο τρόπος με τον οποίο γίνεται επιλογή της βέλτιστης προσέγγισης όσον αφορά στο περιεχόμενο της συνάρτησης `gaussian_fit`. Συγκεκριμένα, για δύο προσεγγίσεις -την πρώτη βασική κανονική κατανομή και τη δεύτερη προσαρμοσμένη στις τιμές του ιστογράμματος με βάρη- υπολογίζεται το RMSE σε συγκεκριμένο διάστημα τιμών όπου αναμένεται να ανήκει ένα ιδανικό κατώφλι, με σκοπό να επιλεγθούν οι παράμετροι της κατανομής με την ελάχιστη απόκλιση από τις τιμές του ιστογράμματος. Η ίδια ακριβώς μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για την επιλογή του πιο κατάλληλου φίλτρου αποθορυβοποίησης. Παράγοντας δύο εικόνες στο στάδιο προεπεξεργασίας της αρχικής ακτινογραφίας, τις J (αποθορυβοποιημένη με φίλτρο Gauss) και J_a (αποθορυβοποιημένη με φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης), και με κάλεσμα της συνάρτησης `gaussian_fit` για κάθε μία από αυτές, είναι εφικτή η σύγκριση των αποτελεσμάτων και η επιλογή της εικόνας εκείνης που πληροί τη συνθήκη για ελάχιστο σφάλμα μεταξύ της κατανομής που προσδιορίστηκε από τη συνάρτηση `gaussian_fit` και του αντίστοιχου ιστογράμματος. Έτσι, και η επιλογή της μεθόδου αποθορυβοποίησης βασίζεται στην τιμή

του σφάλματος που εμφανίζει η αντίστοιχη κατανομή από τις τιμές του αρχικού σήματος. Στην περίπτωση αυτή, το κομμάτι του κώδικα που αντιστοιχεί στη χρήση της τιμής κατωφλίου για τη δημιουργία της δυαδικής εικόνας τροποποιείται ως εξής:

```
h=fspecial('gaussian', [20 20], 3);      % Construction of Gauss filter
J=imfilter(I2, h, 'replicate');          % Image filtered by Gauss
Ja=anisodiff2D(I2, 15, 30, 0.1, 1);      % Image filtered by anis. diff.

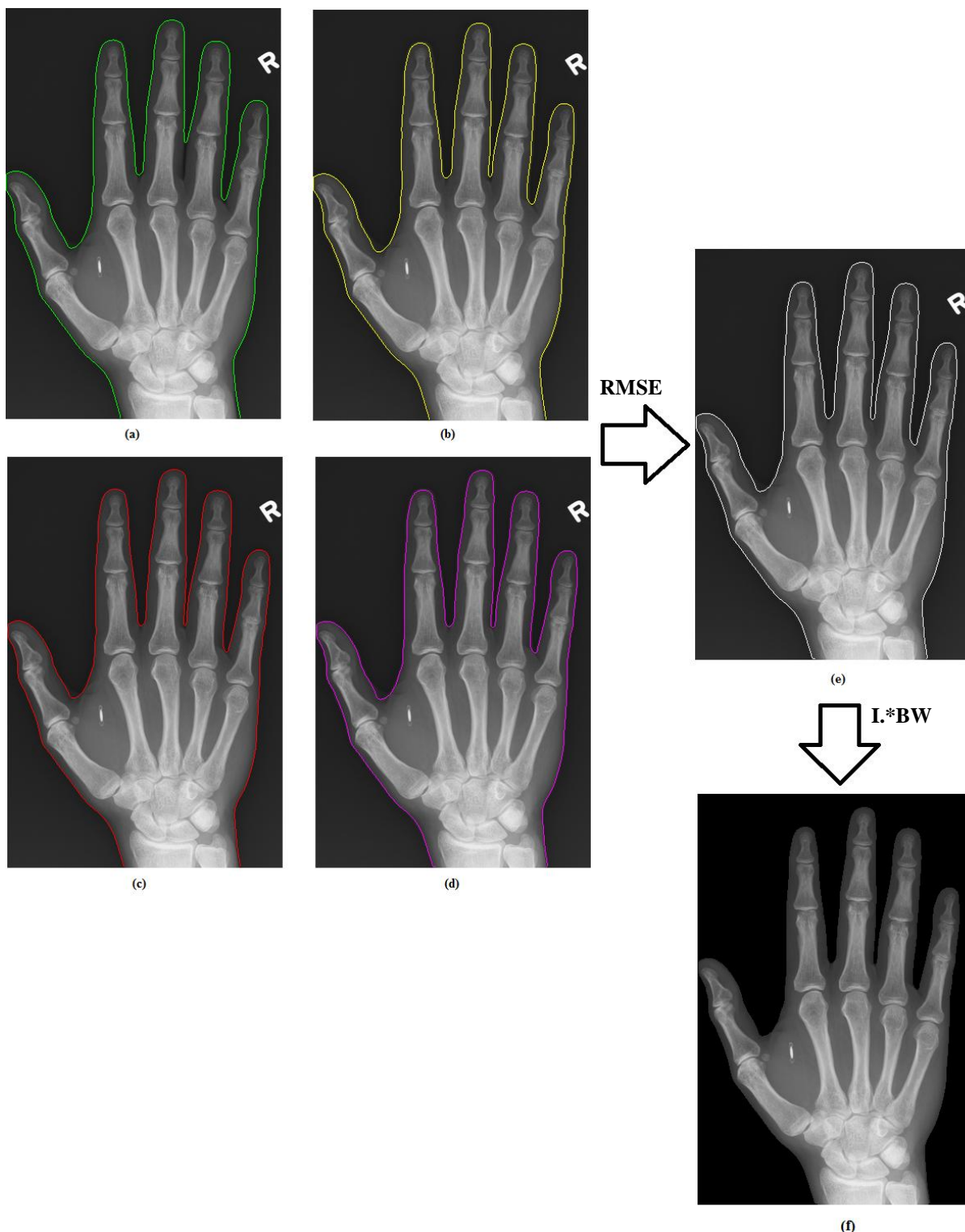
[mean,sigma,thres,R1]=gaussian_fit(J);
[mean2,sigma2,thres2,R2]=gaussian_fit(Ja);
% If Jg results in less error, the following lines are skipped and
% thres is used for obtaining the binary image
if R2<R1
    mean=mean2;      % If Ja results in less error,
    sigma=sigma2;   % then set the threshold parameters accordingly
    J=Ja;
    thres=mean+2*sigma; % Calculate the right threshold
end

BW=J>thres;
...
```

Στις παραπάνω εικόνες παρουσιάστηκαν μόνο τα περιγράμματα που εξήχθησαν μέσω της πρώτης απλής προσέγγισης του ιστογράμματος, χωρίς βάρη, με σκοπό την απλή σύγκριση των μεθόδων αποθορυβοποίησης. Στο σχήμα 4.41 παρουσιάζονται ολοκληρωμένα τα αποτελέσματα της μεθόδου με RMSE για την επιλογή τόσο της κανονικής κατανομής όσο και της μεθόδου αποθορυβοποίησης που θα καθορίσουν το τελικό περίγραμμα. Ωστόσο, το σχήμα αυτό αποτελεί ένα μόνο παράδειγμα. Για περισσότερα παραδείγματα περιπτώσεων στις οποίες η μέθοδος που θα επιλεγεί με RMSE υπερέρχει σημαντικά σε σχέση με τις υπόλοιπες, παραπέμπουμε τον αναγνώστη στο αντίστοιχο κομμάτι του παραρτήματος. Περισσότερα για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων, αιτιολόγηση των επιλογών που πραγματοποιήθηκαν και παρουσίαση των ποσοστών επιτυχίας στην ενότητα 4.8.

Τέλος, αξ σημειωθεί ότι είναι απαραίτητη και η αποβολή του θορυβώδους background της ακτινογραφίας μέσω της δυαδικής εικόνας κατωφλίωσης. Το βήμα αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό και διευκολύνει την περαιτέρω επεξεργασία της ακτινογραφίας καθώς οι διάφορες εντάσεις του background δεν περιπλέκουν πλέον το σήμα. Οι τιμές του υποβάθρου τίθενται στο μηδέν και μόνο το χέρι, ως αντικείμενο ενδιαφέροντος, διατηρεί τις αρχικές τιμές έντασης. Αυτός είναι άλλωστε και ακόμη ένας τρόπος να εξετάσουμε αν υπάρχει απώλεια πληροφορίας.

```
IMG=I.*BW;      % Multiply the original image with the binary in
                 % order to set 0 in the background pixels of the
figure, imshow(IMG); % original X-ray
```



Σχήμα 4.41: Υπέρθηση στην αρχική ακτινογραφία περιγραμμάτων τα οποία έχουν προκύψει από (a) Φίλτρο Gauss και προσέγγιση ιστογράμματος χωρίς βάρη, (b) Φίλτρο Gauss και προσέγγιση με βάρη, (c) Φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης και προσέγγιση χωρίς βάρη, (d) Φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης και προσέγγιση με βάρη, (e) Επιλεγθείσα εικόνα προκύπτει η (d) έπειτα από υπολογισμό του RMSE, καθώς η αντίστοιχη κατανομή εμφανίζει τη μικρότερη απόκλιση από τις τιμές του ιστογράμματος, (f) Ακτινογραφία με αποβολή του θορυβώδους background

4.8 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων

Στο σημείο αυτό έχει ολοκληρωθεί με επιτυχία η διαδικασία επιλογής ενός αποδοτικού κατωφλίου για τις ακτινογραφίες του δειγματικού χώρου. Συνοπτικά, μπορούμε να αναφέρουμε ότι παρόλο που όλες οι επιμέρους μέθοδοι απέδωσαν αποτελεσματικά σε ένα ικανοποιητικά μεγάλο μέρος των δειγμάτων, υπάρχουν μεμονωμένες περιπτώσεις ακτινογραφιών οι οποίες βελτιώνονται αισθητά με τη χρήση μιας μεθόδου (για παράδειγμα αποκλείουν το θόρυβο), ενώ αποτυγχάνουν με τη χρήση μιας άλλης (για παράδειγμα «κόβουν» ακροδάχτυλα). Για τις περιπτώσεις αυτές παραπέμπουμε τον αναγνώστη στο Παράρτημα Ι. Στον πίνακα του σχήματος 4.42 παρουσιάζονται τα ποσοστά επιτυχίας των επιμέρους μεθόδων για το σύνολο των ακτινογραφιών που εξετάστηκαν και γίνεται αντιληπτή η χρησιμότητα της μεθόδου RMSE, χάρη στη σημαντική αύξηση που παρατηρείται στο ποσοστό επιτυχίας.

Ας σημειωθεί ότι με χρήση του RMSE για την επιλογή τόσο της κανονικής κατανομής όσο και της αποθορυβοποιημένης εικόνας που τελικά θα χρησιμοποιηθεί, δεν είναι 100% βέβαιο ότι η επιλογή αυτή θα αντιστοιχεί στο βέλτιστο δυνατό περίγραμμα. Ο λόγος είναι ότι η τεχνική αυτή βασίζεται αποκλειστικά στις διαφορές των κατανομών από τις τιμές του ιστογράμματος, άρα επηρεάζεται εύκολα από τις λεπτομέρειες του ιστογράμματος χωρίς να λαμβάνει υπ' όψιν τη χωρική κατανομή των φωτεινότητων στην εικόνα. Από την άλλη, κάτι τέτοιο δε σημαίνει ότι η κατωφλίωση δεν ήταν επιτυχής. Άλλωστε, στις περισσότερες περιπτώσεις οι διαφορές που παρουσιάζουν μεταξύ τους τα διάφορα περιγράμματα είναι αμελητέες και επομένως δεν επηρεάζονται τυχούσες διεργασίες σχετικά με τη μελλοντική επεξεργασία της ακτινογραφίας ή συγκεκριμένα του χεριού. Όσο για τις προβληματικές περιπτώσεις, ο έλεγχος του RMSE αποδείχθηκε ότι προσδίδει σταθερότητα και ευελιξία στον κώδικα, εξασφαλίζοντας ότι θα επιλέγεται κάποιο από τα περιγράμματα που προσδιορίστηκαν με επιτυχία έναντι, για παράδειγμα, κάποιου περιγράμματος που για την ίδια ακτινογραφία περικλείει και θόρυβο.

Προφανώς, μία ημιαντόματη προσέγγιση της μεθόδου, που θα έδινε στο χρήστη τη δυνατότητα επιλογής των παραμέτρων ή ακόμα και ελέγχου των αποτελεσμάτων και επιλογής του βέλτιστου κατά την κρίση του περιγράμματος, θα έδινε σαφώς πιο αξιόπιστα αποτελέσματα. Απαιτείται, λοιπόν, ένα trade-off μεταξύ ποιότητας της κατωφλίωσης και αυτοματισμού, όπως άλλωστε σε κάθε παρόμοιο σύστημα. Παρόλα αυτά, τα αποτελέσματα της παρούσας μεθόδου αποδείχθηκαν πολύ αισιόδοξα, γεγονός που αποδεικνύουν και τα ποσοστά του παρακάτω πίνακα.

Φίλτρο Gauss / 1η κατανομή	90.6%
Φίλτρο Gauss / 2η κατανομή (με βάρη)	86.3%
Φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης / 1η κατανομή	94.9%
Φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης / 2η κατανομή (με βάρη)	89.7%
Τελικό αποτέλεσμα επιλογής με RMSE	98.3%

Σχήμα 4.42: Πίνακας απεικόνισης των ποσοστών επιτυχίας της μεθόδου με βάση 117 ακτινογραφίες του δειγματικού χώρου.

Ποιοτικά αλλά και ποσοτικά αποδεικνύεται η επιτυχία της μεθόδου. Όπως ήταν αναμενόμενο, η προσέγγιση του ιστογράμματος από μία δεύτερη κατανομή, βασισμένη στην αρχική και με τη χρήση βαρών για την καλύτερη ταύτιση με το ιστόγραμμα, αυξάνει το ποσοστό επιτυχίας, ανεξάρτητα από τη μέθοδο αποθορυβοποίησης που χρησιμοποιείται. Ωστόσο, η μέθοδος επιδέχεται περαιτέρω βελτίωση, γεγονός που επιτυγχάνεται με προσδιορισμό του ελάχιστου σφάλματος (RMSE) και εκτοξεύει το συνολικό ποσοστό επιτυχίας πάνω από το 98%. Η αναλυτική παρουσίαση των τελικών αποτελεσμάτων για το σύνολο του δειγματικού χώρου γίνεται στο Παράρτημα II.

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα της μεθόδου πέραν του πλήρους αυτοματισμού της, είναι ότι υλοποιήθηκε με βάση ακτινογραφίες από διαφορετικές πηγές και όχι απαραίτητα καλής ποιότητας. Παρόλα αυτά η μέθοδος απέδωσε ικανοποιητικά στη συντριπτική πλειοψηφία των εικόνων, καθιστώντας δυνατή την απομάκρυνση του θορυβώδους background σε αυτές και διευκολύνοντας περαιτέρω διαδικασίες επεξεργασίας τους και εξαγωγής χρήσιμης πληροφορίας, όπως θα φανεί στο επόμενο κεφάλαιο. Στη συνέχεια αποδεικνύεται η επιτυχία της μεθόδου ακόμα και σε ιδιαίτερες περιπτώσεις. Στο σχήμα 4.43-(a) απεικονίζεται η ακτινογραφία ενός χεριού που εμφανίζει λίπωμα στην παλάμη. Το λίπωμα είναι ένα καλοήθες συμπαγές ογκίδιο το οποίο σχηματίζεται συνήθως κάτω από το δέρμα και αποτελείται από λίπος. Λόγω της προέλευσής του και σύμφωνα με την απορρόφηση της ακτινοβολίας X από τους διάφορους ιστούς, η περιοχή αυτή θα αναπαρίσταται στην ακτινογραφία με πιο σκοτεινά χαρακτηριστικά σε σχέση με τον υπόλοιπο μαλακό ιστό. Όπως φαίνεται, λοιπόν, παρατηρώντας το προκύπτον περίγραμμα κάτι τέτοιο δεν έχει περάσει απαρατήρητο από το στάδιο κατωφλίωσης. Εκτός από το βασικό περίγραμμα του χεριού, έχει σημαδευτεί και μία μικρή περιοχή στην παλάμη η ένταση της οποίας, λόγω της μειωμένης απορρόφησης της ακτίνων X, δεν ήταν σε θέση να ξεπεράσει την ένταση κατωφλίου που καθορίστηκε για την εικόνα. Στο σχήμα 4.43-(b) παρουσιάζεται μια περίπτωση βαριάς ρευματοειδούς αρθρίτιδας η οποία έχει επηρεάσει όλα τα δάκτυλα και τις αρθρώσεις του χεριού. Το χέρι είναι πλέον παραμορφωμένο, ωστόσο αυτό δεν αποτελεί το μοναδικό πρόβλημα της εικόνας. Ολόκληρη η ακτινογραφία έχει προσβληθεί σε μεγάλο βαθμό από θόρυβο, ενώ το διάκενο μεταξύ των δακτύλων είναι ελάχιστο. Σε μία τέτοια δύσκολη περίπτωση το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης του παρακάτω σχήματος κρίνεται ωστόσο ικανοποιητικό. Τέλος, στο σχήμα 4.43-(c) αποδεικνύεται ότι η μέθοδος μπορεί να έχει εφαρμογή σε ακτινογραφίες χεριών ανεξάρτητα από την τοποθέτησή τους.



Σχήμα 4.43: Ακτινογραφίες και αντίστοιχα περιγράμματα χεριών με (a) Λίπωμα, (b) Προχωρημένη ρευματοειδή αρθρίτιδα, (c) σε τοποθέτηση προφίλ

Κεφάλαιο 5:

Αυτόματη μέθοδος εντοπισμού των αρθρώσεων

5.1 Εισαγωγή και στόχος

Στην περίπτωση της επιτυχημένης κατωφλίωσης μιας ακτινογραφίας και της αποβολής του θορυβώδους background της, λαμβάνουμε μια νέα βελτιωμένη εικόνα στην οποία υπάρχει μόνο το αντικείμενο ενδιαφέροντος, δηλαδή το προς εξέταση χέρι, σε ένα αδιάφορο μαύρο φόντο. Στο σημείο αυτό, έχει επιτευχθεί ο αυτόματος διαχωρισμός του χεριού από το background για τη συντριπτική πλειοψηφία των διαθέσιμων δειγμάτων, με σκοπό τη διευκόλυνση της μελλοντικής ανάλυσής του και την εξαγωγή χρήσιμης πληροφορίας. Έτσι σε επόμενο στάδιο, καθίσταται δυνατή η αυτοματοποίηση περισσότερων διαδικασιών επεξεργασίας της εικόνας, που έχουν ως σκοπό την περαιτέρω κατάτμηση του χεριού (για παράδειγμα στα οστά από τα οποία αποτελείται) ή τον εντοπισμό και την επεξεργασία χαρακτηριστικών τα οποία παρουσιάζουν ενδιαφέρον για τους ειδικούς στις κλινικές περιπτώσεις που εξετάζουν (για παράδειγμα προσδιορισμός πυκνότητας ή απόστασης των οστών, κατάσταση των αρθρώσεων).

Στο κεφάλαιο αυτό, επιχειρούμε μια πρώτη προσπάθεια για αυτόματη ανίχνευση των αρθρώσεων του χεριού. Οι περιοχές ενδιαφέροντος περιλαμβάνουν τις φαλαγγικές και τις μετακαρποφαλαγγικές αρθρώσεις όλων των δακτύλων του χεριού. Η αυτοματοποίηση ενός συστήματος εντοπισμού των συγκεκριμένων αρθρώσεων έχει σαφώς αποτελέσει αντικείμενο έρευνας, καθώς είναι σημαντικού περιεχομένου η πληροφορία που παρέχεται από αυτές. Σε ανηλίκους, ο υπολογισμός της απόστασης των οστών στις αρθρώσεις χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της σκελετικής τους ωρίμανσης και των

περιθωρίων ανάπτυξης. Επίσης, μέσω της απόστασης αλλά και της κατάστασης των αρθρώσεων του χεριού (διάβρωση, μετατόπιση) είναι δυνατή από τους ακτινολόγους η διάγνωση διάφορων παθήσεων. Τέτοιες παθήσεις είναι η οστεοαρθρίτιδα, η πιο συνήθης ασθένεια που προσβάλλει τις αρθρώσεις, και η ρευματοειδής αρθρίτιδα, μία χρόνια, αυτοάνοση, φλεγμονώδης νόσος που εντοπίζεται στο 1% περίπου του πληθυσμού παγκοσμίως.

Σε κάθε περίπτωση, οι ακτινογραφίες άκρας χειρός και συγκεκριμένα η ανάλυση των προαναφερθέντων αρθρώσεων χρησιμοποιούνται ευρέως για τη διάγνωση, καθώς οι αρθρώσεις των χεριών είναι από τις πρώτες που προσβάλλονται από τις παθήσεις αυτές. Ωστόσο, λόγω του πλήθους των αρθρώσεων, η πλήρης και διεξοδική ανάλυσή τους είναι μια εξαιρετικά πολύπλοκη και χρονοβόρα διαδικασία. Από την άλλη, έχει τεράστια σημασία η έγκαιρη διάγνωση παθολογικών αλλαγών στα πρώτα στάδια της ασθένειας, δηλαδή να είναι δυνατός ο εντοπισμός μεταβολών της τάξης του 1mm στα περιγράμματα των προσβεβλημένων οστών [9]. Έτσι μπορεί να προληφθεί η εκτεταμένη φθορά στο μαλακό ιστό των αρθρώσεων, που ξεκινά με τα αρχικά στάδια της ρευματοειδούς αρθρίτιδας [8]. Για να μειωθεί η ενέργεια και ο χρόνος που απαιτείται για μία τέτοια ανάλυση, αλλά και για να καθίσταται η ακτινολογική εξέταση πιο ακριβής και πιο συχνή, απαιτείται η αυτοματοποίηση των διαδικασιών και ένα μέρος της έρευνας, σχετικής με τον τομέα της ιατρικής απεικόνισης, έχει στραφεί προς την κατεύθυνση αυτή. Για το λόγο αυτό, επιδιώκεται και στην παρούσα εργασία η υλοποίηση μιας αυτόματης μεθόδου για τον εντοπισμό ορισμένων αρθρώσεων του χεριού, ως το πρώτο στάδιο ενός ευρύτερου συστήματος προσδιορισμού της απόστασης και των χαρακτηριστικών των αρθρώσεων προς υποβοήθηση της διάγνωσης.

Οι προϋποθέσεις που πρέπει να πληρούνται για την επιτυχία της μεθόδου που περιγράφεται στη συνέχεια είναι η ύπαρξη ενός και μόνο αντικειμένου στην εικόνα, δηλαδή ακτινογραφία ενός χεριού, στην οποία τα δάκτυλα βρίσκονται κατά το δυνατό σε όρθια τοποθέτηση και δεν ενώνονται μεταξύ τους. Το αποτέλεσμα του σταδίου αυτού εξαρτάται επίσης από την ποιότητα της κατωφλίωσης που επιτεύχθηκε στα προηγούμενα.

5.2 Εξαγωγή σκελετού από τη δυαδική εικόνα κατωφλίωσης

Μετά τη δημιουργία της δυαδικής εικόνας μέσω κατωφλίωσης, είναι δυνατός ο προσδιορισμός του σκελετού του χεριού. Με τον όρο *σκελετός* εννοούμε την περιγραφή των αντικειμένων της δυαδικής εικόνας από ένα σύνολο συνδεδεμένων σημείων χωρίς πάχος, από τα οποία μάλιστα είναι δυνατή η ανακατασκευή των αρχικών αντικειμένων. Στην ουσία, ο σκελετός S ενός αντικειμένου A αποτελείται από τα κεντρικά σημεία των μέγιστων εγγεγραμμένων στο αντικείμενο δίσκων και μπορεί να ορισθεί με τη βοήθεια των μορφολογικών τελεστών *erosion* και *opening* ως εξής:

$$S(A) = \bigcup_{k=0}^K S_k(A)$$

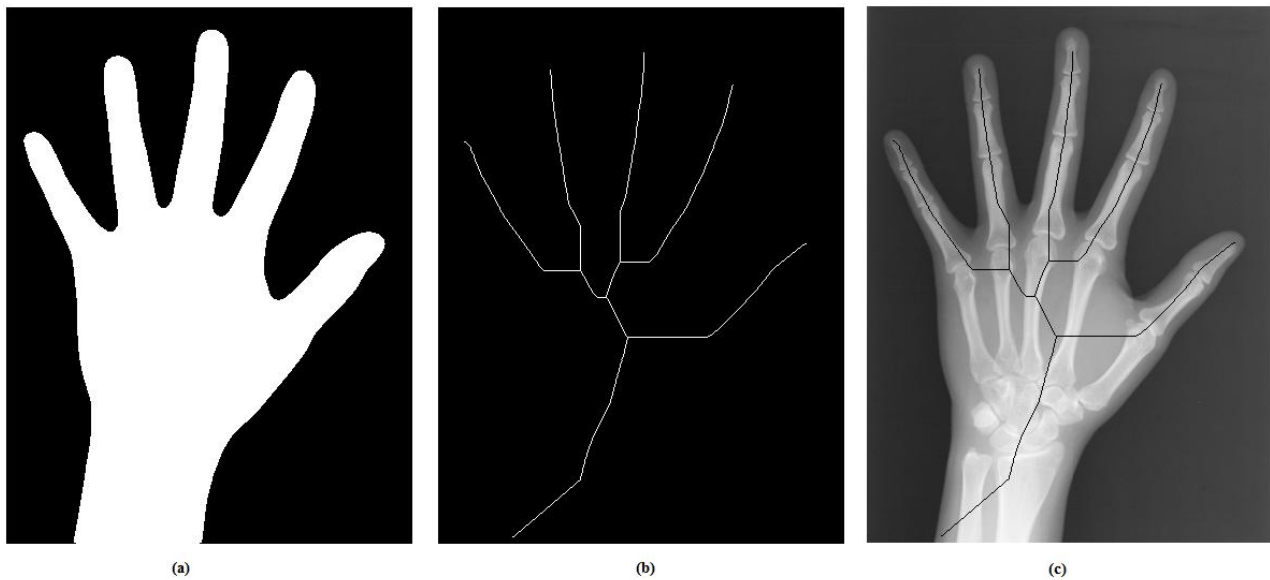
με

$$S_k(A) = (A \ominus kB) - (A \ominus kB) \circ B$$

όπου B είναι ένα δομικό στοιχείο και η πράξη $(A \ominus kB)$ αφορά διαδοχικά erosions του αντικειμένου A .

Στο Matlab η διαδικασία σκελετοποίησης υλοποιείται μέσω της συνάρτησης `bwmorph` με την παράμετρο `thin` στο μέγιστο βαθμό. Δηλαδή, ο σκελετός προκύπτει μέσα από τη λέπτυνση της δυαδικής εικόνας, απομακρύνοντας όλα τα pixels του περιγράμματος των αντικειμένων σε τέτοιο βαθμό έτσι ώστε το τελικό αποτέλεσμα να έχει πάχος ενός pixel και χωρίς να χάνεται η συνεκτικότητα των pixels. Τα στοιχεία που απομένουν στο τέλος της διαδικασίας αποτελούν το σκελετό. Η συνάρτηση `bwmorph` του Matlab παρέχει διάφορες διεργασίες μορφολογικής επεξεργασίας δυαδικών εικόνων, ανάλογα με το όρισμα που τίθεται, όπως λέπτυνση, γέμισμα, διαστολή ή συστολή, `tophat`, κλπ. Για τη διαδικασία της σκελετοποίησης χρησιμοποιείται η δυαδική εικόνα κατωφλίωσης BW στην οποία μοναδικό αντικείμενο είναι το χέρι της ακτινογραφίας, επομένως στο εξής θα αναφερόμαστε στην εξαγωγή του σκελετού του χεριού, όπως φαίνεται στο σχήμα 5.1.

```
skeleton = bwmorph(BW, 'thin', Inf); %Creates a 1-pixel thin connected skeleton  
figure, imshow(skeleton); %of the object(s) in BW
```



Σχήμα 5.1: (a) Δυαδική εικόνα κατωφλίωσης, (b) Σκελετός αντικειμένου της δυαδικής εικόνας, (c) Υπέρθθεση του αποτελέσματος σκελετοποίησης στην αρχική ακτινογραφία

Μέσω της εικόνας 5.1-(c) γίνεται αντιληπτή η σημασία του σκελετού στη διαδικασία εντοπισμού των αρθρώσεων. Όπως διαπιστώθηκε, ο σκελετός που εξάγεται από τις δυαδικές εικόνες κατωφλίωσης των ακτινογραφιών έχει τη δυνατότητα να διέρχεται από τις φάλαγγες του χεριού. Επομένως, είναι δυνατό στη συνέχεια να διατρέξουμε το σκελετό για κάθε δάκτυλο και να υπολογίσουμε κατά μήκος του το προφίλ της εικόνας. Με άλλα λόγια, παράγεται για κάθε δάκτυλο ένα 1-D σήμα που αποτελείται από τις τιμές των εντάσεων των pixels της αρχικής εικόνας που προσπελούνται από το σκελετό. Μέσω του σήματος αυτού πραγματοποιείται έπειτα ο ακριβής εντοπισμός των θέσεων των αρθρώσεων.

Όπως είναι λογικό, η συνέχεια της διαδικασίας αυτής έχει νόημα μόνο για τις ακτινογραφίες εκείνες των οποίων η κατωφλίωση ήταν επιτυχής, καθώς σφάλμα κατωφλίωσης θα οδηγούσε αντίστοιχα σε σκελετό που δεν περιγράφει το αντικείμενο με τον επιθυμητό και αναμενόμενο τρόπο. Πέραν αυτού, ο

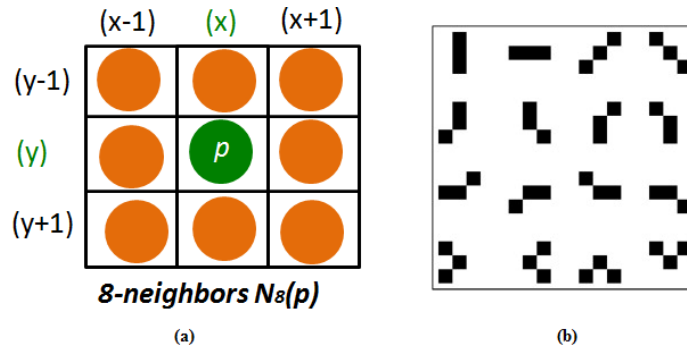
σκελετός είναι γενικά πολύ ευαίσθητος στο θόρυβο και στα περιγράμματα των αντικειμένων, οπότε κάτω από ειδικές συνθήκες μπορεί να αποτυγχάνει. Ως παράδειγμα αναφέρουμε την περίπτωση στην οποία κατά την κατωφλίωση δεν πραγματοποιήθηκε πλήρης διαχωρισμός των δακτύλων, λόγω της πολύ μικρής μεταξύ τους απόστασης. Στην πλειοψηφία όμως των δειγμάτων, η μέθοδος κατωφλίωσης που χρησιμοποιήθηκε ήταν σε θέση να δώσει ένα αρκετά ομαλό περίγραμμα του χεριού και κατ' επέκταση έναν ικανοποιητικό και αποτελεσματικό για τη συνέχεια σκελετό.

Στο σημείο αυτό αξίζει να σημειωθεί ότι βασική πηγή για τη μελέτη και την υλοποίηση της μεθόδου αποτέλεσε η δημοσίευση των Bielecki et al. [9], για την οποία έγινε λόγος στο Κεφάλαιο 3. Ωστόσο, για την εξαγωγή του σκελετού οι συγγραφείς βασίζονται σε κατωφλιωμένες εικόνες με τη μέθοδο Otsu. Συγκεκριμένα, υλοποιείται μορφολογική επεξεργασία της grayscale εικόνας (dilation) για να τονιστούν τα φωτεινά χαρακτηριστικά της και έπειτα αποθορυβοποίηση με φίλτρο Gauss και αυτόματη κατωφλίωση χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο του Otsu. Αν και η τεχνική που προτείνεται είναι στο σύνολό της αποδοτική, αποδείξαμε στα προηγούμενα ότι η μέθοδος Otsu δεν ενδείκνυται για την κατωφλίωση ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρας χειρός. Με τη μέθοδο αυτή, η προκύπτουσα δυαδική εικόνα είναι πιθανό να παρουσιάζει σπές ή κομμένα ακροδάχτυλα, κλπ, λόγω της πολυπλοκότητας των χαρακτηριστικών του χεριού που δεν μπορεί να αποδώσει ο αλγόριθμος. Επειδή η ποιότητα του σκελετού και εν τέλει ο ακριβής προσδιορισμός των αρθρώσεων εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό, όπως τονίζουν και οι συγγραφείς του [9], από τη δυαδική εικόνα κατωφλίωσης, στην παρούσα εργασία χρησιμοποιείται λοιπόν διαφορετική μέθοδος, αυτή που προτάθηκε στο Κεφάλαιο 4. Έτσι, ακόμα και σε ακτινογραφίες κακής ποιότητας, στις οποίες οι κλασσικές μέθοδοι κατωφλίωσης αποτυγχάνουν, είναι σημαντικό ο σκελετός να διέρχεται όσο το δυνατόν πιο κεντρικά από τα οστά και τις αρθρώσεις και να μην είναι αλλοιωμένος από θόρυβο, ώστε να εντοπίζονται με μεγαλύτερη αξιοπιστία οι θέσεις των αρθρώσεων.

5.3 Σχηματισμός κλάδων των δακτύλων

Ο σκελετός, ως το σύνολο των pixels που έχουν την τιμή 1 στη δυαδική εικόνα του σχήματος 5.1(b), δεν είναι εύρηστος στη μορφή αυτή για την εξαγωγή του σήματος που απαιτείται για τον εντοπισμό των αρθρώσεων. Διατρέχοντας την εικόνα αυτή από πάνω προς τα κάτω και από τα αριστερά προς τα δεξιά καταχωρούμε τις συντεταγμένες (x,y) των σημείων αυτών σε μία μήτρα A μεγέθους $n \times 2$, όπου n το πλήθος των σημείων του σκελετού. Τα σημεία αυτά μπορεί να ανήκουν σε μια από τις εξής κατηγορίες:

1. Σημεία που ενώνονται με μόνο ένα σημείο της γειτονιάς τους (8-connected neighborhood). Πρόκειται για τα «τερματικά» σημεία που αποτελούν τα άκρα του σκελετού. Για τον εντοπισμό των σημείων αυτών στο Matlab χρησιμοποιείται η εντολή `bwmorph(skeleton,'endpoints')`.
2. Σημεία που συνδέονται με ακριβώς δύο άλλα σημεία της γειτονιάς τους και σχηματίζουν την αλληλουχία που αποτελεί το βασικό κορμό του σκελετού.
3. Σημεία που συνδέονται με περισσότερα από δύο σημεία της γειτονιάς τους, δηλαδή αποτελούν στην ουσία τις «διασταυρώσεις» των επιμέρους κλάδων του σκελετού. Τα σημεία αυτά εντοπίζονται με χρήση της εντολής `bwmorph(skeleton,'branchpoints')`.



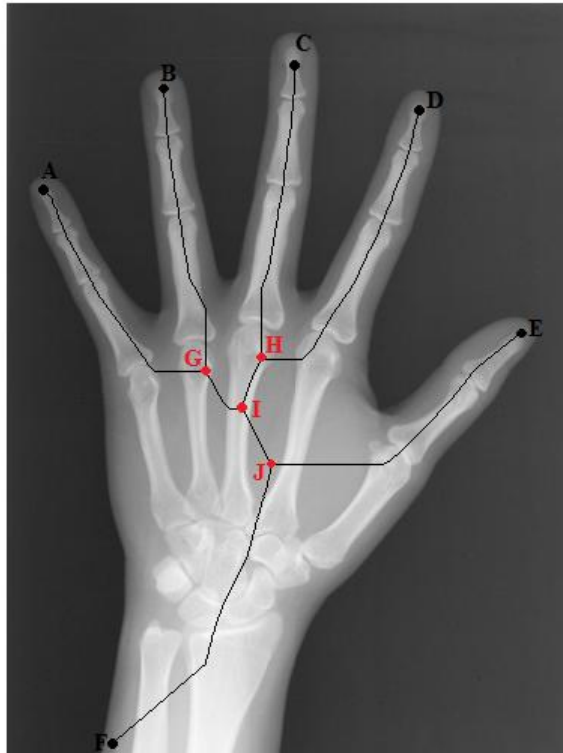
Σχήμα 5.2: (a) Γειτονιά σημείου p με συνεκτικότητα 8 pixels, (b) Περιπτώσεις σύνδεσης 3 διαδοχικών pixels

Στο σκελετό του σχήματος 5.3 τα σημεία A,B,C,D,E,F ανήκουν στην κατηγορία 1, ενώ τα σημεία G,H,I,J ανήκουν στην κατηγορία 3. Όλα τα υπόλοιπα σημεία ανήκουν στην κατηγορία 2. Το επόμενο βήμα είναι η επεξεργασία του σκελετού μέσω της μήτρας A, με σκοπό τη διατήρηση των σημαντικών του κλάδων. Με τον όρο *κλάδος (branch)* εννοούμε, σύμφωνα με το [9], μια διαδοχή από συνδεδεμένα pixels που ξεκινά από ένα τερματικό σημείο (κατηγορία 1) και συνενώνει όλα τα pixels του σκελετού οδεύοντας προς ένα σημείο διασταύρωσης (κατηγορία 3). Ως σημαντικοί κλάδοι θα θεωρούνται οι κλάδοι που διέρχονται από το κάθε δάκτυλο του χεριού. Στην πορεία, είναι απαραίτητη η εξαγωγή των σημείων των κλάδων αυτών που παρουσιάζουν ενδιαφέρον από τα στοιχεία του σκελετού και η κατηγοριοποίησή τους, έτσι ώστε να διευκολύνεται η ανάλυση κατά μήκος κάθε δακτύλου ξεχωριστά. Η εξαγωγή των πέντε σημαντικών κλάδων (ένας για κάθε δάκτυλο του χεριού) πραγματοποιείται διατρέχοντας τα σημεία της μήτρας A και αντιστοιχίζοντάς τα στον κατάλληλο κλάδο, με βάση τον αλγόριθμο που περιγράφεται ακολούθως. Για κάθε κλάδο, τα pixels που ανήκουν σε αυτόν λαμβάνουν την τιμή 1, ενώ όλα τα υπόλοιπα pixels της εικόνας παραμένουν μηδενικά.

1. Κάθε ένα από τα πέντε τερματικά σημεία (*endpoints*) σηματοδοτεί την αρχή για κάθε ένα από τα πέντε branches και λαμβάνει για το αντίστοιχο branch την τιμή 1. Ας σημειωθεί ότι επειδή στην εικόνα συνήθως υπάρχουν περισσότερα από 5 τερματικά σημεία, επιλέγονται αυτά που αντιστοιχούν στους μικρότερους αριθμούς γραμμών (*row number*), αν θεωρηθεί ότι η εικόνα είναι ένας πίνακας γραμμών και στηλών, με το πρώτο στοιχείο, δηλαδή το pixel [1 1], να βρίσκεται στην πάνω αριστερή γωνία. Με άλλα λόγια, σαρώνοντας την εικόνα από πάνω προς τα κάτω, λαμβάνουμε τα πέντε πρώτα τερματικά σημεία που συναντώνται, ως έναρξη των κλάδων.
2. Έπειτα, διατρέχοντας τη μήτρα A εκτελείται έλεγχος του κάθε στοιχείου (x,y) που ανήκει σε αυτή και των γειτόνων του με συνεκτικότητα 8-pixel, όπως διαγράφεται στο σχήμα 5.2. Ο έλεγχος γίνεται για ένα δεδομένο κλάδο. Αν κάποιος από τους γείτονες του τρέχοντος σημείου έχει ήδη εντοπιστεί στη μήτρα και έχει ταξινομηθεί στον εν λόγω κλάδο λαμβάνοντας την τιμή 1, τότε το τρέχον σημείο αντιστοιχίζεται επίσης στον κλάδο αυτό λαμβάνοντας την τιμή 1. Επειδή η προσπέλαση της εικόνας γίνεται από πάνω προς τα κάτω, δεν είναι απαραίτητος ο έλεγχος για όλα τα σημεία της γειτονιάς, παρά μόνο για αυτά που αντιστοιχούν σε ίδιο ή σε μεγαλύτερο αριθμό γραμμής σε σχέση με το τρέχον σημείο. Επίσης, να σημειωθεί ότι επειδή σε ορισμένες περιοχές (κυρίως για τον αντίχειρα) ο σκελετός μπορεί να εξελίσσεται οριζοντίως, εξετάζονται έως και τρία σημεία της ίδιας γραμμής γύρω από το τρέχον ώστε να γίνει η ανάθεσή του στο κατάλληλο branch. Η προσπέλαση της μήτρας

και η ανάθεση σημείων στο branch σταματά, όταν το εκάστοτε branch έχει ολοκληρωθεί. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται για καθένα από τα πέντε branches.

3. Η ολοκλήρωση των branches σηματοδοτείται από τα αντίστοιχα *branchpoints*, δηλαδή τις διασταυρώσεις των κλάδων. Όταν κατά την προσπέλαση της μήτρας συναντηθεί ένα τέτοιο σημείο, αυτό αποτελεί το τελευταίο σημείο του κλάδου στον οποίο αντιστοιχεί.



Σχήμα 5.3: Σήμανση των ακραίων σημείων και των διασταυρώσεων του σκελετού.

Ως σημαντικά branches επιλέγονται, με βάση τον παραπάνω αλγόριθμο, οι διαδρομές AG, BG, CH, DH, EJ.

Με την παραπάνω διαδικασία έχουμε επιτύχει την ανακατάταξη και ταξινόμηση των σημείων του σκελετού με τέτοιο τρόπο ώστε να είναι δυνατή η απομόνωση των κλάδων από το σκελετό και η διάσχιση κάθε δακτύλου χωριστά μέσω των pixels που αποτελούν τον κλάδο που του αναλογεί. Συγκεκριμένα, ο κάθε κλάδος διασχίζει τις τρεις φάλαγγες του αντίστοιχου δακτύλου (δύο για τον αντίχειρα) και σταματά στο μετακάρπιο, συνήθως λίγο μετά την μετακαρποφαλαγγική άρθρωση, διερχόμενος έτσι από τις αρθρώσεις τις οποίες επιθυμούμε να εντοπίσουμε με αυτόματο τρόπο. Στην προκειμένη περίπτωση οι κλάδοι που κατασκευάστηκαν με τον αλγόριθμο ταξινόμησης των σημείων του σκελετού είναι οι εξής: Αντίχειρας – branch EJ, δείκτης – branch DH, μέσος – branch CH, παράμεσος – branch BG, μικρός – branch AG. Σημασία έχει και η σειρά εμφάνισης των branches. Καθώς η εικόνα διατρέχεται ανά γραμμή από πάνω προς τα κάτω, οι θέσεις των pixels καταχωρούνται στη μήτρα με τη σειρά αυτή, με αποτέλεσμα στην προσπέλαση της μήτρας να προηγούνται τα σημεία που βρίσκονται «πιο ψηλά» στην εικόνα. Έτσι, με την προϋπόθεση το χέρι είναι τοποθετημένο σε όρθια στάση, το πρώτο τερματικό σημείο που συναντάται θα αντιστοιχεί πάντα στο πιο μακρύ δάκτυλο, δηλαδή στο μέσο. Αφού σχηματιστεί το branch του μέσου, η μήτρα A προσπελαύνεται ξανά, αυτή τη φορά για το σχηματισμό των branches του δείκτη ή του παράμεσου. Στο σημείο αυτό δεν είναι βέβαιο πιο branch εμφανίζεται πρώτο.

Τέλος, τα δύο τελευταία branches θα αντιστοιχούν στο μικρό δάκτυλο και στον αντίχειρα, των οποίων τα τερματικά σημεία βρίσκονται πιο χαμηλά στην εικόνα.

Ας σημειωθεί ότι η υλοποίηση του παραπάνω αλγορίθμου βασίζεται στην υπόθεση ότι το περίγραμμα της αρχικής δυαδικής εικόνας και επομένως ο σκελετός που προκύπτει από αυτή δεν είναι παραμορφωμένα από ανωμαλίες που οφείλονται σε θόρυβο. Αν ο παραγόμενος σκελετός δεν είναι ομαλός, τότε δεν έχουμε καμία εγγύηση για τις άκρες και τις διασταυρώσεις του, καθώς αυτές μπορεί να αντιστοιχούν σε οποιοδήποτε σημείο, το οποίο δεν έχει σχέση με την αρχή και το τέλος των πραγματικών κλάδων που διανύουν τα δάκτυλα του χεριού. Στην περίπτωση αυτή θα απαιτούνταν κατάλληλο «κλάδεμα» του σκελετού, ώστε να έρθει στην επιθυμητή μορφή. Ωστόσο, η υπόθεση που έγινε δεν απέχει από την πραγματικότητα, καθώς στην πλειοψηφία των περιπτώσεων οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν μέχρι τώρα είναι ικανές να οδηγήσουν στο σχηματισμό ενός ομαλού σκελετού.

Μια αντίστοιχη διαδικασία για το σχηματισμό των κλάδων που διέρχονται από τα δάκτυλα πραγματοποιείται στο [9]. Ο αλγόριθμος, που αποκαλείται Fake Branch Elimination, αφορά στον έλεγχο του μήκους των κλάδων, ώστε να απομακρυνθούν από την εικόνα του σκελετού οι ψευδο-κλάδοι, δηλαδή αυτοί που το μήκος τους είναι μικρότερο από το 1/4 του ύψους της εικόνας. Συγκεκριμένα, βρίσκονται όλες οι άκρες του σκελετού (end pixels) και για κάθε μία από αυτές δημιουργείται το αντίστοιχο μονοπάτι που οδηγεί στο πρώτο σημείο-διασταύρωση (cross pixels). Όταν δύο branches εμφανίζουν κοινό σημείο διασταύρωσης, ελέγχονται και αν κάποιο δεν ικανοποιεί τα κριτήρια, τότε αυτό απαλείφεται από τη λίστα των υποψήφιων branches, καθιστώντας το σημείο-διασταύρωση ως ένα απλό σημείο. Καθώς το branch που απομένει δεν είναι πλέον ολοκληρωμένο, το μονοπάτι συνεχίζεται ως το επόμενο σημείο-διασταύρωση που θα συναντηθεί. Στη συνέχεια, από τα branches που επιλέχθηκαν ως “proper branches” χρησιμοποιείται μόνο ένα κομμάτι του συνολικού μήκους τους, διαφορετικό για το κάθε δάκτυλο λόγω της ανατομίας του χεριού, το οποίο καλείται usable section και αποσκοπεί στη διακοπή του branch πριν αυτό αρχίσει να απομακρύνεται από την περιοχή του οστού στο οποίο αντιστοιχεί.



Σχήμα 5.4: Οι 5 βασικοί κλάδοι με βάση τη μέθοδο που προτάθηκε στο [9]

Πράγματι, εύκολα παρατηρεί κανείς και στην παρούσα εργασία ότι τα branches που επιλέχθηκαν μέσω του παραγόμενου σκελετού δε διασχίζουν αποκλειστικά τον οστικό ιστό, αλλά συναντούν και pixels του μαλακού ιστού (σάρκα) ή διέρχονται από τα οστά άλλων δακτύλων (σχήμα 5.3). Αυτό το φαινόμενο παρατηρείται κυρίως κοντά στα σημεία των διασταυρώσεων, δηλαδή καθώς τα μονοπάτια κατευθύνονται προς τον κεντρικό κλάδο του αντικειμένου (χεριού). Άλλωστε, η μορφή των branches που σχηματίζονται για τις τόσες περιπτώσεις που μελετήθηκαν είναι τελείως τυχαία. Για το λόγο αυτό, κατά την άποψη της συγγράφουσας, κρίνεται σκόπιμη και προτείνεται επιπλέον επεξεργασία και γραμμικοποίηση των κλάδων.

Η γραμμικοποίηση (linearization) συμβάλλει στη δημιουργία ευθυγράμμων τμημάτων που διασχίζουν τον οστικό ιστό, κατά μήκος του οποίου έχει νόημα η επισκόπηση των εντάσεων των pixels. Η διαδικασία αυτή στοχεύει κυρίως στην αποφυγή εισχώρησης των branches από τα οστά στη σάρκα, καθώς σκοπός των branches είναι η δημιουργία ενός μονοπατιού πάνω στον οστικό ιστό για τον εντοπισμό των αρθρώσεων και ο «εκτροχιασμός» τους θα οδηγούσε σε λανθασμένα αποτελέσματα. Για τη γραμμικοποίηση των κλάδων τα σημεία του κάθε κλάδου λαμβάνονται υπ' όψη με διαφορετικά βάρη. Παρατηρώντας στην εικόνα 5.3 τη θέση των branches σε σχέση με τα οστά, τα βάρη πρέπει να επιλέγονται σύμφωνα με τη θέση του κάθε σημείου στο branch, αλλά και με βάση το δάκτυλο που εξετάζεται. Για παράδειγμα, στο ξεκίνημα του branch, τα pixel από τα οποία αποτελείται βρίσκονται συνήθως κοντά στο κέντρο του αντίστοιχου δακτύλου. Αντίθετα, όσο πλησιάζουμε προς το τελικό pixel (διασταύρωση) του branch, τα σημεία τείνουν να απομακρύνονται από το κέντρο του δακτύλου και επομένως η επίδρασή τους στο αποτέλεσμα της γραμμικοποίησης θα πρέπει να είναι αμελητέα. Επίσης, τα branches που «υποφέρουν» περισσότερο εξαιτίας του μαλακού ιστού αντιστοιχούν κυρίως στο μικρό δάκτυλο και στον αντίχειρα, ως οι πιο απομακρυσμένες από το κέντρο περιοχές του οστικού ιστού. Έτσι, η επιλογή των βαρών για τη διόρθωση του κάθε branch είναι αντίστοιχη της επιλογής του «χρήσιμοι τμήματος» σύμφωνα με το δάκτυλο στο οποίο αντιστοιχεί, όπως αναφέρεται στο [9]. Γενικά, μεγαλύτερη βαρύτητα επιλέχθηκε να δίνεται στα πρώτα σημεία του κάθε branch και να μειώνεται σταδιακά κατά μήκος αυτού σύμφωνα πάντα με το δάκτυλο το οποίο εξετάζουμε. Μπορούμε να έχουμε μια γενική εικόνα για το ποιο δάκτυλο εξετάζουμε ανάλογα με τη σειρά εμφάνισης του branch του, δηλαδή με βάση το τερματικό του σημείο (endpoint), όπως ήδη αναφέρθηκε.

Η παραπάνω διαδικασία εξαγωγής των πέντε κλάδων από τη δυαδική εικόνα του σκελετού, καθώς και η επεξεργασία του κάθε κλάδου με σκοπό τη βελτίωση της θέσης του σε σχέση με το δάκτυλο που διασχίζει, υλοποιήθηκε μέσω της συνάρτησης *branch* στο Matlab. Για τη συνάρτηση αυτή ορίζεται ως είσοδος η εικόνα *BW*, που είναι η δυαδική εικόνα κατωφλίωσης που παράχθηκε σε προηγούμενο στάδιο. Αρχικά, παράγεται η εικόνα του σκελετού και καταχωρούνται σε πίνακα τα σημεία από τα οποία αποτελείται. Στη συνέχεια, για τη δημιουργία του κάθε branch καλείται από τη συνάρτηση μια δεύτερη συνάρτηση *CreateBranch*, με την οποία τα σημεία του πίνακα αυτού κατατάσσονται με κατάλληλες συγκρίσεις στα branches. Έπειτα προσαρμόζονται τα βάρη για κάθε branch ξεχωριστά, αφού λόγω των ιδιοτήτων του σκελετού απαιτείται ιδιαίτερη αντιμετώπιση. Η επιλογή των τιμών τους έγινε ύστερα από πειραματισμούς στις διαθέσιμες ακτινογραφίες και καταγράφεται στον κώδικα που ακολουθεί. Τέλος, καλώντας τη συνάρτηση *branch_linear*, επιτυγχάνεται η γραμμικοποίηση του κάθε branch με βάση το συνολικό του μήκος και τα βάρη που επιλέχθηκαν. Έξοδος της συνάρτησης *branch* είναι η εικόνα του σκελετού και για κάθε ένα από τα branches, ένας πίνακας *br_i*, $i=1,2,\dots,5$ που περιλαμβάνει τα σημεία από τα οποία αποτελείται και ένας πίνακας *lin_br_i* που είναι το αποτέλεσμα της γραμμικοποίησης του.

```

function
[skeleton,br1,lin_br1,br2,lin_br2,br3,lin_br3,br4,lin_br4,br5,lin_br5]=branch(BW)

% Create the skeleton binary image
skeleton=bwmorph(BW,'thin',inf);
figure, imshow(skeleton);

% Create the matrix branches, which includes all the pixels that
% belong to the skeleton, by scanning the binary image,
k=1;
for i=1:size(BW,1)
    for j=1:size(BW,2)
        if skeleton(i,j)==1
            branches(k, 1)= i;
            branches(k, 2) = j;
            k=k+1;
        end
    end
end

Bwendpts=bwmorph(skeleton,'endpoints'); % Binary image of endpoints (branch starts)
[r1,c1]=find(Bwendpts==1);           % Locate the endpoints
endpts=sortrows([r1,c1],1);          % Sort them by increasing row number

BWbranchpts=bwmorph(skeleton,'branchpoints'); % Bin.img of branchpoints (branch ends)
[r2,c2]=find(BWbranchpts==1);       % Locate the branchpoints
branchpts=sortrows([r2,c2],1);      % Sort them by increasing row number

% BRANCH 1 - Normally belongs to the MIDDLE FINGER
br1 = checkpoints(endpts(1,:),branchpts,branches);
w=[]; % Set the weights according to the finger
w(1:(round(0.5*length(br1))))=1;
w((round(0.5*length(br1))+1):length(br1))=0.5;
lin_br1 = branch_linear(br1,w,BW); % Branch linearization

% BRANCH 2 - Normally refers to INDEX or RING FINGER
br2 = checkpoints(endpts(2,:),branchpts,branches);
w=[];
w(1:round(0.5*length(br2)))=1;
w((round(0.5*length(br2))+1):(round(0.75*length(br2))))=0.5;
w((round(0.75*length(br2))+1):(round(0.9*length(br2))))=0.2;
w((round(0.9*length(br2))+1):length(br2))=0.01;
lin_br2 = branch_linear(br2,w,BW);

% BRANCH 3 - Normally refers to INDEX or RING FINGER
br3 = checkpoints(endpts(3,:),branchpts,branches);
w=[];
w(1:round(0.5*length(br3)))=1;
w((round(0.5*length(br3))+1):(round(0.75*length(br3))))=0.5;
w((round(0.75*length(br3))+1):(round(0.9*length(br3))))=0.2;
w((round(0.9*length(br3))+1):length(br3))=0.01;
lin_br3 = branch_linear(br3,w,BW);

```

```

% BRANCH 4 - In the majority of the cases refers to the SMALL FINGER
br4 = checkpoints(endpts(4,:),branchpts,branches);
w=[];
w(1:round(0.2*length(br4)))=1;
w((round(0.2*length(br4))+1):(round(0.5*length(br4))))=0.5;
w((round(0.5*length(br4))+1):(round(0.75*length(br4))))=0.2;
w((round(0.75*length(br4))+1):length(br4))=0.01;
lin_br4 = branch_linear(br4,w,BW);

```

```

% BRANCH 5 - Usually refers to the THUMB
br5 = checkpoints(endpts(5,:),branchpts,branches);
w=[];
w(1:round(0.2*length(br5)))=1;
w((round(0.2*length(br5))+1):(round(0.5*length(br5))))=0.5;
w((round(0.5*length(br5))+1):length(br5))=0.01;
lin_br5 = branch_linear(br5,w,BW);

```

```
end
```

```
function br = CreateBranch(start, branchpts, branches)
```

```

k=1;
br(k,:)=start; % Assign the start-pixel of the branch
for i=1:length(branches) % Checking all the points of the skeleton
    for j=1:length(branchpts)
        if br(k,:)==branchpts(j,:) % If the lastly assigned pixel is a branchpoint,
            return % complete the branch
        end
    end
    % Compare the coordinates of the current pixel branches(i,:) with the
    % lastly-assigned to the branch br(k,:) and its neighbours
    if ((branches(i,1)==br(k,1))||(branches(i,1)==br(k,1)+1)||(branches(i,1)==br(k,1)-1))
        if ((branches(i,2)==br(k,2))||(branches(i,2)==br(k,2)+1)||(branches(i,2)==br(k,2)-1)
            ||(branches(i,2)==br(k,2)+2)||(branches(i,2)==br(k,2)-2)
            ||(branches(i,2)==br(k,2)+3)||(branches(i,2)==br(k,2)-3))
            k=k+1;
            br(k,:)=branches(i,:); % Assign pixel to the branch
        end
    end
end
end
end

```

```
function lin_br = branch_linear(br,w,BW)
```

```

fobj=fit(br(:,1),br(:,2),'poly1','Weights',w); % Linearization of the branch
x=(br(1,1):br(length(br),1))'; % using a 1st degree polynomial fit and evaluating
y=round(feval(fobj,x)); % the pixels of the new branch according to the fit object
neg=find(y<=0); % Check if a pair of coordinates exceeds the
pos=find(y>=size(BW,2)); % image boundaries

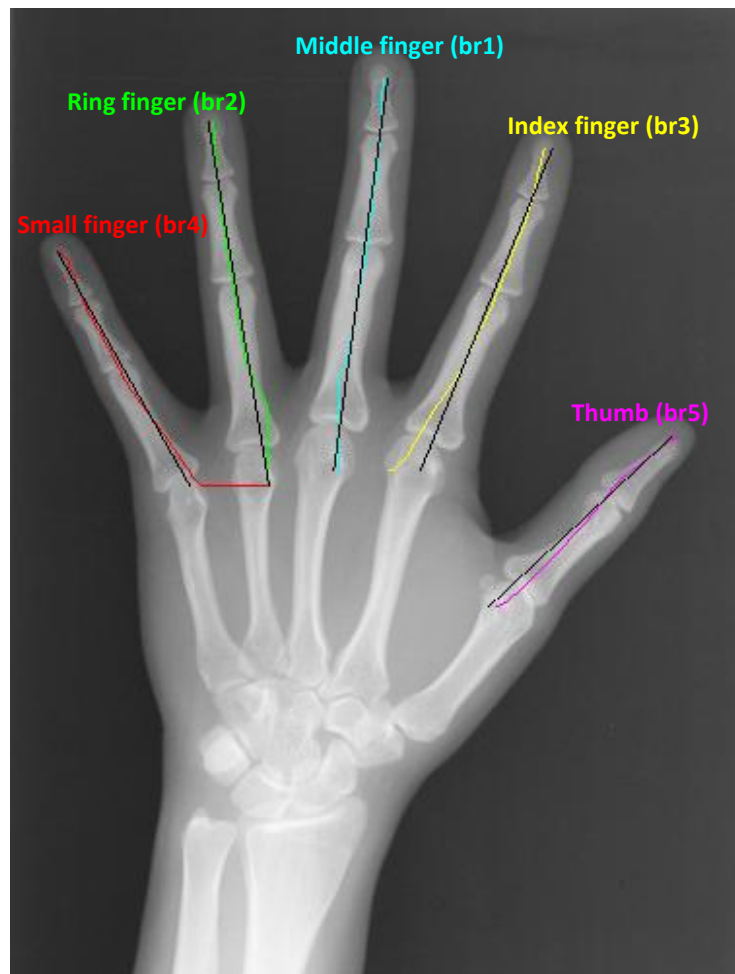
```

```

lim=cat(1,neg,pos);
y=removerows(y,lim);           % and remove it from the new branch
x=removerows(x,lim);
lin_br=cat(2,x,y);             % Create the coordinate pairs, as the linearized branch
end

```

Το αποτέλεσμα της συνάρτησης είναι ο εντοπισμός των branches όπως φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί. Ο κάθε κλάδος αναπαρίσταται με διαφορετικό χρώμα, ώστε να υποδηλώνεται η διάκρισή του από τα υπόλοιπα σημεία του σκελετού. Με μαύρο απεικονίζονται τα αντίστοιχα αποτελέσματα της γραμμικοποίησης.



Σχήμα 5.5: Υπέρθυση των διακριτών κλάδων του σκελετού πάνω στην αρχική ακτινογραφία

5.4 Διαχωρισμός σε ευθύγραμμα τμήματα

Στο σημείο αυτό έχει επιτευχθεί ο σχηματισμός των πέντε ξεχωριστών ευθυγράμμων τμημάτων που διασχίζουν το κάθε δάκτυλο και μάλιστα στην ιδανική περίπτωση διέρχονται από το κέντρο των αρθρώσεων. Στη συνέχεια, επιδιώκεται ο διαχωρισμός του κάθε γραμμικοποιημένου κλάδου σε επιμέρους ευθύγραμμα τμήματα, τέτοια ώστε κάθε ένα από αυτά να αντιστοιχεί σε μία μοναδική άρθρωση. Η επιλογή του μήκους των τμημάτων γίνεται με βάση την ανατομία του χεριού, δηλαδή με βάση κυρίως την αναλογία μήκους των οστών, αλλά και το συνολικό μήκος του αντίστοιχου branch.

Συγκεκριμένα, στο κάθε branch επιλέγονται τέσσερα σημεία A, B, C, D, όπως φαίνεται στο σχήμα 5.6. Τα σημεία A και D είναι αντίστοιχα το αρχικό και το τελικό σημείο του γραμμικοποιημένου branch. Τα σημεία B και C επιλέγονται ως ενδιάμεσα σημεία στο 0.25 και στο 0.55 αντίστοιχα του συνολικού μήκους του branch, με βάση τα στοιχεία ανατομίας. Έτσι, χωρίζονται τα δάκτυλα σε τρία ευθύγραμμα τμήματα AB, BC, CD, καθένα από τα οποία αναμένεται να διέρχεται από μία μόνο άρθρωση, αν τα προηγούμενα στάδια κατωφλίωσης, σκελετού και σχηματισμού των branches έχουν ολοκληρωθεί με επιτυχία. Η ανωτέρω περιγραφή αφορά μόνο τα τέσσερα δάκτυλα του χεριού. Για τον αντίχειρα, επειδή εμφανίζει μόνο δύο αρθρώσεις, εντοπίζονται αντίστοιχα τρία σημεία που χωρίζουν το branch σε δύο ισομήκη ευθύγραμμα τμήματα AB, BC.

Για το διαχωρισμό σε ευθύγραμμα τμήματα, ορίζονται στο Matlab τα κατάλληλα σημεία με τον κώδικα που ακολουθεί. Αρχικά, εντοπίζονται οι θέσεις των σημείων αυτών, B_loc, C_loc, D_loc, στους πίνακες συντεταγμένων των ευθυγράμμων κλάδων lin_br, σύμφωνα με τις αποστάσεις που αναφέρθηκαν προηγουμένως. Τα σημεία A αντιστοιχούν στο πρώτο στοιχείο του κάθε πίνακα lin_br. Έπειτα, σχηματίζονται οι πίνακες A, B, C (διαστάσεων 5x2) και D (διαστάσεων 4x2, αφού δεν εμφανίζει τέταρτο σημείο ο αντίχειρας), που περιέχουν τα ζεύγη συντεταγμένων των επιλεγθέντων σημείων του κάθε branch. Ο καθορισμός των σημείων αυτών και η αποθήκευσή τους σε μεταβλητές αποσκοπούν σε:

- Διευκόλυνση των διαδικασιών εντοπισμού των αρθρώσεων, με βάση την ένταση της εικόνας κατά μήκος των ευθυγράμμων τμημάτων
- Διευκόλυνση τεχνικών απεικόνισης των αποτελεσμάτων, όπως θα φανεί στις επόμενες παραγράφους.

```
%Branch 1
B1_loc=round(0.25*length(lin_br1)); % Choose the B-points at 25% of the branch
length
C1_loc=round(0.55*length(lin_br1)); % Choose the C-points at 55% of the branch
length
D1_loc=length(lin_br1); % Choose the D-points in the end of the branch

%Branch 2
B2_loc=round(0.25*length(lin_br2));
C2_loc=round(0.55*length(lin_br2));
D2_loc=length(lin_br2);

%Branch 3
B3_loc=round(0.25*length(lin_br3));
C3_loc=round(0.55*length(lin_br3));
D3_loc=length(lin_br3);
```

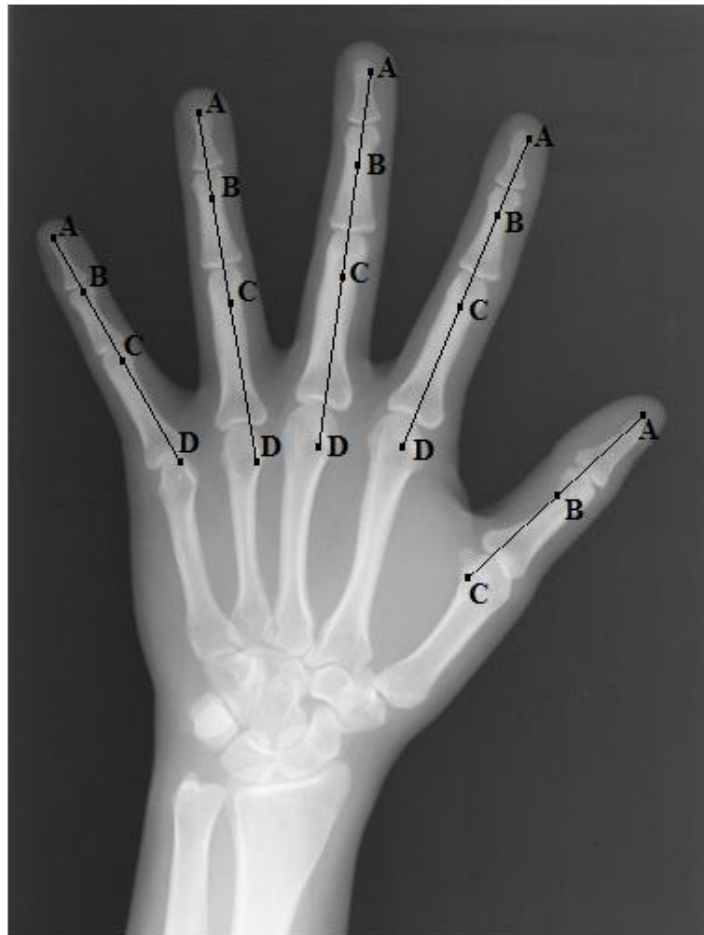
```

%Branch 4
B4_loc=round(0.25*length(lin_br4));
C4_loc=round(0.55*length(lin_br4));
D4_loc=length(lin_br4);

%Branch 5 - Thumb : Only 3 points are needed
B5_loc=round(0.5*length(lin_br5));
C5_loc=length(lin_br5);

% Find and store (x,y) coordinates for every chosen point, for all branches
A = [lin_br1(1,:); lin_br2(1,:); lin_br3(1,:); lin_br4(1,:); lin_br5(1,:)];
B = [lin_br1(B1_loc,:); lin_br2(B2_loc,:); lin_br3(B3_loc,:); lin_br4(B4_loc,:);
lin_br5(B5_loc,:)];
C = [lin_br1(C1_loc,:); lin_br2(C2_loc,:); lin_br3(C3_loc,:); lin_br4(C4_loc,:);
lin_br5(C5_loc,:)];
D = [lin_br1(D1_loc,:); lin_br2(D2_loc,:); lin_br3(D3_loc,:); lin_br4(D4_loc,:)];

```

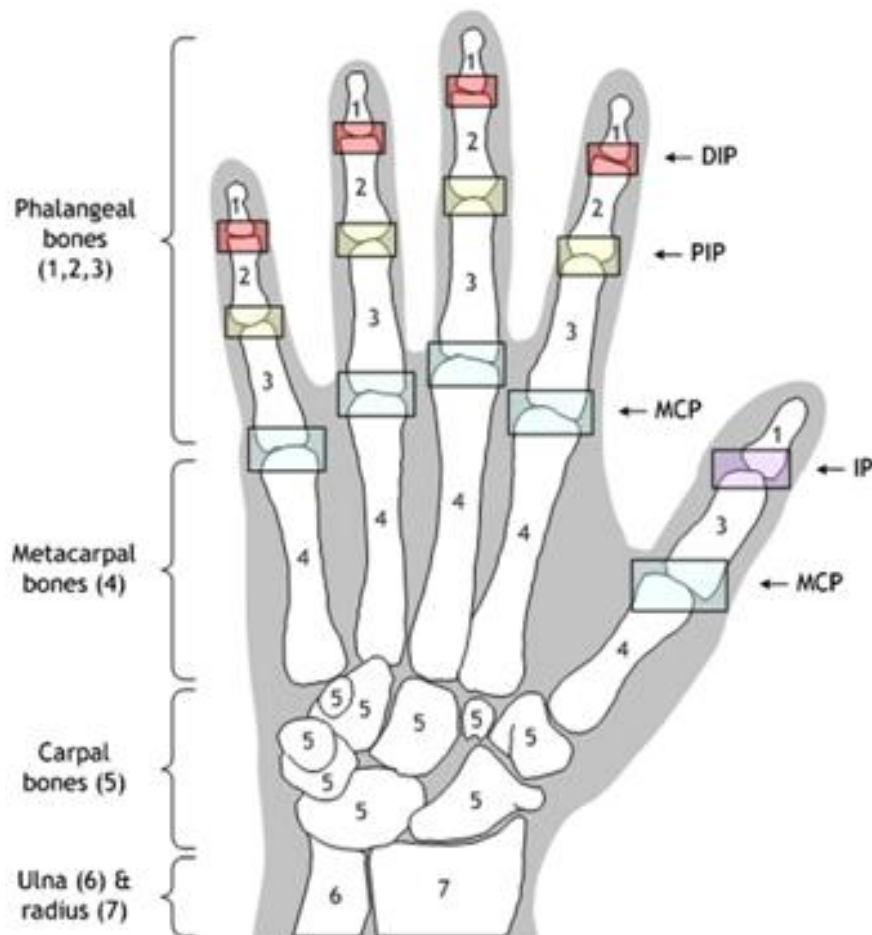


Σχήμα 5.6: Προσδιορισμός και απεικόνιση των σημείων που χωρίζουν τα branches σε ευθύγραμμα τμήματα

5.5 Εντοπισμός και απεικόνιση των αρθρώσεων

Χρησιμοποιώντας τα ευθύγραμμο τμήματα που έχουμε ορίσει και λαμβάνοντας το προφίλ της εικόνας κατά μήκος αυτών, είναι πλέον δυνατός ο προσδιορισμός των αρθρώσεων μεταξύ των οστών του χεριού, συγκεκριμένα των δακτύλων. Κάθε ευθύγραμμο τμήμα που ορίστηκε θα αντιστοιχεί σε μία άρθρωση. Αυτός βέβαια δεν είναι ο μοναδικός περιορισμός για την επιτυχή εύρεση των αρθρώσεων. Ιδιαίτερη σημασία έχει η θέση των τμημάτων αυτών και κατ' επέκταση του σκελετού σε σχέση με ολόκληρη την εικόνα, καθώς αν αυτός δε διασχίζει με ικανοποιητικό τρόπο τα οστά των δακτύλων δεν μπορεί να υφίσταται απαίτηση εντοπισμού των σωστών θέσεων για τις αρθρώσεις στη συνέχεια της διαδικασίας.

Στη συνέχεια παρουσιάζεται μία σχηματική απεικόνιση των αρθρώσεων για τις οποίες γίνεται λόγος και των οποίων ο εντοπισμός θα μας απασχολήσει στα επόμενα.



Σχήμα 5.7: Οι 14 αρθρώσεις μεταξύ φαλάγγων (και μετακαρπίων οστών) μαρκαρισμένες ως περιοχές ενδιαφέροντος στη σχηματική απεικόνιση του χεριού (πηγή [8]).

Για την ανίχνευση των θέσεων των αρθρώσεων, χρησιμοποιήθηκε το διάγραμμα του προφίλ της εικόνας (profile plot), δηλαδή μια διδιάστατη αναπαράσταση των εντάσεων των pixels της αρχικής ακτινογραφίας του χεριού κατά μήκος των επιλεγθέντων branches. Γενικά, η τεχνική του προφίλ βασίζεται στην απότομη εναλλαγή των φωτεινότητων, που είναι το βασικό χαρακτηριστικό των ακμών των οστών [8]. Καθώς τα ευθύγραμμα τμήματα που επιλέγονται διατρέχουν (στην ιδανική περίπτωση) το ενδιάμεσο των δακτύλων, είναι δυνατό να χρησιμοποιήσουμε το εν λόγω διάγραμμα του προφίλ ώστε να αναδειξουμε τις μεταβολές της έντασης του γκρι και να εντοπίσουμε με ακρίβεια τα σημεία των αρθρώσεων DIP, PIP, (IP για τον αντίχειρα) και MCP πάνω στα πέντε ευθύγραμμα branches.

Από τα παραπάνω γίνεται σαφές πως η κλίση των εντάσεων της εικόνας κατά μήκος των branches περιέχει επίσης σημαντική πληροφορία για τις περιοχές των αρθρώσεων. Αφού ορίσαμε ότι σε κάθε ευθύγραμμο τμήμα (AB, BC, CD) αντιστοιχεί μία μόνο άρθρωση, μπορούμε να ισχυριστούμε ότι οι υποψήφιες θέσεις των αρθρώσεων βρίσκονται στα σημεία όπου η κλίση του προφίλ της εικόνας για το εκάστοτε τμήμα μεγιστοποιείται. Μάλιστα, το κριτήριο αυτό είναι ανεξάρτητο από τον τύπο της άρθρωσης ή το δάκτυλο που εξετάζουμε. Με βάση του συγγραφείς του [8], αν ονομάσουμε I_d την παράγωγο του σήματος που προκύπτει λαμβάνοντας τις εντάσεις της εικόνας κατά μήκος του branch, τότε μπορεί να χρησιμοποιηθεί η *ενέργεια Shannon* για τον εντοπισμό των τοπικών μεγίστων του σήματος I_d , μέσω της εξίσωσης:

$$I_e = -I_d^2 \cdot \log I_d^2$$

Την πληροφορία αυτή χρησιμοποιήσαμε ώστε να συντάξουμε στο Matlab τη συνάρτηση *joints*, η οποία πραγματοποιεί την ανάθεση των θέσεων των αρθρώσεων στο σημείο που η I_e μεγιστοποιείται. Η συνάρτηση δέχεται ως εισόδους την αρχική ακτινογραφία I και το branch κατά μήκος του οποίου υπολογίζεται η κλίση της εικόνας. Επίσης, απαιτούνται τα σημεία start και stop που οριοθετούν πάνω στο branch το ευθύγραμμο τμήμα που θα χρησιμοποιηθεί.

```
function joint_loc=joints(I,branch_number,start,stop)

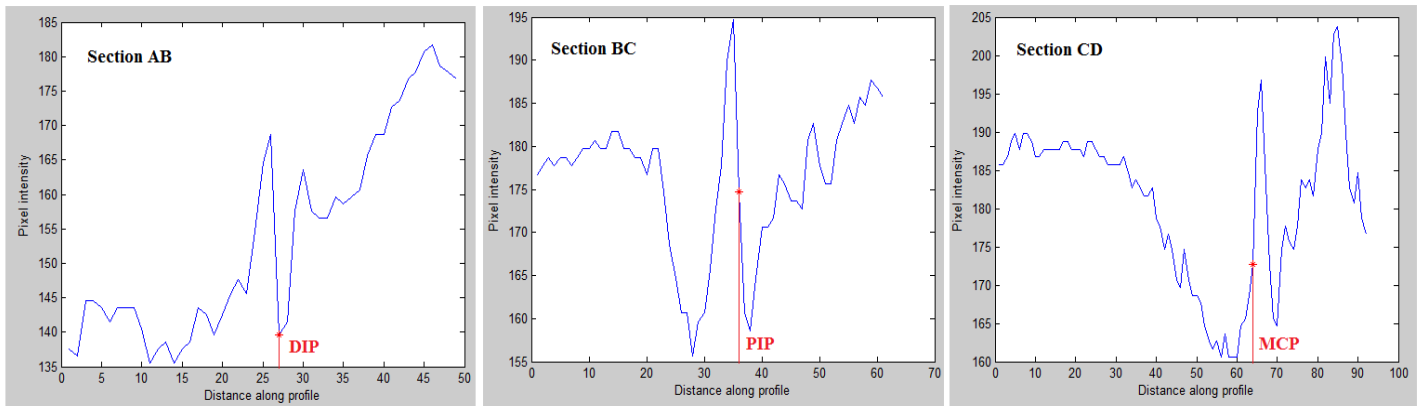
% Assign into values(k) the intensities of the pixels of the radiographic
% hand image I along the selected branch, specifically within the linear
% section defined by points start and stop
k=1;
for i=start:stop
    values(k)=I(branch_number(i,1),branch_number(i,2));
    k=k+1;
end

Id=gradient(values);           % Calculate the gradient of the above signal
Ie=-(Id.^2).*log10(Id.^2);     % Find the Shannon energy Ie
maxIe=find(Ie==max(Ie),1);    % and the location of its maximum value, maxIe
joint_loc=maxIe+start-1;      % Assign the joint location related to the start of
                               % the branch
end
```

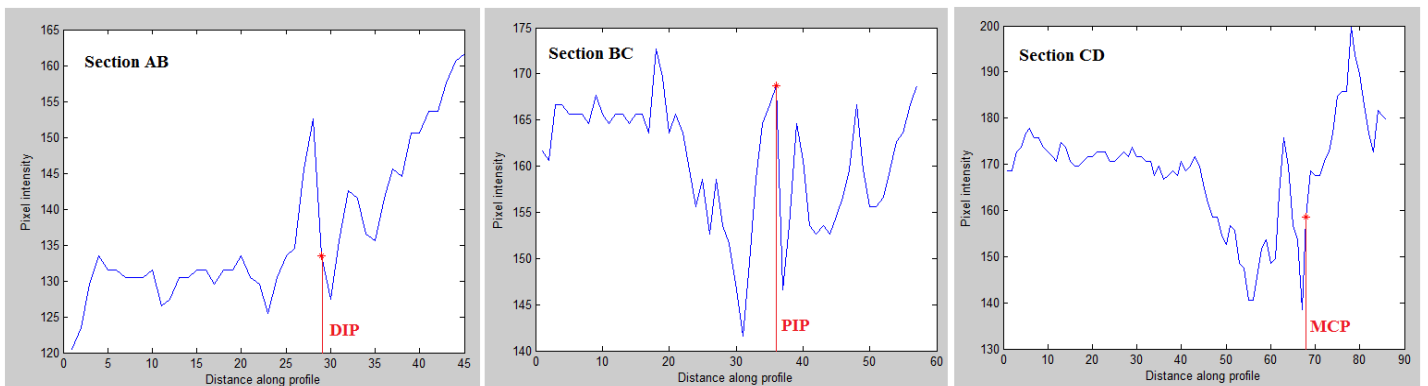
Οι συγγραφείς του [8], ωστόσο, βασίζονται στην υπόθεση ότι το σημείο του branch που συμπίπτει με την άρθρωση θα εμφανίζει τη μικρότερη τιμή έντασης σε σχέση με τα γειτονικά pixel κατά μήκος του branch. Έτσι, δεν επιλέγεται ως σημείο άρθρωσης εκείνο με τη μέγιστη ενέργεια Shannon, αλλά ορίζεται μία περιοχή γύρω από το σημείο όπου μεγιστοποιείται η ενέργεια και στην περιοχή αυτή επιλέγεται

τοπικά το σημείο ελάχιστης έντασης ως το σημείο άρθρωσης. Προφανώς, η υπόθεση αυτή ικανοποιεί τις ανάγκες του συστήματός τους, γεγονός που αποδεικνύει και το ποσοστό επιτυχίας αυτού. Παρόλα αυτά, στην παρούσα εργασία, μέσω των διαθέσιμων ακτινογραφιών και των πειραμάτων που εκτελέστηκαν σε αυτές, κρίθηκε ότι λόγω της κακής ποιότητας των ακτινογραφιών, της εξαιρετικά μειωμένης απόστασης των αρθρώσεων σε ορισμένες περιπτώσεις, αλλά και άλλων τυχαίων παραγόντων που επηρεάζουν τις τιμές έντασης της εικόνας, το σημείο ελάχιστης έντασης, ακόμα και σε μία μικρή περιοχή γύρω από τη μεγιστοποίηση της ενέργειας, δεν αντιστοιχεί απαραίτητα σε pixel της άρθρωσης και μπορεί να μας οδηγήσει λανθασμένα πιο μακριά από αυτή. Η συνάρτηση, λοιπόν, που συντάσσουμε εδώ, παράγει στην έξοδό της το σημείο μεγιστοποίησης της I_e ως το ζητούμενο σημείο, το οποίο στις περισσότερες περιπτώσεις απέχει ελάχιστα ή ταυτίζεται με κάποιο σημείο της αντίστοιχης άρθρωσης.

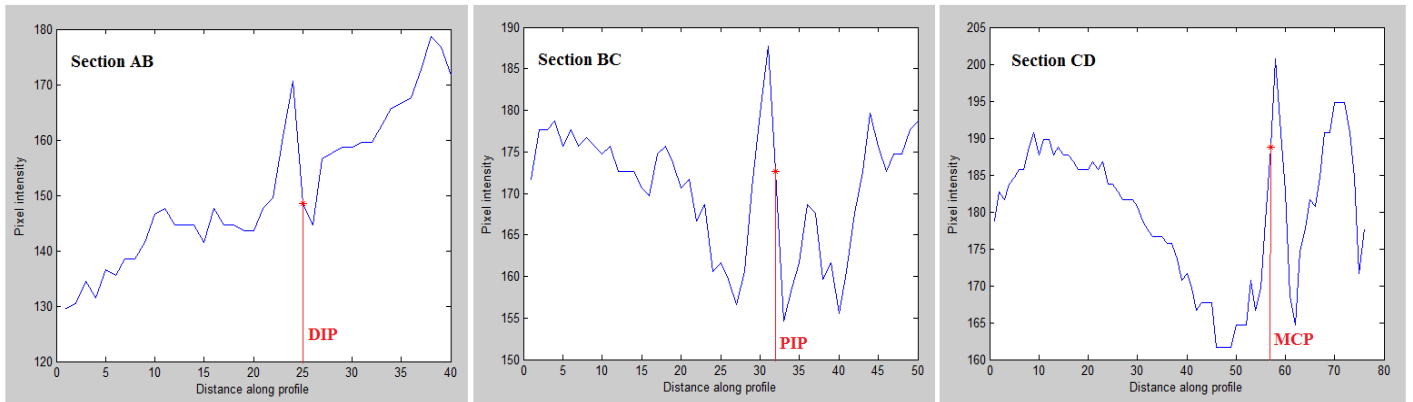
Η οπτικοποίηση της παραπάνω συνάρτησης προσφέρει μια καλύτερη εικόνα για το πώς σχετίζεται ο εντοπισμός των αρθρώσεων με το προφίλ της εικόνας. Στη συνέχεια, λοιπόν, απεικονίζονται διαγράμματα των σημάτων που προέκυψαν λαμβάνοντας τις εντάσεις των pixels κατά μήκος των ευθυγράμμων τμημάτων όλων των κλάδων που διέρχονται από τα δάκτυλα μιας ακτινογραφικής απεικόνισης χεριού. Στα διαγράμματα σημειώνονται οι θέσεις όπου, μέσω της συνάρτησης *joints*, ανιχνεύθηκε άρθρωση, λόγω μεγιστοποίησης της ενέργειας της παραγώγου του σήματος.



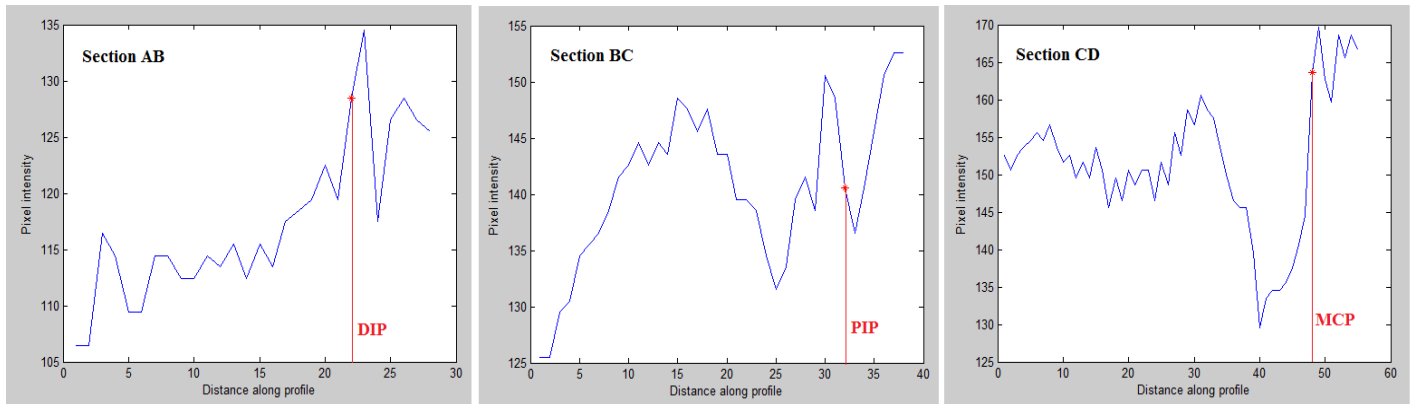
(a)



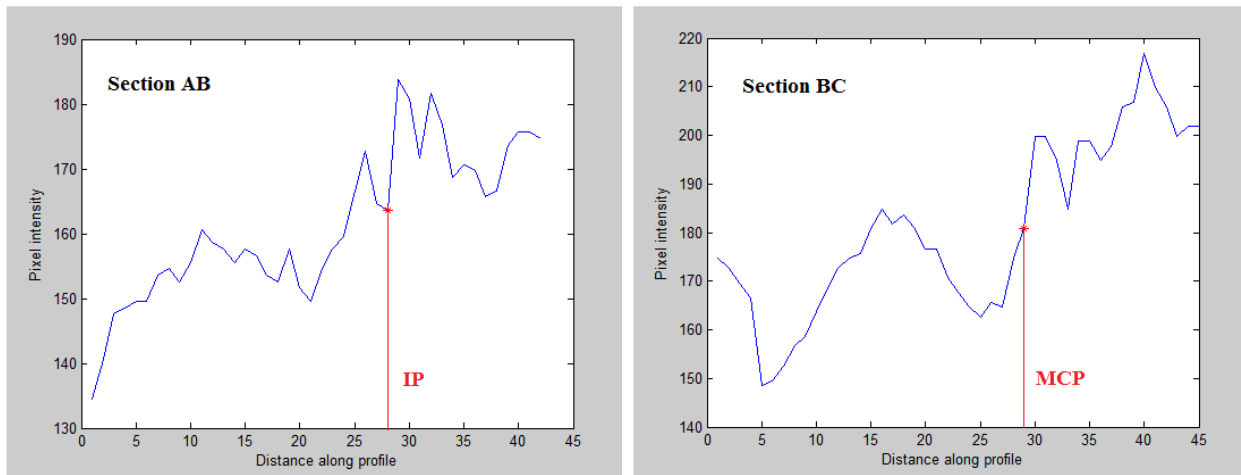
(b)



(c)



(d)



(e)

Σχήμα 5.8: Διαγράμματα προφίλ των εντάσεων της εικόνας κατά μήκος των ευθυγράμμων τμημάτων που έχουν οριστεί πάνω στο branch που διασχίζει (a) το μέσο, (b) τον παράμεσο, (c) το δείκτη, (d) το μικρό δάκτυλο και (e) τον αντίχειρα. Πάνω σε αυτά σημειώνεται το σημείο που ορίστηκε ως άρθρωση με βάση τη μέγιστη τιμή της I_e .

Τα παραπάνω διαγράμματα δίνουν μία γενική εικόνα για τον εντοπισμό των αρθρώσεων μέσω της συνάρτησης *joint_loc*, ωστόσο αναπαριστούν απλώς τη θέση τους κατά μήκος του αντίστοιχου ευθυγράμμου τμήματος και δεν είναι εύχρηστα (από άποψη απεικόνισης) για την αξιολόγηση της μεθόδου. Έτσι, το τελικό αποτέλεσμα θα αποδίδεται μέσω της απεικόνισης των σημείων που εντοπίστηκαν ως αρθρώσεις πάνω στην αρχική ακτινογραφία χεριού, ώστε να είναι δυνατή η αξιολόγηση των αποτελεσμάτων και ο προσδιορισμός του ποσοστού επιτυχίας.

Για την οπτικοποίηση του τελικού αποτελέσματος υλοποιήθηκε η συνάρτηση *rectangleDraw*. Άλλωστε, ο λόγος που επιλέχθηκε να αποκαλείται έτσι η συνάρτηση είναι ότι βασίζεται στο σχεδιασμό ορθογώνιων πλαισίων (frames) για την απεικόνιση των αρθρώσεων. Συγκεκριμένα, για κάθε branch, στα σημεία που ανιχνεύθηκαν στα προηγούμενα ως αρθρώσεις, σχεδιάζεται μια μικρή κουκίδα με χρήση της έτοιμης συνάρτησης *rectangle* του Matlab, ώστε να υποδηλώνεται το ακριβές σημείο εντοπισμού πάνω στην εικόνα και η εγγύτητά του προς την πραγματική άρθρωση. Επίσης, γύρω από το σημείο αυτό και κάθετα προς την κατεύθυνση του ευθυγράμμου τμήματος στο οποίο ανήκει η άρθρωση, σχηματίζεται με χρήση της συνάρτησης *plot* ένα πλαίσιο το οποίο, αν τα προηγούμενα βήματα έχουν εκτελεσθεί με επιτυχία, περιβάλλει την άρθρωση. Είσοδοι της συνάρτησης είναι ο επιθυμητός κλάδος *lin_br* και η θέση *joint* της άρθρωσης πάνω σε αυτόν, καθώς και δύο σημεία του *point1*, *point2* που ορίζουν ένα ευθύγραμμο τμήμα γύρω από την άρθρωση. Επίσης, ορίζονται οι επιθυμητές διαστάσεις (*xLength*, *yLength*) και το χρώμα (*color*) του πλαισίου.

```
function rectangleDraw(lin_br, joint, point1, point2, xLength, yLength, color)

% Function for drawing frames around the joints

% Define a small rectangle at the joint location, to represent its
% position with a dot
rectangle('Position', [fliplr(lin_br(joint,:))-1 2 2],
'LineWidth',1,'FaceColor',color);

start=find(ismember(lin_br,point1(1,:),'rows')); % Find where point1, point2
stop=find(ismember(lin_br,point2(1,:),'rows')); % belong inside lin_br
x=lin_br(start:stop,2); % Create the matrices of coordinates (x,y) of the
y=lin_br(start:stop,1); % linear section set by the interval [point1,point2]
slope=(y(1)-y(length(y)))/(x(1)-x(length(x))); % Slope of the section
new_slope=-1/slope; % Slope of the frame

% Set the coordinates of the middle point (xc1,yc1) of the upper and (xc2,yc2) of
% the lower edge of the surrounding rectangle. The points belong to the branch
% or the extension of the branch, if they exceed the branch limits.
if (joint-yLength)<1
    yc1=lin_br(joint,1)-yLength;
    xc1=lin_br(joint,2)-(lin_br(1,1)-yc1)/slope;
else
    xc1=lin_br(joint-yLength,2);
    yc1=lin_br(joint-yLength,1);
end
L=length(lin_br);
if (joint+yLength)>L
    yc2=lin_br(joint,1)+yLength;
```



```

    xc2=lin_br(joint,2)-(lin_br(L,1)-yc2)/slope;
else
    xc2=lin_br(joint+yLength,2);
    yc2=lin_br(joint+yLength,1);
end

xLine1=xc1-xLength:xc1+xLength; % Define the x-coordinates of the upper line
yLine1=new_slope*(xLine1-xc1)+yc1; % Define the y-coordinates of the upper line
xLine2=xc2-xLength:xc2+xLength; % Define the x-coordinates of the lower line
yLine2=new_slope*(xLine2-xc2)+yc2; % Define the y-coordinates of the lower line
y1=-xLength*new_slope+yc1; % y1: y of the top-left point
y2=-xLength*new_slope+yc2; % y2: y of the bottom-left point
y3=xLength*new_slope+yc1; % y3: y of the top-right point
y4=xLength*new_slope+yc2; % y4: y of the bottom-right point

% Draw left and right edges
line([xc1-xLength xc2-xLength],[y1 y2], 'Color',color);
line([xc1+xLength xc2+xLength],[y3 y4], 'Color',color);
% Draw upper and lower edges
plot(xLine1,yLine1,color, 'Linewidth',1);
plot(xLine2,yLine2,color, 'Linewidth',1);

end

```

Οι παραπάνω συναρτήσεις αποτελούν το βασικό κομμάτι για την ανίχνευση και απεικόνιση των αρθρώσεων του χεριού. Με πολλαπλό κάλεσμα των συναρτήσεων αυτών μέσω ενός for-loop επιτυγχάνεται η εύρεση όλων των αρθρώσεων που μας ενδιαφέρουν. Για τις αρθρώσεις DIP, επιλέγεται το τρίτο σημείο του branch ως σημείο έναρξης (αντί για το σημείο A που είναι η αρχή του branch), ώστε να μειωθεί ο κίνδυνος το τμήμα που εξετάζεται να διέρχεται στο ξεκίνημά του από σάρκα. Ο κώδικας, λοιπόν, που υλοποιεί τη διαδικασία αυτή, ως συνέχεια του κώδικα της παραγράφου 5.4, είναι ο εξής:

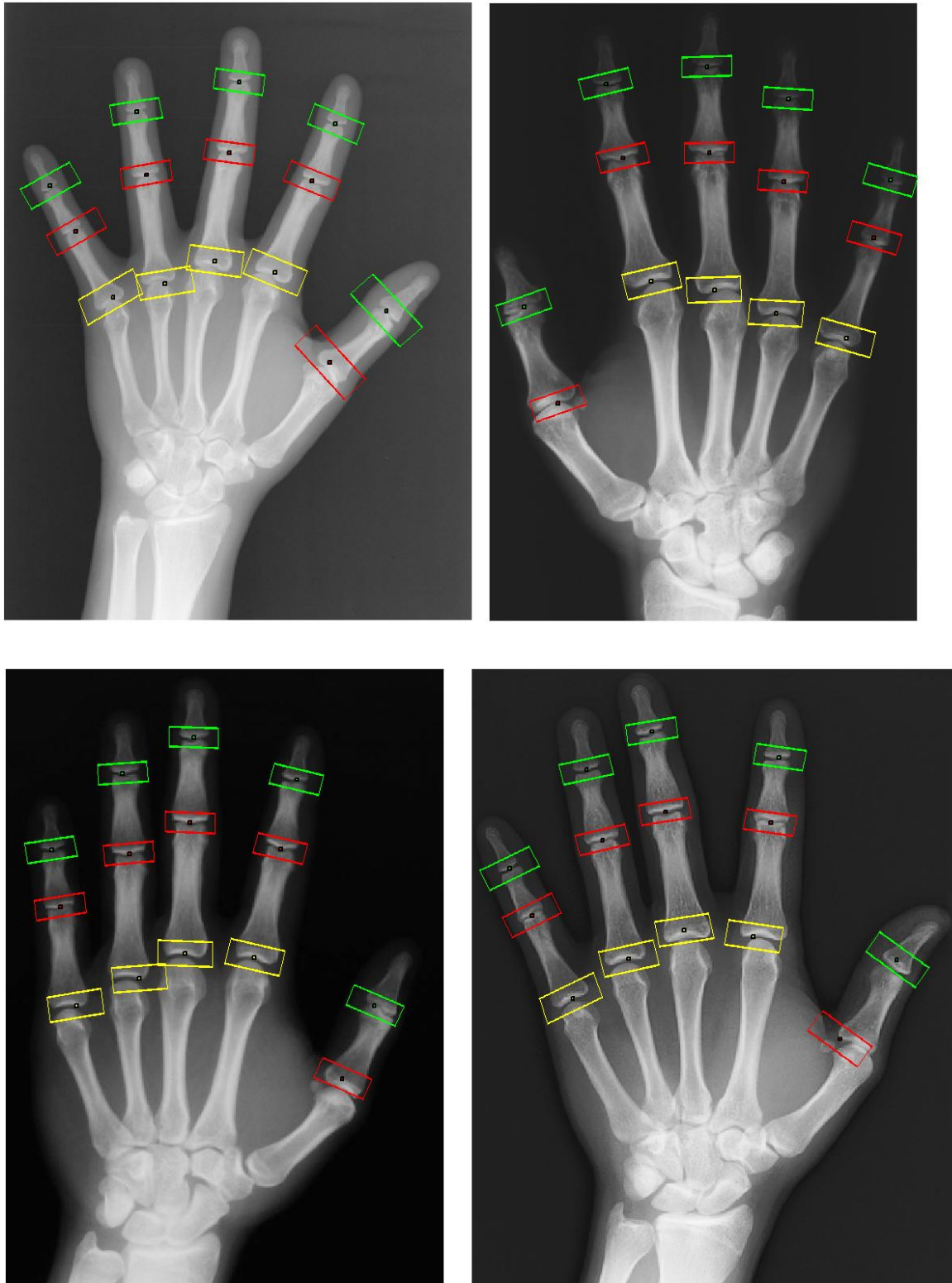
```

figure, imshow(I);
hold on

for n=1:5 % For each one of the branches
    branch_number=eval(strcat('lin_br',int2str(n))); % Find branch variable name
    joint1(n)=joints(I,branch,3,B_loc(n)); % Find the DIP joint (or IP if thumb)
    rectangleDraw(branch_number, joint1(n), A(n,:), B(n,:), 20, 8, 'g');
    joint2(n)=joints(I,branch,B_loc(n),C_loc(n)); % Find the PIP (MCP if thumb)
    rectangleDraw(branch_number, joint2(n), B(n,:), C(n,:), 20, 8, 'r');
    if n<5 % If n=5 (thumb), there is no third join, so skip the following
        joint3(n)=joints(I,branch,C_loc(n),D_loc(n)); % Find the MCP
        rectangleDraw(branch_number, joint3(n), C(n,:), D(n,:), 22, 10, 'y');
    end
end
end

```

Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μεθόδου σε ορισμένες ακτινογραφίες, ώστε να γίνει κατανοητό πως λειτουργεί η συνάρτηση απεικόνισης. Για τα αποτελέσματα ανίχνευσης των αρθρώσεων σε ολόκληρο το δειγματικό χώρο παραπέμπουμε τον αναγνώστη στο Παράρτημα III.



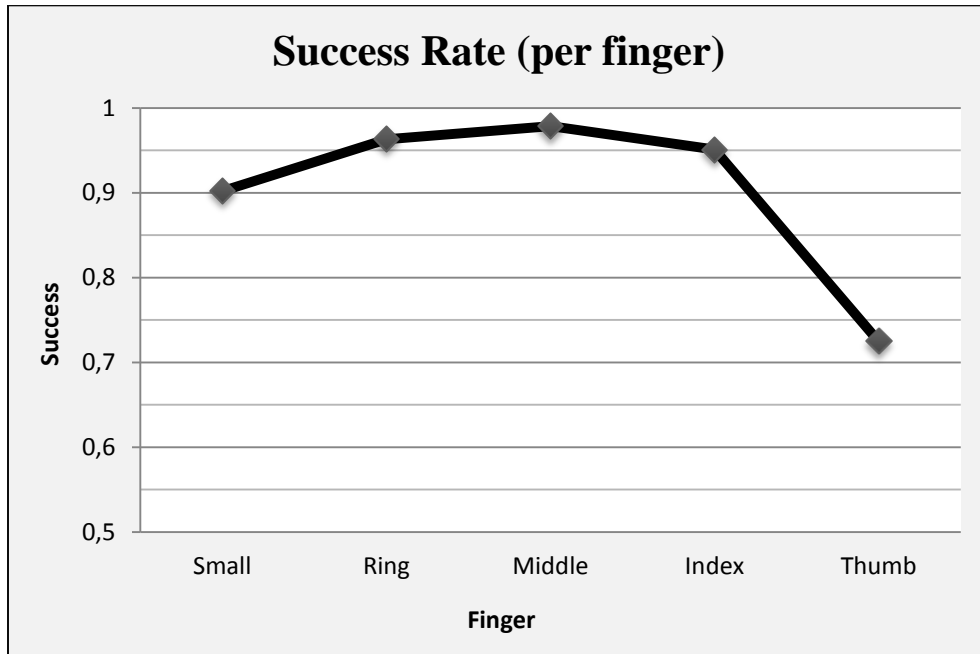
Σχήμα 5.9: Παραδείγματα ακτινογραφιών έπειτα από ανίχνευση των φαλαγγικών και μετακαρποφαλαγγικών αρθρώσεων σε αυτές. Για τα τέσσερα δάκτυλα του χεριού οι αρθρώσεις DIP σημειώνονται με πράσινο, PIP με κόκκινο και MCP με κίτρινο, ενώ για τις δύο αρθρώσεις του αντίχειρα έχουμε IP με πράσινο και MCP με κόκκινο

5.6 Αξιολόγηση μεθόδου

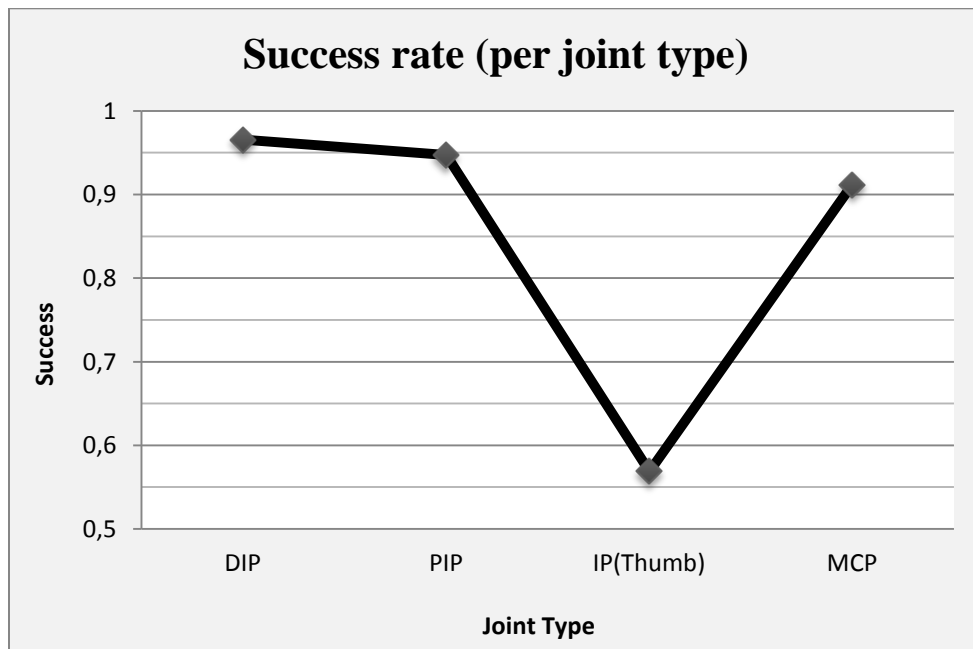
Η μέθοδος εντοπισμού των αρθρώσεων που εξετάστηκε στο κεφάλαιο αυτό, βασίζεται στις δημοσιεύσεις των Choi et al. [8] και Bielecki et al. [9]. Ο συνδυασμός στοιχείων από τις δημοσιεύσεις αυτές, όπως ο σχηματισμός των branches μέσω του σκελετού και η μέτρηση των εναλλαγών φωτεινότητας γύρω από τις αρθρώσεις κατά μήκος των branches, οδήγησαν στον αλγόριθμο που παρουσιάσαμε στην προηγούμενη παράγραφο.

Όπως φαίνεται, λοιπόν, από τα ανωτέρω παραδείγματα, η μέθοδος που παρουσιάστηκε εντοπίζει με επιτυχία τις φαλαγγικές και μετακαρποφαλαγγικές αρθρώσεις σε ακτινογραφίες άκρας χειρός ακόμα και όταν η αυξομείωση των εντάσεων διασχίζοντας την άρθρωση είναι ανεπαίσθητη ή, όπως συμβαίνει σε ακτινογραφίες ενηλίκων, η απόσταση μεταξύ των οστών στην άρθρωση είναι εξαιρετικά μικρή. Ο εντοπισμός είναι δυνατός ακόμα και αν λόγω εμφάνισης αρθρίτιδας, για παράδειγμα, η απόσταση των οστών είναι ανύπαρκτη. Ένα φαινόμενο το οποίο παρατηρείται είναι ότι συχνά, κυρίως στον αντίχειρα, το branch δε διέρχεται από το κέντρο του δακτύλου και ως αποτέλεσμα το σημείο που επιλέγεται δεν αντιστοιχεί πάντα στο πραγματικό κέντρο της άρθρωσης. Κάτι τέτοιο δεν αποτελεί σημαντικό πρόβλημα, καθώς στην παρούσα εργασία επιλέγεται μία περιοχή γύρω από το σημείο αυτό -ρυθμιζόμενη κατά βούληση- που συνήθως εσωκλείει την άρθρωση. Πιο προβληματική είναι η περίπτωση κατά την οποία το ίδιο το branch εισέρχεται από το οστό στη σάρκα. Λόγω της έντονης εναλλαγής φωτεινότητας που επικρατεί σε ένα τέτοιο σημείο και κατ' επέκταση λόγω της μεγάλης κλίσης έντασης της εικόνας στην ακμή του οστού, είναι πολύ πιθανό να υπερτερεί και να επιλέγεται λανθασμένα ως άρθρωση το σημείο αυτό, έναντι της πραγματικής άρθρωσης που αντιστοιχεί στο συγκεκριμένο τμήμα.

Όπως τονίζουν οι συγγραφείς του [9], η απόδοση του συστήματος εξαρτάται και μπορεί να επηρεαστεί αρνητικά τόσο από τα ειδικά χαρακτηριστικά των αρθρώσεων (όπως για παράδειγμα η απόσταση ή ακόμα και η επικάλυψη των οστών), όσο και από την ποιότητα της δυαδικής εικόνας και κατ' επέκταση του σκελετού, δηλαδή από το βαθμό επιτυχίας του σταδίου κατωφλίωσης. Παρόλα αυτά, η υλοποίηση της κατωφλιωμένης εικόνας στο [9] πραγματοποιείται με χρήση του αλγόριθμου του Otsu, ο οποίος, όπως σχολιάστηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, δεν είναι ικανός να ακολουθήσει την πολυπλοκότητα μιας ακτινογραφίας άκρας χειρός και να εξασφαλίσει ότι το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης έχει χρησιμότητα στη συνέχεια της επεξεργασίας. Από την άλλη, η μέθοδος που υλοποιείται στην παρούσα εργασία βασίζεται στον αλγόριθμο που προτάθηκε στο κεφάλαιο 4 για την κατωφλίωση των εικόνων και ως αποτέλεσμα παρέχει τη δυνατότητα περαιτέρω επεξεργασίας και εντοπισμού των αρθρώσεων ακόμα και σε ακτινογραφίες αισθητά χαμηλής ποιότητας, στις οποίες κατά τα άλλα δεν θα ήταν δυνατή η εξαγωγή ενός αποδεκτού σκελετού που θα επέτρεπε τη συνέχεια της διαδικασίας. Άλλωστε, σε προηγούμενες μελέτες οι μέθοδοι εφαρμόστηκαν σε καλής ποιότητας δείγματα αποτελούμενα από 35 ακτινογραφίες (15 υγιών και 20 παθολογικών περιπτώσεων) για τον εντοπισμό 980 αρθρώσεων [8] και από 80 ακτινογραφίες (40 ανθρώπων) για τον εντοπισμό 1120 αρθρώσεων [9]. Ωστόσο, η παρούσα μέθοδος εντοπισμού των 14 φαλαγγικών και μετακαρποφαλαγγικών αρθρώσεων του χεριού, αν και είναι βασισμένη σε προηγούμενες μελέτες, υλοποιήθηκε πάνω σε 108 από τις ακτινογραφίες του δειγματικού χώρου, διαφορετικής προέλευσης και ανεξαρτήτου ποιότητας, στις οποίες η κατωφλίωση ήταν επιτυχής, και για τις οποίες πληρούνταν επίσης οι προϋποθέσεις σχετικά με την τοποθέτηση του χεριού. Τα ποσοστά επιτυχίας της μεθόδου καταγράφονται στη συνέχεια ανά δάκτυλο και ανά τύπο άρθρωσης, με σκοπό τη διεξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με την αποδοτικότητα του συστήματος.



(a)



(b)

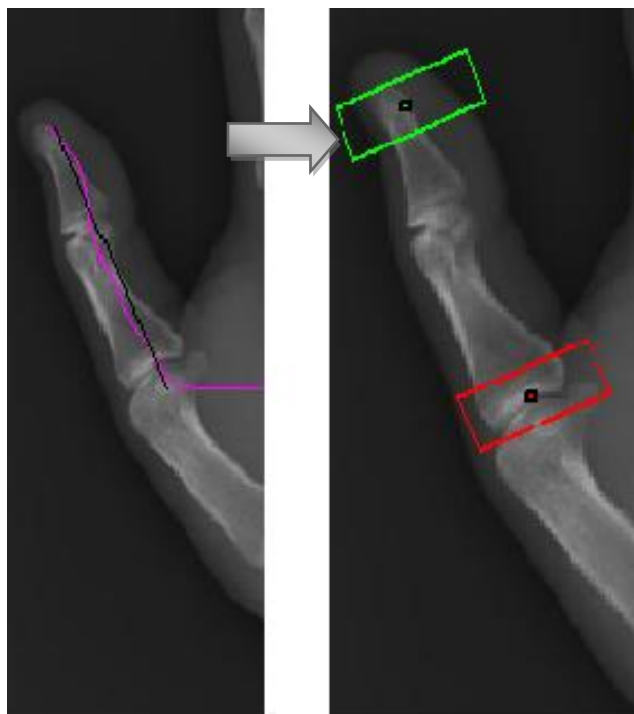
Σχήμα 5.10: Γραφική αναπαράσταση του ποσοστού επιτυχίας της μεθόδου αυτόματου εντοπισμού των αρθρώσεων (a) σύμφωνα με το δάκτυλο, (b) σύμφωνα με τον τύπο της άρθρωσης

ΔΑΚΤΥΛΟ	
Μικρό	90.21%
Παράμεσος	96.33%
Μέσος	97.86%
Δείκτης	95.11%
Αντίχειρας	72.48%
ΤΥΠΟΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ	
DIP (άνω-μεσοφαλαγγική)	96.56%
PIP (εγγύς-μεσοφαλαγγική)	94.72%
IP (μεσοφαλαγγική αντίχειρα)	56.88%
MCP (μετακαρποφαλαγγική)	91.19%
ΣΥΝΟΛΟ	
Σύνολο (με αντίχειρα)	91.74%
Σύνολο (χωρίς αντίχειρα)	94.8%

Σχήμα 5.11: Ποσοτικός πίνακας επιτυχίας της μεθόδου με βάση τα 108 δείγματα, τα αποτελέσματα των οποίων παρουσιάζονται αναλυτικά στο παράρτημα ΙΙΙ

Με βάση τα παραπάνω, παρατηρείται μία αυξημένη τάση σφάλματος όσον αφορά στις αρθρώσεις του αντίχειρα. Το πρόβλημα αυτό οφείλεται καθαρά στην ανατομία του χεριού και στην αδυναμία αναπαράστασης του συγκεκριμένου δακτύλου μέσω του σκελετού της εικόνας. Λόγω της γραμμικοποίησης των κλάδων δυσχεραίνεται επίσης η προσαρμογή του τμήματος κατά μήκος του λαμβάνεται το προφίλ της εικόνας στην καμπυλότητα του αντίχειρα. Το φαινόμενο αυτό είναι ιδιαίτερα αισθητό στην IP άρθρωση. Όπως φαίνεται από το εξαιρετικά χαμηλό ποσοστό επιτυχίας για το συγκεκριμένο τύπο άρθρωσης, αλλά και από το παράδειγμα του σχήματος 5.12, είναι μεγάλη η πιθανότητα να συμπεριλαμβάνεται στο διάγραμμα προφίλ της εικόνας στην περιοχή αυτή και μέρος του μαλακού ιστού, με αποτέλεσμα η άρθρωση να λαμβάνεται εσφαλμένα στις ακμές των οστών. Για το λόγο αυτό, κρίνεται προτιμότερο και σκόπιμο να ακολουθείται ξεχωριστή μέθοδος για τον εντοπισμό των αρθρώσεων του αντίχειρα και υπολογίζεται το τελικό ποσοστό επιτυχίας της μεθόδου λαμβάνοντας υπ' όψιν μόνο τα υπόλοιπα τέσσερα δάκτυλα του χεριού.

Ελαφρώς μειωμένο (σε σχέση με τα υπόλοιπα δάκτυλα) ποσοστό επιτυχίας παρατηρείται και στο μικρό δάκτυλο και στην πλειοψηφία των περιπτώσεων οφείλεται στο γεγονός ότι το μήκος του branch που το διασχίζει δεν είναι αρκετό ώστε να καλύψει και την MCP άρθρωση, με αποτέλεσμα να λαμβάνεται συνήθως η άρθρωση αυτή σε κάποιο τυχαίο σημείο. Ως επίλυση του φαινομένου αυτού προτείνεται μια μικρή επιμήκυνση του αντίστοιχου ευθυγράμμου τμήματος.

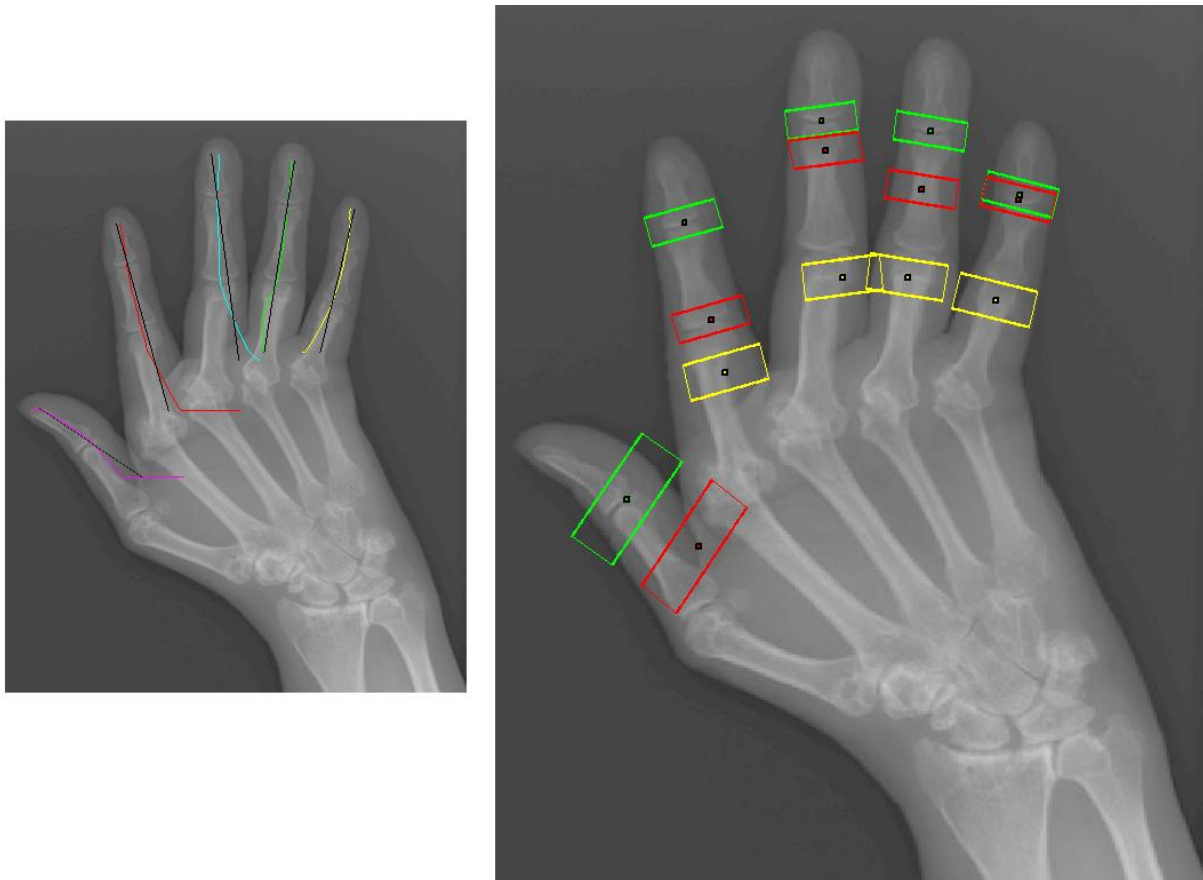


Σχήμα 5.12: Παράδειγμα εσφαλμένης επιλογής της IP άρθρωσης στην ακμή μεταξύ φάλαγγας/μαλακού ιστού

Πέραν αυτού, τα αποτελέσματα κρίνονται αρκετά ικανοποιητικά, ιδιαίτερα αν αναλογιστεί κανείς την χαμηλή ποιότητα των ακτινογραφιών που επεξεργαζόμαστε, καθώς και την πολυπλοκότητα του χεριού που καθιστά συνήθως δύσκολη την αυτοματοποίηση των διαδικασιών επεξεργασίας εικόνας και εξαγωγής χρήσιμης πληροφορίας. Γενικά, το μεγαλύτερο ποσοστό των σφαλμάτων που παρατηρούνται οφείλεται στην εισαγωγή του branch σε κάποιο σημείο του μαλακού ιστού που δεν αντιστοιχεί σε άρθρωση. Ως ένα ακραίο παράδειγμα δίνεται το σχήμα 5.13, στο οποίο παρουσιάζεται μια προχωρημένη περίπτωση αρθρίτιδας. Λόγω της βαριάς εξάρθρωσης καθώς και της επικάλυψης των οστών του χεριού στην ακτινογραφία αυτή, δεν είναι δυνατό να εξαχθεί σκελετός ο οποίος θα ακολουθεί την κλίση των δακτύλων του χεριού. Όπως φαίνεται στην ακτινογραφία αυτή, ήταν δυνατός ο ακριβής εντοπισμός μόνο των αρθρώσεων τύπου DIP, λόγω του μικρού μήκους των κλάδων, αλλά και της διάβρωσης και μετατόπισης των οστών, κλπ. Έτσι, αν θεωρηθεί ότι τέτοιες «ανίατες» περιπτώσεις μπορούν να εξαιρεθούν από το σύνολο των δειγμάτων που επεξεργαζόμαστε, το ποσοστό επιτυχίας εντοπισμού των αρθρώσεων ξεπερνά το 95%. Τέλος, η μέθοδος αυτή είναι αρκετά ευαίσθητη ως προς την ποιότητα της εικόνας, δηλαδή αν λόγω θορύβου παρατηρούνται έντονες εναλλαγές φωτεινότητας σε κάποια περιοχή του οστού, μπορεί αυτή να παρερμηνευθεί ως άρθρωση.

Εν κατακλείδι, αξίζει να τονισθεί η χρησιμότητα αλλά και η αναγκαιότητα ύπαρξης μιας αξιόπιστης και ολοκληρωμένης μεθόδου αυτόματου εντοπισμού των αρθρώσεων στις ακτινογραφίες άκρας χειρός. Η διαδικασία προσδιορισμού της απόστασης των οστών στις αρθρώσεις (JSW) είναι για τους ακτινολόγους δύσκολη και χρονοβόρα, γεγονός που καθιστά απαραίτητη την ανάπτυξη αυτοματοποιημένων μεθόδων. Άλλωστε, η μελέτη των αρθρώσεων του χεριού προσφέρει χρήσιμη πληροφορία, όπως έχει προαναφερθεί, τόσο για την εκτίμηση της οστικής ηλικίας σε ανηλίκους, όσο και για την παρακολούθηση

νόσων, όπως οι αρθρίτιδες, κυρίως σε ενήλικες. Η παρούσα εργασία ασχολείται με το αρχικό στάδιο της διαδικασίας, δηλαδή τον εντοπισμό των θέσεων των αρθρώσεων πάνω στην αρχική ακτινογραφία, χωρίς να επεκτείνεται σε υπολογισμό της απόστασης και εξέταση της κατάστασης των αρθρώσεων. Η έρευνα στον τομέα αυτό έχει ήδη στραφεί προς αυτή την κατεύθυνση, ωστόσο δεν έχει υλοποιηθεί ακόμα κάποιο σύστημα που να χρησιμοποιείται στην κλινική πρακτική για την παρακολούθηση των ασθενών ή την εκτίμηση της αποτελεσματικότητας της θεραπείας που μπορεί να εφαρμόζεται.



Σχήμα 5.13: Αποτυχία εντοπισμού των αρθρώσεων, λόγω της έντονης παραμόρφωσης του χεριού και διάβρωσης των οστών στις αρθρώσεις

Κεφάλαιο 6:

Συνολική θεώρηση και προτάσεις για μελλοντική έρευνα

6.1 Σύνοψη και συμπεράσματα

Σκοπός της παρούσας εργασίας υπήρξε η διερεύνηση των σταδίων επεξεργασίας των ακτινογραφιών άκρας χειρός ως μέρος μιας γενικότερης μελέτης που στρέφεται προς την ανάπτυξη αυτοματοποιημένων συστημάτων για την κατάτμηση ιατρικών εικόνων και εξαγωγής χρήσιμης πληροφορίας από αυτές. Συγκεκριμένα, αναφέρουμε ότι η εργασία επικεντρώθηκε αρχικά στην κατωφλίωση της εικόνας με τέτοιο τρόπο, ώστε να είναι δυνατός ο εντοπισμός και ο διαχωρισμός ολόκληρου του χεριού (ως αντικείμενο) από το υπόβαθρο της ακτινογραφίας. Στη συνέχεια, επετεύχθη ο αυτόματος εντοπισμός των αρθρώσεων του δακτύλων, ως μια προσπάθεια αυτοματοποίησης ιατρικών διαδικασιών που κατά τα άλλα θα απαιτούσαν από τον ακτινολόγο να αφιερώσει σημαντικό χρόνο και προσπάθεια για τη διεκπεραίωσή τους.

Ωστόσο, η κακή (συνήθως) ποιότητα της ακτινογραφίας αλλά και η πολυπλοκότητα των ιστών του χεριού που απεικονίζεται σε αυτή, την καθιστούν μια ιδιαίτερη περίπτωση στην ψηφιακή επεξεργασία εικόνων. Από την άλλη, τα οφέλη μιας αυτοματοποιημένης κατάτμησης του χεριού στα οστά από τα οποία αποτελείται ή του αυτόματου εντοπισμού των αρθρώσεων και προσδιορισμού της απόστασης των οστών σε αυτές είναι πολλά για τον ασθενή αλλά και τον ιατρό. Χαρακτηριστικά αναφέρονται η μικρή έκθεση του ασθενή σε ακτινοβολία και το χαμηλό κόστος της εξέτασης σε σχέση με άλλες απεικονιστικές μεθόδους. Επίσης, η αυτοματοποίηση ή απλοποίηση διαδικασιών δύσκολων και χρονοβόρων, επιτρέπει να γίνονται οι εξετάσεις ανά τακτά χρονικά διαστήματα, καθώς για διάφορες παθήσεις, η έγκαιρη διάγνωσή τους είναι το κλειδί για την καλύτερη αντιμετώπισή τους.

Η κύρια κατεύθυνση της εργασίας οδηγείται από τις υποδείξεις ιατρών των σχετικών ειδικοτήτων (ακτινολόγοι, ορθοπεδικοί, κλπ), οι οποίοι εξετάζουν τις ακτινογραφίες άκρας χειρός με βάση συγκεκριμένα πρότυπα που έχουν στο μυαλό τους. Λαμβάνοντας υπόψη αντίστοιχες ιατρικές πληροφορίες, η υλοποίηση των αλγορίθμων στην εργασία αυτή γίνεται με στόχο την προσέγγιση του τρόπου με τον οποίο το ανθρώπινο μυαλό επεξεργάζεται τις ακτινογραφίες χεριών. Έτσι αρχικά, δοκιμάζονται διάφοροι τρόποι βελτίωσης της ποιότητας της προς ανάλυση εικόνας, με σκοπό να αγνοούνται από τον υπολογιστή, στο βαθμό που είναι δυνατόν, στοιχεία των ακτινογραφιών που δυσχεραίνουν την αυτόματη επεξεργασία τους, όπως ο θόρυβος ή τα artifacts που εμφανίζονται σχεδόν πάντα σε αυτές. Στη συνέχεια, επιδιώκεται με τη μέγιστη δυνατή ακρίβεια ο διαχωρισμός ολόκληρου του χεριού από το υπόλοιπο της εικόνας, με την ίδια λογική που το ανθρώπινο μυαλό εντοπίζει το χέρι, ως οντότητα, για να το εξετάσει. Στο συγκεκριμένο θέμα παρουσιάστηκε μια σχετική έλλειψη στην ήδη υπάρχουσα βιβλιογραφία. Οι συνήθεις αλγόριθμοι κατωφλίωσης αποδείχθηκαν μη αποδοτικοί στην περίπτωση των εικόνων που εξετάζουμε. Παρόλα αυτά υπήρξε δυνατή η εξαγωγή των περιγραμμάτων των χεριών στις ακτινογραφίες που είχαμε στη διάθεσή μας, με ποσοστό επιτυχίας μεγαλύτερο του 98%. Για την επιτυχία της κατωφλίωσης αναπτύχθηκε μία νέα μέθοδος βασισμένη στο ιστόγραμμα της προεπεξεργασμένης εικόνας που λαμβάνει υπόψη τα χαρακτηριστικά του σήματος που παρέχεται από το ιστόγραμμα και επιχειρεί τη βέλτιστη προσέγγισή του από μία κατανομή Gauss, ώστε το επιθυμητό κατώφλι διαχωρισμού του χεριού από το background να προκύψει αυτόματα από την κατανομή αυτή. Τέλος, χρησιμοποιώντας την κατωφλιωμένη (δυαδική) εικόνα πραγματοποιείται ο διαχωρισμός του κάθε δακτύλου με τη δημιουργία των αποκαλούμενων branches και λαμβάνοντας το προφίλ της εικόνας κατά μήκος αυτών, καθίσταται δυνατός ο ακριβής προσδιορισμός των θέσεων των μεσοφαλαγγικών και μετακαρποφαλαγγικών αρθρώσεων των δακτύλων με ποσοστό επιτυχίας κοντά στο 95%.

Συμπερασματικά, μπορούμε να πούμε ότι η αρχική κατωφλίωση πραγματοποιήθηκε λαμβάνοντας υπόψη τη συνολική εμφάνιση των διάφορων εντάσεων του γκρι στην εικόνα, χωρίς η διαδικασία να επηρεάζεται από τη χωρική συσχέτισή τους αφού το ιστόγραμμα δεν παρέχει τέτοια πληροφορία. Από την άλλη, ο εντοπισμός των αρθρώσεων βασίζεται αποκλειστικά στη χωρική συσχέτιση των εντάσεων κατά μήκος των δακτύλων. Τα ποσοστά επιτυχίας και των δύο διαδικασιών-μεθόδων επιβεβαιώνουν τα ικανοποιητικά αποτελέσματα που παρουσιάζονται επίσης στο Παράρτημα και μας αφήνουν αισιόδοξους ότι οι συγκεκριμένοι αλγόριθμοι μπορούν να εφαρμοσθούν με επιτυχία σε τυχαίες ακτινογραφίες άκρας χειρός, πέραν του δειγματικού μας χώρου.

6.2 Προτάσεις για μελλοντική έρευνα

Όπως έχει αναφερθεί στα προηγούμενα, η παρούσα εργασία αποτελεί μέρος μιας ευρύτερης προσπάθειας για την αυτοματοποίηση ιατρικών διαδικασιών και την υποβοήθηση του έργου των ιατρών σε ένα ευρύ φάσμα κλινικών εφαρμογών. Τα αποτελέσματα συστημάτων CAD χρησιμοποιούμενα από τους ειδικούς ως δεύτερη γνώμη, μπορούν να βελτιώσουν αισθητά την ταχύτητα και την ακρίβεια μιας διάγνωσης. Ως αποτέλεσμα, η ανάπτυξη ή ακόμα και η εμπορευματοποίηση αντίστοιχων συστημάτων μπορεί να βελτιώσει σημαντικά τον τρόπο με τον οποίο αντιμετωπίζονται σήμερα ζητήματα υγείας.

Κρίνεται λοιπόν σκόπιμη η συνεχής έρευνα και εξέλιξη στον αντίστοιχο τομέα. Ως κατευθύνσεις για μελλοντική έρευνα ή συνέχιση της εργασίας προτείνονται:

- Υλοποίηση μεθόδου για μία δεύτερη και ακριβέστερη εξαγωγή του περιγράμματος του χεριού, με χρήση του αρχικού περιγράμματος και λαμβάνοντας υπόψη τη χωρική συσχέτιση των φωτεινοτήτων στην εικόνα.
- Υλοποίηση μεθόδου για την κατάτμηση του χεριού στον οστικό ιστό, σε ομάδες οστών ή και ξεχωριστά σε κάθε οστό που ανήκει στο χέρι. Για ακτινογραφίες ανηλίκων υπάρχει ήδη διαθέσιμη βιβλιογραφία, ωστόσο για ακτινογραφίες ενηλίκων εκτιμάται πως ο διαχωρισμός των οστών είναι μια ιδιαίτερα δύσκολη διαδικασία, λόγω της έλλειψης αποστάσεων μεταξύ των οστών στις αρθρώσεις. Για την καλύτερη εποπτεία του χεριού και απαλλαγή από το θόρυβο του background προτείνεται η χρήση της εικόνας με αποβολή του background, ώστε να αγνοούνται τα pixels που έχουν θεθεί στην τιμή 0.
- Βελτιωμένη μέθοδος εντοπισμού των αρθρώσεων για τον αντίχειρα, ο οποίος δεν περιγράφεται ικανοποιητικά από τους αλγορίθμους της παρούσας εργασίας.
- Ένα στάδιο μετά τον εντοπισμό των αρθρώσεων, είναι δυνατή η ανάλυση της περιοχής που μαρκάρεται γύρω από αυτές με σκοπό τη μέτρηση της απόστασης των οστών και τη μελέτη των χαρακτηριστικών τους για τη διάγνωση διαφόρων παθήσεων.
- Πιθανή ενασχόληση με άλλα μέρη του σώματος ή και εικόνες προερχόμενες από διαφορετικές τεχνικές απεικόνισης.

Βιβλιογραφία

- [1] R. Gonzales and R. E. Woods, Digital Image Processing, Prentice Hall, New Jersey, 2nd edition, 2002.
- [2] Κ. Νικήτα, Στοιχεία Επεξεργασίας Ιατρικών Εικόνων (http://www.biosim.ntua.gr/GreekSite/lessons/image_processing_chapter_1.pdf)
- [3] Γ. Χαλβαντζάκη, Σύστημα τμηματοποίησης εικόνας απλών ακτινογραφιών της άκρας χειρός για την εύρεση γεωμετρικών χαρακτηριστικών και λειτουργικών τμημάτων της, Διπλωματική εργασία, Σχολή ΗΜΜΥ ΕΜΠ, Αθήνα, Ιούλιος 2012.
- [4] Δρ. Γ. Ματσόπουλος, Ιατρική Απεικόνιση & Ψηφιακή Επεξεργασία Ιατρικής Εικόνας, Σημειώσεις, Σχολή ΗΜΜΥ ΕΜΠ (<http://medphys.med.uoa.gr/downloads/Image-introduction.pdf>)
- [5] C. M. Gaskin, S. L. Kahn, J. C. Bertozzi, P. M. Bunch, Skeletal Development of the Hand and Wrist - A radiographic Atlas and Digital Bone Age Companion, Oxford University Press.
- [6] E. Pietka, A. Gertych, K. Witko, Informatics infrastrucute of CAD system, Computerized Medical Imaging and Graphics 29, pp. 157-169 (2005).
- [7] Σ. Γιγουρτάκης, Φυσικοθεραπευτήριο (http://gigourtakis.gr/index.php?option=com_content&view=article&id=21&Itemid=7)
- [8] Samjin Choi, Gi-ja Lee, Seung-Jae Hong, Ki-Ho Park, Tur Urtnasan, Hun-Kuk Park, Development of a joint space width measurement method based on radiographic hand images, Computers in Biology and Medicine 41, pp. 987-998 (2011).
- [9] A. Bielecki, M. Korkosz, B. Zielinski, Hand radiographs preprocessing, image representation in the finger regions and joint space width measurements for image interpretation, Pattern Recognition 41, pp. 3786-3798 (2008).
- [10] Ding Feng, Segmentation of Bone Structures in X-ray Images, Thesis Proposal, School of Computing, National University of Singapore, July 2006.
- [11] D. L. Pham, C. Xu, J. L. Prince, A survey of current methods in Medical Imaging Segmentation, Annual Review of Biomedical Engineering, January 1998.
- [12] N.Sharma, L. M. Aggarwal, Automated medical image segmentation techniques, Journal of Medical Physics 35(1): pp. 3-14, Jan-Mar 2010.
- [13] R. Adams, L. Bischof, Seeded region growing, IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 16, no. 6, pp. 641-647, June 1994.
- [14] R. Pohle, K.D. Toennies, Segmentation of medical images using adaptive region growing, Proc. SPIE (Medical Imaging 2001).

- [15] G. K. Manos, A. Y. Cairns, I. W. Ricketts, D. Sinclair, Automatic segmentation of hand-wrist radiographs, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 43, pp. 227-237 (1994).
- [16] P. Maragos, *Computer Vision*, National Technical University of Athens (2005).
- [17] Tran Thi My Hue, Jin Young Kim, Mamatov Fahriddin, Hand Bone Radiograph Image Segmentation With ROI Merging, Department of Electronics Engineering, Chonnam National University, Gwangju, Korea 2011.
- [18] T. McInerney, D. Terzopoulos, Deformable Models in Medical Image Analysis: A survey, *Medical Image Analysis*, 1(2): pp. 91-108 (1996).
- [19] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, Snakes: Active Contour Models, *International Journal of Computer Vision*, pp. 321-331 (1988).
- [20] I. Χαλάς, Παρακολούθηση της διαστάσεως κίνησης αρτηριακών τοιχωμάτων με χρήση ενεργών περιγραμμάτων, Σχολή ΗΜΜΥ ΕΜΠ & Τμήμα Ιατρικής του Πανεπιστημίου Πατρών, Αθήνα 2006.
- [21] T. McInerney, SketchSnakes: Sketch-line initialized Snakes for efficient interactive medical image segmentation, *Computerized Medical Imaging and Graphics* 32, pp. 331-352 (2008).
- [22] E. Pietka, A. Gertych, S. Pospiech, F. Cao, H. K. Huang, and V. Gilsanz, Computer-assisted bone age assessment: Image preprocessing and epiphyseal/ metaphyseal ROI extraction, *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 20, no. 8, pp. 715–729, Aug. 2001.
- [23] L. Ballerini, L. Bocchi, Bone segmentation using multiple communicative snakes, *Proc. SPIE 5032, Medical Imaging 2003: Image Processing*, 1621.
- [24] J. Kittler, J. Illingworth, Minimum Error Thresholding, *Pattern Recognition*, vol.19, no.1, pp.41-47 (1986).
- [25] Jarek Sacha, Maximum Entropy Thresholding, (http://ij-plugins.sourceforge.net/plugins/segmentation/Maximum_Entropy_Thresholding.pdf)
- [26] P. Thangam, T. V. Mahendiran, K. Thanushkodi, Skeletal Bone Age Assessment - Research Directions, *Journal of Engineering Science and Technology Review* 5 (1), pp. 90-96 (2012).
- [27] David J. Michael, Alan C. Nelson, HANDX: A Model-Based System for Automatic Segmentation of Bones from Digital Hand Radiographs, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol.8, no.1 (1989).
- [28] E. Pietka, M. F. McNitt-Gray, and H. K. Huang, Computer-assisted phalangeal analysis in skeletal age assessment, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 10, pp. 616–620 (1991).
- [29] R. de Luis, M. Martn, J. I. Arribas, C. Alberola, A fully automatic algorithm for contour detection of bones in hand radiographies using active contours, *Proc. IEEE Int. Conf. Image Process.*, vol. 2, pp. 421-424 (2003).

- [30] Pan Lin, Feng Zhang, Yong Yang, Chong-Xun Zheng, Carpal-Bone Feature Extraction Analysis in Skeletal Age Assessment Based on Deformable Model, *Journal of Computer Science and Technology*, vol. 4, no. 3, pp. 152-156 (2004).
- [31] Pan Lin, Chongxun Zheng, Feng Zhang, Yong Yang, X-ray carpal-bone image boundary feature analysis using region statistical feature based on level set method for skeletal age assessment application, *Optica Applicata*, vol. XXXV, No.2 (2005).
- [32] D. Giordano, C. Spampinato, G. Scarciofalo, R. Leonardi, An Automatic System for Skeletal Bone Age Measurement by Robust Processing of Carpal and Epiphysial/Metaphysial Bones, *IEEE Trans. On Instrumentation and Measurement*, vol.59, issue 10, pp. 2539-2553 (2010).
- [33] D. Giordano, R. Leonardi, F. Maiorana, G. Scarciofalo, C. Spampinato, Epiphysis and Metaphysis Extraction and Classification by Adaptive Thresholding and DoG Filtering for Automated Skeletal Bone Age Analysis, *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* pp. 6552-7 (2007).
- [34] J. M. Sotoca, J. M. Inesta, M. A. Belmonte, Hand bone segmentation in radioabsorptiometry images for computerised bone mass assessment, *Computerized Medical Imaging and Graphics* 27, pp. 459-467 (2003).
- [35] A. Yuksel, T. Olmez, Automatic Segmentation of Bone Tissue in X-Ray Hand Images, *Adaptive and Natural Computing Algorithms, Lecture Notes in Computer Science*, vol. 5495, pp. 590-599 (2009).
- [36] Mathworks Image Processing Toolbox Examples, Correcting Non-uniform Illumination (<http://www.mathworks.com/help/images/examples/correcting-nonuniform-illumination.html>)
- [37] K. Zuiderveld, Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization, *Graphic Gems IV*. San Diego: Academic Press Professional, 1994. 474-485
- [38] R. Garg, B. Mittal, S. Garg, Histogram Equalization Techniques for Image Enhancement, *IJECT*, vol. 2, issue 1, March 2011
- [39] P. Jagatheeswari, S. Suresh Kumar, M. Rajaram, Contrast Enhancement for Medical Images Based on Histogram Equalization Followed by Median Filter, *Proceedings of the International Conference on Man-Machine Systems*, October 2009, Malaysia.
- [40] M. Sundaram, K. Ramar, N. Arumugam, G. Prabin, Histogram Modified Local Contrast Enhancement for mammogram images, *Applied Soft Computing* 11, pp.5809-5819 (2011).
- [41] Σ. Ορφανουδάκης, Κ. Μαριάς, Κλασική Ακτινολογία: Εισαγωγή και βασικές αρχές απεικόνισης, HY-673 Ιατρική Απεικόνιση (<http://www.csd.uoc.gr/~hy571/NOTES/x-rays.pdf>)
- [42] M. Hensel, T. Pralow, R. Grigat, Real-Time Denoising of Medical X-Ray Image Sequences: Three Entirely Different Approaches, *Third International Conference, ICIAR 2006, Póvoa de Varzim, Portugal, Sept. 18-20, 2006, Proceedings, Part II*, pp. 479-490
- [43] P. Perona, J. Malik, Scale-space edge detection using anisotropic diffusion, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 12, issue 7, pp. 629-639 (1990).

- [44] A. McAndrew, An Introduction to Digital Image Processing with MATLAB, Notes of SCM2511 Image Processing 1, School of Computer Science and Mathematics, Victoria University of Technology (2004).
- [45] Digital Hand Atlas Database, Image Processing and Informatics Lab, University of Southern California (<http://www.ipilab.org/Research/BAA/BAAindex.php>)

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι

Στο μέρος αυτό, είναι διαθέσιμα για τον αναγνώστη 15 χαρακτηριστικά παραδείγματα ακτινογραφιών στις οποίες οι διαφορετικές μέθοδοι που εφαρμόστηκαν είχαν αισθητά διαφορετικά αποτελέσματα. Κατ' επέκταση, η επιλογή της καλύτερης δυνατής μεθόδου με υπολογισμό του ελαχίστου σφάλματος (όπως αναφέρεται στο αντίστοιχο τμήμα της εργασίας) καθορίζει το αποτέλεσμα. Συγκεκριμένα, στη συνέχεια παρατίθενται:

- *Η αρχική ακτινογραφία.*
- *Η αποθρομβωποιημένη ακτινογραφία στο τέλος του σταδίου προεπεξεργασίας.*
- *Για κάθε μία εκ των μεθόδων αποθρομβοποίησης, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα κατωφλίωσης των εικόνων (περιγράμματα), μέσω προσέγγισης του ιστογράμματος από μία κατανομή Gauss με και χωρίς βάρη.*
- *Το αποτέλεσμα της επιλεγθείσας κατωφλίωσης ανάμεσα στις τέσσερις αυτές επιλογές.*



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επέλεχθείσας κατωφλίσωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεγθείσας κατωφλίσωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεγθείσας κατωφλίωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Ανισοτροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεχθείσας κατωφλίωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεχθείσας κατωφλίωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεγθείσας κατωφλίωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Ανισοτροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεγθείσας κατωφλίσωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεκτικής κατωφλίωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεγθείσας κατωφλίωσης



Αποθορυβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεχθείσας κατωφλίσωσης



Αποθορυβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεχθείσας κατωφλίσωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεχθείσας κατωφλίσωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεγθείσας κατωφλίωσης



Αποθρομβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Ανισοτροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεγθείσας κατωφλίσωσης



Αποθορυβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίσωσης με βάρη



Αρχική εικόνα



Αποτέλεσμα επιλεγθείσας κατωφλίωσης



Αποθορυβοποίηση Gauss



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη



Ανιστροπική διάχυση



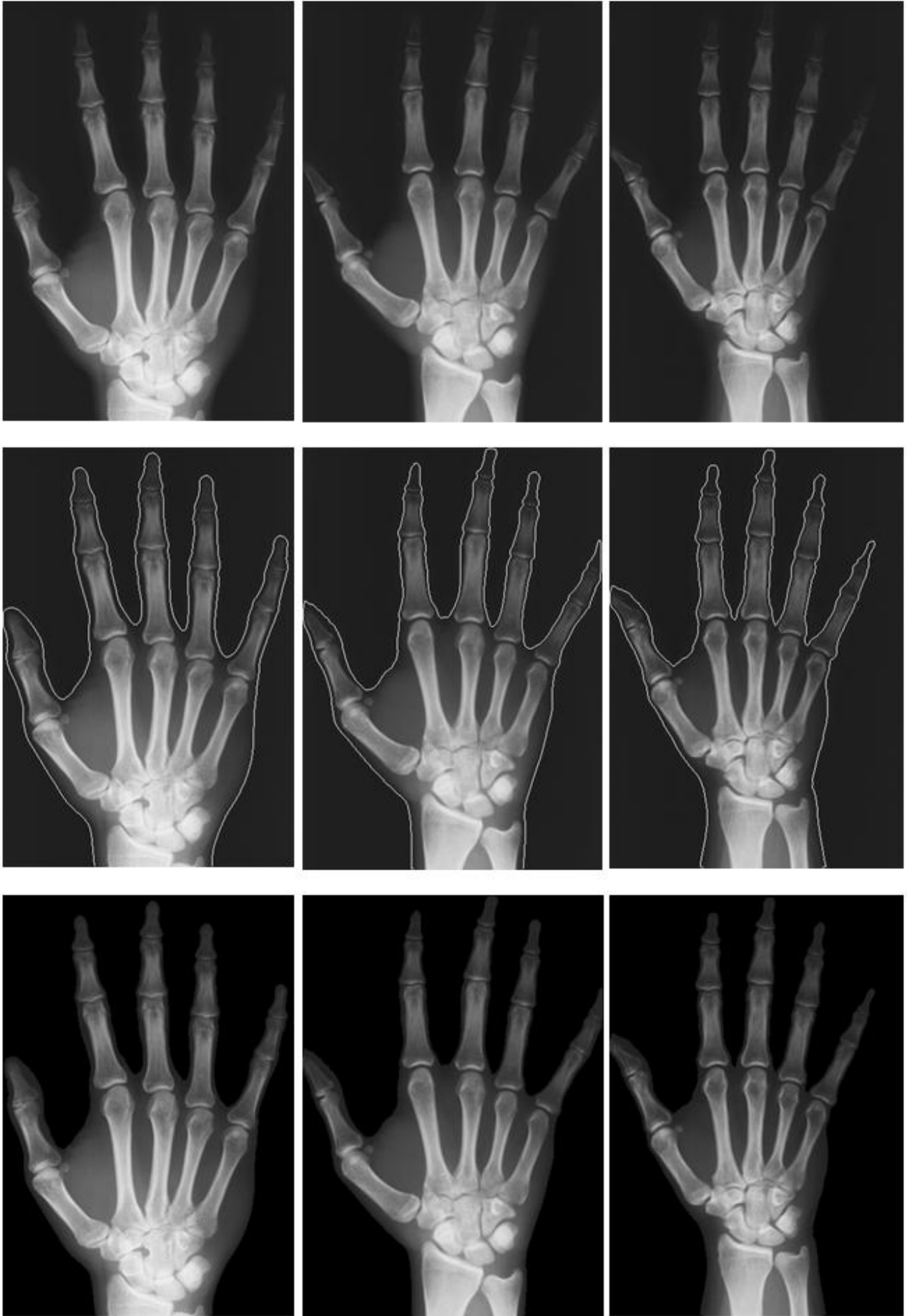
Αποτέλεσμα κατωφλίωσης χωρίς βάρη



Αποτέλεσμα κατωφλίωσης με βάρη

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ

*Στο δεύτερο μέρος του παραρτήματος, παρουσιάζονται τα **τελικά αποτελέσματα κατωφλίωσης για το σύνολο του δειγματικού χώρου**. Συγκεκριμένα, κάθε σελίδα οργανώνεται σε τρεις γραμμές. Στην πρώτη γραμμή παρατίθενται οι αρχικές ακτινογραφίες. Στη δεύτερη γραμμή παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της υπέρθεσης του τελικού εξαγόμενου περιγράμματος πάνω στην αντίστοιχη ακτινογραφία. Τέλος, στην τρίτη γραμμή παρουσιάζεται η κάθε εικόνα με αποβολή του background της μέσω της δυαδικής εικόνας κατωφλίωσης.*































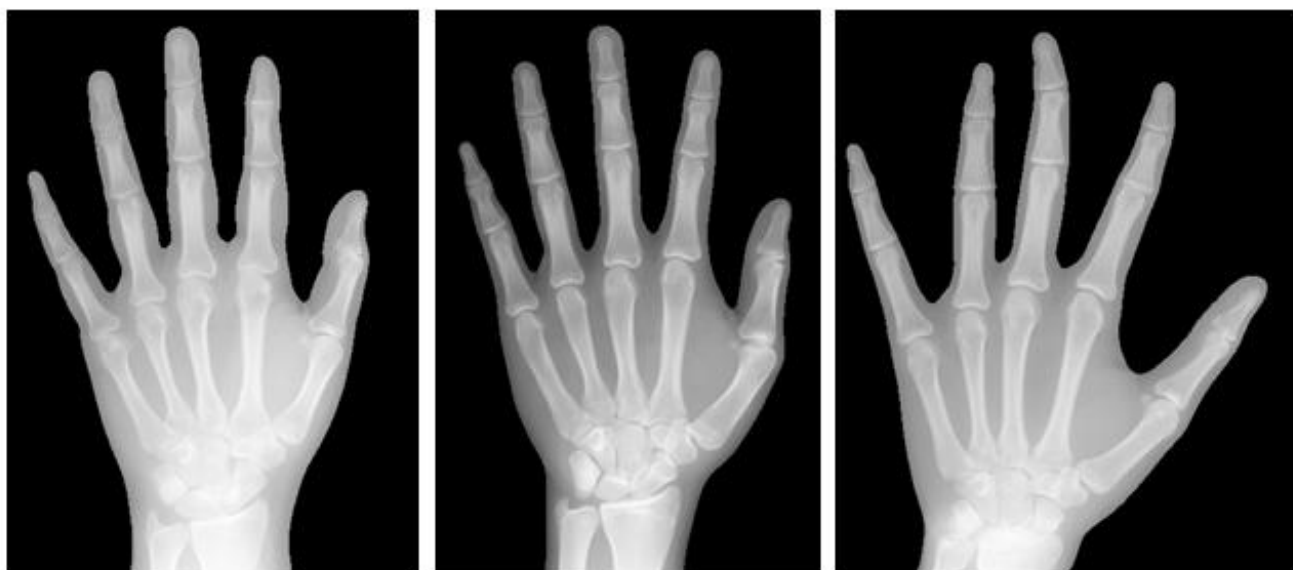
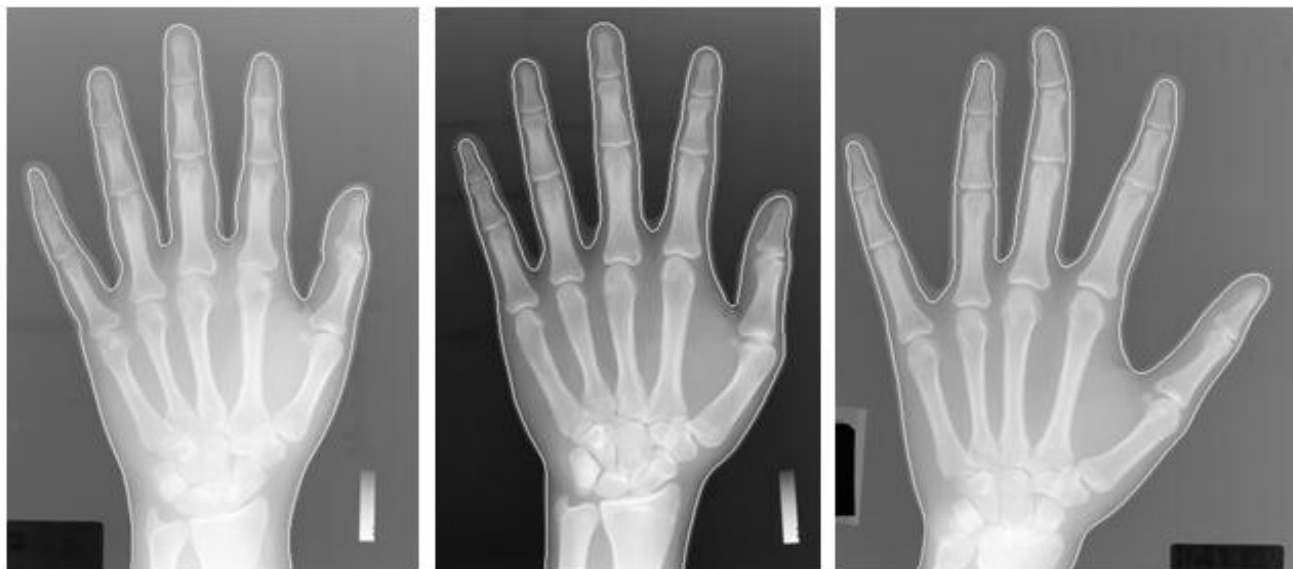
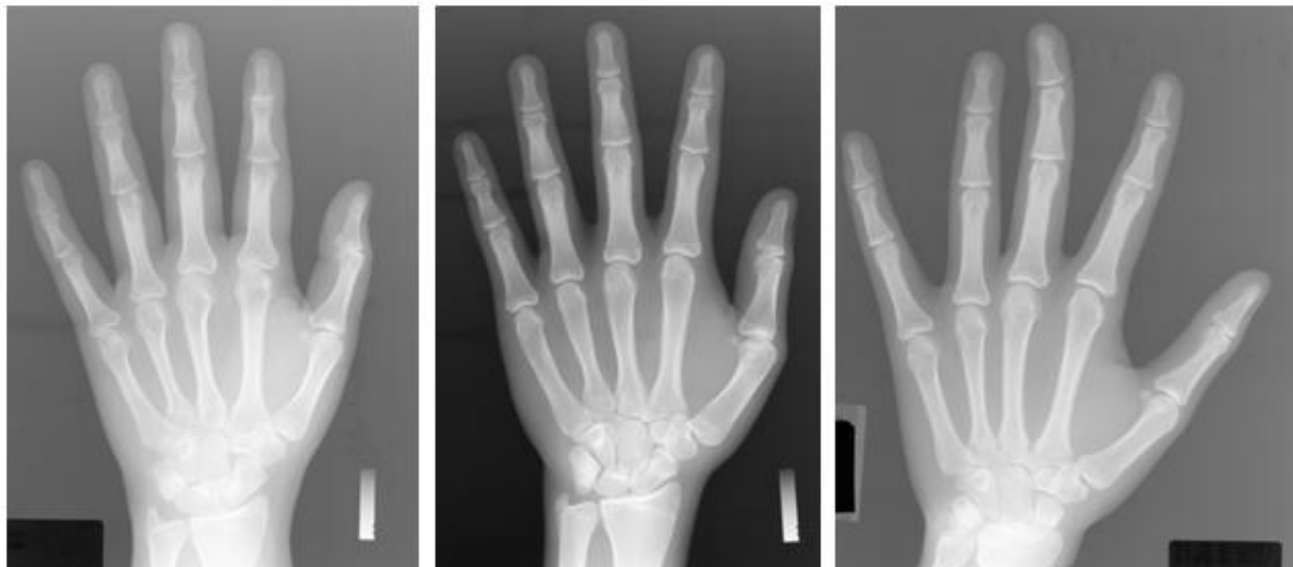


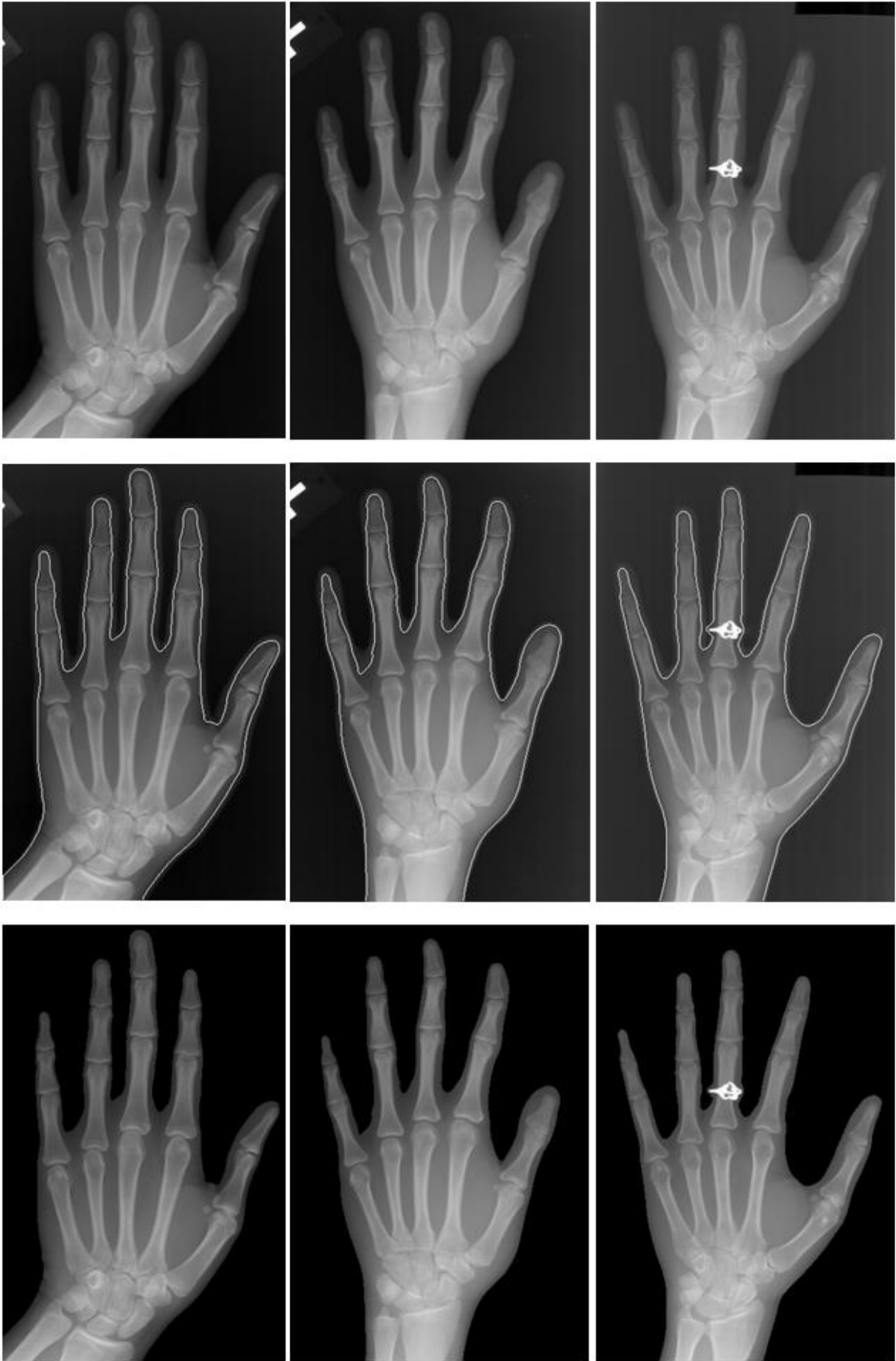




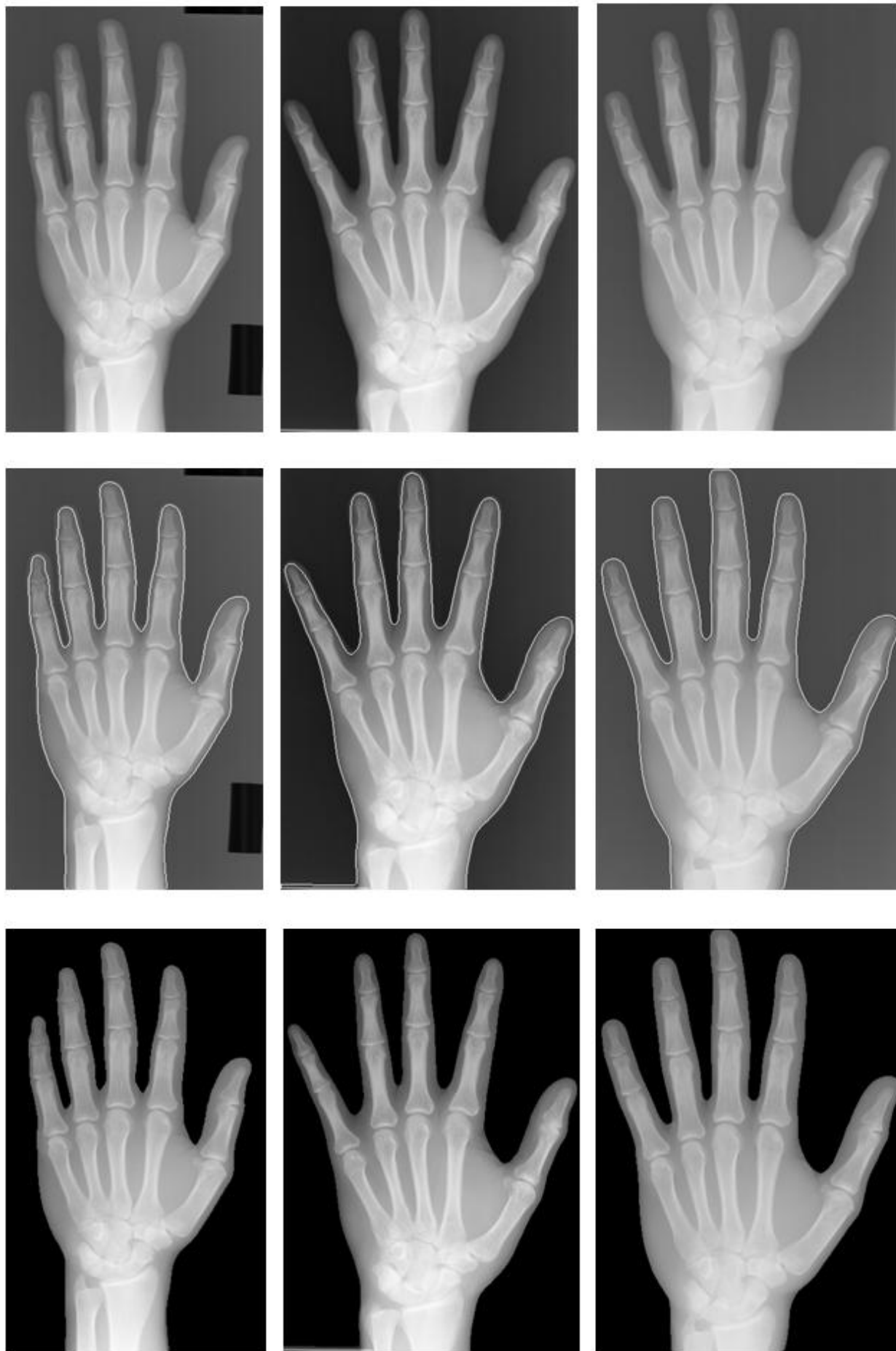










































ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙΙ

Στο τελευταίο μέρος του παραρτήματος παρατίθενται τα αποτελέσματα της μεθόδου που αναλύθηκε στο 5ο κεφάλαιο για το σύνολο των ακτινογραφιών που εφαρμόστηκε. Συγκεκριμένα, για κάθε ακτινογραφία απεικονίζεται:

- Η υπέρθεση των σχηματιζόμενων branches σε κάθε δάκτυλο, κατά μήκος των οποίων εξετάστηκε η μεταβολή εντάσεων της εικόνας.*
- Οι θέσεις στις οποίες ανιχνεύθηκαν οι αρθρώσεις με διαφορετικά χρώματα ανά τύπο άρθρωσης.*

