



## ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ & ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

**Σύστημα τμηματοποίησης εικόνας απλών ακτινογραφιών  
της άκρας χειρός για την εύρεση γεωμετρικών  
χαρακτηριστικών και λειτουργικών τμημάτων της**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

της

**ΧΑΛΒΑΤΖΑΚΗ ΓΕΩΡΓΙΑΣ**

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

Αθήνα, Ιούλιος 2012





ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ  
ΤΟΜΕΑΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ  
ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

**Σύστημα τμηματοποίησης εικόνας απλών ακτινογραφιών  
της άκρας χειρός για την εύρεση γεωμετρικών  
χαρακτηριστικών και λειτουργικών τμημάτων της**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

της

**ΧΑΛΒΑΤΖΑΚΗ ΓΕΩΡΓΙΑΣ**

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

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 19<sup>η</sup> Ιουλίου 2012.

(Υπογραφή)

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

(Υπογραφή)

.....  
Κωνσταντίνος Παπαοδυσσεύς  
Αναπληρωτής Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....  
Βασίλειος Λούμος  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2012

*(Υπογραφή)*

.....

Copyright ©, ΧΑΛΒΑΤΖΑΚΗ ΓΕΩΡΓΙΑ, 2012

*(Υπογραφή)*

.....

Copyright ©, ΗΛΙΑΣ ΚΟΥΚΟΥΤΣΗΣ, 2012

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα

και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου

Πολυτεχνείου.

## Περίληψη

Τα τελευταία χρόνια έχει αυξηθεί σημαντικά η προσπάθεια εξεύρεσης μεθόδων επεξεργασίας ιατρικών εικόνων για την υποβοήθηση των υπεύθυνων ιατρών. Η παρούσα διπλωματική εργασία είναι μέρος μιας γενικότερης εργασίας που αποσκοπεί στην ανάπτυξη ενός αυτοματοποιημένου συστήματος κατάτμησης μιας ακτινογραφίας άκρας χειρός για τον προσδιορισμό περιοχών ενδιαφέροντος της χειρός (οστά δακτύλων, καρπού, μετακάρπιου κ.λ.π).

Η παρούσα εργασία είχε ως κύριο στόχο τη διερεύνηση θεμάτων σχετικών με την αρχική επεξεργασία των ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρων χειρών. Αρχικά αναπτύχθηκε αποτελεσματική διαδικασία για τον προσδιορισμό του προσανατολισμού του απεικονιζόμενου χεριού. Έπειτα, εξετάστηκε το ουσιαστικό θέμα της κατωφλίωσης για την εξαγωγή ικανοποιητικού περιγράμματος χεριού. Η αναποτελεσματικότητα των συνήθων μεθόδων κατωφλίωσης, οδήγησε προς τη διερεύνηση συνήθων μεθόδων αποθορυβοποίησης σε συνδυασμό με τις κοινές μεθόδους κατωφλίωσης. Από τη μελέτη των αντίστοιχων αλγοριθμικών διαδικασιών σε όλο το εύρος των δειγμάτων που είχαμε στη διάθεσή μας, αποδείχθηκε η μη αποδοτική εφαρμογή αυτών των αλγοριθμικών συνδυασμών για την ιδιαίζουσα περίπτωση των ακτινογραφιών άκρων χειρών.

Εν συνεχεία, παρουσιάστηκε μία νέα προσέγγιση αποθορυβοποίησης με χρήση γραμμικών και μη γραμμικών μεθόδων σε συνδυασμό με μια ημιαυτόματη μέθοδο κατωφλίωσης, η οποία λειτούργησε αποδοτικά σε όλα τα δείγματα που επεξεργαστήκαμε. Μετά την επιτυχή εξαγωγή του περιγράμματος του απεικονιζόμενου χεριού, επιχειρήθηκε με επιτυχία ο εντοπισμός σημαντικών σημείων στο περίγραμμα (κορυφές και κοιλάδες μεταξύ των δακτύλων), με βάση την ανίχνευση των μεταβολών συγκεκριμένων γωνιών πάνω στο περίγραμμα. Σε επόμενο στάδιο της επεξεργασίας, προσδιορίστηκε με επιτυχία εάν το εξεταζόμενο χέρι είναι δεξί ή αριστερό.

Τελικό στάδιο της παρούσας έρευνας απετέλεσε η πρωταρχική κατάτμηση του ακτινογραφηθέντος χεριού σε γεωμετρικές περιοχές ενδιαφέροντος, διαχωρίζοντας το χέρι σε κάθε δάκτυλο και παλάμη.

**Λέξεις Κλειδιά:** Μελέτη ακτινογραφίας χεριού, κατάτμηση ακτινογραφίας χεριού.



## **Abstract**

In the recent years, there has been a significantly increased effort to find methodologies to assist medical doctors in the diagnosis and treatment of diseases through the processing of typical medical images. The work at hand is a part of a broader effort aiming at the development of an automatic system for the segmentation of a radiographic hand image into fingers, wrist, metacarpal, etc., and the accurate detection of bone boundaries.

This specific work focused on the examination of preprocessing methodologies of the hand x-ray. Initially, an effective method for the determination of the orientation of the hand has been developed. Then, the crucial issue of thresholding for discriminating the hand from the background has been examined. The usual methods of thresholding produced unsatisfactory results. So, the combination of noise reduction methods and thresholding has been attempted. Again, the methods mentioned in the relevant bibliography produced unsatisfactory results. Subsequently, a new approach, combining certain linear and nonlinear noise reduction methods and a novel, semi-automatic thresholding method, has been attempted. This method produced satisfactory results for all available hand x-rays. After the successful detection of the hand boundary, a number of important points, like the tips of the fingers and the valleys between the fingers, have been identified on the boundary. Moreover, a methodology of detecting if the examined hand is left or right has been developed.

Finally, a first segmentation of the whole hand x-ray into fingers and wrist has been achieved.

**Keywords:** Study of hand radiographs, Segmentation of hand x-rays





## Ευχαριστίες

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή μου κ. Ηλία Κουκούτση για το χρόνο που μου διέθεσε, την καθοδήγησή του και τις πολύτιμες συμβουλές που μου προσέφερε. Θα ήθελα, επίσης, να τον ευχαριστήσω για την εμπιστοσύνη που έδειξε στο πρόσωπό μου με την ανάθεση ενός τόσο απαιτητικού θέματος.

Ακολουθως, οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ στους γονείς μου, Γιώργο και Άννα, αλλά και στον αδελφό μου Νίκο, για την πλήρη υποστήριξη που μου παρείχαν σε υλικό και ψυχικό επίπεδο, αλλά και για όλες τις θυσίες τις οποίες υπέστησαν, προκειμένου να γίνει εφικτό το όνειρό μου για ολοκλήρωση των σπουδών μου στη σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών. Σε αυτό το σημείο θα ήθελα να ευχαριστήσω και την ξαδέρφη μου Σοφία για όλες τις συμβουλές και την υποστήριξη που μου παρείχε. Ακολουθως, ευχαριστώ τους φίλους και τις φίλες μου για την υπομονή και τη συμπαράσταση που επέδειξαν, αλλά και για όλες τις ευχάριστες στιγμές που μοιραστήκαμε καθ' όλα τα έτη της φοίτησής μου στη σχολή.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαιτέρως το φίλο μου Γιώργο για την υποστήριξη, τη συμπαράσταση, την υπομονή αλλά και τη γενικότερη βοήθεια που μου προσέφερε απλόχερα.



## Πίνακας περιεχομένων

<b>1</b>	<b>Εισαγωγή και σκοπός διπλωματικής εργασίας.....</b>	<b>1</b>
1.1	Σκοπός γενικότερης εργασίας .....	1
1.2	Το προσκήνιο έρευνας στο σχετικό τομέα .....	1
1.3	Προβλήματα προηγούμενων μελετών .....	4
1.4	Νέα μέθοδος προσέγγισης .....	4
1.5	Δειγματικός χώρος και ποιότητα δειγμάτων .....	5
<b>2</b>	<b>Εισαγωγή στις Ιατρικές Απεικονίσεις &amp; στην επεξεργασία ιατρικών εικόνων .....</b>	<b>7</b>
2.1	Εισαγωγή στην επεξεργασία εικόνας .....	7
2.2	Επεξεργασία ψηφιακών εικόνων .....	8
2.3	Κατάτμηση εικόνας .....	8
2.4	Εξαγωγή χαρακτηριστικών .....	8
2.5	Αναγνώριση προτύπων .....	9
2.6	Το ιστόγραμμα μιας εικόνας .....	9
2.7	Κατωφλίωση εικόνας .....	10
2.8	Εισαγωγή στην επεξεργασία ιατρικών εικόνων-Ιατρικές απεικονίσεις.....	12
2.9	Δομικά χαρακτηριστικά ανθρώπινου χεριού .....	14
<b>3</b>	<b>Πρώτο στάδιο νέας μεθοδολογίας :</b>	
	<b>Εύρεση προσανατολισμού του χεριού.....</b>	<b>17</b>
3.1	Μεθοδολογία εργασίας.....	17
3.2	Εύρεση προσανατολισμού χεριού .....	17
3.2.1	Εισαγωγή της εικόνας στην πλατφόρμα MATLAB .....	18
3.2.2	Διαδικασία "ολίσθησης" παραθύρου ή "κυλιόμενο" παράθυρο.....	20
<b>4</b>	<b>Πρώτη προσέγγιση κατωφλίωσης: Συνήθεις μέθοδοι κατωφλίωσης και εφαρμογή σε ακτινογραφίες χεριών .....</b>	<b>33</b>

4.1	Θεμελίωση της έννοιας της κατωφλίωσης .....	33
4.2	Αυτόματη επιλογή κατωφλίου των Gonzales και Woods .....	36
4.3	Αυτόματη επιλογή κατωφλίου- Μη παραμετρική μέθοδος κατωφλίωσης Otsu .....	38
4.4	MET: Minimum Error Thresholding .....	42
4.5	Κατωφλίωση μέγιστης εντροπίας .....	46
4.6	Adaptive thresholding: Προσαρμόσιμη ή τοπική κατωφλίωση .....	49
4.7	Συμπεράσματα από την εφαρμογή συνήθων μεθόδων κατωφλίωσης.....	54
<b>5</b>	<b>Πρώτη μελέτη συνδυασμού συνήθων φίλτρων αποθορυβοποίησης και μεθόδων κατωφλίωσης.....</b>	<b>55</b>
5.1	Εισαγωγή .....	55
5.2	Το πρόβλημα του θορύβου .....	56
5.3	Κλασσικές μέθοδοι αποθορυβοποίησης εικόνων .....	57
5.4	Συνδυασμός φίλτρων αποθορυβοποίησης με κατωφλίωση .....	61
5.5	Εισαγωγή στα wavelets .....	75
5.6	Στατικός wavelet μετασχηματισμός .....	76
<b>6</b>	<b>Υλοποίηση νέας προσέγγισης αποθορυβοποίησης-κατωφλίωσης και ανίχνευση σημαντικών σημείων στο περίγραμμα του χεριού .....</b>	<b>85</b>
6.1	Εφαρμογή προτεινόμενης μεθόδου αποθορυβοποίησης και κατωφλίωσης... 85	
6.1.1	Ημιαυτόματη μέθοδος προσδιορισμού του κατωφλίου .....	91
6.1.2	Μορφολογικοί τελεστές .....	100
6.2	Αποβολή θορυβώδους background .....	103
6.3	Εύρεση περιγράμματος χεριού .....	105
6.4	Πρώτη προσπάθεια ανίχνευσης σημαντικών σημείων σε περίγραμμα χεριού.....	108
6.5	Δεύτερη προσπάθεια ανίχνευσης σημαντικών σημείων σε περίγραμμα χεριού.....	108
6.5.1	Διόρθωση εκτίμησης θέσεων σημαντικών σημείων.....	114
6.6	Αναγνώριση δεξιού ή αριστερού προς εξέταση χεριού.....	117

6.7	Πρωταρχική κατάτμηση δακτύλων και παλάμης .....	120
<b>7</b>	<b>Συμπεράσματα και προτάσεις για μελλοντική έρευνα .....</b>	<b>127</b>
7.1	Σύνοψη και συμπεράσματα της παρούσας εργασίας .....	127
7.2	Προτάσεις για μελλοντική έρευνα.....	130
<b>8</b>	<b>Βιβλιογραφία.....</b>	<b>131</b>
<b>A</b>	<b>Παράρτημα A.....</b>	<b>137</b>
A.1	Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία .....	137
A.2	Ακτίνες X και παραγωγή ακτινογραφίας.....	138
A.3	Μοντελοποίηση και εκτίμηση θορύβου.....	146
A.4	Μαθηματική περιγραφή φίλτρων αποθορυβοποίησης .....	147
A.5	Αποθορυβοποίηση με wavelets .....	148
A.6	Βασικοί μορφολογικοί τελεστές .....	153
<b>B</b>	<b>Παράρτημα B.....</b>	<b>157</b>



# **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1**

## **ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΚΑΙ**

## **ΣΚΟΠΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

### **1.1 Σκοπός γενικότερης εργασίας**

Η παρούσα διπλωματική εργασία είναι μέρος μιας γενικότερης εργασίας που αποσκοπεί στην αυτόματη στο μέγιστο δυνατό βαθμό κατάτμηση μιας κοινής ακτινογραφίας άκρας χειρός, με σκοπό τον ακριβή προσδιορισμό στην ακτινογραφία χαρακτηριστικών σημείων και περιοχών της χειρός, καθώς και την εύρεση των ορίων των οστών δακτύλων, καρπού, μετακαρπίου, κλπ., ακόμη και όταν υπάρχουν επικαλύψεις ανάμεσα στα οστά αυτά.

Η χρησιμότητα της εργασίας αυτής έγκειται στο γεγονός ότι η διεξοδική μελέτη μιας ακτινογραφίας χεριού μπορεί να παράξει ιατρική πληροφορία σχετική με διάφορες ιατρικές-επιστημονικές περιοχές. Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι, σήμερα, πέραν της απλής διάγνωσης καταγμάτων των οστών του χεριού, η ακτινογραφία χεριού χρησιμοποιείται ευρέως για τον υπολογισμό της ηλικίας του ακτινογραφηθέντος προσώπου, κυρίως σε ανήλικους ασθενείς, προκειμένου να εκτιμηθεί η ανάπτυξή τους και να γίνει δυνατή η διάγνωση και διαχείριση ενός πλήθους ενδοκρινολογικών διαταραχών[22]. Επιπλέον, η ακτινογραφία χεριού χρησιμοποιείται για τη διάγνωση και τον εντοπισμό των αρθροπαθειών[23]. Όπως θα φανεί και στα επόμενα κεφάλαια, η βέλτιστη επεξεργασία των ακτινογραφιών με αυτοματοποιημένο τρόπο θα μπορούσε να προσφέρει μία γρήγορη και αποτελεσματική μέθοδο υποβοήθησης της διάγνωσης για τους ιατρούς, αλλά και μία οικονομική και ελάχιστα επεμβατική εξέταση για τον ασθενή.

### **1.2 Το προσκήνιο της έρευνας στο σχετικό τομέα ( State-of-art)**

Σε όλες τις μέχρι τώρα ερευνητικές εργασίες, οι αλγόριθμοι που έχουν αναπτυχθεί, έχουν χωριστεί σε διάφορα στάδια: προεπεξεργασία εικόνας, απομάκρυνση του background, διόρθωση προσανατολισμού, κατάτμηση εικόνας και ανάλυση χαρακτηριστικών[6].

Το πρώτο ημιαυτόματο σύστημα αναπτύχθηκε από τον Michael[7] το έτος 1989. Ο συγγραφέας υποστηρίζει ότι το σύστημα ήταν ικανό να κατατέμνει αυτόματα τα οστά μιας ακτινογραφίας χεριού, χωρίς όμως να ελεγχθούν τα αποτελέσματα σε μεγάλο αριθμό δειγμάτων. Πριν από την κατάτμηση, η εικόνα γίνεται αντικείμενο προεπεξεργασίας. Στόχος αυτής της προεπεξεργασίας είναι η κανονικοποίηση της εικόνας σε gray scale, έτσι ώστε η κατάτμηση του επόμενου βήματος να είναι πιο αξιόπιστη. Το πρόγραμμα αρχικά διαχωρίζει ολόκληρο το χέρι (οστά και δέρμα) από το background, χρησιμοποιώντας μια απλή μέθοδο κατωφλίωσης. Έπειτα, χρησιμοποιείται μια μέθοδος βασισμένη σε μοντέλα-πρότυπα για την εύρεση των οστών του χεριού. Αυτή η μέθοδος χρησιμοποιεί πρότερη γνώση για τη σχετική θέση των οστών στο χέρι, τόσο μεταξύ τους όσο και σε σχέση με το περίγραμμα του χεριού. Αφού βρεθεί μια προσέγγιση της θέσης ενός οστού, το περίγραμμά του δίνεται από έναν αλγόριθμο προσαρμοσμένου περιγράμματος.

Μία μέθοδος κατάτμησης των οστών του χεριού προτάθηκε από τους Pietka κλπ. στο [8]. Σε αυτή την έρευνα εισάγεται ο όρος των PROI, ως των περιοχών ενδιαφέροντος που περιέχουν τόσο όλες τις φάλαγγες όσο και τις επιφύσεις του χεριού. Για την εύρεσή τους απαιτούνται τα εξής βήματα: αρχικά εντοπίζεται το κατώτατο όριο των PROI, με σάρωση της εικόνας με μια οριζόντια γραμμή, για να βρεθεί ο μαλακός ιστός μεταξύ του δείκτη και του αντίχειρα. Το άνω όριο είναι μια οριζόντια γραμμή, που διέρχεται από το άκρο του μέσου δακτύλου. Οι δύο οριζόντιες γραμμές σαρώνουν το χέρι ξεκινώντας από το μέσο του χεριού και επεκτεινόμενες προς τα δεξιά και το αριστερό όριο του χεριού. Κάθε γραμμή σταματάει στο τελευταίο πίκσελ που ανήκει στο χέρι και με αυτόν τον τρόπο το άνω, το κάτω, το δεξιά και το αριστερό όριο του χεριού έχουν ευρεθεί. 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 εμπειρική μέθοδο υπολογισμού του κατωφλίου, ώστε, έπειτα, να είναι δυνατό από την κατωφλιωμένη εικόνα να βρεθούν οι ακμές των οστών και των επιφύσεων. Βρέθηκε ότι η συγκέντρωση των τιμών των πίκσελ γύρω από την άκρη μια φάλαγγας είναι κατά 50 % υψηλότερη σε σχέση με τη συγκέντρωσή τους στο κεντρικό μέρος της φάλαγγας. Αφού εντοπιστεί το παράθυρο που περικλείει μια επίφυση, μια οριζόντια γραμμή σαρώνει αυτό το παράθυρο. Σημειώνεται η θέση της τομής της οριζόντιας γραμμής με κάποιο σημείο του



δακτύλου που έχει τις μικρότερες συντεταγμένες, ενώ από το σημείο αυτό οριοθετείται με μια γραμμή η περιοχή που διαχωρίζει τις φάλαγγες. Με αυτόν τον τρόπο τα όρια μεταξύ της τρίτης άπω, μέσης και εγγύς επίφυσης σημαδεύονται και μπορούν πλέον να μετρηθούν. Αυτή η μέθοδος εφαρμόστηκε σε 50 παιδιατρικές αξονικές τομογραφίες και τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με τα αποτελέσματα διαγνώσεων ανεξάρτητου ραδιολόγου. Η μέση απόκλιση ανάμεσα στα αντίστοιχα αποτελέσματα ήταν 0.02mm με μέσο συστηματικό σφάλμα 0.08mm. Αυτή είναι η πρώτη εργασία όπου οι περιοχές ενδιαφέροντος των επιφύσεων κατατάσσονται, αντί να ευρεθεί απλά η θέση των ακμών τους. Το σύστημα αυτό αναπτύχθηκε περαιτέρω με τον υπολογισμό του βαθμού επικάλυψης των επιφύσεων με μετασχηματισμούς wavelet.[9]

Μια μέθοδος για την κατάτμηση των οστών του καρπού αναπτύχθηκε από τον Manos [10]. Η τεχνική αυτή αναφέρεται στην ανάπτυξη και συγχώνευση περιοχών, ενώ βασίζεται σε μία από κάτω προς τα άνω προσέγγιση. Άλλες προσεγγίσεις βασίζονται στη μέθοδο ACM (Active Contours Models-snakes: Μοντέλα ενεργών περιγραμμάτων) [11]. Ο Garcia στο [12] πρότεινε ένα πλήρως αυτοματοποιημένο σύστημα για τον εντοπισμό των περιγραμμάτων των οστών βασισμένο σε προηγούμενη γνώση για την αρχική θέση των οστών με βάση κάποια μοντέλα ακτινογραφιών χεριού. Τα μοντέλα αυτά έχουν ακόμη χρησιμοποιηθεί για την τρισδιάστατη ανίχνευση του καρπού, όπως έγινε στο [13]. Το 2005 έγινε μια προσπάθεια από τους Pan Lin, κλπ.,[14] για την ανάλυση του περιγράμματος των οστών στην περιοχή του καρπού, χρησιμοποιώντας στατιστικά χαρακτηριστικά της περιοχής με τη μέθοδο των επιπεδοσυνόλων. 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 κατατάσσεται κατά περιοχές με τη μέθοδο των επιπεδοσυνόλων. Η βασική ιδέα της εφαρμογής επιπεδοσυνόλων κατά περιοχές είναι η εισαγωγή μιας δυναμικής που λαμβάνει υπόψη την πληροφορία ανάμεσα στις περιοχές, έτσι ώστε να προσδώσει σθεναρότητα στη διαδικασία, αλλά και να αποφέρει έναν αποδοτικότερο διαχωρισμό ομοιογενών περιοχών. Η μελέτη αυτή ωστόσο δεν είναι ολοκληρωμένη, καθώς προσεγγίζει, αλλά δεν εμφανίζει τα πραγματικά περιγράμματα των οστών του καρπού, ενώ δεν είναι αυτοματοποιημένη. Οι Ramme A.J., κλπ [15] παρουσίασαν μια ημιαυτόματη μέθοδο κατάτμησης των φαλάγγων με τη χρήση του αλγορίθμου

Expectation Maximization (EM) σε εικόνες αξονικής τομογραφίας. Η μέθοδος αυτή είναι πιο γρήγορη από τις χειροκίνητες μεθόδους, ωστόσο χάνει σε ακρίβεια καθώς προσφέρει κάποιες ποσοτικές προσεγγίσεις. Τέλος στην εργασία [16] παρουσιάζονται τεχνικές για την κατάτμηση των οστών τόσο του καρπού όσο και των επιφύσεων. Για τα οστά του καρπού χρησιμοποιήθηκε μέθοδος βασισμένη στα Active Contours Models (ACM) με GVF-Snakes, στα Active Shape Models (ASM) και σε φιλτράρισμα της εικόνας με παραγωγή της γκαουσιανής διαφοράς (Derivative Difference of Gaussian- DrDoG). Για τις περιοχές ενδιαφέροντος των επιφύσεων προτείνονται τεχνικές ανάλυσης εικόνας και ανάλυσης γεωμετρικών χαρακτηριστικών που βασίζονται στη γκαουσιανή διαφορά (Difference of Gaussian- DoG). Παρόλο που το σύστημα φαίνεται να δίνει καλά αποτελέσματα, ωστόσο παρατηρούμε μια αυθαίρετη παραμετροποίηση του σταδίου της προεπεξεργασίας, ενώ έχει κάποια καλά αποτελέσματα στην κατάτμηση του καρπού, χωρίς όμως αυτή να είναι πλήρως εφικτή. Η μελέτη εφαρμόστηκε σε ακτινογραφίες ανήλικων ατόμων.

### **1.3 Προβλήματα προηγούμενων μελετών**

Το κύριο πρόβλημα των ανωτέρω εργασιών είναι ότι η συντριπτική πλειοψηφία έχει διαχειριστεί δεδομένα και ακτινογραφίες ανήλικων ατόμων ή έχουν στραφεί προς τη μελέτη της παιδιατρικής αξονικής τομογραφίας. Η μορφολογία των οστών είναι διαφορετική σε ανήλικα άτομα, καθώς τα οστά δεν έχουν πλήρως αναπτυχθεί και διαμορφωθεί, ενώ οι επικαλύψεις των οστών είναι ελάχιστες, κάνοντας έτσι ευκολότερο τον εντοπισμό των περιγραμμάτων μεμονωμένων οστών. Επί πλέον, δεν υπάρχει εμπεριστατωμένη βιβλιογραφία πάνω στο θέμα της αποθορυβοποίησης και της εξαγωγής της κατωφλιωμένης εικόνας, σταδίων απαραίτητων για την περαιτέρω επεξεργασία και κατάτμηση των ακτινογραφιών, μιας και οι ακτινογραφίες αποτελούν ειδικές περιπτώσεις εικόνων χαμηλής ποιότητας, τόσο λόγω της χρήσης μικρής ποσότητας ακτινοβολίας για την εμφάνισή τους, όσο και λόγω του συστήματος εξαγωγής ακτινογραφιών, το οποίο αφήνει περιθώρια για την εισαγωγή μεγάλων ποσοτήτων θορύβου αλλά και την εμφάνιση artifacts.

### **1.4 Νέα μέθοδος προσέγγισης**

Στην παρούσα εργασία επιδιώκεται μία διαφορετική προσέγγιση για την επίλυση του προβλήματος της κατάτμησης ακτινογραφιών οστών χεριού με αυτοματοποιημένο τρόπο. Η νέα προσέγγιση αναφέρεται στη βηματική-σταδιακή εφαρμογή μεθόδων για

την εύρεση χαρακτηριστικών στοιχείων της ακτινογραφίας, ει δυνατόν καθ' ομοίωση των μεθόδων που οι σχετικοί ιατροί χρησιμοποιούν στην ακτινογραφική διάγνωση. Η μέθοδος χωρίζεται στα παρακάτω στάδια μελέτης και επεξεργασίας:

- i. Εύρεση προσανατολισμού της ακτινογραφίας.
- ii. Εύρεση περιοχών με στοιχεία ενδιαφέροντος. Στο κομμάτι αυτό εντάσσεται η εύρεση του περιγράμματος του χεριού (σάρκας και οστών) με τη μεγαλύτερη δυνατή ποιότητα αποτελέσματος. Βασική προϋπόθεση για την εξαγωγή του αναφερθέντος περιγράμματος είναι η αποτελεσματική καταφλίωση της εκάστοτε ακτινογραφίας. Η παρούσα εργασία περιλαμβάνει τα πρώτα στάδια αυτού του βήματος (δεδομένου ότι το σύνολο της εργασίας του βήματος αυτού ξεπερνούσε τον όγκο μιας διπλωματικής εργασίας).
- iii. Εύρεση χαρακτηριστικών σημείων του χεριού, όπως ακροδακτύλων, εξωτερικών σημείων ανάμεσα στα δάκτυλα, αλλά και μία πρώτη κατάτμηση της συνολικής επιφάνειας που περικλείει το εξαχθέν περίγραμμα σε περιοχές δακτύλων και περιοχή παλάμης.

Στην παρούσα εργασία περιοριστήκαμε στην μελέτη και εφαρμογή των περιγραφέντων σταδίων, καθώς τα σχετικά πεδία είναι ανοιχτά προς έρευνα λόγω έλλειψης σχετικής βιβλιογραφίας.

### **1.5 Δειγματικός χώρος και ποιότητα δειγμάτων**

Ως χαρακτηριστικές ακτινογραφίες άκρων χειρών, χρησιμοποιήθηκαν στη μελέτη αυτή μερικές δεκάδες από τυχαία επιλεγείσες (ανώνυμες) ακτινογραφίες, οι οποίες εδόθησαν στην ομάδα εργασίας από ακτινολόγους ιατρούς, χωρίς περιορισμούς φύλου, ηλικίας κλπ., των ακτινογραφηθέντων προσώπων. Επί πλέον, χρησιμοποιήθηκαν μερικά τυπικά δείγματα από έτοιμες βιβλιοθήκες, τις οποίες και άλλοι ερευνητές έχουν χρησιμοποιήσει [46], με σκοπό την σε αργότερο στάδιο σύγκριση των αποτελεσμάτων της παρούσας εργασίας με αποτελέσματα εργασιών άλλων ερευνητών. Όμως, λόγω του μεγάλου όγκου επεξεργασίας και ενδιάμεσης πληροφορίας, καθώς και του σημαντικού αριθμού των ενδιάμεσων αλγοριθμικών δοκιμών μέχρι να βρεθούν αυτές που δίνουν ικανοποιητικά αποτελέσματα, οι συνολικές δοκιμές περιορίστηκαν σε 15 τυχαία επιλεγμένες ακτινογραφίες. Σε εργασίες που θα είναι συνέχεια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, θα γίνει

προσπάθεια αύξησης του χρησιμοποιηθέντος δειγματικού χώρου. Εκτιμάται, όμως, ότι τα σχετικά αποτελέσματα δεν θα είναι σημαντικά διαφορετικά από τα ληφθέντα.

Στο σημείο αυτό, πρέπει να τονιστεί ότι, εν γένει, η ακτινογραφία είναι μια χαμηλής λεπτομέρειας απεικόνιση, αρκετά θορυβώδης, με κύριο χαρακτηριστικό τις όχι ιδιαίτερες ευκρινείς μεταβάσεις ανάμεσα στην εικόνα διαφορετικών μερών του χεριού, όπως είναι ο δερματικός ιστός, οι μύες, οι σύνδεσμοι, οι χόνδροι και τα οστά. Για αυτό το λόγο, μέχρι τώρα, η επεξεργασία ακτινογραφιών χεριού συνήθως περιορίζεται σε ακτινογραφίες ληφθείσες από παιδιά ηλικίας μέχρι 13 ετών, όπου η οστεοποίηση των περιοχών των χόνδρων ανάμεσα στα οστά δεν έχει ακόμα ολοκληρωθεί και οι σχετικές απεικονίσεις των οστών δεν αλληλοεπικαλύπτονται. Στις περιπτώσεις αυτές, είναι αρκετά ευκολότερο για τους ερευνητές να επεξεργαστούν τις σχετικές ακτινογραφικές απεικονίσεις. Μέχρι τώρα δε, κατάτμηση του καρπού στα επιμέρους οστάρια δεν έχει επιτευχθεί, παρά μόνο σε κατάλληλα ληφθείσες τομογραφικές απεικονίσεις (CT, MRI). Σκοπός της γενικότερης εργασίας είναι να επιτευχθεί η καλύτερη δυνατή κατάτμηση του συνόλου των οστών του χεριού, ακόμα και όταν οι σχετικές ακτινογραφικές απεικονίσεις επικαλύπτονται. Η παρούσα διπλωματική εργασία αφορά στα πρώτα βήματα προς την κατεύθυνση αυτή με τη χρήση μιας νέας μεθοδολογίας σταδιακής αναζήτησης πληροφορίας, που είναι εμπνευσμένη από τον τρόπο με τον οποίο οι ιατροί των σχετικών ειδικοτήτων επεξεργάζονται τις ακτινογραφικές απεικονίσεις με τα μάτια και το μυαλό τους.

Μία επί πλέον δυσκολία επεξεργασίας τυχουσών ακτινογραφιών είναι η πολύ κακή ποιότητα απεικόνισης των ακροδακτύλων, όπου η σχετική ένταση των απεικονιστικών σημάτων είναι δραματικά μειωμένη. Παρ' όλα αυτά, στα ακροδάκτυλα η χρησιμοποιηθείσα μεθοδολογία δίνει αποτελέσματα χρησιμοποιήσιμα στη συνέχεια της γενικότερης εργασίας.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2**

### **ΕΙΣΑΓΩΓΗ**

### **ΣΤΙΣ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΕΙΣ &**

### **ΣΤΗΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ**

#### **2.1 Εισαγωγή στην Επεξεργασία Εικόνας**

Η επεξεργασία εικόνας είναι μια μορφή επεξεργασίας σήματος, στην οποία οι εικόνες και οι ιδιότητές τους μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη συλλογή και ανάλυση πληροφοριών σχετικά με τα αντικείμενα της εικόνας.

Στην ψηφιακή επεξεργασία εικόνας χρησιμοποιούνται ψηφιακές εικόνες και αλγόριθμοι, με σκοπό την επισήμανση περιοχών ενδιαφέροντος, καθώς και το μετασχηματισμό των εικόνων, ώστε να συλλέξουμε τις ζητούμενες πληροφορίες από αυτές, πάνω στις οποίες ενδεχόμενα να στηριχτούμε για να λάβουμε τις ανάλογες αποφάσεις.

Αυτές οι τεχνικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να διευκολύνουν επαγγελματίες σε πολύπλοκες επαναλαμβανόμενες εργασίες ή σε εργασίες που απαιτούν ποσοτικοποίηση. Παραδείγματος χάριν, μια λεπτομερής ανάλυση ακτινογραφίας μπορεί να βοηθήσει έναν ορθοπεδικό χειρουργό να αποφασίσει για το εάν ένα χέρι ή πόδι χρειάζεται να εγχειριστεί μετά από σοβαρό κάταγμα, καθώς και κατά πόσον μια σχετική χειρουργική επέμβαση είχε επιτυχία ή αν το συγκεκριμένο μέλος έχει τελικά ιαθεί. Η ψηφιακή επεξεργασία εικόνας μπορεί, μέσω της κατάλληλης εξαγωγής πληροφορίας και των κατάλληλων μετρήσεων πάνω στην εικόνα να υποβοηθήσει σημαντικά τον άνθρωπο-ιατρό στις σχετικές διαγνώσεις και αποφάσεις του.

Γενική παρατήρηση :στις επόμενες παραγράφους οι αντίστοιχες έννοιες και ενέργειες που αναφέρονται περιληπτικά περιγράφονται με μεγαλύτερη ακρίβεια στο παράρτημα Α.

## **2.2 Επεξεργασία ψηφιακών εικόνων**

Μια (ασπρόμαυρη) εικόνα μπορεί να οριστεί ως μια δισδιάστατη συνάρτηση  $f(x,y)$  όπου το  $x$  και το  $y$  είναι χωρικές συντεταγμένες, ενώ η τιμή της συνάρτησης για κάθε ζεύγος συντεταγμένων  $(x,y)$  ονομάζεται ένταση ή επίπεδο γκριζου (gray level) της εικόνας στο αντίστοιχο σημείο. Όταν οι συντεταγμένες  $x,y$  και οι τιμές της  $f$  είναι όλες συγκεκριμένες, διακριτές ποσότητες, καλούμε την εικόνα ψηφιακή εικόνα. Το πεδίο της ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας αναφέρεται στην επεξεργασία ψηφιοποιημένων εικόνων μέσω ενός ψηφιακού υπολογιστή. Η ψηφιακή εικόνα αποτελείται από έναν ορισμένο αριθμό στοιχείων, καθένα από τα οποία έχει μια συγκεκριμένη θέση και συγκεκριμένη τιμή. Τα στοιχεία αυτά αναφέρονται ως στοιχεία εικόνας ή pixels [1].

## **2.3 Κατάτμηση εικόνας**

Η κατάτμηση διαχωρίζει μια εικόνα από γειτονικές περιοχές ή αντικείμενα που υπάρχουν στο φόντο της. Το επίπεδο μέχρι το οποίο θα γίνει ο παραπάνω διαχωρισμός εξαρτάται από το εκάστοτε πρόβλημα που καλούμαστε να αντιμετωπίσουμε. Η κατάτμηση πρέπει να σταματάει όταν τα αντικείμενα που μας ενδιαφέρουν έχουν απομονωθεί [1].

Στην κατάτμηση οστών από ακτινογραφική απεικόνιση χεριών, οι επικαλύψεις τόσο μεταξύ των φαλάγγων όσο και μεταξύ των οστών του καρπού κάνουν δύσκολη την ανίχνευση και απομόνωση των οστών αυτών.

## **2.4 Εξαγωγή χαρακτηριστικών**

Η εξαγωγή χαρακτηριστικών είναι η διαδικασία για τη μείωση της κατετμημένης εικόνας σε μερικούς αριθμούς ή σύνολα αριθμών που προσδιορίζουν τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά της εικόνας. Αυτά τα χαρακτηριστικά πρέπει να επιλέγονται προσεκτικά και με τέτοιο τρόπο, ώστε να είναι αντιπροσωπευτικά των απεικονιζομένων οντοτήτων και να περιλαμβάνουν την κατάλληλη πληροφορία, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί στη συνέχεια της ψηφιακής επεξεργασίας ή από τον άνθρωπο ιατρό σε μια ιατρική διαδικασία. Ως απλά παραδείγματα τέτοιων χαρακτηριστικών μπορούν να αναφερθούν γενικές ιδιότητες της εικόνας, όπως η συνολική ή τοπική μέση τιμή και τυπική απόκλιση, κλίσεις, ακμές κλπ. Άλλα χαρακτηριστικά, τα οποία είναι συνήθως πιο δύσκολο να βρεθούν, μπορεί να αφορούν ειδικά σημεία της γεωμετρίας ή δομής των απεικονιζομένων οντοτήτων.

Γενικά, μπορεί να θεωρηθεί ότι συγκεκριμένοι συνδυασμοί χαρακτηριστικών είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν για τη σύνθεση ειδικών μοντέλων των απεικονιζόμενων οντοτήτων. Τα μοντέλα αυτά χρησιμοποιούνται συνήθως σε ειδικού σκοπού παράσταση και επεξεργασία της πληροφορίας της σχετικής με τις απεικονιζόμενες οντότητες.

## **2.5 Αναγνώριση προτύπων**

Συνήθως, στις εφαρμογές αναγνώρισης προτύπων ένα από τα πρώτα στάδια είναι η επιλογή των κατάλληλων χαρακτηριστικών που πρέπει να χρησιμοποιηθούν, προκειμένου να ταυτοποιηθεί μια οντότητα (από την ακτινογραφική απεικόνισή της) με ένα μέλος μιας βάσης δεδομένων προτύπων σχετικών οντοτήτων. Μαθηματικές ποσότητες που ονομάζονται ταξινομητές, όπως οι Bayesian ταξινομητές και οι Μηχανές Διανυσμάτων Υποστήριξης (Support Vector Machines-SVM) χρησιμοποιούνται για να κατατάξουν σε χαρακτηριστικές κλάσεις τα επιλεγέντα χαρακτηριστικά και να βρουν τις βέλτιστες αντιπροσωπευτικές τιμές για αυτά. Μέθοδοι όπως η ομαδοποίηση (clustering) και οι προσεγγίσεις πλησιέστερης γειτονιάς (nearest neighbor approaches), μπορούν, επίσης, να χρησιμοποιηθούν για την ταξινόμηση σε κλάσεις των εικόνων και την αναγνώριση προτύπων. Για παράδειγμα, το διάνυσμα κλίσης ενός υγιούς μακρού οστού σε μια ακτινογραφία μπορεί να έχει μια συγκεκριμένη κατεύθυνση που είναι πολύ διαφορετική με το διάνυσμα κλίσης ενός σπασμένου μακρού οστού σε ακτινογραφική απεικόνιση. Έτσι, με τη χρησιμοποίηση της παρατήρησης αυτής, ένα οστό μιας νέας ακτινογραφίας μπορεί να ταξινομηθεί ως υγιές ή σπασμένο με τη χρήση του διανύσματος κλίσης της εικόνας [24].

## **2.6 Το ιστόγραμμα μιας εικόνας**

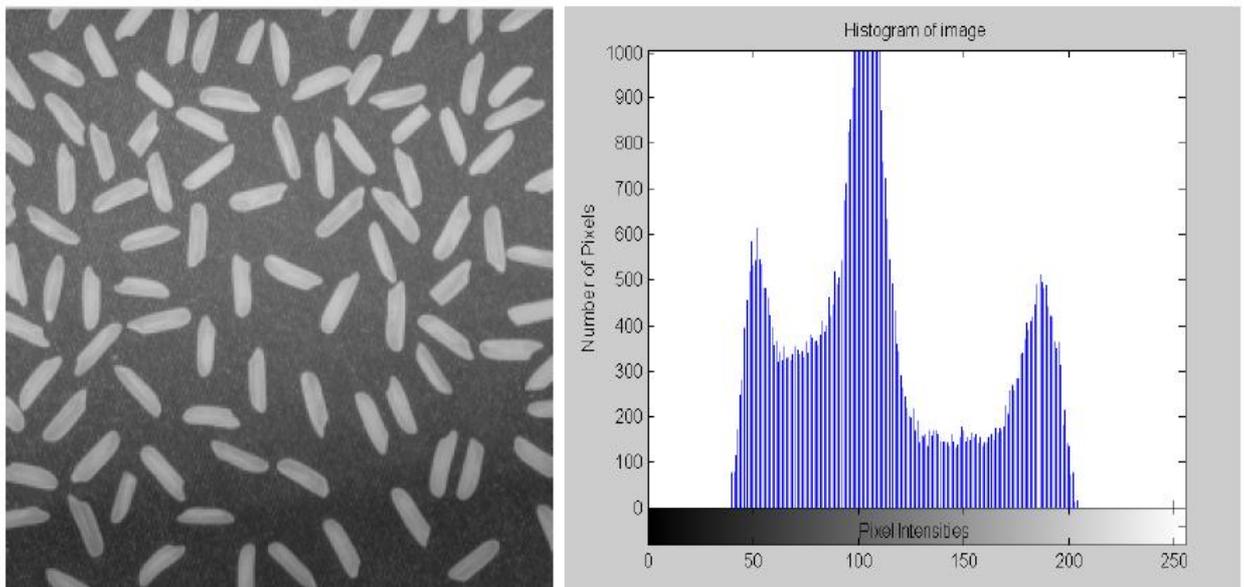
Το ιστόγραμμα μιας ψηφιακής εικόνας με επίπεδα γκρι της τάξης του  $[0, L-1]$ , είναι μία διακριτή συνάρτηση  $h(r_k)=n_k$ , όπου  $r_k$  είναι το  $k$ -οστό γκρι επίπεδο και  $n_k$  είναι ο αριθμός των pixels της εικόνας που έχουν επίπεδο γκρι (gray level)  $r_k$ . Είναι σύνηθες να κανονικοποιείται το ιστόγραμμα, διαιρώντας κάθε τιμή του με το συνολικό αριθμό των pixels στην εικόνα, έστω  $n$ . Επομένως, ένα κανονικοποιημένο ιστόγραμμα δίνεται από τη σχέση:  $p(r_k)=n_k/n$  για  $k=0,1,\dots,L-1$ . Με απλά λόγια, η συνάρτηση  $p(r_k)$  δίνει μια εκτίμηση της πιθανότητας εμφάνισης του gray level  $r_k$ .

Σημειώνεται ότι το άθροισμα όλων των στοιχείων του κανονικοποιημένου ιστογράμματος ισούται με 1.

Όταν οι τιμές των pixels είναι συγκεντρωμένες σε χαμηλές εντάσεις η εικόνα είναι σκοτεινή. Όταν οι τιμές δεν είναι απλωμένες σε όλο το διαθέσιμο φάσμα τόνων, η εικόνα έχει χαμηλή αντίθεση. Όταν είναι απλωμένες σε όλο το διαθέσιμο φάσμα τόνων η εικόνα έχει υψηλή αντίθεση.

Τα ιστογράμματα είναι η βάση για αρκετές μεθόδους επεξεργασίας στο επίπεδο του χώρου. Χρησιμοποιούνται για τη βελτίωση ποιότητας εικόνας και για να παρέξουν χρήσιμες στατιστικές πληροφορίες για την εικόνα, συνήθως ως συνιστώσες των διαδικασιών συμπίεσης ή κατάτμησης μιας εικόνας [1].

Στο σχήμα 2.6.1 φαίνεται ένα παράδειγμα μιας εικόνας και του ιστογράμμά της, το οποίο περιλαμβάνει τις εντάσεις των pixel στον οριζόντιο άξονα και τον αριθμό των pixels στον κάθετο άξονα [25].



(α) Αρχική εικόνα

(β) Ιστόγραμμα εικόνας

Εικόνα 2.6.1: Ιστόγραμμα εικόνας

## 2.7 Κατωφλίωση εικόνας

Σε πολλές εφαρμογές της επεξεργασίας εικόνας, τα gray levels των pixels που ανήκουν στο αντικείμενο είναι ουσιαστικά διαφορετικά από τα gray levels των pixels



που ανήκουν στο φόντο. Η κατωφλίωση αποτελεί μια πρώτη προσπάθεια για το διαχωρισμό των οντοτήτων της εικόνας από το αδιάφορο φόντο, η οποία σε κάποιες περιπτώσεις είναι απλή και αποτελεσματική, αλλά σε άλλες περιπτώσεις όπως στη συγκεκριμένη περίπτωση της παρούσας εργασίας, ιδιαίτερα δύσκολη. Το αποτέλεσμα της κατωφλίωσης μιας εικόνας είναι συνήθως μια δυαδική (binary) εικόνα, στην οποία το προσκήνιο (foreground) περικλείει τα αντικείμενα ενδιαφέροντος της εικόνας, ενώ το παρασκήνιο (φόντο, background), που είναι η συμπληρωματική εικόνα του προσκηνίου, διαγράφει ουσιαστικά τις περιοχές μη ενδιαφέροντος [26]. Γενικότερα όμως, η κατωφλίωση μπορεί στοχεύει στο διαχωρισμό μιας εικόνας σε  $K$  προκαθορισμένες, αποκλειστικές αλληλών κλάσεις  $C_1, \dots, C_k$ , που είναι βασισμένες σε  $K-1$  κατώφλια gray level. Συνήθως, έχουμε  $K=2$  έτσι ώστε, όπως αναφέρθηκενωρίτερα, η εικόνα να διαχωρίζεται σε παρασκήνιο και προσκήνιο [27]. Αναλόγως της εφαρμογής, στις εικόνες των 8-bits ανά pixel το προσκήνιο μπορεί να παρίσταται με μια τιμή gray level, που μπορεί να είναι 0 (δηλαδή μαύρο) για τα αντικείμενα ενδιαφέροντος και 255 (δηλαδή τη μέγιστη φωτεινότητα) για το παρασκήνιο, ή αντίστροφα. Υπάρχουν, όμως, πολλοί παράγοντες που περιπλέκουν τη διαδικασία της κατωφλίωσης, όπως ο μη στατικός και συσχετισμένος με τα αντικείμενα ενδιαφέροντος θόρυβος, η διαχυμένη φωτεινότητα στο παρασκήνιο, η αυξημένη διακύμανση gray level στα αντικείμενα ενδιαφέροντος ή/και πιθανόν στο παρασκήνιο, η ανεπαρκής αντίθεση περιοχών διαχωρισμού των αντικειμένων, η μη ορθή κλίμακα του αντικειμένου σε σχέση με το μέγεθος της εικόνας, κλπ. Τέλος, η σε πολλές περιπτώσεις έλλειψη αντικειμενικών κανόνων για την αποτίμηση της απόδοσης των διαφόρων αλγορίθμων κατωφλίωσης, αλλά και ο αριθμός των διαφορετικών μεθόδων που έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία δυσκολεύουν τη μελέτη των υπάρχοντων αλγορίθμων κατωφλίωσης, αποτελούν σημαντικά μειονεκτήματα [27].

Στις ακτινογραφικές απεικονίσεις, λόγω της χαμηλής τους ποιότητας, παρουσιάζονται πολλά από τα προαναφερθέντα μειονεκτήματα ανάμεσα στα οποία η ύπαρξη έντονου θορύβου, την ανάλογα με τη ρύθμιση των παραμέτρων του ακτινογραφικού μηχανήματος έντονη διαπερατότητα των οστών κλπ. Εξ άλλου, η μορφολογική και ανατομική δομή του χεριού είναι αρκετά πολύπλοκη και αποτελεί πρόβλημα αυτή καθεαυτή. Εν γένει, η εξαγωγή ικανοποιητικών κατωφλιωμένων εικόνων από τις ακτινογραφικές απεικονίσεις παρουσιάζει σημαντική δυσκολία, στην οποία δε

βοηθάει η μέχρι τώρα ερευνητική, δημοσιευμένη διεθνώς εργασία. Εξ όσων είναι δυνατόν να γνωρίζουν τα μέλη της συγκεκριμένης ερευνητικής ομάδας και η συγγράφουσα την παρούσα εργασία, δεν έχει τεθεί μέχρι τώρα στη διεθνή βιβλιογραφία το ζήτημα της αυτοματοποιημένης καταφλίσωσης ακτινογραφίας χεριών.

Σε επόμενο κεφάλαιο παρατίθενται γνωστές μέθοδοι και αλγόριθμοι καταφλίσωσης, καθώς και συγκριτικά αποτελέσματά τους.

## **2.8 Εισαγωγή στην επεξεργασία Ιατρικών Εικόνων-Ιατρικές απεικονίσεις**

Οι τεχνικές επεξεργασίας εικόνας έχουν αναπτυχθεί και εφαρμόζονται σε διάφορους τομείς όπως διαστημικά προγράμματα, μελέτη αεροφωτογραφιών και δορυφορικών εικόνων, ιατρική [1], κ.ά. Οι ιατρικές απεικονίσεις είναι σύνολο τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας εικόνας, που χρησιμοποιούνται στη δημιουργία και ανάλυση μερών του ανθρώπινου σώματος, με σκοπό την ουσιαστική υποβοήθηση των ιατρών και των επιστημόνων υγείας. Οι σχετικές απεικονίσεις χρησιμεύουν στο σχεδιασμό και την καθοδήγηση χειρουργικών επεμβάσεων, στη διάγνωση μέσω απεικονίσεων με ακτίνες X των οστών και αξονικών και μαγνητικών τομογραφιών, στην ενδοσκόπηση και σε πληθώρα άλλων ιδιαίτερα σημαντικών ιατρικών διαδικασιών και εφαρμογών [2]. Οι ιατρικές εικόνες μπορούν να διακριθούν σε :

- Δύο διαστάσεων (2D): Ακτινογραφίες, Υπέρηχους
- Τριών διαστάσεων (3D): Υπολογιστική τομογραφία (CT), μαγνητική τομογραφία (MRI), τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET), τομογραφία εκπομπής φωτονίου (SPECT).
- Τεσσάρων διαστάσεων (4D): Δυναμική αλληλουχία ογκομετρικών δεδομένων από μια δυναμική τομογραφική μελέτη.
- Πέντε διαστάσεων (5D): Χρονική αλληλουχία ογκομετρικών δεδομένων από μία δυναμική τομογραφική μελέτη, που απεικονίζει επί πλέον την τιμή κάποιας παραμέτρου ενδιαφέροντος (π.χ. μελέτη μαγνητικής φασματοσκοπίας της καρδιάς).

Από τις τομογραφικές εξετάσεις, η υπολογιστική και μαγνητική τομογραφία και οι υπέρηχοι παρέχουν ανατομική και δομική πληροφορία. Αυτό το επιτυγχάνουν αντιστοιχίζοντας σε κάθε στοιχειώδες τμήμα της απεικόνισης κάποια φυσική

ποσότητα που παρουσιάζει διαφοροποίηση μεταξύ των ιστών, όπως είναι η εξασθένιση των ακτίνων X στην υπολογιστική τομογραφία, διάφορες τιμές αποδιέγερσης μαγνητικά ενεργών υλικών στη μαγνητική τομογραφία, η ακουστική αντίσταση στην υπερηχοτομογραφία, κλπ. Οι 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 και βασίζονται στη διάχυση ουσιών όπως αυτή παρατηρείται στα εξεταζόμενα όργανα κατά τη διαδικασία μεταβολισμού των ουσιών αυτών.

Οι ιατρικές απεικονίσεις χρησιμοποιούνται ακόμη ευρέως σε πλειάδα εφαρμογών της κλινικής πρακτικής, όπως στην υποβοήθηση της διάγνωσης, στην προσομοίωση χειρουργικής επέμβασης, στο σχεδιασμό της ακτινοθεραπείας, στην ποσοτικοποίηση της ιστοπαθολογίας, κλπ. Για τη βέλτιστη αξιοποίηση της τεράστιας ποσότητας διαθέσιμης πληροφορίας, είναι απαραίτητη η χρήση τεχνικών ψηφιακής επεξεργασίας για τη γρήγορη και ακριβή εξαγωγή της ουσιαστικής πληροφορίας (data reduction), καθώς και για το συνδυασμό πληροφοριών από διαφορετικές πηγές (data integration and fusion). Ως αποτέλεσμα, η επεξεργασία, ανάλυση και παρουσίαση ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων αποτελεί σήμερα ένα σημαντικό πεδίο στην επιστήμη και τεχνολογία των ιατρικών απεικονίσεων. Η σημερινή δυνατότητα δημιουργίας, αποθήκευσης και επεξεργασίας υψηλής ποιότητας ψηφιακών ιατρικών εικόνων και η διαθεσιμότητα υπολογιστών υψηλής απόδοσης και χαμηλού κόστους επιτρέπουν την ανάπτυξη εξελιγμένων τεχνικών και συστημάτων για την αποτελεσματική επεξεργασία και πολυδιάστατη παρουσίαση και εποπτεία ιατρικών δεδομένων, προσφέροντας νέες δυνατότητες για την αξιολόγηση απεικονιστικών ευρημάτων, καθώς και για τη σχεδίαση και αποτίμηση θεραπευτικών παρεμβάσεων[21].

Μέχρι σήμερα, η αξιολόγηση ιατρικών εικόνων γινόταν αποκλειστικά από ειδικευμένους ιατρούς. Ωστόσο, η αξιολόγηση από ιατρούς περιορίζεται πιθανόν από την ενδεχόμενη περιορισμένη γνώση ή ικανότητα του αξιολογούντος, 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. Η υποβοήθηση του ιατρού από τον υπολογιστή στις σχετικές διαδικασίες κρίνεται θεμελιώδης, σε ειδικές περιπτώσεις δε πραγματικά αναγκαία.

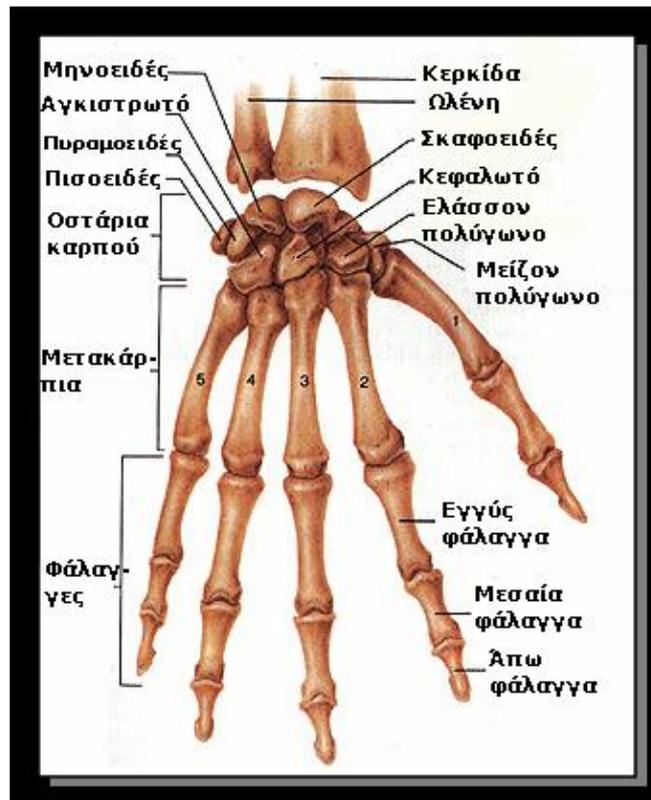
Η τομογραφία σαφώς πλεονεκτεί της ακτινογραφίας, δεδομένου ότι οι απεικονίσεις που μπορούν να προκύψουν από αυτήν είναι πιο αναλυτικές και τριών διαστάσεων. Όμως, μειονεκτήματά της σε σχέση με την ακτινογραφία είναι η σημαντικά αυξημένη έκθεση του εξεταζομένου στην ακτινοβολία, καθώς και το μεγάλο κόστος και η αυξημένη διάρκεια της εξέτασης. Επί πλέον δε, οι αλγόριθμοι 3d ανακατασκευής που χρειάζονται για τις τριών διαστάσεων απεικονίσεις που βασίζονται στην τομογραφία, είναι συνήθως ευρεστικοί και χωρίς πάντα εγγυημένη απόδοση. Από τα προηγούμενα πρέπει να είναι εμφανές ότι εάν βελτιωθεί η επεξεργασία των ακτινογραφιών με αυτοματοποιημένο τρόπο, ώστε να δίνει ικανοποιητική πληροφορία για την υποβοήθηση της ιατρικής διάγνωσης και θεραπευτικής αγωγής, τα οφέλη τόσο για τον υπεύθυνο ιατρό όσο και για τον εξεταζόμενο είναι σημαντικά, καθώς οι ακτινογραφίες είναι εικόνες χαμηλού κόστους, παράγονται ταχέως και με σχετικά μικρή έκθεση του εξεταζομένου σε ακτινοβολία. Προς την κατεύθυνση αυτή κινείται η παρούσα εργασία.

Για περαιτέρω πληροφορίες σχετικά με τη χρήση της ακτινοβολίας στην ιατρική, καθώς και την επεξήγηση του συστήματος λήψης ακτινογραφιών, παραπέμπουμε τον ενδεχομένως ενδιαφερόμενο αναγνώστη στο παράρτημα Α (§Α.1 και §Α.2.)

## **2.9 Δομικά χαρακτηριστικά ανθρώπινου χεριού**

Το χέρι αποτελείται από 54 οστά, τα οποία χωρίζονται σε τρεις διαφορετικές περιοχές: τον καρπό, την παλάμη και τα δάκτυλα. Πρωταρχική λειτουργία του χεριού είναι να επιτρέπει στον οργανισμό να αλληλεπιδρά με το περιβάλλον του, όπως να πιάνει και να αγγίζει αντικείμενα. Επί πλέον, οι άκρες των δακτύλων είναι από τις περιοχές του ανθρώπινου σώματος με τη μεγαλύτερη πυκνότητα νευρικών απολήξεων και επομένως περιοχές μεγάλης αισθητηριακής ευαισθησίας [17].

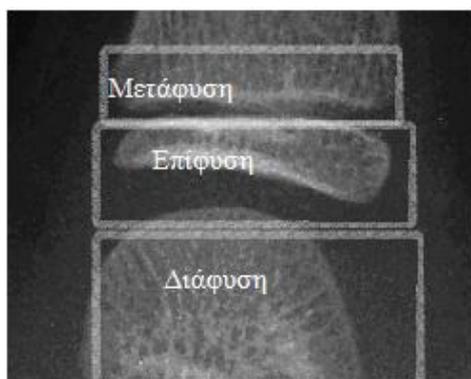
Στα επόμενα (σχήμα 2.9.1.) παρουσιάζονται λεπτομερείς περιγραφές και διαγράμματα των οστών του χεριού (καρπού, παλάμης, και δακτύλων) [18].



Σχήμα 2.9.1: Διάγραμμα οστών χεριού και καρπού ενήλικου ατόμου με τις αντίστοιχες επισημάνσεις των ονομάτων τους

Το χέρι αποτελείται από πολλά μικρά οστά, τα οποία είναι τα οστάρια του καρπού (σκαφοειδές, μηνοειδές, πυραμοειδές, πισοειδές, μείζον πολύγωνο, ελάσσον πολύγωνο, κεφαλωτό, αγκιστρωτό), που είναι παρατεταγμένα σε δύο σειρές, τα μετακάρπια οστάρια που είναι πέντε, καθώς και οι φάλαγγες των δακτύλων. Οι φάλαγγες των δακτύλων είναι τρεις ανά δάκτυλο, εκτός από τον αντίχειρα που έχει δύο φάλαγγες [19]. Συνήθως, οι φάλαγγες ονομάζονται από πάνω προς τα κάτω: άπω, μεσαία και εγγύς φάλαγγα.

Τέλος, στα άκρα των φαλάγγων και μεταξύ αυτών εντοπίζονται η μετάφυση, η επίφυση και η διάφυση, όπως φαίνεται και στο επόμενο σχήμα 2.9.2. Οι περιοχές αυτές είναι πιο εμφανείς στα νεαρά άτομα, αφού δεν έχει ακόμα ολοκληρωθεί η διαδικασία οστεοποίησης. Κατά την ενηλικίωση οι περιοχές αυτές τείνουν να επικαλύπτονται [6].



Σχήμα 2.9.2: Περιοχές μεταξύ φαλάγγων σε ανήλικα άτομα

Τα οστά εξελίσσονται μορφολογικά από τη βρεφική ηλικία μέχρι να πάρουν την τελική τους μορφή κατά την ενηλικίωση. Στα επόμενα φαίνεται ένα παράδειγμα εξέλιξης των φαλάγγων του μέσου δακτύλου. Όπως παρουσιάζεται στο σχήμα 2.9.3, οι επιφύσεις αυξάνονται σε μέγεθος και αλλάζουν σε σχήμα. Στην ενηλικίωση φαίνεται η πρακτική ενσωμάτωση επίφυσης και μετάφυσης [20].



/a/ /b/ /c/ /d/ /e/  
Σχήμα 2.9.3.: a),b),c) πρώτα στάδια , d),e) στάδια ενηλικίωσης

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3**

### ***ΠΡΩΤΟ ΣΤΑΔΙΟ ΝΕΑΣ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑΣ:***

### ***ΕΥΡΕΣΗ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟΥ ΧΕΡΙΟΥ***

#### **3.1 Μεθοδολογία εργασίας**

Αρχικό στάδιο της μεθοδολογίας με την οποία ασχοληθήκαμε είναι η εύρεση του προσανατολισμού του χεριού (συνήθως πάνω/κάτω) στην ακτινογραφική απεικόνιση. Η μεθοδολογία και ο σκοπός της περιγράφονται στη συνέχεια του παρόντος κεφαλαίου. Επόμενο στάδιο αποτελεί η αποτελεσματική αποθορυβοποίηση και κατωφλίωση των ακτινογραφιών του χεριού. Ο σκοπός της κατωφλίωσης στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι η διάκριση της προβολής του χεριού στην ακτινογραφία από τις υπόλοιπες, ουσιαστικά κενές περιεχομένου περιοχές. Εκτεταμένες δοκιμές έδειξαν ότι οι περισσότερες κλασικές μέθοδοι αποθορυβοποίησης με σκοπό την ικανοποιητική κατωφλίωση της εικόνας δεν δίνουν καλά αποτελέσματα. Εξ άλλου, η βιβλιογραφία στη συγκεκριμένη αυτή περιοχή είναι ελλιπής. Στην παρούσα εργασία προτείνεται ένας νέος συνδυασμός αποθορυβοποίησης και κατωφλίωσης, ο οποίος δίνει ιδιαίτερα ικανοποιητικά αποτελέσματα.

#### **3.2 Εύρεση προσανατολισμού χεριού**

Κυρίαρχη ιδέα της παρούσας μεθοδολογίας είναι η προσπάθεια προσομοίωσης της νοητικής διαδικασίας που εφαρμόζουν οι σχετικοί ιατροί στην επεξεργασία της ακτινογραφικής εικόνας για την εξαγωγή των στοιχείων και περιοχών ενδιαφέροντος. Έπειτα από σχετική συνεργασία με ακτινολόγους και ορθοπεδικούς χειρουργούς, διαπιστώθηκε ότι ο κάθε ιατρός έχει συνήθως “αποθηκεύσει” στο μυαλό του ένα μοντέλο των ακτινογραφικών απεικονίσεων των άκρων χειρών που αποτελείται από κλάσεις προτύπων, με βάση το οποίο επεξεργάζεται με το μυαλό του την πληροφορία της κάθε νέας ακτινογραφικής απεικόνισης. Διαπιστώθηκε δε, ότι κάποιοι ιατροί είχαν στο μυαλό τους το σχετικό μοντέλο του χεριού με τον καρπό προς τα πάνω και τα δάχτυλα προς τα κάτω και επομένως απαιτούσαν να δουν την νέα ακτινογραφία με

τον ίδιο προσανατολισμό (με τον καρπό προς τα πάνω και τα δάκτυλα προς τα κάτω), προκειμένου να επεξεργαστούν τη νέα ακτινογραφία με το μυαλό τους. Οι υπόλοιποι όμως ιατροί, είχαν μοντέλο στο μυαλό τους με ακριβώς την αντίθετη φορά, (δηλαδή με τον καρπό προς τα κάτω και τα δάκτυλα προς τα πάνω) και επομένως απαιτούσαν να δουν την ακτινογραφία με τη συγκεκριμένη φορά. Κρίθηκε σκόπιμο, επομένως, να βρεθεί μέθοδος ώστε να αναγνωριστεί ο προσανατολισμός του χεριού στην ακτινογραφία. Η μέθοδος αυτή είναι ακόμα αναγκαία, εάν σαρωθεί ανάποδα η ακτινογραφία κατά τη διαδικασία της ψηφιοποίησης.

Η εύρεση του προσανατολισμού του χεριού στην ακτινογραφία είναι ένα πρώτο βήμα για τον εντοπισμό της θέσης των δακτύλων και της παλάμης στην ακτινογραφία και, σε επόμενο στάδιο των οστών.

Βασική ιδέα της παρούσας μεθοδολογίας είναι η προσπάθεια προσέγγισης και κωδικοποίησης στο μεγαλύτερο δυνατό βαθμό της αλγοριθμικής διαδικασία που εκτελεί με το μυαλό του ο σχετικός ιατρός, όταν κοιτάζει για πρώτη φορά μια νέα ακτινογραφία χεριού. Εκτιμούμε ότι σε πρώτο στάδιο το μυαλό επεξεργάζεται την εικόνα με σκοπό το διαχωρισμό του χεριού από το background, με κύριο εργαλείο την τοπική φωτεινότητα της εικόνας. Έγινε μια πρώτη υπόθεση (σύμφωνα με προτάσεις σχετικών ιατρών), ότι το μυαλό εστιάζει καταρχήν στην περιοχή υψηλής φωτεινότητας, η οποία βρίσκεται στην περιοχή των πυκνών οστών του καρπού και ενδεχόμενα της κερκίδας και της ωλένης. Στη συγκεκριμένη περιοχή η συγκέντρωση των οστών είναι σημαντική (συνολικά 8 οστά συνθέτουν τον καρπό) και κάποια από αυτά έχουν σημαντικό μέγεθος (κερκίδα και ωλένη). Καθ' ομοίωσιν της αλγοριθμικής διαδικασίας, που από ότι φαίνεται χρησιμοποιούν κατ' αρχήν οι ιατροί, επιδιώξαμε να αναπτύξουμε μια μέθοδο ανίχνευσης της περιοχής μέγιστης τοπικής φωτεινότητας. Η διαδικασία αυτή μας έδωσε και την περιοχή ελάχιστης τοπικής φωτεινότητας, μέσω της οποίας μπορούν να προσδιοριστούν χαρακτηριστικά του background.

### **3.2.1 Εισαγωγή της εικόνας στην πλατφόρμα MATLAB**

Ως κύριο χρησιμοποιηθέν εργαλείο επεξεργασίας της ακτινογραφικής εικόνας χρησιμοποιήθηκε η γενικότερη πλατφόρμα MATLAB. Το MATLAB είναι μία υψηλού επιπέδου γλώσσα προγραμματισμού και ένα διαδραστικό περιβάλλον για την ανάλυση δεδομένων και την πραγματοποίηση αριθμητικών υπολογισμών, για την



ανάπτυξη αλγορίθμων, καθώς και για την οπτικοποίηση δεδομένων. Το MATLAB (Matrix Laboratory), όπως και το όνομά του προδίδει, είναι ειδικά σχεδιασμένο για την εκτέλεση υπολογισμών με πίνακες. Η πλατφόρμα του MATLAB με τις ειδικές δυνατότητές της, τις πλούσιες βιβλιοθήκες της και τις διαθέσιμες μεθόδους οπτικοποίησης είναι ένα ισχυρό περιβάλλον για την ταχεία ανάπτυξη πρωτοτύπων αλγορίθμων του τύπου που χρησιμοποιούνται στην παρούσα εργασία (rapid prototyping environment). Το MATLAB μπορεί ακόμα να χρησιμοποιηθεί, πέραν της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος και εικόνας, σε ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών, των τομέων των επικοινωνιών, της υπολογιστικής βιολογίας, της ανάλυσης και σχεδιασμού οικονομικών μοντέλων, κτλ.

Στην παρούσα εργασία έγινε διεξοδική χρήση της εργαλειοθήκης της σχετικής με την επεξεργασία εικόνας (Image Processing toolbox) [25]. Στα επόμενα παρουσιάζεται αναλυτικά η σχετική διαδικασία.

Αρχικά εισάγουμε την εικόνα με την εντολή `imread`: `A = imread(filename, fmt)`. Η εντολή αυτή προκαλεί την ανάγνωση μιας grayscale ή μιας έγχρωμης εικόνας από ένα αρχείο, του οποίου καθορίζεται το όνομα (`filename`). Η εμφάνιση της επιλεγμένης εικόνας γίνεται με τη συνάρτηση `imshow`. Επόμενο βήμα είναι η μετατροπή της εικόνας από RGB σε grayscale με τη συνάρτηση `rgb2gray`. Στη συνέχεια και χάριν ευκολίας μετατρέπουμε την εικόνα σε `single` με τη συνάρτηση `im2single`. Ουσιαστικά γίνεται μια αναγωγή του εύρους φωτεινότητας της εικόνας (τύπου `uint8`) από 0...255 σε 0...1.

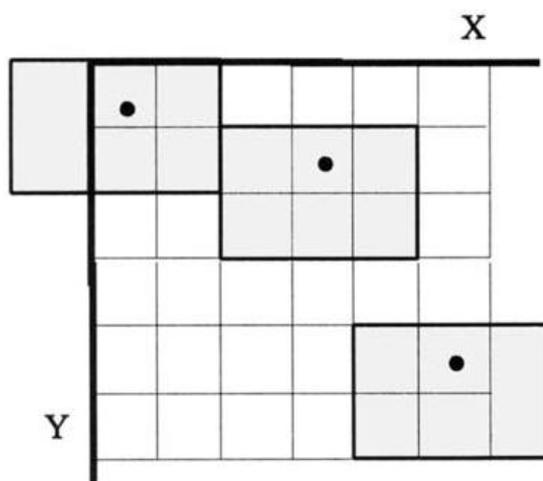
Τέλος, εξ αιτίας του γεγονότος ότι ένα μέρος από τις ακτινογραφίες που επεξεργαστήκαμε έχουν συλλεγεί από διάφορους ιατρούς, ενώ άλλες έχουν ληφθεί από ιατρικούς άτλαντες, οι σχετικές εικόνες είχαν διαφορετική ανάλυση και διαφορετικές διαστάσεις. Προκειμένου δε να ελαττώσουμε το χρόνο επεξεργασίας μεγάλων εικόνων (αυτών που το μέγεθός τους ξεπερνούσε κατά πολύ τις διαστάσεις 1000x1000 pixels), χρησιμοποιήσαμε τη συνάρτηση `imresize`, με σύνταξη `B = imresize(A, κλίμακα)`, για να σμικρύνουμε τις εικόνες αυτές. Η συνάρτηση `imresize` στη σχετική διαδικασία χρησιμοποιεί τη μέθοδο παρεμβολής (interpolation). Ωστόσο, για την αποφυγή προβλημάτων επικάλυψων στη νέα εικόνα αλλά και απώλειας πληροφορίας, χρησιμοποιήθηκε η παράμετρος `bicubic`, ώστε κατά την παρεμβολή η τιμή του εκάστοτε παραγόμενου pixel να είναι ο σταθμισμένος μέσος όρος των τιμών

των pixels σε μια γειτονιά 4x4 pixels. Στη χρήση της imresize επιλέξαμε κατάλληλη τιμή μικρότερη του 1 για την παράμετρο κλίμακα (scale), για να πετύχουμε διαστάσεις εικόνας κοντά στα 1000x1000 pixels.

### 3.2.2 Διαδικασία «ολίσθησης» παραθύρου ή «κυλιόμενο» παράθυρο

Προκειμένου να διαχωρίσουμε τις περιοχές υψηλής και χαμηλής φωτεινότητας και να χρησιμοποιήσουμε την πληροφορία αυτή για την εύρεση του προσανατολισμού του χεριού, χρησιμοποιήθηκε μια διαδικασία ολίσθησης ορθογώνιων παραθύρων σε γειτονιές pixels της εικόνας.

Με τη διαδικασία που ονομάζεται «ολίσθηση» παραθύρου ή «κυλιόμενο» παράθυρο, ένα τετραγωνικό ή ορθογώνιο παράθυρο ολισθαίνει κατά ένα συγκεκριμένο αριθμό pixels, συνήθως στον οριζόντιο ή κατακόρυφο άξονα. Σε κάθε νέα θέση του παραθύρου εφαρμόζεται μια συγκεκριμένη συνάρτηση πάνω στα pixels του παραθύρου και η τιμή που προκύπτει αποδίδεται ως τιμή ενός pixel (το οποίο λέγεται κεντρικό) μιας νέας εικόνας (εικ. 3.2.2.1). Το pixel αυτό έχει στη νέα εικόνα την θέση που έχει το κεντρικό pixel στην παλαιά εικόνα. Η νέα εικόνα επομένως έχει τις ίδιες διαστάσεις με την παλαιά, αλλά λόγω του τρόπου ορισμού του παραθύρου και του κεντρικού pixel υπάρχει ένα περιθώριο στα τέσσερα άκρα της εικόνας (πάνω, κάτω, δεξιά, αριστερά) στα pixels του οποίου δεν έχει αποδοθεί τιμή. Η επεξεργασία μας εν γένει επικεντρώνεται στις περιοχές της νέας εικόνας στις οποίες έχουν όντως αποδοθεί τιμές από τη διαδικασία ολίσθησης παραθύρου.



Εικόνα 3.2.2.1: Ένα 3x2 παράθυρο ολίσθησης. Το παράθυρο (γκρι περιοχή), εμφανίζεται σε τρεις διαφορετικές θέσεις. Σε ορισμένες περιπτώσεις το παράθυρο βγαίνει έξω από τα όρια της εικόνας και απαιτείται «γέμισμα» (συνήθως το γέμισμα γίνεται με μηδενικά). Το παράθυρο ολισθαίνει, ένα στοιχείο τη φορά, πάνω από όλη την εικόνα. Η τελεία παριστάνει το «κεντρικό» pixel.

Το «κεντρικό» pixel θα είναι στο κέντρο της ορθογώνιας γειτονιάς των pixels του παραθύρου, μόνο αν το παράθυρο ολίσθησης είναι περιττών διαστάσεων. Άλλως, το «κεντρικό» pixel τοποθετείται κατά σύμβαση σε ένα από τα σημεία του παραθύρου. Παραδείγματος χάριν, θα μπορούσε να τοποθετηθεί στην άνω αριστερή πλευρά του παραθύρου. Στην εικόνα 3.2.2.1 το κεντρικό pixel έχει τοποθετηθεί στη μεσαία θέση της άνω σειράς pixels του παραθύρου [43]. Όπως ήδη αναφέρθηκε, συνήθως παρουσιάζεται πρόβλημα στα άκρα της εικόνας, όταν ένα μέρος του παραθύρου βγαίνει έξω από τα όρια της εικόνας (εικ.3.2.2.1, πάνω αριστερά παράθυρο). Η αντιμετώπιση του θέματος αυτού συνήθως γίνεται κατά περίπτωση και κατά την κρίση του ερευνητή. Στη συγκεκριμένη εργασία, όπως προαναφέρθηκε αγνοήσαμε τις ακραίες ζώνες προβληματικής τιμής της νέας εικόνας.

Ο γενικός αλγόριθμος της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου περιλαμβάνει τα εξής βήματα [25]:

- 1.Επιλέγουμε ένα αρχικό pixel.
- 2.Ορίζουμε το παράθυρο με το pixel αυτό ως κεντρικό σημείο.
- 3.Εφαρμόζουμε τη συνάρτηση που μας ενδιαφέρει στις τιμές των pixels του παραθύρου.
- 4.Βρίσκουμε το pixel στην παραγόμενη εικόνα, του οποίου η θέση αντιστοιχεί σε αυτή του κεντρικού pixel του παραθύρου παρατήρησης στην αρχική εικόνα. Θέτουμε στο pixel αυτό το αποτέλεσμα της συνάρτησης που εφαρμόστηκε στην αντίστοιχη γειτονιά στην αρχική εικόνα .
5. Επαναλαμβάνουμε τα βήματα 1 έως 4 για κάθε pixel της αρχικής εικόνας, συνήθως ακολουθώντας μια συγκεκριμένη διαδικασία σάρωσης της νέας εικόνας.
6. Σε πολλές περιπτώσεις η ολίσθηση του «κεντρικού» pixel του παραθύρου γίνεται κατά ένα αριθμό pixels μεγαλύτερο του ενός στον οριζόντιο ή/και στον κατακόρυφο άξονα. Στην περίπτωση αυτή, προφανώς, η προκύπτουσα νέα εικόνα έχει μικρότερες διαστάσεις από την αρχική. Στην εργασία αυτή δεν χρησιμοποιήθηκε αυτή η δυνατότητα, εκτιμάται όμως ότι η χρησιμοποίησή της σε επόμενη εργασία θα μειώσει σαφώς τον υπολογιστικό όγκο της επεξεργασίας.

Για την εφαρμογή της διαδικασίας ολίσθησης παραθύρου, χρησιμοποιήσαμε τη συνάρτηση `nlfilter` του MATLAB. Η `nlfilter` δέχεται ως ορίσματα της μία εικόνα, το μέγεθος της γειτονιάς, μια συνάρτηση που αποδίδει βαθμωτές τιμές και θα εφαρμοστεί στα pixels της κάθε γειτονιάς, ενώ δίνει ως αποτέλεσμα μια εικόνα ίδιου μεγέθους με την αρχική εικόνα. Η `nlfilter` υπολογίζει μία τιμή για κάθε pixel στην παραγόμενη εικόνα, αποτιμώντας τη συνάρτηση για όλα τα pixels της γειτονιάς του αντίστοιχου κεντρικού pixel στην αρχική εικόνα. Η σύνταξη της συνάρτησης είναι:  $B = \text{nlfilter}(A, [m \ n], \text{fun})$ , η οποία ορίζει ότι η συνάρτηση `fun` θα εφαρμοστεί σε κάθε  $m \times n$  παράθυρο ολίσθησης στην grayscale εικόνα  $A$ . Η `fun` είναι η συνάρτηση που δέχεται έναν πίνακα  $m \times n$  ως όρισμα και δίνει βαθμωτό αποτέλεσμα.

Κατά την επεξεργασία των ακτινογραφιών χεριού, προκειμένου να βρεθούν οι περιοχές μέγιστης και ελάχιστης φωτεινότητας, ακολουθήθηκε η προηγουμένως περιγραφείσα διαδικασία ολίσθησης κατάλληλου παραθύρου. Η επιλογή των διαστάσεων του παραθύρου έγινε, έτσι ώστε αυτές να είναι περίπου ίσες με το πλάτος της βάσης του μεσαίου δακτύλου του κάθε χεριού (πρόκειται περίπου για το 1/10 της οριζόντιας διάστασης της εικόνας), καθότι θεωρήθηκε αναγκαίο το παράθυρο να μπορεί να “βλέπει” περιοχές που περιλαμβάνουν τα οριζόντια ή κάθετα όρια των δακτύλων καθώς τα διαπερνάει. Έτσι επιλέγεται ένα τετραγωνικό παράθυρο παρατήρησης με διαστάσεις  $m=n$ , όπου  $m, n$  είναι περίπου ίσα με το πλάτος της βάσης του μεσαίου δακτύλου. Αξίζει να σημειωθεί ότι επιχειρήθηκαν διεξοδικές επαναλήψεις του αλγορίθμου, προκειμένου να καταλήξουμε σε αυτή την παραδοχή, η οποία όσον αφορά στα δείγματα που επεξεργαστήκαμε, λειτουργεί πολύ ικανοποιητικά.

Μετά την επιλογή των διαστάσεων του παραθύρου, σειρά έχει η διαδοχική εφαρμογή της διαδικασίας ολίσθησης παραθύρου. Αρχικά, ορίζουμε ως συνάρτηση `fun` στην `nlfilter`, τη σχέση που αποδίδει στο εκάστοτε κεντρικό pixel το άθροισμα των τετραγώνων των τιμών των pixels της αντίστοιχης γειτονιάς του. Ο λόγος που επιχειρήσαμε να υψώσουμε στο τετράγωνο τις τιμές σε κάθε γειτονιά pixel, είναι ότι αποτελεί μία απλή μέθοδο αποθορυβοποίησης, ενώ παράλληλα διαχωρίζει αισθητά την περιοχή του background ενισχύοντας τη φωτεινότητα στα pixels που έχουν υψηλές τιμές, δηλαδή τις περιοχές ενδιαφέροντος (περιοχή των δακτύλων και ιδίως την περιοχή του καρπού), προκειμένου να επιτύχουμε τον επιθυμητό διαχωρισμό των περιοχών μέγιστης και ελάχιστης φωτεινότητας.

Στη συνέχεια, προκειμένου να αποφύγουμε ζώνες προβληματικής τιμής στη νέα εικόνα που, όπως περιγράψαμε προηγουμένως, εισάγεται με την εφαρμογή της διαδικασίας ολίσθησης παραθύρου σε περιοχές γειτνίασης pixels, “κόψαμε” κατάλληλα την προηγουμένως παραγόμενη εικόνα, έτσι ώστε να αφαιρεθεί το στρώμα προβληματικών ζωνών που εισάγεται με την παραπάνω διαδικασία, αφού οι περιοχές αυτές αλλοιώνουν το background και την περιοχή ελάχιστης φωτεινότητας. Τέλος, απομονώνουμε τις γειτονιές ελάχιστης και μέγιστης φωτεινότητας, όπως αυτές προέκυψαν από τη διαδικασία ολίσθησης παραθύρου, ενώ τις απεικονίζουμε στην αρχική εικόνα προσδιορίζοντας έτσι και τον προσανατολισμό της εικόνας.

Στα επόμενα παρουσιάζονται κομμάτι του κώδικα που περιγράφει τη διαδικασία εξαγωγής των περιοχών εμφάνισης μέγιστης και ελάχιστης φωτεινότητας, αλλά και παραδείγματα της διαδικασίας εύρεσης του προσανατολισμού του χεριού.

```
close all
clear all
```

```
filename='hand4.jpg';
I=imread(filename);
figure,imshow(I);title('rgb original image');%αρχική εικόνα rgb
I=rgb2gray(I);%μετατροπή εικόνας σε grayscale
figure,imshow(I);title('grayscale image');%εικόνα grayscale
Io = im2single(I);% μετατροπή εικόνας σε single-κανονικοποίηση φωτεινότητας από
0...255 σε 0...1
figure,imshow(Io)
Io = imresize(Io,0.25);%σμίκρυνση εικόνας ώστε να έχει μέγεθος της τάξης
1000x1000 pixels
figure,imshow(Io)
```

```
%% διαδικασία κυλιόμενου παραθύρου
```

```
m=101;
n=101;%διαστάσεις παραθύρου ολίσθησης. Η επιλογή έγινε με βάση το πλάτος του
μεσαίου δακτύλου
```

```
window=[m n];
central=floor([m n]/2)+1;
```

```
fun = @(x) sum(x(:).^2);% ορισμός συνάρτησης που θα εφαρμοστεί στη γειτονιά
κάθε pixel.
B = nlfiter(Io,[m n],fun);% εφαρμογή διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου
```

```

maxim =max(max(B));
B=B/maxim;% κανονικοποίηση εικόνας που προέκυψε από τη διαδικασία
κυλιόμενου παραθύρου
figure, imshow(B);title('neighbourhood sliding operation');

I2 = imcrop(B, [(round(m/2)+1) (round(n/2)+1) (size(B,2)-n-1) (size(B,1)-m-
1)]);%αποβολή του zero padding που η διαδικασία κυλιόμενου παραθύρου εισάγει
στην εικόνα.
figure,imshow(I2);title('cropped image')

[c i]=min(I2);
[a j]=min(min(I2)); % εύρεση συντεταγμένων του pixel που εμφανίζει την ελάχιστη
φωτεινότητα

[b v]=max(I2);
[d w]=max(max(I2));

x=j+round(m/2);
y=i(j)+round(n/2);% εύρεση συντεταγμένων του pixel που εμφανίζει τη μέγιστη
φωτεινότητα

xmax=w+round(m/2); % κανονικοποίηση των συντεταγμένων ώστε να ταιριάζουν
στην αρχική εικόνα,λόγω του "κοψίματος" της εικόνας I2 για την αποβολή του zero
padding
ymax=v(w)+round(n/2);

im1=imcrop(Io,[round(x-m/2+1) round(y-n/2+1) m-1 n-1]);%απόμονωση περιοχής
που εμφανίζει την ελάχιστη φωτεινότητα
figure,imshow(im1);title('window of minimum');

im2=imcrop(Io,[round(xmax-m/2+1) round(ymax-n/2+1) m-1 n-1]);% απόμονωση
περιοχής που εμφανίζει τη μέγιστη φωτεινότητα
figure,imshow(im2);title('window of maximum');

figure %εμφάνιση περιοχών ελάχιστης και μέγιστης φωτεινότητας πάνω στην εικόνα
που προέκυψε από τη διαδικασία κυλιόμενου παραθύρου ,αλλά μετά την αποβολή
του zero padding
imshow(I2); title('cropped image')
hold on
rectangle('Position',[round((j)-m/2+1),round(i(j)-n/2+1),m-1,n-1],'EdgeColor','r')
hold on
rectangle('Position',[round((w)-m/2+1),round(v(w)-n/2+1),m-1,n-1],'EdgeColor','g')
hold off

figure % εμφάνιση περιοχών ελάχιστης και μέγιστης φωτεινότητας πάνω στην
αρχική εικόνα –προσδιορισμός προσανατολισμού
imshow(Io); title('original image')
hold on
rectangle('Position',[round(x-m/2+1),round(y-n/2+1),m-1,n-1],'EdgeColor','r')

```

```

hold on
rectangle('Position',[round(xmax-m/2+1),round(ymax-n/2+1),m-1,n-
1],'EdgeColor','g')
hold off

if ymax>round (size(Io)/2) %επισήμανση προσανατολισμού
    figure,imshow(Io);title('prosanatolismos me ta daktula pros ta panw');
else
figure,imshow(Io);title('prosanatolismos me ta daktula pros ta katw');
end

```

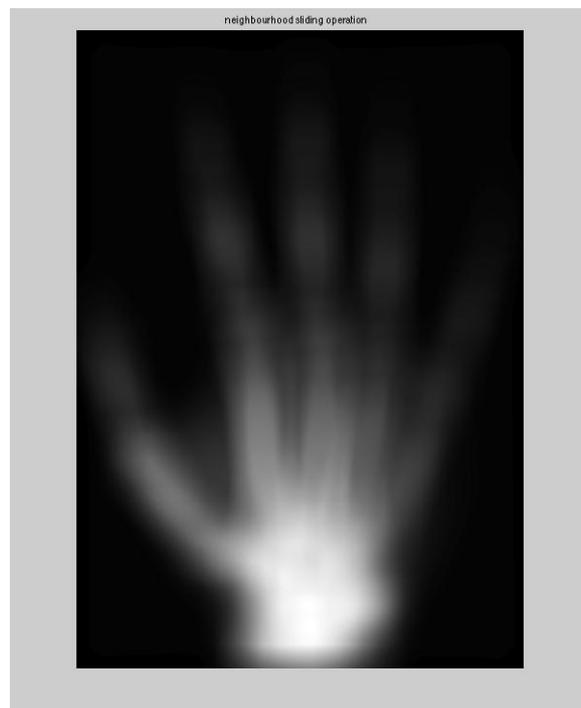
Αποτελέσματα προσδιορισμού προσανατολισμού σε διάφορες ακτινογραφίες :



Εικόνα 3.2.2.2.: Αρχική εικόνα

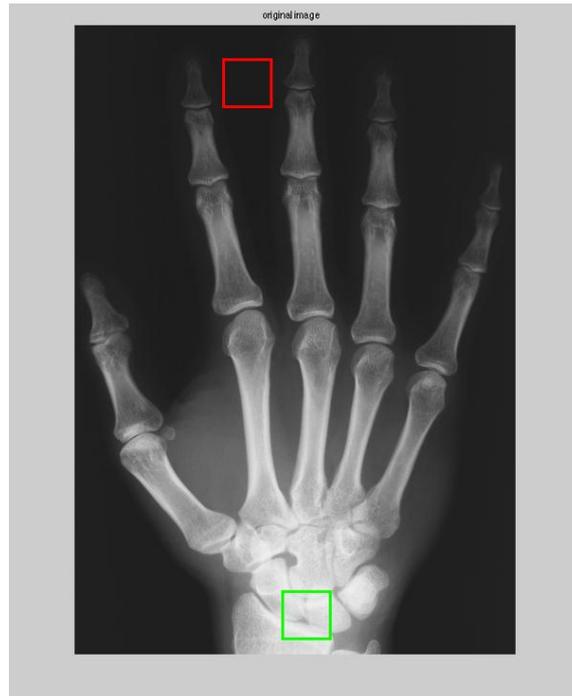


Εικόνα 3.2.2.3: Grayscale (γκρίζα) εικόνα



Εικόνα 3.2.2.4: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας παραθύρου ολίσθησης  
Από την εικόνα 3.2.2.4 φαίνεται ο διαχωρισμός των περιοχών background και της περιοχής υψηλής φωτεινότητας.





Εικόνα 3.2.2.5: Αρχική εικόνα με εμφάνιση των περιοχών υψηλής(κόκκινο) και χαμηλής (πράσινο) φωτεινότητας



Εικόνα 3.2.2.6: Αρχική εικόνα με επισήμανση του προσανατολισμού στον τίτλο της εικόνας (προσανατολισμός με τα δάκτυλα προς τα πάνω)

Από την εικόνα 3.2.2.5 φαίνεται ο επιτυχής διαχωρισμός των περιοχών υψηλής και χαμηλής φωτεινότητας. Όπως ήταν αναμενόμενο η περιοχή μέγιστης φωτεινότητας εμφανίζεται στην περιοχή του καρπού.

Η παραπάνω διαδικασία εφαρμόζεται και σε ακτινογραφία αντίστροφης φοράς (καρπός προς τα πάνω και δάκτυλα προς τα κάτω).



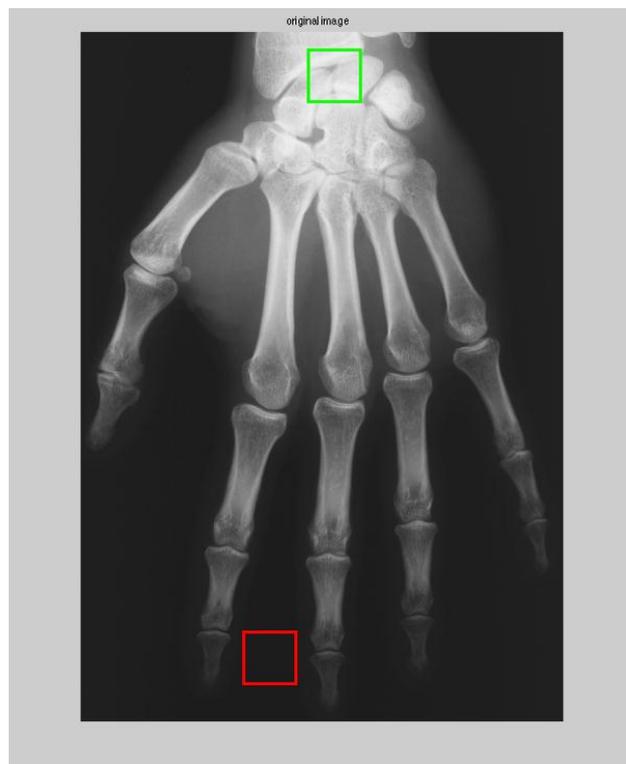
Εικόνα 3.2.27.: Αρχική εικόνα



Εικόνα 3.2.2.8: Grayscale (γκρίζα) εικόνα



Εικόνα 3.2.2.9: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας παραθύρου ολίσθησης



Εικόνα 3.2.2.10: Αρχική εικόνα με εμφάνιση των περιοχών υψηλής(κόκκινο) και χαμηλής (πράσινο) φωτεινότητας

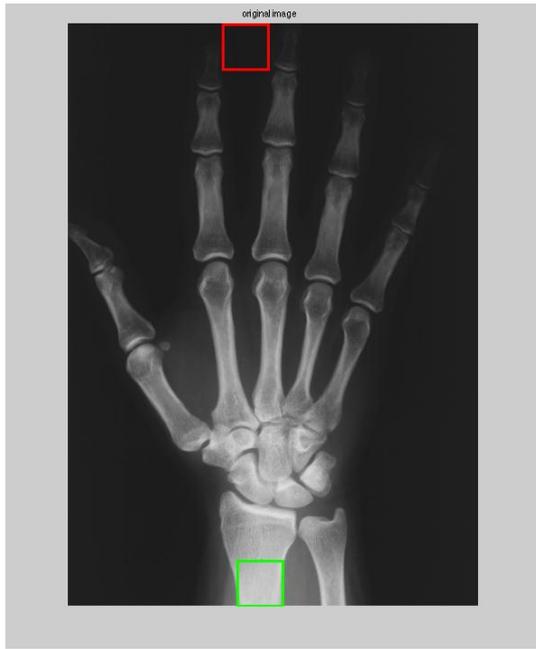
prosanatolismos me ta daktula pros ta katw



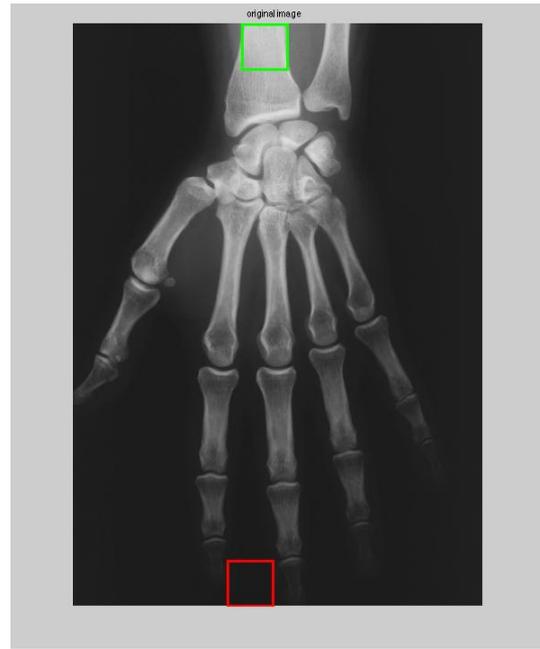
Εικόνα 3.2.2.11: Αρχική εικόνα με επισήμανση του προσανατολισμού στον τίτλο της εικόνας (προσανατολισμός με τα δάκτυλα προς τα κάτω)

Από τη σύγκριση των εικόνων 3.2.2.5 και 3.2.2.10 προκύπτει το συμπέρασμα ότι ο αλγόριθμος που προτάθηκε έχει τη δυνατότητα διαχωρισμού των περιοχών υψηλής και χαμηλής φωτεινότητας σε ακτινογραφία χεριού. Με αυτό τον τρόπο, ακόμα και σε εικόνες με έντονο θόρυβο μπορούμε να αποφανθούμε για τον προσανατολισμό της ακτινογραφίας, ανάλογα με το αν η περιοχή υψηλής φωτεινότητας βρίσκεται στο πάνω ή στο κάτω μέρος της εικόνας, η οποία αντιστοιχεί σε κάποια περιοχή του καρπού ή στην κερκίδα και την ωλένη, όπως και περιμέναμε, ενώ παράλληλα από την περιοχή της χαμηλής φωτεινότητας έχουμε μια εκτίμηση της περιοχής του background.

Επί πλέον παραδείγματα της εφαρμογής:

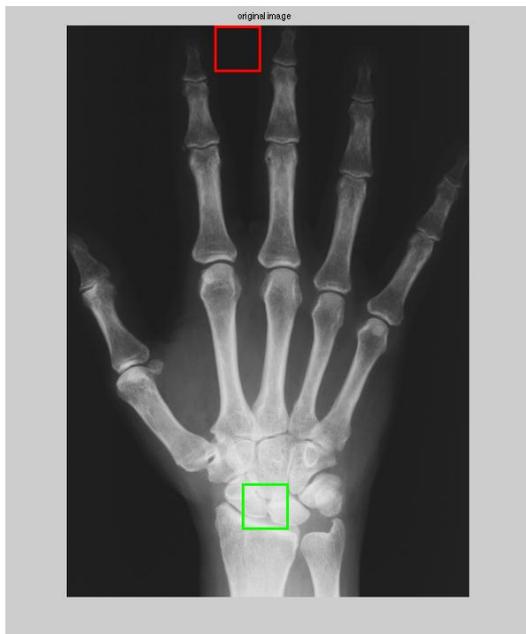


(a)

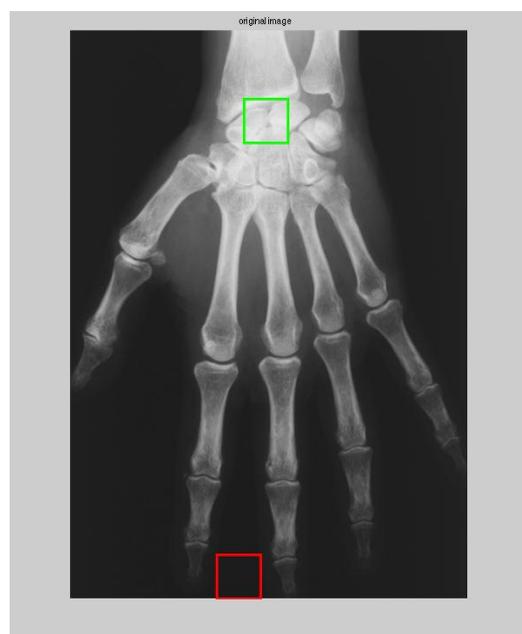


(b)

Εικόνα 3.2.2.11: Δεύτερο παράδειγμα προσδιορισμού προσανατολισμού σε ακτινογραφία χεριού



(a)



(b)

Εικόνα 3.2.2.12: Παράδειγμα τρίτο προσδιορισμού προσανατολισμού σε ακτινογραφία χεριού

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάστηκε μία αποδοτική διαδικασία για την εύρεση του προσανατολισμού του ακτινογραφημένου χεριού, ανάλογα με το αν ο καρπός είναι προς τα πάνω ή προς τα κάτω. Στο κεφάλαιο 6, ασχολούμαστε και με την εύρεση του εάν το προς εξέταση χέρι είναι δεξί ή αριστερό, ή σε περίπτωση που έχουμε ιατρική πληροφορία για το ποιο χέρι επεξεργαζόμαστε στην εκάστοτε ακτινογραφία από τον υπεύθυνο ιατρό (δηλαδή αν είναι γνωστό εάν πρόκειται για αριστερό ή δεξί χέρι εξ αρχής), να μπορούμε να αποφανθούμε για το εάν μια ακτινογραφία που έχει ληφθεί με την παλάμη προς την ακτινογραφική πλάκα (en face), έχει σαρωθεί ανάποδα ή όχι κατά τη διαδικασία ψηφιοποίησής της.

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

## *ΠΡΩΤΗ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ ΚΑΤΩΦΛΙΩΣΗΣ-*

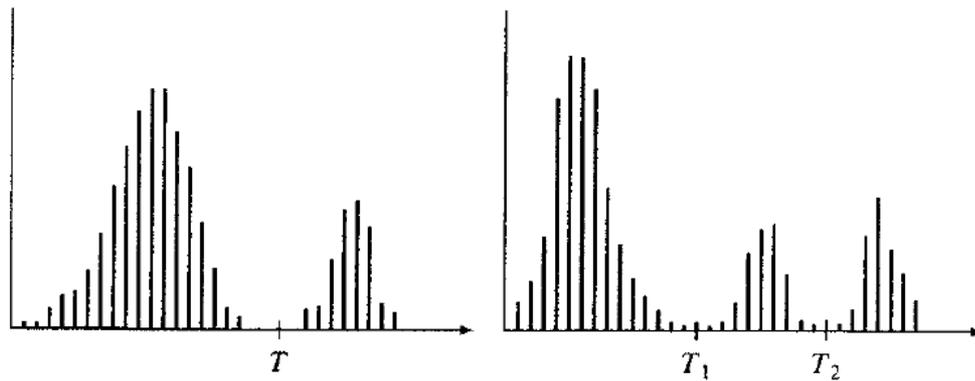
### *ΣΥΝΗΘΕΙΣ ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΤΩΦΛΙΩΣΗΣ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΣΕ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΕΣ ΧΕΡΙΩΝ*

#### 4.1 Θεμελίωση της έννοιας της κατωφλίωσης

Εάν θεωρήσουμε ότι το ιστόγραμμα της εικόνας 4.1.1(α) αντιστοιχεί σε μια εικόνα  $f(x,y)$ , αποτελούμενη από φωτεινά αντικείμενα σε σκοτεινό background, με τέτοιο τρόπο ώστε τα pixels του αντικειμένου και του background να έχουν ομαδοποιημένα gray levels σε δύο κυρίαρχες περιοχές, τότε ένας προφανής τρόπος για να εξάγουμε το αντικείμενο ενδιαφέροντος από το background είναι να διαλέξουμε ένα κατώφλι  $T$  που να διαχωρίζει αυτές τις δύο περιοχές. Κατ' αυτόν τον τρόπο, οποιοδήποτε σημείο  $(x,y)$  για το οποίο ισχύει  $f(x,y) > T$  καλείται σημείο του αντικειμένου ενδιαφέροντος, αλλιώς καλείται σημείο του background [1].

Ας εξεταστεί μια ιδεατή περίπτωση, η οποία φαίνεται στο σχήμα 4.1.1, όπου στο ιστόγραμμα μιας γκριζας εικόνας  $f(x,y)$  υπάρχει μία βαθιά και απότομη “κοιλιάδα” ανάμεσα στις δύο κορυφές που αντιστοιχούν στα αντικείμενα (η μία) και το φόντο (η άλλη), τότε το επιθυμητό κατώφλι  $T$  επιλέγεται να είναι η μικρότερη τιμή της κοιλιάδας αυτής. Ένας τρόπος επιλογής του κατωφλίου είναι με οπτική παρατήρηση του ιστογράμματος της εικόνας. Το ιστόγραμμα της εικόνας 4.1.1(α) έχει δύο ξεχωριστές περιοχές, έτσι είναι εύκολο να επιλεγεί το κατώφλι  $T$  στην περιοχή που χωρίζει τις δύο αυτές περιοχές. Άλλη μέθοδος επιλογής κατωφλίου είναι η δοκιμαστική (trial and error), όπου επιλέγουμε διαφορετικά κατώφλια μέχρι να πάρουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα.

Η εικόνα 4.1.1.(β) παρουσιάζει μια πιο γενική περίπτωση προσέγγισης της κατωφλίωσης, όπου τρεις κυρίαρχες περιοχές χαρακτηρίζουν το ιστόγραμμα της εικόνας (π.χ. δύο είδη φωτεινών αντικειμένων σε ένα σκοτεινό background). Σε αυτή την περίπτωση, η πολυεπίπεδη κατωφλίωση κατατάσσει ένα σημείο  $(x,y)$  ως ανήκον στο ένα αντικείμενο εάν  $T_1 < f(x,y) \leq T_2$ , στο δεύτερο αντικείμενο εάν  $f(x,y) > T_2$  ή στο background εάν  $f(x,y) \leq T_1$ .



Εικόνα 4.1.1: Gray-level ιστογράμματα που μπορούν να διαχωριστούν από (α) ένα κατώφλι και (β) πολλαπλά κατώφλια.

Μπορούμε, λοιπόν, να θεωρήσουμε την κατωφλίωση ως μια διαδικασία που περιλαμβάνει την εξέταση μιας συνάρτησης  $T$  της μορφής :

$$T=T[x,y,p(x,y),f(x,y)]$$

όπου  $f(x,y)$  είναι το gray level του σημείου  $(x,y)$  και  $p(x,y)$  δηλώνει κάποια τοπική ιδιότητα αυτού του σημείου, όπως π.χ. η μέση τιμή των gray levels μιας γειτονιάς pixels με κέντρο το σημείο  $(x,y)$ . Μια κατωφλιωμένη εικόνα  $g(x,y)$  ορίζεται ως :

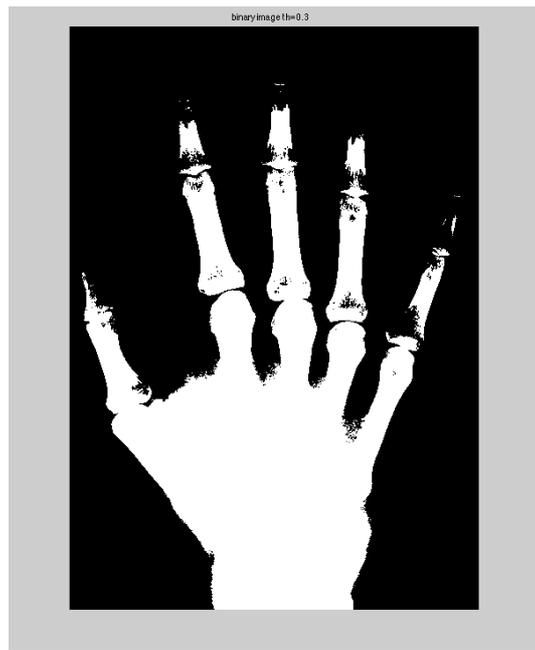
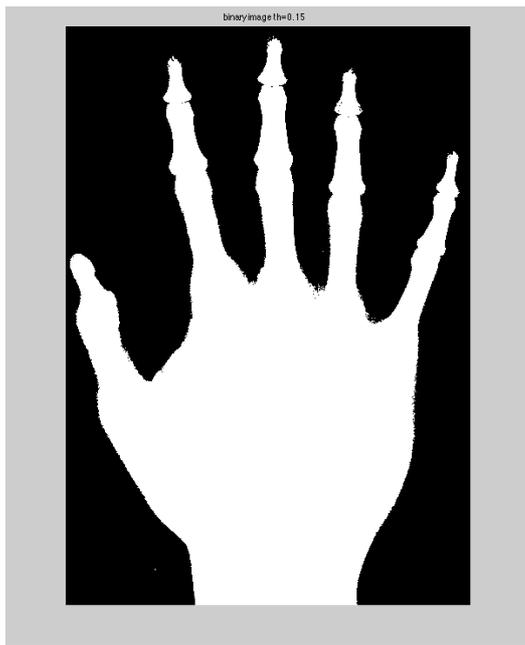
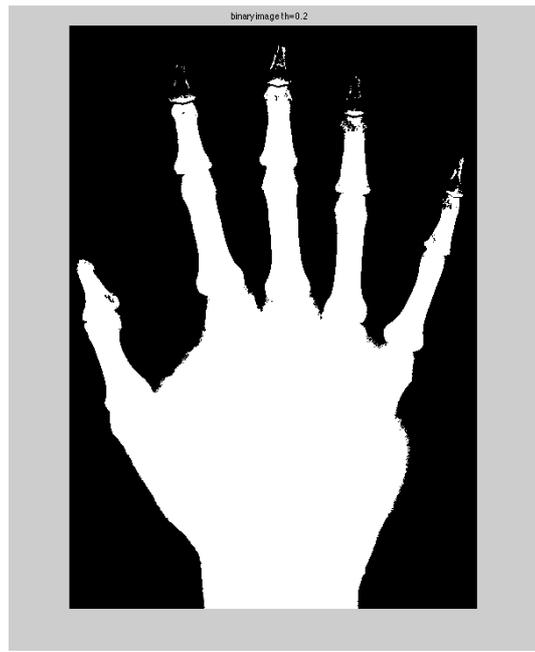
$$g(x,y) = \begin{cases} 1, & \text{εάν } f(x,y) > T \\ 0, & \text{εάν } f(x,y) \leq T \end{cases} \quad (4.1.1)$$

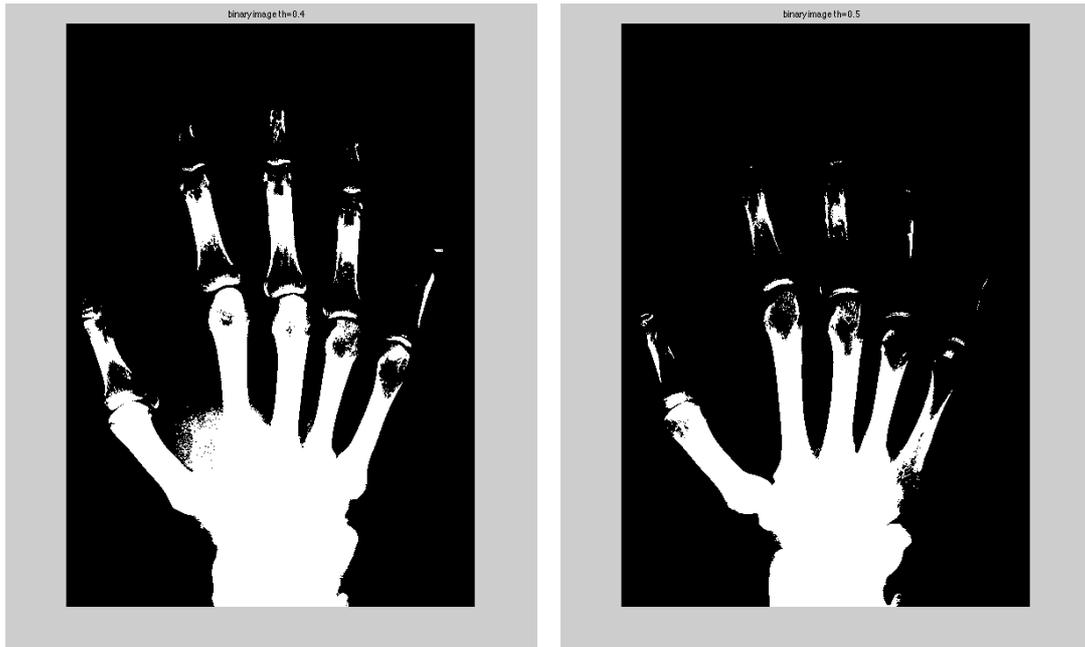
Άρα, τα pixels με τιμή 1 αντιστοιχούν στο αντικείμενο, ενώ τα pixels με τιμή 0 αντιστοιχούν στο background.

Όταν το κατώφλι  $T$  εξαρτάται μόνο από την  $f(x,y)$  (δηλ., μόνο από τις gray level τιμές) το κατώφλι ονομάζεται γενικό (global). Εάν το  $T$  εξαρτάται τόσο από την  $f(x,y)$  όσο και από την  $p(x,y)$ , το κατώφλι ονομάζεται τοπικό. Εάν, επιπροσθέτως, το  $T$  εξαρτάται από τις χωρικές συντεταγμένες  $x$  και  $y$ , το κατώφλι καλείται δυναμικό ή προσαρμόσιμο (adaptive) [1]. Εφαρμογή της παραπάνω διαδικασίας, όμως, σε ακτινογραφίες απέδειξε ότι είναι μια χρονοβόρα διαδικασία.

Στα επόμενα ακολουθούν παραδείγματα εφαρμογών επιλογής κατωφλίου με το χέρι για ψηφιοποιημένες ακτινογραφικές απεικονίσεις χεριών:







Εικόνα 4.1.2: Παραδείγματα χειροκίνητης επιλογής κατώφλιου σε ακτινογραφία χεριού.

#### 4.2 Αυτόματη επιλογή κατώφλιου των Gonzales και Woods

Μία πρώτη προσέγγιση της αυτόματης επιλογής κατώφλιου έγινε από τους Gonzales και Woods [1], οι οποίοι περιέγραψαν την παρακάτω επαναληπτική διαδικασία :

- I. Επιλέγεται μια αρχική εκτίμηση για το κατώφλι  $T$  (μια προτεινόμενη αρχική εκτίμηση είναι το μέσο μεταξύ της ελάχιστης και μέγιστης τιμής της έντασης της εικόνας)
- II. Τμηματοποιείται η εικόνα χρησιμοποιώντας το  $T$ . Έτσι, θα προκύψουν δυο ομάδες pixel: η  $G1$ , αποτελούμενη από όλα τα pixels με τιμές έντασης  $\geq T$ , και η  $G2$  αποτελούμενη από τα pixels με τιμές  $< T$ .
- III. Υπολογίζεται ο μέσος όρος των τιμών έντασης  $\mu_1$  και  $\mu_2$  για τα pixel κάθε περιοχής  $G1$  και  $G2$ .
- IV. Υπολογίζεται ένα νέο κατώφλι:  $T = 1/2(\mu_1 + \mu_2)$
- V. Επαναλαμβάνονται τα βήματα (ii) έως (iv) μέχρι η διαφορά μεταξύ δύο διαδοχικών τιμών του  $T$ , όπως αυτές υπολογίστηκαν από την περιγραφείσα διαδικασία, να είναι μικρότερη από μια προεπιλεγμένη τιμή  $T_0$ .

Στο matlab η επαναληπτική αυτή μέθοδος έχει ως εξής :

$T_0=0.5;$

```

T=0.5*(double(min(Io(:)))+double(max(Io(:))));
done=false;
while ~done
g=Io>=T;
Tnext=0.5*(mean(Io(g))+mean(Io(~g)));
done=abs(T-Tnext)<To;
T=Tnext;
end

```

Η εφαρμογή της σε ακτινογραφία χεριού έχει ως αποτέλεσμα :

binary image via gonzalez&woods



Εικόνα 4.2.1: Κατωφλιωμένη εικόνα με τον επαναληπτικό αλγόριθμο των Gonzales και Woods

Παρατηρούμε ότι η εφαρμογή του πρώτου αυτόματου αλγορίθμου δεν έχει τα επιθυμητά αποτελέσματα σε ακτινογραφική απεικόνιση χεριού.

### 4.3 Αυτόματη επιλογή κατωφλίου-Μη παραμετρική μέθοδος κατωφλίωσης Otsu

Για την αυτόματη επιλογή κατωφλίου ο Nobuyuki Otsu το 1979 [28] πρότεινε μια μη παραμετρική μέθοδο κατωφλίωσης, η οποία είναι βασισμένη στο ιστόγραμμα της εικόνας. Η μέθοδος αυτή αναλύεται παρακάτω.

Έστω ότι τα pixels της εικόνας διακρίνονται σε  $L$  διακριτά επίπεδα γκριζου τόνου  $[1, 2, \dots, L]$  και έστω  $n_i$  το πλήθος των pixels που έχουν επίπεδο γκριζου τόνου  $i$  και  $N=n_1+n_2+\dots+n_L$  το συνολικό πλήθος των pixels της εικόνας.

Για λόγους απλότητας το ιστόγραμμα κανονικοποιείται και θεωρείται σαν μια κατανομή πιθανότητας, όπου:

$$p_i = \frac{n_i}{N} \text{ και } p_i \geq 0, \sum_{i=1}^L p_i = 1 \quad (4.3.1)$$

Υποθέτουμε ότι για μια τιμή κατωφλίου  $T$  δημιουργούνται δύο κλάσεις  $C_0$  και  $C_1$  (παρασκήνιο και αντικείμενα ενδιαφέροντος, αντίστοιχα). Η  $C_0$  αναφέρεται στα pixels με τιμές επιπέδων γκριζου  $[1,2,\dots,T]$ , και η  $C_1$  αναφέρεται στα pixels με τιμές επιπέδων γκριζου  $[T+1,T+2,\dots,L]$ . Συνεπώς, οι αντίστοιχες πιθανότητες για τις κλάσεις και οι αντίστοιχες μέσες τιμές τους θα είναι:

$$\omega_0 = \Pr(C_0) = \sum_{i=0}^T p_i = \omega(T) \quad (4.3.2)$$

$$\omega_1 = \Pr(C_1) = \sum_{i=T+1}^L p_i = 1 - \omega(T) \quad (4.3.3)$$

$$\mu_0 = \sum_{i=0}^T i \Pr(i|C_0) = \sum_{i=0}^T i p_i / \omega_0 = \mu(T) / \omega(T) \quad (4.3.4)$$

$$\mu_1 = \sum_{i=T+1}^L i \Pr(i|C_1) = \sum_{i=T+1}^L i p_i / \omega_1 = \frac{\mu_T - \mu(T)}{1 - \omega(T)} \quad (4.3.5)$$

Όπου  $\omega(T) = \sum_{i=0}^T p_i$  και  $\mu(T) = \sum_{i=0}^T i p_i$  είναι οι μηδενικής και πρώτης τάξης, αντίστοιχα, αθροιστικές ροπές του ιστογράμματος μέχρι το κατώφλι  $T$ , και

$$\mu_T = \mu(L) = \sum_{i=1}^L i p_i \quad (4.3.6)$$

είναι η ολική μέση τιμή για την εικόνα. Για οποιοδήποτε  $T$  εύκολα βλέπουμε πως ισχύει :

$$\omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1 = \mu_T \text{ και } \omega_0 + \omega_1 = 1 \quad (4.3.7 \alpha, \beta)$$

Οι διακυμάνσεις των κλάσεων είναι :

$$\sigma_0^2 = \sum_{i=1}^T (i - \mu_0)^2 \Pr(i|C_0) = \sum_{i=1}^T (i - \mu_0)^2 p_i / \omega_0 \quad (4.3.8)$$

$$\sigma_1^2 = \sum_{i=T+1}^L (i - \mu_1)^2 \Pr(i|C_1) = \sum_{i=1}^T (i - \mu_1)^2 p_i / \omega_1 \quad (4.3.9)$$

Για την αξιολόγηση της απόδοσης του διαχωρισμού σε κλάσεις ανάλογα με την επιλογή της τιμής του κατωφλίου, εισάγουμε τους εξής όρους:

$$\lambda = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_W^2}, \kappa = \frac{\sigma_T^2}{\sigma_W^2} \text{ και } n = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2} \quad (4.3.10)$$

Όπου  $\sigma_W^2 = \omega_0 \sigma_0^2 + \omega_1 \sigma_1^2$  και

$$\sigma_B^2 = \omega_0 (\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1 (\mu_1 - \mu_T)^2 = \omega_0 \omega_1 (\mu_1 - \mu_0)^2 \quad (4.3.11)$$

Και

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=0}^L (i - \mu_T)^2 p_i \quad (4.3.12)$$

Όπου  $\sigma_W^2$  είναι η διακύμανση μεταξύ των κλάσεων,  $\sigma_B^2$  η διακύμανση σε κάθε κλάση και  $\sigma_T^2$  η ολική διακύμανση. Επομένως, το πρόβλημα μπορεί να αντιμετωπιστεί σαν ένα πρόβλημα βελτιστοποίησης για την επιλογή της τιμής του T που μεγιστοποιεί κάποιον από τα όρους τα σχέσης (4.3.9).

Όμως, επειδή ισχύει :  $\sigma_W^2 + \sigma_B^2 = \sigma_T^2$  (4.3.13)

οι τρεις όροι της (4.3.9) είναι ισοδύναμοι [ $\kappa = I + \lambda, n = \lambda / (\lambda + I)$ ], άρα αρκεί να βρεθεί το T που μεγιστοποιεί οποιονδήποτε όρο από τα λ, κ, n. Επειδή ο υπολογισμός του n είναι ευκολότερος, επιλέγουμε να λύσουμε ως προς αυτό. Είναι (συναρτήσει του T) :

$$n(T) = \frac{\sigma_B^2(T)}{\sigma_T^2} \quad (4.3.14)$$

$$\Rightarrow \sigma_B^2(T) = \frac{[\mu_T \omega(T) - \mu(T)]^2}{\omega(T)[1 - \omega(T)]} \quad (4.3.15)$$

Τελικά, η βέλτιστη τιμή κατωφλίου  $T_{opt}$ , που μεγιστοποιεί το n, είναι το T που μεγιστοποιεί την ποσότητα:

$$\sigma_B^2(T_{opt}) = \max_{1 \leq T \leq L} \sigma_B^2(T) \quad (4.3.16)$$

Στο matlab, η συνάρτηση `graythresh` υλοποιεί τον αλγόριθμο του Otsu. Η `graythresh` δέχεται σαν όρισμα μια εικόνα, υπολογίζει το ιστόγραμμα της και έπειτα βρίσκει την τιμή του κατώφλιου που μεγιστοποιεί την  $\sigma_B^2$ . Η σύνταξη της συνάρτησης είναι:

$$T = \text{graythresh}(f)$$

όπου `f` η εικόνα εισόδου και `T` το τελικό κατώφλι. Για την εμφάνιση της κατωφλιωμένης εικόνας χρησιμοποιούμε την τιμή του `T` που υπολογίζεται από τη συνάρτηση αυτή, στη συνάρτηση `im2bw`. Επειδή το κατώφλι είναι κανονικοποιημένο στις τιμές  $[0,1]$ , πρέπει να αναγάγουμε την τιμή του στην τάξη της φωτεινότητας της εικόνας πριν χρησιμοποιηθεί, π.χ. αν η `f` είναι της τάξης `uint8`, πολλαπλασιάζουμε την τιμή του `T` με το 255, πριν τη χρησιμοποιήσουμε. Επίσης, εναλλακτικά μπορούμε να μετατρέψουμε την εικόνα σε τύπο `single`, δηλαδή εικόνα με κανονικοποιημένες φωτεινότητες στις τιμές  $[0,1]$ .

Παρακάτω φαίνεται η εφαρμογή της παραπάνω συνάρτησης σε ακτινογραφία χεριού:

```
close all
clear all

filename='x2.jpg';
I=imread(filename);
figure,imshow(I);title('original image');
Io = im2single(I);
figure
imshow(Io);title('original image class single')

T=graythresh(Io);
BW=im2bw(Io,T);
figure,imshow(BW);title('binary image via otsu')
```

binary image via otsu



Εικόνα 4.3.1. Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο του Otsu

Είναι εμφανές ότι και αυτή η μέθοδος δεν αποδίδει σε ακτινογραφία χεριού.

Μια δεύτερη υλοποίηση του αλγορίθμου του Otsu, χωρίς τη χρήση της έτοιμης συνάρτησης του MATLAB, είναι η εξής [29]:

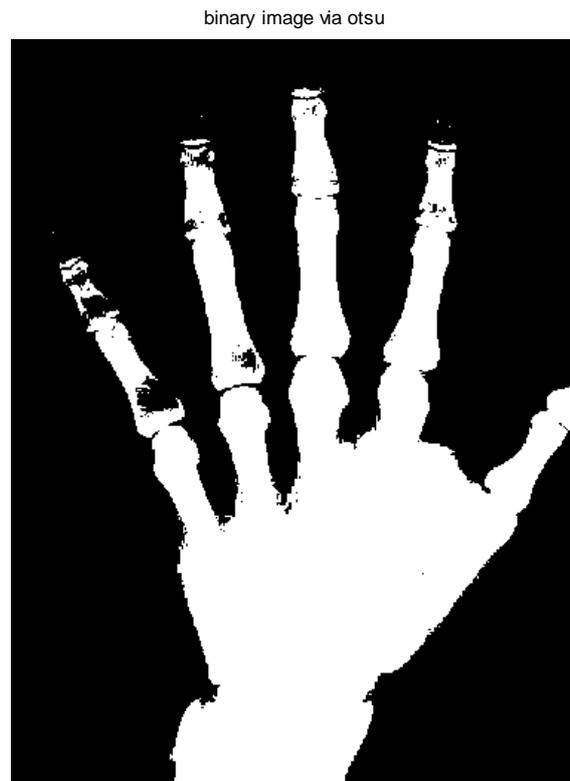
```
function [Thresh]=Otsu(f)
[h,g]=imhist(f);
x1=length(h);
N=(ones(1,x1))*h;
a=zeros(1,x1);
n=h;
p=n/N;
gp=g.*p;
mT=(ones(1,x1))*gp;
t=1;
while t<x1+1
for k=1:t
a(k)=1;
end
w(t)=a*p;
m(t)=a*gp;
if (w(t)>0) & (w(t)<1)
sb(t)=((mT*w(t)-m(t))^2)/(w(t)*(1-w(t)));
else sb(t)=0;
end
```

```

t=t+1;
end
opt_sb=max(sb);
Thresh=find(sb==opt_sb);
if length(Thresh)>1
Thresh=max(Thresh);
end
Thresh=Thresh/255;

```

Αποτέλεσμα του παραπάνω αλγορίθμου:



Εικόνα 4.3.2: Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο του Otsu (β' τρόπος)

Παρατηρούμε ξανά, ότι η κατωφλίωση είναι ανεπαρκής. Επομένως, η περιγραφείσα αυτόματη αλγοριθμική διαδικασία κατωφλίωσης δεν βρίσκει εφαρμογή σε ακτινογραφικές απεικονίσεις χεριού.

#### 4.4 MET: MINIMUM ERROR THRESHOLDING

Η μέθοδος αυτή, που παρουσιάστηκε από τους J.Kittler και J. Illingworth το 1986 [30], χρησιμοποιεί και πάλι την πυκνότητα πιθανότητας  $p(g)$ , από το ιστόγραμμα



μιας εικόνας  $g$ , του μικτού πληθυσμού που αντιστοιχεί στις gray level τιμές των pixels του αντικειμένου ενδιαφέροντος και του background. Καθένα από τα δύο στοιχεία της εικόνας (αντικείμενο και background) έχει πυκνότητα πιθανότητας  $p(g|i)$  και κατανέμεται κανονικά με μέση τιμή  $\mu_i$ , τυπική απόκλιση  $\sigma_i$  και πιθανότητα  $P_i$ , δηλαδή:

$$p(g) = \sum_{i=1}^2 P_i p(g|i) \quad (4.4.1)$$

$$\text{Όπου} \quad p(g|i) = \frac{1}{\sigma_i \sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{(g-\mu_i)^2}{2\sigma_i^2}\right) \quad (4.4.2)$$

Υπάρχει gray level (τιμή επιπέδου γκριζου)  $\tau$  για το οποίο ισχύει :

$$P_1 p(g|1) \begin{cases} > P_2 p(g|2) & \text{if } g \leq \tau \\ < P_2 p(g|2) & \text{if } g > \tau \end{cases} \quad (4.4.3)$$

Όπου  $\tau$  το κατώφλι ελαχίστου λάθους κατά Bayes, κατά το οποίο πρέπει να κατωφλιωθεί η εικόνα.

Λογαριθμώντας και τις δύο πλευρές της σχέσης (4.4.3), αυτή η συνθήκη μπορεί να εκφραστεί ως:

$$\frac{(g-\mu_1)^2}{\sigma_1^2} + \log \sigma_1^2 - 2 \log P_1 \begin{cases} > \frac{(g-\mu_2)^2}{\sigma_2^2} + \log \sigma_2^2 - 2 \log P_2 & \text{if } g \leq \tau \\ < \frac{(g-\mu_2)^2}{\sigma_2^2} + \log \sigma_2^2 - 2 \log P_2 & \text{if } g > \tau \end{cases} \quad (4.4.4)$$

Για τον υπολογισμό του ιδανικού κατωφλίου  $\tau$ , υποθέτουμε ότι κατωφλιώνουμε τα δεδομένα με ένα αυθαίρετο επίπεδο  $T$  και μοντελοποιούμε τις δύο διαφορετικές ομάδες pixel που θα προκύψουν με μια κανονική πυκνότητα  $h(g|I,T)$  και με παραμέτρους  $\mu_i(T)$ ,  $\sigma_i(T)$  και τη δοσμένη πιθανότητα  $P_i(T)$ , αντίστοιχα, ως εξής:

$$P_i(T) = \sum_{g=a}^b h(g) \quad (4.4.5)$$

$$\mu_i(T) = \left[ \sum_{g=a}^b h(g) g \right] / P_i(T) \quad (4.4.6)$$

$$\text{Και} \quad \sigma_i^2(T) = \left[ \sum_{g=a}^b \{g - \mu_i(T)\}^2 h(g) \right] / P_i(T) \quad (4.4.7)$$

$$\text{Όπου} \quad a = \begin{cases} 0, & i = 1 \\ T + 1, & i = 2 \end{cases} \quad (4.4.8) \quad \text{και} \quad b = \begin{cases} T, & i = 1 \\ n, & i = 2 \end{cases} \quad (4.4.9)$$

Χρησιμοποιώντας τα μοντέλα  $h(g|I,T)$ ,  $i=1,2$ , η κατά συνθήκη πιθανότητα  $e(g,T)$  του gray level  $g$ , που αντικαθίσταται στην εικόνα με μια ορθή δυαδική τιμή, δίνεται από τη σχέση :

$$e(g, T) = h(g|i, T) \cdot P_i(T)/h(g) \quad i = \begin{cases} 1, & g \leq T \\ 2, & g > T \end{cases} \quad (4.4.10)$$

Αφού η πυκνότητα  $h(g)$  είναι ανεξάρτητη τόσο του  $i$  όσο και του  $T$ , ο παρονομαστής στη σχέση 4.4.10 αγνοείται προσωρινά στην ανάλυση. Παίρνουμε το λογάριθμο του αριθμητή της σχέσης 4.4.10 και πολλαπλασιάζοντας το αποτέλεσμα του λογαρίθμου επί  $-2$ , λαμβάνουμε την ποσότητα :

$$\varepsilon(g, T) = \left[ \frac{g - \mu_i(T)}{\sigma_i} \right]^2 + 2 \log \sigma_i(T) - 2 \log P_i(T) \quad i = \begin{cases} 1, & g \leq T \\ 2, & g > T \end{cases} \quad (4.4.11)$$

η οποία μπορεί να θεωρηθεί ως ένας εναλλακτικός δείκτης για την καλή απόδοση της ταξινόμησης των pixels σε pixels που ανήκουν στην περιοχή ενδιαφέροντος και σε pixels που ανήκουν στην περιοχή του background. Η μέση απόδοση για ολόκληρη την εικόνα μπορεί να αποτιμηθεί από τη συνάρτηση κριτηρίου

$$J(T) = \sum_g h(g) \cdot \varepsilon(g, T) \quad (4.4.12)$$

Ο ρόλος της συνάρτησης κριτηρίου στην εύρεση (περίπου) του κατώφλιου ελαχίστου λάθους είναι αρκετά περίπλοκη. Για ένα δοσμένο κατώφλι  $T$  το κριτήριο εκφράζει έμμεσα τον αριθμό των επικαλύψεων ανάμεσα στα γκαουσιανά μοντέλα των πληθυσμών του αντικειμένου ενδιαφέροντος και του background.

Καθώς το κατώφλι  $T$  μεταβάλλεται τα μοντέλα κατανομής των πληθυσμών αλλάζουν. Όσο καλύτερο είναι το ταίριασμα μεταξύ των δεδομένων και των μοντέλων, τόσο μικρότερη είναι η επικάλυψη μεταξύ των συναρτήσεων πυκνότητας και επομένως, τόσο μικρότερο και το λάθος ταξινόμησης.

Το πρόβλημα της επιλογής του κατώφλιου ελαχίστου λάθους μπορεί να διαμορφωθεί ως ένα κριτήριο ελαχιστοποίησης  $J(T)$ , δηλαδή :

$$J(\tau) = \min_T J(T) \quad (4.4.13)$$

Μια συνάρτηση που μπορεί να υλοποιήσει τον παραπάνω αλγόριθμο είναι η εξής [31]:

```
function [ optimalThreshold, J ] = kittlerMinimimErrorThgolding( img )
% KITTLEMINIMIMERRORTHRESHOLDING Compute an optimal image
threshold.
% Computes the Minimum Error Threshold as described in
%
```

```

% 'J. Kittler and J. Illingworth, "Minimum Error Thresholding," Pattern
% Recognition 19, 41-47 (1986)'.
%
% The image 'img' is expected to have integer values from 0 to 255.
% 'optimalThreshold' holds the found threshold. 'J' holds the values of
% the criterion function.

%Initialize the criterion function
J = Inf * ones(255, 1);

%Compute the relative histogram
histogram = double(histc(img(:, 0:255))) / size(img(:, 1));

% Walk through every possible threshold. However, T is interpreted
% differently than in the paper. It is interpreted as the lower boundary of
% the second class of pixels rather than the upper boundary of the first
% class. That is, an intensity of value T is treated as being in the same
% class as higher intensities rather than lower intensities.
for T = 1:255

    %Split the histogram at the threshold T.
    histogram1 = histogram(1:T);
    histogram2 = histogram((T+1):end);

    %Compute the number of pixels in the two classes.
    P1 = sum(histogram1);
    P2 = sum(histogram2);

    %Only continue if both classes contain at least one pixel.
    if (P1 > 0) && (P2 > 0)

        %Compute the standard deviations of the classes.
        mean1 = sum(histogram1 .* (1:T)) / P1;
        mean2 = sum(histogram2 .* (1:(256-T))) / P2;
        sigma1 = sqrt(sum(histogram1 .* (((1:T)' - mean1).^2)) / P1);
        sigma2 = sqrt(sum(histogram2 .* (((1:(256-T))' - mean2).^2)) / P2);

        %Only compute the criterion function if both classes contain at
        %least two intensity values.
        if (sigma1 > 0) && (sigma2 > 0)

            %Compute the criterion function.
            J(T) = 1 + 2 * (P1 * log(sigma1) + P2 * log(sigma2)) ...
                - 2 * (P1 * log(P1) + P2 * log(P2));

        end
    end
end
end

```

```
%Find the minimum of J.
```

```
[~, optimalThreshold] = min(J);
```

```
optimalThreshold = optimalThreshold - 0.5;
```

Αποτελέσματα του παραπάνω κώδικα σε ακτινογραφία χεριού φαίνεται στην επόμενη εικόνα, όπου είναι εμφανής η μη καλή απόδοση του προηγουμένως περιγραφέντος αλγορίθμου σε εικόνες με μεγάλη πολυπλοκότητα, όπως οι ακτινογραφίες άκρας χειρός.

binary image via MET



Εικόνα 4.4.1: Κατωφλιωμένη εικόνα ακτινογραφίας χεριού με τη μέθοδο MET

#### 4.5 Κατωφλίωση μέγιστης εντροπίας

Η κατωφλίωση μέγιστης εντροπίας είναι μια μέθοδος κατωφλίωσης εικόνας, κατά την οποία επιλέγεται το βέλτιστο όριο-κατώφλι της έντασης των pixels από το ιστόγραμμα της εικόνας, ως αυτό με τη μέγιστη εντροπία σε ολόκληρη την εικόνα.

Θεωρούμε το ιστόγραμμα μιας εικόνας, έστω  $h(i)$  [32]. Τυπικά το  $i$  παίρνει τιμές από 0 έως 255. Θεωρούμε ότι το ιστόγραμμα είναι κανονικοποιημένο, έτσι ώστε:

$$\sum_{i=0}^{i_{max}} h(i) = 1 \quad (4.5.1)$$

Η εντροπία των μαύρων pixels είναι :

$$H_B(t) = - \sum_{i=0}^t \frac{h(i)}{\sum_{j=0}^t h(j)} \log \frac{h(i)}{\sum_{j=0}^t h(j)} \quad (4.5.2)$$

Η εντροπία των λευκών pixels είναι :

$$H_W(t) = - \sum_{i=t+1}^{i_{max}} \frac{h(i)}{\sum_{j=t+1}^{i_{max}} h(j)} \log \frac{h(i)}{\sum_{j=t+1}^{i_{max}} h(j)} \quad (4.5.3)$$

Το βέλτιστο κατώφλι μπορεί να βρεθεί μεγιστοποιώντας το άθροισμα των εντροπιών του προσκηνίου και του παρασκηνίου, ως εξής:

$$T_{opt} = Arg \max_{t=0, \dots, i_{max}} [H_B(t) + H_W(t)] \quad (4.5.4)$$

Η εφαρμογή της προηγούμενης μεθόδου στο matlab, με την επόμενη συνάρτηση [33], δίνει τα ακόλουθα αποτελέσματα :

```
function BW = im2bw_ent(IM)
% This function convert an intensity image to a binary image
% by using Entropy-based method
%
% Usage: BW = im2bw_ent(IM)
% Input: IM -> Input Image
% Output: BW -> Segmented Image
%
% Example:
% IM = imread('house.jpg');
% BW = im2bw_ent(IM);
% imagesc(BW)
%
% Reference: E.R.Davies Machine Vision 3rd Edition

% size of input image
dim = size(IM);
% Change input image to gray scale
leng = length(dim);
if leng == 3
    IM = rgb2gray(IM);
```

```

end

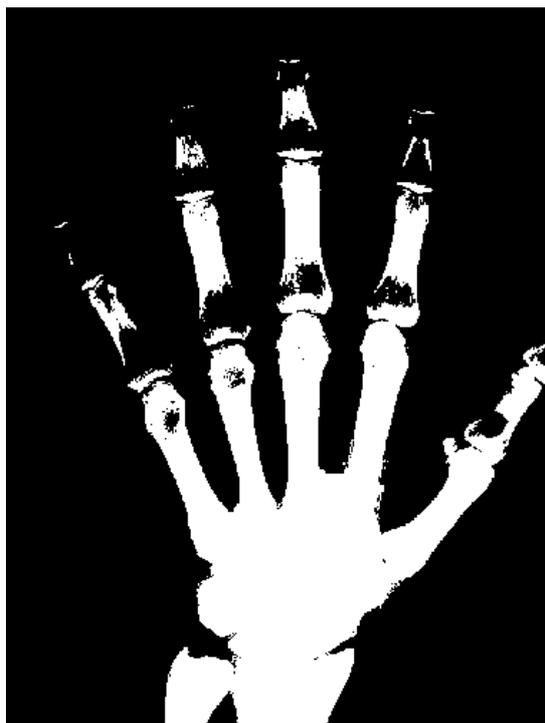
% histogram of input image
ihis = imhist(IM);

leng = length(ihis);
para = zeros(1,leng);
for k = 2:leng-1
    % intensity of class A
    classa = ihis(1:k);
    ind = (classa==0);
    classa = classa+ind;
    clear ind
    % intensity of class B
    classb = ihis(k+1:end);
    ind = (classb==0);
    classb = classb+ind;
    clear ind
    % probability distribution of class A
    Pa = classa/(dim(1,1)*dim(1,2));
    % probability distribution of class B
    Pb = classb/(dim(1,1)*dim(1,2));
    % parameters to decide threshold
    para1 = log2(sum(Pa));
    para2 = log2(sum(Pb));
    logpa = log2(Pa);
    logpb = log2(Pb);
    para3 = -sum(Pa.*logpa)/sum(Pa);
    para4 = -sum(Pb.*logpb)/sum(Pb);
    % parameter which has to be maximized
    para(1,k) = abs(para1+para2+para3+para4);
    clear classa classb logpa logpb
end

% find threshold
[maxv,row] = max(para);
thresh = row-1;
% segment input image
BW = (IM>=thresh);

```

binary image via maximum entropy



Εικόνα 4.5.1: Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο της μέγιστης εντροπίας

Και στην περίπτωση της αυτόματης διαδικασίας κατωφλίωσης μέγιστης εντροπίας είναι εμφανής η μη καλή απόδοσή της σε ακτινογραφικές απεικονίσεις χεριών.

#### **4.6 Adaptive thresholding-Προσαρμόσιμη ή τοπική κατωφλίωση**

Η προσαρμόσιμη κατωφλίωση [34] συνήθως δέχεται μια gray scale ή έγχρωμη εικόνα ως είσοδο και, στην απλούστερη εφαρμογή της, εξάγει μια δυαδική εικόνα που αντιπροσωπεύει το διαχωρισμό του αντικείμενου ενδιαφέροντος από το background. Για κάθε pixel στην εικόνα πρέπει να υπολογιστεί ένα κατώφλι. Εάν η τιμή του pixel είναι μικρότερη από την τιμή του κατωφλίου τότε ανήκει στο background, αλλιώς λαμβάνει την τιμή 1, οπότε ανήκει στο αντικείμενο ενδιαφέροντος.

Υπάρχουν δύο βασικές προσεγγίσεις για την εξεύρεση του κατωφλίου: (i) η προσέγγιση Chow και Kaneko και (ii) η τοπική κατωφλίωση. Η υπόθεση πίσω από τις δύο μεθόδους είναι ότι οι μικρότερες περιοχές της εικόνας είναι πιο πιθανό να έχουν περίπου ομοιόμορφο φωτισμό, με αποτέλεσμα να είναι πιο κατάλληλες για εύρεση τιμής κατωφλίου. Οι Chow και Kaneko διαίρεσαν την εικόνα σε μια σειρά

από επικαλυπτόμενες υποεικόνες και στη συνέχεια βρήκαν το βέλτιστο κατώφλι για κάθε υποεικόνα από τη διερεύνηση του ιστογράμματός της. Το κατώφλι για κάθε pixel βρίσκεται με αναγωγή των αποτελεσμάτων των υποεικόνων στην αρχική εικόνα. Η μέθοδος αυτή μειονεκτεί στο ότι είναι ακριβή υπολογιστικά και, ως εκ τούτου, δεν είναι κατάλληλη για εφαρμογές σε πραγματικό χρόνο.

Μια εναλλακτική προσέγγιση για την εξεύρεση του τοπικού ορίου που θα μας δώσει την τιμή για το κατώφλι, είναι να εξετάσουμε στατιστικά τις τιμές των εντάσεων σε τοπικές γειτονιές του κάθε pixel. Τα στατιστικά στοιχεία, όμως, εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από την εικόνα εισόδου. Εύκολες και γρήγορες συναρτήσεις στατιστικής ανάλυσης αποτελούν η μέση τιμή της τοπικής κατανομής της έντασης:  $T=mean$ , η median τιμή:  $T=median$ , ή ο μέσος όρος των μεγίστων και των ελαχίστων:  $T = \frac{max+min}{2}$ .

Το μέγεθος της γειτονιάς πρέπει να είναι αρκετά μεγάλο για να καλύψει επαρκώς τα pixels στο background και στο foreground, διαφορετικά θα επιλεγεί ένα ασθενές κατώφλι. Από την άλλη πλευρά, επιλέγοντας περιοχές που είναι πολύ μεγάλες μπορεί να παραβιαστεί η υπόθεση περί ομοιόμορφου φωτισμού. Η μέθοδος αυτή είναι μικρότερης υπολογιστικής διάρκειας σε σχέση με την προσέγγιση Chow και Kaneko και παράγει καλά αποτελέσματα για ορισμένες εφαρμογές.

Όπως και το γενικό κατώφλι, το προσαρμόσιμο κατώφλι χρησιμοποιείται για το διαχωρισμό της επιθυμητής εικόνας σε αντικείμενα ενδιαφέροντος και σε background, διαχωρισμός που στηρίζεται στη διαφορά έντασης των pixels της κάθε περιοχής.

Η γενική κατωφλίωση χρησιμοποιεί ένα σταθερό κατώφλι για όλα τα pixel της εικόνας και ως εκ τούτου λειτουργεί μόνο εάν το ιστόγραμμα έντασης της εικόνας εισόδου περιέχει αρκετά διαχωρισμένες κορυφές που αντιστοιχούν στο επιθυμητό αντικείμενο(-α) ενδιαφέροντος και στο background. Επομένως, η μέθοδος αυτή δεν μπορεί να εφαρμοστεί σε εικόνες που παρουσιάζουν, για παράδειγμα, ισχυρή κλίση φωτεινότητας.

Η τοπική προσαρμοστική κατωφλίωση, από την άλλη πλευρά, επιλέγει ένα μεμονωμένο κατώφλι για κάθε pixel με βάση το εύρος των τιμών έντασης στην



προκαθορισμένη γειτονιά του. Αυτό επιτρέπει την κατωφλίωση μιας εικόνας, της οποίας το γενικό ιστόγραμμα έντασης δεν περιέχει διακριτές κορυφές.

Με βάση την επόμενη συνάρτηση matlab που υλοποιεί τη διαδικασία προσαρμοσίμης κατωφλίωσης, έχουμε τα αντίστοιχα αποτελέσματα. Αξίζει να σημειωθεί ότι, η μέθοδος δεν είναι αυτόματη και απαιτείται προσαρμογή και έλεγχος τριών παραμέτρων, που είναι και είσοδοι της συνάρτησης matlab: το μέγεθος του παραθύρου της γειτονιάς των pixels όπου θα γίνεται κάθε φορά η σύγκριση των τιμών των εντάσεων για την αποτίμηση του τοπικού κατωφλίου, την τιμή της σταθεράς C για τη διαδικασία C-mean ή C-median, και τέλος την επιλογή στατιστικής διαδικασίας mean ή median.

```
Function bw=adaptivethreshold(IM,ws,C,tm)
%ADAPTIVETHRESHOLD An adaptive thresholding algorithm that seperates the
%foreground from the background with nonuniform illumination.
% bw=adaptivethreshold(IM,ws,C) outputs a binary image bw with the local
% threshold mean-C or median-C to the image IM.
% ws is the local window size.
% tm is 0 or 1, a switch between mean and median. Tm=0 mean(default); tm=1
median.
```

```
If (nargin<3)
    error('You must provide the image IM, the window size ws, and C.');
```

```
elseif (nargin==3)
    tm=0;
elseif (tm~=0 && tm~=1)
    error('tm must be 0 or 1.');
```

```
end
```

```
IM=mat2gray(IM);
```

```
if tm==0
    mIM=imfilter(IM,fspecial('average',ws),'replicate');
```

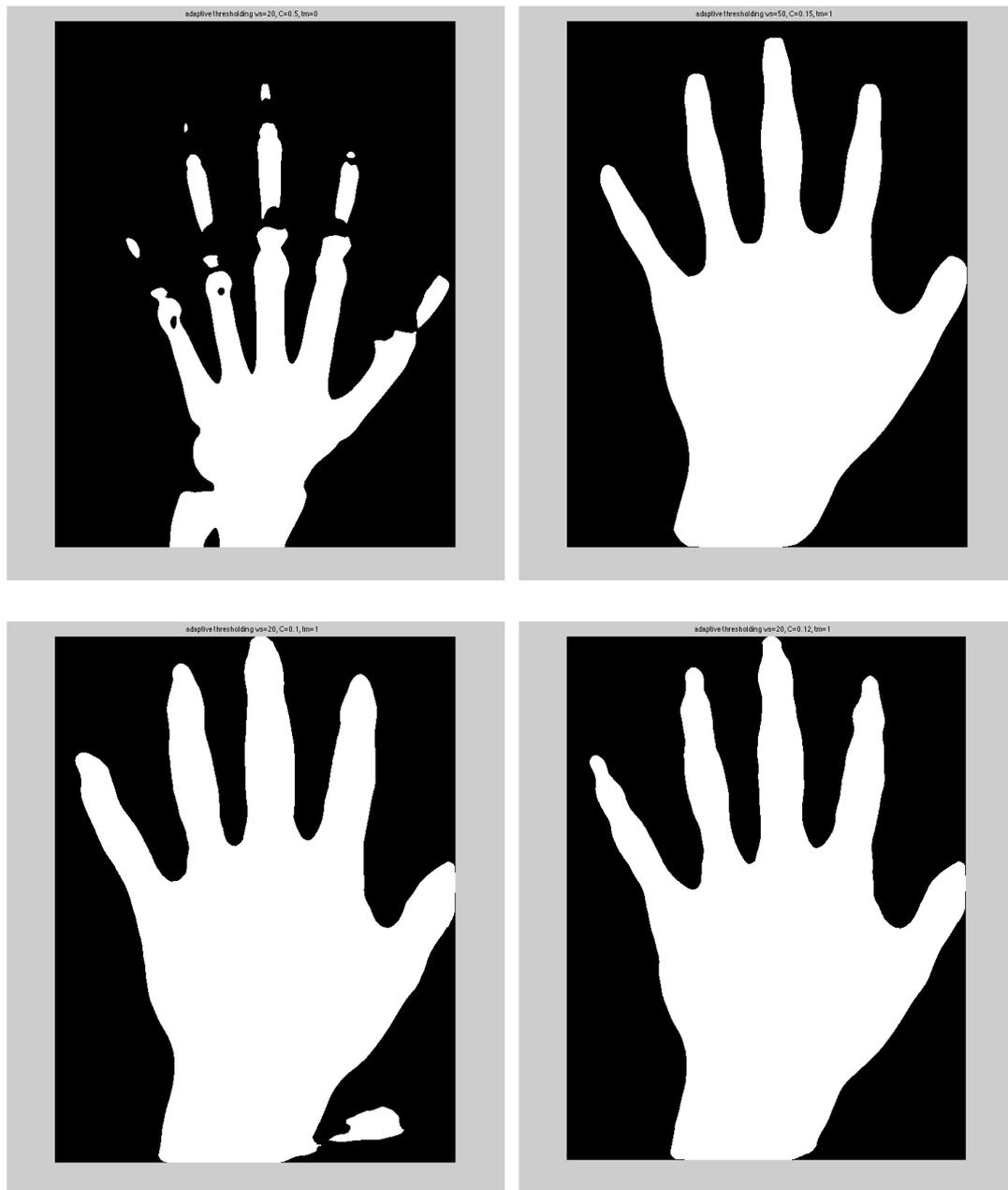
```
else
    mIM=medfilt2(IM,[ws ws]);
```

```
end
sIM=mIM-C;
bw=im2bw(sIM,0);
```



(α) αρχική εικόνα





Εικόνα 4.6.1 : Παραδείγματα εφαρμογής της προσαρμοστικής κατωφλίωσης για C-mean ( $tm=0$ ) και C-median ( $tm=1$ ) και μεταβολή των παραμέτρων της συνάρτησης

Η μέθοδος αυτή μειονεκτεί στο ότι δεν είναι αυτόματη και απαιτεί χρόνο ώστε να τροποποιηθούν οι παράμετροι και να επιτύχουμε την επιθυμητή δυαδική εικόνα. Παρ' όλο που φαίνεται ότι, μετά από πολλές διαδοχικές εφαρμογές του αλγορίθμου με αντίστοιχες αλλαγές των παραμέτρων, επιτύχαμε μια καλή κατωφλίωση της αρχικής εικόνας, ωστόσο το περίγραμμα δεν διαγράφει καλά τη σάρκα γύρω από τα δάκτυλα, ενώ εντοπίζονται προβλήματα και στα ακροδάκτυλα. Επίσης, η εφαρμογή

της c-median διαδικασίας είναι πολύ πιο χρονοβόρα ως προς το χρόνο εκτέλεσης του αλγορίθμου από το matlab, σε σχέση με τη c-mean διαδικασία.

#### **4.7 Συμπεράσματα από την εφαρμογή των συνήθων μεθόδων κατωφλίωσης**

Από την εφαρμογή των συνήθων μεθόδων κατωφλίωσης, είτε των αυτοματοποιημένων είτε αυτών όπου το κατώφλι επιλέγεται με ο χέρι, το βασικό συμπέρασμα που προέκυψε είναι η μη αποδοτική εφαρμογή τους σε ακτινογραφικές απεικονίσεις χεριών για την εξαγωγή κατάλληλου περιγράμματος χεριού (σάρκας και οστών). Η ιδιαιτερότητα των ακτινογραφιών έγκειται στην κακή τους ποιότητα λόγω της χαμηλής έντασης της ακτινοβολίας, καθώς και στο θορυβώδη χαρακτήρα του σήματος. Τα ανωτέρω προβλήματα έστρεψαν την προσοχή μας σε μια προσπάθεια αποθορυβοποίησης των εικόνων, προκειμένου, σε συνδυασμό με κατάλληλη μέθοδο κατωφλίωσης, να λάβουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα, δηλαδή καλή δυαδική εικόνα του περιγράμματος του χεριού για συνέχεια της μελέτης στο πλαίσιο της αναγνώρισης σημαντικών περιοχών στο χέρι και έπειτα την κατάτμηση της εικόνας.

Σε συνέχεια των προαναφερθέντων, στο κεφάλαιο 5 ακολουθεί παρουσίαση και ανάλυση των συνήθων μεθόδων αποθορυβοποίησης, ενώ παράλληλα γίνεται μελέτη και παρουσίαση της συνδυαστικής εφαρμογής των συνήθων μεθόδων αποθορυβοποίησης και κατωφλίωσης.

# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

## ΠΡΩΤΗ ΜΕΛΕΤΗ ΣΥΝΔΙΑΣΜΟΥ ΣΥΝΗΘΩΝ ΦΙΑΤΡΩΝ ΑΠΟΘΟΡΥΒΟΠΟΙΗΣΗΣ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΩΝ ΚΑΤΩΦΛΙΩΣΗΣ

### 5.1 Εισαγωγή

Μια σημαντική επισήμανση που αξίζει να αναφερθεί είναι ότι στην παρούσα εργασία δεν ακολουθήθηκε η τυπική διαδικασία προεπεξεργασίας εικόνας, διότι πρέπει να τονιστεί ότι δεν υπάρχει λόγος αποθορυβοποίησης, παρά μόνο εάν κάποιο σήμα που γνωρίζουμε ή εκτιμάμε ότι έχει θορυβικό χαρακτήρα, μας δημιουργεί πρόβλημα σε μια επόμενη αλγοριθμική διαδικασία. Σε αυτή και μόνο σε αυτή την περίπτωση αναζητούμε τρόπους να άρουμε κατά το δυνατόν την επίδραση του συγκεκριμένου σήματος με κάποιες μεθόδους, τις οποίες συνήθως ονομάζουμε διαδικασίες αποθορυβοποίησης. Τονίζεται ότι, **αν δεν καθοριστούν πλήρως ο σκοπός της αποθορυβοποίησης και τα σχετικά κριτήρια, δεν έχει νόημα να κάνουμε λόγο για αποθορυβοποίηση.**

Στην περίπτωση της εργασίας αυτής, υποθέσαμε ότι θα μπορούσαμε να έχουμε μια καλύτερη εκτίμηση του περιγράμματος του χεριού που απεικονίζεται στην ακτινογραφία, εάν μπορούσαμε να άρουμε μέρος του θορυβώδους χαρακτήρα του αρχικού σήματος, στον οποίο κατά την εκτίμησή μας οφείλετο η μέχρι τώρα μη ικανοποιητική κατωφλίωση.

Στα επόμενα, επειδή δεν ήταν σαφές το πιθανό είδος του θορύβου που μας δημιουργούσε προβλήματα, δοκιμάσαμε τυπικές μεθόδους αποθορυβοποίησης και συνδυασμούς τους, πάντα σε σχέση με την κατωφλίωση. Οι περισσότερες από τις μεθόδους που δίνονται ως τυπικές στη σχετική βιβλιογραφία δεν δώσανε καθόλου καλά αποτελέσματα. Ένας συγκεκριμένος συνδυασμός, όμως, τέτοιων μεθόδων και κατωφλίωσης έδωσε συστηματικά ικανοποιητικά αποτελέσματα σε όλο το πλάτος των δειγμάτων που είχαμε, ακόμα και σε ακτινογραφίες με καταφανώς διαφορετική ρύθμιση των παραμέτρων του ακτινογραφικού μηχανήματος. Ενδεικτικά, παρουσιάζονται παρακάτω δείγμα ακτινογραφικής απεικόνισης χεριού που

παραλάβαμε από ακτινολογικό ιατρείο και δείγμα ακτινογραφίας που αντλήσαμε από σχετική βιβλιογραφική πηγή[46].



(a)



(b)

Εικόνα 5.1.1: (a) Δείγμα ακτινογραφίας από αρχείο ιατρού-ακτινολόγου (b) Δείγμα ακτινογραφίας από τη βιβλιογραφική πηγή [47].

## **5.2 Το πρόβλημα του θορύβου**

Το βασικότερο πρόβλημα στις ιατρικές απεικονίσεις είναι η παραμόρφωση των οπτικών σημάτων, που εμφανίζεται λόγω ατελούς λήψης και λαθών μετάδοσης του σήματος. Η οπτική παραμόρφωση μπορεί να εμφανιστεί εξαιτίας διαφόρων παραγόντων όπως: χρόνος έκθεσης, χαμηλή ρύθμιση φωτεινότητας, μετακίνηση του ασθενούς, ευαισθησία των οπτικών συσκευών, κλπ., και επηρεάζουν τις εικόνες με την εισαγωγή εξωγενών αντικειμένων (artifacts), θολώματος (blur) και ευαισθησία στην αντίθεση. Αυτές οι οπτικές μεταβολές έχουν αρνητικές συνέπειες και κάνουν την εικόνα πιο δύσχρηστη στην ανάλυση και κατανόηση.

Η αποθορυβοποίηση εικόνων αναδείχθηκε σε πολύ ουσιαστική επεξεργασία για την ανάλυση ιατρικών εικόνων. Σχεδόν όλες οι ιατρικές απεικονίσεις, οι οποίες λαμβάνονται χρησιμοποιώντας διάφορες απεικονιστικές συσκευές προσβάλλονται από μετρική παραμόρφωση, που καλείται “θόρυβος”. Κάθε συσκευή εισάγει διαφορετικό τύπο θορύβου. Για παράδειγμα, οι εικόνες υπερήχου υποβαθμίζονται

κυρίως από θόρυβο Speckle, ενώ οι ακτινογραφίες συχνά περιέχουν θόρυβο Poisson [37]. Κατά την έκθεση των ασθενών στην ακτινοβολία για τη λήψη ακτινογραφιών, εφαρμόζονται μικρές δόσεις ακτίνων X. Οι ακτινογραφίες που παράγονται, παρουσιάζουν σοβαρό σηματο-εξαρτημένο θόρυβο, ο οποίος πρέπει να ελαττωθεί σε πραγματικό χρόνο, ενώ παράλληλα πρέπει να διατηρηθούν οι δομές οι παρέχουσες ιατρική πληροφορία και να αποφευχθεί η εισχώρηση στην παραγόμενη εικόνα εξωγενών αντικειμένων (artifacts) [38].

Στο παράρτημα A (§ A.3) αναφέρονται στοιχεία σχετικά με την μοντελοποίηση του θορύβου.

### **5.3 Κλασσικές μέθοδοι αποθορυβοποίησης εικόνων**

Κάποιες από τις πιο γνωστές μεθόδους αποθορυβοποίησης (φίλτρα αποθορυβοποίησης) είναι [1] :

- Το φίλτρο μέσης τιμής (Mean filter )
- Το φίλτρο ενδιάμεσης τιμής (Median filter)
- Το γκαουσιανό φίλτρο εξομάλυνσης (Gaussian filter )
- Τα φίλτρο wiener (Wiener filter)
- Το φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης

Τα παραπάνω φίλτρα αποτελούν ορισμένα από τα πιο γνωστά φίλτρα αποθορυβοποίησης στο χώρο. Κατά τη χωρική αποθορυβοποίηση το φίλτρο αντικαθιστά την τιμή κάθε pixel της εικόνας με μια νέα τιμή, η οποία προκύπτει από την εφαρμογή των αλγορίθμων στα γειτονικά του pixels. Για παράδειγμα, το φίλτρο median αντικαθιστά την τιμή ενός pixel με την ενδιάμεση τιμή των τιμών των pixels που ανήκουν σε ένα παράθυρο παρατήρησης στη γειτονιά του αρχικού pixel. Τα παραπάνω φίλτρα αποδίδουν ικανοποιητικά σε περιπτώσεις θορύβου κανονικής κατανομής Gauss ή Poisson, θορύβου salt & pepper και θορύβου Speckle [1].

Παραπέμπουμε τον κάθε ενδιαφερόμενο αναγνώστη στο παράρτημα A (§A.4), όπου περιγράφονται βασικές μαθηματικές έννοιες σχετικές με την περιγραφή των φίλτρων αποθορυβοποίησης.

Σύμφωνα με τους N. Umadevi et al. [37], στο παρελθόν, πολλά φίλτρα, όπως το median, το Wiener, μη γραμμικά φίλτρα και άλλα φίλτρα βελτιστοποίησης έχουν

χρησιμοποιηθεί ως μέθοδοι αποκατάστασης για τις εικόνες με θόρυβο. Ένα median φίλτρο, είναι ένα φίλτρο αποτελεσματικό για τη διατήρηση των ακμών, που δεν μπορούν να διατηρηθούν από ένα συμβατικό γραμμικό φίλτρο με την αφαίρεση του βηματικού θορύβου. Το φίλτρο median, αν και αποτελεσματικό στη μείωση του θορύβου έχει σαν αποτέλεσμα την εισαγωγή θολώματος που μειώνει τη διαφορά μεταξύ των περιοχών ανίχνευσης ακμών και μη-ύπαρξης ακμών της εικόνας.

Όσον αφορά τα υπόλοιπα φίλτρα, η συνέλιξη της εικόνας με γκαουσιανό φίλτρο είναι βέλτιστη σε επίπεδα μέρη της εικόνας, αλλά οι ακμές είναι θλωμένες. Το αποτέλεσμα της συνέλιξης με wiener φίλτρο είναι συχνά πολύ θολό.

Ενδεικτικά παρουσιάζονται παρακάτω αποτελέσματα εφαρμογής φίλτρων αποθορυβοποίησης στο πεδίο του χώρου, ενώ είναι εμφανή τα μειονεκτήματα κάθε φίλτρου όπως τα περιγράψαμε προηγουμένως.



(α)

(β)





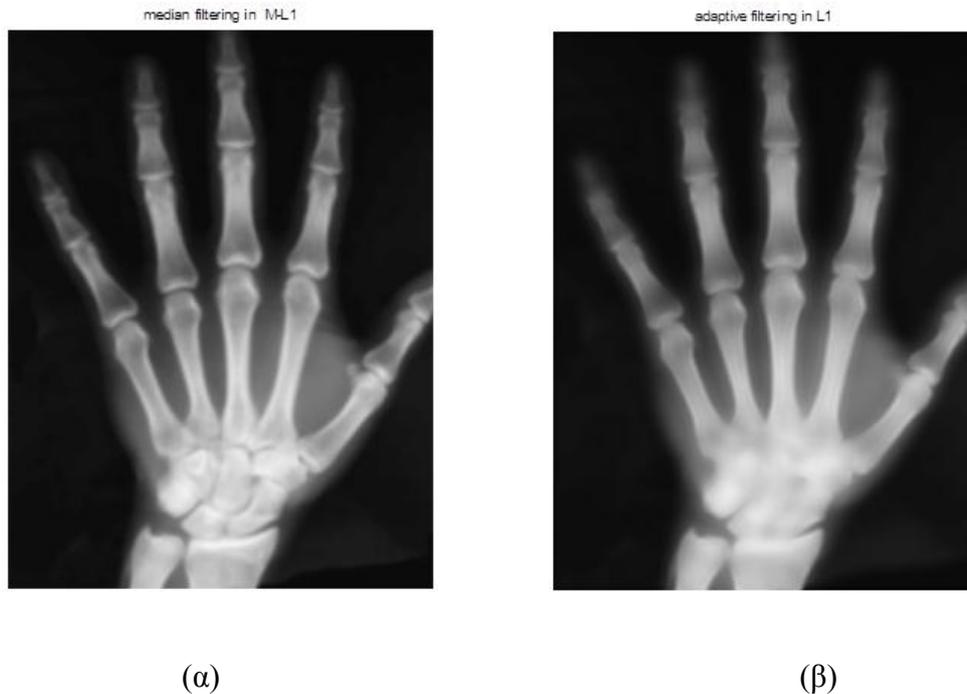
(γ)

(δ)

Εικόνα 5.3.1: (α) αρχική εικόνα, (β) εικόνα μετά από αποθορυβοποίηση με median φίλτρο, (γ) εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό φίλτρο, (δ) εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener ( adaptive filtering )

Είναι εμφανές ότι το median φίλτρο διατηρεί τις ακμές, αλλά δεν αποβάλλει τα artifacts. Με το γκαουσιανό φίλτρο, αλλά και με το φίλτρο wiener παρατηρούμε κάποια μείωση στην ένταση των artifacts αλλά υπάρχει έντονο θόλωμα και χάνονται γωνίες και ακμές του χεριού που είναι κρίσιμης σημασίας. Επί πλέον, τα δύο τελευταία φίλτρα αποτελούν χρονοβόρες αλγοριθμικές διαδικασίες κατά την εφαρμογή των συναρτήσεών τους στο matlab, αφού απαιτούνται πολλές δοκιμές στις αρχικοποιήσεις των παραμέτρων τους.

Παρακάτω παρουσιάζεται μια διαδοχική εφαρμογή των προαναφερθέντων φίλτρων:



Εικόνα 5.3.2: (α) εικόνα μετά την εφαρμογή median φίλτρο σε προεπεξεργασμένη με γκαουσιανό φίλτρο εικόνα (Gaussian-median filtering), (β) εικόνα μετά την εφαρμογή του φίλτρου wiener στην εικόνα (α)

Παρατηρούμε και πάλι ότι τα παραπάνω φίλτρα, ακόμα και σε διαδοχική εφαρμογή για έλεγχο του συνδυασμού των ιδιοτήτων του κάθε φίλτρου, σε ακτινογραφία χεριού δεν φέρουν τα επιθυμητά αποτελέσματα.

Τα τελευταία χρόνια κερδίζουν έδαφος οι μέθοδοι εξάλειψης του θορύβου με τη χρήση μετασχηματισμού κυματιδίων (wavelets) (Nijjima, 2000). Η αποθορυβοποίηση με wavelets συνεπάγεται την επεξεργασία κάθε τμήματος του σήματος που απομονώθηκε με το wavelet μετασχηματισμό και την εύρεση κατωφλίου για κάθε περιοχή, ενώ με τη διαδικασία αυτή καθορίζονται και οι περιοχές όπου κυριαρχεί ο θόρυβος. Στη συνέχεια στις περιοχές που κυριαρχεί ο θόρυβος χρησιμοποιούνται τεχνικές εξάλειψης του θορύβου, ενώ τεχνικές διατήρησης του σήματος χρησιμοποιούνται σε περιοχές, όπου οι συνιστώσες του αρχικού σήματος επικρατούν σε σχέση με τις συνιστώσες του πρόσθετου θορυβώδους σήματος. Ωστόσο, αν και οι μέθοδοι κατωφλίωσης για την επεξεργασία με wavelets είναι αποτελεσματικές για εικόνες με Gaussian θόρυβο, η απόδοσή τους δεν είναι πολύ αποτελεσματική σε ακτινογραφίες. Οι Luisier et al. (2010) πρότειναν μια γρήγορη μέθοδο αποθορυβοποίησης με κλιμακωτά wavelets για εικόνες αλλοιωμένες από θόρυβο

Poisson. Αυτό το μοντέλο αναφέρεται ως «PURESHRINK». Το PURESHRINK χρησιμοποιεί μετασχηματισμό Haar wavelet με soft threshold για τη μείωση του θορύβου Poisson σε μια εικόνα. Αυτή η μέθοδος έχει το πλεονέκτημα ότι κατά την εκτέλεσή της κάνει αποτελεσματική αποθορυβοποίηση του θορύβου Poisson σε μικρό χρόνο, αλλά σε ορισμένες περιπτώσεις, εισάγει artifacts τύπου "σκάλας". Η PURESHRINK ενισχύεται με τη χρήση ενός κατακερματισμένου biorthogonal Haar (Bi-Haar) wavelet μετασχηματισμού (Zhang et al., 2008) και στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε Ανάλυση Ανεξαρτήτων Συνιστωσών (Independent Component Analysis - ICA) (Marusic et al., 2005) για την άρση των εξαρτήσεων μεταξύ των ροών δεδομένων που σχετίζονται με κάθε wavelet αποσύνθεσης. Η λειτουργία κατωφλίωσης αλλάζει σε BayesThreshold. Όλες οι τεχνικές χρησιμοποιούν soft thresholding. Στο παράρτημα Α (§Α.3) παρουσιάζονται στοιχεία θεωρίας σχετικά με τα wavelets, ώστε έπειτα να γίνει λόγος για τη διαδικασία αποθορυβοποίησης με wavelets.

Παρ' όλα τα αναφερθέντα, όπως κατέστη σαφές και στην εισαγωγή του παρόντος κεφαλαίου, η αποθορυβοποίηση έχει νόημα μόνο σε συνδυασμό με κάποια άλλη αλγοριθμική διαδικασία. Στην περίπτωσή μας, η επικείμενη αλγοριθμική διαδικασία είναι η κατωφλίωση. Επομένως, για να κρίνουμε τα αποτελέσματα των ως άνω περιγραφέντων τυπικών φίλτρων αποθορυβοποίησης πρέπει να γίνει συνδυαστική μελέτη τους με μεθόδους κατωφλίωσης.

#### **5.4 Συνδυασμός συνήθων φίλτρων αποθορυβοποίησης με κατωφλίωση**

Αρχικά ελέγξαμε το φίλτρο αποθορυβοποίησης median, που εξαλείφει το θόρυβο αλατοπίπερου (salt and pepper).

Πρέπει να σημειωθεί ότι στο στάδιο αυτό δεν επιχειρήθηκε αυτόματος προσδιορισμός του κατωφλίου, αλλά προσδιορίστηκε ένα κατώφλι που κατά την άποψη της συγγράφουσας θα έδινε τα καλύτερα δυνατά αποτελέσματα. Στη συνέχεια, γίνεται συνδυαστική μελέτη των φίλτρων αποθορυβοποίησης με αυτοματοποιημένες μεθόδους κατωφλίωσης, όπως αυτές παρουσιάστηκαν στο κεφάλαιο 4. Στο επόμενο κεφάλαιο θα παρουσιάσουμε μια δική μας προσέγγιση, τόσον όσον αφορά την αποτελεσματική αποθορυβοποίηση των ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρας χειρός, όσο και για την εξεύρεση κατωφλίου με ημιαυτόματο τρόπο για την εξαγωγή του περιγράμματος του απεικονιζόμενου χεριού όσο το δυνατόν πιο αποδοτικά.



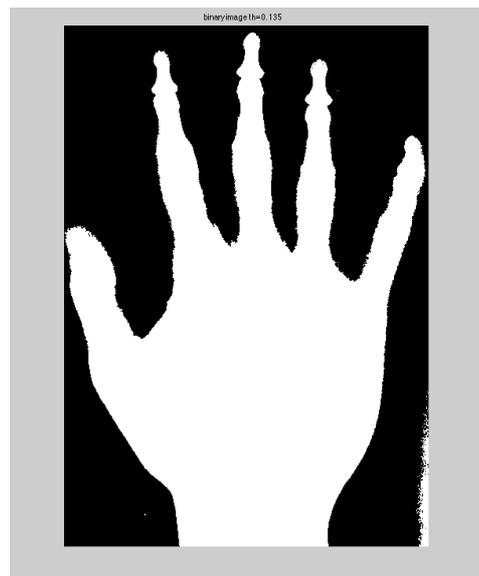
(a)



(b)



(c)



(d)

Εικόνα 5.4.1: (a) Αρχική έγχρωμη εικόνα, (b) Γκρίζα εικόνα, (c) Εικόνα μετά την εφαρμογή του median φίλτρου, (d) κατωφλιωμένη εικόνα με κατώφλι  $th=0.135$ .

Παρατηρούμε ότι η αποθορυβοποίηση δεν είναι αποτελεσματική και η κατωφλίωση δεν μπορεί να μας δώσει ένα καλό περίγραμμα χεριού (σάρκας και οστών).

Έπειτα, εξετάζουμε το γκαουσιανό φίλτρο για την αποβολή θορύβου γκαουσιανής κατανομής.



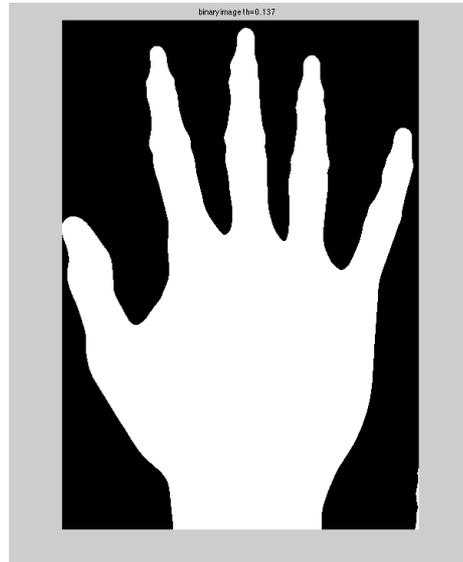
(a)



(b)



(c)

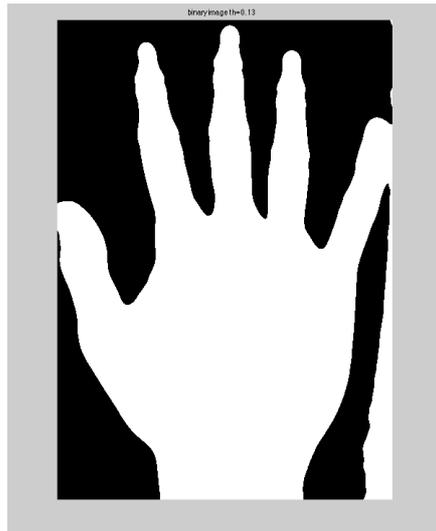


(d)

Εικόνα 5.4.2: (a) Αρχική έγχρωμη εικόνα, (b) Γκρίζα εικόνα, (c) Εικόνα μετά την εφαρμογή του gaussian φίλτρου, (d) κατωφλιωμένη εικόνα με κατώφλι  $th=0.137$ .

Παρατηρούμε ότι η κατωφλιωμένη εικόνα είναι σαφώς βελτιωμένη. Είναι αναμενόμενο το γκαουσιανό φίλτρο να έχει θετική επίδραση στην αποθορυβοποίηση της εικόνας, αφού στις ακτινογραφίες είναι δυνατή η εμφάνιση γκαουσιανού θορύβου. Ωστόσο, το αποτέλεσμα δεν είναι το βέλτιστο, καθώς παρατηρούμε την ύπαρξη σημείων μη αποθορυβοποίησης (κάτω δεξιά γωνία της εικόνας) και κυρίως, βλέπουμε ότι δεν παράγεται ένα συμπαγές μοντέλο

περιγράμματος που περιλαμβάνει τόσο τη σάρκα όσο και τα οστά του ακτινογραφηθέντος χεριού, στοιχείο απαραίτητο για τη συνέχεια της μελέτης και τον εντοπισμό των σημείων ενδιαφέροντος πάνω στο χέρι. Παρακάτω φαίνεται μια παραγόμενη εικόνα με διαφορετικό κατώφλι, πιο κοντινή στο περίγραμμα χεριού που θέλουμε να επιτύχουμε και πάλι, όμως, το γκαουσιανό φίλτρο παραλείπει ακμές που ανήκουν στη σάρκα του χεριού, ενώ ο θόρυβος είναι πιο έντονος.



Εικόνα 5.4.3: Κατωφλιωμένη εικόνα με κατώφλι  $th=0.13$

Η γνώση ότι στις ακτινογραφίες κυριαρχεί ο θόρυβος Poisson, οδηγεί στη μελέτη του φίλτρου wiener στις ακτινογραφικές απεικονίσεις χεριού. Στα επόμενα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του φίλτρου αυτού σε συνδυασμό με επιλογή κατωφλίου με το χέρι:



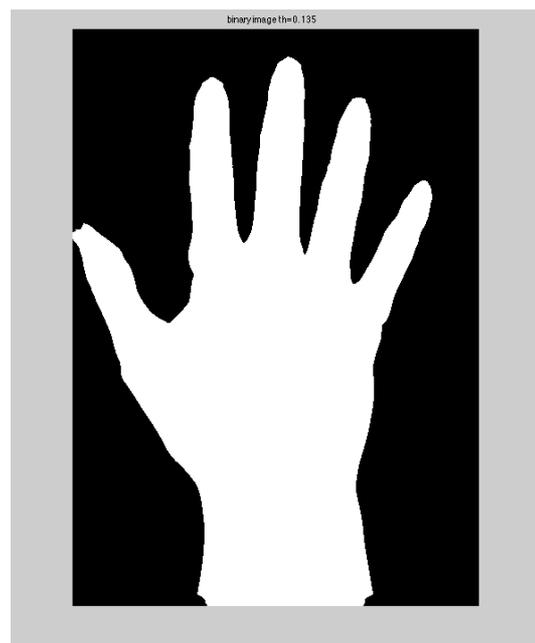
(a)



(b)



(c)



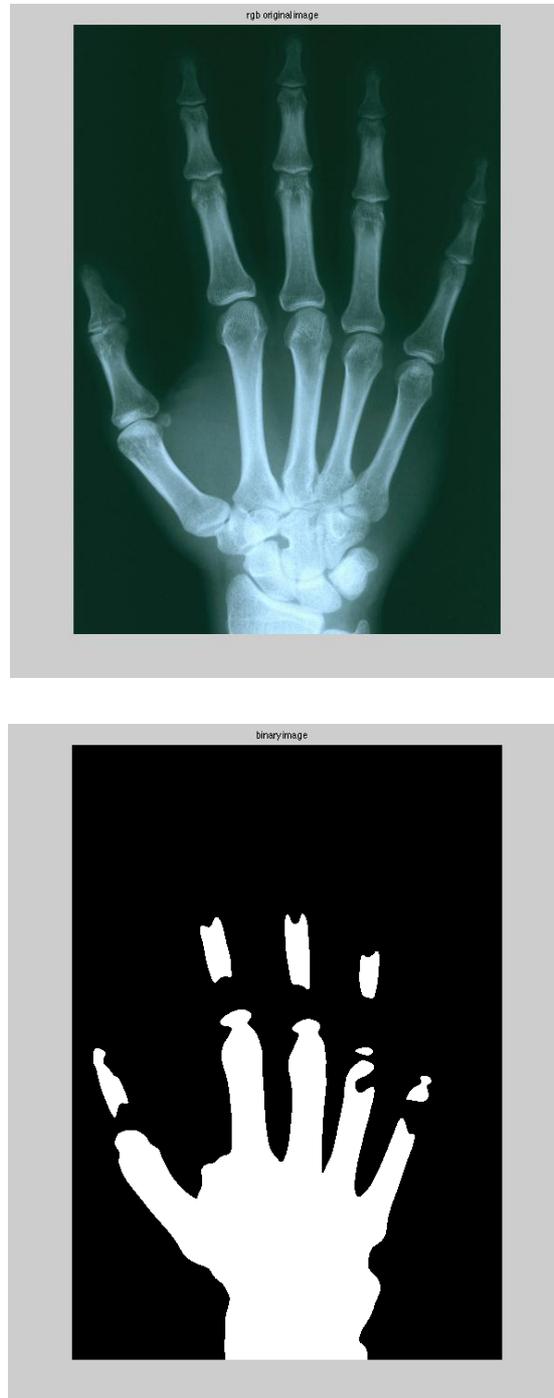
(d)

Εικόνα 5.4.4: (a) Αρχική έγχρωμη εικόνα, (b) Γκρίζα εικόνα, (c) Εικόνα μετά την εφαρμογή του wiener φίλτρου, (d) κατωφλιωμένη εικόνα με κατώφλι  $th=0.135$ .

Παρατηρούμε ότι ο θόρυβος του background εξαλείφεται. Ωστόσο, το wiener φίλτρο κονταίνει τα δάκτυλα, “κόβωντας” τις άκρες των δακτύλων, επομένως έχουμε απώλεια πληροφορίας.

Στη συνέχεια θα ελέγξουμε την αυτοματοποιημένη μέθοδο κατωφλίωσης Otsu, με εφαρμογή αρχικά στην εικόνα των φίλτρων αποθορυβοποίησης.

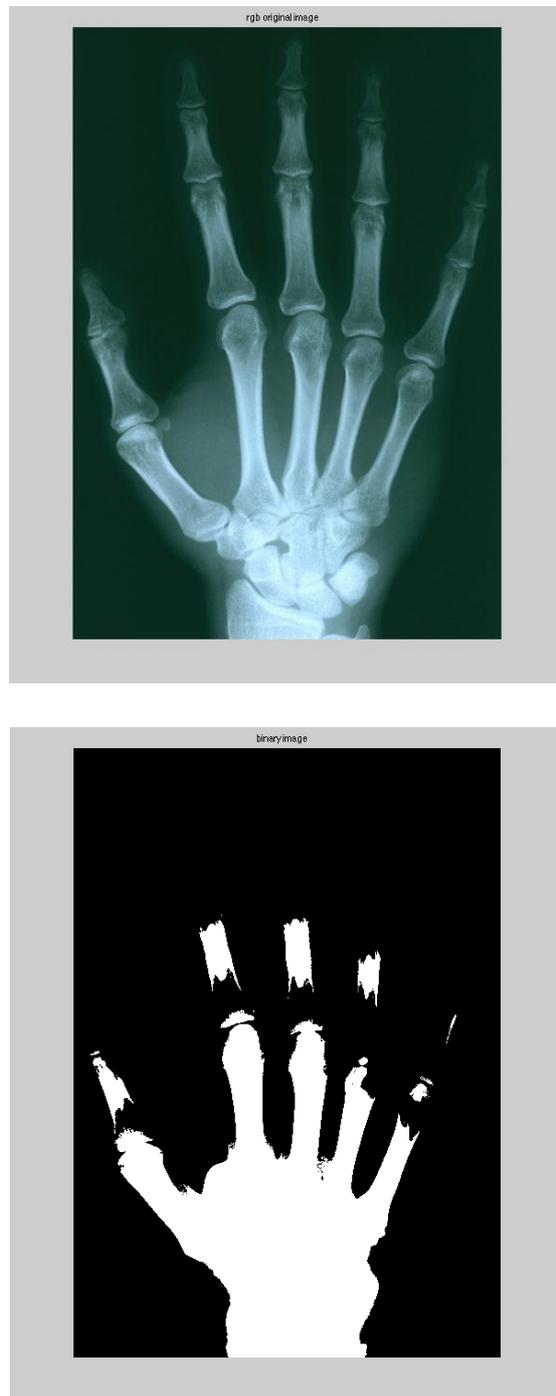
- Αποθορυβοποίηση εικόνας με γκαουσιανό πυρήνα και κατωφλίωση με μέθοδο Otsu



Εικόνα 5.4.5: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο Otsu μετά την εφαρμογή γκαουσιανού φίλτρου στην αρχική εικόνα

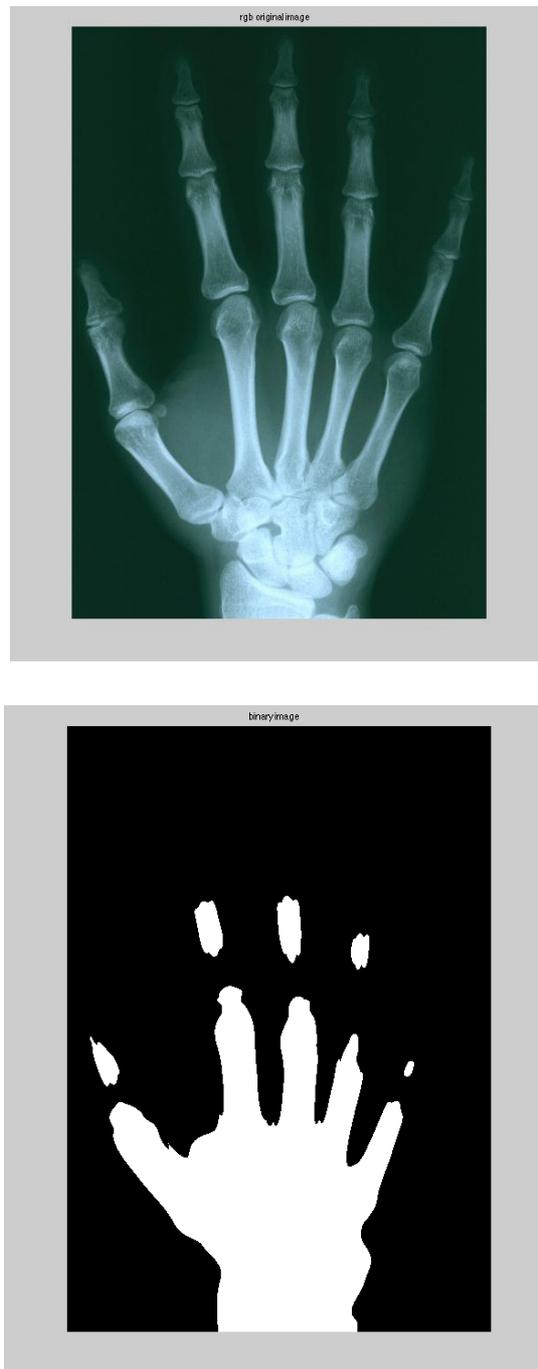


- Αποθορυβοποίηση εικόνας με wiener φίλτρο και κατωφλίωση με μέθοδο Otsu



Εικόνα 5.4.6: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο Otsu μετά την εφαρμογή wiener φίλτρου στην αρχική εικόνα

- Αποθρομβοποίηση εικόνας με συνδυασμό γκαουσιανού και wiener φίλτρου και κατωφλίωση με μέθοδο Otsu

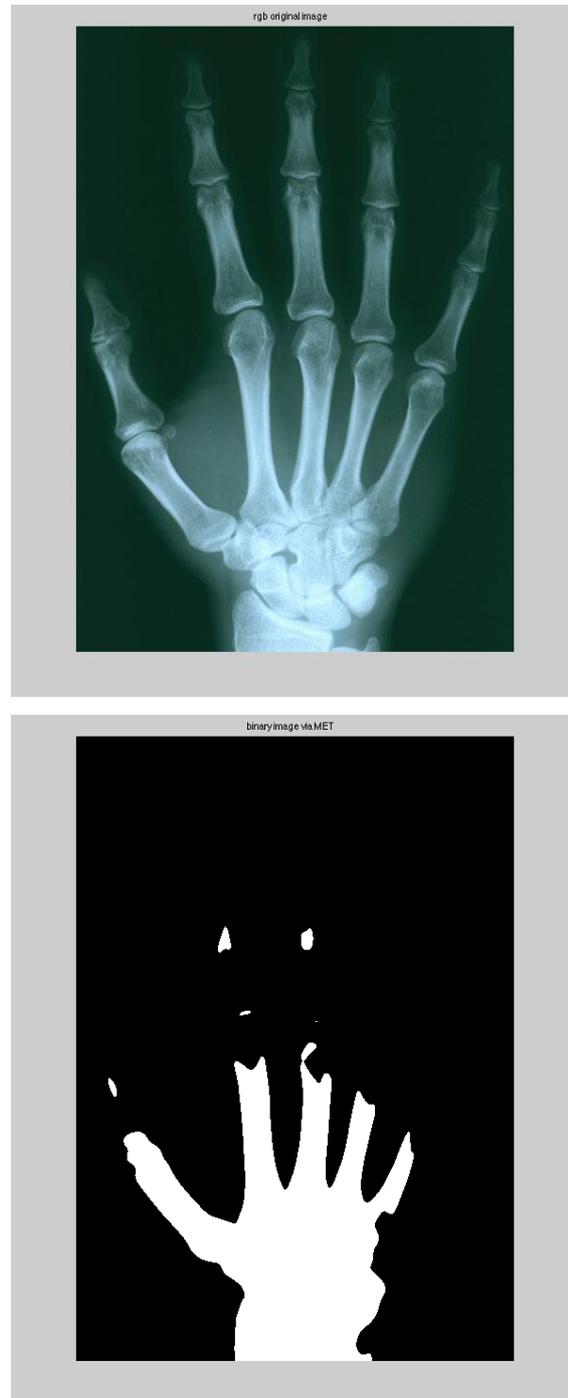


Εικόνα 5.4.7: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο Otsu μετά την εφαρμογή συνδυασμού γκαουσιανού και wiener φίλτρου στην αρχική εικόνα

Τα αποτελέσματα δεν είναι αποδοτικά, οπότε απορρίπτονται οι προηγούμενοι συνδυασμοί μεθόδων αποθρομβοποίησης και κατωφλίωσης.

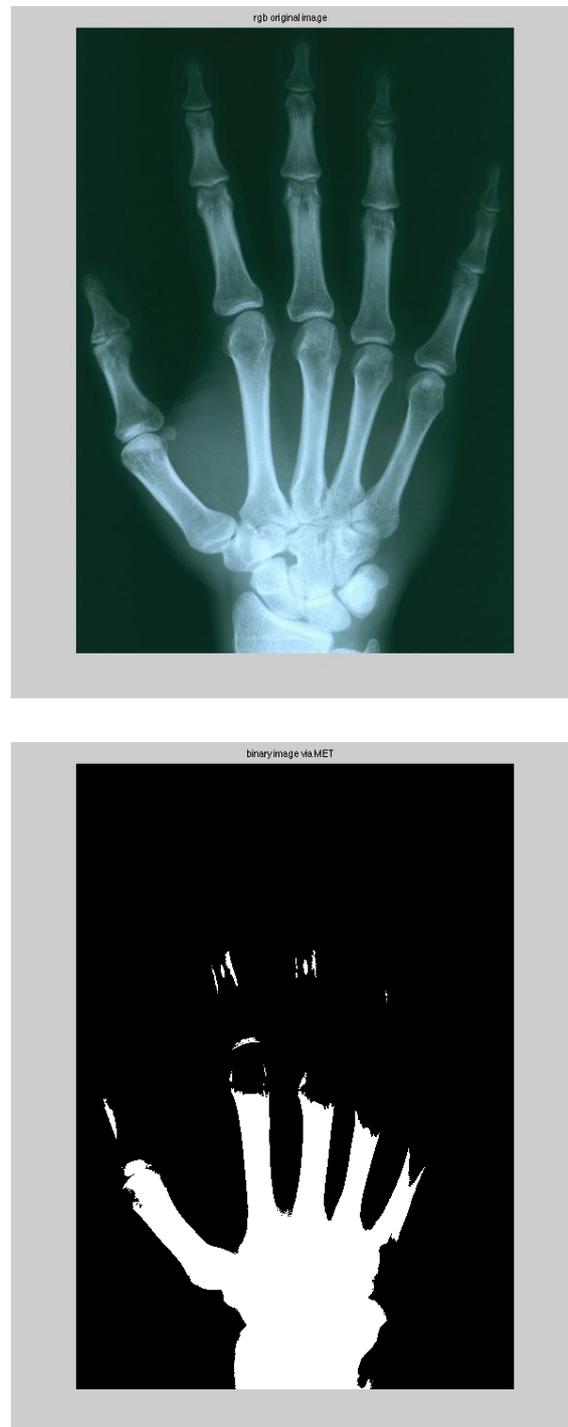
Έπειτα, θα ελέγξουμε την αυτοματοποιημένη μέθοδο κατωφλίωσης ελαχίστου σφάλματος (MET), με εφαρμογή αρχικά στην εικόνα των φίλτρων αποθορυβοποίησης.

- Αποθορυβοποίηση εικόνας με γκαουσιανό πυρήνα και κατωφλίωση με μέθοδο minimum error thresholding



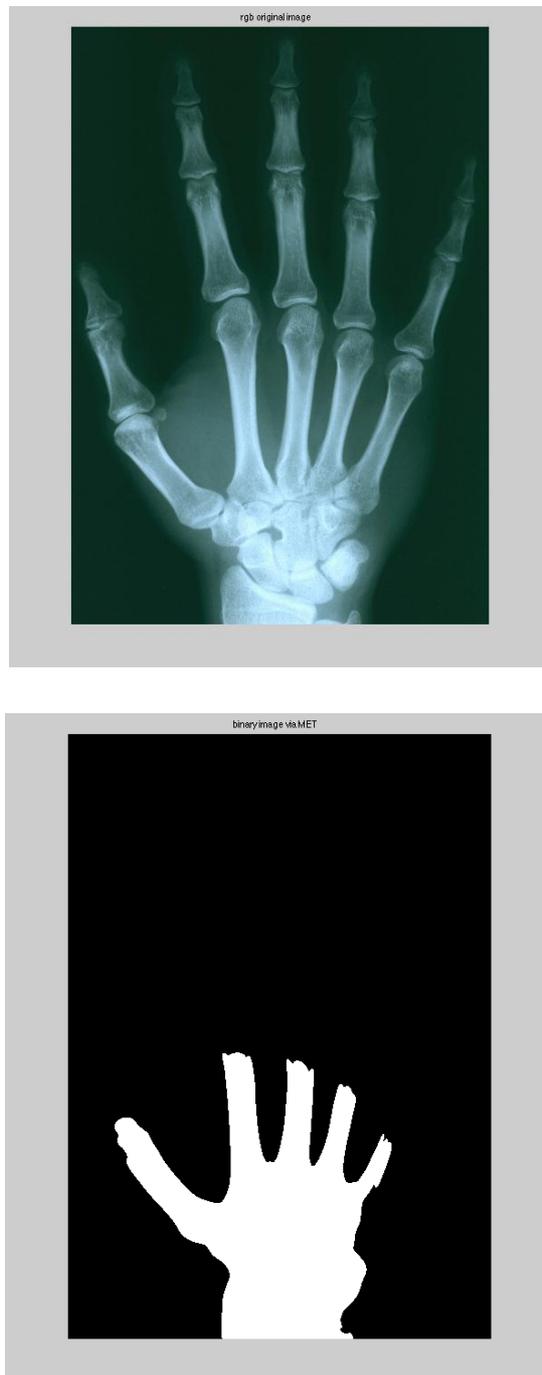
Εικόνα 5.4.8: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο MET μετά την εφαρμογή γκαουσιανού φίλτρου στην αρχική εικόνα

- Αποθουρυβοποίηση εικόνας με wiener φίλτρο και κατωφλίωση με μέθοδο MET



Εικόνα 5.4.9: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο MET μετά την εφαρμογή wiener φίλτρου στην αρχική εικόνα

- Αποθρομβοποίηση εικόνας με συνδυασμό γκαουσιανού και wiener φίλτρου και κατωφλίωση με μέθοδο MET

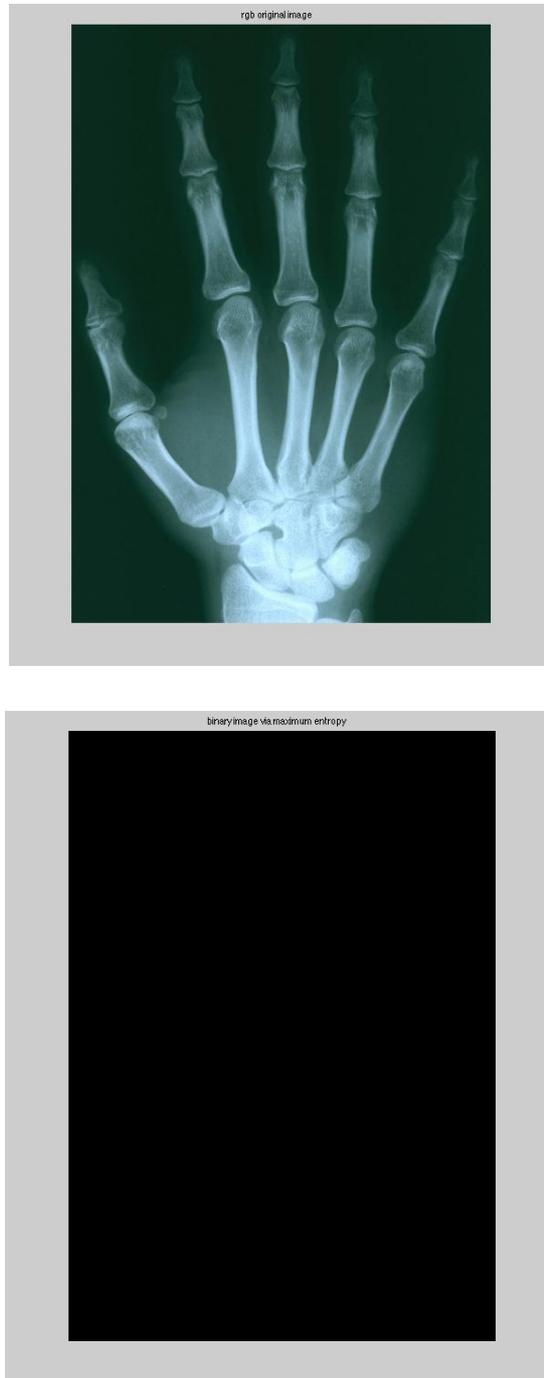


Εικόνα 5.4.10: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο MET μετά την εφαρμογή συνδυασμού γκαουσιανού και wiener φίλτρου στην αρχική εικόνα

Παρατηρούμε ότι ο συνδυασμός της κατωφλίωσης με τη μέθοδο MET με τα αντίστοιχα συνήθη φίλτρα αποθρομβοποίησης δεν βρίσκουν εφαρμογή στις ακτινογραφίες χεριών

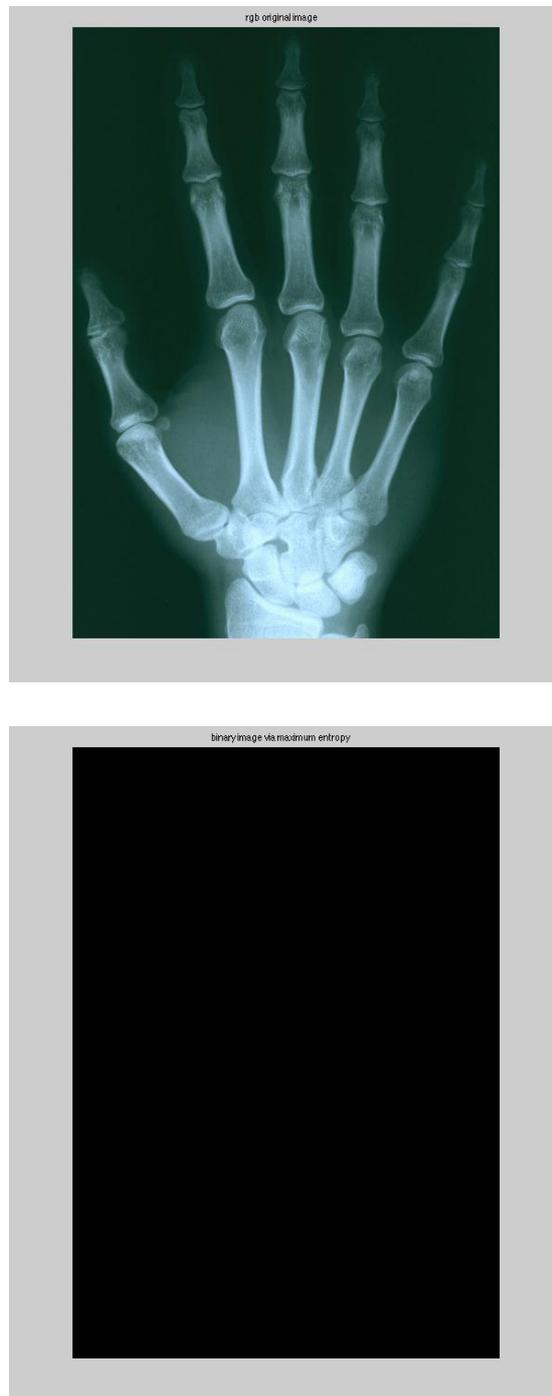
Τέλος, θα εξετάσουμε τα γραμμικά φίλτρα αποθορυβοποίησης σε συνδυασμό με την αυτόματη μέθοδο κατωφλίωσης μέγιστης εντροπίας.

- Αποθορυβοποίηση εικόνας με γκαουσιανό πυρήνα και κατωφλίωση με μέθοδο μέγιστης εντροπίας



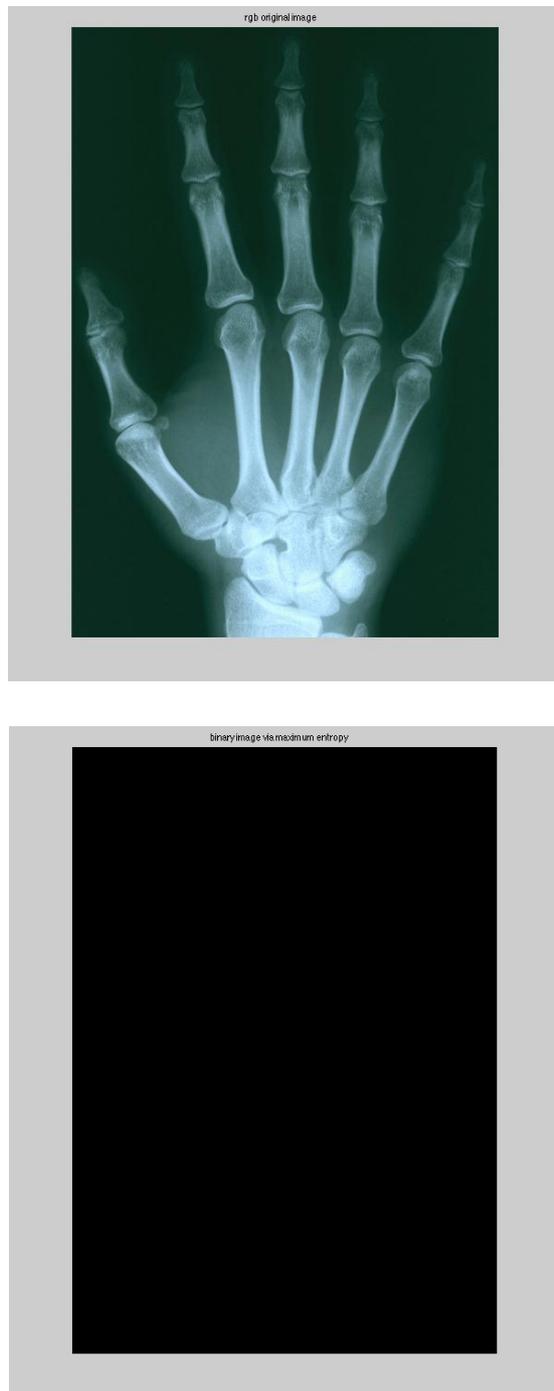
Εικόνα 5.4.11: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο μέγιστης εντροπίας μετά την εφαρμογή γκαουσιανού φίλτρου στην αρχική εικόνα

- Αποθορυβοποίηση εικόνας με wiener φίλτρο και κατωφλίωση με μέθοδο μέγιστης εντροπίας



Εικόνα 5.4.12: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο μέγιστης εντροπίας μετά την εφαρμογή wiener φίλτρου στην αρχική εικόνα

- Αποθουρβοποίηση εικόνας με συνδυασμό γκαουσιανού και wiener φίλτρου και καταφλίωση με μέθοδο μέγιστης εντροπίας



Εικόνα 5.4.13: (a) Αρχική εικόνα, (b) Καταφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο μέγιστης εντροπίας μετά την εφαρμογή συνδυασμού γκαουσιανού και wiener φίλτρου στην αρχική εικόνα



Επομένως, και οι παραπάνω συνδυασμοί γραμμικών φίλτρων αποθορυβοποίησης με τη μέθοδο κατωφλίωσης μέγιστης εντροπίας κρίθηκαν ακατάλληλοι κατά την επεξεργασία ακτινογραφιών άκρας χειρός.

Οι εφαρμογές των διαφόρων μεθόδων αποθορυβοποίησης σε συνδυασμό με τις τυπικές, αυτόματες και μη, μεθόδους κατωφλίωσης, όπως αυτές περιγράφηκαν στο κεφάλαιο 4, έγινε σε αρχείο 15 ακτινογραφιών χωρίς να έχουμε λάβει τα επιθυμητά αποτελέσματα. Έτσι, έγινε αντιληπτό ότι τα γραμμικά αυτά φίλτρα δεν επαρκούσαν για την αποθορυβοποίηση των ακτινογραφιών και επομένως, κρίθηκε απαραίτητη η εξέταση και μη γραμμικών μεθόδων αποθορυβοποίησης και συγκεκριμένα η μελέτη της wavelet SWT αποθορυβοποίησης.

### **5.5 Εισαγωγή στα wavelets**

Ο μετασχηματισμός wavelet αναφέρεται στην αναπαράσταση ενός σήματος με τη βοήθεια κάποιων συναρτήσεων που ικανοποιούν ορισμένες απαιτήσεις. Το όνομα wavelets προέρχεται από την προϋπόθεση ότι οι συναρτήσεις αυτές πρέπει να είναι ορισμένου μήκους ή να φθίνουν γρήγορα στο μηδέν, «κυματίζοντας» πάνω και κάτω από τον άξονα  $x$ . Οι συναρτήσεις αυτές πρέπει να είναι καλά ορισμένες. Το πιο απλό είναι το Haar wavelet. Οι βασικές συναρτήσεις wavelet (που ονομάζονται μερικές φορές και μητρικά wavelet), μπορούν τόσο να μετατοπιστούν παράλληλα ως προς τον άξονα  $x$  (translations) όσο και να διασταλούν (dilations) με σκοπό τη διαμόρφωση του επιθυμητού wavelet.

Η ανάλυση ενός σήματος με χρήση wavelets ακολουθεί τη λογική της ανάλυσης Fourier, δηλαδή όπως τα ημίτονα και τα συνημίτονα στην ανάλυση Fourier, έτσι και τα wavelets χρησιμοποιούνται ως βασικές συναρτήσεις για να αναπαραστήσουν άλλες συναρτήσεις [39]. Μεταξύ της ανάλυσης Fourier και των wavelets υπάρχουν σημαντικές διαφορές. Μία από αυτές αφορά το πλήθος των βασικών συναρτήσεων που έχουμε στη διάθεσή μας για την αναπαράσταση των σημάτων. Μία δεύτερη σημαντική διαφορά είναι ότι οι βασικές συναρτήσεις Fourier εντοπίζονται στο πεδίο της συχνότητας και όχι στο πεδίο του χρόνου. Τα wavelets αντίθετα εντοπίζονται και στο πεδίο της συχνότητας (μέσω των διαστολών), αλλά και στο πεδίο του χρόνου (μέσω των παράλληλων μετατοπίσεων). Επίσης, πολλές κατηγορίες συναρτήσεων μπορούν να αναπαρασταθούν μέσω των wavelets με πιο ακριβή τρόπο σε σχέση με την ανάλυση Fourier. Για παράδειγμα, συναρτήσεις με ασυνέχειες, σήματα που δεν

είναι στατικά (stationary) και συναρτήσεις με απότομες κορυφώσεις, απαιτούν πολύ λιγότερες βασικές συναρτήσεις wavelet από τις ημιτονικές – συνημιτονικές συναρτήσεις για να πετύχουν όχι μόνο συγκρίσιμη, αλλά και ακριβέστερη προσέγγιση.

Οι πιο διαδεδομένες εφαρμογές των wavelets είναι η συμπίεση δεδομένων και η αποθορυβοποίηση [39]. Η αραιή κωδικοποίηση (sparse coding) κάνει τα wavelets πολύ εύχρηστα εργαλεία στη συμπίεση δεδομένων. Μεγάλα και θορυβώδη πακέτα δεδομένων, μπορούν εύκολα και γρήγορα να μετασχηματιστούν μέσω του διακριτού μετασχηματισμού wavelet. Τα δεδομένα αυτά κωδικοποιούνται από τους συντελεστές wavelet.

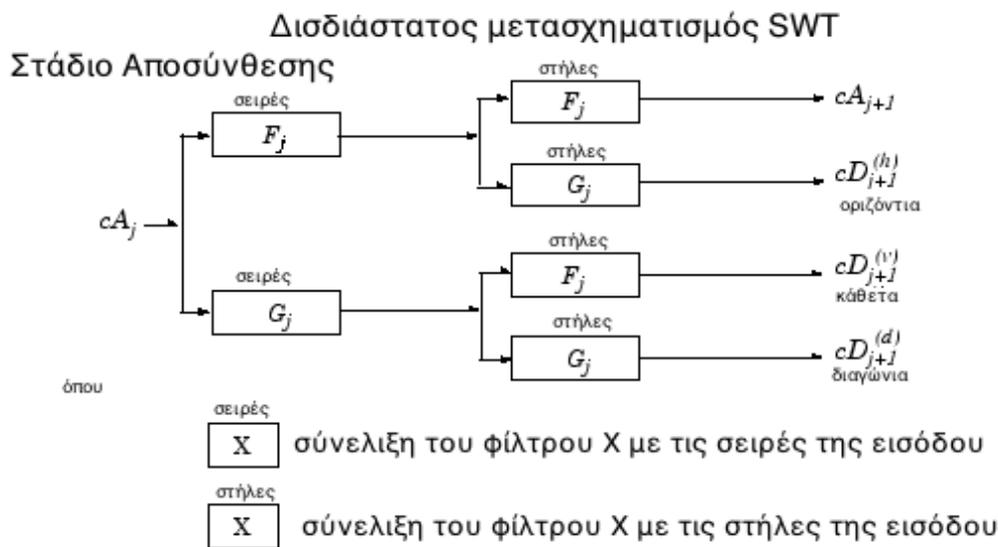
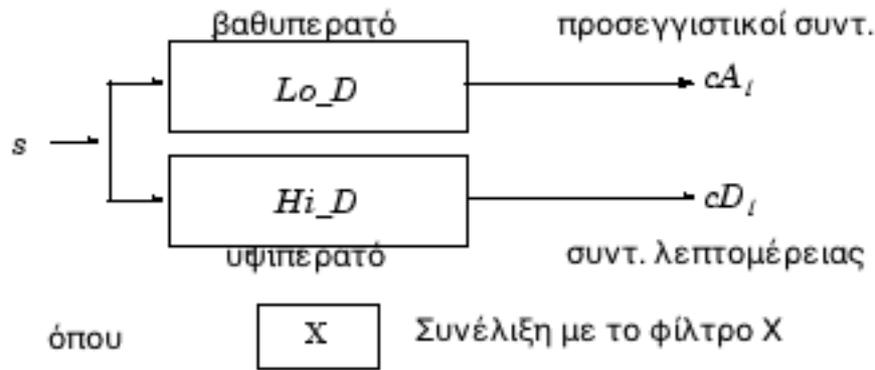
Για περισσότερα στοιχεία θεωρίας πάνω στη βασικά θέματα που άπτονται των διαδικασιών της αποθορυβοποίησης με wavelets, παραπέμπουμε τον αναγνώστη στο παράρτημα Α, §Α.5.

## **5.6 Στατικός wavelet μετασχηματισμός**

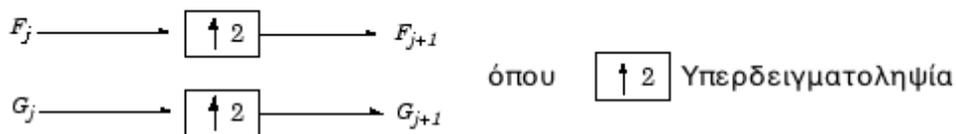
Η αδυναμία του κλασικού διακριτού μετασχηματισμού wavelet (DWT) έγκειται στο γεγονός ότι είναι ένας χρονικά αμετάβλητος μετασχηματισμός, που σημαίνει ότι ακόμα και με περιοδική επέκταση σήματος, ο DWT μιας χρονικά μετατοπισμένης εκδοχής του σήματος  $X$  δεν είναι ίσος με μια μετατοπισμένη εκδοχή του DWT του  $X$ . Για το λόγο αυτό, ορίστηκε ο στατικός wavelet μετασχηματισμός (Stationary Wavelet Transform, SWT) [25].

Η βασική ιδέα είναι αρκετά απλή. Στο αρχικό σήμα εφαρμόζονται τα κατάλληλα υψιπερατά και βαθυπερατά φίλτρα σε κάθε επίπεδο για να παραχθούν δύο ακολουθίες στο επόμενο επίπεδο. Δε γίνεται κατακερματισμός του σήματος, αλλά οι δύο νέες ακολουθίες έχουν τα ίδια μήκη με την αρχική ακολουθία, αφού μεταβάλλονται κατάλληλα από τα αντίστοιχα φίλτρα σε κάθε επίπεδο, ενώ για τη διατήρηση σταθερού μήκους συμπληρώνονται μηδενικά.

Ο αλγόριθμος του SWT για εφαρμογή σε εικόνες μοντελοποιείται όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



**Υπολογισμός Φίλτρου**



**Αρχικοποίηση**

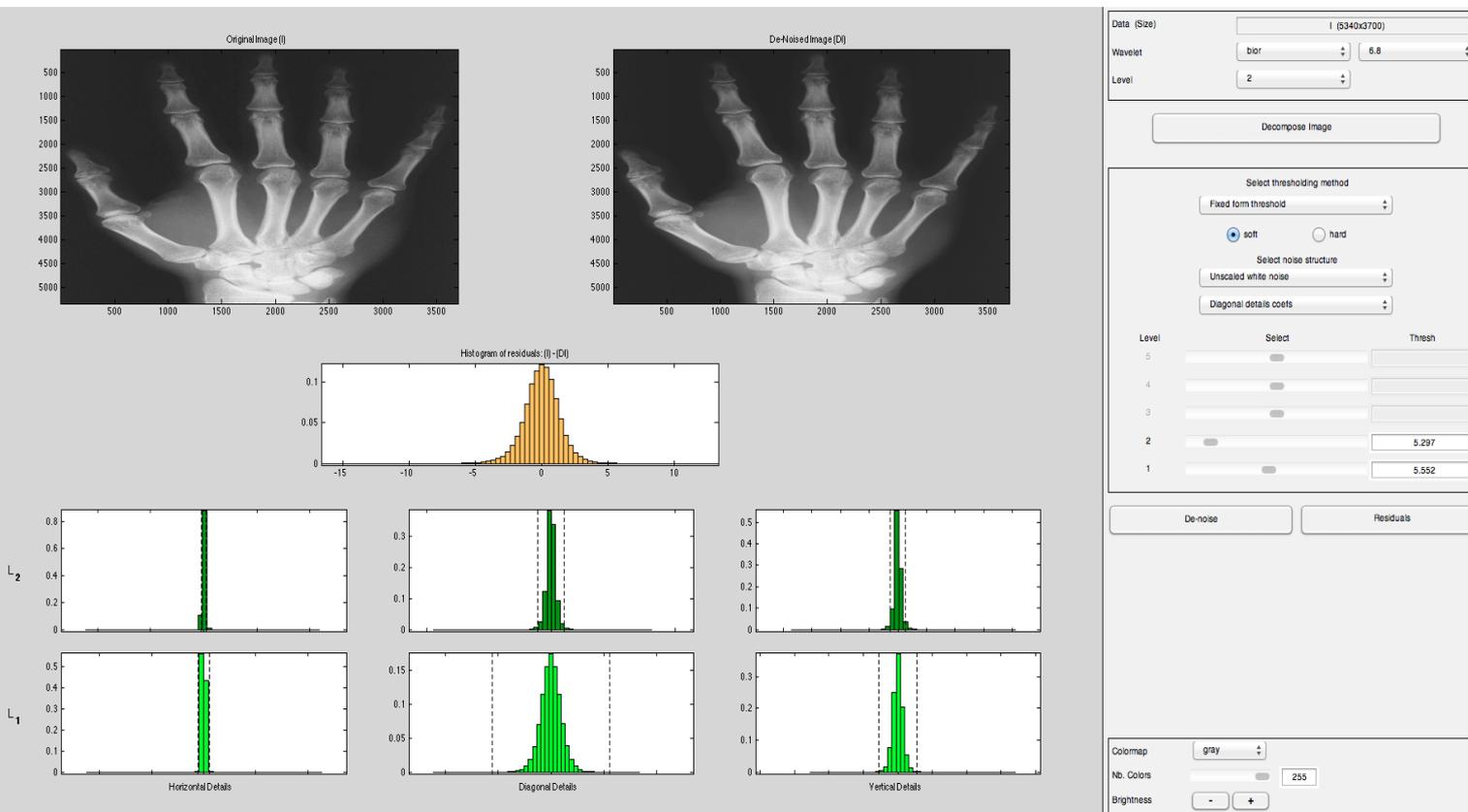
$cA_0 = s$  για την αρχικοποίηση της αποσύνθεσης  
 $F_0 = Lo\_D$   
 $G_0 = Hi\_D$

Εικόνα 5.6.1: Σχηματική αναπαράσταση λειτουργίας του αλγορίθμου υπολογισμού του SWT

Το αποτέλεσμα κάθε wavelet ανάλυσης εξαρτάται από το θόρυβο που υπάρχει [39]. Ο καλύτερος τρόπος για να επιτευχθεί η βέλτιστη αποθορυβοποίηση είναι να δοκιμαστούν διάφορα wavelets για να βρεθεί ποιο αποκόπει καλύτερα το θόρυβο που παρουσιάζεται σε κάθε περίπτωση.

Προκειμένου να βρούμε το wavelet που αποδίδει βέλτιστα και αποθουροποιεί την εικόνα χωρίς την εμφάνιση artifacts, μελετήθηκαν τα διάφορα wavelets, ενώ πραγματοποιώντας αποθουροποίηση ως προς διαφορετικούς συντελεστές (οριζόντιους, κάθετους, διαγώνιους), επιλέχθηκαν οι αποδοτικότερες παράμετροι. Έπειτα από δοκιμές στις ακτινογραφίες, επιλέχθηκε ως καλύτερο wavelet, το wavelet bior 6.8, μετασχηματισμό SWT με 2 επίπεδα αποσύνθεσης και αποθουροποίηση ως προς τους διαγώνιους συντελεστές.

Παρακάτω φαίνεται το παράθυρο αποθουροποίησης με το wavemenu του matlab.



Εικόνα 5.6.2.: Αποθουροποίηση ακτινογραφίας χεριού μέσω της εφαρμογής SWT Denoising 2D του Matlab.

Στα επόμενα παρουσιάζονται αποτελέσματα συνδυαστικής εφαρμογής αποθουροποίησης SWT και μεθόδων κατωφλίωσης:

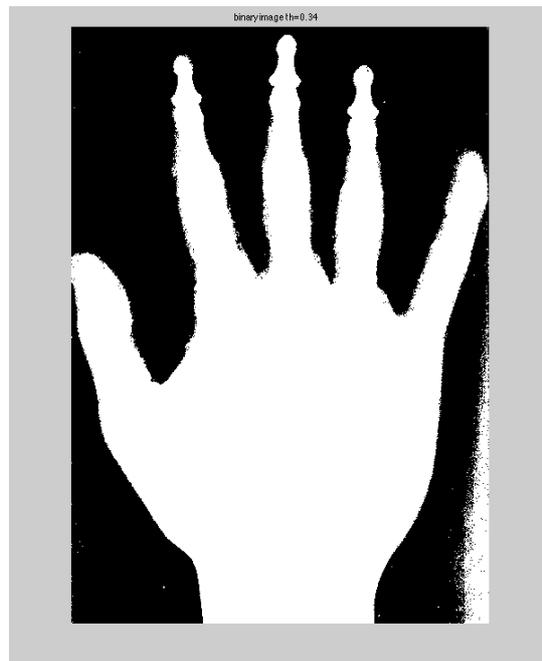
- Αποθρομβοποίηση SWT εικόνας και κατωφλίωση με επιλογής κατωφλίου με το χέρι



(a)



(b)



(c)

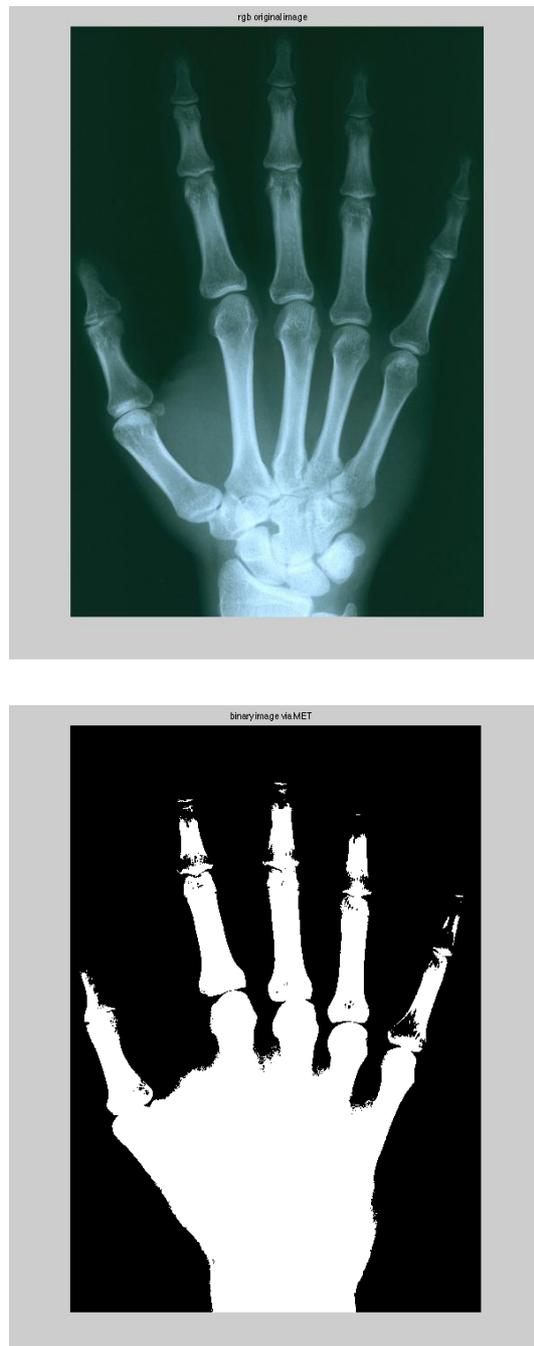
Εικόνα 5.6.3: (a) Αρχική έγχρωμη εικόνα, (b) Γκρίζα εικόνα που προέκυψε μετά τον SWT μετασχηματισμό, (c) κατωφλιωμένη εικόνα με κατώφλι  $th=0.34$ .

- Αποθουρυβοποίηση εικόνας με SWT μετασχηματισμό και κατωφλίωση με μέθοδο Otsu



Εικόνα 5.6.4: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο Otsu μετά τον SWT μετασχηματισμό

- Αποθρυβοποίηση εικόνας με SWT μετασχηματισμό και κατωφλίωση με μέθοδο MET



Εικόνα 5.6.5: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο MET μετά τον SWT μετασχηματισμό

- Αποθρομβοποίηση εικόνας με SWT μετασχηματισμό και κατωφλίωση με μέθοδο μέγιστης εντροπίας



Εικόνα 5.6.6: (a) Αρχική εικόνα, (b) Κατωφλιωμένη εικόνα με τη μέθοδο μέγιστης εντροπίας μετά τον SWT μετασχηματισμό



Από την παραπάνω ανάλυση των γραμμικών και μη γραμμικών φίλτρων παρατηρούμε ότι ο συνδυασμός των συνήθων μεθόδων αποθορυβοποίησης και καταφλίωσης δεν δίνει τα αναμενόμενα αποτελέσματα για ακτινογραφικές απεικονίσεις χειρών. Ο μετασχηματισμός SWT “καθαρίζει” την αρχική εικόνα μετριάζοντας το μη γραμμικό λευκό θόρυβο, αλλά δεν αποβάλλει τον γκαουσιανό και poisson θόρυβο. Τα παραπάνω αποτελέσματα μας οδήγησαν σε μία προσέγγιση αποθορυβοποίησης με χρήση τόσο γραμμικών και μη γραμμικών μεθόδων αποθορυβοποίησης, σε συνδυασμό με μία ημιαυτόματη επιλογή καταφλίου με βάση το ιστόγραμμα της αποθορυβοποιημένης εικόνας, η οποία έδωσε συστηματικά καλά αποτελέσματα σε όλο το εύρος των διαφορετικών ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρας χειρός που επεξεργαστήκαμε. Η νέα προσέγγιση παρουσιάζεται στο επόμενο κεφάλαιο (κεφάλαιο 6).



# **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6**

## **ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΝΕΑΣ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗΣ** **ΑΠΟΘΟΡΥΒΟΠΟΙΗΣΗΣ –ΚΑΤΩΦΛΙΩΣΗΣ** **ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΣΗΜΑΝΤΙΚΩΝ** **ΣΗΜΕΙΩΝ ΣΤΟ ΠΕΡΙΓΡΑΜΜΑ ΧΕΡΙΟΥ**

### **6.1 Εφαρμογή προτεινόμενης μεθόδου αποθορυβοποίησης και κατωφλίωσης**

Όπως προαναφέραμε στην παράγραφο §5.6, λόγω της συνύπαρξης διαφορετικών τύπων θορύβου (Poisson, Gaussian, λευκός θόρυβος), αλλά και αρκετών artifacts, κρίθηκε αναγκαίος ο συνδυασμός τόσο γραμμικών όσο και μη γραμμικών μεθόδων αποθορυβοποίησης για την εξαγωγή αποδοτικού περιγράμματος στις ακτινογραφικές απεικονίσεις χεριών.

Λόγω της κακής ποιότητας της ακτινογραφίας οι κλασσικές μέθοδοι αποθορυβοποίησης δεν είναι αποδοτικές, όπως παρουσιάστηκε διεξοδικά και στο κεφάλαιο 5. Έτσι, η αποθορυβοποίηση με μετασχηματισμό 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. Συγκεκριμένα, αρχικά η εικόνα αποθορυβοποιήθηκε με SWT μετασχηματισμό (οι παράμετροι είναι αυτοί που εξετάστηκαν και παρουσιάστηκαν στην παράγραφο §5.6), κυρίως, για την αποβολή του μη κλιμακούμενου λευκού θορύβου και εν μέρει του θορύβου Poisson και έπειτα εφαρμόσαμε ένα κατάλληλο συνδυασμό γκαουσιανού και wiener φίλτρου για την απόρριψη κάθε γκαουσιανού θορύβου, poisson θορύβου και τυχόντων artifacts. Στα γραμμικά φίλτρα υπήρξε πρόβλημα στην αυτοματοποίηση, διότι ο προσδιορισμός των αναγκαίων παραμέτρων άλλαζε δραστικά από περίπτωση σε περίπτωση. Να σημειωθεί στο σημείο αυτό ότι για την αποβολή των artifacts χρησιμοποιούνται επί

πλέον και μορφολογικοί τελεστές στην κατωφλιωμένη εικόνα που παρήξαμε με την περιγραφόμενη διαδικασία.

Το αποτέλεσμα αν και θολό, διατηρεί τις ακμές και γωνίες του χεριού, οπότε χρησιμεύει στο πρώτο στάδιο επεξεργασίας που είναι η εξαγωγή περιγράμματος χεριού (οστών και σάρκας). Σκοπός είναι να παράγουμε μια καλής ποιότητας κατωφλιωμένη εικόνα με όσο το δυνατόν πληρέστερη αποβολή του θορυβώδους background, για την περαιτέρω επεξεργασία της εικόνας και την αναγνώριση χαρακτηριστικών και γεωμετρικών περιοχών της εικόνας (εντοπισμός και κατάτμηση δακτύλων και παλάμης).

Παρακάτω παρουσιάζονται τμήμα του κώδικα που υλοποιεί την αποθορυβοποίηση καθώς και τα αντίστοιχα αποτελέσματα:

```
filename='hand1.jpg'; % αρχική εικόνα
I=imread(filename);
figure,imshow(I);title('rgb original image');
file='hand1dendiag.jpg'; % αποθορυβοποιημένη γκριζα εικόνα μετά την εφαρμογή μ/σ SWT
Io=imread(file);
I=rgb2gray(Io);
figure,imshow(I);title('grayscale SWT image');
Io = im2single(I); % μετατροπή της εικόνας σε single
figure,imshow(Io)
Io = imresize(Io,0.25);%σμίκρυνση εικόνας ώστε να είναι της τάξης των 1000 x 1000 pixels
figure,imshow(Io)

h=fspecial('gaussian',[200 200],8); % εφαρμογή gaussian φίλτρου
M=imfilter(Io,h,'replicate');
figure, imshow(M);title(' gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200] ')

[J, noise]=wiener2(M,[50,50]); % εφαρμογή wiener φίλτρου
figure, imshow(J);title(' wiener filtering ')

```

rgb original image



Εικόνα 6.1.1: Αρχική εικόνα



Εικόνα 6.1.2: Αποθρομβωποιημένη γκρίζα εικόνα μετά το μετασχηματισμό SWT



Εικόνα 6.1.3: Εικόνα μετά την εφαρμογή του γκαουσιανού φίλτρου



Εικόνα 6.1.4: Εικόνα μετά και την εφαρμογή του wiener φίλτρου

Βασικός παράγοντας για την επιτυχία της περιγραφείσας διαδικασίας αποθορυβοποίησης είναι ο επιτυχής προσδιορισμός των παραμέτρων των φίλτρων. Η χρήση των συγκεκριμένων παραμέτρων έγινε ύστερα από την εξέταση πυρήνων διαφόρων μεγεθών, ώστε να καταλήξουμε στον αποδοτικότερο πυρήνα για κάθε φίλτρο.



### **6.1.1 Ημιαυτόματη μέθοδος προσδιορισμού του κατωφλίου**

Στο κεφάλαιο 4 παρουσιάστηκαν οι κλασικές μέθοδοι κατωφλίωσης, οι οποίες όπως αποδείχθηκε δεν αποδίδουν αποτελεσματικά στις περιπτώσεις των ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρας χειρός. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήσαμε μια ημιαυτόματη μέθοδο για τον προσδιορισμό του κατωφλίου.

Αρχικά, από τη διαδικασία ανίχνευσης των περιοχών εμφάνισης μέγιστης και ελάχιστης φωτεινότητας, όπως αυτή παρουσιάστηκε στο κεφάλαιο 3, μπορέσαμε να έχουμε μια εκτίμηση του background, από την περιοχή χαμηλής φωτεινότητας. Με βάση αυτή την εκτίμηση, προχωρήσαμε στον υπολογισμό της μέσης τιμής των τιμών των pixels τόσο στην περιοχή εμφάνισης της ελάχιστης όσο και της μέγιστης φωτεινότητας. Εκτιμούμε, λοιπόν, ότι η τιμή του κατωφλίου βρίσκεται μεταξύ των τιμών μέσης τιμής των περιοχών των ελάχιστων και μέγιστων φωτεινοτήτων των pixels.

Πράγματι, χρησιμοποιώντας τα ιστογράμματα των εικόνων και με βάση πειραματικούς χειροκίνητους προσδιορισμούς του κατωφλίου σε ορισμένες αρχικές εικόνες, διαπιστώσαμε ότι όντως το επιθυμητό κατώφλι βρίσκεται δεξιότερα της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας.

Παρακάτω παρατίθενται τμήμα κώδικα που παρουσιάζει τον υπολογισμό των μέσων τιμών των περιοχών χαμηλής και υψηλής φωτεινότητας, αλλά και ιστογράμματα επεξεργασμένων εικόνων για την αιτιολόγηση των ισχυρισμών μας.

```
numOfpixels1=0;
for i=1:1:(size(im1,1))
    for j=1:1:(size(im1,2))
        numOfpixels1=numOfpixels1+1;
    end
end
```

```
numOfpixels2=0;
for i=1:1:(size(im2,1))
    for j=1:1:(size(im2,2))
        numOfpixels2=numOfpixels2+1;
    end
end
```

```
f=@(x) sum(x(:))/numOfpixels1;
im1f = nlfiter(im1,[m+1 n+1],f);
max2=max(max(im1f));
```

```
im1f=im1f/max2;
figure,imshow(im1);title('filtered window of minimum');
mean1=im1f(round(m/2),round(n/2))*max2;
```

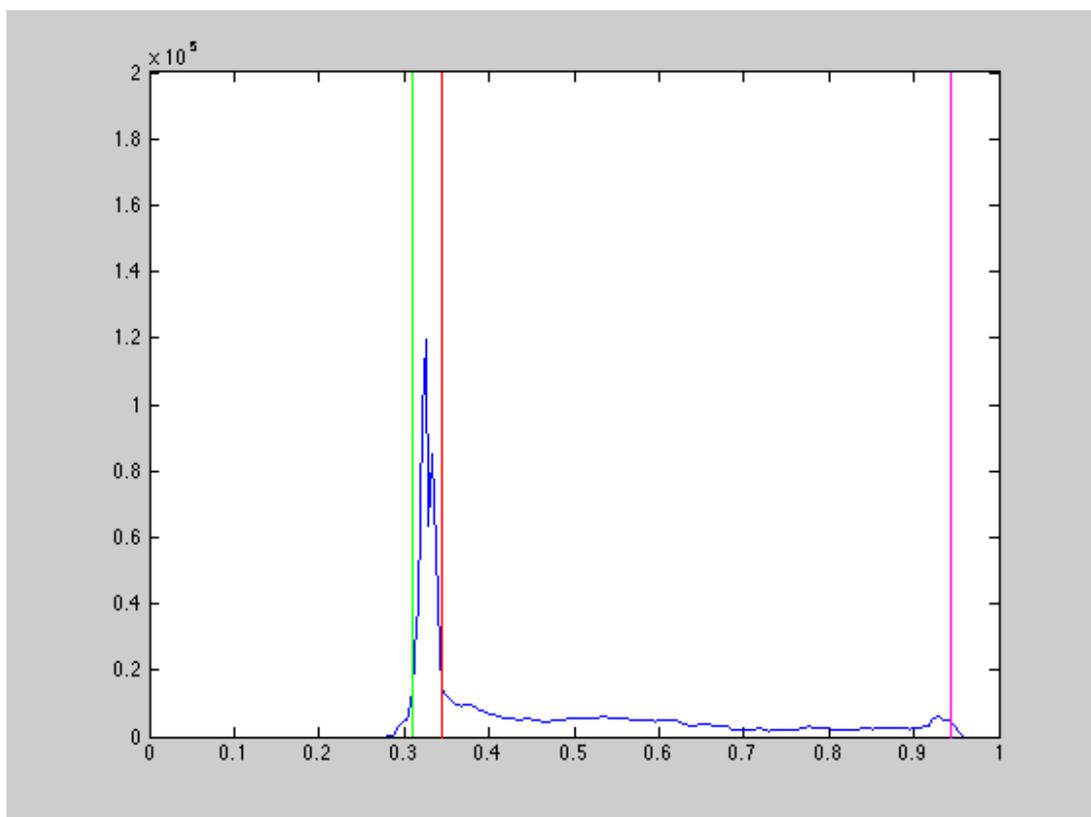
```
f=@(x) sum(x(:))/numOfpixels2;
im2f = nlfiter(im2,[m+1 n+1],f);
max2=max(max(im2f));
im2f=im2f/max2;
figure,imshow(im2);title('filtered window of maximum');
mean2=im2f(round(m/2),round(n/2))*max2;
```

```
[counts1,bin1]=imhist(J);
figure
plot(bin1,counts1);
hold on
stem(mean1,5*10 ^4,'g*');
hold on
stem(mean2,5*10 ^4,'magenta*');
hold on
stem(th_low,5*10 ^4,'r*');
hold off
```

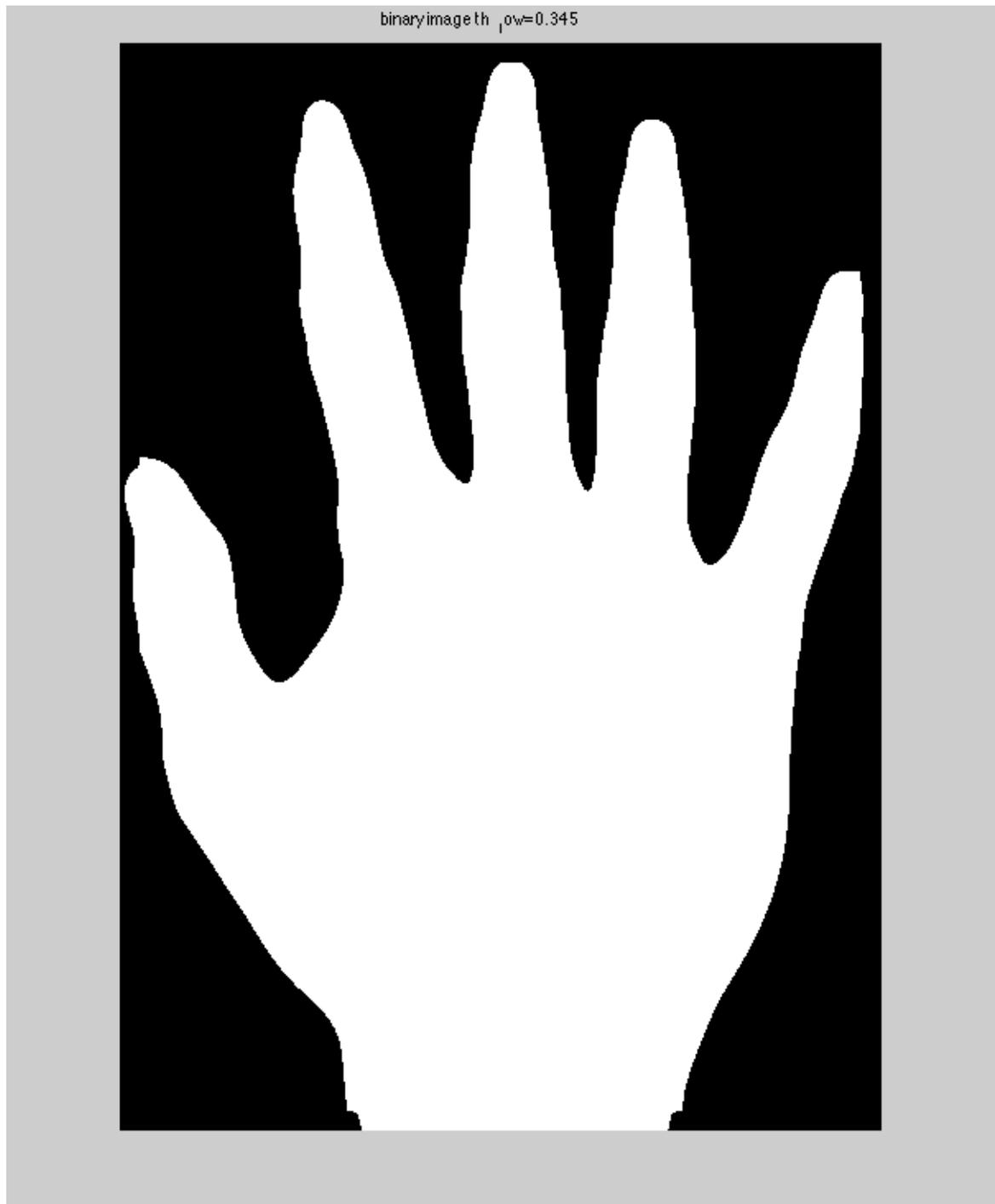
Πρώτο παράδειγμα:



Εικόνα 6.1.1.1: Αρχική SWT αποθρυβοποιημένη εικόνα ακτινογραφίας χεριού 1



Εικόνα 6.1.1.2: Ιστόγραμμα ακτινογραφίας χεριού 1. Με πράσινο παριστάνεται η μέση τιμή της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας, με κόκκινο η τιμή του επιθυμητού κατωφλίου και με μοβ η μέση τιμή της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας.

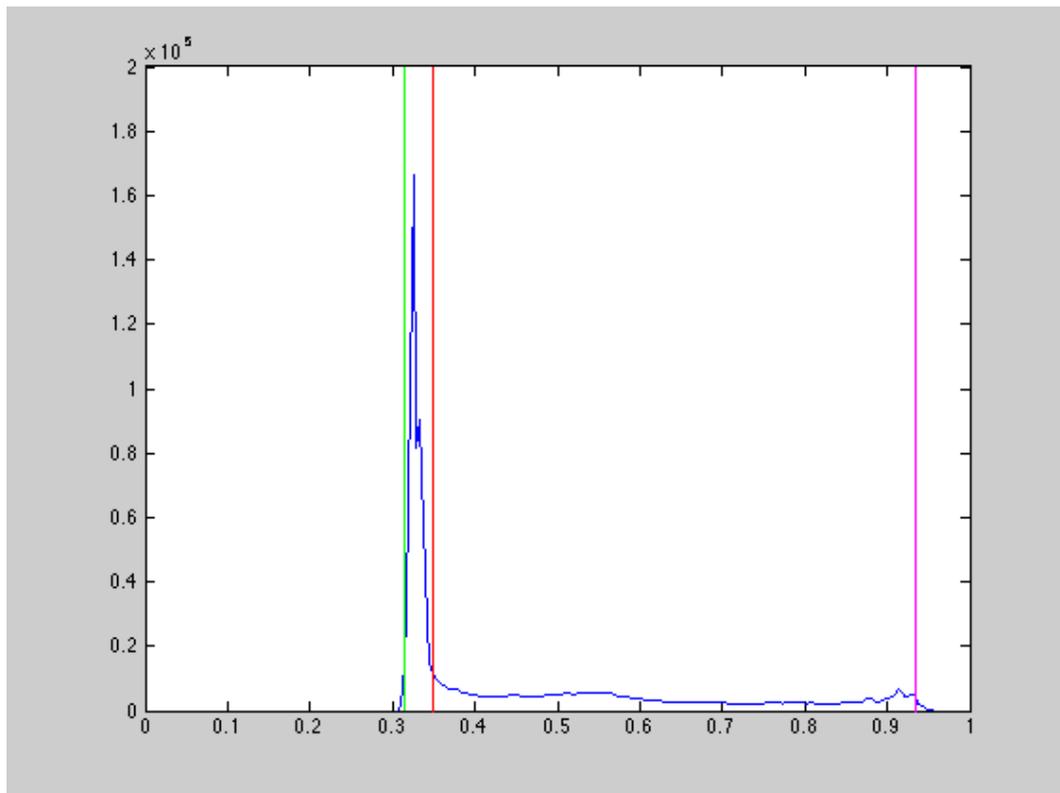


Εικόνα 6.1.1.3: Κατωφλιωμένη εικόνα ακτινογραφίας χεριού 1

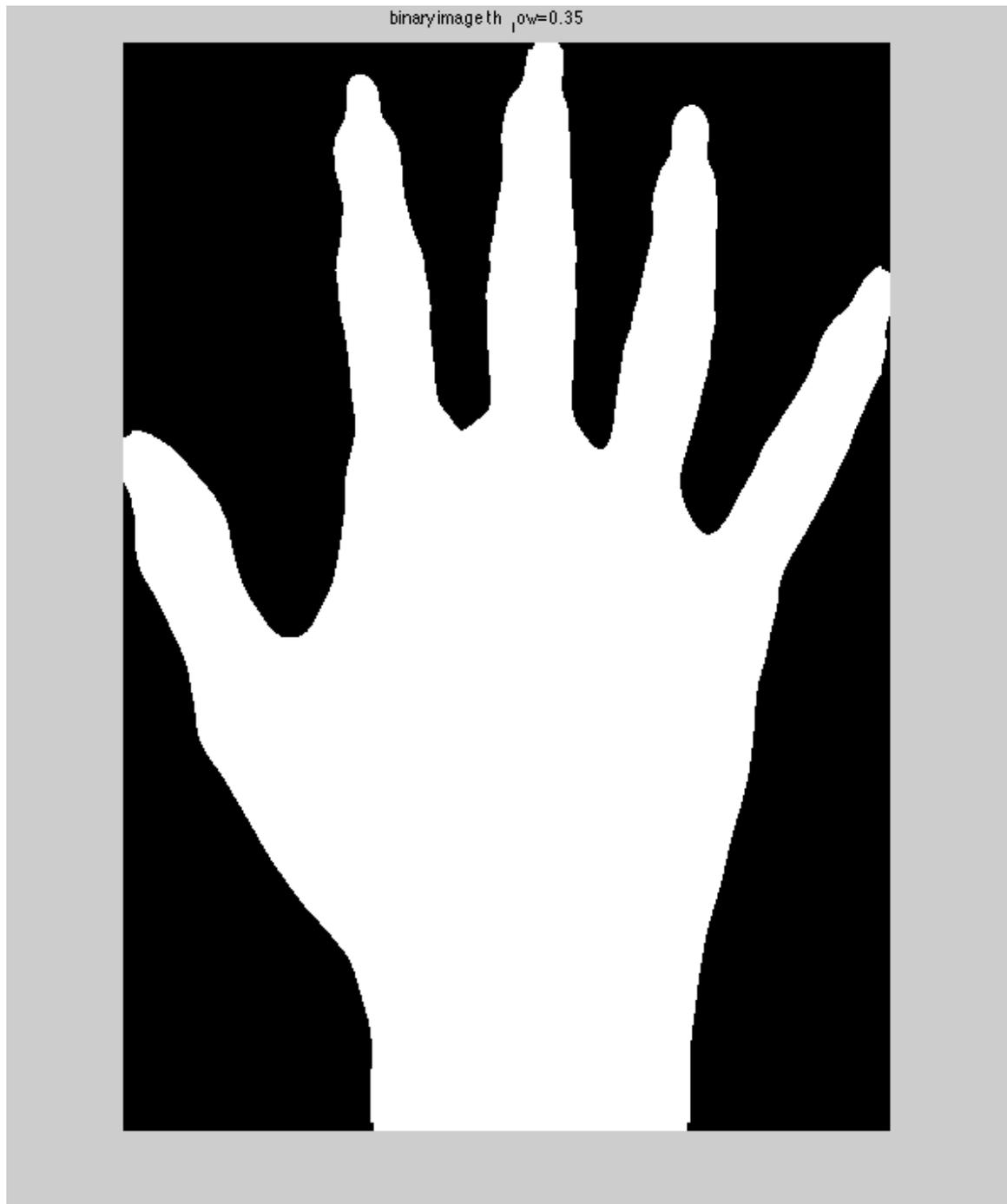
Δεύτερο παράδειγμα :



Εικόνα 6.1.1.4: Αρχική SWT αποθρυβοποιημένη εικόνα ακτινογραφίας χεριού 2



Εικόνα 6.1.1.5: Ιστόγραμμα ακτινογραφίας χεριού 2. Με πράσινο παριστάνεται η μέση τιμή της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας, με κόκκινο η τιμή του επιθυμητού κατωφλίου και με μοβ η μέση τιμή της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας.



Εικόνα 6.1.1.6: Κατωφλιωμένη εικόνα ακτινογραφίας χεριού 1

Για περισσότερα παραδείγματα των αποτελεσμάτων της προτεινόμενης αλγοριθμικής διαδικασίας, παραπέμπουμε τον αναγνώστη στο παράρτημα Β.

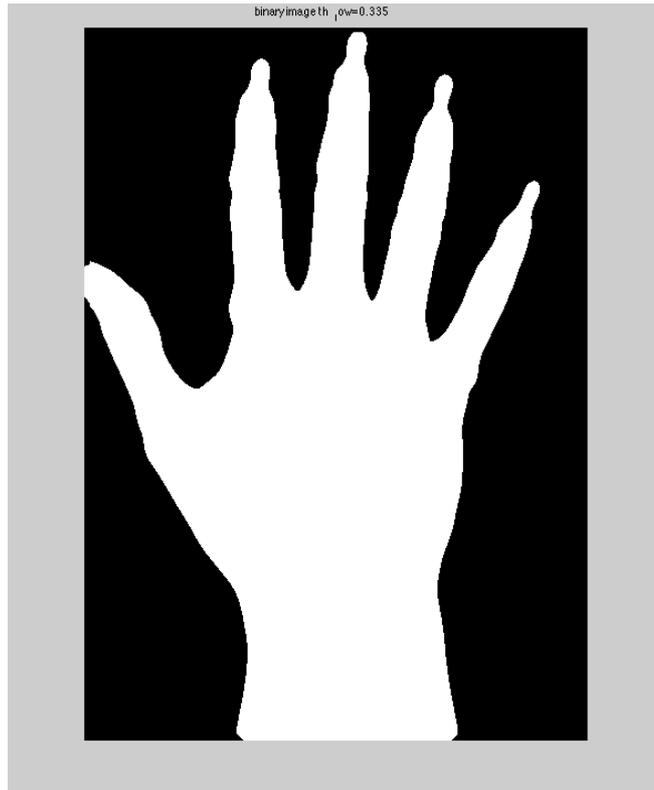
Παρατηρούμε, λοιπόν, ότι δεδομένου ότι μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε το ιστόγραμμα για να βρούμε το σωστό σημείο κατωφλίωσης: το κατώφλι τίθεται αμέσως μετά το κατέβασμα της πιο τονισμένης και απότομης κορυφής του ιστογράμματος.



Με τον τρόπο αυτό, έχουμε μια αυτοματοποιήσιμη (σε επόμενη εργασία) μέθοδο προσδιορισμού του κατωφλίου, καθώς μπορούμε να έχουμε μια πολύ καλή εκτίμηση της τιμής του.

Ωστόσο, αξίζει να σημειωθεί ότι παρατηρήθηκαν προβλήματα στα ακροδάκτυλα και ιδίως στην περιοχή των ονύχων, καθώς λόγω μειωμένης απορρόφησης ακτινοβολίας, τα σημεία αυτά εμφανίζονται πολύ αγνά στις ακτινογραφίες, δημιουργώντας προβλήματα στην επεξεργασία και κατωφλίωση της εικόνας. Είναι, επομένως, σαφές ότι προκειμένου οι ακτινογραφίες να είναι κατάλληλες για ψηφιακή επεξεργασία, θα πρέπει οι υπεύθυνοι ιατροί ακτινολόγοι να ακολουθούν συγκεκριμένες προδιαγραφές του ακτινογραφικού μηχανήματος κατά τη λήψη των ακτινογραφιών, ώστε να πετύχουμε τη μέγιστη δυνατή ανάλυση και ευκρίνεια.





Εικόνα 6.1.1.7: Παράδειγμα κατωφλίωσης εικόνας με χαμηλή ακτινοβολία στα ακροδάκτυλα

Σε προσπάθεια διατήρησης της καμπυλότητας και των ακμών του περιγράμματος του χεριού (οστών και σάρκας), έγινε χρήση μορφολογικών τελεστών. Οι ίδιοι τελεστές χρησιμοποιούνται, επίσης, και ως μέσο περαιτέρω αποθρομβοποίησης για τη σμίκρυνση τυχόντων artifacts που δεν απομακρύνθηκαν με τη μέθοδο αποθρομβοποίησης που χρησιμοποιήθηκε.

### **6.1.2 Μορφολογικοί τελεστές**

Οι μορφολογικοί τελεστές βασίζονται στη θεωρία συνόλων και στη μαθηματική λογική. Οι βασικοί μορφολογικοί τελεστές αναφέρονται στο σχήμα και το μέγεθος των κατωφλιωμένων εικόνων με τέτοιο τρόπο που έχουν πολλά κοινά σημεία με την ανθρώπινη αντίληψη για τη γεωμετρία και τη χωρική συλλογιστική [44]. Πρόκειται για διαδικασίες σχετικές με το σχήμα, οι οποίες απλοποιούν τα δεδομένα της εικόνας, διατηρώντας τα ουσιαστικά χαρακτηριστικά του σχήματος και ελαχιστοποιώντας περιττά στοιχεία [45].

Για περισσότερες πληροφορίες σχετικά με τα βασικά στοιχεία θεωρίας των μορφολογικών τελεστών, παραπέμπουμε τον τυχόντα ενδιαφερόμενο αναγνώστη στο παράρτημα Α (§ Α.4).

Στην παρούσα εργασία έγινε χρήση του τελεστή open-closing, με τον οποίο απομακρύνουμε τα μη συνδεδεμένα σκοτεινά στοιχεία.

Για τον προσδιορισμό του δομικού στοιχείου με αυτόματο τρόπο, κάναμε τις ακόλουθες παραδοχές: Αρχικά, λόγω της φυσικής καμπυλότητας που εμφανίζει το περίγραμμα του χεριού, επιλέχθηκε ως σχήμα του δομικού στοιχείου ο δίσκος. Αξίζει να σημειωθεί, βέβαια, ότι ελέγχθηκαν και άλλα γεωμετρικά σχήματα όπως ορθογώνιο, τετράγωνο, διαμάντι κλπ., αλλά δεν ήταν αποδοτικά. Το επόμενο βήμα για τον ορισμό του δομικού στοιχείου είναι ο προσδιορισμός του μεγέθους του. Το μέγεθος του δομικού στοιχείου είναι πολύ σημαντικό, αφού με βάση αυτό καθορίζονται οι περιοχές που θα αποκοπούν ή θα “γεμίσουν”. Επειδή οι ακτινογραφίες είναι εικόνες με μεγάλο μέγεθος, παρ’ όλο που όπως έχουμε αναφέρει ξανά, οι ακτινογραφίες τις οποίες επεξεργαστήκαμε έχουν υποστεί σμίκρυνση, ώστε το μέγεθός τους να είναι της τάξης των 1000x1000 pixels, είναι δύσκολο και χρονοβόρο να ψάχνουμε κάθε φορά το κατάλληλο μέγεθος του δομικού στοιχείου.

Για το λόγο αυτό εισάγαμε τον ακόλουθο τρόπο υπολογισμού του μεγέθους του δομικού στοιχείου:

Αρχικά, υπολογίσαμε τον αριθμό των pixels της κατωφλιωμένης εικόνας που φέρουν πληροφορία, δηλαδή όσα έχουν τιμή 1.

```
pixOfinfo=0;
for i=1:1:(size(Io,1))
    for j=1:1:(size(Io,2))
        if BW1(i,j)>0
            pixOfinfo=pixOfinfo+1;
        end
    end
end
```

Έπειτα, χωρίσαμε την εικόνα σε περιοχές όπου υπάρχει πιθανότητα να εμφανιστεί πληροφορία (διαίρεση των pixels της εικόνας με τον αριθμό των pixels που υπολογίσαμε ότι φέρουν πληροφορία, δηλαδή αυτών που ανήκουν στο περίγραμμα του χεριού). Θεωρούμε ότι σε κάθε περιοχή πρέπει να “χωράει” τουλάχιστον μία φορά

το δομικό στοιχείο. Έτσι, υπολογίσαμε την ακτίνα ενός δίσκου με επιφάνεια ίση με την επιφάνεια της κάθε περιοχής με βάση τον τύπο για τον υπολογισμό του εμβαδού του κυκλικού δίσκου. Επειδή όμως οι περιοχές στις οποίες χωρίσαμε την εικόνα είναι παραλληλόγραμμας διαλέγουμε ακτίνα μικρότερη, παραδεχόμενοι ως ακτίνα τη μισή της προηγουμένως υπολογισμένης ακτίνας.

Αφού λοιπόν ορίσαμε το δομικό στοιχείο, εφαρμόσαμε στην ακτινογραφία τον τελεστή open-closing:

```
perioxes=((size(I,1))*size(I,2))/pixOfinfo;
```

```
Rdisk=sqrt(perioxes/pi);
```

```
R=round(Rdisk/2);
```

```
% opening
```

```
se = strel('disk',R);
```

```
fo = imopen(BW1, se);
```

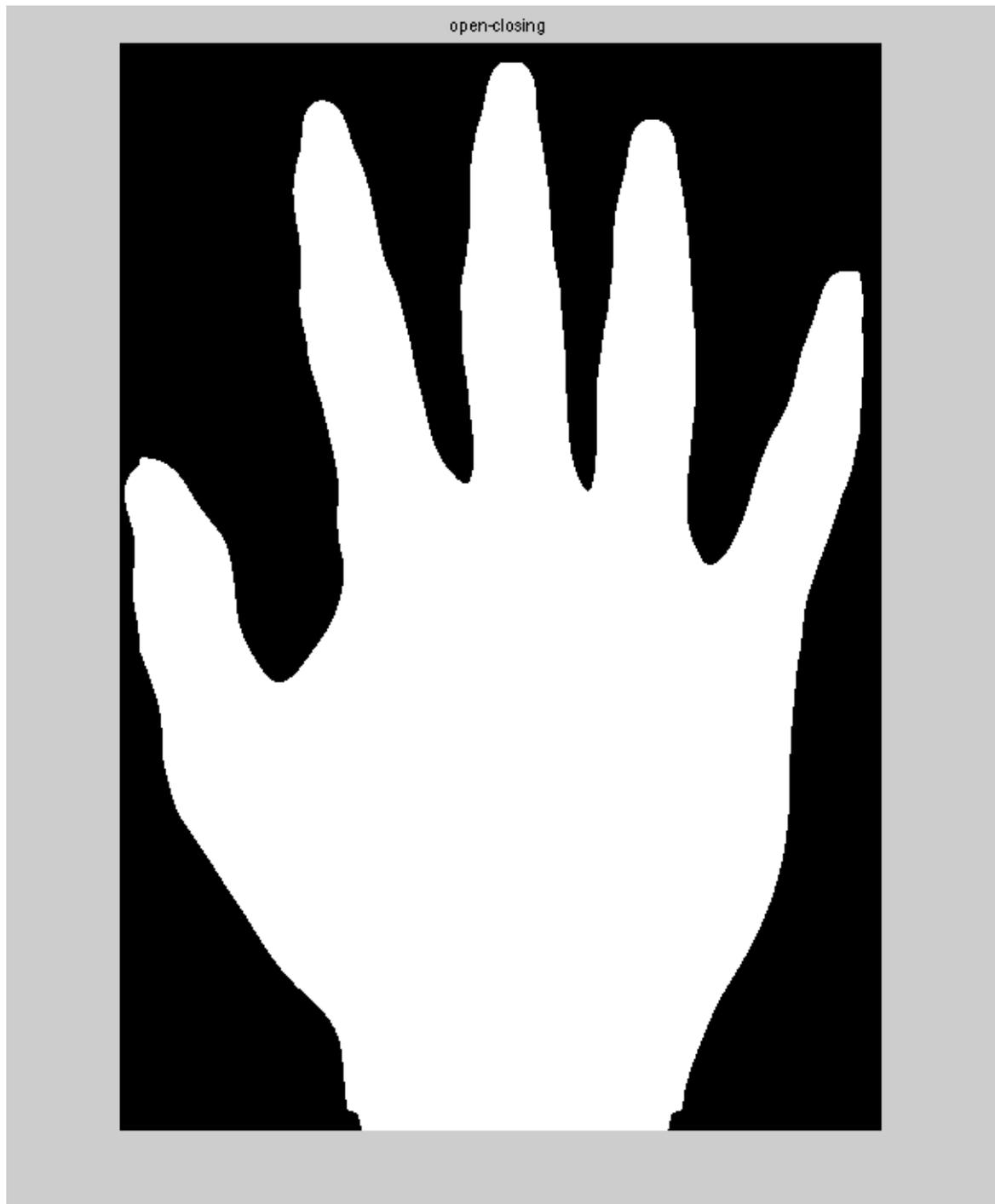
```
%closing
```

```
fc = imclose(BW1, se);
```

```
%open-closing
```

```
foc = imclose(fo, se);
```

```
figure, imshow(foc); title ('open-closing')
```



Εικόνα 6.1.2.4: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή του open-closing

## 6.2 Αποβολή θορυβώδους background

Μετά την αποτελεσματική κατωφλίωση, μπορούμε να προχωρήσουμε σε διάφορα στάδια επεξεργασίας για την αναγνώριση χαρακτηριστικών στην εικόνα μας. Σε αυτό το σημείο παρουσιάζουμε την εικόνα χωρίς το θορυβώδες background. Μάλιστα, η

οπτικοποίηση αυτή μπορεί να αποτελέσει εργαλείο αξιολόγησης της κατωφλίωσης της αρχικής εικόνας.

Υλοποίηση κώδικα :

```
In = im2double(foc).*Io;  
figure  
imshow(In,[]);title('original image without the background')
```



Εικόνα 6.2.1: Εικόνα μετά την αποβολή του θορυβώδους background

Είναι εμφανής, τόσο η αποτελεσματική αποθρομβοποίηση της εικόνας, όσο και η αποδοτικότητα της μεθόδου κατωφλίωσης, αφού δεν έχουμε απώλεια πληροφορίας από την περιοχή ενδιαφέροντος.

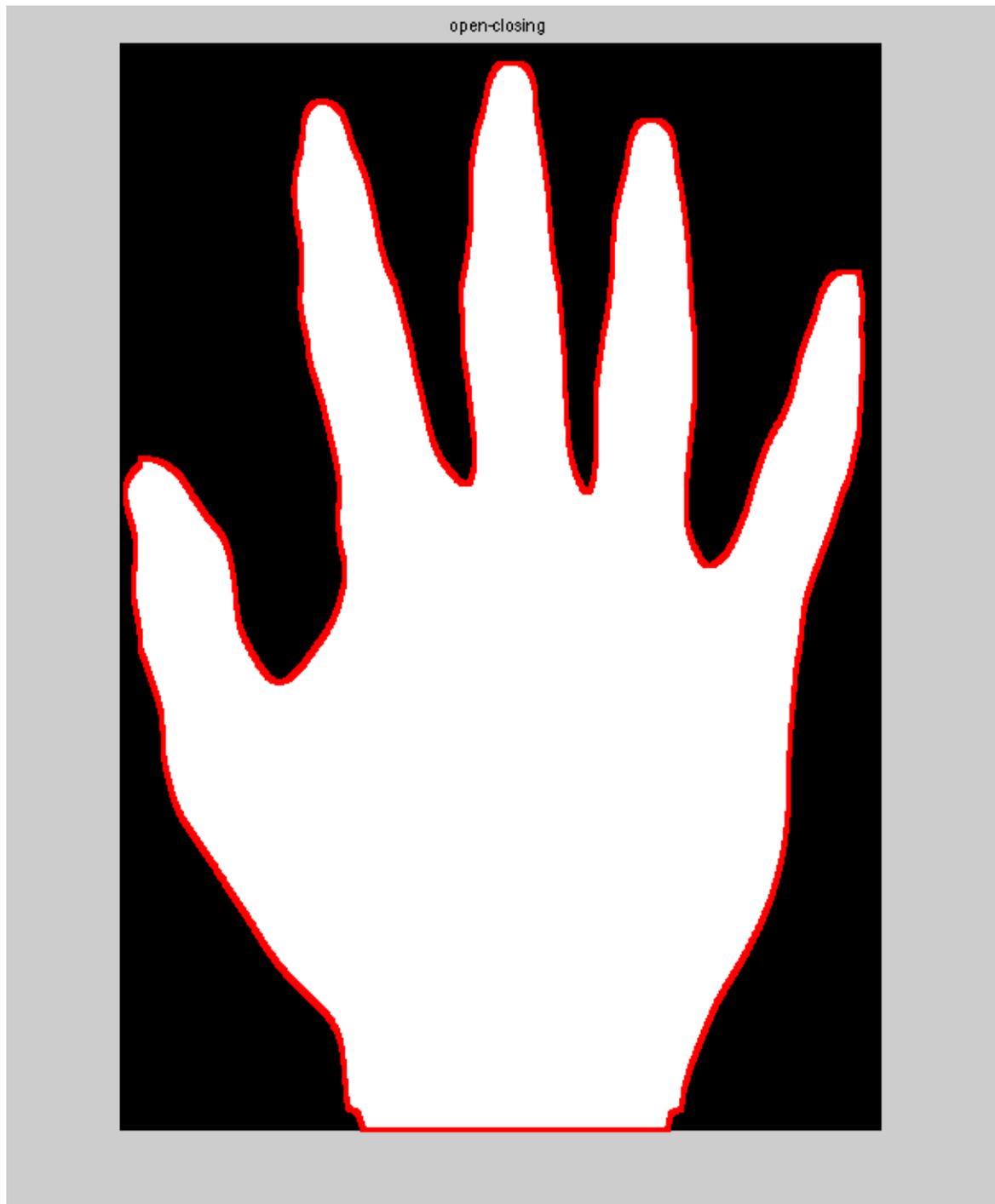
### 6.3 Εύρεση περιγράμματος χεριού

Στη συνέχεια της υλοποίησής μας, εμφανίζουμε το περίγραμμα χεριού τόσο στην κατωφλιωμένη εικόνα, όσο και στην αρχική εικόνα. Για τον υπολογισμό του περιγράμματος έγινε χρήση της συνάρτησης `bwboundaries` του MATLAB [25]: Η συνάρτηση  $B = \text{bwboundaries}(BW)$ , ανιχνεύει τα όρια των εξωτερικών αντικειμένων, καθώς και τα όρια των οπών μέσα σε αυτά τα αντικείμενα, σε μια δυαδική εικόνα  $BW$ . Η  $BW$  πρέπει να είναι μια δυαδική εικόνα, όπου μηδενικά pixels ανήκουν στο background και pixels με τιμή 1 ανήκουν στο αντικείμενο ενδιαφέροντος-προσκήνιο. Η `bwboundaries` επιστρέφει το  $B$ , μία  $P \times 1$  συστοιχία κυψελών, όπου  $P$  είναι ο αριθμός των αντικειμένων και των οπών. Κάθε κυψέλη της συστοιχίας κυψελών περιέχει μια  $Q \times 2$  μήτρα. Κάθε γραμμή της μήτρας περιέχει τις συντεταγμένες (γραμμή και στήλη) ενός pixel που ανήκει στο περίγραμμα. Τέλος,  $Q$  είναι ο αριθμός των pixels του περιγράμματος για την αντίστοιχη περιοχή.

Υλοποίηση κώδικα:

```
figure
imshow (foc,[]); title ('open-closing')
hold on
bound = bwboundaries(foc);
for k = 1:numel(bound)
    plot(bound{k}(:,2), bound{k}(:,1), 'r', 'Linewidth', 3)
end
hold off
```

Εμφάνιση αντίστοιχων περιγραμμάτων στην κατωφλιωμένη εικόνα:

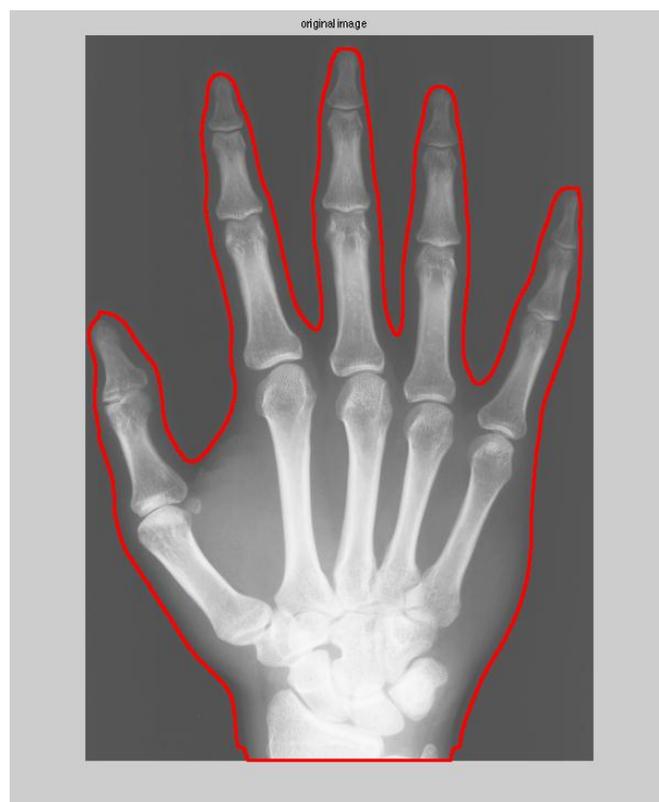


Εικόνα 6.3.1: Περίγραμμα σε κατοφλιωμένη εικόνα ακτινογραφίας χεριού

Εμφάνιση του περιγράμματος και στην αρχική εικόνα:

```
figure
imshow(Io); title('original image ')
hold on
for k = 1:numel(bound)
    plot(bound{k}(:,2), bound{k}(:,1), 'r', 'Linewidth', 2)
end
hold off
```





Εικόνα 6.3.2: Αριστερά η αρχική εικόνα. Δεξιά η grayscale SWT μετασχηματισμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

#### 6.4 Πρώτη προσπάθεια ανίχνευσης σημαντικών σημείων σε περίγραμμα χεριού

Η πρώτη προσπάθεια για την εύρεση σημαντικών σημείων στο περίγραμμα του ακτινογραφημένου χεριού στηρίζεται στην ιδέα ότι στις περιοχές ενδιαφέροντος του περιγράμματος, δηλαδή στα άκρα των δακτύλων και στις κοιλάδες ανάμεσα στα δάκτυλα, θα ανιχνεύεται έντονη αλλαγή κατεύθυνσης λόγω της αντίστοιχης έντονης καμπυλότητας. Σε αυτή την κατεύθυνση, σε πρώτο στάδιο αφού μετατρέψαμε το κύτταρο που περιλαμβάνει τα ζεύγη σημείων του περιγράμματος σε πίνακα με τη συνάρτηση MATLAB `cell2mat`, στη συνέχεια ελέγξαμε τις πιθανές αλλαγές κατεύθυνσης με ένα παράθυρο παρατήρησης τριών σημείων του περιγράμματος και θέσαμε σε ένα νέο πίνακα στις αντίστοιχες συντεταγμένες της θέσης του μεσαίου σημείου κάθε φορά την τιμή 0 αν δεν παρατηρούνταν αλλαγή κατεύθυνσης και 1 για αλλαγή κατεύθυνσης. Από το νέο πίνακα κατευθύνσεων, πήραμε ένα νέο παράθυρο παρατήρησης μήκους καταρχήν 21 σημείων και διατρέξαμε τον πίνακα κατευθύνσεων αποδίδοντας στο μεσαίο σημείο το άθροισμα των στοιχείων που «βλέπει» το παράθυρο κάθε φορά, όπου κάθε στοιχείο μπορεί να έχει τιμή είτε 0 είτε 1, ανάλογα με τις αλλαγές κατευθύνσεων, όπως περιγράφηκε παραπάνω. Μετά από κάθε εφαρμογή, το παράθυρο μετακινείται κατά μία θέση. Έτσι, έχουμε μία εκτίμηση των θέσεων που έχουν τη μεγαλύτερη αλλαγή κατευθύνσεων, ώστε να ανιχνεύσουμε τα άκρα των δακτύλων και τις κοιλάδες.

Παρακάτω φαίνεται το κομμάτι του κώδικα που περιγράφει την παραπάνω διαδικασία αλλά και τα αποτελέσματά του.

```
A= cell2mat(bound);
L = zeros(size(A),1) ; % αρχικοποίηση πίνακα κατευθύνσεων
% έλεγχος μεταβολής κατεύθυνσης και αποτίμηση του πίνακα κατευθύνσεων
for k=1:(size(A,1)-2)
    Dy1=A(k+1,1)-A(k,1);
    Dy2=A(k+2,1)-A(k+1,1);
    Dx1=A(k+1,2)-A(k,2);
    Dx2=A(k+2,2)-A(k+1,2);

    if (Dy1==Dy2) && (Dx1==Dx2)
        L(k+1)=0;
    else
        L(k+1)=1;
    end
end

figure
```

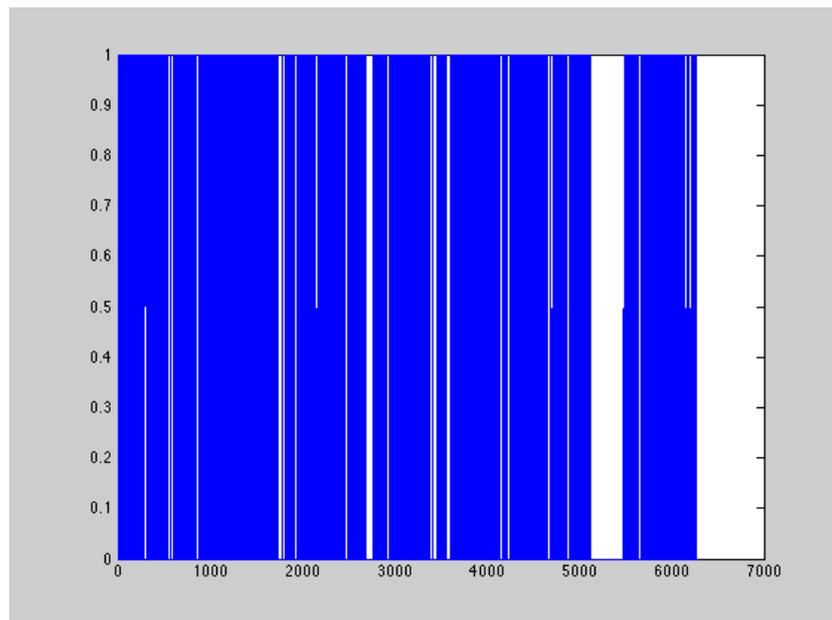
```

plot(L);

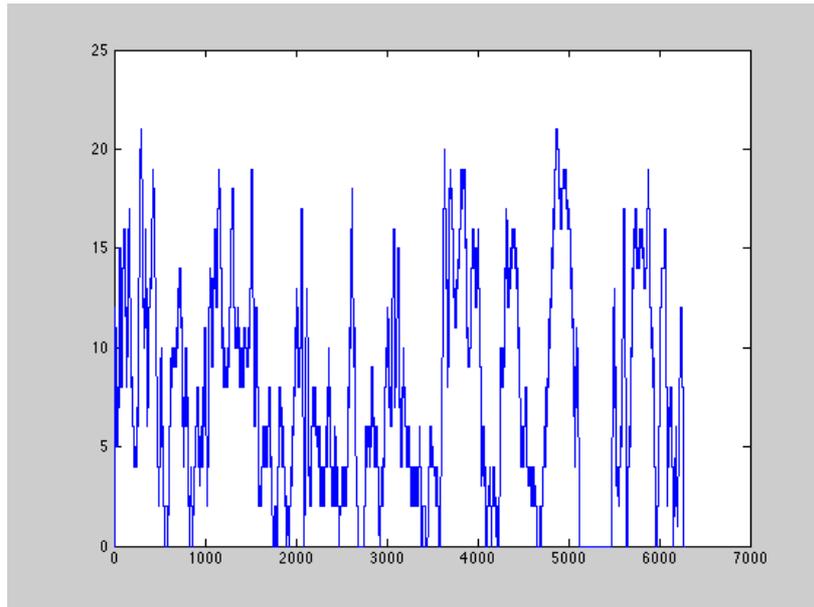
% υπολογισμός πίνακα αθροισμάτων των κατευθύνσεων σε σχέση με ένα παράθυρο παρατήρησης
sumwin=0;
lengthS=size(A,1);
S=zeros(lengthS,1);% πίνακας που λαμβάνει ως τιμές τα αθροίσματα των κατευθύνσεων
halfwin=10;% μήκος μισού παραθύρου
winlength=2*halfwin+1;% μήκος παραθύρου παρατήρησης
for i=1:winlength % υπολογισμός αθροίσματος για την πρώτη εφαρμογή του παραθύρου
    και το άθροισμα αποδίδεται κάθε φορά στο μεσαίο σημείο του παραθύρου παρατήρησης
    sumwin=sumwin+L(i);
end
S(halfwin+1)=sumwin;
for i=(halfwin+2):(lengthS-halfwin) %σε κάθε κύκλο υπολογίζεται το άθροισμα των τιμών
των σημείων που βλέπει το παράθυρο
    S(i)=S(i-1)-L(i-halfwin-1)+L(i+halfwin);
end

figure
plot(S)

```



Εικόνα 6.4.1: Γραφική παράσταση στοιχείων του πίνακα κατευθύνσεων



Εικόνα 6.4.2: Γραφική παράσταση στοιχείων του πίνακα αθροισμάτων των κατευθύνσεων

Από την εικόνα 6.4.2 παρατηρούμε ότι όντως φαίνεται να υπάρχουν περιοχές με έντονες αλλαγές κατευθύνσεων. Ωστόσο, λόγω του μικροθορυβώδους χαρακτήρα του περιγράμματος, στοιχείου που δεν είναι εμφανές με γυμνό μάτι, η προηγούμενη γραφική παράσταση δεν μας δίνει το αποτέλεσμα που επιθυμούμε. Επομένως, η διαδικασία αυτή απορρίφθηκε ως μη αποδοτική. Πρέπει να αναφερθεί ότι δοκιμές με διαφορετικά μήκη παραθύρων δεν έδωσαν καλά αποτελέσματα.

### **6.5 Δεύτερη προσπάθεια ανίχνευσης σημαντικών σημείων σε περίγραμμα χεριού**

Σε δεύτερο επίπεδο, επιχειρήσαμε να υπολογίσουμε τις γωνίες πάνω στο περίγραμμα του ακτινογραφημένου χεριού. Για την υλοποίηση αυτή, ορίσαμε διανύσματα μικρού μήκους της τάξης των 10 ζευγών συντεταγμένων του περιγράμματος. Αυτό το μήκος του παραθύρου προέκυψε μετά από εκτεταμένες δοκιμές και φαίνεται να είναι κατάλληλο για όλες τις ακτινογραφίες τις οποίες εξετάσαμε. Στο τέλος του παρόντος υποκεφαλαίου θα σχολιάσουμε περαιτέρω την επίδραση της αλλαγής μήκους παραθύρου στα αποτελέσματα της διαδικασίας που περιγράφεται στα επόμενα.

Υπολογίσαμε και απεικονίσαμε τις γωνίες κατά μήκος του περιγράμματος. Εκτιμούμε ότι στις κορυφές των δακτύλων και στις κοιλάδες θα εμφανίζονται οι μικρότερες και

οι μεγαλύτερες γωνίες αντίστοιχα. Με τη διαδικασία αυτή λαμβάνουμε μια εκτίμηση της θέσης των σημαντικών σημείων του χεριού.

Να σημειωθεί στο σημείο αυτό ότι, επειδή το πρώτο ζεύγος συντεταγμένων του πίνακα του περιγράμματος αντιστοιχεί στο άκρο του πρώτου αριστερά δακτύλου σε κάθε ακτινογραφία, προκειμένου να μην υπάρχει πρόβλημα στα επόμενα βήματα επεξεργασίας (βλ. §6.5.1. Διόρθωση εκτίμησης θέσεων σημαντικών σημείων), μεταβάλλουμε τον πίνακα, ώστε πρώτο στοιχείο του πίνακα να είναι κάποιο σημείο του περιγράμματος με μέγιστο  $y$ , χωρίς, όμως, να αλλάζει η κανονική διαδοχή των σημείων του αρχικού πίνακα.

```
A= cell2mat(bound);% μετατροπή του κυττάρου σε πίνακα
sizeA=size(A);
lengthA=size(A,1);

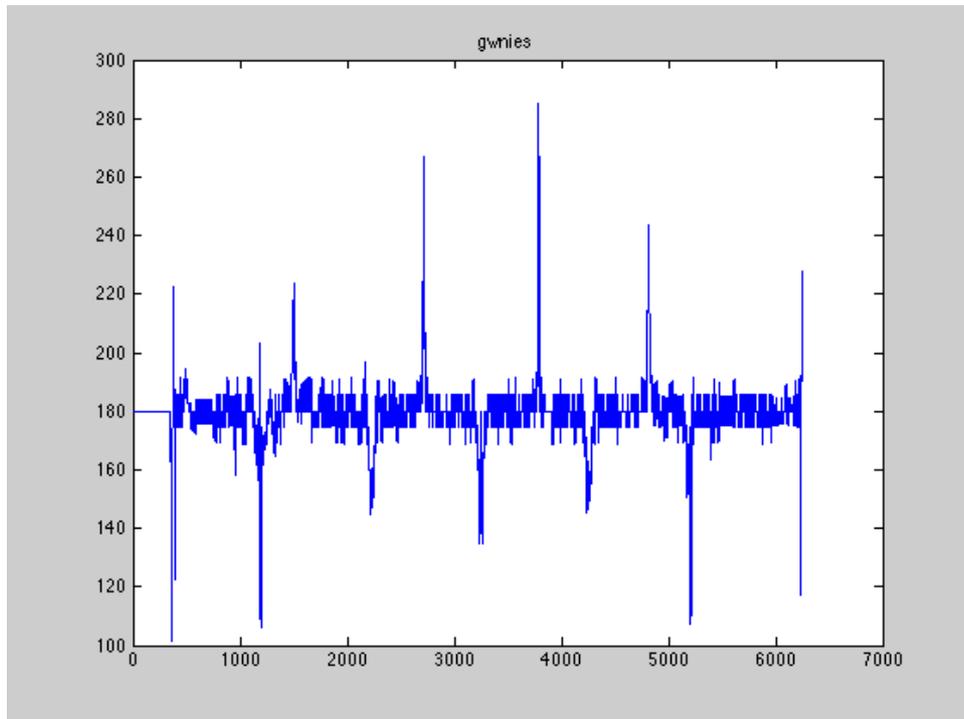
[cc, ii]=max(A(:,1)); % εντοπισμός θέσης μέγιστου y στο περίγραμμα
newA=zeros(sizeA);
for i=1:lengthA %αντιστροφή πίνακα ώστε να ξεκινάει από σημείο με μέγιστο y
    j=i+(ii-1);
    if j>lengthA;
        j=j-lengthA;
    end
    newA(i,:)=A(j,:);
end
A=newA;
```

Επομένως, μετά από αυτή τη μετατροπή υπολογίζουμε τις γωνίες στο περίγραμμα, οι οποίες αποθηκεύονται σε ένα νέο πίνακα και από τη γραφική παράσταση αυτών εντοπίζουμε τις θέσεις του περιγράμματος όπου εμφανίζονται οι μέγιστες και ελάχιστες γωνίες.

```
%υπολογισμός γωνιών πάνω στο περίγραμμα της εικόνας
dy=10; % μήκος διανύσματος
angle(1:(size(newA,1)-2*dy))=0; % αρχικοποίηση πίνακα γωνιών
l=1;
for k=1:(size(newA,1)-2*dy) % ορισμός διανυσμάτων
    p1=[A(k,l) A(k,l+1)];
    p2=[A(k+dy,l) A(k+dy,l+1)];
    p3=[A(k+2*dy,l) A(k+2*dy,l+1)];
    v1=p1-p2;
    v2=p3-p2;

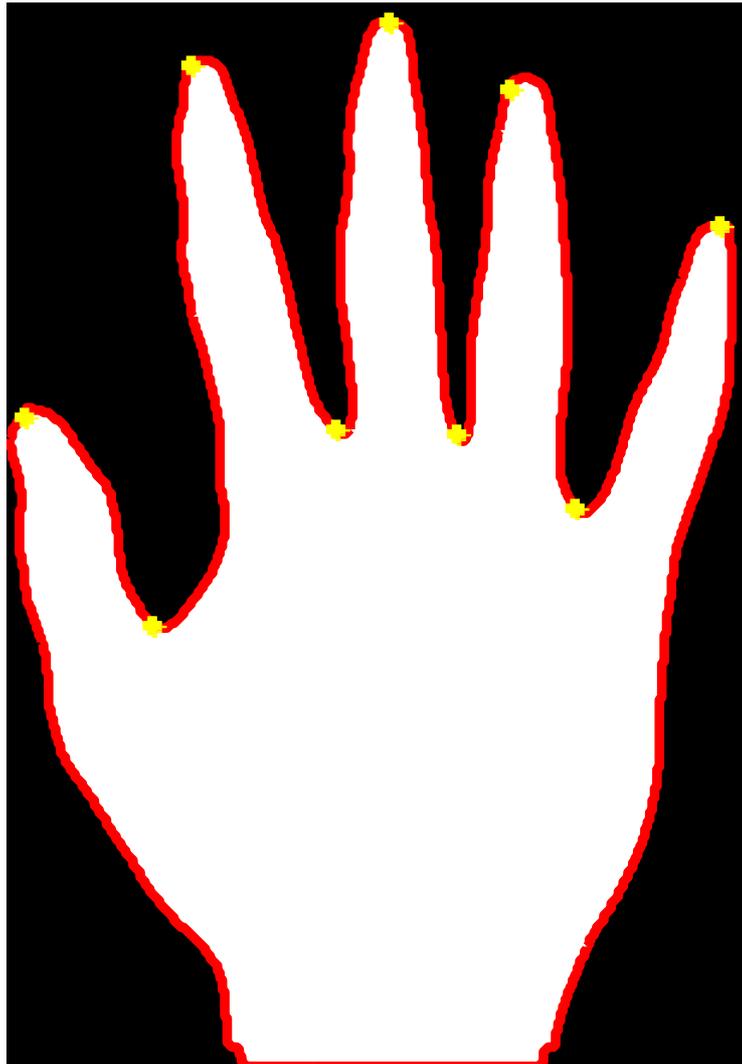
    % αποτίμηση γωνιών

angle(k) = mod( atan2( det([v1;v2]) , dot(v1,v2) ) , 2*pi ) *180/pi;
end
figure
plot(angle);title('gwnies')
```



Εικόνα 6.5.1: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα

Μετά από την ανίχνευση των θέσεων εμφάνισης μεγίστων και ελαχίστων γωνιών, εμφανίζουμε τα σημεία αυτά πάνω στο περίγραμμα. (Να σημειωθεί ότι τα πρώτα σημεία εμφάνισης μέγιστου και ελάχιστου όπως και τα τελευταία σημεία εμφάνισης μέγιστου και ελάχιστου- στο παρόν παράδειγμα στις θέσεις 362 και 6234 αντίστοιχα- αντιστοιχούν στα σημεία της ακτινογραφίας όπου «κόβεται» το χέρι στην περιοχή του καρπού και είναι φυσικό να εμφανίζει έντονες γωνίες στα σημεία αυτά, οπότε παραλείπεται η εμφάνισή τους) :



Εικόνα 6.5.2: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 6.5.2, από τη διαδικασία που εφαρμόστηκε είχαμε μια πολύ καλή εκτίμηση των θέσεων των σημαντικών σημείων του χεριού. Επίσης, μπορούμε να έχουμε και μία πρώτη καταμέτρηση των δακτύλων, καθώς το πρώτο τοπικό ελάχιστο στο γράφημα των γωνιών αντιστοιχεί στο πρώτο δάκτυλο, το δεύτερο τοπικό ελάχιστο στο δεύτερο δάκτυλο κ.ο.κ. Ενώ αντίστοιχα το πρώτο τοπικό μέγιστο αντιστοιχεί στην πρώτη κοιλάδα κ.ο.κ.

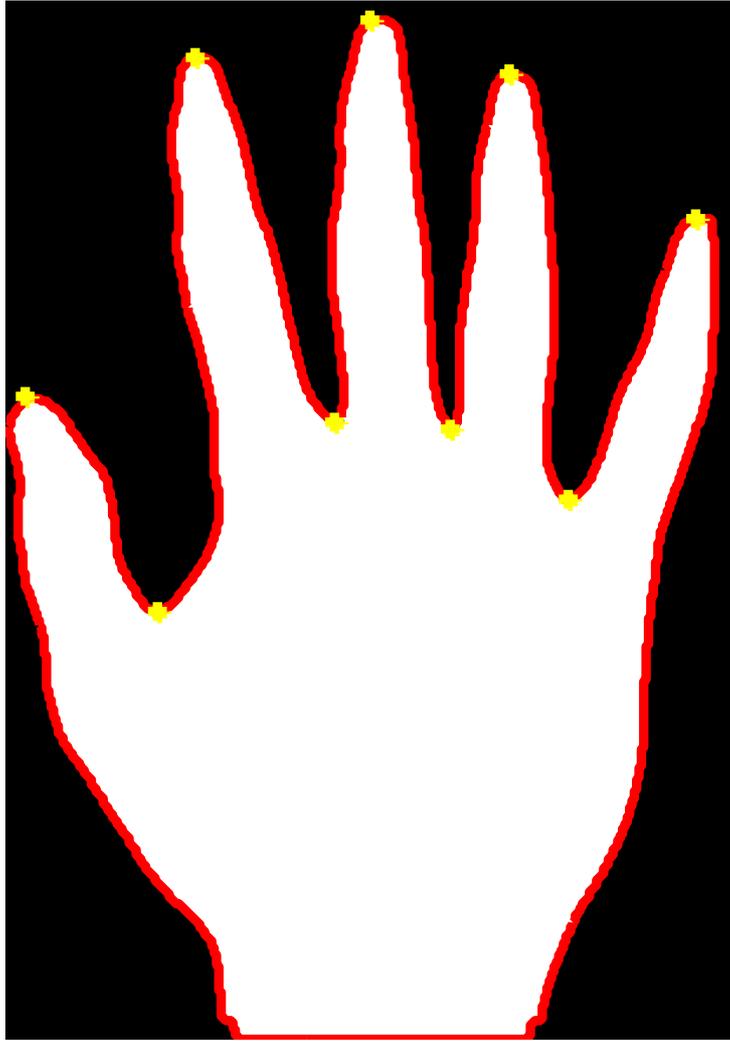
Ωστόσο, η διαδικασία αυτή επιδέχεται διορθώσεις. Οι προσπάθειες διορθώσεων παρουσιάζονται στο επόμενο υποκεφάλαιο.

Πρέπει να σημειωθεί ότι λογικές αλλαγές του μήκους του παραθύρου δίνουν πάλι σχετικά καλά αποτελέσματα αν και ελαφρά μετατοπισμένα από τις κορυφές και τα κατώτερα σημεία των κοιλάδων που αναζητούμε. Με τη διαδικασία διόρθωσης, όμως, που περιγράφεται στο επόμενο υποκεφάλαιο τα σχετικά αποτελέσματα διορθώθηκαν με σοβαρή επιτυχία. Κρίνεται, λοιπόν, ότι οι σχετικά λογικές αλλαγές του πλάτους του παραθύρου δεν δημιουργούν προβλήματα. Τελικά, η τάξη μεγέθους αυτού του παραθύρου έγινε δεκτή για όλες τις ακτινογραφίες.

### **6.5.1 Διόρθωση εκτίμησης θέσεων σημαντικών σημείων**

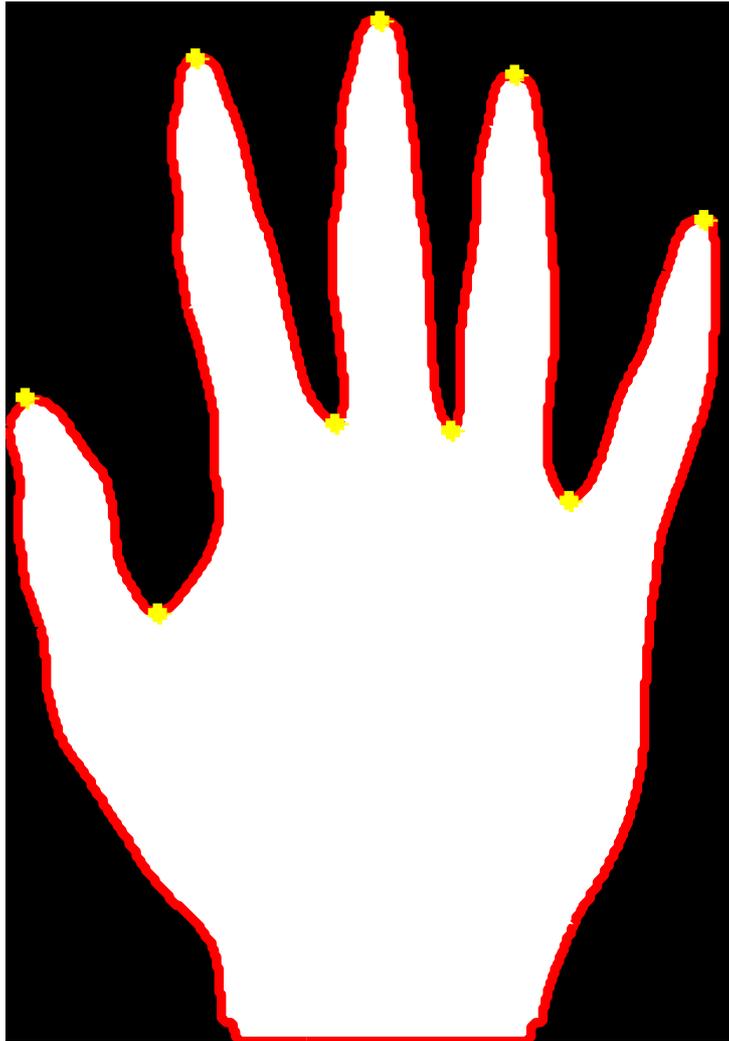
Για τη διόρθωση των θέσεων των σημαντικών σημείων στο χέρι επιλέξαμε μια περιοχή των 100 pixels γύρω από κάθε σημαντικό σημείο που εκτιμήσαμε αρχικά και ανιχνεύουμε για τα άκρα των δακτύλων το σημείο ελάχιστου  $y$ , ενώ για τις κοιλάδες το σημείο μεγίστου  $y$  σε κάθε περιοχή. Όπως είναι εμφανές από τις επόμενες εικόνες, σε όλες τις περιπτώσεις, μπορεί να επιλεγεί χωρίς ιδιαίτερη δυσκολία και με αυτόματο τρόπο ένα κατάλληλο μήκος παραθύρου για τη διαδικασία που ακολουθεί, ώστε να ληφθούν εξαιρετικά αποτελέσματα.





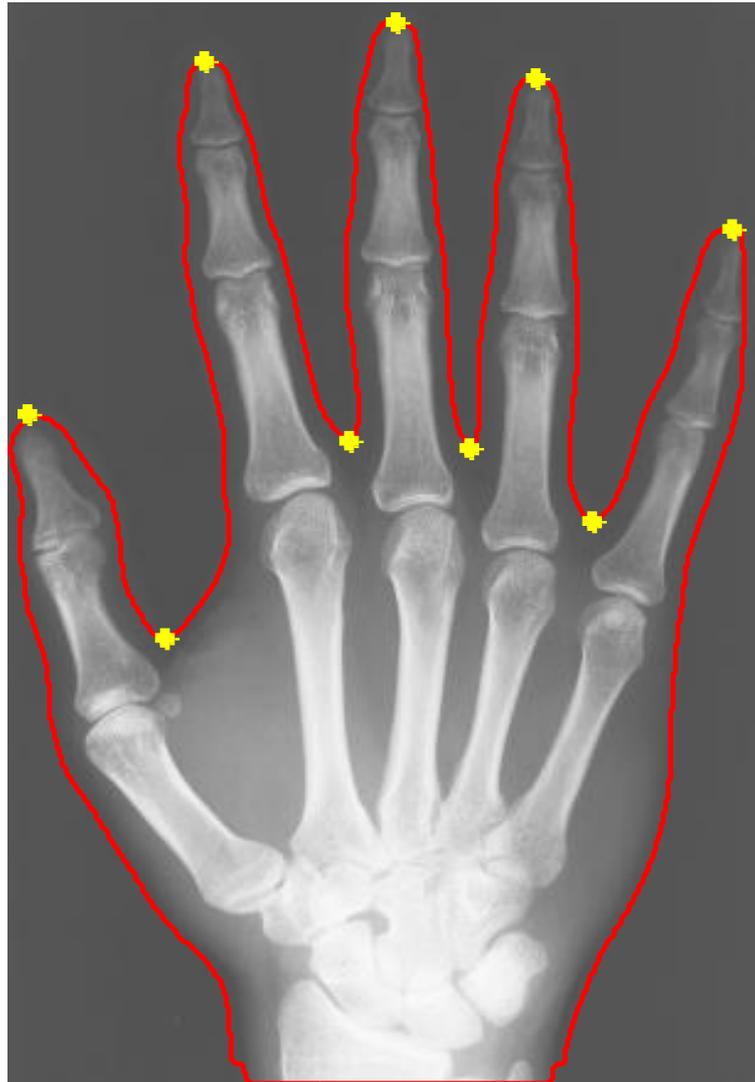
Εικόνα 6.5.1.1: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος μετά την πρώτη διόρθωση

Παρατηρούμε ότι η διόρθωση είναι πολύ καλή. Παρ' όλα αυτά σε κάποια σημεία του περιγράμματος εμφανίζονται “πλατώ”, δηλαδή οριζόντιες περιοχές, των οποίων τα σημεία έχουν το ίδιο  $y$ . Σε αυτή την περίπτωση επιλέγουμε το μεσαίο σημείο του πλατώ. Στα επόμενα φαίνονται τα σημαντικά σημεία μετά τις τελικές διορθώσεις τόσο στην κατωφλιωμένη όσο και στην αρχική εικόνα.



Εικόνα 6.5.1.2: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image



Εικόνα 6.5.1.3: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

### **6.6 Αναγνώριση δεξιού ή αριστερού προς εξέταση γεριού**

Μετά τον εντοπισμό των θέσεων των άκρων των δακτύλων και των κοιλάδων μπορούμε να προσδιορίσουμε εάν η προς εξέταση ακτινογραφία αναφέρεται σε δεξί ή αριστερό χέρι. Υπολογίζουμε την απόλυτη τιμή της διαφορά της  $y$  συντεταγμένης του σημείου που αντιστοιχεί στο άκρο του τρίτου δακτύλου με τη  $y$  συντεταγμένη του σημείου που αντιστοιχεί στην κοιλάδα μετά το πρώτο δάκτυλο (πρώτη κοιλάδα) και

έπειτα την απόλυτη διαφορά της  $y$  συντεταγμένης του σημείου που αντιστοιχεί στο άκρο του τρίτου δακτύλου με τη  $y$  συντεταγμένη του σημείου που αντιστοιχεί στην κοιλάδα πριν το πέμπτο δάκτυλο (τέταρτη κοιλάδα). Όπως είναι εμφανές και για το ανθρώπινο μάτι, η κοιλάδα μετά τον αντίχειρα είναι πιο χαμηλά από την κοιλάδα πριν το μικρό δάκτυλο του χεριού. Έτσι, συγκρίνοντας αυτές τις υψομετρικές διαφορές μπορούμε να αποφανθούμε για το αν το χέρι που εξετάζουμε είναι δεξί ή αριστερό. Αυτή η διαδικασία έχει σημασία στην περίπτωση που δεν έχουμε ιατρική πληροφορία για το χέρι που εξετάζουμε ή σε περίπτωση που γνωρίζουμε ότι το χέρι που εξετάζουμε είναι δεξί ή αριστερό και με την προϋπόθεση ότι η λήψη της ακτινογραφίας έγινε με την παλάμη προς την ακτινογραφική πλάκα (en face), να καταλάβουμε ότι η σάρωση της ακτινογραφίας κατά την ψηφιοποίησή της έγινε ανακλαστικά, με αποτέλεσμα να φαίνεται π.χ. ότι εξετάζουμε ένα δεξί χέρι, ενώ η λήψη της ακτινογραφίας είχε γίνει σε αριστερό χέρι.

Παρακάτω παρουσιάζεται ο αντίστοιχος κώδικας και παραδείγματα υλοποίησής του.

```
% εύρεση αριστερού ή δεξιού χεριού
da1=abs(A(I15,1)-A(I12,1));
da2=abs(A(I15,1)-A(I18,1));
if da1>da2
    figure,imshow(Io);title('δεξί χέρι');
else
    figure,imshow(Io);title('αριστερό χέρι');
end
```

δεξι χέρι



(α)



(β)

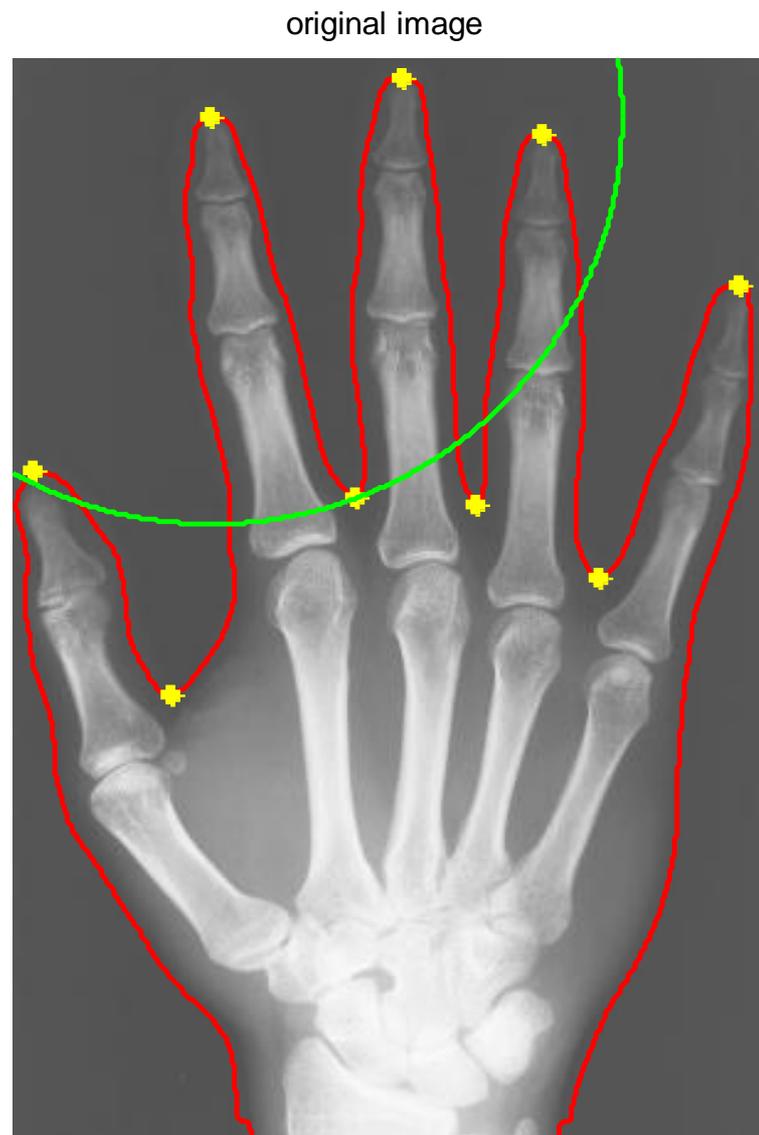
Εικόνα 6.6.1: (α) Το προς εξέταση χέρι είναι δεξί,(β) Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό

### **6.7 Πρωταρχική κατάτμηση δακτύλων και παλάμης**

Τελευταίο στάδιο της παρούσας επεξεργασίας αποτελεί ο εντοπισμός και η κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης ως γεωμετρικές περιοχές ενδιαφέροντος. Βασική ιδέα της επεξεργασίας είναι η σχετική γεωμετρική συμμετρία των δακτύλων. Με βάση τα σημεία που αντιστοιχούν στην εκτίμηση της θέσης των άκρων των

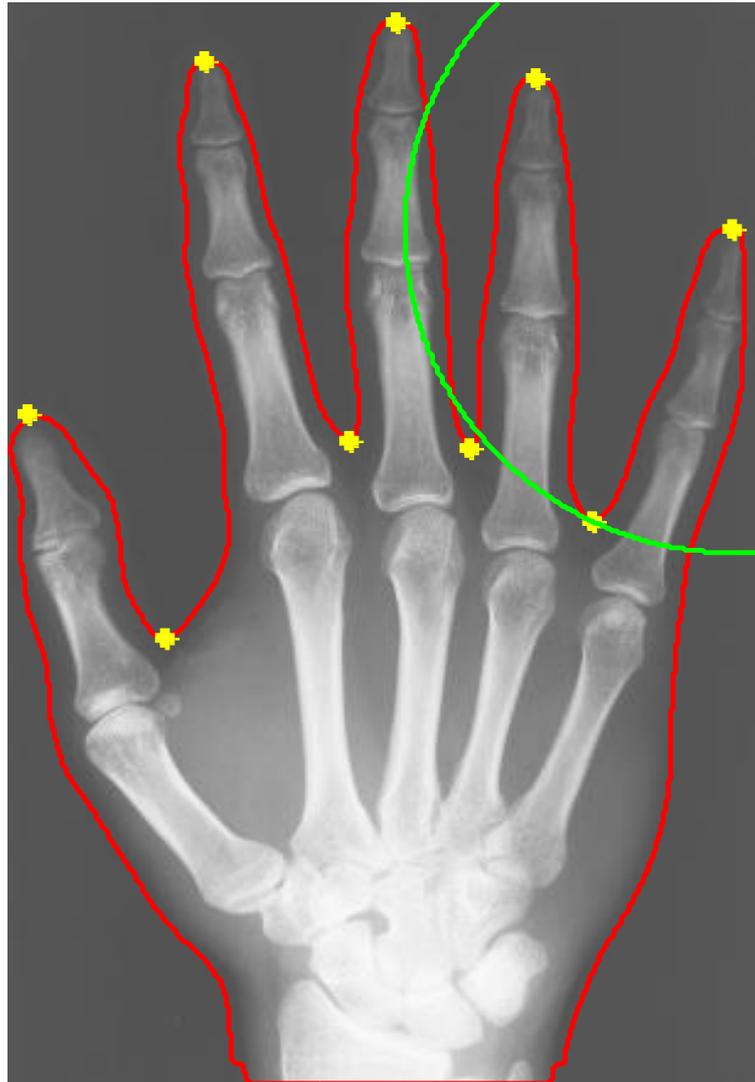
δακτύλων ακολουθήσαμε την εξής διαδικασία: Για το δεύτερο δάκτυλο και τη δεύτερη κοιλάδα που εντοπίσαμε διαγράφουμε έναν κύκλο με κέντρο το σημείο εντοπισμού του άκρου του δεύτερου δακτύλου και ακτίνα την απόσταση του σημείου του άκρου του δακτύλου από το σημείο της δεύτερης κοιλάδας.

Η ίδια διαδικασία ακολουθείται και για το μικρό δάκτυλο του χεριού μεταξύ του σημείου του άκρου του μικρού δακτύλου με την τέταρτη κοιλάδα, αλλά και για τον αντίχειρα με την πρώτη κοιλάδα.



Εικόνα 6.7.1: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (δείκτη)

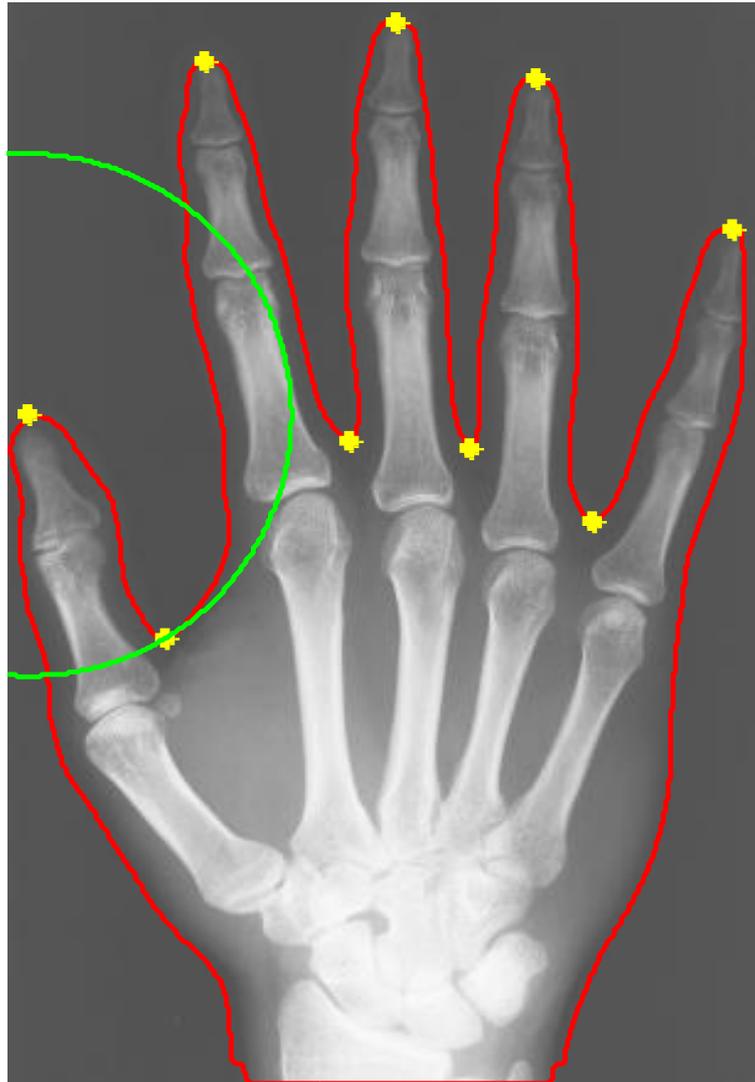
original image



Εικόνα 6.7.2: Κύκλος μικρού δακτύλου



original image



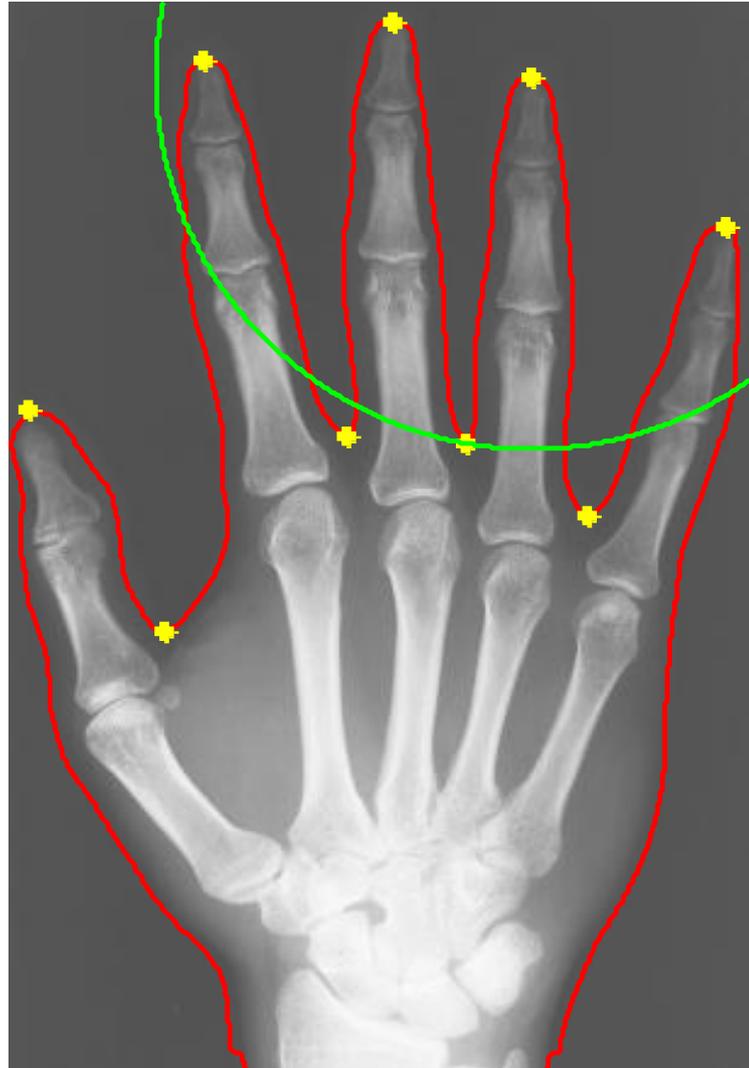
Εικόνα 6.7.3: Κύκλος αντίχειρα

Από τον κάθε κύκλο, εντοπίζουμε το σημείο τομής του κύκλου με το περίγραμμα του αντίστοιχου δακτύλου κάθε φορά. Από τα σημεία τομής και τις αντίστοιχες διαδοχικές κοιλάδες έχουμε μια αρχική οριοθέτηση των δακτύλων σε σχέση με την παλάμη. Μάλιστα, ενώνουμε τα σημεία αυτά με γραμμές για την καλύτερη εμφάνιση της κατάτμησης των δακτύλων από την παλάμη .

Για το μεσαίο δάκτυλο έχουμε τα αντιδιαμετρικά σημεία που ορίζουν τα όριά του και πρόκειται για τα σημεία που ορίζουν τη δεύτερη και τρίτη κοιλάδα. Για το τέταρτο

δάκτυλο έχουμε δύο εκτιμήσεις. Είτε θεωρούμε ότι η περιοχή του ορίζεται από τα σημεία της τρίτης και τέταρτης κοιλάδας, είτε ακολουθούμε τη διαδικασία που περιγράψαμε για το δείκτη και το μικρό δάκτυλο (β' εκτίμηση των ορίων του παράμεσου).

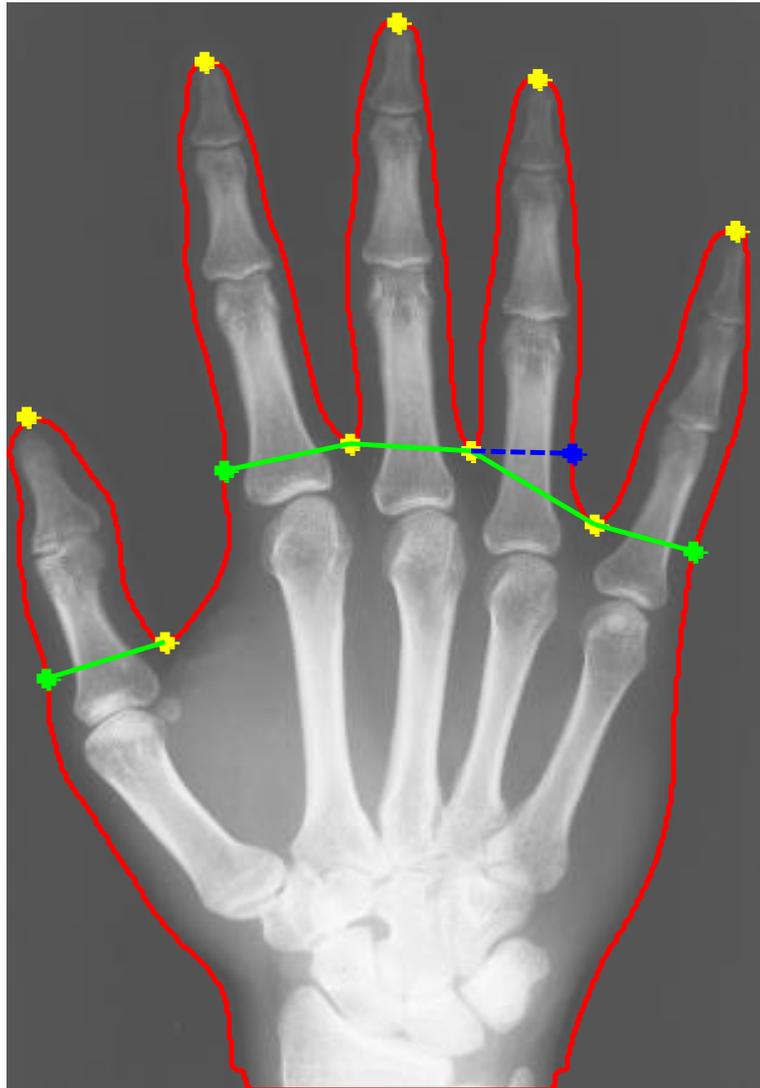
original image



Εικόνα 6.7.4:Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)

Αφού εντοπίσουμε αυτά τα σημεία, τα ενώνουμε με γραμμές διαχωρίζοντας έτσι τις περιοχές του κάθε δακτύλου.

original image



Εικόνα 6.7.5: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

Στην εικόνα 6.7.5 παρουσιάζεται ένας πρώτος διαχωρισμός (κατάτμηση) των δακτύλων από την παλάμη με σαφή όρια. Στο τέταρτο δάκτυλο με μπλε διακεκομμένη γραμμή παριστάνεται η δεύτερη επιλογή για τον καθορισμό του ορίου του δακτύλου βάσει της διαδικασίας συμμετρίας του δακτύλου με χρήση κυκλικού δίσκου, όπως περιγράφηκε προηγουμένως. Το κύριο αποτέλεσμα της διαδικασίας είναι ένα είδος κατάτμησης των περιοχών της ακτινογραφίας στο οποίο :

1. Επιτυγχάνεται ένας πρώτος διαχωρισμός σε δάκτυλα και παλάμη, όπως περίπου τον κάνει το ανθρώπινο μυαλό.
2. Καθίσταται δυνατή η σε επόμενο στάδιο αναζήτηση των φαλάγγων των δακτύλων και του μετακαρπίου, καθώς και του συνόλου οστών του καρπού.
3. Υπολογίζεται μια πρώτη εκτίμηση των ορίων της σάρκας γύρω από τα οστά του χεριού, κατάλληλη διόρθωση της οποίας εκτιμάται ότι μπορεί να δώσει πολύ καλά αποτελέσματα.

Για περισσότερα παραδείγματα εφαρμογής της αλγοριθμικής διαδικασίας που ακολουθήθηκε, παραπέμπουμε τον αναγνώστη στο παράρτημα Β.

# **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7**

## **ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ**

### **ΚΑΙ ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ**

#### **7.1 Σύνοψη και συμπεράσματα παρούσας εργασίας**

Η παρούσα εργασία είχε σκοπό τη διερεύνηση των σταδίων επεξεργασίας των ακτινογραφιών άκρας χειρός ως μέρος μιας γενικότερης εργασίας που στρέφεται προς την ανάπτυξη ενός αυτοματοποιημένου συστήματος κατάτμησης των απεικονιζομένων ιστών και οστών του χεριού, όπως αυτά εμφανίζονται στις αντίστοιχες ακτινογραφικές απεικονίσεις. Η κακή ποιότητα των ακτινογραφιών, τις καθιστά ιδιαίτερη περίπτωση στην επεξεργασία εικόνων, ενώ τα οφέλη μιας αυτοματοποιημένης κατάτμησης οστών από ακτινογραφία άκρας χειρός είναι πολλά τόσο για τον ασθενή, λόγω της μικρής διάρκειας έκθεσής του σε ακτινοβολία X, αλλά και λόγω του χαμηλού κόστους της εξέτασης σε σχέση με άλλες ιατρικές απεικονιστικές μεθόδους.

Η βασική κατεύθυνση της παρούσας εργασίας οδηγείται από τις υποδείξεις ιατρών των σχετικών ειδικοτήτων (ορθοπαιδικοί, ακτινολόγοι, ορθοπαιδικοί χειρουργοί). Οι γιατροί εξετάζουν τις ακτινογραφίες άκρας χειρός με βάση κάποια συγκεκριμένα μοντέλα/πρότυπα άκρων χειρών που έχουν αποθηκευμένα στο μυαλό τους. Η ομάδα εργασίας, λαμβάνοντας υπ' όψιν τις παραπάνω ιατρικές πληροφορίες, οργάνωσε την έρευνα πάνω στο θέμα της επεξεργασίας των ακτινογραφιών άκρων χειρών με στόχο την προσέγγιση, στο βαθμό που αυτό είναι δυνατόν, του τρόπου με τον οποίο το ανθρώπινο μυαλό επεξεργάζεται τις ακτινογραφίες χεριών. Εκτιμήθηκε ότι το ανθρώπινο μυαλό, μετά το πρώτο οπτικό ερέθισμα, διαχωρίζει τις περιοχές μέγιστης και ελάχιστης φωτεινότητας στην εικόνα. Ορμώμενοι από την παρατήρηση αυτή, υλοποιήσαμε μια αλγοριθμική διαδικασία, η οποία επιτύγχανε την εύρεση των περιοχών εμφάνισης μέγιστης και ελάχιστης φωτεινότητας στις ακτινογραφικές απεικονίσεις χεριών. Μάλιστα, σε αυτό το στάδιο επεξεργασίας επιτεύχθηκε ο

προσδιορισμός του προσανατολισμού του απεικονιζόμενου χεριού, δηλαδή εάν το χέρι απεικονίζεται με τον καρπό προς τα πάνω και τα δάκτυλα προς τα κάτω ή αντίστροφα, ανάλογα με το εάν η περιοχή υψηλής φωτεινότητας εντοπίζεται στο πάνω ή στο κάτω μέρος της εικόνας αντίστοιχα.

Εν συνεχεία και ελλείψει σχετικής βιβλιογραφίας, έγινε μια προσπάθεια εύρεσης του δυαδικού περιγράμματος του απεικονιζόμενου ακτινογραφηθέντος χεριού με βάση τις συνήθεις μεθόδους αυτόματης κατωφλίωσης, που είθισται να χρησιμοποιούνται για την κατωφλίωση εικόνων. Η συστηματική μελέτη των συνήθων μεθόδων αυτόματης κατωφλίωσης (Gonzales-Woods, Otsu, MET, μέγιστη εντροπία), αλλά και χειροκίνητων μεθόδων (δοκιμαστική επιλογή κατωφλίου, προσαρμόσιμη κατωφλίωση), για όλο το εύρος των δειγμάτων των ακτινογραφικών απεικονίσεων άκρας χειρός που είχαμε στη διάθεσή μας προς επεξεργασία, έδειξε ότι αποτελούν μη αποδοτικές μεθόδους κατωφλίωσης για την ιδιάζουσα περίπτωση των εικόνων που προέκυψαν από την ακτινογράφιση άκρων χειρών.

Οι αποτυχημένες προσπάθειες κατωφλίωσης οδήγησαν προς την εξέταση τεχνικών αποθορυβοποίησης των ψηφιοποιημένων ακτινογραφιών προκειμένου να ελεγχθεί εάν η εφαρμογή των συνήθων μεθόδων κατωφλίωσης σε ακτινογραφίες χειρών, μπορεί να βελτιωθεί μετά την εφαρμογή ενός σταδίου αποθορυβοποίησης. Η αποθορυβοποίηση αποτελεί μία μέθοδο ή ένα συνδυασμό αλγοριθμικών μεθόδων, η οποία έχει νόημα μόνο εάν λειτουργεί υποβοηθητικά σε μία επακόλουθη επεξεργασία, που στην περίπτωσή μας είναι η κατωφλίωση. Η μελέτη των συνήθων μεθόδων αποθορυβοποίησης, τόσο των γραμμικών (φίλτρα median, Gaussian, wiener) όσο και αντίστοιχων μη γραμμικών (αποθορυβοποίηση μέσω SWT μετασχηματισμού), σε συνδυασμό με τις προηγουμένως μελετηθείσες μεθόδους κατωφλίωσης, κατέληξε στο ότι οι συνήθεις συνδυασμοί μεθόδων αποθορυβοποίησης και κατωφλίωσης αποτυγχάνουν στην περίπτωση ακτινογραφικών απεικονίσεων χειρών. Άλλωστε, η βιβλιογραφία γύρω από το θέμα της αποθορυβοποίησης ακτινογραφιών άκρων χειρών είναι φτωχή. Η συνύπαρξη πολλών διαφορετικών τύπων θορύβου στις ακτινογραφίες οδήγησε προς μια προσέγγιση αποθορυβοποίησης, η οποία σε συνδυασμό με μια ημιαυτόματη μέθοδο προσδιορισμού του κατωφλίου που περιγράψαμε έδωσε συστηματικά ικανοποιητικά αποτελέσματα στον προσδιορισμό του περιγράμματος του χεριού (σάρκας και οστών) σε όλο το εύρος των δειγμάτων μας. Πιο συγκεκριμένα, έγινε αποθορυβοποίηση με συνδυασμό των γραμμικών

φίλτρων gauss και wiener και μη γραμμικής αποθορυβοποίησης με SWT μετασχηματισμό, η οποία ακολουθήθηκε από τον προσδιορισμό του κατωφλίου από το ιστόγραμμα των εικόνων. Η τιμή του κατωφλίου εντοπιζόταν με συστηματικό τρόπο από την δομή του ιστογράμματος (το κατώφλι τέθηκε αμέσως μετά το κατέβασμα της πιο τονισμένης κορυφής του ιστογράμματος). Σημειωτέον ότι πιθανά artifacts που δεν απομακρύνθηκαν από την προτεινόμενη μεθοδολογία, αφαιρέθηκαν με τη χρήση του μορφολογικού τελεστή open-closing. Πρέπει να σημειωθεί, επίσης, ότι ακτινογραφίες με χαμηλή απορρόφηση ακτινοβολίας στα άκρα των δακτύλων και ιδίως στην περιοχή των ονύχων (που προκύπτουν από τις ρυθμίσεις του ακτινογραφικού μηχανήματος και τη σχετική θέση του χεριού, της ακτινο-ευαίσθητης πλάκας και της πηγής των ακτίνων), δυσχέραναν τη διαδικασία επεξεργασίας των αντίστοιχων ακτινογραφιών, αν και το συγκεκριμένο πρόβλημα δεν είναι σημαντικό. Περισσότερα παραδείγματα ικανοποιητικής κατωφλίωσης και εξαγωγής του επιθυμητού περιγράμματος μπορεί να διαπιστωθεί από κάθε ενδιαφερόμενο αναγνώστη στο Παράρτημα Β.

Επόμενο στάδιο της παρούσας εργασίας αποτέλεσε η προσπάθεια εντοπισμού των σημαντικών σημείων στο περίγραμμα του χεριού, δηλαδή των άκρων των δακτύλων και των κοιλάδων μεταξύ των δακτύλων. Η αλγοριθμική διαδικασία, με την οποία προσδιορίσαμε τα σημεία αυτά, αποτελείται από τον εντοπισμό των θέσεων του περιγράμματος που εμφανίζουν τοπικά μέγιστες και ελάχιστες γωνίες. Η μεθοδολογία αυτή με όλα τα στάδια διορθώσεων, απέφερε τον επιθυμητό προσδιορισμό των σημείων ενδιαφέροντος.

Από τον προσδιορισμό των θέσεων των άκρων των δακτύλων και των κοιλάδων μπορέσαμε να προχωρήσουμε σε ένα επόμενο βήμα: τον προσδιορισμό του εάν το προς εξέταση χέρι είναι δεξί ή αριστερό, ολοκληρώνοντας το στάδιο της αναγνώρισης σημαντικών πρώτων σημείων ενδιαφέροντος του χεριού σε συνδυασμό με τον προσδιορισμό του προσανατολισμού του απεικονιζόμενου χεριού.

Τελικό στάδιο της παρούσας εργασίας αποτέλεσε η προσπάθεια μιας πρώτης κατάτμησης του ακτινογραφηθέντος χεριού, με εκμετάλλευση τα εντοπισμένα σημεία ενδιαφέροντος, αλλά και κάποια γεωμετρικά χαρακτηριστικά συμμετρίας που εμφανίζουν τα δάκτυλα του χεριού. Η ερευνητική ομάδα κατάφερε να επιτύχει την κατάτμηση της εικόνας σε γεωμετρικές περιοχές ενδιαφέροντος, διαχωρίζοντας τα όρια των δακτύλων από την παλάμη σε όλες τις επεξεργασμένες ακτινογραφίες άκρας χειρός, θέτοντας τις βασικές κατευθύνσεις για τη συνέχιση της γενικότερης εργασίας.

Το κύριο αποτέλεσμα της διαδικασίας είναι ένα είδος κατάτμησης των περιοχών της ακτινογραφίας στο οποίο :

1. Επιτυγχάνεται ένας πρώτος διαχωρισμός σε δάκτυλα και παλάμη, όπως περίπου τον κάνει το ανθρώπινο μυαλό.
2. Καθίσταται δυνατή η σε επόμενο στάδιο αναζήτηση των φαλάγγων των δακτύλων και του μετακαρπίου, καθώς και του συνόλου οστών του καρπού.
3. Υπολογίζεται μια πρώτη εκτίμηση των ορίων της σάρκας γύρω από τα οστά του χεριού, κατάλληλη διόρθωση της οποίας εκτιμάται ότι μπορεί να δώσει πολύ καλά αποτελέσματα.

## **7.2 Προτάσεις για μελλοντική έρευνα**

Οι κυριότερες κατευθύνσεις για την συνέχεια της εργασίας είναι οι ακόλουθες:

1. Εύρεση τρόπου απομάκρυνσης προφανών artifacts (όχι απαραίτητα αυτόματου).
2. Αυτοματοποίηση της επιλογής κατωφλίου (ομαλοποίηση της καμπύλης του ιστογράμματος με παρεμβολή και αυτόματη επιλογή κατωφλίου από την προκύπτουσα ομαλή καμπύλη).
3. Αυτοματοποίηση της διαδικασίας εντοπισμού των χαρακτηριστικών σημείων του περιγράμματος (αναμένεται να είναι σχετικά εύκολη διαδικασία, δεδομένου ότι είναι γνωστός ο αριθμός και η διαδοχή των σημείων ενδιαφέροντος, πιθανόν με μοντέλα ARMA)
4. Τέλος, μελέτη δευτέρου σταδίου ακριβέστερης εύρεσης του περιγράμματος του χεριού με την χρήση του πρώτου περιγράμματος και προφίλ φωτεινότητας.
5. Στη συνέχεια, πιθανόν με μέθοδο παρόμοια με την προηγούμενη, εύρεση των περιγραμμάτων των οστών (των ομάδων οστών, κατ' αρχήν).



# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ-ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] R.Gonzalez and R.E.Woods, *Digital Image Processing*, Prentice Hall, New Jersey, ISBN: 0201180758, 2nd edition, 2002.
- [2] C.Ying, *Model-Based Approach for extracting Femur Contours in X-ray images*, Master's thesis, National University of Singapore, 2005.
- [3] M.Donnelly, *Computer aides Long-bone Segmentation and Fracture Detection*, PhD thesis, Flinders University of South Australia, January 2008.
- [4] D.Sullivan, *Digital x-ray*, 2004. Διαθέσιμο στη σελίδα:  
<http://www.encyclopedia.com/doc/1G23400900158.html>
- [5] Ε.Αραμπατζής, *Επεξεργασία και Ανάλυση Ιατρικών Απεικονίσεων Χαμηλής Ποιότητας*, Διπλωματική εργασία, Σχολή ΗΜΜΥ ΕΜΠ, Αθήνα 2006.
- [6] Concetto Spampinato, *Skeletal Bone Age Assessment*, University of Catania, Italy.
- [7] Michael D.J., Nelson A.C.: *HANDX: a model-based system for automatic segmentation of bones from digital hand radiographs*, IEEE Transactions on Medical Imaging, 8(1):64-69,1989.
- [8] Pietka E.,Gertych A.,Gilsanz V.: *Computer-assisted bone age assessment: Image preprocessing and epiphyseal/metaphyseal ROI extraction*, IEEE Transaction on Medical Imaging, 20(8): 715-728,2001.
- [9] E.Pietka, S.Kurkowska, G.Arkadiusz and F.Cao, *Intergration of Computer Assisted Bone Age. Assessment with Clinical PACS*, Computerized medical Imaging and Graphics, vol.27, pp 217-228, 2003.
- [10] G.K.Manos, A.Y. Cairns, I.W. Rickets and D. Sinclair, *Segmenting radiographs of the hand and wrist*, Computer Methods and Programs in Biomedicine, vol.43, pp.227-237, 1994.
- [11] M.Kass, A.Witkin and D. Terzopoulos, *Snakes: Active Contour Models*, International Journal of Computer Vision, vol.VI, pp. 321-331, January 1988.
- [12] R. DeLuis Garcia, M. Martin- Fernandez, J. Arribas and C. Alberola-Lopez, *A fully automatic algorithm for contour detection of bones in hand radiographs*

- using active contours, in Proceedings of International Conference on Image Processing, vol.3, pp. III-421-4, vol.2, Sept.2003.
- [13] J.Snel, H.Venema and C. Grimbergen, *Detection of the carpal bone contours from 3D MR images of the wrist using a planar radial scale-space snake*, IEEE Transactions on Medical Imaging vol.17, pp. 1063-1072, Dec. 1998.
- [14] 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.
- [15] Austin J. Ramme, Nicole DeVries, Nicole A. Kallemyn, Vincent A. Magnotta and Nicole M. Grosland, *Semi-automated Phalanx Bone Segmentation Using the Expectation Maximization Algorithm*, J. Digit Imaging, October 2009.
- [16] Daniela Giordano, Concetto Spampinato, Giacomo Scarciofalo and Rosalia Leonardi, *An Automatic System for Skeletal Bone Age Measurement by Robust Processing of Carpal and Epiphyseal/Metaphyseal Bones*, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2009.
- [17] *Hand Bones/Bones of the Hand*, ιστοσελίδα:  
[www.learnbones.com/hand-bones-anatomy](http://www.learnbones.com/hand-bones-anatomy).  
 Επίσκεψη ιστοσελίδας : 18/03/2012
- [18] *Ανατομία χεριού- καρπού*, ιστοσελίδα:  
[www.physio-aid.gr/index.php?option=com\\_content&view=article&id=18](http://www.physio-aid.gr/index.php?option=com_content&view=article&id=18)  
 Επίσκεψη ιστοσελίδας : 18/03/2012
- [19] Φ. Παπασιδέρης, *Το ανθρώπινο σώμα-Στοιχεία ανατομίας και φυσιολογίας*, πηγή: Flash Care, από ιστοσελίδα:  
[www.scribd.com/doc/8578185/ANATOMIA\\_ANΘΡΩΠΙΝΟΥ\\_ΣΩΜΑΤΟΣ](http://www.scribd.com/doc/8578185/ANATOMIA_ANΘΡΩΠΙΝΟΥ_ΣΩΜΑΤΟΣ)  
 Επίσκεψη ιστοσελίδας : 18/03/2012
- [20] E.Pietka, A. Gertych, K. Witko, *Informatics infrastructure of CAD System*, Computerized Medical Imaging and Graphics, 29 (2005)157-169.
- [21] Κ.Νικήτα, *Στοιχεία Επεξεργασίας Ιατρικών Εικόνων*,  
[http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/undergraduate/apeikonisi/image\\_processing\\_chapter\\_1.pdf](http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/undergraduate/apeikonisi/image_processing_chapter_1.pdf)  
 Επίσκεψη ιστοσελίδας:18/03/2012

- [22] V. Gilsanz, O. Ratib, *Hand Bone Age: A Digital Atlas of Skeletal Maturity*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2005.
- [23] Levitt TS, Hedgcock Jr. MW, Dye JW, Johnston SE, Shadle VM, Vosky D. *Bayesian inference for model-based segmentation of computed radiographs of the hand*, *Artif Intell Med* 1993;5(4):365–87.
- [24] Mayuresh Kulkarni, *X-ray Image Segmentation using Active Shape Models*, A dissertation for the degree of B.Sc. in Electrical Engineering at the University of Cape Town, October 2008
- [25] Mathworks, Matlab help 2011b.
- [26] M. Sezgin, B. Sankur, *Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation*, *Journal of Electronic Imaging* 13(1), 146-165, January 2004.
- [27] Jing-Hao Xue, D. Michael Titterington, *Median-based Image Thresholding*, *Image and Vision Computing*, November 2010
- [28] Νικόλαος Α. Νάννος, *ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΕΞΕΛΙΓΜΕΝΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΚΥΤΤΑΡΟΠΑΘΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΠΛΑΤΟΦΟΡΜΑΣ MATLAB*, Διπλωματική εργασία ΗΜΜΥ ΕΜΠ, Οκτώβριος 2011.
- [29] <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/35164-otsus-method>, επίσκεψη σελίδας : 18/03/2012
- [30] J. Kittler, J. Illingworth, *Minimum Error Thresholding*, *Pattern Recognition*, vol.19, No.1, pp.41-47, 1986
- [31] <http://stackoverflow.com/questions/2055774/adaptive-thresholding>, επίσκεψη σελίδας : 10/03/2012
- [32] Jarek, S. (2004) Maximum Entropy Thresholding, [Online] Στην ιστοσελίδα: [http://ijplugins.sourceforge.net/plugins/segmentation/Maximum\\_Entropy\\_Thresholding.pdf](http://ijplugins.sourceforge.net/plugins/segmentation/Maximum_Entropy_Thresholding.pdf), Επίσκεψη σελίδας: 18/03/2012
- [33] **E. Davies**, *Machine Vision: Theory, Algorithms and Practicalities*, Academic Press, 1990
- [34] <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/adpthrsh.htm>, επίσκεψη σελίδας : 20/03/2012
- [35] Σ. Ρογκότης, *Επεξεργασία εικόνας από θερμοκάμερα*, Διπλωματική εργασία ΑΠΘ, Μάρτιος 2010.

- [36] [http://www.google.gr/url?sa=t&rct=j&q=%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%B9%CE%BD%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%B9%CE%B1%20%CE%BA%CE%B1%CE%B9%20%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%B9%CE%BD%CE%B5%CF%82%20%CF%87&source=web&cd=3&ved=0CD0QFjAC&url=http%3A%2F%2Fapi.ning.com%2Ffiles%2FONaxoP1dqMjvaDrblwO-p1PHh0Svc8r3Ip8FJ\\*OVIZB6PObA7vps34U-OfoV2b5tmmGofLoGeHUiVyZ4TIC\\*SzOG7-blI11I%2F2.6.ppt&ei=XfWHT8CeC8G\\_0QWc1um7CQ&usg=AFQjCNGOmZGLDdsMaGGyJbCF6L1-nU9Kg](http://www.google.gr/url?sa=t&rct=j&q=%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%B9%CE%BD%CE%BF%CE%B3%CF%81%CE%B1%CF%86%CE%B9%CE%B1%20%CE%BA%CE%B1%CE%B9%20%CE%B1%CE%BA%CF%84%CE%B9%CE%BD%CE%B5%CF%82%20%CF%87&source=web&cd=3&ved=0CD0QFjAC&url=http%3A%2F%2Fapi.ning.com%2Ffiles%2FONaxoP1dqMjvaDrblwO-p1PHh0Svc8r3Ip8FJ*OVIZB6PObA7vps34U-OfoV2b5tmmGofLoGeHUiVyZ4TIC*SzOG7-blI11I%2F2.6.ppt&ei=XfWHT8CeC8G_0QWc1um7CQ&usg=AFQjCNGOmZGLDdsMaGGyJbCF6L1-nU9Kg) , επίσκεψη σελίδας :08/04/2012
- [37] N. Umadevi et al. , *IMPROVED HYBRID MODEL FOR DENOISING POISSON CORRUPTED XRAY IMAGES*, International Journal on Computer Science and Engineering (IJCSE), Vol. 3 No. 7 July 2011.
- [38] Marc Hensel, Thomas Pralow, and Rolf-Rainer Grigat, *Real-Time Denoising of Medical X-Ray Image Sequences: Three Entirely Different Approaches* , Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2006
- [39] Π. Μπούντρης, *Ανάπτυξη Συστήματος Ανάλυσης Εικόνων και Βίντεο Αυτοφθορίζουσας Βρογχοσκόπησης με Χρήση Μεθόδων Όρασης Υπολογιστών και Αναγνώρισης Προτύπων για την Ανίχνευση Καρκίνου του Πνεύμονα σε Πρώιμα Στάδια*, Διπλωματική Εργασία σχολής ΗΜΜΥ ΕΜΠ, Αθήνα , Απρίλιος 2008.
- [40] J. N. Ellinas et al., *Image de-noising using wavelets*, T.E.I. of Piraeus, Department of Electronic Computer Systems
- [41] A. Buades, Jean-Michen Morel, *A non-local algorithm for image denoising*, [bengal.missouri.edu/~kes25c/nl2.pdf](http://bengal.missouri.edu/~kes25c/nl2.pdf)
- [42] V. Strela, *Denoising via Block Wiener Filtering in Wavelet Domain*, [https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:KZPq57GqSEJ:www.mathematik.unibielefeld.de/~rehmann/ECM/cdrom/3ecm/pdfs/pant3/strela.pdf+wiener+filter+denoising&hl=el&gl=gr&pid=bl&srcid=ADGEESgDIqlAfh0fRaQbAr8\\_q9KAR5GJ5K2PrKAetQFVXvNofuW\\_NivEAaRZM17IPnJ1Aq\\_AQqEGI3V0rs\\_vLDIi1uLyJXXSD17NBdmBKMmq\\_tqDveLuj\\_c0mPW\\_PKdLzohsRsXj&sig=AHIEtbQBzY0xAwutYGs14nCMhQ1dTdHCpQ](https://docs.google.com/viewer?a=v&q=cache:KZPq57GqSEJ:www.mathematik.unibielefeld.de/~rehmann/ECM/cdrom/3ecm/pdfs/pant3/strela.pdf+wiener+filter+denoising&hl=el&gl=gr&pid=bl&srcid=ADGEESgDIqlAfh0fRaQbAr8_q9KAR5GJ5K2PrKAetQFVXvNofuW_NivEAaRZM17IPnJ1Aq_AQqEGI3V0rs_vLDIi1uLyJXXSD17NBdmBKMmq_tqDveLuj_c0mPW_PKdLzohsRsXj&sig=AHIEtbQBzY0xAwutYGs14nCMhQ1dTdHCpQ)
- [43] John L. Semmlow, *Biosignal and Biomedical Image Processing , MATLAB-based Applications*, ed. Marcel Dekker Inc., USA 2004.
- [44] Π. Μαραγκός, *Όραση Υπολογιστών*, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, 2005

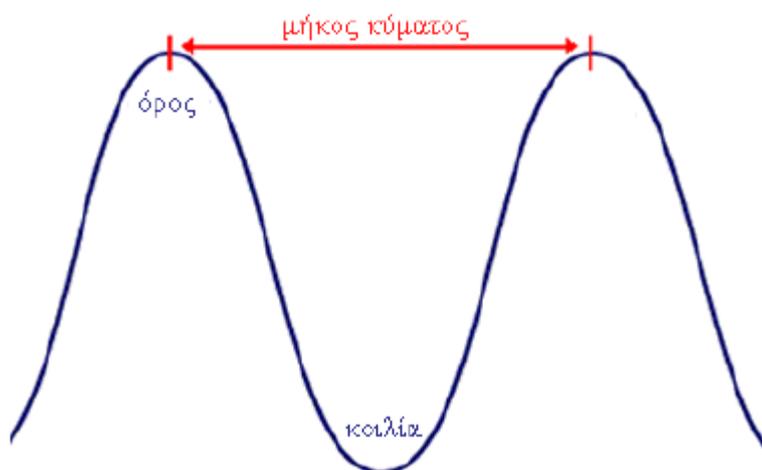
- [45] Adrien Bousseau, *Mathematical Morphology a non exhaustive overview*,  
[http://maverick.inria.fr/Membres/Adrien.Bousseau/morphology/morphomath.p  
df](http://maverick.inria.fr/Membres/Adrien.Bousseau/morphology/morphomath.pdf)
- [46] Vicente Gilsanz, Osman Ratib, *Hand Bone Age- A Digital Atlas of Skeletal  
Maturity*, Springer- Germany 2005



# ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α

## Α.1.Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία

Από την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία μόνο ένα μικρό τμήμα μπορεί να εντοπισθεί από το ανθρώπινο μάτι και αποτελεί το ορατό φως, που παράγει τα διάφορα χρώματα του ουράνιου τόξου[35]. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αποτελείται από κύματα που στην πλειονότητά τους είναι αόρατα. Από την κυματική θεωρία ισχύει ότι:  $f=v/\lambda$ , όπου  $v$  είναι η ταχύτητα διάδοσης του κύματος.



Εικόνα Α.1.1: Αναπαράσταση κύματος .

Ακτινοβολία ονομάζεται κάθε διαδικασία στην οποία η ενέργεια που εκπέμπεται από κάποιο σώμα "ταξιδεύει" διαμέσου κάποιου υλικού ή του κενού μέχρι τελικά να απορροφηθεί από κάποιο άλλο σώμα. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία είναι τύπος κυμάτων σε μορφή ακτινοβολίας, με συνιστώσες ηλεκτρικού και μαγνητικού πεδίου. Η θεωρία της, διατυπώθηκε πρώτα από τον Maxwell, προκειμένου να εξηγήσει τη φύση του φωτός.

Η ένταση του μαγνητικού πεδίου είναι κάθετη προς την ένταση του ηλεκτρικού πεδίου. Τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα διαδίδονται στο κενό με την ταχύτητα του φωτός ( $c$ ) που είναι περίπου ίση με  $3 \cdot 10^8$  km/sec. Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία

συνίσταται σε ηλεκτρομαγνητικά κύματα που καλύπτουν μεγάλο εύρος συχνοτήτων και έτσι μπορεί να παραχθεί και τεχνικά. Ορισμένες μορφές αυτής της ακτινοβολίας, με αύξουσα σειρά συχνότητας είναι τα ραδιοκύματα, τα μικροκύματα, οι υπέρυθρες ακτίνες, το ορατό φως, οι υπεριώδεις ακτίνες, οι ακτίνες X, οι ακτίνες γάμμα.

Υπάρχουν, όμως, κάποια φαινόμενα, όπως το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και το φαινόμενο Κόμπτον, τα οποία δεν εξηγεί η κλασική ηλεκτρομαγνητική θεωρία. Τα φαινόμενα αυτά τα εξήγησε ο Einstein το 1905, ο οποίος υπέθεσε ότι η ακτινοβολία όχι μόνο απορροφάται ή εκπέμπεται κατά ακέραια ποσά (κβάντα), όπως είχε ορίσει ο Planck το 1900, αλλά μεταδίδεται στο χώρο κατά ακέραια ποσά, τα φωτόνια. Κάθε φωτόνιο έχει ενέργεια ίση με:  $E=h\nu$ , όπου  $\nu$  είναι η συχνότητα της ακτινοβολίας και  $h$  η σταθερά του Planck που ισούται με  $6.626068 \cdot 10^{-34} \text{ m}^2 \text{ kg} / \text{sec}$ .

Η ερμηνεία της φύσης των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων με τη θεωρία των κβάντων έρχεται σε αντίθεση με την ηλεκτρομαγνητική θεωρία του Maxwell. Τις δύο αντίθετες απόψεις συνδυάζει η κυματομηχανική, που δέχεται ότι το κύμα και το σωματίδιο είναι δύο διαφορετικές μορφές της ίδιας οντότητας, δηλαδή η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία έχει κυματικές και σωματιδιακές ιδιότητες (δυϊσμός).

Οι σωματιδιακές ακτινοβολίες προέρχονται από τα υποατομικά σωματίδια, όπως τα ηλεκτρόνια, τα πρωτόνια κλπ., καθώς και άτομα ή μόρια. Τα σωματίδια αυτά μπορεί να είναι ηλεκτρισμένα ή όχι. Παραδείγματα σωματιδιακών ακτινοβολιών είναι οι πυρηνικές ακτινοβολίες  $\alpha$  και  $\beta$ , οι καθοδικές ακτίνες και οι κοσμικές ακτίνες.

Οι ακτινοβολίες, κυματικές και σωματιδιακές, όταν έχουν υψηλή ενέργεια, μπορούν να προκαλέσουν ιονισμό, δηλαδή το φωτόνιο διαθέτει τέτοια ενέργεια, ώστε μπορεί να εκδιώξει ένα ηλεκτρόνιο από ένα άτομο της ύλης. Η ακτινοβολία αυτή μπορεί να προκαλέσει άμεση βλάβη στη βιολογική ύλη και συγκεκριμένα στο DNA των κυττάρων. Οι ακτινοβολίες που προκαλούν ιονισμό ονομάζονται ιονίζουσες ακτινοβολίες. Ο ιονισμός προκαλεί βλάβες στους ζωντανούς οργανισμούς και έτσι οι ιονίζουσες ακτινοβολίες προκαλούν μεταλλάξεις, κακοήθεις όγκους και λευχαιμίες.

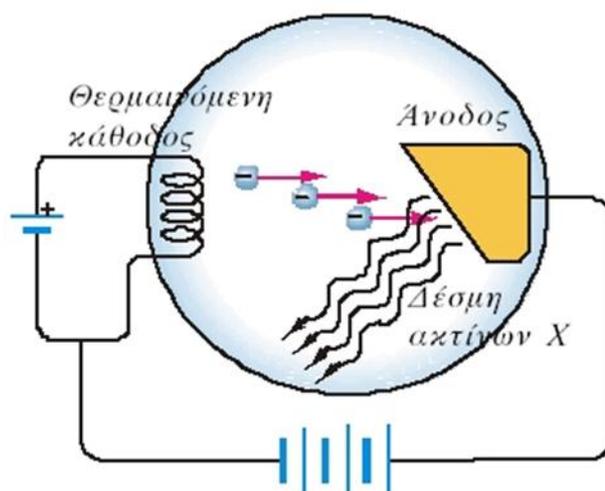
## **A.2. Ακτίνες X και παραγωγή ακτινογραφίας**

Το 1895 ο Γερμανός φυσικός Wilhelm Conrad Röntgen μελετούσε τις ιδιότητες των ηλεκτρονίων που επιταχύνονταν σε ένα ηλεκτρικό πεδίο, μέσα σε σωλήνα κενού. Ο Roentgen παρατήρησε ότι, όταν πλησίαζε στο σωλήνα μία φθορίζουσα ουσία, τότε η



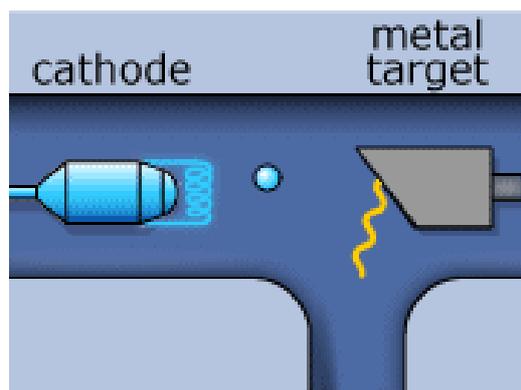
ουσία ακτινοβολούσε φως, ενώ, όταν πλησίαζε ένα φωτογραφικό φιλμ, τότε αυτό μαύριζε. Υποστήριξε δε, ότι τα φαινόμενα αυτά οφείλονταν σε ένα νέο άγνωστο τύπο ακτίνων, τις οποίες ονόμασε ακτίνες X. Το X χρησιμοποιήθηκε όπως χρησιμοποιείται και στην Άλγεβρα για το σύμβολο του αγνώστου. Σήμερα, οι ακτίνες X ονομάζονται και ακτίνες Roentgen.

Η συσκευή παραγωγής ακτίνων X αποτελείται από ένα γυάλινο σωλήνα εφοδιασμένο με δύο ηλεκτρόδια, την άνοδο και την κάθοδο. Η κάθοδος θερμαίνεται και εκπέμπει ηλεκτρόνια. Όσο μεγαλύτερη είναι η θερμοκρασία της καθόδου τόσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός των ηλεκτρονίων που εκπέμπονται στη μονάδα του χρόνου. Μεταξύ της ανόδου και της καθόδου εφαρμόζεται υψηλή τάση, που επιταχύνει τα ηλεκτρόνια.



Εικόνα A.2.1: Διάταξη παραγωγής ακτίνων X

Ο σωλήνας περιέχει αέριο σε πολύ χαμηλή πίεση, ώστε να περιορίζονται οι συγκρούσεις των ηλεκτρονίων με τα μόρια του αερίου. Τα ηλεκτρόνια προσπίπτουν στην άνοδο με μεγάλη ταχύτητα. Τότε, η άνοδος εκπέμπει ακτίνες X. Στην άνοδο αναπτύσσεται πολύ υψηλή θερμοκρασία, γι' αυτό το υλικό της είναι δύστηκτο μέταλλο μεγάλου μαζικού αριθμού (π.χ. βολφράμιο) και υπάρχει σύστημα ψύξης.



Εικόνα A.2.2: Σχηματική αναπαράσταση πρόσκρουσης ηλεκτρονίων στο μεταλλικό στόχο και παραγωγή των ακτίνων X

Όταν ηλεκτρόνια μεγάλης ταχύτητας, που έχουν επιταχυνθεί από υψηλή τάση, προσπίπτουν σε μεταλλικό στόχο, τότε παράγονται από τον στόχο ακτίνες X.

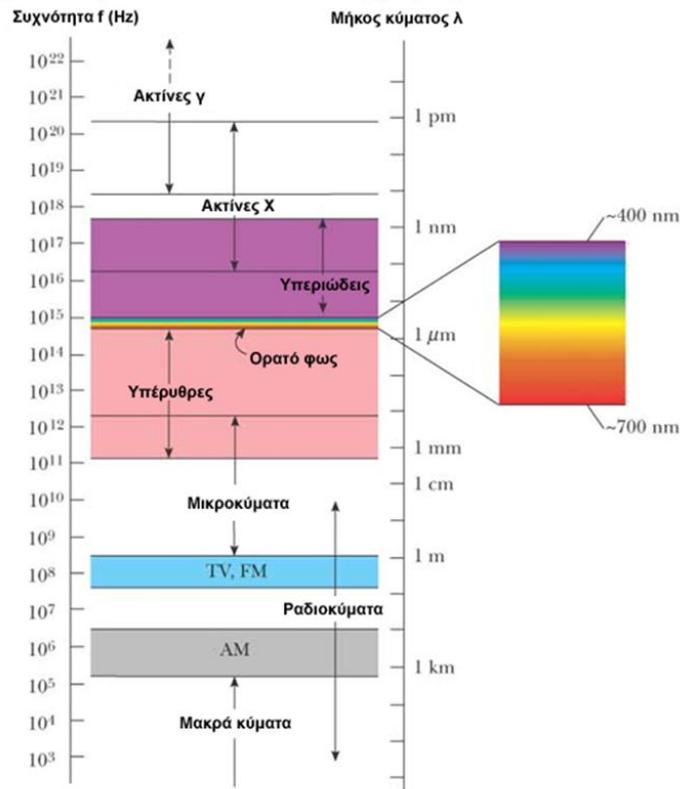


Εικόνα A.2.3: Συσκευή παραγωγής ακτίνων X

➤ Φύση των ακτίνων X

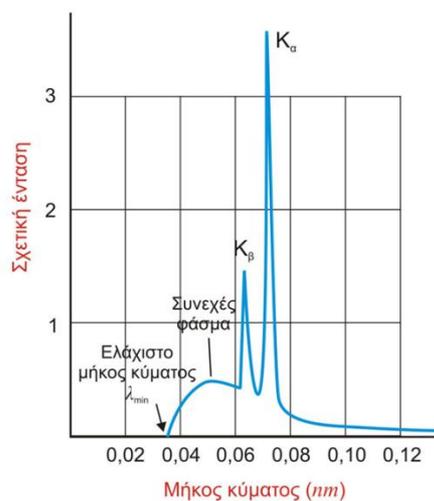
Πειραματικά έχει αποδειχθεί ότι οι ακτίνες X:

- Είναι αόρατη ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία.
- Όπως όλα τα είδη ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας, αποτελούνται από φωτόνια. Τα φωτόνια των ακτίνων X έχουν πολύ μικρότερο μήκος κύματος από εκείνο των φωτονίων του ορατού φωτός.
- Το μήκος κύματος των ακτίνων X είναι συγκρίσιμο με τις διαστάσεις του ατόμου.



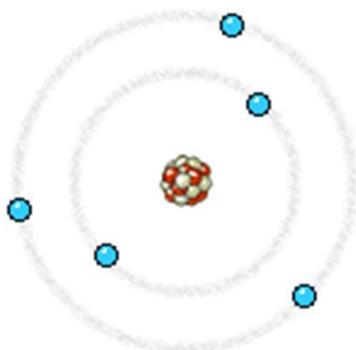
Εικόνα Α.2.4: Φάσμα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας

Το φάσμα της ακτινοβολίας Χ είναι σύνθετο: ένα συνεχές και ένα γραμμικό φάσμα. Επάνω στο συνεχές φάσμα εμφανίζονται μερικές γραμμές (γραμμικό φάσμα). Τα δύο είδη φάσματος οφείλονται σε δύο διαφορετικές διαδικασίες παραγωγής των ακτίνων Χ.



Εικόνα Α.2.5: Φάσμα ακτίνων Χ :Άνοδος από μολυβδένιο  
Τάση: 35 kV

Γραμμικό φάσμα δίνει η διαδικασία παραγωγής φωτονίων μετά από διέγερση λόγω κρούσης. Η διεθνής ονομασία αυτής της διαδικασίας είναι εκπομπή στοιβάδας K.

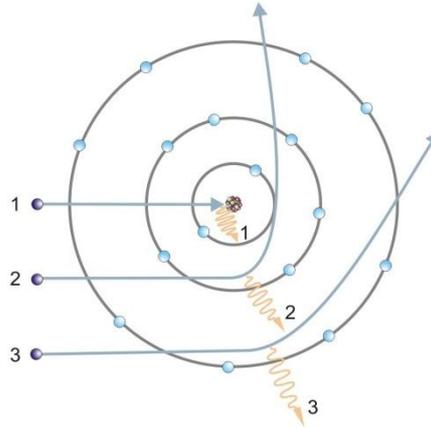


Εικόνα Α.2.6: Δομή ατόμου

Τα κινούμενα ηλεκτρόνια συγκρούονται με μεμονωμένα άτομα του υλικού της ανόδου. Τα άτομα της ανόδου διεγείρονται. Ένα ηλεκτρόνιο της θεμελιώδους κατάστασης (της στοιβάδας K) του ατόμου μεταπηδά σε άλλη επιτρεπόμενη τροχιά μεγαλύτερης ενέργειας. Η κενή θέση του ηλεκτρονίου μπορεί να συμπληρωθεί από ένα ηλεκτρόνιο του ατόμου που βρίσκεται στις εξωτερικές στιβάδες, με ταυτόχρονη εκπομπή ενός φωτονίου ακτίνων X. Επειδή οι επιτρεπόμενες τιμές της ενέργειας του ατόμου είναι καθορισμένες, οι συχνότητες των φωτονίων που εκπέμπονται θα είναι καθορισμένες.

Επομένως, το φάσμα του φωτός που εκπέμπει το άτομο θα αποτελείται από γραμμές που είναι χαρακτηριστικές του υλικού της ανόδου. Επειδή η ενέργεια που απαιτείται για να εκδιωχθεί ένα ηλεκτρόνιο από μια εσωτερική τροχιά είναι μεγάλη, θα πρέπει και η ενέργεια του ηλεκτρονίου που προκαλεί τη διέγερση να είναι μεγάλη. Επομένως, απαιτείται το ηλεκτρόνιο να έχει επιταχυνθεί από μεγάλη διαφορά δυναμικού.

Η διεθνής ονομασία αυτής της διαδικασίας παραγωγής του συνεχούς φάσματος ακτίνων X είναι: Bremsstrahlung (Μπρεμστράλουνγκ= ακτινοβολία φρεναρίσματος). Σύμφωνα με μια αρχή της κλασικής φυσικής, ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία εκπέμπεται κάθε φορά που ένα φορτίο επιταχύνεται(ή επιβραδύνεται). Το ταχέως κινούμενο ηλεκτρόνιο, που πέφτει πάνω στο μεταλλικό στόχο, επιβραδύνεται. Έτσι, χάνει ενέργεια ακτινοβολώντας. Αυτή η ακτινοβολία που παράγεται είναι οι λεγόμενες ακτίνες X.



Εικόνα Α.2.7: Πρόσκρουση ταχέως κινούμενων ηλεκτρονίων

Από την αρχή διατήρησης της ενέργειας:

Η απώλεια της κινητικής ενέργειας  $K_{\alpha}-K_{\tau}$  του ηλεκτρονίου θα είναι ίση με την ενέργεια του φωτονίου  $hf$  που εκπέμπεται. Δηλαδή:

$$hf = K_{\alpha} - K_{\tau}$$

Το ηλεκτρόνιο μπορεί να χάσει όλη ή μέρος της ενέργειάς του σε μία ή περισσότερες κρούσεις. Άρα, τα φωτόνια που εκπέμπονται θα έχουν οποιαδήποτε τιμή ενέργειας, που θα είναι μικρότερη ή ίση της αρχικής ενέργειας του ηλεκτρονίου. Επομένως, το φάσμα της ακτινοβολίας αυτής θα είναι συνεχές.

Όταν οι ακτίνες X προσπίπτουν σε ένα υλικό, τότε ένα μέρος της ακτινοβολίας απορροφάται από το υλικό.

Η απορρόφηση των ακτίνων X εξαρτάται από:

- α. τη φύση του υλικού,
- β. το μήκος κύματος της ακτινοβολίας και
- γ. το πάχος του υλικού.

Αναλυτικότερα έχουμε για τις παραπάνω παραμέτρους :

α. Όσο μεγαλύτερος είναι ο ατομικός αριθμός  $Z$  των ατόμων του υλικού στο οποίο προσπίπτει η ακτινοβολία, τόσο μεγαλύτερη είναι η απορρόφηση της ακτινοβολίας.

Στις ακτινογραφίες του ανθρώπινου σώματος τα οστά, που αποτελούνται από άτομα μεγαλύτερου ατομικού αριθμού (π.χ. Ca, P), απορροφούν περισσότερη ακτινοβολία και φαίνονται πιο φωτισμένα, ενώ οι ιστοί, που αποτελούνται από άτομα μικρότερου ατομικού αριθμού (π.χ. H, O, C, N), απορροφούν πολύ λιγότερη ακτινοβολία και φαίνονται μαυρισμένα.



Εικόνα Α.2.8: Απεικονίσεις χεριών με ακτίνες X

β. Όταν οι ακτίνες X διαπερνούν μια πλάκα με ορισμένο πάχος, τότε η απορρόφηση των ακτίνων αυξάνεται όσο αυξάνεται το μήκος κύματος της ακτινοβολίας.

Οι ακτίνες X που έχουν μικρά μήκη κύματος ονομάζονται σκληρές ακτίνες και είναι περισσότερο διεισδυτικές (μικρότερη απορρόφηση) ενώ αυτές που έχουν μεγάλα μήκη κύματος ονομάζονται μαλακές ακτίνες και είναι λιγότερο διεισδυτικές (μεγαλύτερη απορρόφηση).

γ. Όσο το πάχος του υλικού είναι μεγαλύτερο τόσο μεγαλύτερη είναι και η απορρόφηση της ακτινοβολίας μέσα στο υλικό αυτό.

Από το 1895 όπου ο Βίλχελμ Ρέντγκεν ανακάλυψε τις ακτίνες X [2], η τεχνολογία των ακτινογραφιών έχει εξελιχθεί σημαντικά. Στην ιατρική, οι ακτίνες X επιτρέπουν στους γιατρούς να έχουν εικόνα του εσωτερικού του ανθρώπινου σώματος χωρίς χειρουργική επέμβαση ή οποιαδήποτε σωματική βλάβη. Οι ακτίνες X μπορούν να περάσουν μέσα από στερεά αντικείμενα χωρίς την πρόκληση αλλαγής της φυσικής κατάστασης του αντικειμένου, καθώς έχουν μικρό μήκος κύματος. Έτσι, όταν αυτή η ακτινοβολία περνά μέσα από το σώμα του ασθενούς, αντικείμενα διαφορετικής πυκνότητας αποτυπώνονται με σκιάσεις διαφορετικών εντάσεων, με αποτέλεσμα την εξαγωγή μαυρόασπρων εικόνων. Ένα οστό, για παράδειγμα, θα εμφανιστεί σε άσπρο

φόντο, καθώς είναι αδιαφανές, ενώ ο αέρας θα εμφανιστεί σε μαύρο. Οι άλλοι ιστοί του σώματος θα είναι σε γκρι χρώμα. Μια λεπτομερής ανάλυση της δομής των οστών μπορεί να πραγματοποιηθεί χρησιμοποιώντας ακτίνες X και τυχόν κατάγματα μπορούν να ανιχνευθούν. Οι συμβατικές ακτινογραφίες λαμβάνονται με τη βοήθεια ειδικών φωτογραφικών φιλμς χρησιμοποιώντας άλατα αργύρου [4]. Οι ψηφιακές ακτινογραφίες μπορούν να ληφθούν χρησιμοποιώντας κρυσταλλικές φωτοδιόδους. Οι κρυσταλλικοί φωτοδιόδοι περιέχουν βολφραμικό κάδμιο ή γερμανικό βισμούθιο για να συλλάβουν το φως ως ηλεκτρικούς παλμούς. Τα σήματα αυτά στη συνέχεια μετατρέπονται από αναλογικά σε ψηφιακά και μπορούν να απεικονιστούν σε ηλεκτρονικούς υπολογιστές.

Η ψηφιακή ακτινογραφία έχει πολλά πλεονεκτήματα, καθώς απαιτεί λιγότερη ενέργεια από ότι οι κανονικές ακτίνες X, είναι λιγότερο δαπανηρή και είναι φιλική προς το περιβάλλον [4].

Ένας ακτινολόγος εξετάζει τις ακτινογραφίες και αποφαινεται εάν ένα οστό έχει κάταγμα ή όχι. Αυτό το σύστημα είναι χρονοβόρο και αναξιόπιστο, επειδή η πιθανότητα ενός σπασμένου οστού είναι χαμηλή. Μερικά κατάγματα είναι εύκολο να ανιχνευθούν και έτσι με την ανάπτυξη ενός αυτόματου συστήματος θα μπορούσε να είναι δυνατός ο εντοπισμός καταγμάτων. Αυτό θα βοηθούσε τους γιατρούς και τους ακτινολόγους στο έργο τους και θα βελτίωνε την ακρίβεια των αποτελεσμάτων [4]. Έτσι, ενώ ο ακτινολόγος πρέπει να εξετάσει πολλές ακτινογραφίες για να βρει το οστό που έχει το κάταγμα, ένας αυτόματος αλγόριθμος εντοπισμού θα μπορούσε να βοηθήσει τον ακτινολόγο να βρει το σπασμένο οστό ή τουλάχιστον να ξεχωρίσει με ευκολία τα υγιή οστά. Αλλά δεν είναι δυνατόν να αναπτυχθεί ένας αλγόριθμος που να μπορεί να χρησιμοποιηθεί για όλο το σώμα, λόγω της πολυπλοκότητας στη δομή των διαφόρων οστών. Παρ' όλο που έχουν γίνει πολλές έρευνες σε αυτόν τον τομέα, δεν έχει αναπτυχθεί ένα σύστημα που να λύνει εντελώς το πρόβλημα [3]. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι υπάρχουν αρκετά πολύπλοκα πεδία που αφορούν στο πρόβλημα της ανίχνευσης κατάγματος. Οι ψηφιακές ακτινογραφίες είναι πολύ λεπτομερείς και είναι περίπλοκο να ερμηνευθούν. Τα οστά έχουν διαφορετικά μεγέθη και διαφορετικά χαρακτηριστικά από άνθρωπο σε άνθρωπο. Λόγω του τρόπου παραγωγής τους οι ακτινογραφίες χαρακτηρίζονται από χαμηλή ποιότητα απεικόνισης, καθώς η προβολή μιας σύνθετης σε γεωμετρία και σύσταση δομής όπως είναι ο ανθρώπινος σκελετός, δημιουργεί μια πολύπλοκη και ευαίσθητη στις

επιδράσεις του θορύβου απεικόνιση. Έτσι, παρουσιάζονται διάφορα τεχνικά εμπόδια στην προσπάθεια έγκυρης επεξεργασίας της ακτινογραφίας όπως είναι : **α)** οι διαβαθμισμένες και ασαφείς ακμές και περιγράμματα, **β)** η παρουσία ισχυρού θορύβου τύπου 'salt & pepper', **γ)** η ασάφεια της απεικόνισης που προκαλείται από τη μη – σημειακή φύση της πηγής των ακτίνων  $\gamma$ , **δ)** οι χαμηλές διαφορές φωτεινότητας μεταξύ των απεικονίσεων βιολογικών δομών διαφορετικής σύστασης, καθώς διαφορετικής σύστασης δομές και αντικείμενα παρουσιάζουν παρόμοια απορρόφηση των ακτίνων  $\gamma$  και επομένως απεικονίζονται με την ίδια χρωματική ένταση στις ακτινογραφίες. Όπως θα φανεί από τα επόμενα, από μόνη της η διαβάθμιση της φωτεινότητας της εικόνας δεν είναι ικανή για την αυτόματη διάκριση αντικειμένων και δομών που παρουσιάζονται στις ακτινογραφίες[5]. Έτσι η ανάπτυξη μιας γενικής μεθόδου για τον εντοπισμό των οστών, και τη λήψη απόφασης για το αν το οστό έχει κάταγμα του ή όχι, είναι ένα σύνθετο πρόβλημα.

Η επιλογή ενασχόλησης με την επεξεργασία ακτινογραφικής απεικόνισης έγκειται στο γεγονός ότι σε σχέση με την υπολογιστική τομογραφία και μαγνητική τομογραφία πρόκειται για την οικονομικότερη απεικονιστική μέθοδο με τη μικρότερη δυνατή επιβάρυνση του ανθρώπινου οργανισμού. Στην κλασική ακτινογραφία πραγματοποιείται μία λήψη και λαμβάνεται μια επίπεδη εικόνα, στην οποία φαίνονται αλληλεπικαλυπτόμενες δομές. Είναι μια στιγμιαία εξέταση. Η αξονική τομογραφία, απαιτεί περισσότερες λήψεις-οριζόντιες τομές και στη συνέχεια με τη βοήθεια υπολογιστή ανακατασκευάζονται εικόνες του εσωτερικού του εξεταζόμενου. Είναι μια εξέταση, που πραγματοποιείται με ειδική κάμερα, που ονομάζεται αξονικός τομογράφος και διαρκεί μερικά λεπτά. Είναι η πιο εξελιγμένη διαγνωστική μέθοδος. Η πηγή των ακτίνων X παράγει δέσμη, που έχει μορφή βεντάλιας. Οι ακτίνες της δέσμης διαπερνούν το ανθρώπινο σώμα και κατά την έξοδό τους ανιχνεύονται από ανιχνευτές. Ένας ηλεκτρονικός υπολογιστής επεξεργάζεται τα δεδομένα των ανιχνευτών.

### **A.3. Μοντελοποίηση και εκτίμηση θορύβου**

Η αναγνώριση των χαρακτηριστικών του θορύβου μπορεί να βελτιώσει σημαντικά την απόδοση των μεθόδων μείωσης του θορύβου [38]. Ο θόρυβος που εντοπίζεται σε εικόνες χαμηλών δόσεων ακτινοβολίας X αποτελείται κυρίως από κβάντα θορύβου με κατανομή Poisson, δηλαδή μια παρατηρούμενη gray level τιμή  $g$  στη θέση  $\mathbf{X}=(x,y)$



μοντελοποιείται ως  $g(x) = s(x) + \eta(s(x))$ , όπου  $s$  είναι το σήμα και  $\eta$  ο θόρυβος. Για ένα αρκετά μεγάλο αριθμό από κβάντα θορύβου που συνυπάρχουν σε κάθε pixel, η κατανομή Poisson μπορεί να προσεγγίσει μια γκαουσιανή κατανομή με τον ίδιο μέσο όρο και την ίδια διακύμανση. Παρ' όλο που ο παρατηρούμενος θόρυβος δεν είναι συνήθως κατανομής Poisson, είναι παρ' όλα αυτά προσεγγίσιμος από ανεξάρτητο πρόσθετο γκαουσιανό θόρυβο μηδενικής μέσης τιμής με διακύμανση εξαρτώμενη από το σήμα  $\sigma_\eta(s)$ , δηλαδή για κάθε pixel ο θόρυβος  $\eta$  είναι μια τυχαία μεταβλητή με συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας:

$$pdf(\eta, s) = \frac{1}{\sigma_\eta(s)\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{\eta}{\sigma_\eta(s)}\right)^2\right) \quad (\text{A.3.1})$$

Η εκτίμηση του θορύβου είναι ουσιαστικά βασισμένη σε μια εκτίμηση  $s_c$  του σήματος. Η εκτιμώμενη συνιστώσα θορύβου στη θέση  $x$  δίνεται από τη σχέση  $\eta_e = g(x) - s_e(x)$  και ο σηματο-εξαρτώμενος θόρυβος προσεγγίζεται από την τυπική απόκλιση  $\sigma_\eta^2(s)$ , του συνόλου των τιμών του θορύβου με τιμές :

$N(s) = \{\eta_e(x) | s_e(x) = s\}$ , το οποίο σύνολο είναι συσχετισμένο με το δοσμένο σήμα  $s$ .

#### **A.4. Μαθηματική περιγραφή φίλτρων αποθορυβοποίησης**

Το γραμμικό ιστροπικό φιλτράρισμα μιας εικόνας συντελείται με τη συνέλιξη της εικόνας με ένα γραμμικό συμμετρικό πυρήνα [41]. Το πιο σύνηθες παράδειγμα τέτοιων πυρήνων είναι ο γκαουσιανός πυρήνας  $x \rightarrow G_h(x) = \frac{1}{(4\pi h^2)} e^{-\frac{|x|^2}{4h^2}}$ . Σε αυτή την περίπτωση, ο γκαουσιανός πυρήνας  $G_h$  έχει τυπική απόκλιση  $h$  και απηχεί στο θεώρημα του Gabor :

*Η μέθοδος αποθορυβοποίησης μιας εικόνας μέσω συνέλιξης με γκαουσιανό πυρήνα  $G_h$  εκφράζεται ως εξής :  $u - G_h * u = -h^2 \Delta u + o(h^2)$ , για  $h$  αρκετά μικρό.*

Η γκαουσιανή μέθοδος αποθορυβοποίησης είναι μηδενική σε αρμονικά μέρη της εικόνας και πολύ μεγάλη κοντά σε ακμές όπου ο λαπλασιανός τελεστής δεν μπορεί να είναι μικρός. Ως αποτέλεσμα, η γκαουσιανή συνέλιξη είναι βέλτιστη σε επίπεδα μέρη της εικόνας, αλλά οι ακμές είναι θολωμένες.

Το Wiener φίλτρο είναι ένα φίλτρο που είναι πιο αποτελεσματικό στη διατήρηση των ακμών της εικόνας σε περιοχές υψηλότερης συχνότητας σε σύγκριση με ένα συμβατικό γραμμικό φίλτρο (Tsukahara et al., 1998). Εάν θεωρήσουμε ότι ένα διάνυσμα εικόνας  $\mathbf{S}$  έχει αλλοιωθεί με γκαουσιανό λευκό θόρυβο διακύμανσης  $\sigma^2$  και μέση τιμή 0, τότε το θορυβώδες σήμα εκφράζεται ως:  $\mathbf{X} = \mathbf{S} + \sigma\mathbf{Z}$ . Το Wiener φίλτρο σε αυτή την περίπτωση εκτελεί την ακόλουθη γραμμική διαδικασία [42] :

$$\hat{\mathbf{X}} = \sum_m \frac{\beta_m^2}{\beta_m^2 + \sigma^2} \langle \mathbf{X}, \mathbf{g}_m \rangle \mathbf{g}_m$$

Όπου  $\beta_m$  και  $\mathbf{g}_m$  οι ιδιοτιμές και τα ιδιοδιανύσματα του πίνακα της συνδιακύμανσης του  $\mathbf{S}$  (μετασχηματισμός Karhunen-Loeve). Εάν το  $\mathbf{S}$  είναι σήμα γκαουσιανής κατανομής, τότε το  $\hat{\mathbf{X}}$  είναι η καλύτερη εκτίμηση τετραγωνικής μέσης τιμής του αρχικού σήματος  $\mathbf{S}$ . Ωστόσο, το αποτέλεσμα είναι συχνά πολύ θολό.

#### **A.5. Αποθορυβοποίηση με wavelets**

Το μοντέλο αποθορυβοποιήσεων με wavelets έχει χρησιμοποιηθεί επιτυχώς από πολλούς ερευνητές [37]. Είναι αποδεδειγμένο ότι η χρήση των wavelets μπορεί να αφαιρέσει επιτυχώς το θόρυβο, ενώ διατηρεί τα χαρακτηριστικά του σήματος, ανεξαρτητως του συχνοτικού περιεχομένου.

Ένα μοντέλο αποθορυβοποίησης με wavelets αναπαρίσταται ως εξής :

$$I(t) = O(t) + N(t) \quad (\text{A.5.1})$$

Όπου ο όρος  $O(t)$  αντιπροσωπεύει τα αρχικά δεδομένα χωρίς θόρυβο,  $N(t)$  είναι ο θόρυβος Poisson. Έστω ότι τα  $W(f)$  και  $W'_i(f)$  αντιπροσωπεύουν τον ευθύ και αντίστροφο μετασχηματισμό wavelet. Έστω ότι  $D(f, \lambda)$  είναι ο τελεστής αποθορυβοποίησης με κατώφλι  $\lambda$ . Κύριος στόχος της διαδικασίας αποθορυβοποίησης είναι η αποθορυβοποίηση του  $I(t)$  για την ανάκτηση του  $O'(t)$ .

Για την επεξεργασία των εικόνων χρησιμοποιείται ο δισδιάστατος διακριτός μετασχηματισμός wavelets (2D DWT), επέκταση του διακριτού μετασχηματισμού wavelets (DWT). Η μαθηματική προσέγγιση του διακριτού μετασχηματισμού wavelets (DWT) βασίζεται στο γεγονός ότι μια συνάρτηση  $f(t)$  μπορεί να παρασταθεί σαν γραμμικός συνδυασμός ως εξής [40] :

$$f(t) = \sum_k a_k \psi_k(t) \quad (\text{A.5.2})$$

Όπου  $a_k$  είναι οι συντελεστές ανάλυσης και  $\psi_k(t)$  οι αναλυόμενες συναρτήσεις, οι οποίες καλούνται και βασικές συναρτήσεις, εάν η παραπάνω ανάλυση είναι μοναδική. Εάν οι βασικές συναρτήσεις είναι ορθογώνιες, δηλαδή εάν ισχύει ότι :

$$\langle \psi_k(t), \psi_l(t) \rangle = \int \psi_k(t) \psi_l(t) dt = 0 \text{ for } k \neq l \quad (\text{A.5.3})$$

Οι συντελεστές μπορούν να υπολογιστούν από την ακόλουθη εξίσωση:

$$a_k = \langle f(t), \psi_k(t) \rangle = \int f(t), \psi_k(t) dt \quad (\text{A.5.4})$$

Όπου  $f(t)$  δίνεται από τη σχέση (A.5.2). Για 2-D περιπτώσεις ο DWT μετατρέπεται ως εξής :

$$f(t) = \sum_k \sum_j a_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (\text{A.5.5})$$

Όπου  $a_{j,k}$  και  $\psi_{j,k}$  είναι οι συντελεστές μετασχηματισμού και οι βασικές συναρτήσεις αντίστοιχα. Η εξίσωση (A.5.5) είναι ο αντίστροφος μετασχηματισμός, δοσμένων των  $a_{j,k}$  και  $\psi_{j,k}$ . Έτσι, η συνάρτηση  $f(t)$  μπορεί να παρασταθεί από τους συντελεστές μετασχηματισμού, οι οποίοι υπολογίζονται από το εσωτερικό γινόμενο αυτής της συνάρτησης με μία ορθογώνια βασική συνάρτηση. Αντίστροφα, η επιθυμητή συνάρτηση μπορεί να ανακατασκευαστεί από αυτούς τους συντελεστές και τη βασική συνάρτηση. Αυτές οι βασικές συναρτήσεις ονομάζονται wavelets.

Μια άλλη θεώρηση των wavelets είναι αυτή της ανάλυσης πολλαπλής διακριτικής ικανότητας ή με υποζώνες κωδικοποίησης. Το σήμα περνάει διαδοχικά από διάφορα ζεύγη βαθυπερατών και υψιπερατών φίλτρων, τα φίλτρα ανάλυσης, τα οποία παράγουν τους συντελεστές μετασχηματισμού. Αυτοί οι συντελεστές, αφού περάσουν διαδοχικά από τα φίλτρα σύνθεσης, μπορούν να αναπαράγουν το αρχικό σήμα στην πλευρά του αποκωδικοποιητή.

Γενικά η επεξεργασία εικόνα με wavelets χωρίζεται σε τρία μέρη[39]:



Η παραπάνω εικόνα παρουσιάζει την ανάλυση ενός 1-D σήματος με τη θεωρία των κωδικοποιημένων υποζωνών, η οποία είναι αντίστοιχη με την αποσύνθεση με wavelets. Τα βαθυπερατά φίλτρα αντιστοιχούν στην προσέγγιση του σήματος ή στην dc συνιστώσα και τα υψιπερατά φίλτρα αντιστοιχούν στις λεπτομέρειες ή στοιχεία υψηλής συχνότητας. Η διαδοχική ανάλυση μόνο των βαθυπερατών στοιχείων, ονομάζεται wavelet αποσύνθεση (εικ.Α.5.1 (β)), ενώ η ανάλυση τόσο των υψιπερατών όσο και των βαθυπερατών στοιχείων καλείται πακέτο αποσύνθεσης wavelet (εικ. Α.5.1 (γ)). Οι δειγματολήπτες χρησιμοποιούνται έτσι ώστε ο συνολικός αριθμός των παραγόμενων συντελεστών να είναι ίδιος με τον αριθμό των δειγμάτων του σήματος. Επομένως, ένα σήμα εισόδου  $S$  μπορεί να αναλυθεί ισοδύναμα:

$$S = A_3 + D_3 + D_2 + D_1 \quad \text{ή} \quad S = A_2 + D_2 + D_1 \quad \text{ή} \quad S = A_1 + D_1 \quad (\text{A.5.6})$$

Ομοίως, χρησιμοποιώντας πακεταρισμένη ανακατασκευή wavelet, το σήμα μπορεί να αναλυθεί ως εξής:

$$S = A_1 + AAD_3 + DAD_3 + ADD_3 + DDD_3 \quad (\text{A.5.7})$$

Το δέντρο αποσύνθεσης ονομάζεται δέντρο wavelet και μεταφέρεται μαζί με τους συντελεστές του στον αποκωδικοποιητή για την ανακατασκευή του αρχικού σήματος.

Για την αποθορυβοποίηση λοιπόν μιας εικόνας, το πρώτο βήμα είναι η επιλογή ορθού και ανάστροφου μετασχηματισμού wavelet. Υπάρχει μια μεγάλη ποικιλία τεχνικών μετασχηματισμού με wavelets που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην αποθορυβοποίηση. Σε αυτές περιλαμβάνονται τα wavelets Haar, Daubechies, Coiflets, Symlets, Morlets, Mexican Hat, Meyer and Biorthogonal wavelets. Η εφαρμογή του DWT χωρίζει την εικόνα σε τέσσερις υποζώνες, οι οποίες προκύπτουν από μεμονωμένες εφαρμογές οριζόντιων και κάθετων συντελεστών. Οι LH, HL και HH υποζώνες αντιπροσωπεύουν τα λεπτομερή χαρακτηριστικά της εικόνας, ενώ η LL υποζώνη αντιπροσωπεύει την προσέγγιση της εικόνας. Για την απόκτηση του επόμενου πιο αδρού επιπέδου, η υποζώνη LL μπορεί να αποσυντεθεί περαιτέρω καταλήγοντας σε μια wavelet αποσύνθεση δύο επιπέδων. Το επίπεδο αποσύνθεσης που εκτελείται είναι μια εξαρτημένη διαδικασία.

Τα πλεονεκτήματα της χρήσης των wavelets για την αποθορυβοποίηση εικόνων είναι πολλαπλά. Αρχικά, εικόνες διαφορετικών μεγεθών και διαφορετικών αναλύσεων μπορούν να αναλυθούν, οι συντελεστές είναι μικροί σε μέγεθος ενώ οι μεγάλοι συντελεστές συμπίπτουν με τις ακμές των εικόνων. Οι συντελεστές των ακμών της κάθε υποζώνης τείνουν να σχηματίζουν χωρικά συνδεδεμένες κλάσεις.

- **Κατωφλίωση**

Το δεύτερο βήμα [37], είναι η επιλογή της τεχνικής κατωφλίωσης wavelet. Η wavelet κατωφλίωση είναι μία τεχνική εκτίμησης σήματος που εκμεταλλεύεται τις ιδιότητες του μετασχηματισμού wavelet για αποθορυβοποίηση σημάτων. Αφαιρεί το θόρυβο εξαλείφοντας ή ελαχιστοποιώντας συντελεστές που είναι ασήμαντοι αναφορικά με κάποιο κατώφλι. Είναι απλοί αλλά αποτελεσματικοί και εξαρτώνται σημαντικά από την παράμετρο κατωφλίωσης. Η αποδοτικότητα του wavelet μοντέλου εξαρτάται κυρίως από την σωστή επιλογή των παραμέτρων. Η wavelet κατωφλίωση αποτελείται από δύο βήματα κυρίως, τη μέθοδο κατωφλίωσης και την επιλογή κατωφλίου.

- **Τελεστές κατωφλίωσης**

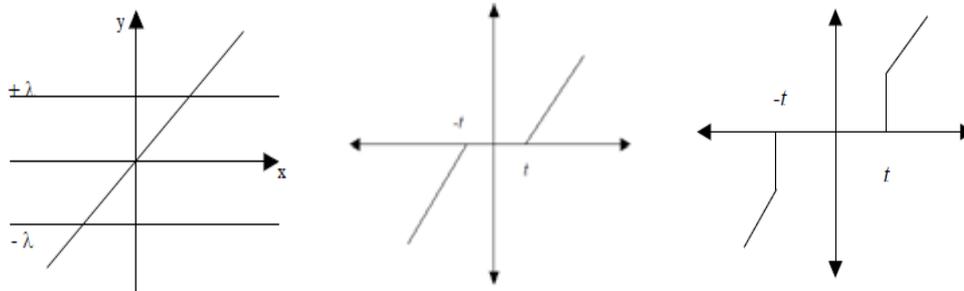
Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες μέθοδοι κατωφλίωσης είναι η soft (μαλακή) και η hard (σκληρή) κατωφλίωση [37]. Οι hard και soft τελεστές κατωφλίωσης ορίζονται από τις παρακάτω εξισώσεις:

$$T_{hard}(I, \lambda) = \begin{cases} I, & \text{για κάθε } |I| > \lambda \\ 0, & \text{αλλιώς} \end{cases} \quad (\text{A.5.8})$$

$$T_{soft}(I, \lambda) = \begin{cases} \text{sign}(I) \max(0, |I| - \lambda), & \text{για κάθε } |I| > \lambda \\ 0, & \text{αλλιώς} \end{cases} \quad (\text{A.5.9})$$

Το σκληρό κατώφλι λειτουργεί με βάση τη μέθοδο κρατάω ή απορρίπτω, όπου οι τιμές της εισόδου κρατούνται εάν είναι μεγαλύτερες από ένα καθορισμένο κατώφλι ( $\lambda$ ), ενώ διαφορετικά τίθενται στην τιμή 0. Η διαδικασία αυτή αφαιρεί το θόρυβο με την κατωφλίωση μόνο της υποζώνης των wavelet συντελεστών λεπτομέρειας, ενώ παράλληλα κρατούνται αναλλοίωτοι οι συντελεστές χαμηλών συχνοτήτων. Μία επέκταση της hard κατωφλίωσης είναι η soft κατωφλίωση, η οποία εφαρμόζει τη μέθοδο σμικρύνω ή κρατάω. Η έξοδος τίθεται στο μηδέν, εάν η απόλυτη τιμή του I

είναι μικρότερη του κατωφλίου  $\lambda$ , αλλιώς τίθεται στην τιμή  $|I - \lambda|$ . Το αποτέλεσμα της hard και soft κατωφλίωσης φαίνεται στα παρακάτω σχήματα :



(α) Αρχικό σήμα

(β) Hard κατωφλίωσης

(γ) Soft κατωφλίωση

Εικόνα A.5.2.: Αποτελέσματα κατωφλίωσης

### A.6. Βασικοί μορφολογικοί τελεστές

- Τελεστής διαστολής (dilation)  $\delta$

Η διαστολή ενός συνόλου  $X$  από ένα σύνολο  $B$ , ορίζεται ως το σύνολο [44]:

$$X \oplus B = \{x + y : x \in X, y \in B\} \text{ ή}$$

$$= \bigcup_{y \in B} X_{+y} = \{z : (B^s)_{+z} \cap X \neq \emptyset\}$$

- Τελεστής διάβρωσης (erosion)  $\varepsilon$  :

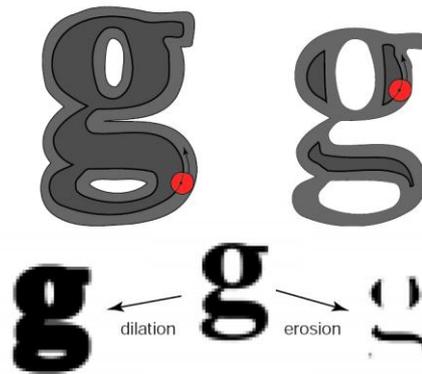
Η διαστολή ενός συνόλου  $X$  από ένα σύνολο  $B$ , ορίζεται ως το σύνολο [44]:

$$X \ominus B = \bigcap_{y \in B} X_{-y} = \{z : B_{+z} \subseteq X\}$$

όπου  $B$  είναι το δομικό στοιχείο, με ένα απλό γεωμετρικό σχήμα και μεγεθος μικρότερο του συνόλου της εικόνας  $X$ . Η επιλογή του δομικού στοιχείου γίνεται ανάλογα με τη δομή της εικόνας.

Ο τελεστής διάβρωσης προκαλεί σμίκρυνση στο αρχικό σύνολο, ενώ ο τελεστής διαστολής προκαλεί διαστολή της εικόνας.

Παράδειγμα εφαρμογής των τελεστών [45]:



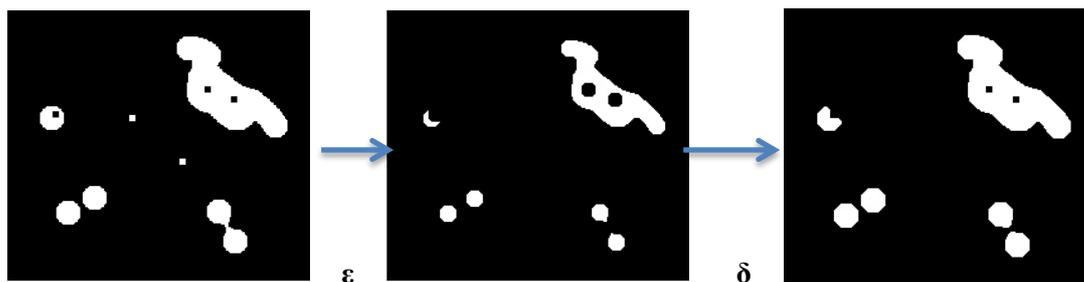
Εικόνα A.6.1: Παράδειγμα εφαρμογής dilation και erosion

- Άνοιγμα εικόνας (opening)

Με την εφαρμογή erosion και έπειτα dilation με το ίδιο δομικό στοιχείο B προκύπτει «άνοιγμα» της εικόνας :

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

Με τον τρόπο αυτό δεν επαναφέρουμε την αρχική εικόνα, αλλά μόνο μέρος αυτής. Το «άνοιγμα» αφαιρεί «ακρωτήρια», κόβει «ισθμούς» και αφαιρεί «νησιά» μικρότερα του δομικού στοιχείου. Παράδειγμα εφαρμογής [45]:



Εικόνα A.6.2: Παράδειγμα εφαρμογής ανοίγματος σε εικόνα

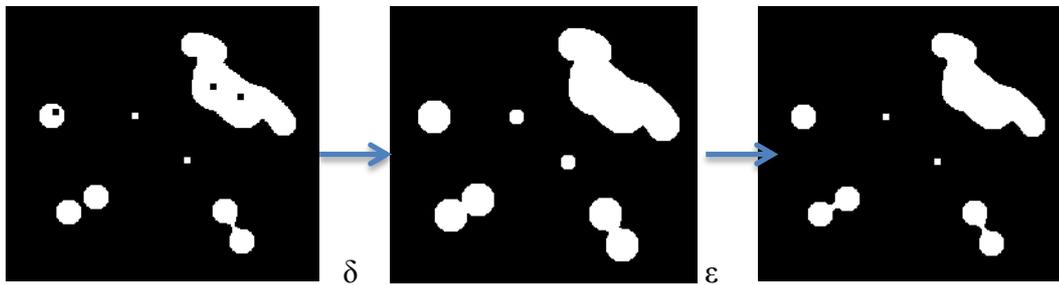
- Κλείσιμο εικόνας (closing)

Με την εφαρμογή dilation και έπειτα erosion με το ίδιο δομικό στοιχείο B προκύπτει «κλείσιμο» της εικόνας :

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



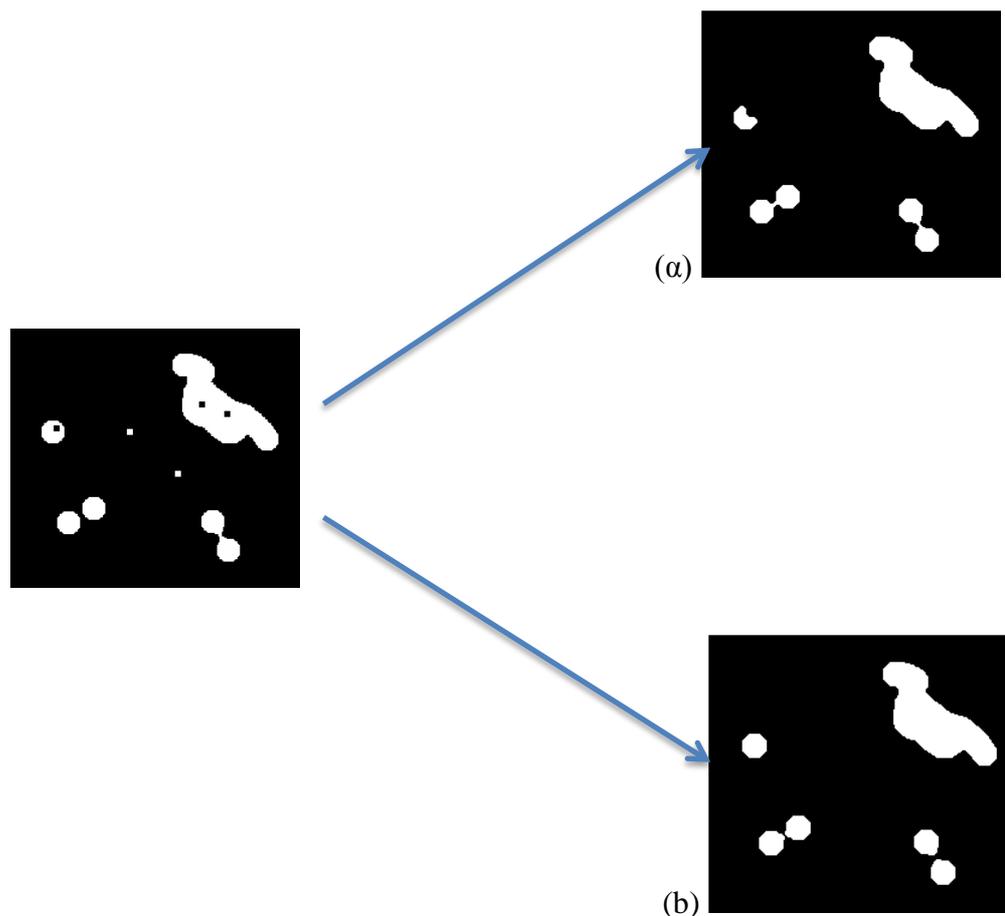
Το closing γεμίζει "κόλπους", "κανάλια" και "λίμνες" μικρότερες από το δομικό στοιχείο. Παράδειγμα εφαρμογής [45]:



Εικόνα Α.6.3: Παράδειγμα εφαρμογής κλεισίματος σε εικόνα

- Διαδοχικό φιλτράρισμα: open-closing και close-opening

Τα διαδοχικά φιλτραρίσματα συνδυάζουν τις αντίστοιχες ιδιότητες των εκάστοτε φίλτρων.



Εικόνα Α.6.4: Παράδειγμα εφαρμογής (a) open-closing και (b) close-opening στην αρχική εικόνα



## ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β

Στο παράρτημα αυτό παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της αλγοριθμικής διαδικασίας που παρουσιάστηκε στο κεφάλαιο 6 για όλο το εύρος των ακτινογραφιών που είχαμε στη διάθεσή μας προς επεξεργασία. Στο παράρτημα χρησιμοποιήθηκε ρύθμιση τύπου landscape λόγω του μεγάλου όγκου των προς παρουσίαση εικόνων.

### 1. Ακτινογραφία 1

rgb original image



Εικόνα 1.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 1.2: Αποθορυβοποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



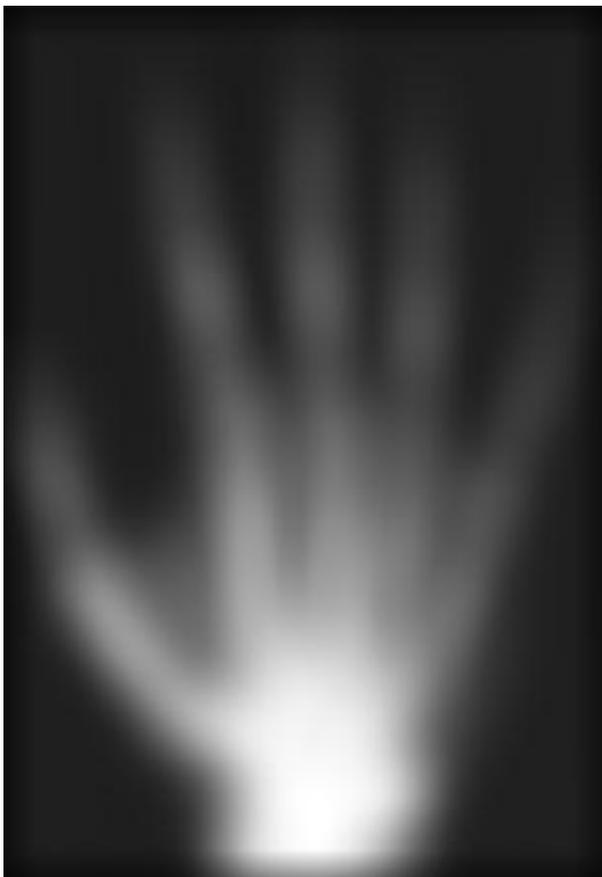
wiener filtering



Εικόνα 1.3: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

Εικόνα 1.4: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation

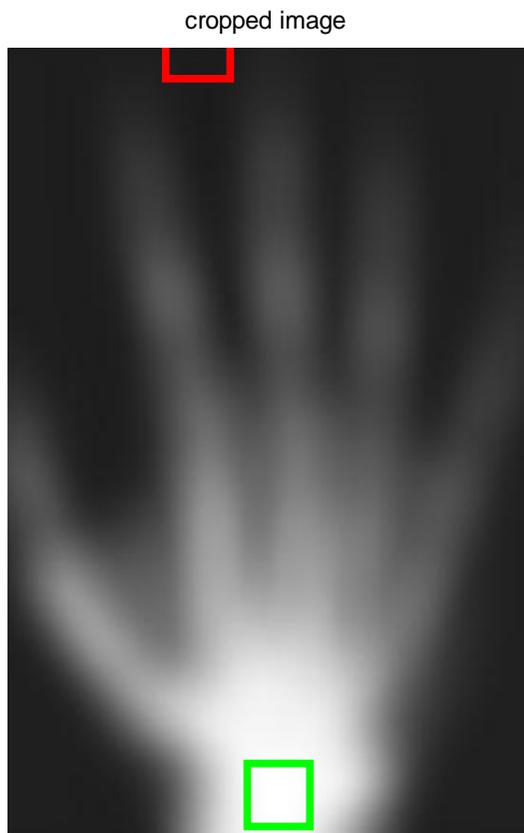


cropped image



Εικόνα 1.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

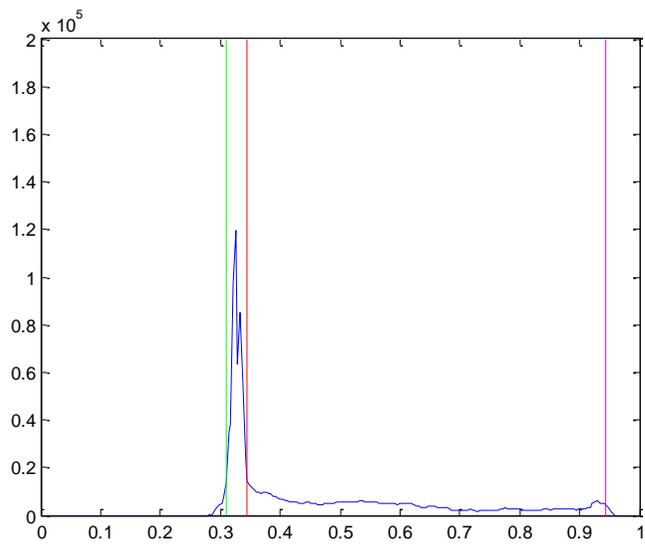
Εικόνα 1.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα 1.5



Εικόνα 1.7: Εικόνα 1.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)



Εικόνα 1.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



Εικόνα 1.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (κόκκινο), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.345$



Εικόνα 1.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing



original image without the background

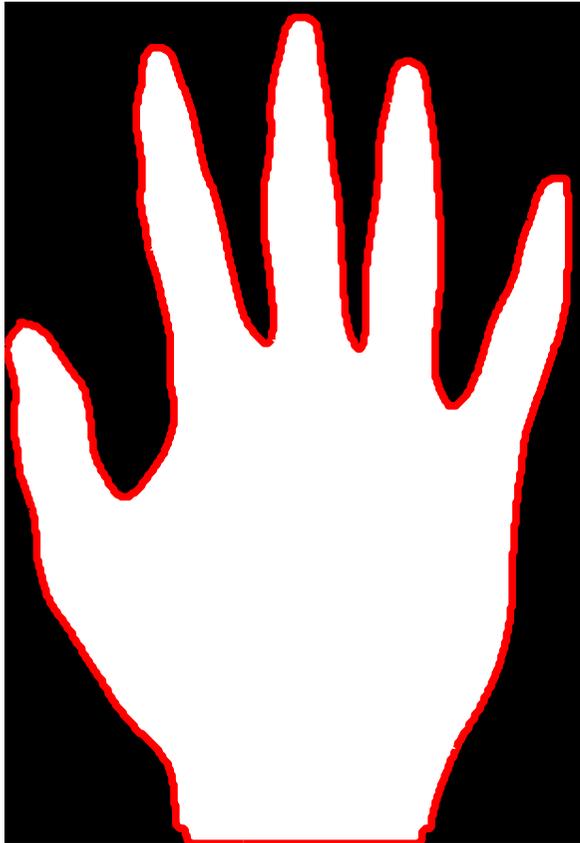


Εικόνα 1.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 1.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background



open-closing

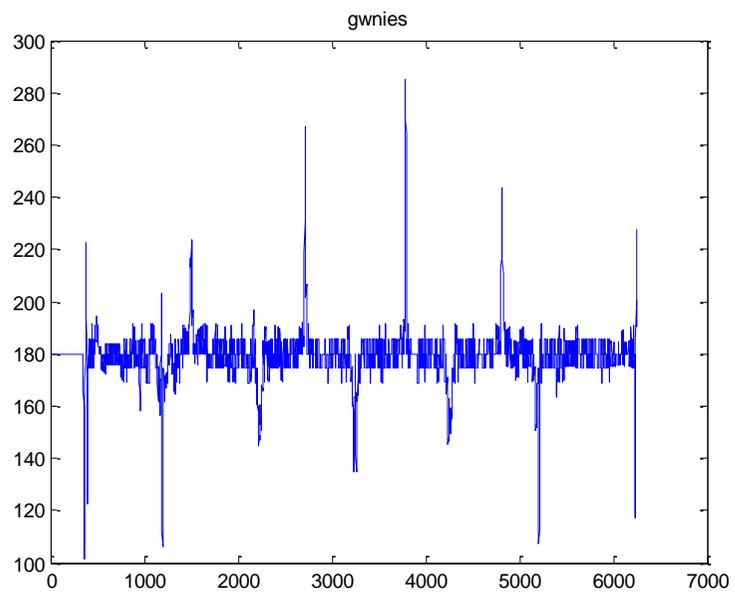


original image



Εικόνα 1.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

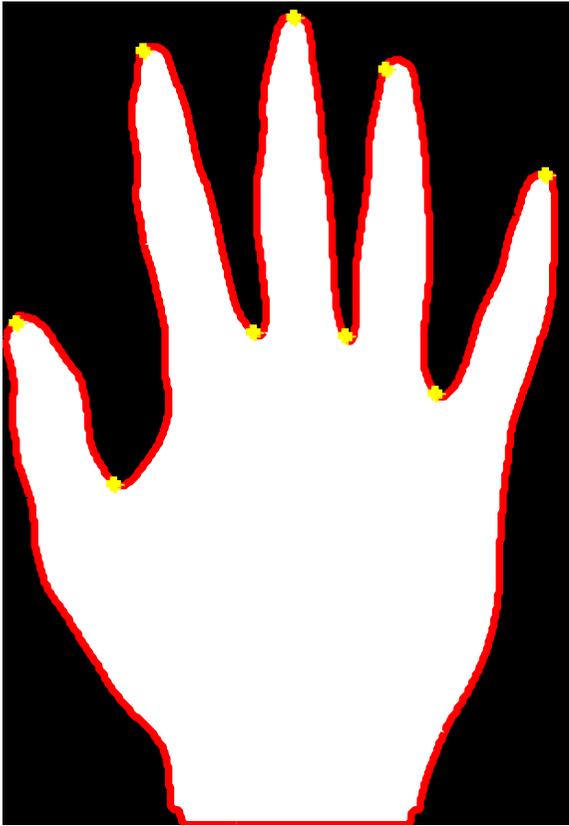
Εικόνα 1.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



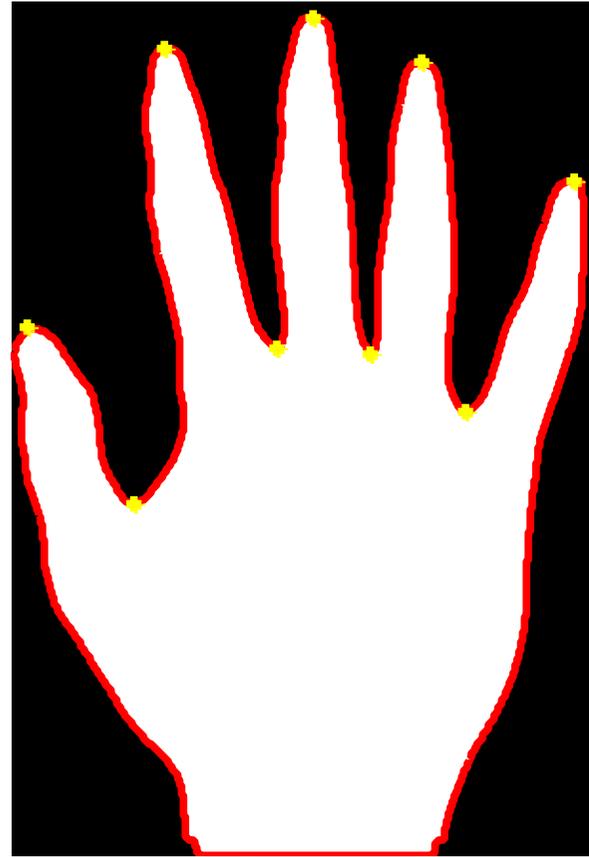
Εικόνα 1.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 1.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

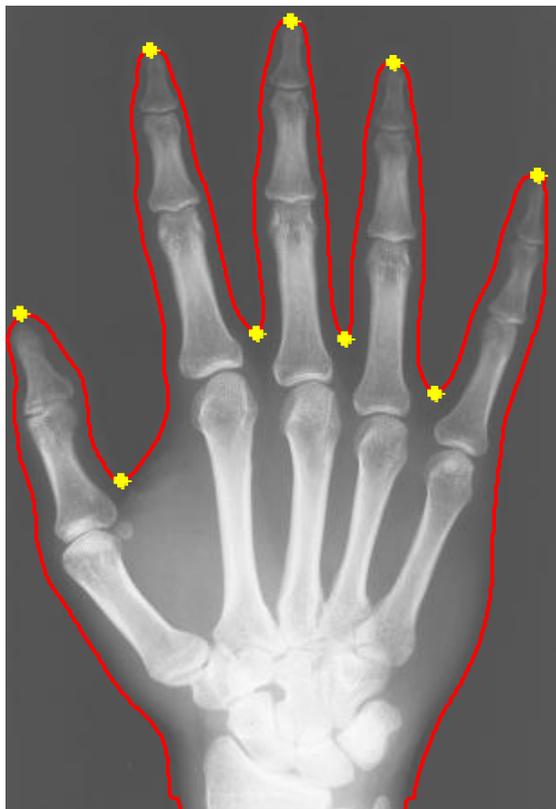


Εικόνα 1.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 1.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image



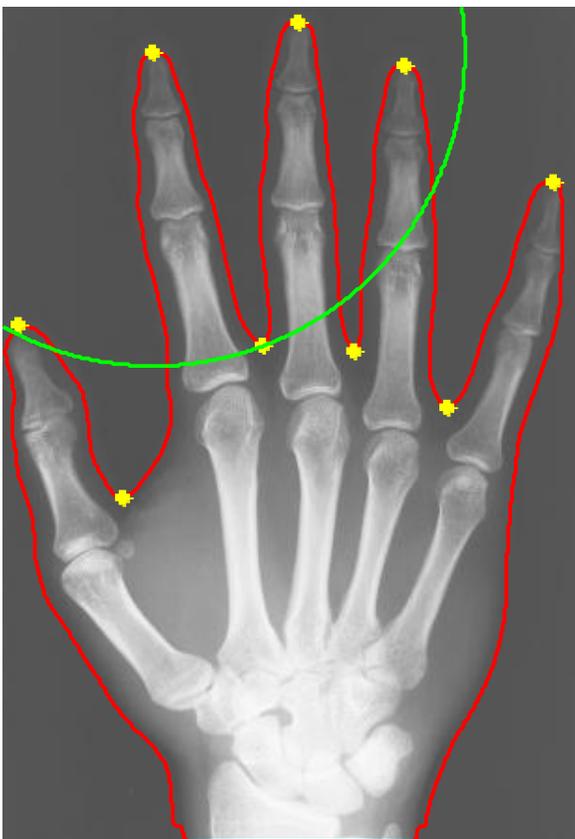
δεξί χέρι



Εικόνα 1.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

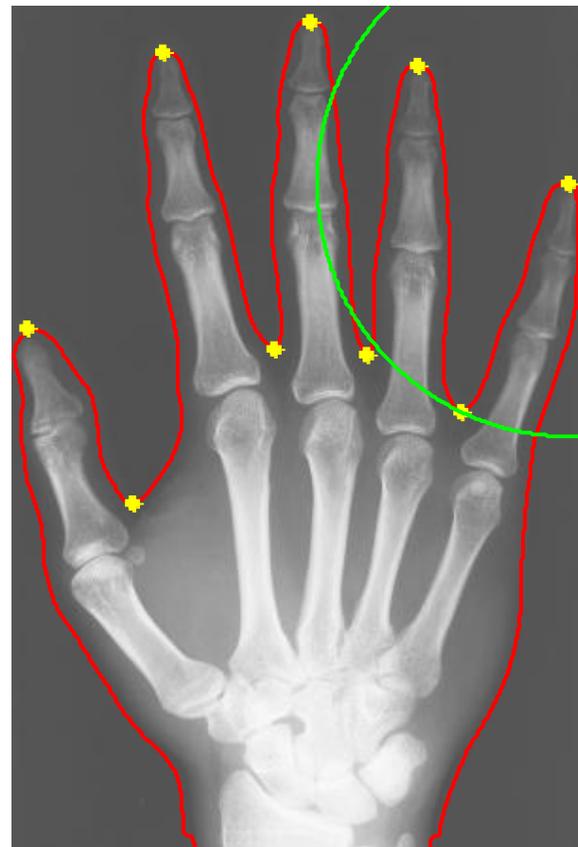
Εικόνα 1.20: Το προς εξέταση χέρι είναι δεξί

original image



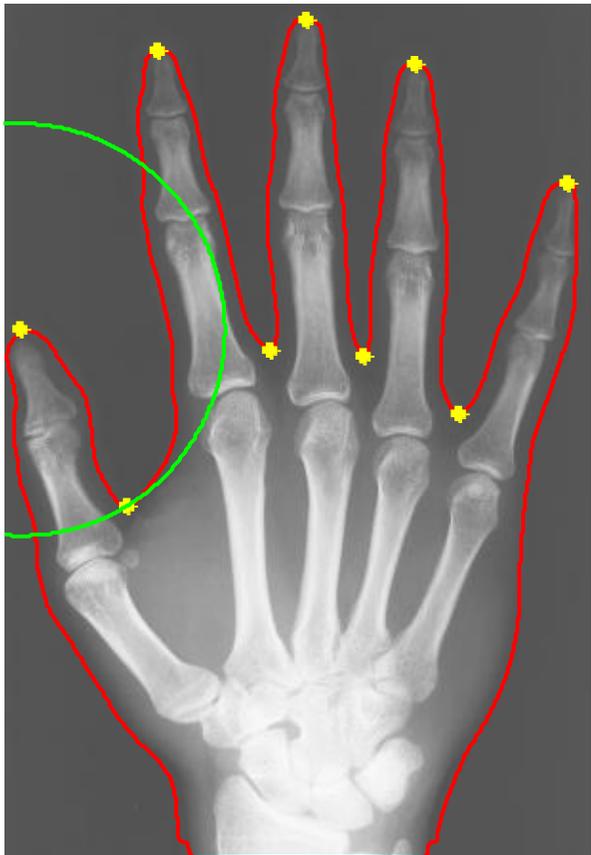
Εικόνα 1.21: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (δείκτη)

original image



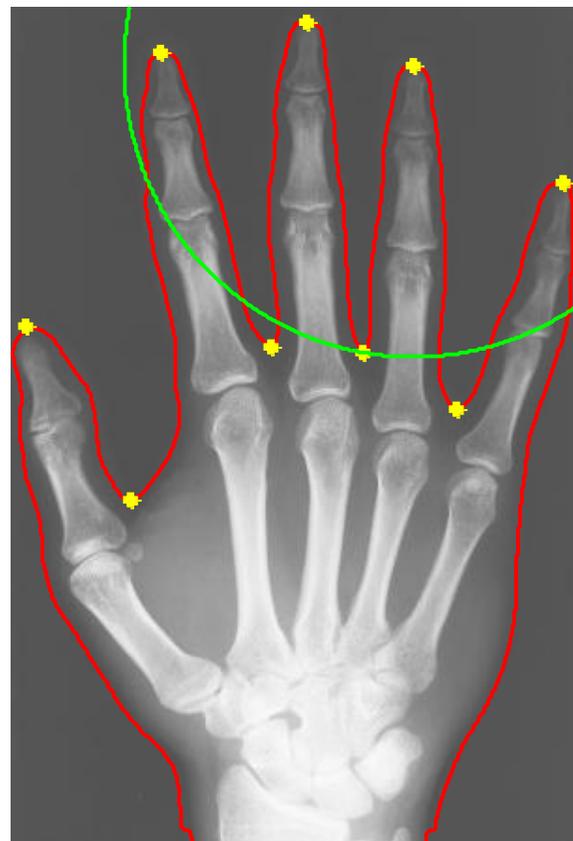
Εικόνα 1.22: Κύκλος μικρού δακτύλου

original image



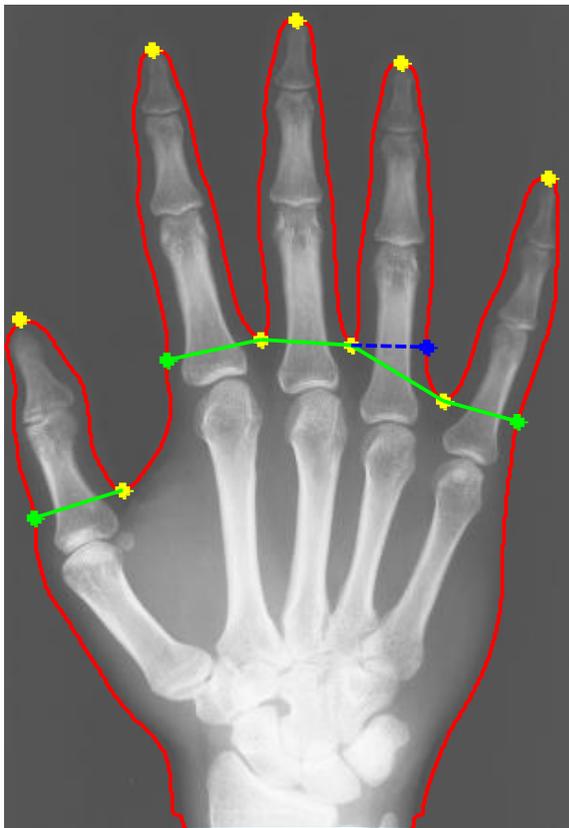
Εικόνα 1.23: Κύκλος αντίχειρα

original image



Εικόνα 1.24: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (β' εκτίμηση)

original image



Εικόνα 1.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

## 2. Ακτινογραφία 2

rgb original image



Εικόνα 2.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 2.2: Αποθρομβοποιημένη SWT grayscale εικόνα



gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



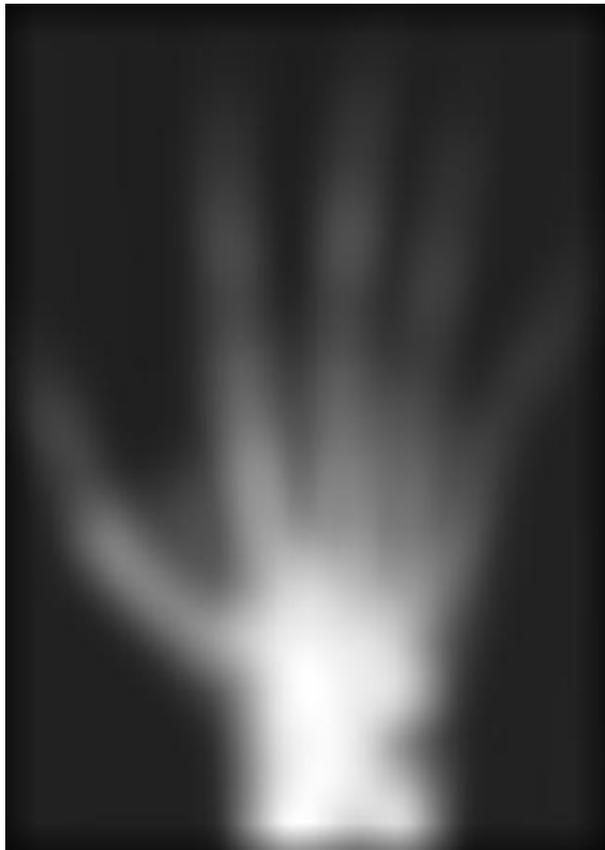
Εικόνα 2.3: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

wiener filtering

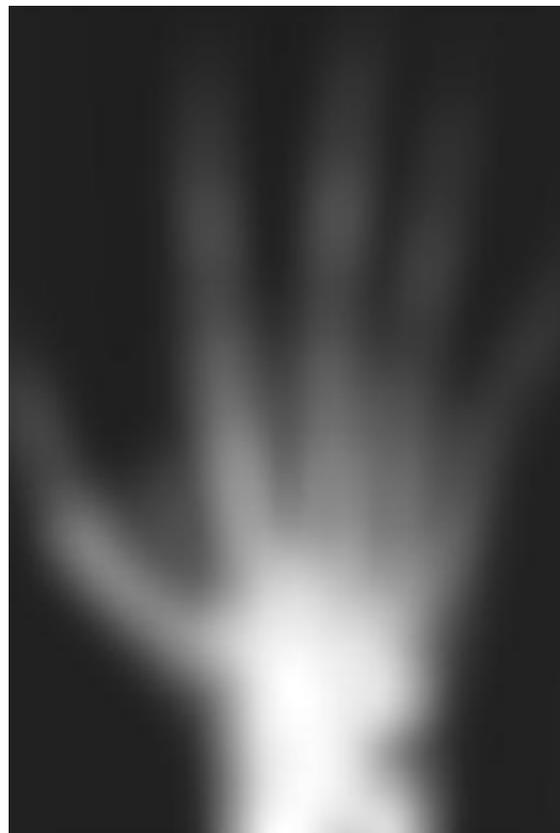


Εικόνα 2.4: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation

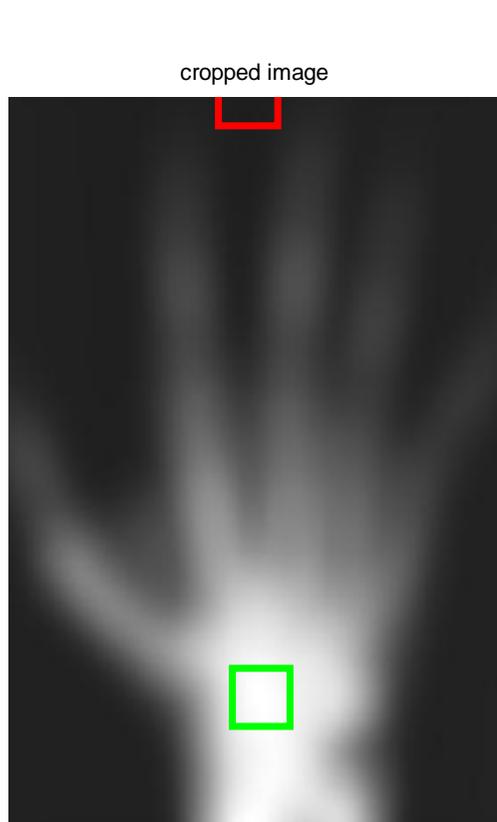


cropped image

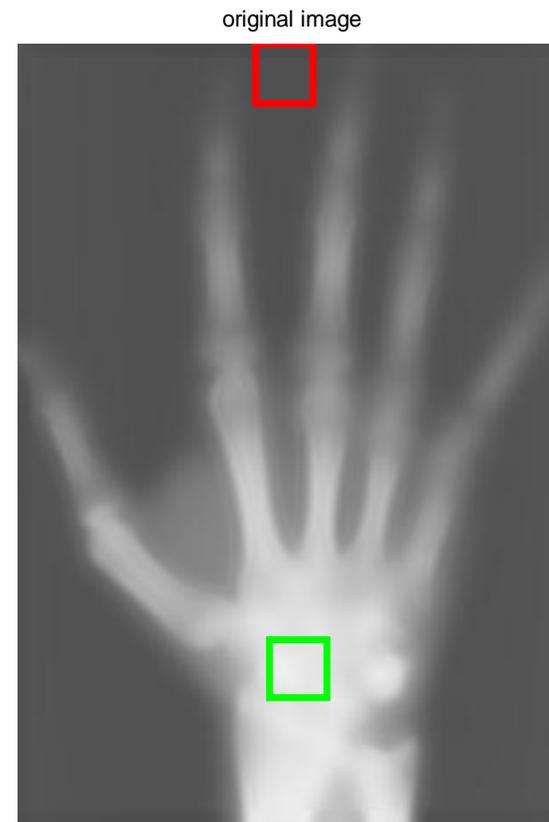


Εικόνα 2.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

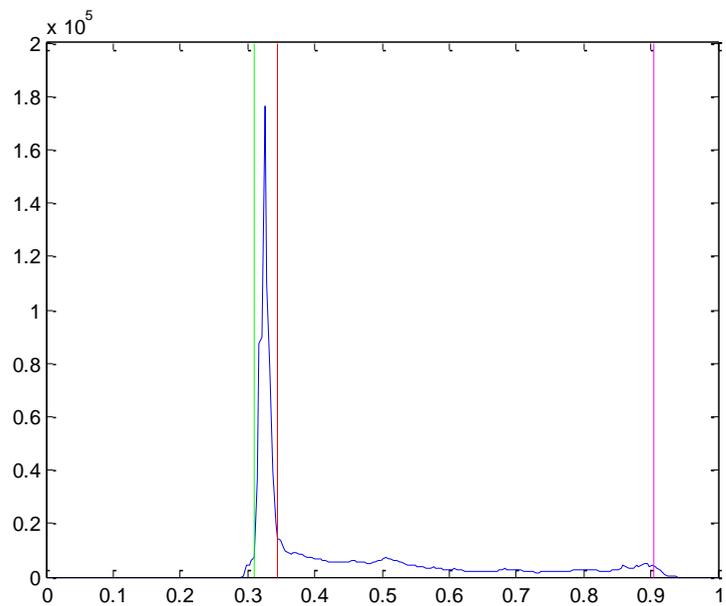
Εικόνα 2.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα 2.5



Εικόνα 2.7: Εικόνα 1.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)

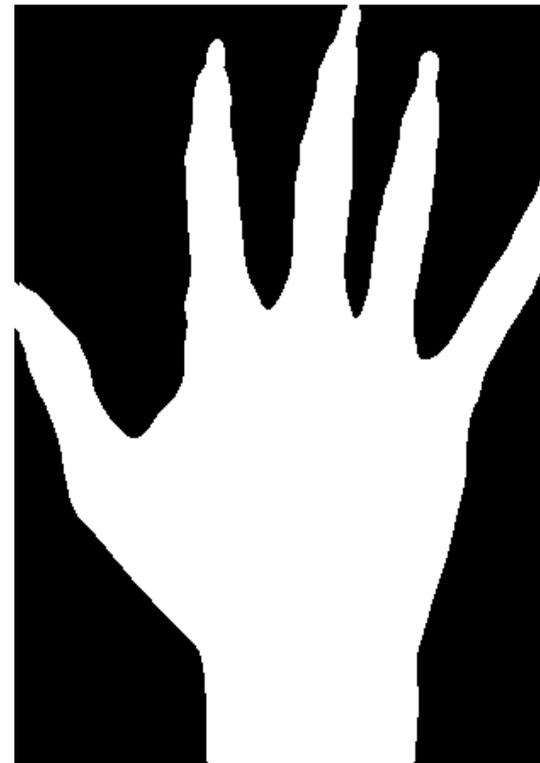


Εικόνα 2.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



Εικόνα 2.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (κόκκινο), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.345$



Εικόνα 2.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing



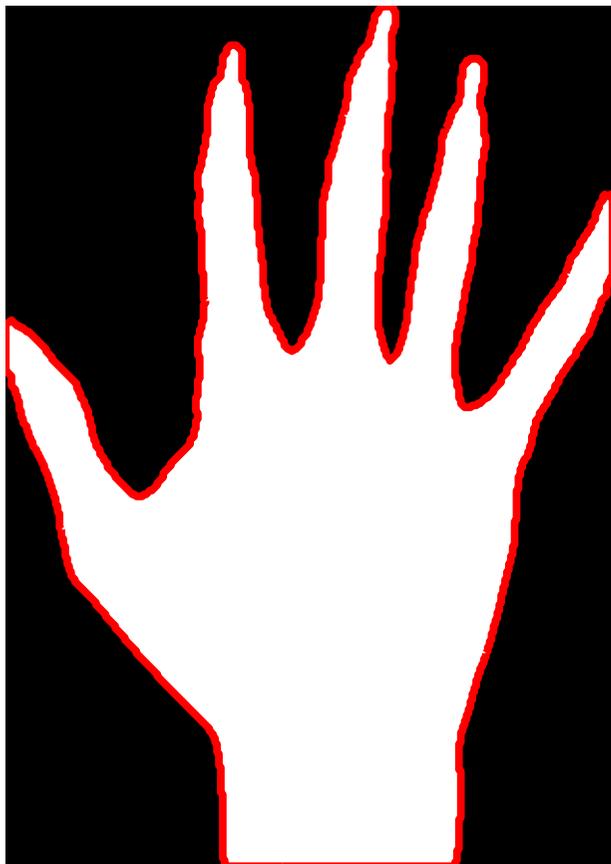
original image without the background



Εικόνα 2.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 2.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

open-closing

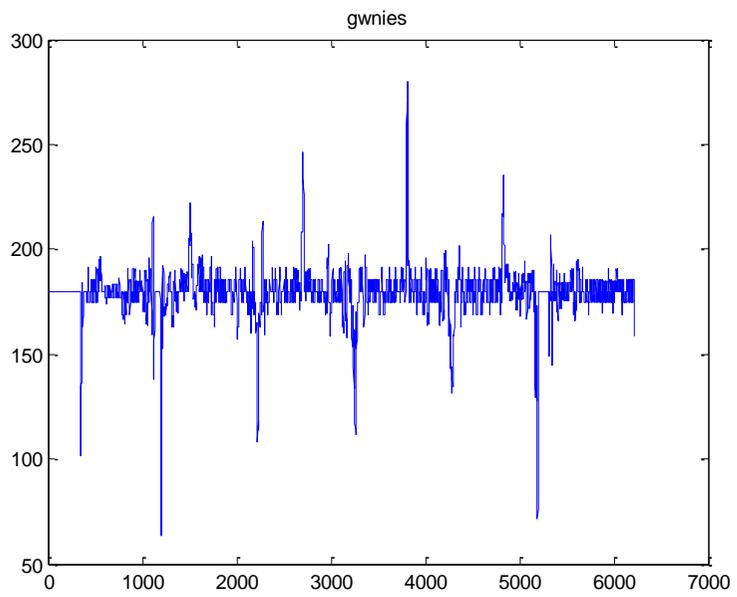


Εικόνα 2.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

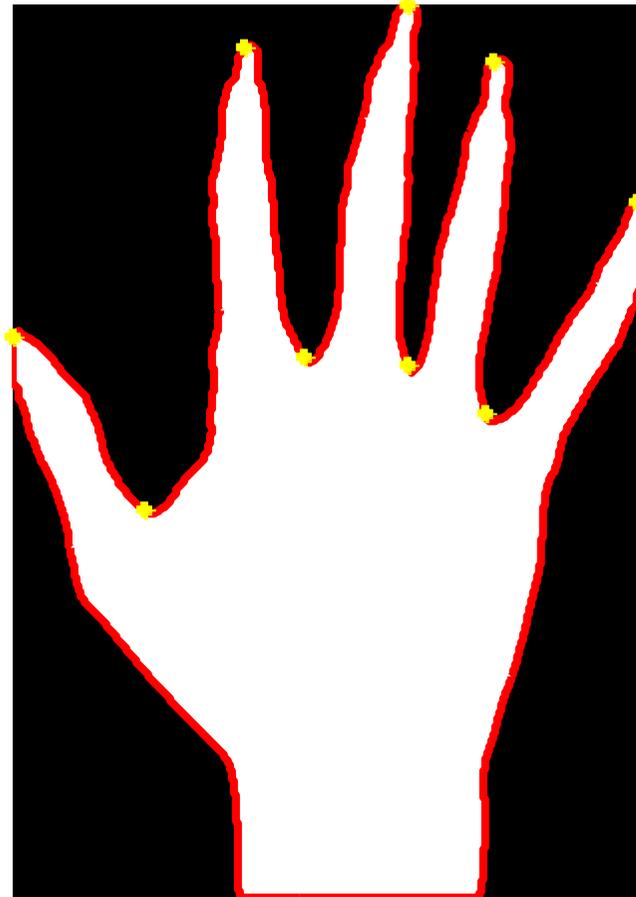
original image



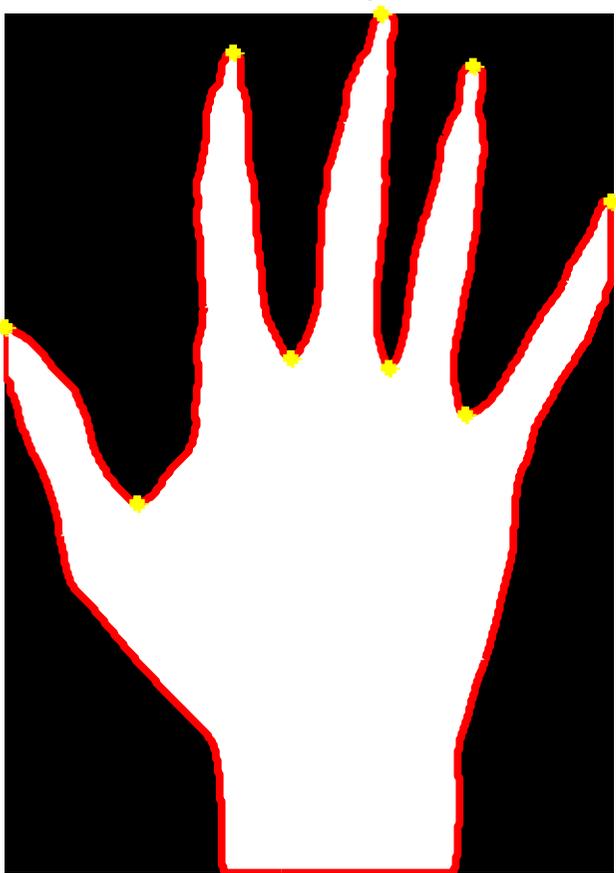
Εικόνα 2.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



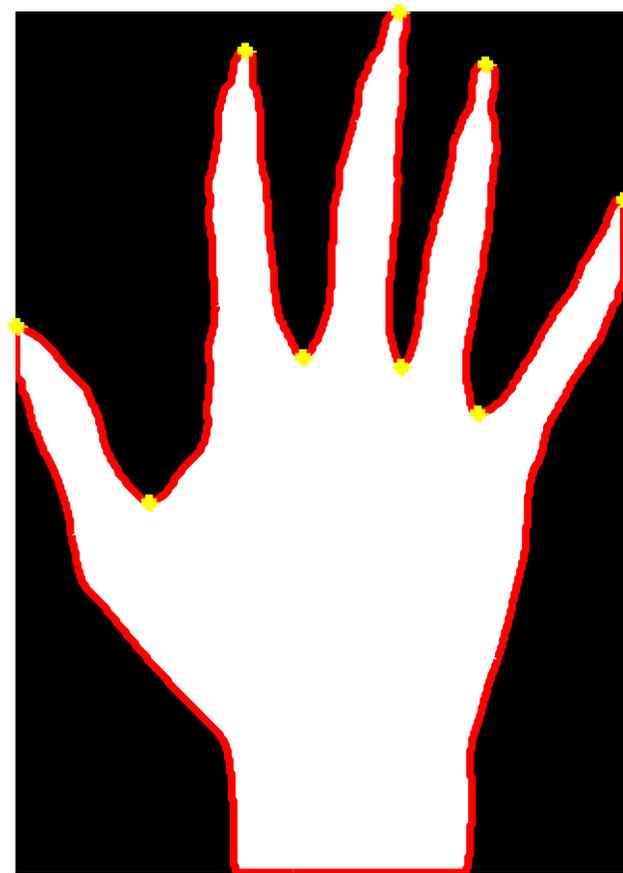
Εικόνα 2.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 2.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

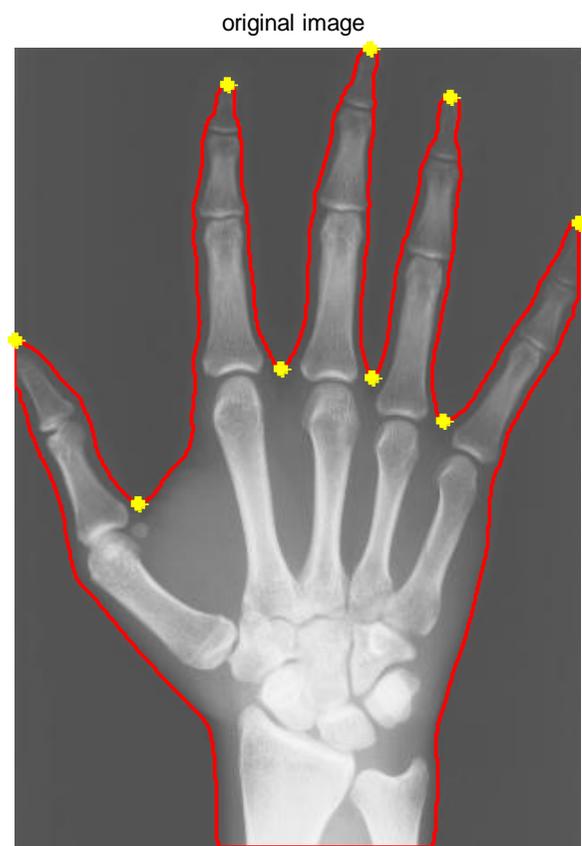


Εικόνα 2.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 2.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατοφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

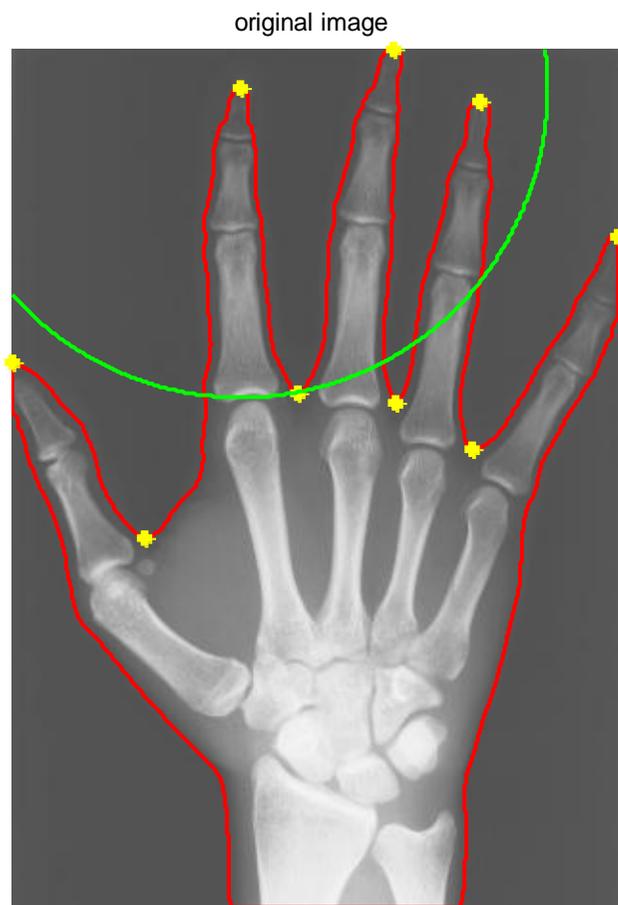




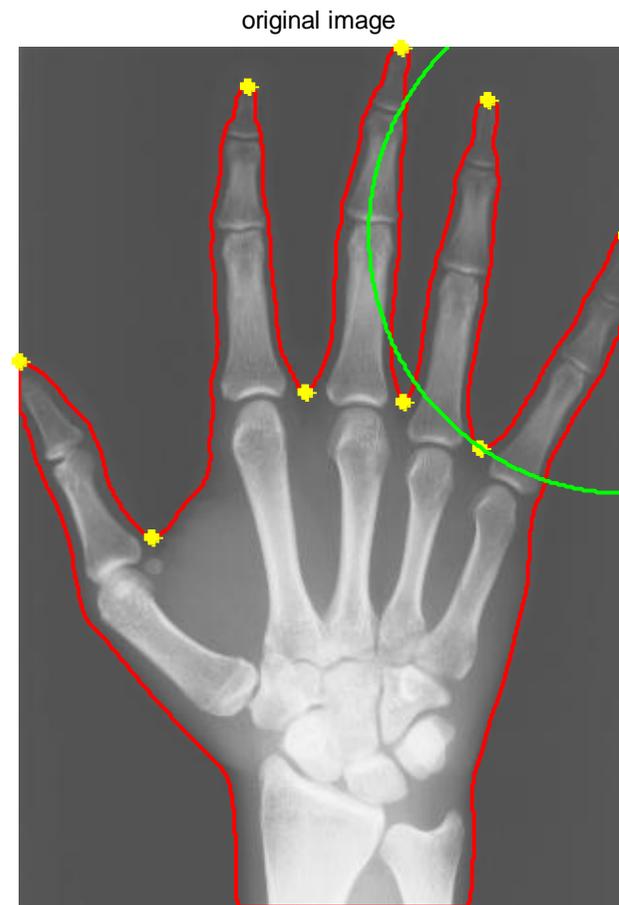
Εικόνα 2.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



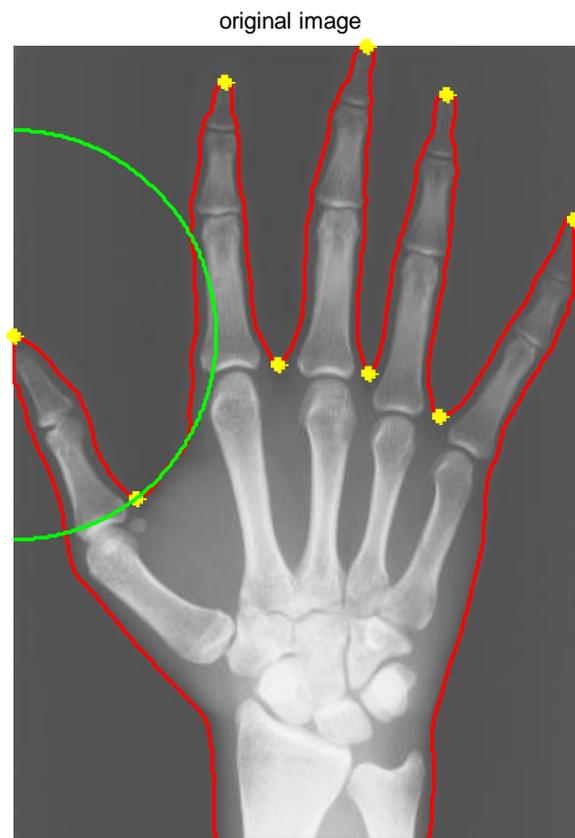
Εικόνα 2.20: Το προς εξέταση χέρι είναι δεξί



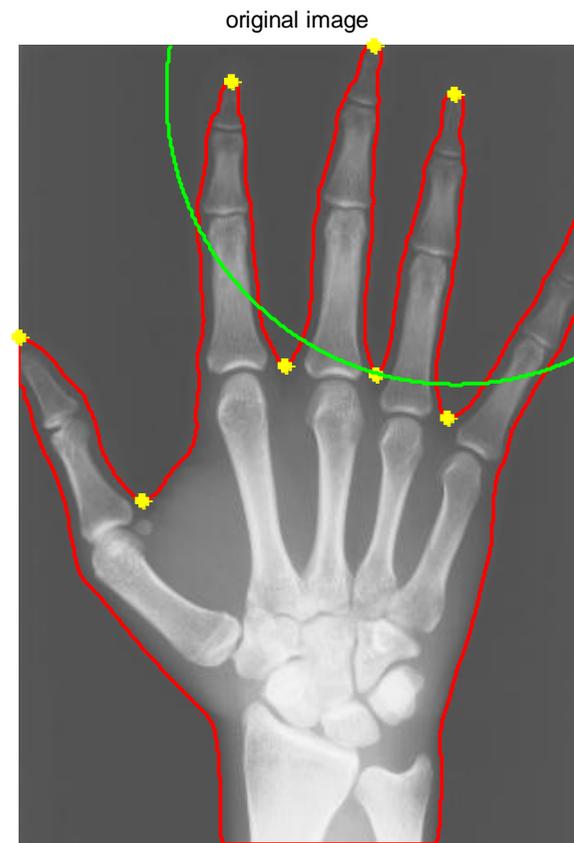
Εικόνα 2.21: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (δείκτη)



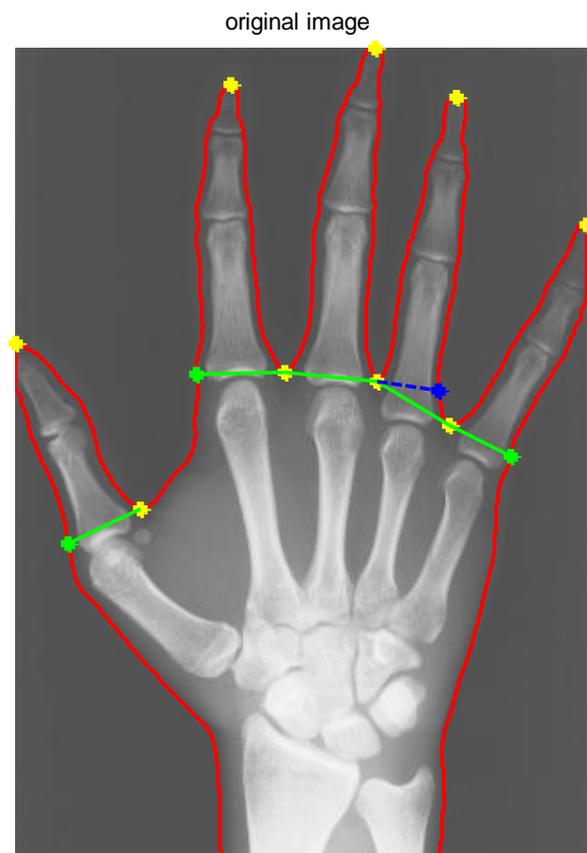
Εικόνα 2.22: Κύκλος μικρού δακτύλου



Εικόνα 2.23: Κύκλος αντίχειρα



Εικόνα 2.24: Κύκλος τέταρτου δακτύλου ( $\beta'$  εκτίμηση)



Εικόνα 2.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

### 3. Ακτινογραφία 3

rgb original image



Εικόνα 3.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 3.2: Αποθρομβωποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



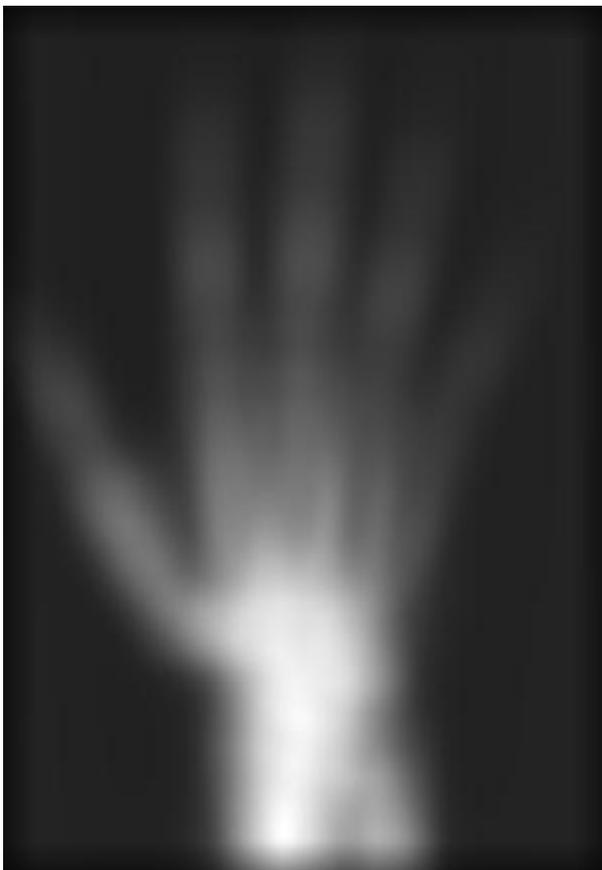
Εικόνα 3.3: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

wiener filtering

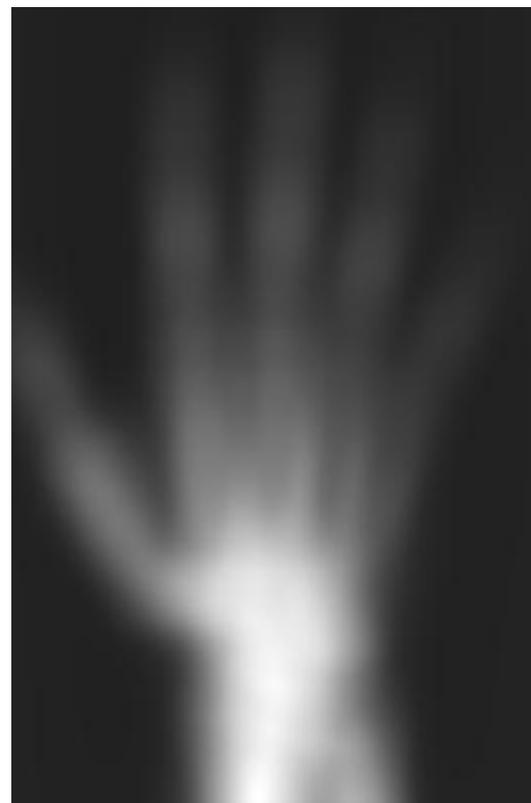


Εικόνα 3.4: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation

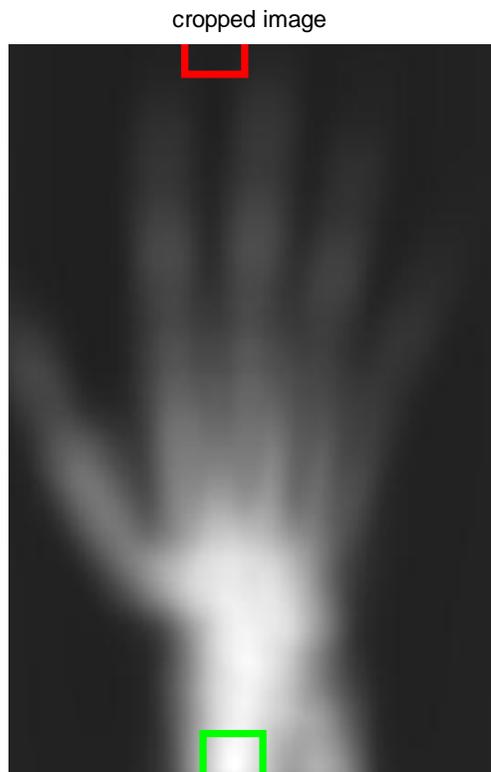


cropped image



Εικόνα 3.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

Εικόνα 3.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα 3.5

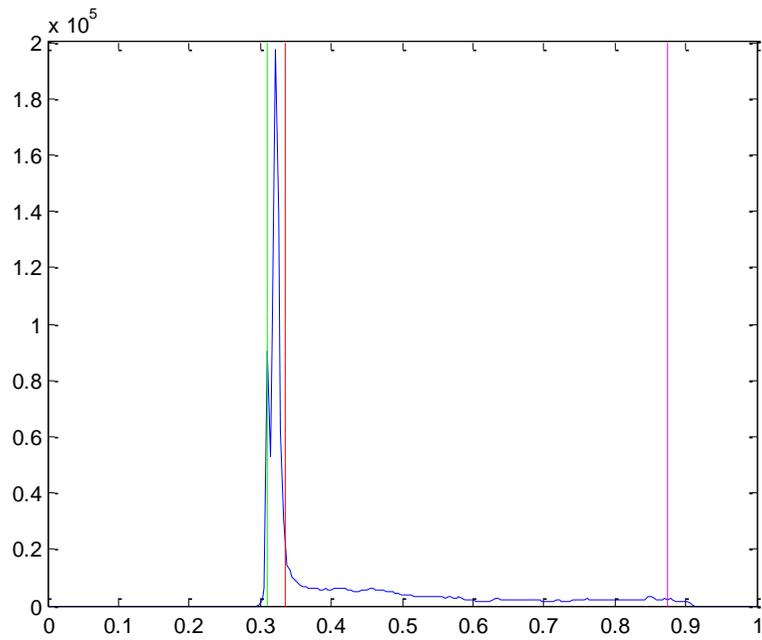


Εικόνα 3.7: Εικόνα 1.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)



Εικόνα 3.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας





Εικόνα 3.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image th<sub>low</sub>=0.335



Εικόνα 3.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing

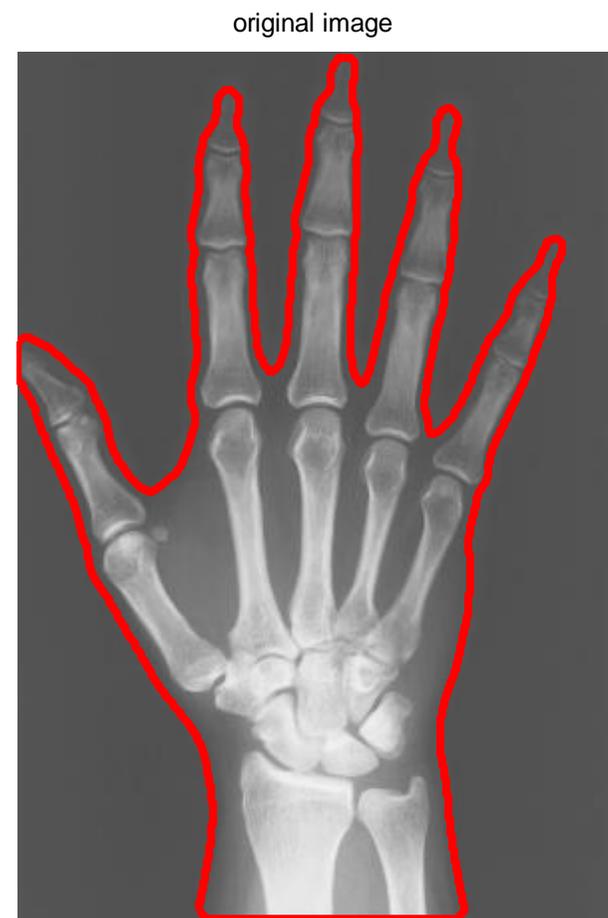
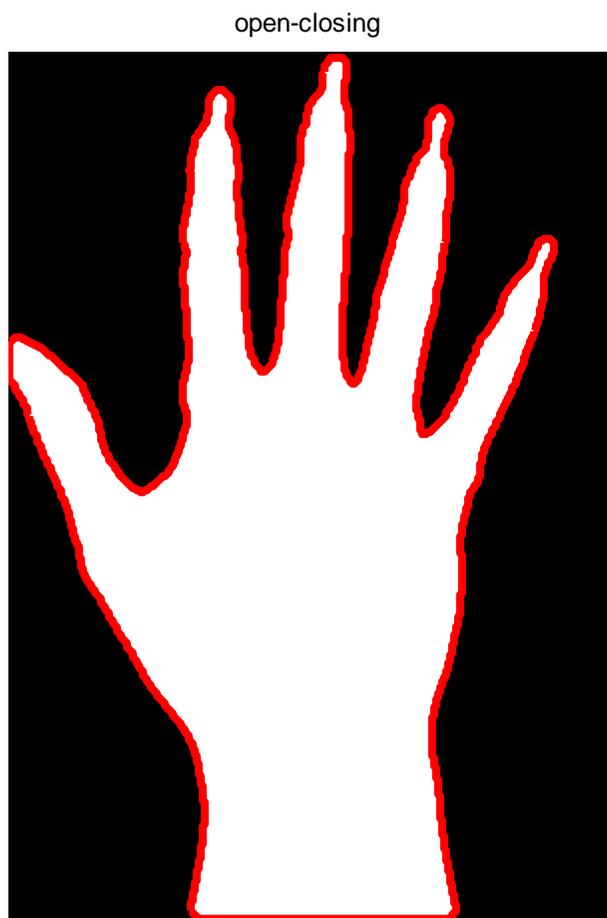


original image without the background



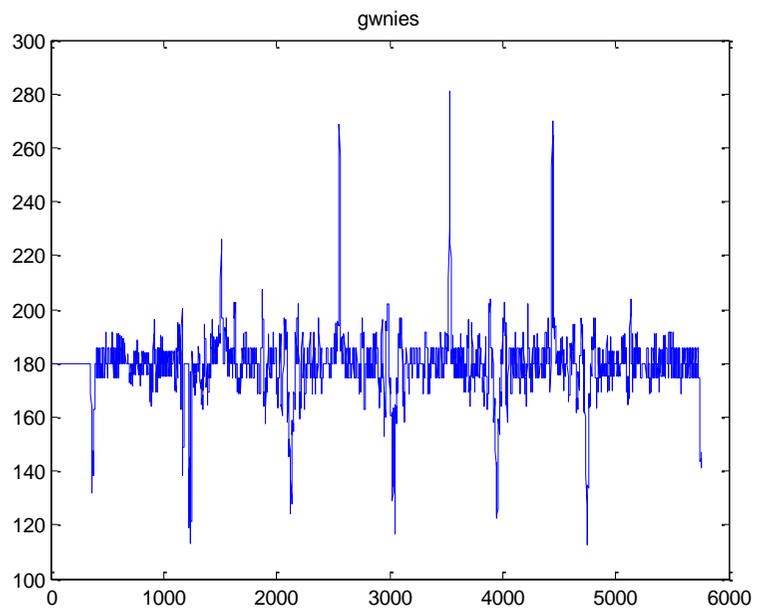
Εικόνα 3.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 3.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

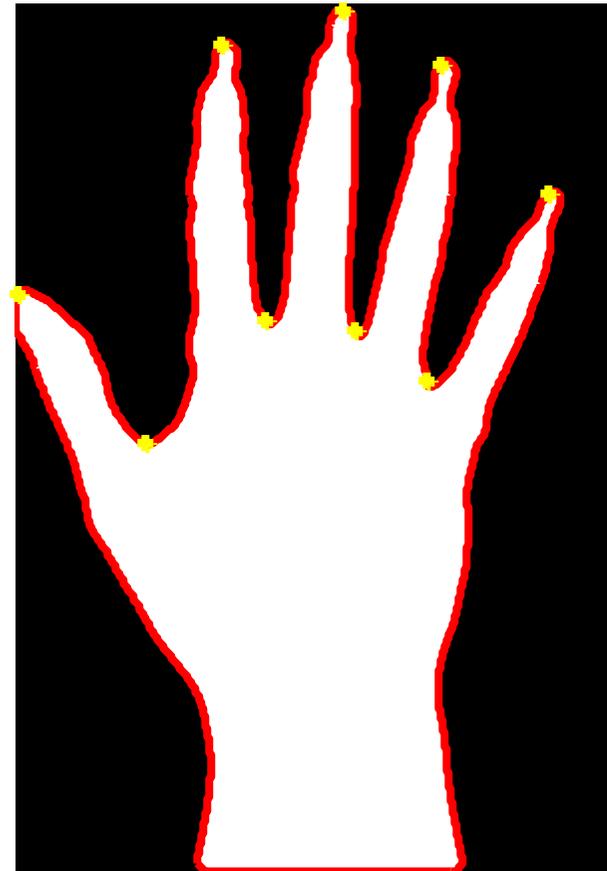


Εικόνα 3.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

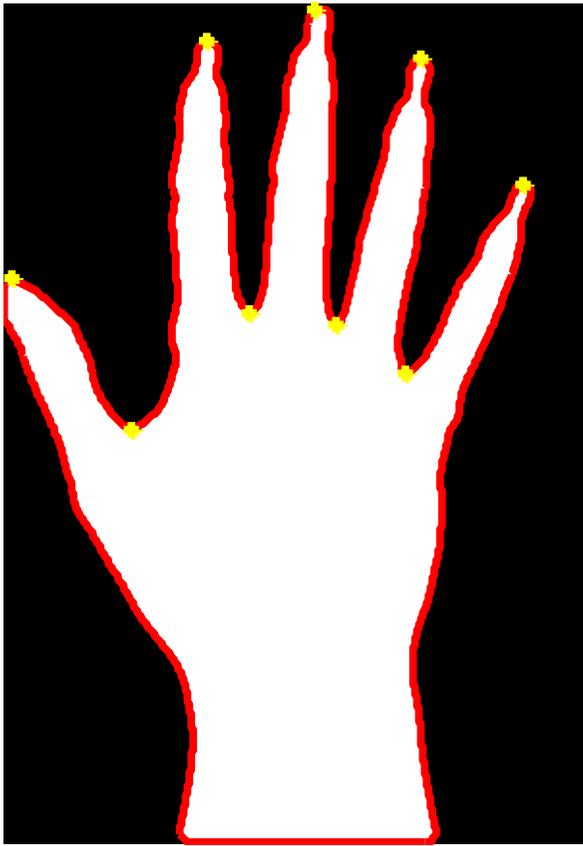
Εικόνα 3.14 : SWT  $\mu/\sigma$  εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



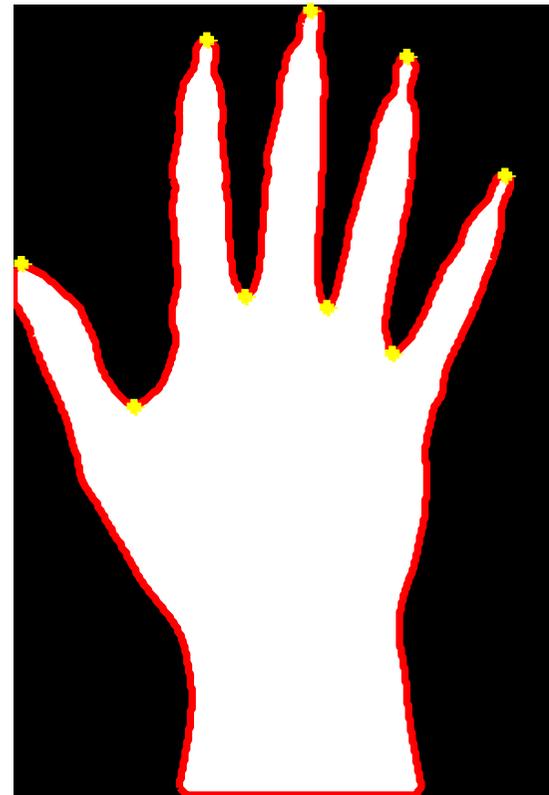
Εικόνα 3.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



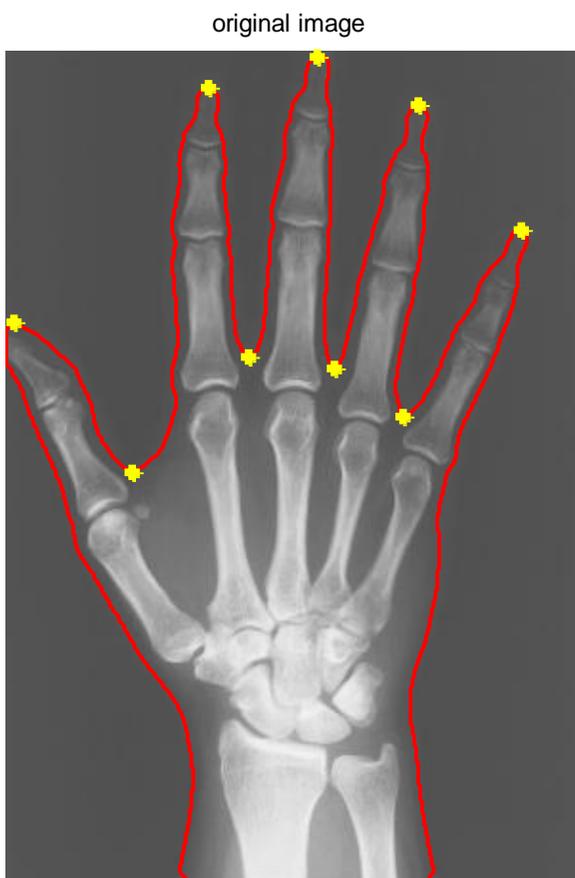
Εικόνα 3.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος



Εικόνα 3.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος μετά την πρώτη διόρθωση



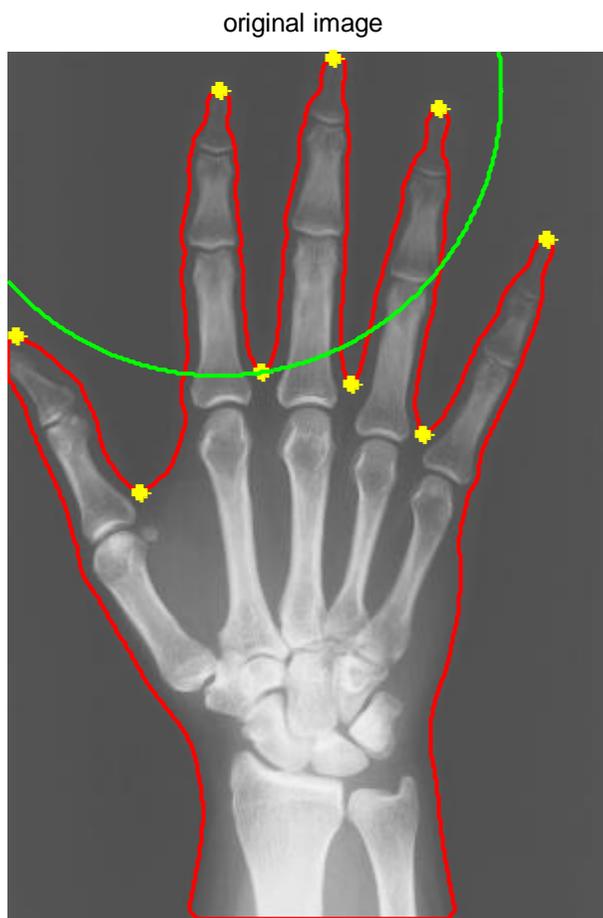
Εικόνα 3.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατοφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



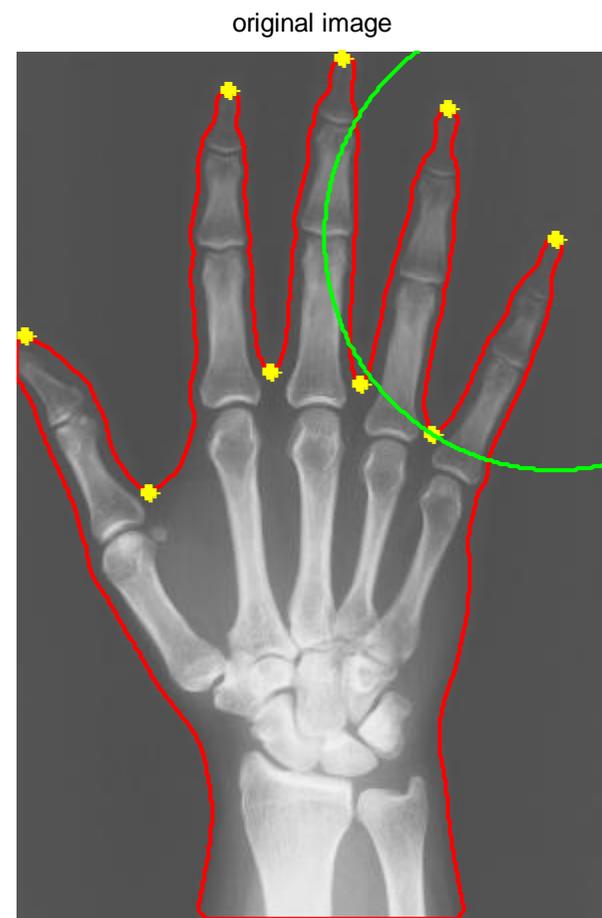
Εικόνα 3.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



Εικόνα 3.20: Το προς εξέταση χέρι είναι δεξί

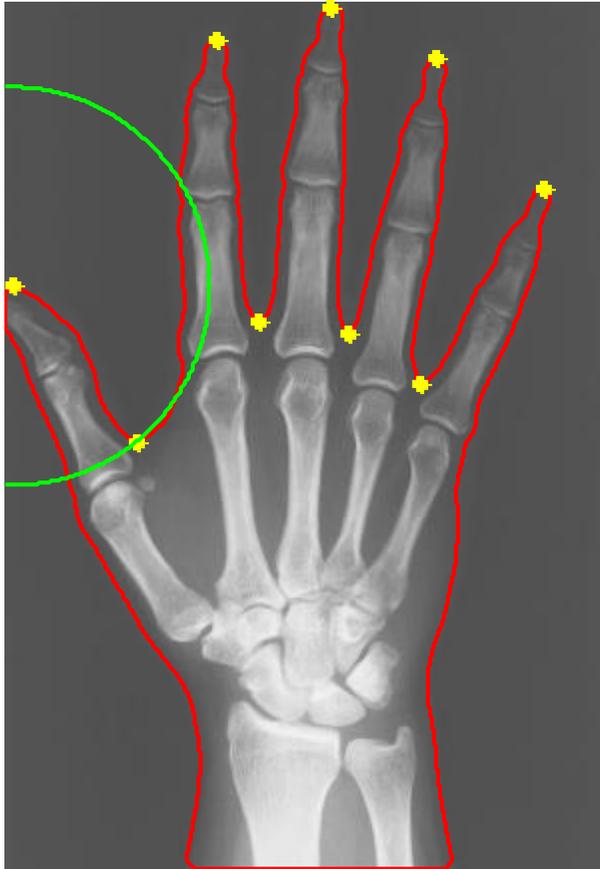


Εικόνα 3.21: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (δείκτη)



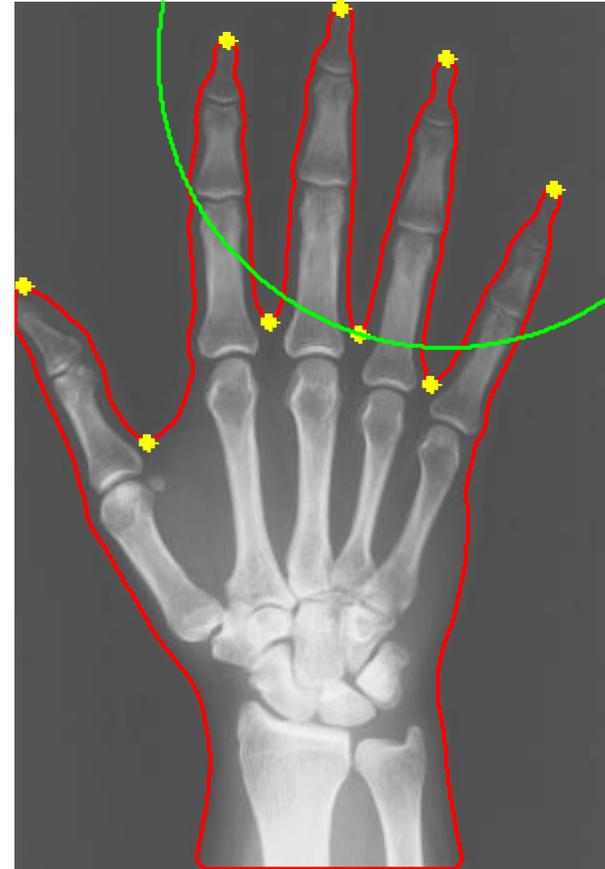
Εικόνα 3.22: Κύκλος μικρού δακτύλου

original image



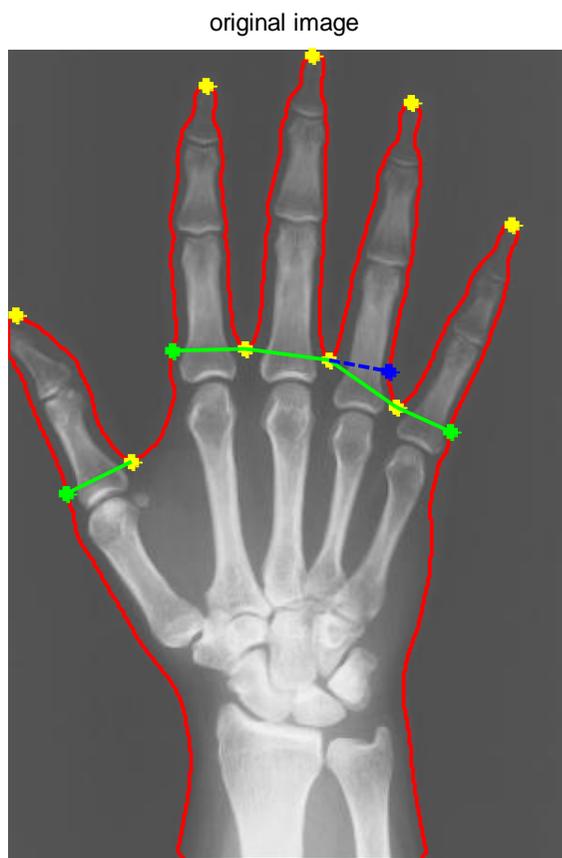
Εικόνα 3.23: Κύκλος αντίχειρα

original image



Εικόνα 3.24: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (β' εκτίμηση)





Εικόνα 3.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

#### 4. Ακτινογραφία 4

rgb original image



Εικόνα 4.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 4.2: Αποθρομβωποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



wiener filtering



Εικόνα 4.3: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

Εικόνα 4.4: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation

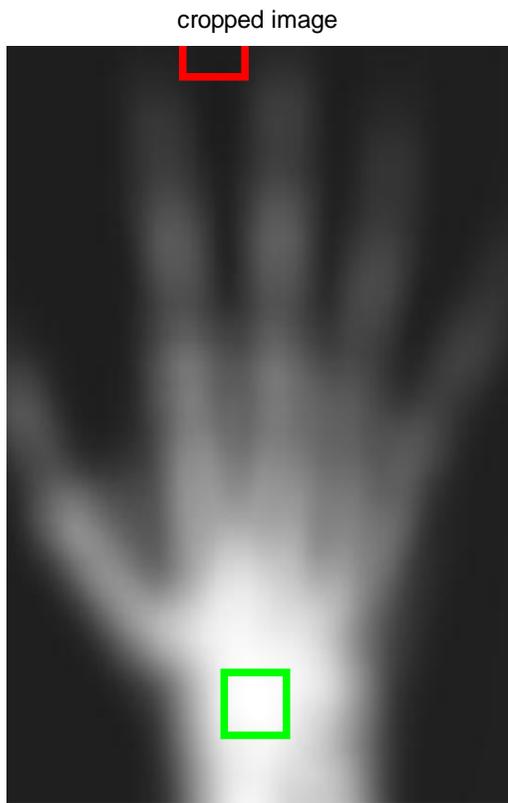


cropped image



Εικόνα 4.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

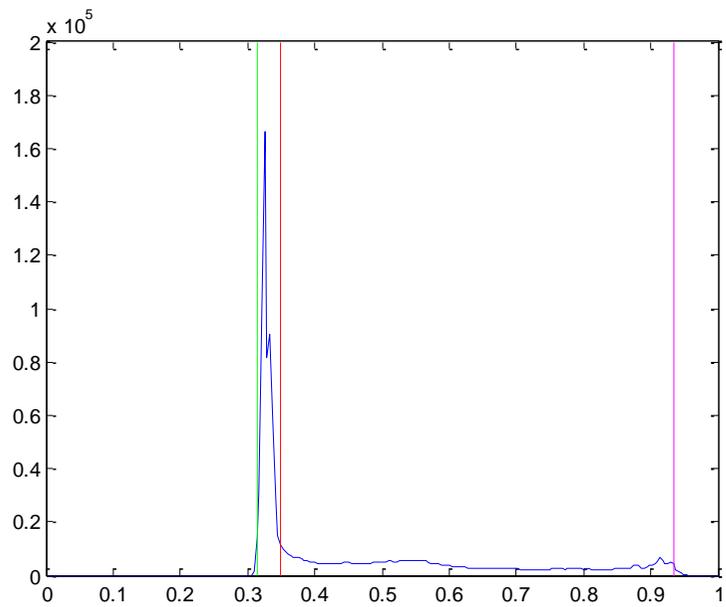
Εικόνα 4.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα



Εικόνα 4.7: Εικόνα 4.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)



Εικόνα 4.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



Εικόνα 4.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{low}=0.35$



Εικόνα 4.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing

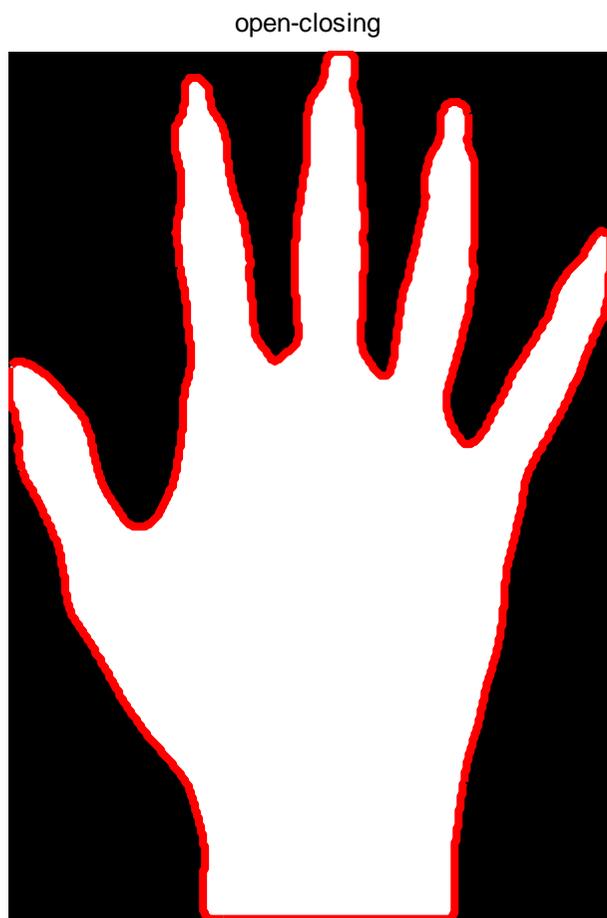


original image without the background



Εικόνα 4.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

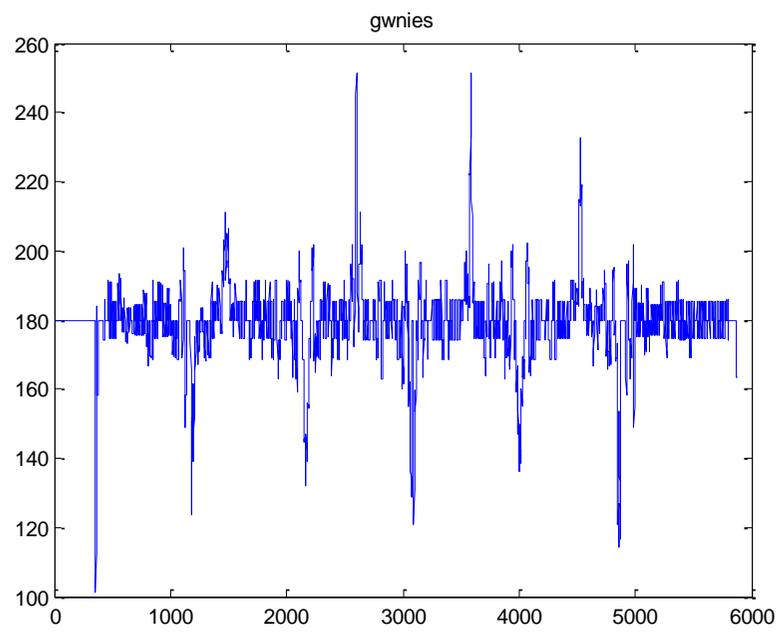
Εικόνα 4.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background



Εικόνα 4.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

Εικόνα 4.14 : SWT  $\mu/\sigma$  εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

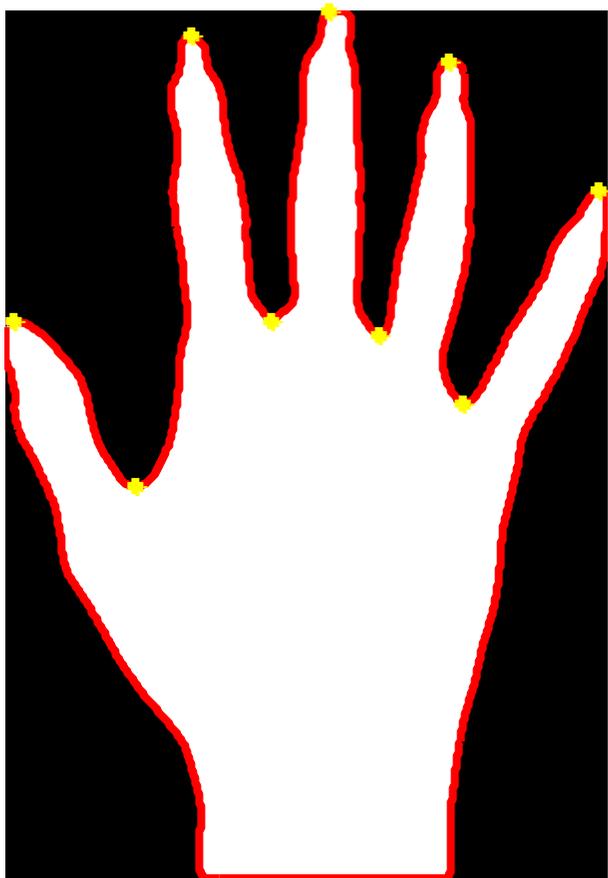




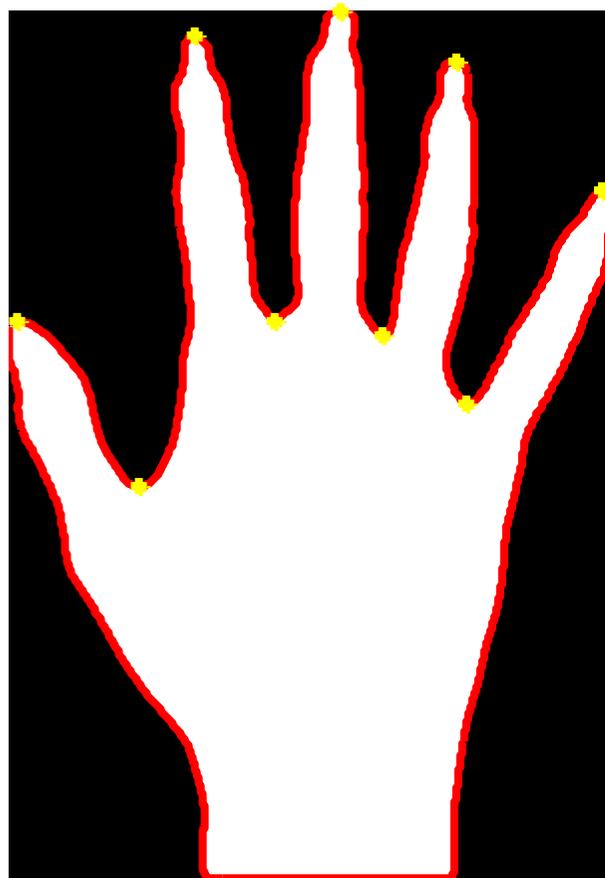
Εικόνα 4.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



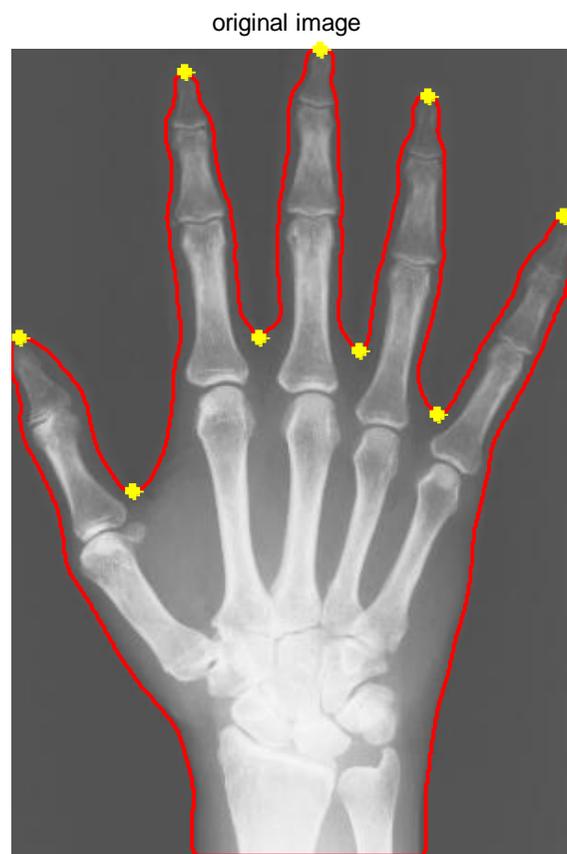
Εικόνα 4.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος



Εικόνα 4.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος  
μετά την πρώτη διόρθωση



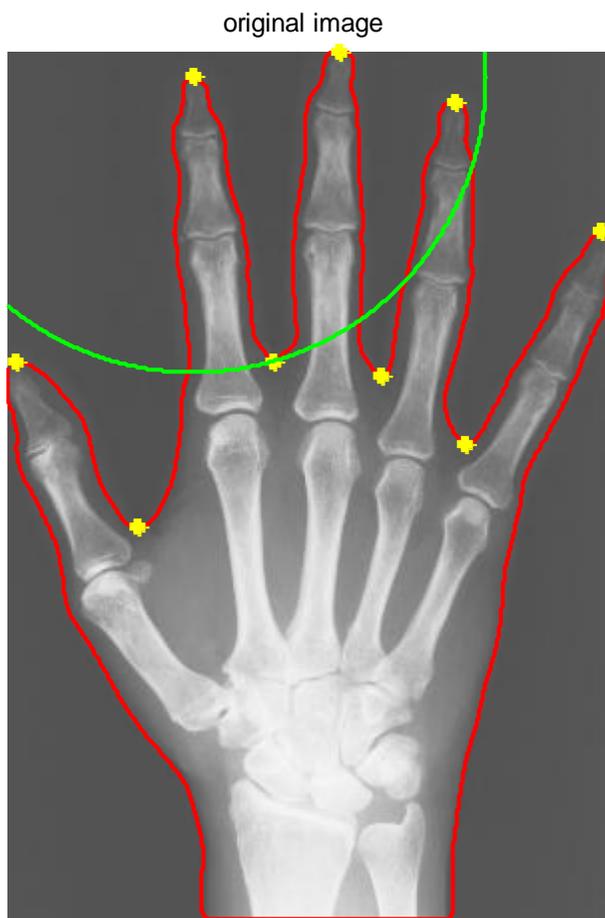
Εικόνα 4.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην  
κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



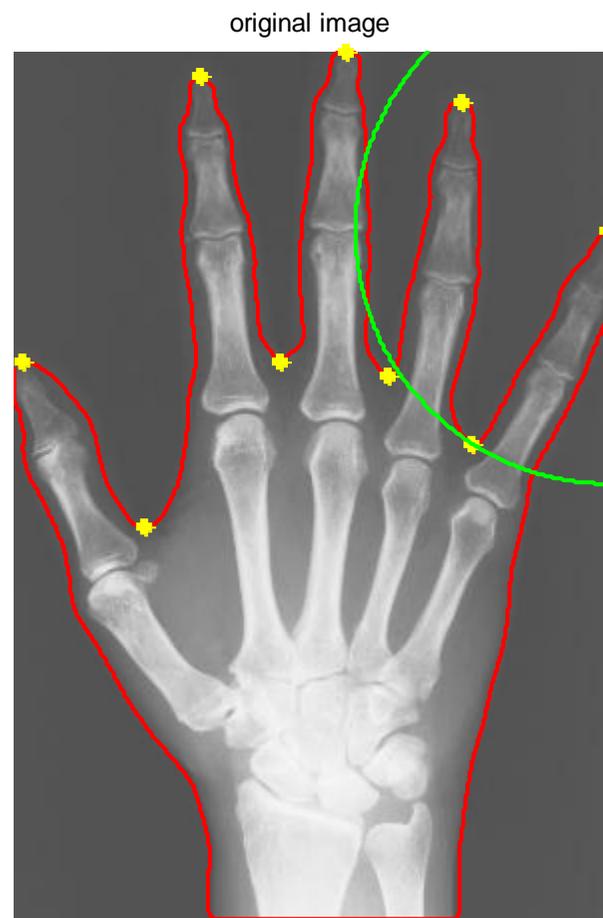
Εικόνα 4.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



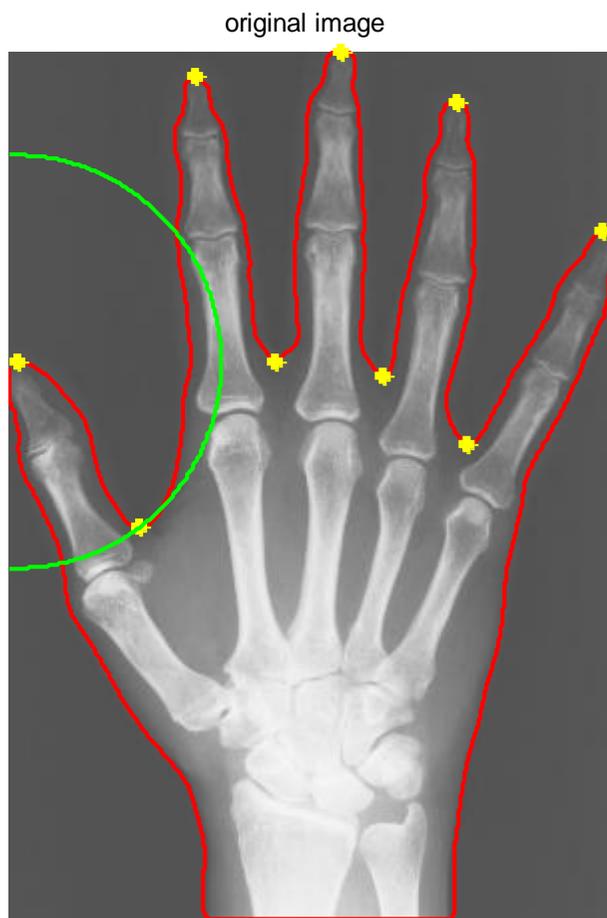
Εικόνα 4.20: Το προς εξέταση χέρι είναι δεξί



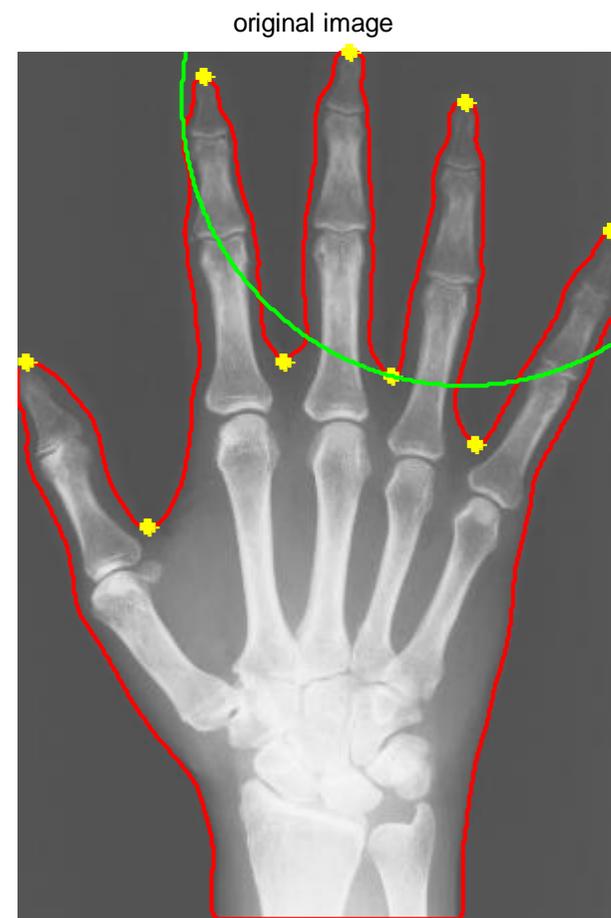
Εικόνα 4.21: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (δείκτη)



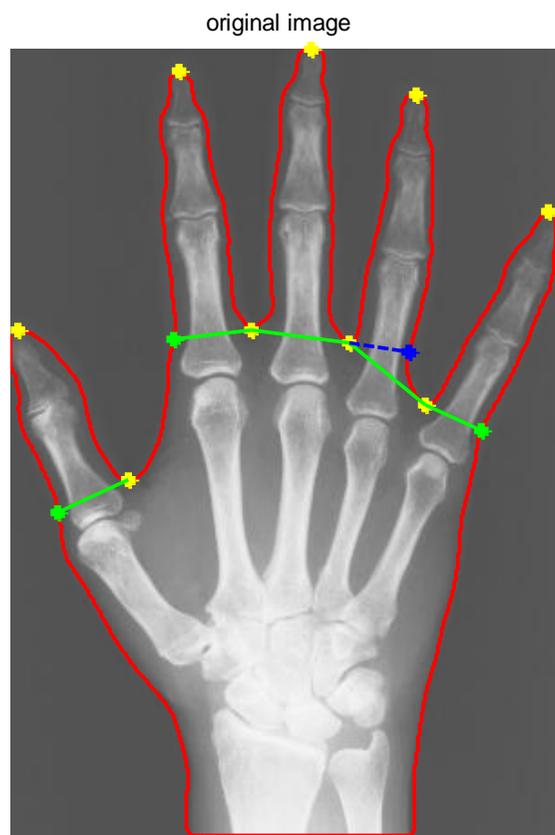
Εικόνα 4.22: Κύκλος μικρού δακτύλου



Εικόνα 4.23: Κύκλος αντίχειρα



Εικόνα 4.24: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (β' εκτίμηση)



Εικόνα 4.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

5. Ακτινογραφία 5

grayscale original image



Εικόνα 5.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 5.2: Αποθρομβοποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



Εικόνα 5.3: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

adaptive filtering



Εικόνα 5.4: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener



neighbourhood sliding operation

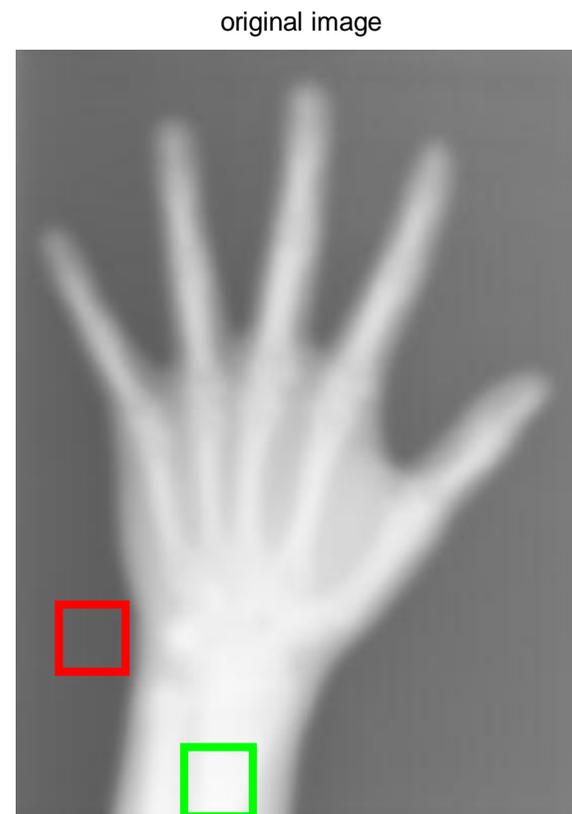
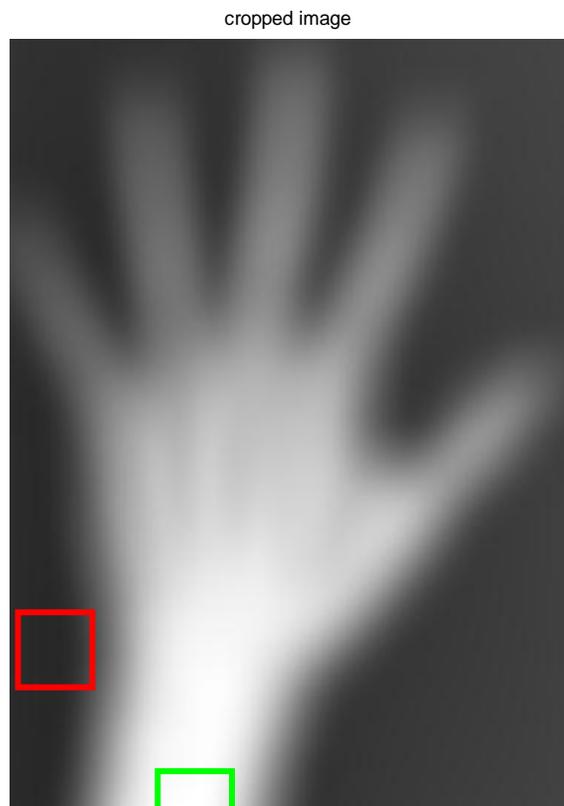


cropped image



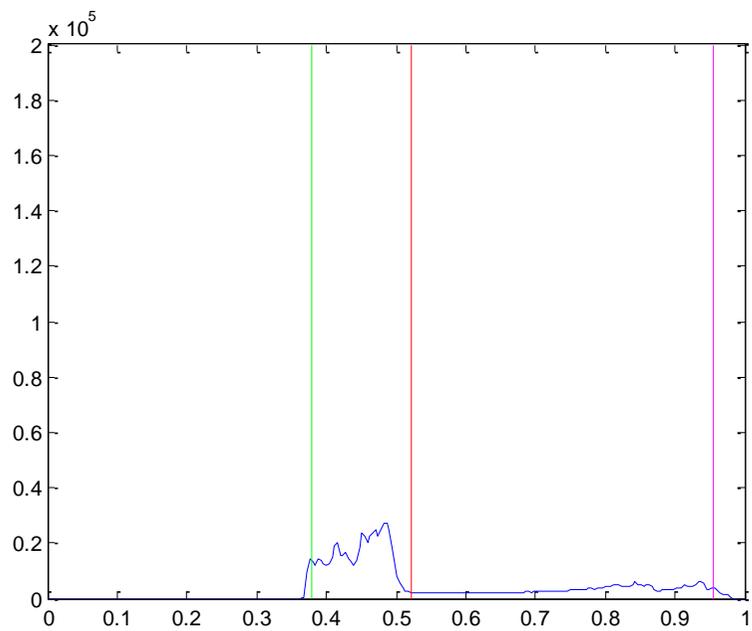
Εικόνα 5.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

Εικόνα 5.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα



Εικόνα 5.7: Εικόνα 5.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)

Εικόνα 5.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



Εικόνα 5.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{low}=0.521$



Εικόνα 5.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing



original image without the background



Εικόνα 5.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 5.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

open-closing

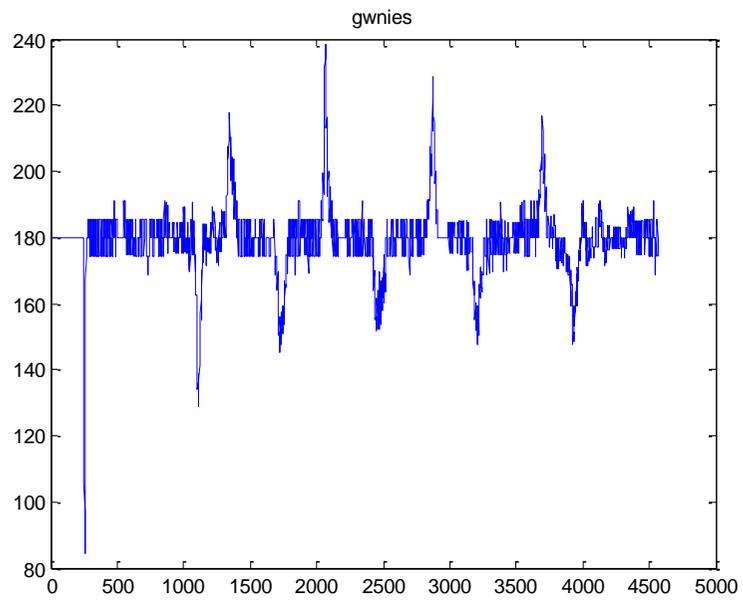


original image



Εικόνα 5.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

Εικόνα 5.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



Εικόνα 5.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 5.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

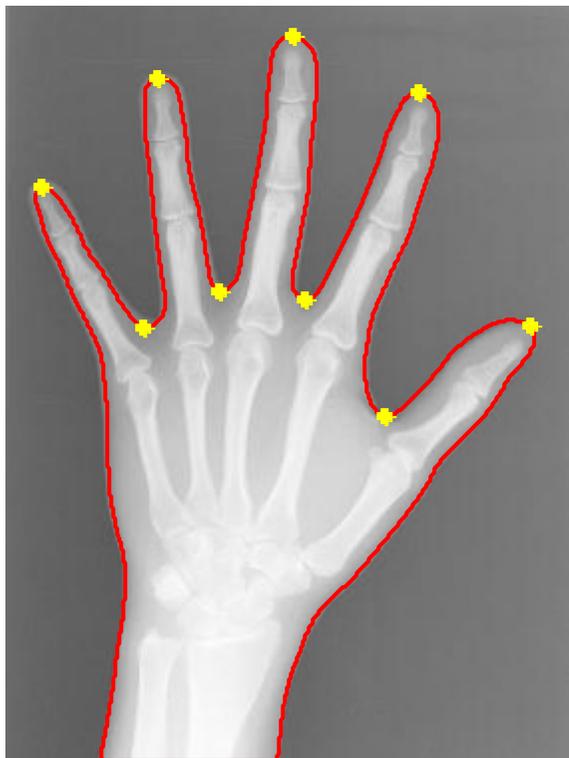


Εικόνα 5.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 5.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image



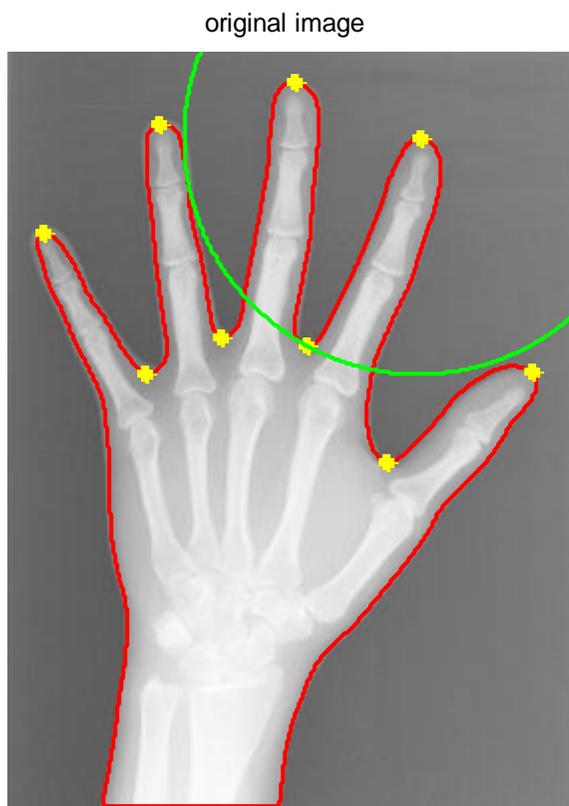
αριστερό χέρι



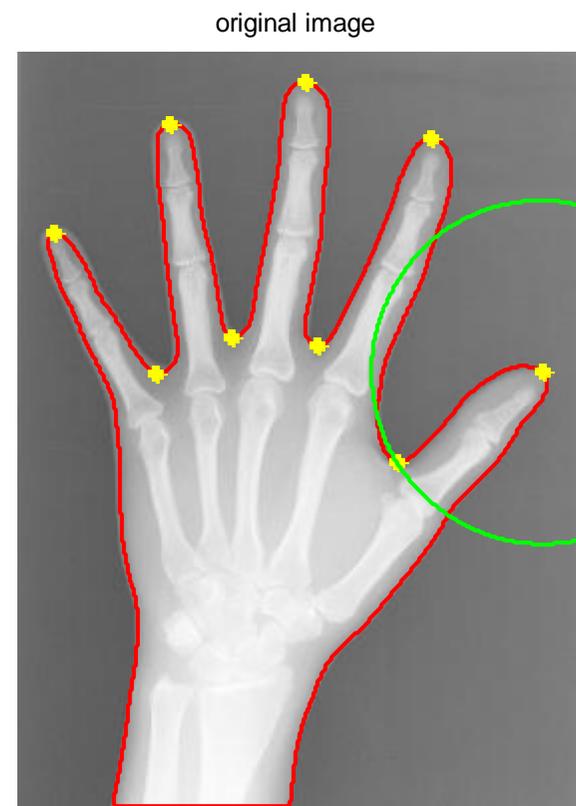
Εικόνα 5.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

Εικόνα 5.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό



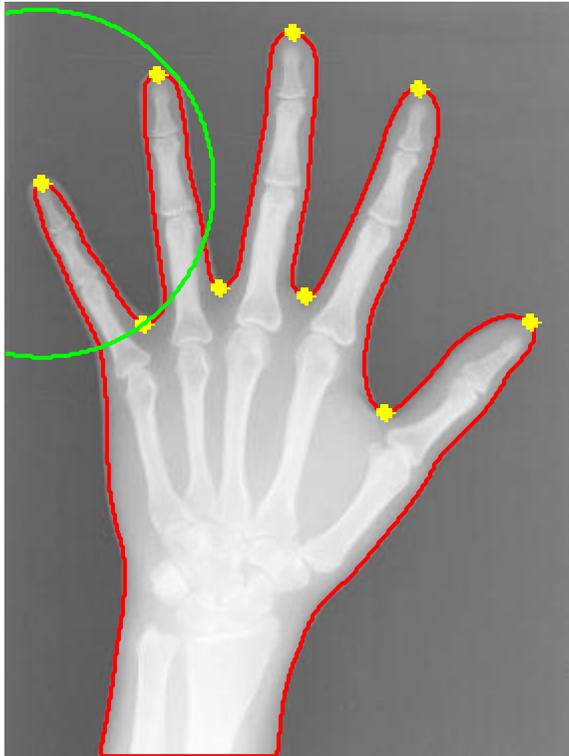


Εικόνα 5.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμρσου)



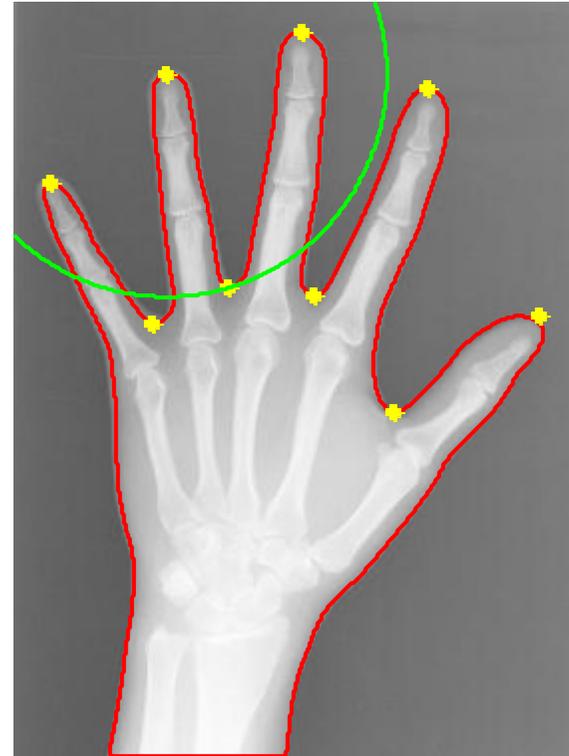
Εικόνα 5.22: Κύκλος αντίχειρα

original image



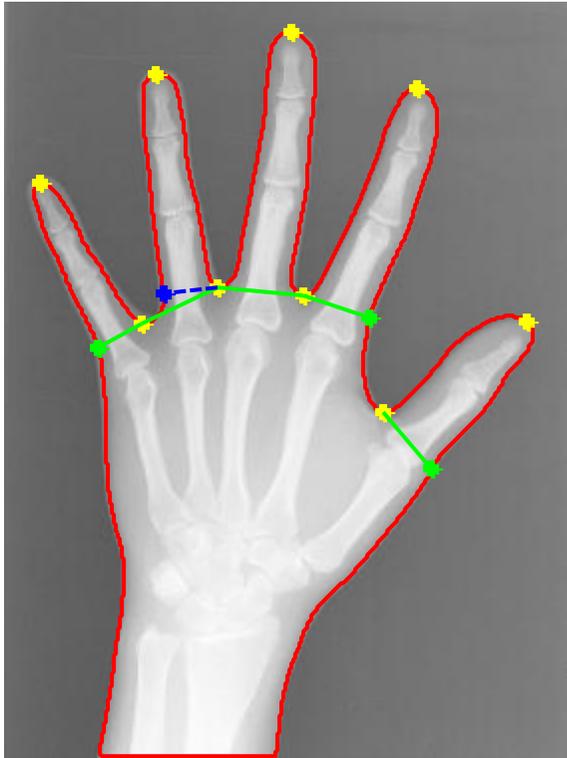
Εικόνα 5.23: Κύκλος μικρού δακτύλου

original image



Εικόνα 5.24: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)

original image



Εικόνα 5.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

6. Ακτινογραφία 6

grayscale original image



Εικόνα 6.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 6.2: Αποθρομβωποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



Εικόνα 6.3: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

adaptive filtering



Εικόνα 6.4: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation



cropped image

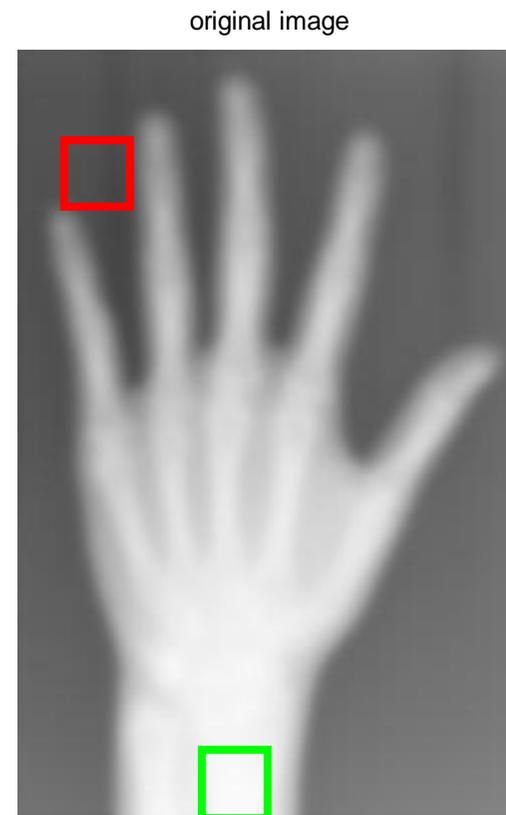


Εικόνα 6.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

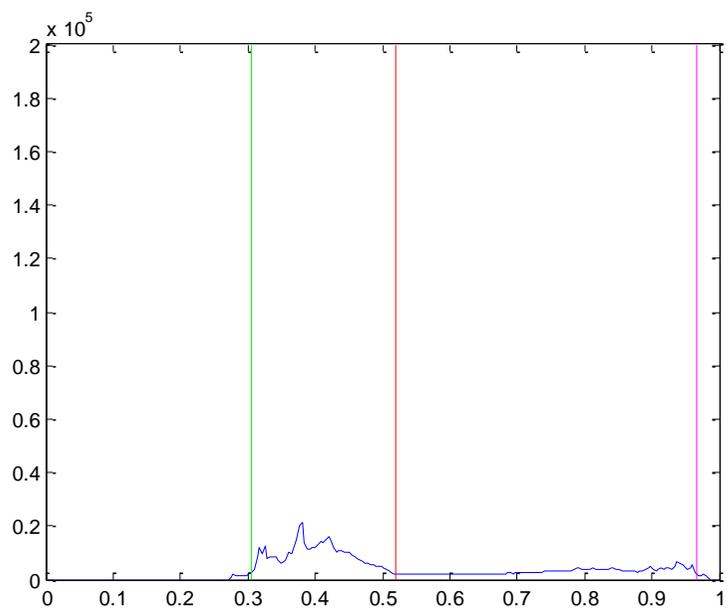
Εικόνα 6.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα



Εικόνα 6.7: Εικόνα 6.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)



Εικόνα 6.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



Εικόνα 6.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{low}=0.519$



Εικόνα 6.10: Κατωφλιωμένη εικόνα



open-closing



original image without the background



Εικόνα 6.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 6.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

open-closing

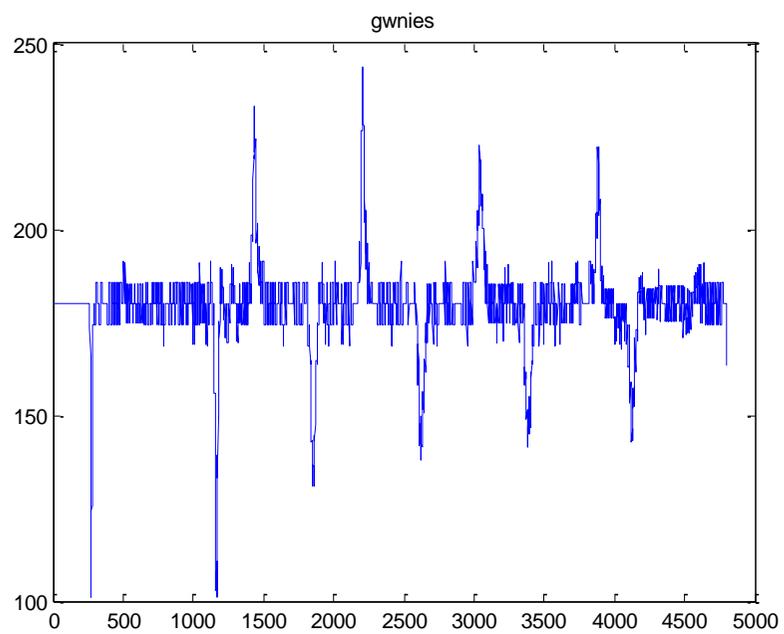


original image

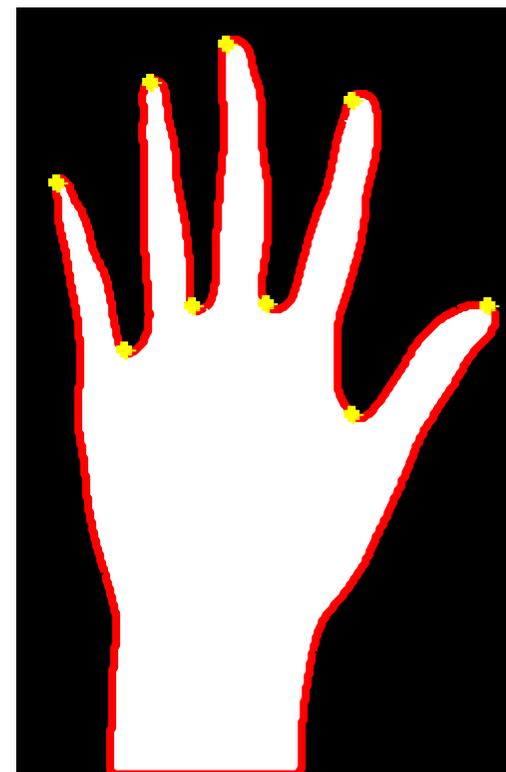


Εικόνα 6.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

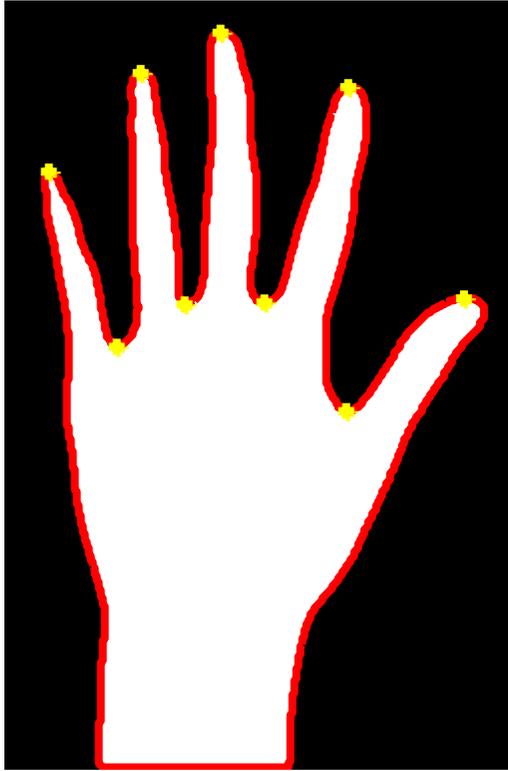
Εικόνα 6.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



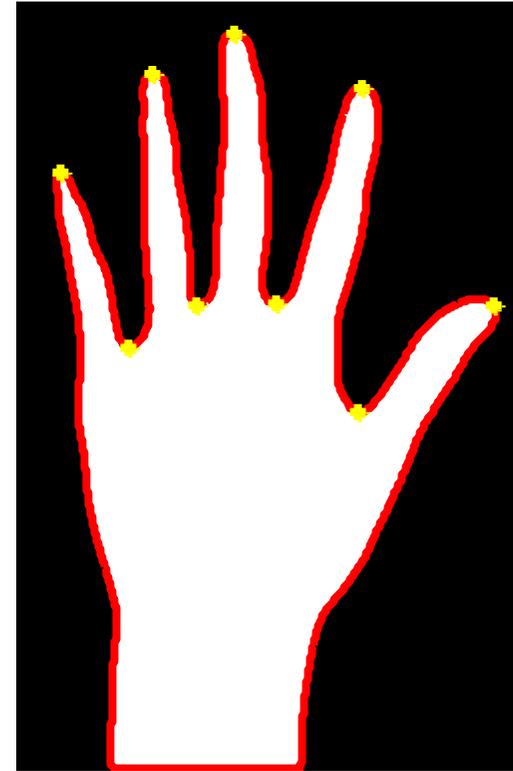
Εικόνα 6.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 6.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος



Εικόνα 6.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος  
μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 6.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην  
κατοφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image



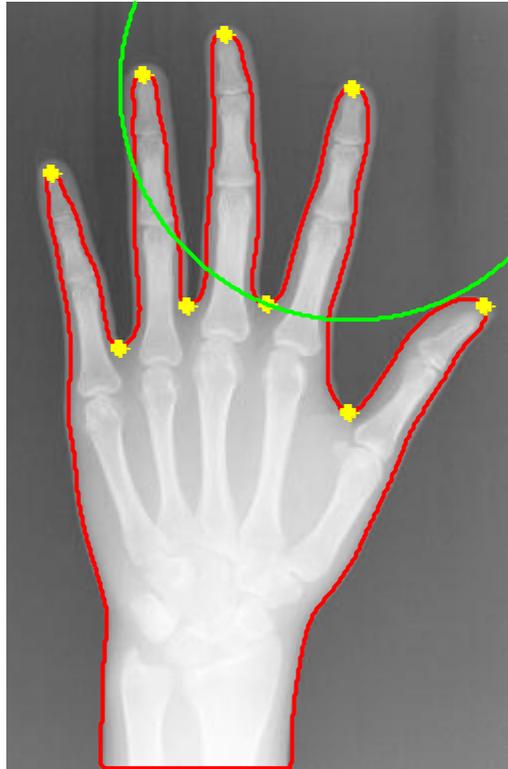
αριστερό χέρι



Εικόνα 6.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

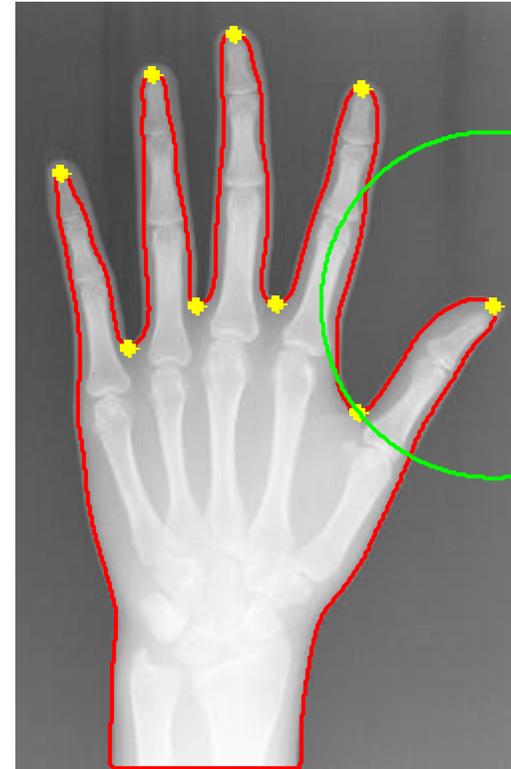
Εικόνα 6.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό

original image



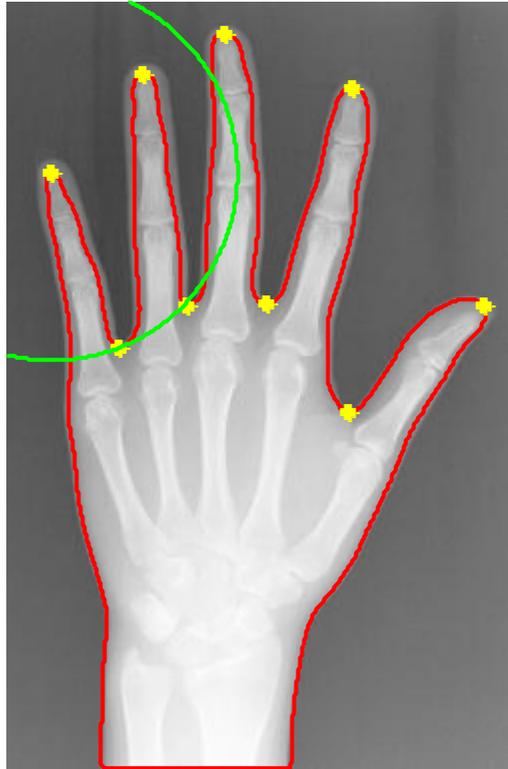
Εικόνα 6.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)

original image



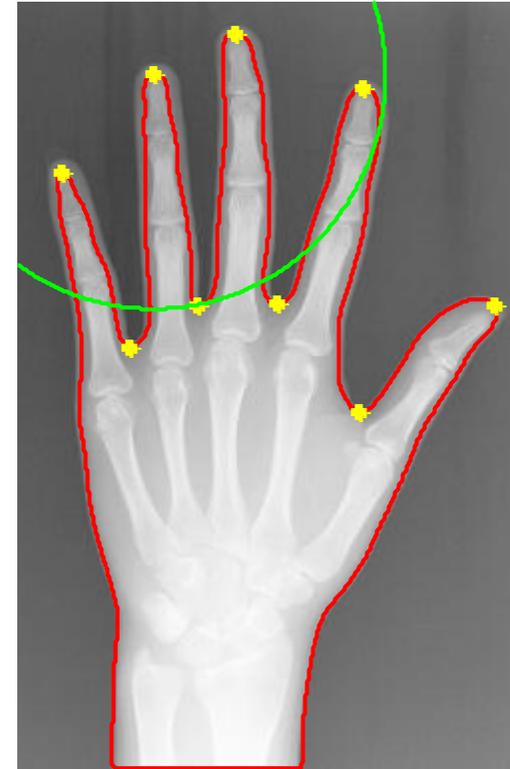
Εικόνα 6.22: Κύκλος αντίχειρα

original image



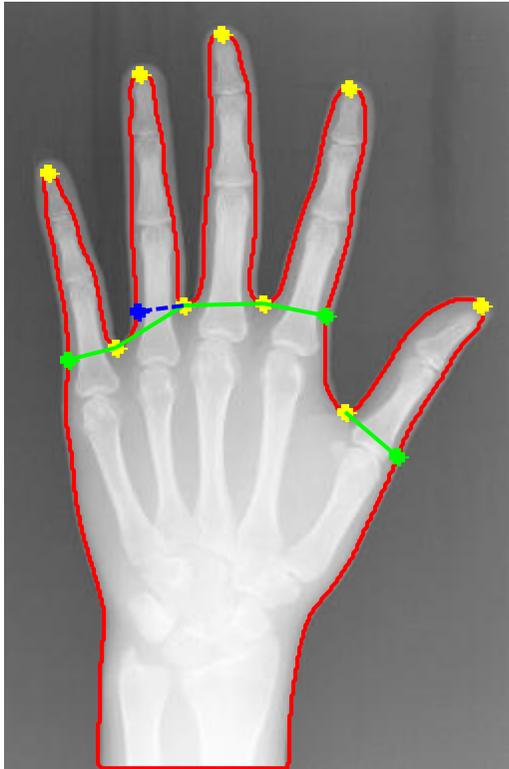
Εικόνα 6.23: Κύκλος μικρού δακτύλου

original image



Εικόνα 6.24: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)

original image



Εικόνα 6.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων



7. Ακτινογραφία 7

grayscale original image



Εικόνα 7.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 7.2: Αποθρορυβοποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



Εικόνα 7.3: Εικόνα μετά την αποθρομβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

wiener filtering



Εικόνα 7.4: Εικόνα μετά την αποθρομβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation

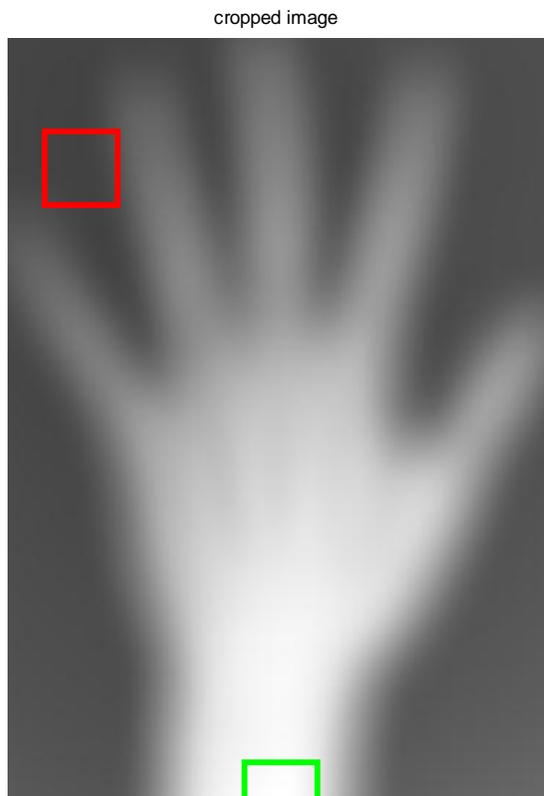


cropped image

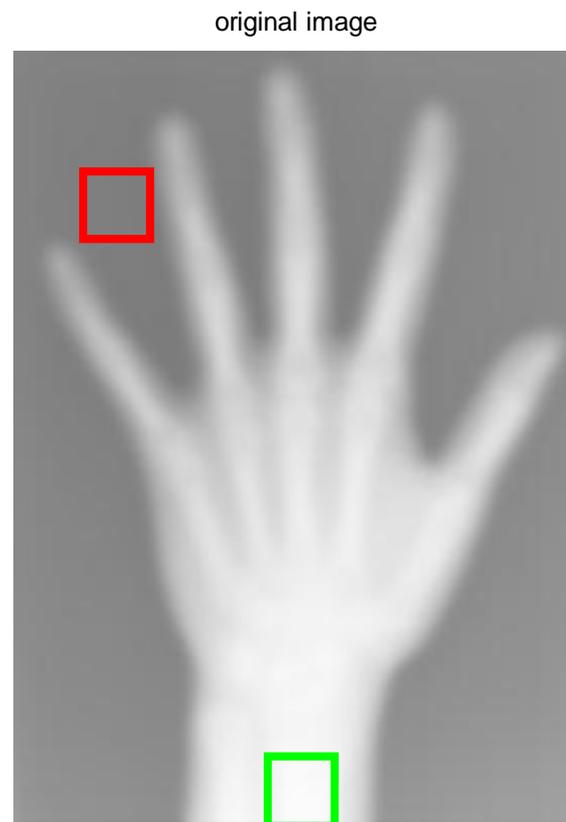


Εικόνα 7.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

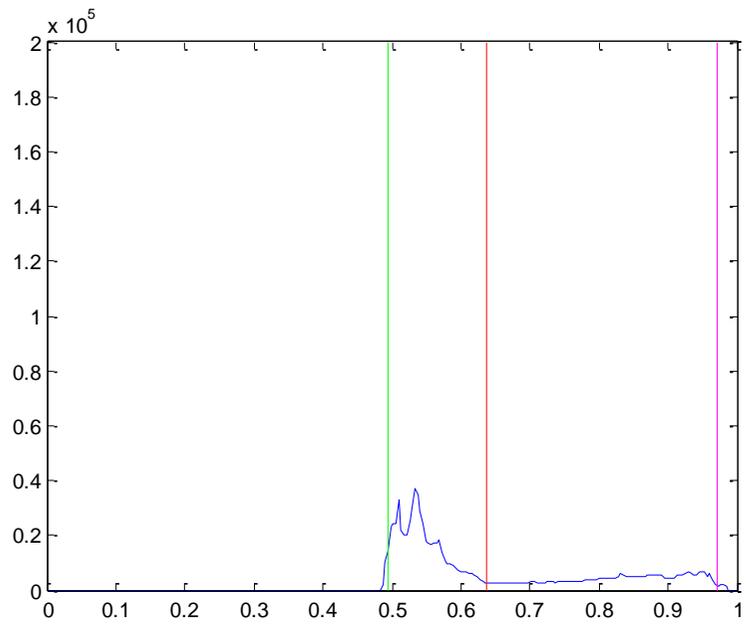
Εικόνα 7.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα



Εικόνα 7.7: Εικόνα 7.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)



Εικόνα 7.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



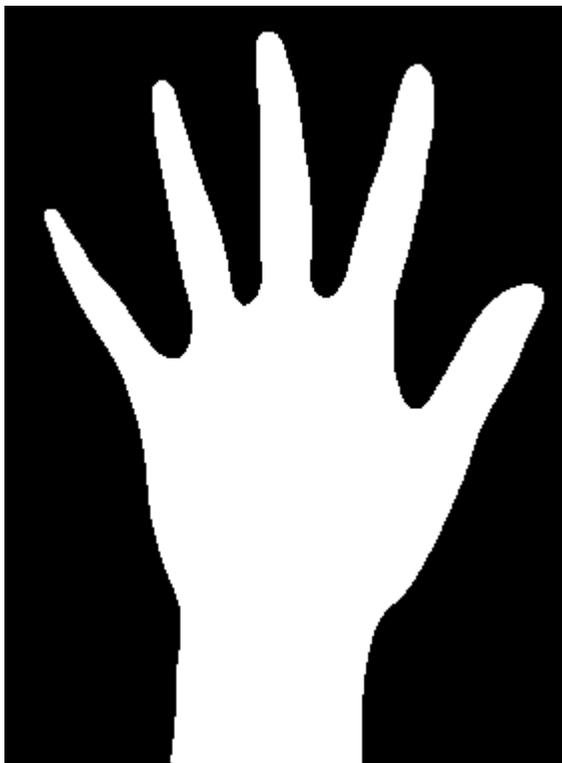
Εικόνα 7.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.638$



Εικόνα 7.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing



original image without the background



Εικόνα 7.11: Κατοφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 7.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

open-closing

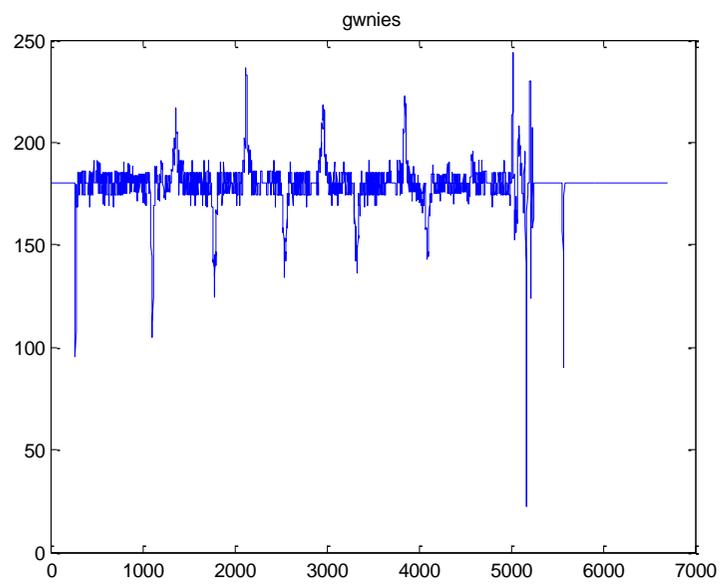


original image

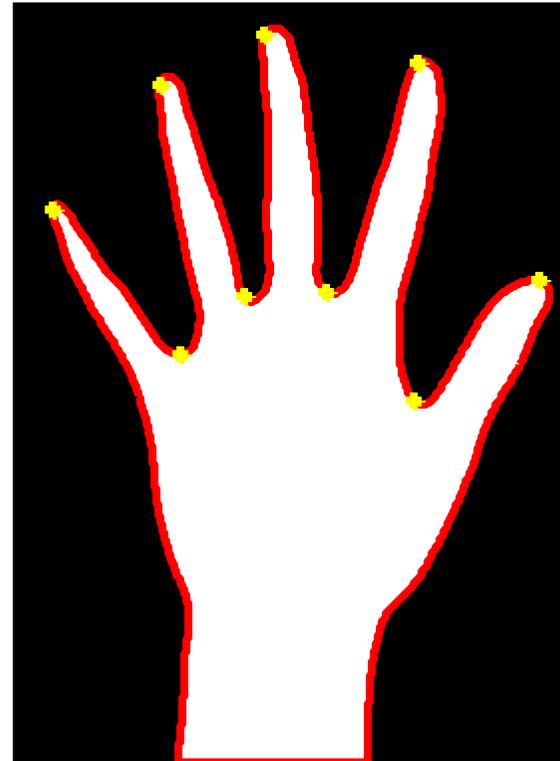


Εικόνα 7.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

Εικόνα 7.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

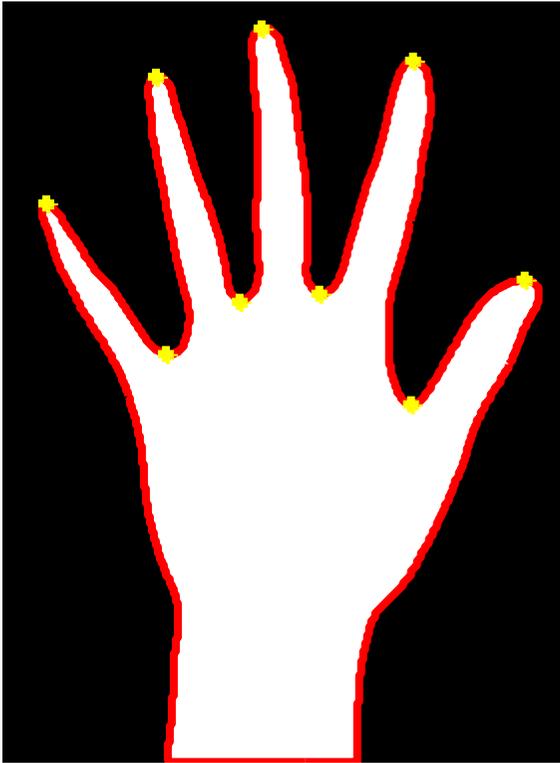


Εικόνα 7.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 7.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος



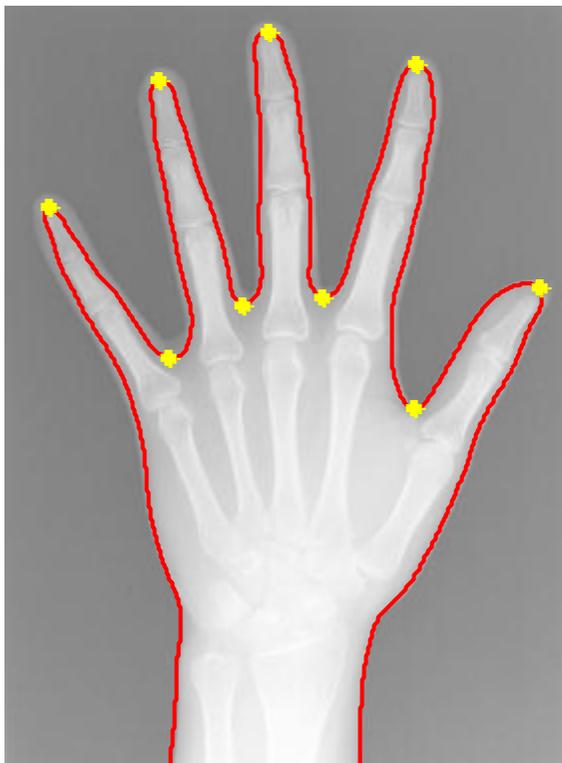


Εικόνα 7.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 7.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατοφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image

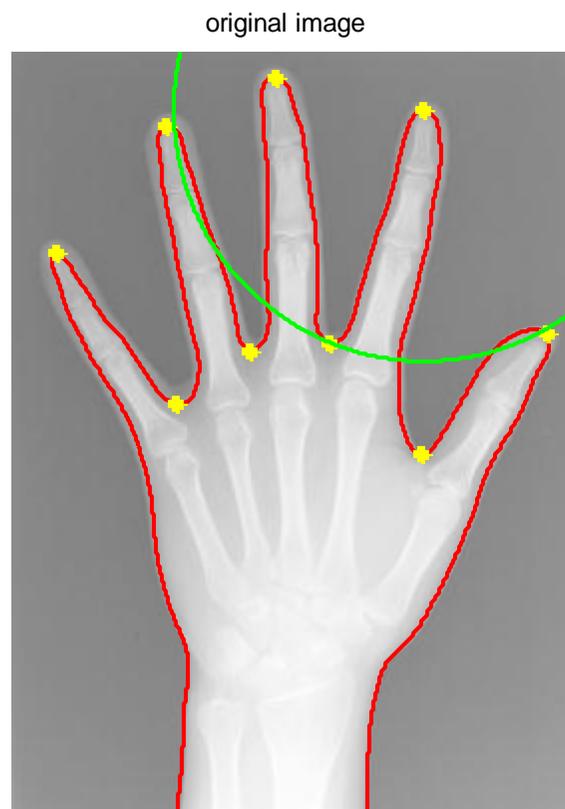


αριστερό χέρι

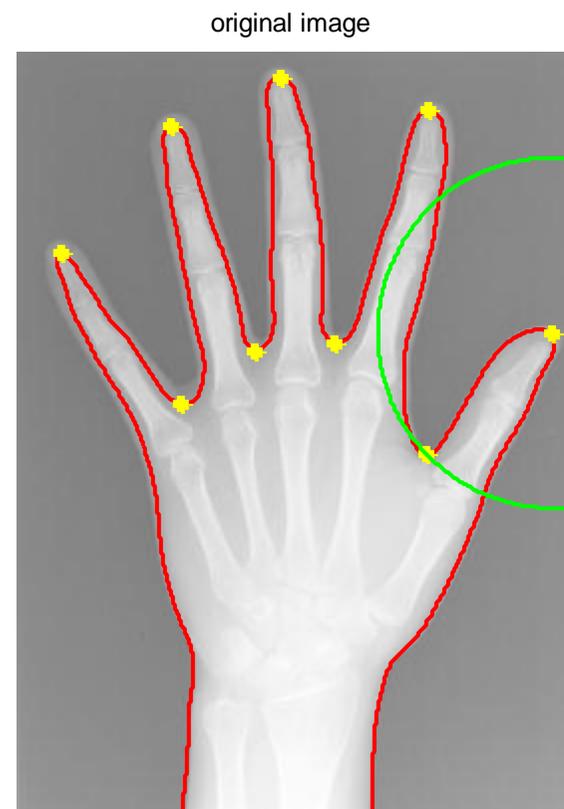


Εικόνα 7.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

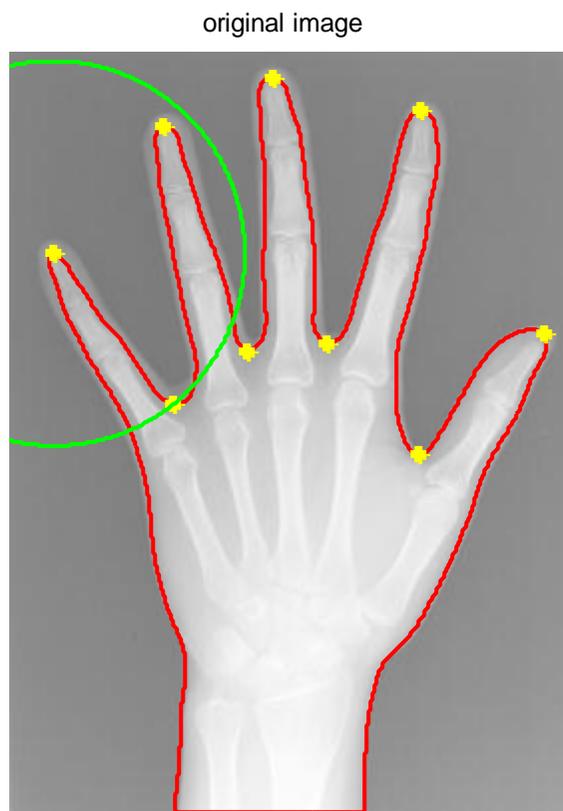
Εικόνα 7.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό



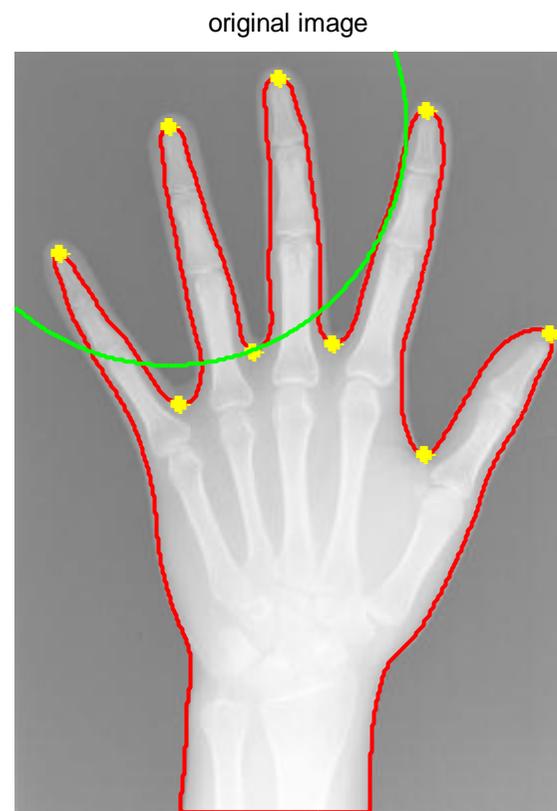
Εικόνα 7.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)



Εικόνα 7.22: Κύκλος αντίχειρα

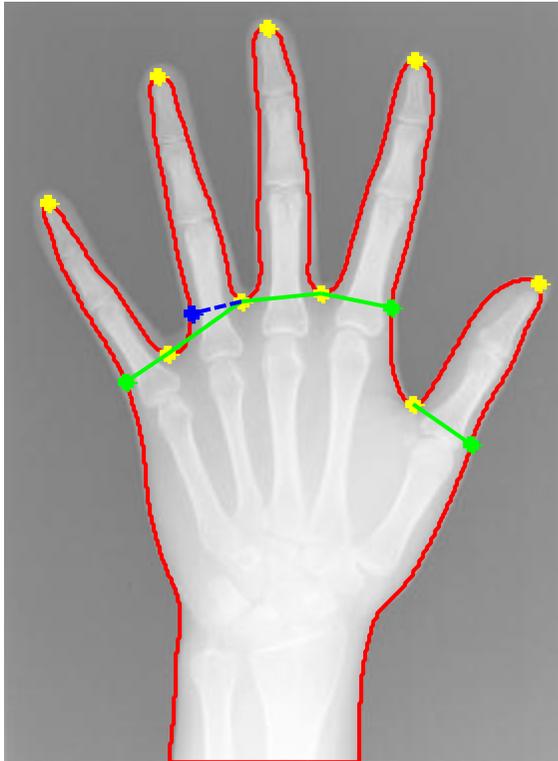


Εικόνα 7.23: Κύκλος μικρού δακτύλου



Εικόνα 7.24: Κύκλος δεύτερου δακτύλου ( $\beta'$  εκτίμηση)

original image



Εικόνα 7.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

## 8. Ακτινογραφία 8

grayscale original image



Εικόνα 8.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale original image



Εικόνα 8.2: Αποθρομβωποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



Εικόνα 8.3: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

wiener filtering



Εικόνα 8.4: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation



cropped image

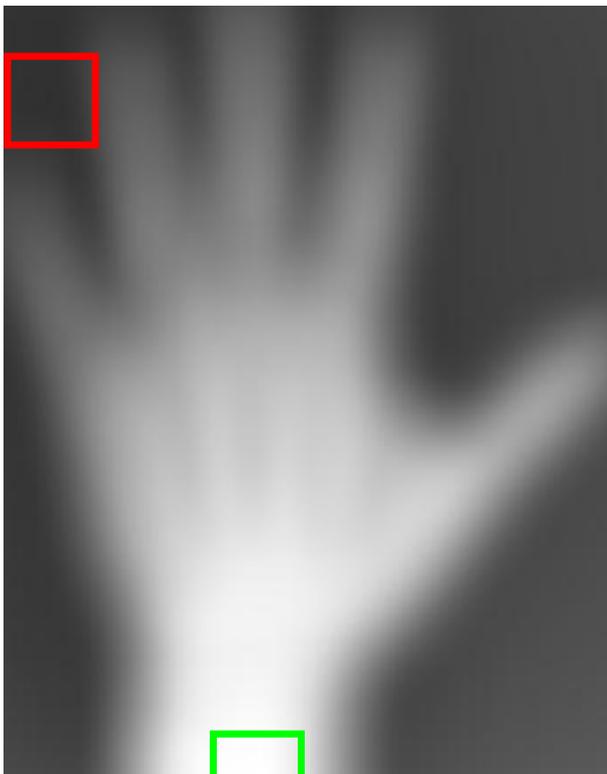


Εικόνα 8.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

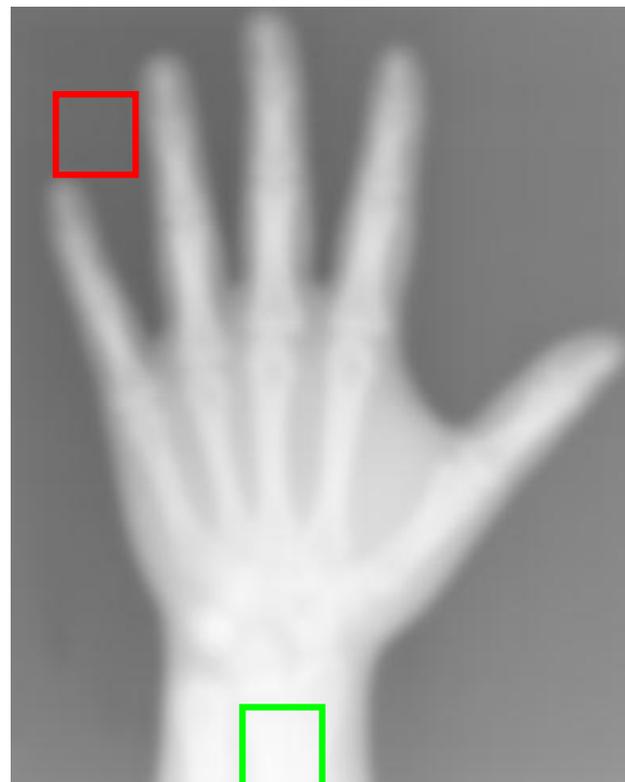
Εικόνα 8.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα



cropped image

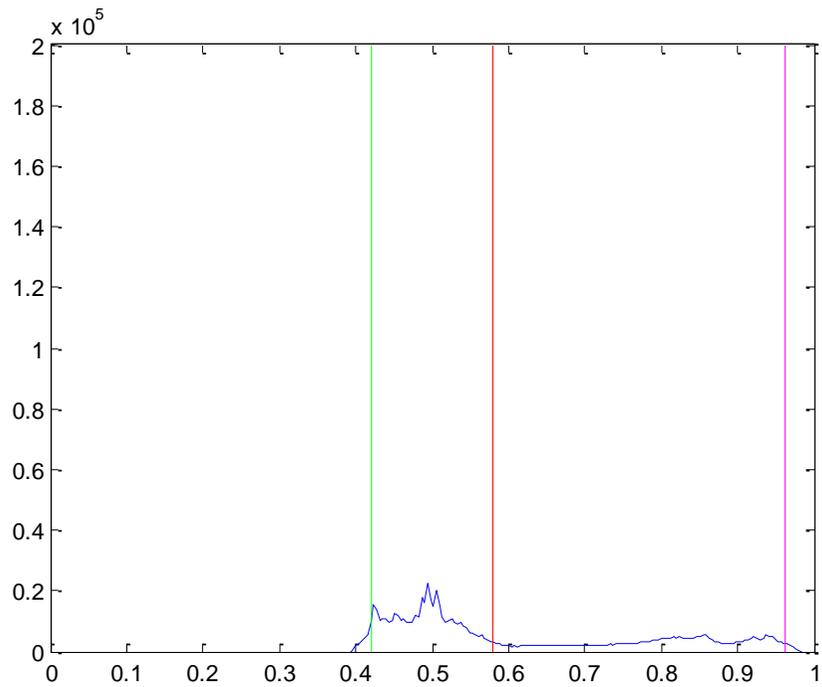


original image



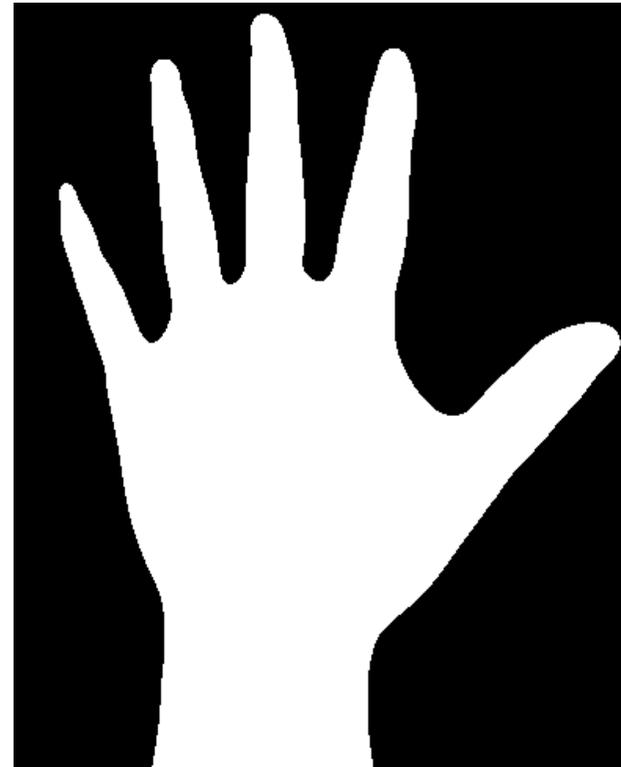
Εικόνα 8.7: Εικόνα 8.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)

Εικόνα 8.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



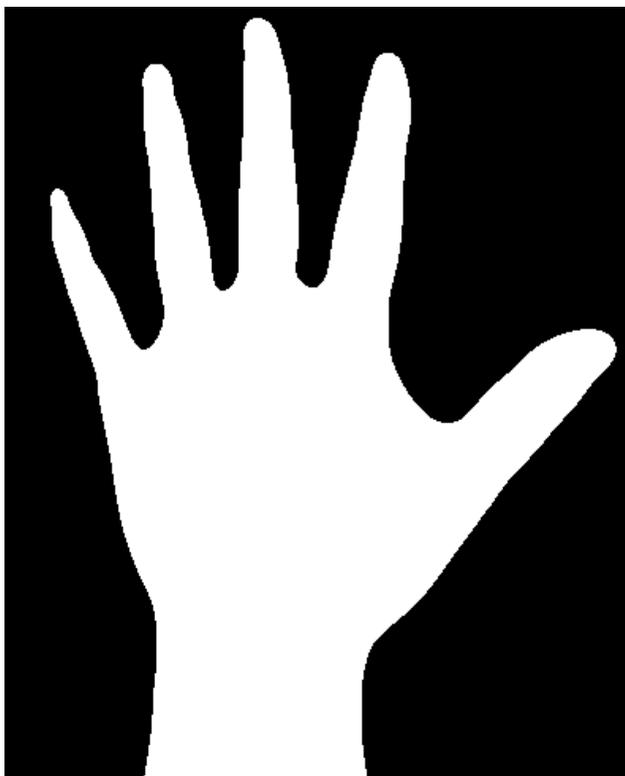
Εικόνα 8.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.58$



Εικόνα 8.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing

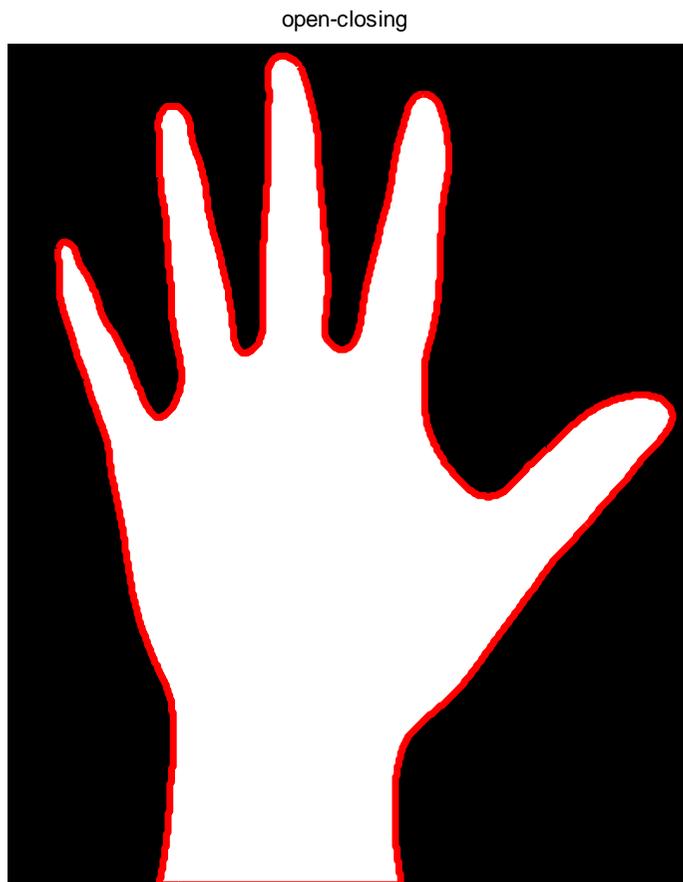


Εικόνα 8.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

original image without the background



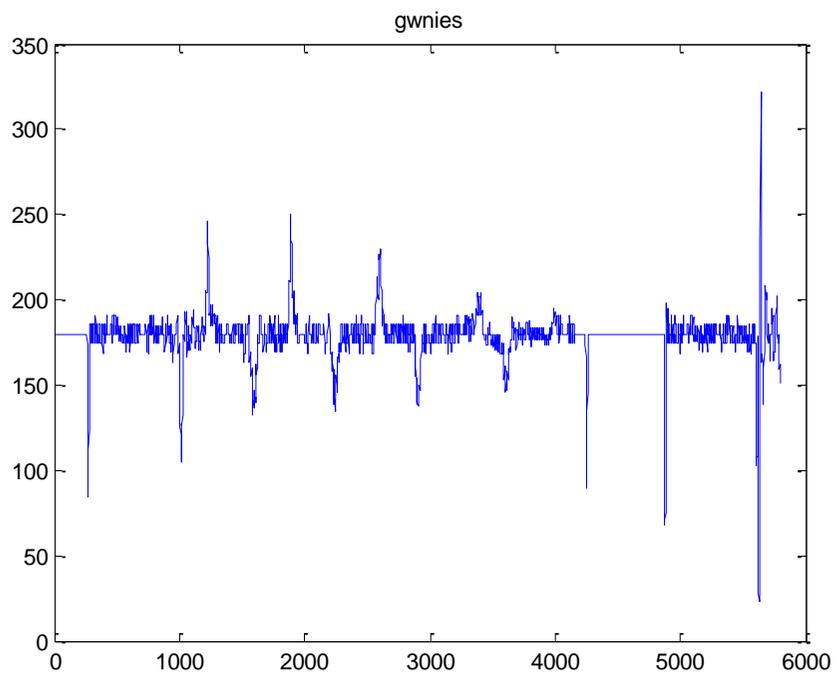
Εικόνα 8.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background



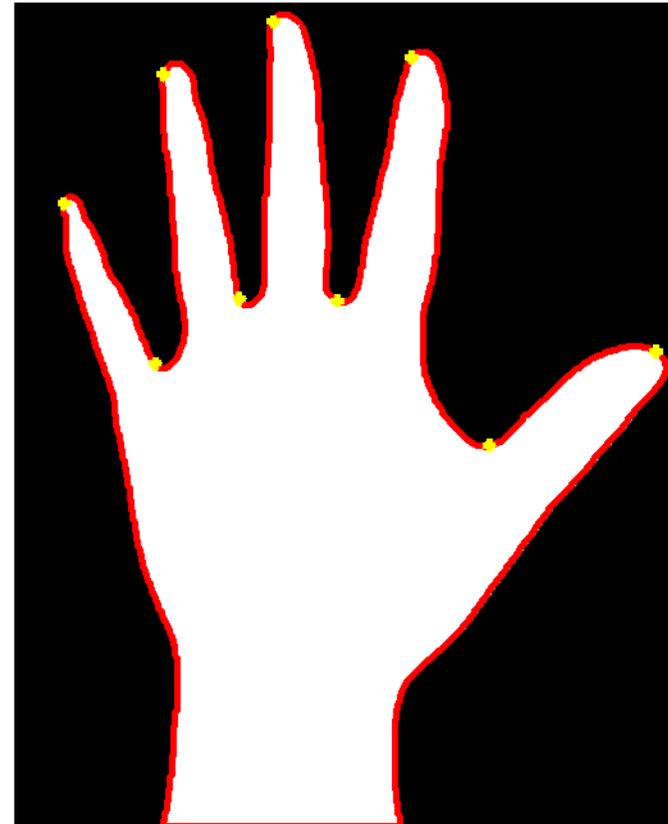
Εικόνα 8.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



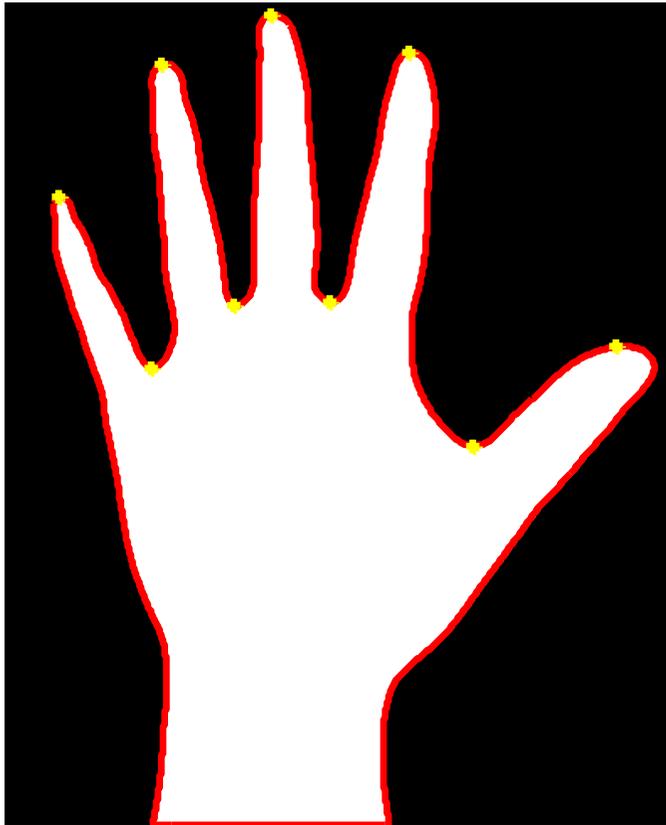
Εικόνα 8.14 : SWT  $\mu/\sigma$  εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



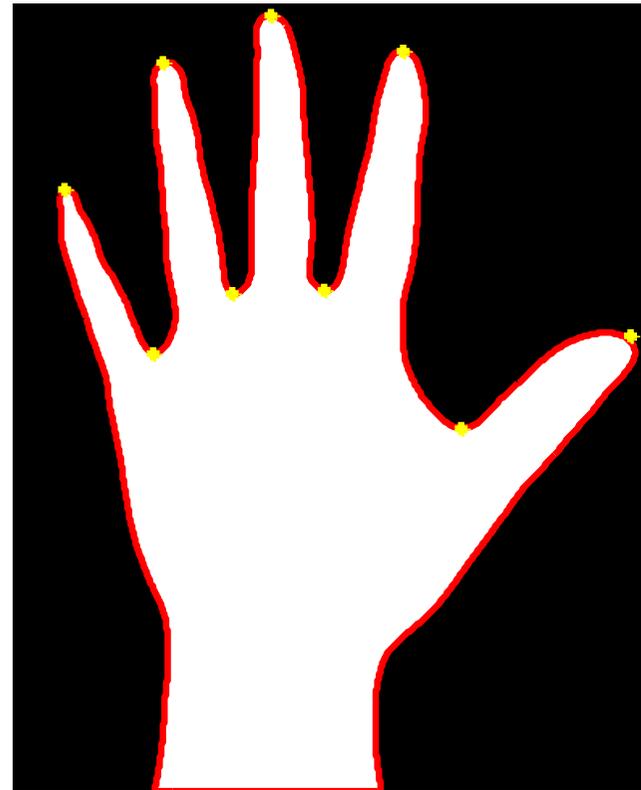
Εικόνα 8.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 8.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

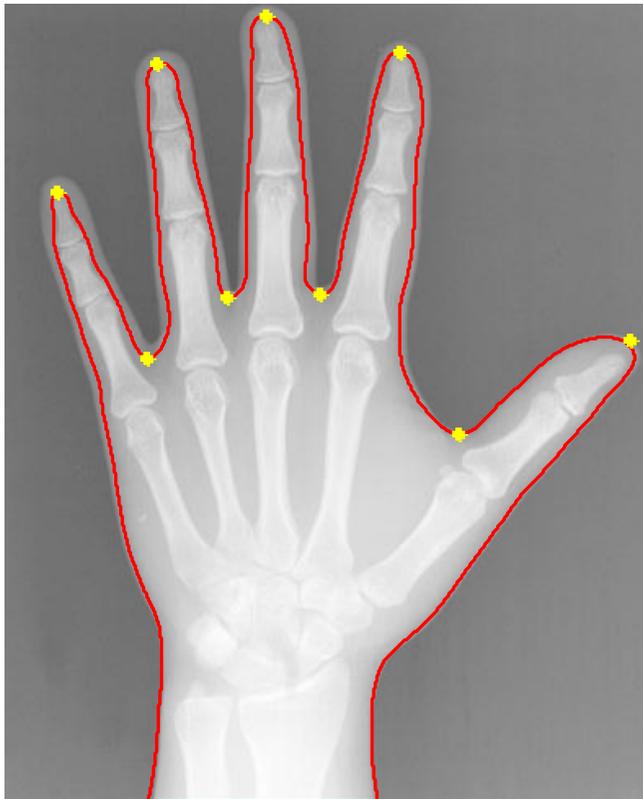


Εικόνα 8.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατοφλιωμένη εικόνα μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 8.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατοφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image

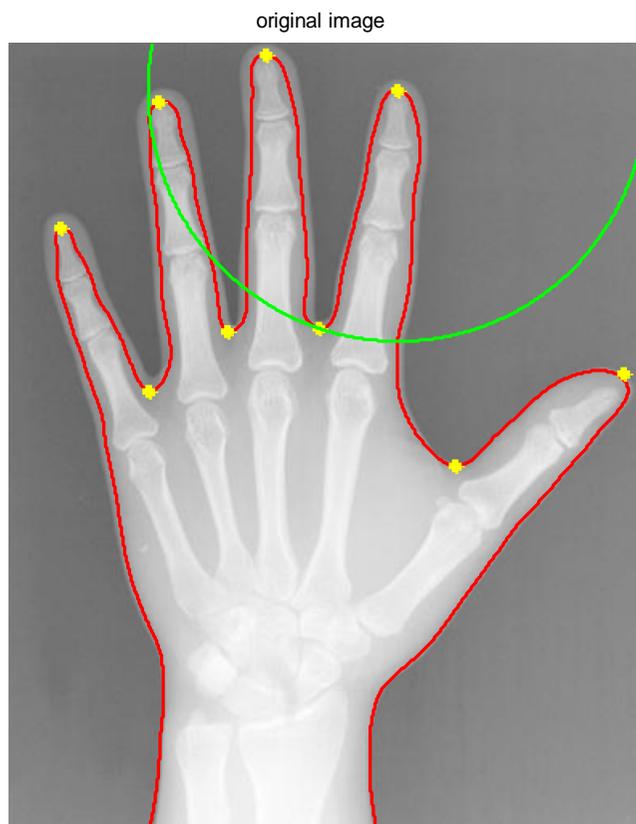


αριστερό χέρι

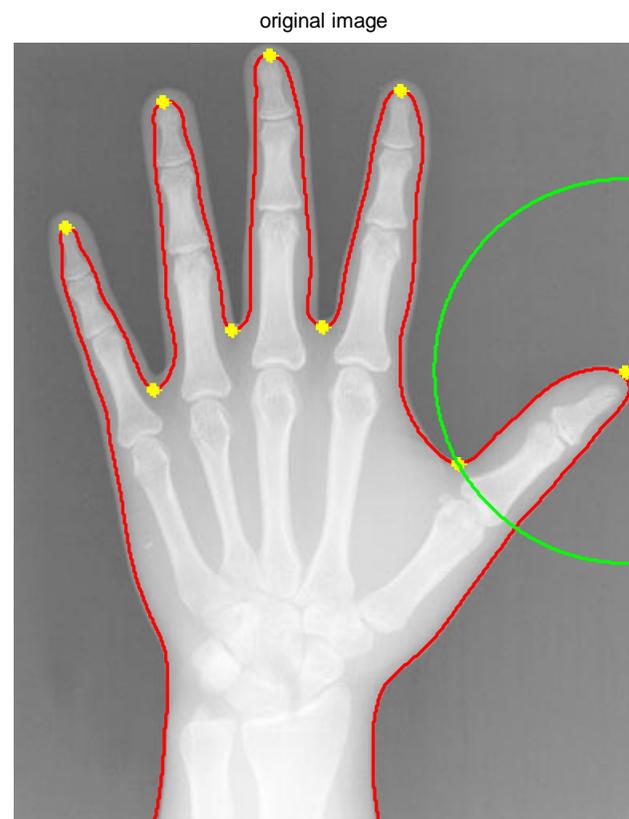


Εικόνα 8.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

Εικόνα 8.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό

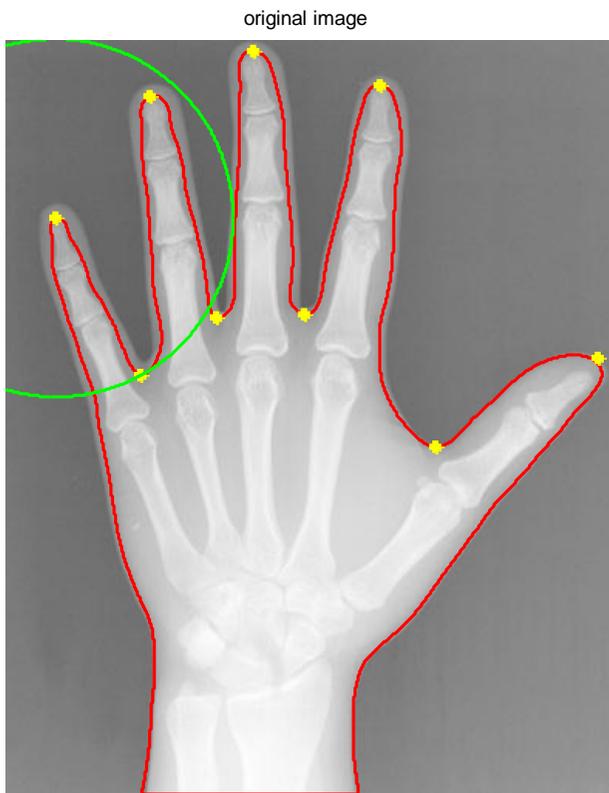


Εικόνα 8.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)

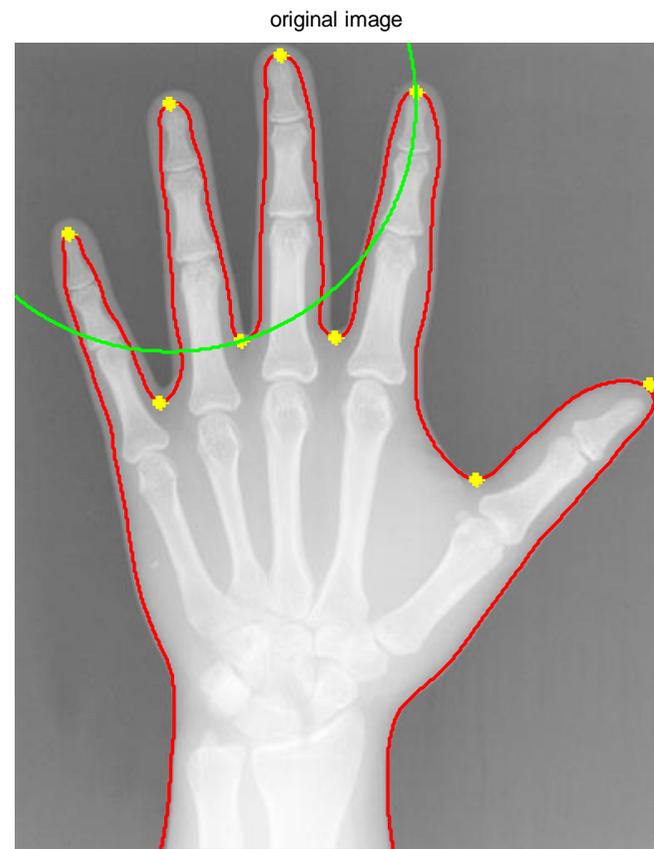


Εικόνα 8.22: Κύκλος αντίχειρα



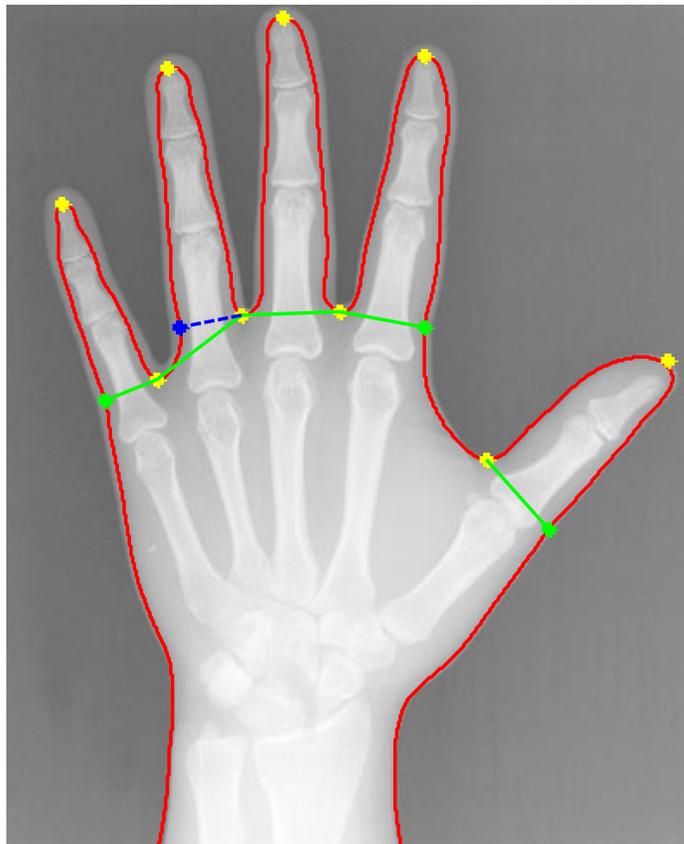


Εικόνα 8.23: Κύκλος μικρού δακτύλου



Εικόνα 8.24: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)

original image



Εικόνα 8.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

## 9. Ακτινογραφία 9

grayscale original image



Εικόνα 9.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 9.2: Αποθρομβωποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



Εικόνα 9.3: Εικόνα μετά την αποθουροποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

wiener filtering



Εικόνα 9.4: Εικόνα μετά την αποθουροποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation



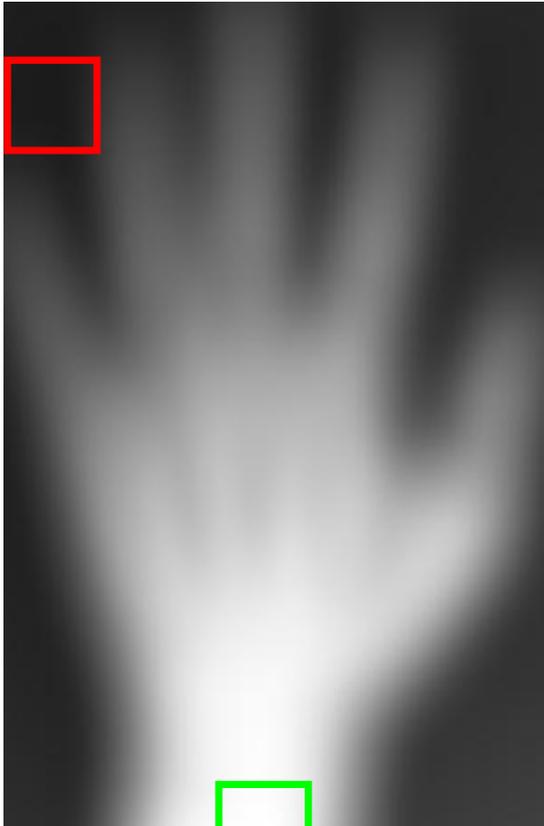
cropped image



Εικόνα 9.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

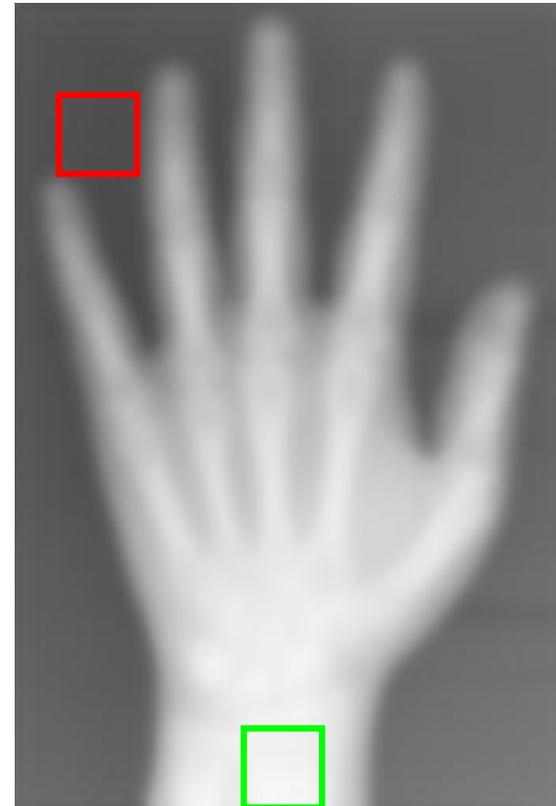
Εικόνα 9.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα

cropped image

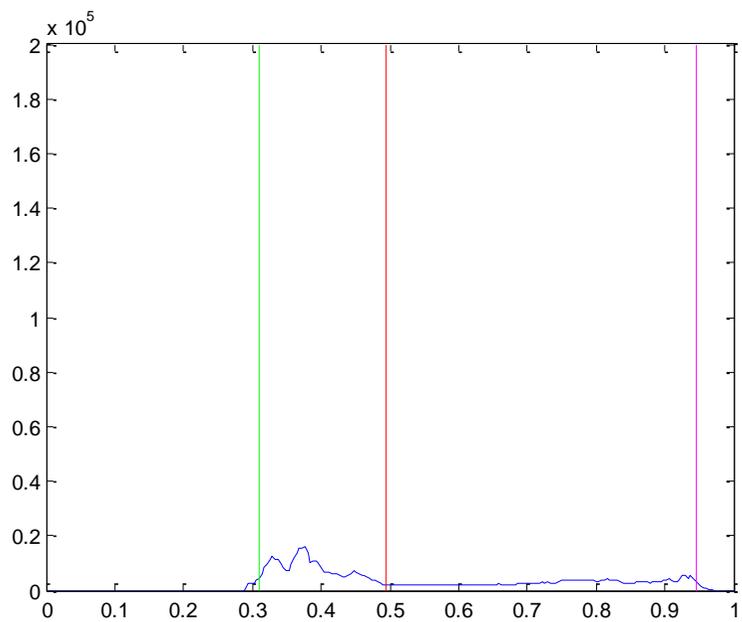


Εικόνα 9.7: Εικόνα 9.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)

original image

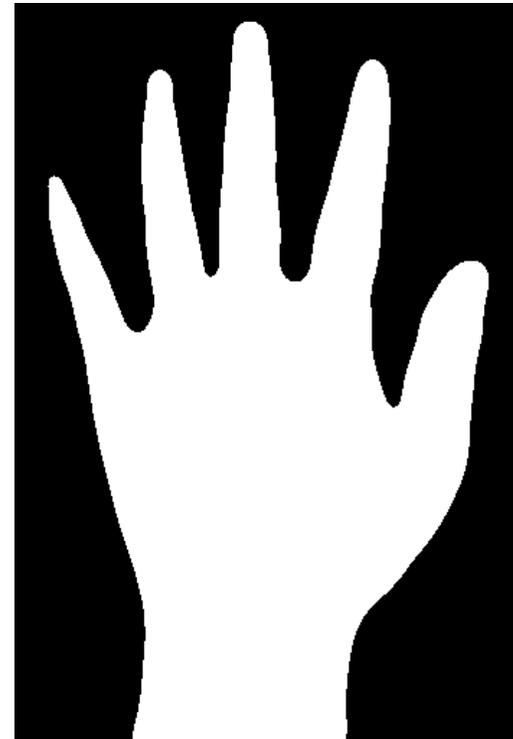


Εικόνα 9.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



Εικόνα 9.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.495$



Εικόνα 9.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing



original image without the background

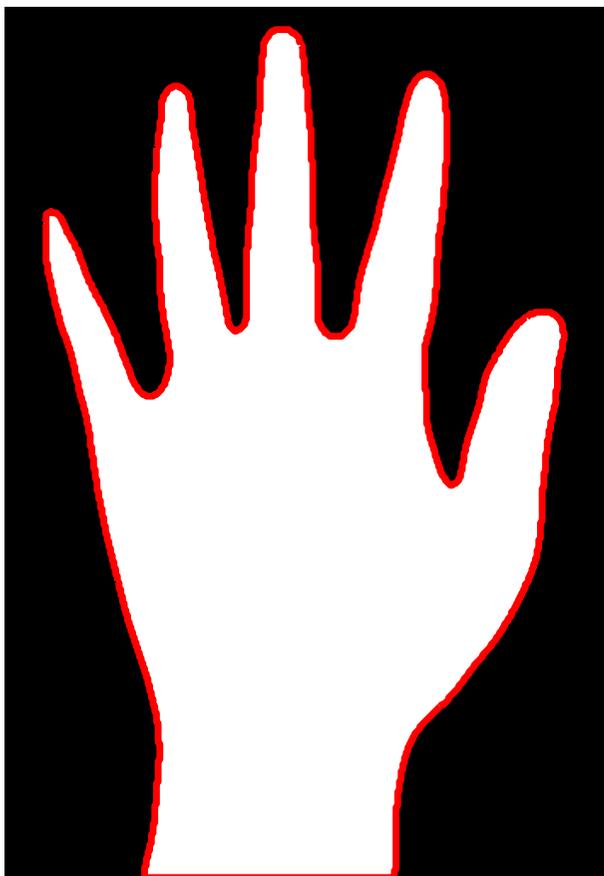


Εικόνα 9.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 9.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background



open-closing

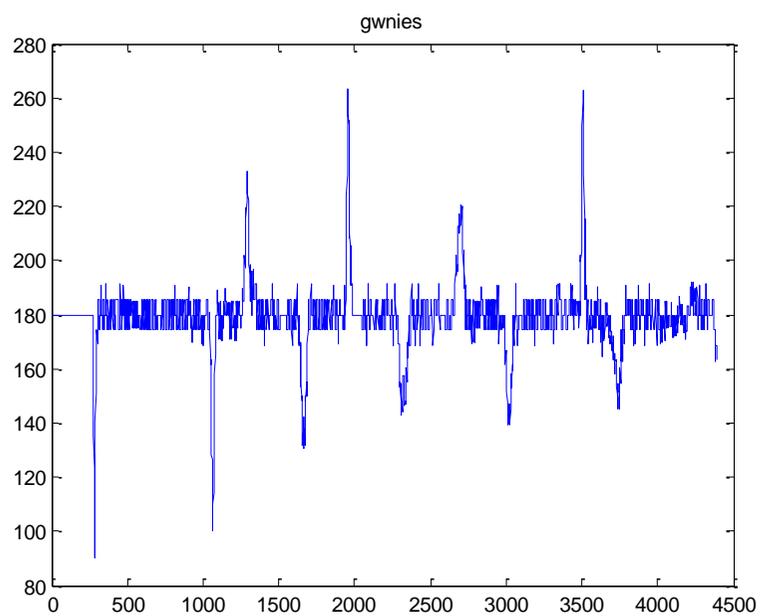


Εικόνα 9.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

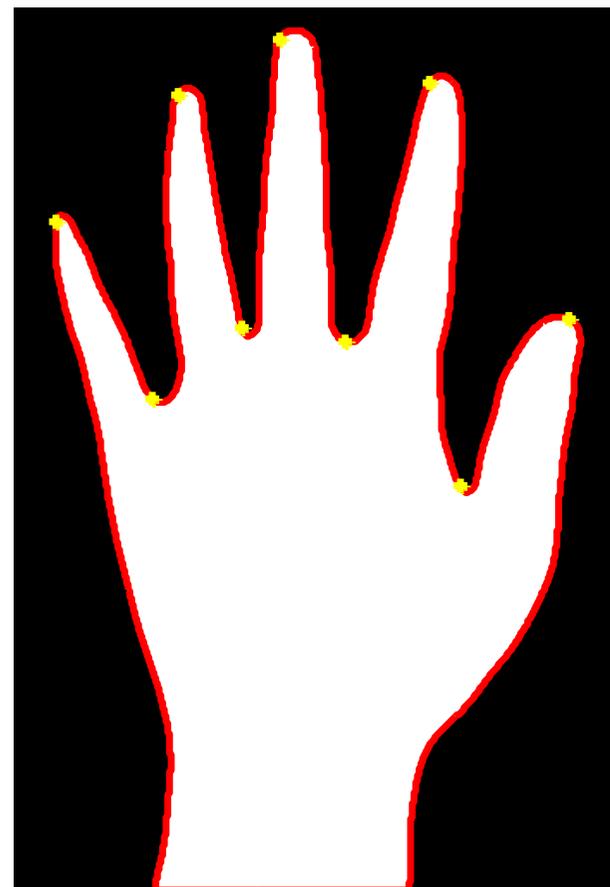
original image



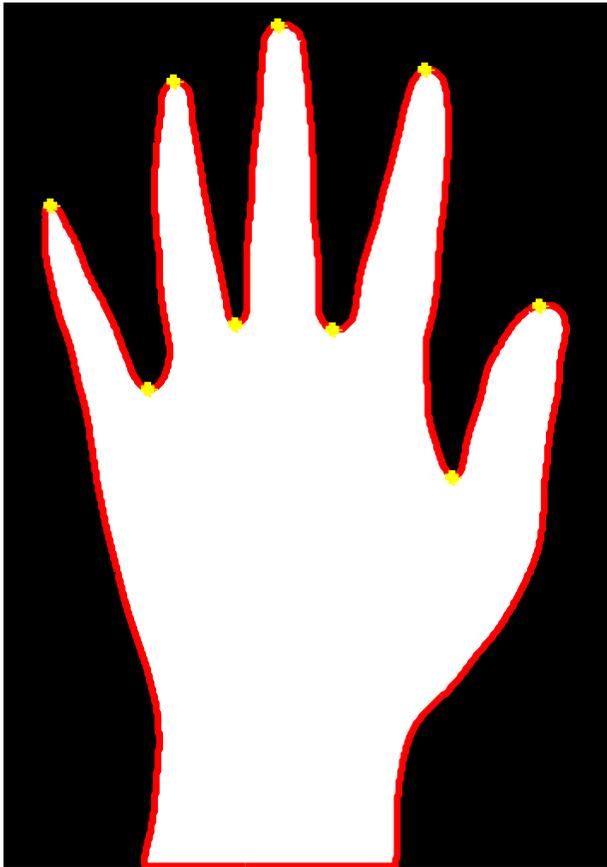
Εικόνα 9.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



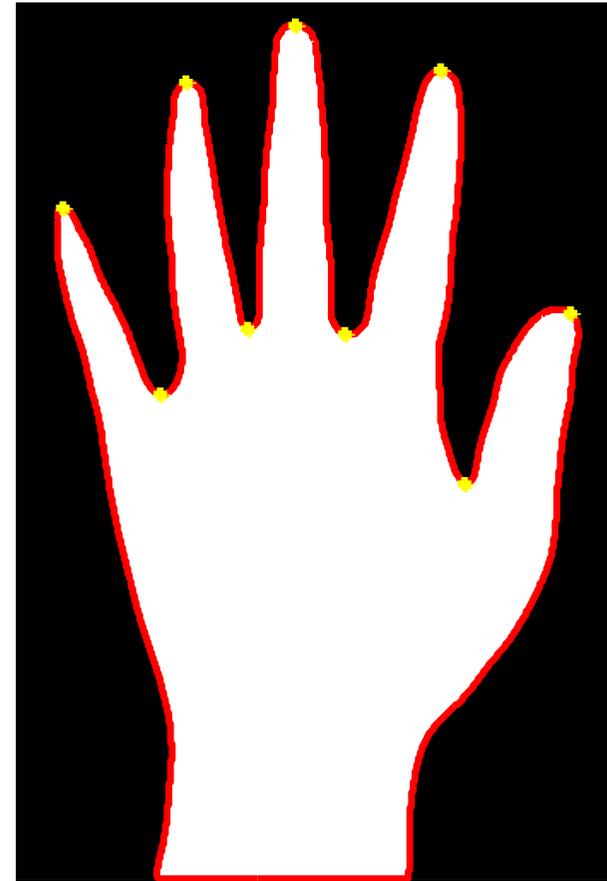
Εικόνα 9.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 9.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

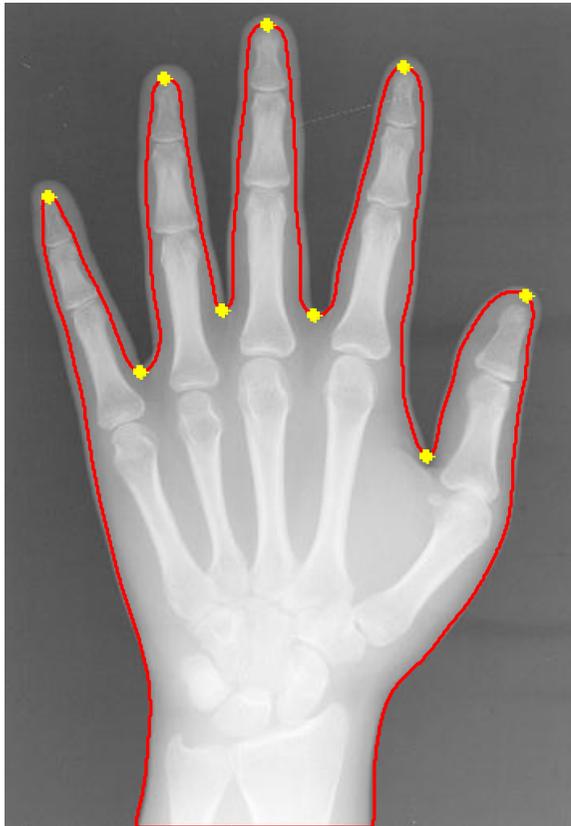


Εικόνα 9.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 9.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image



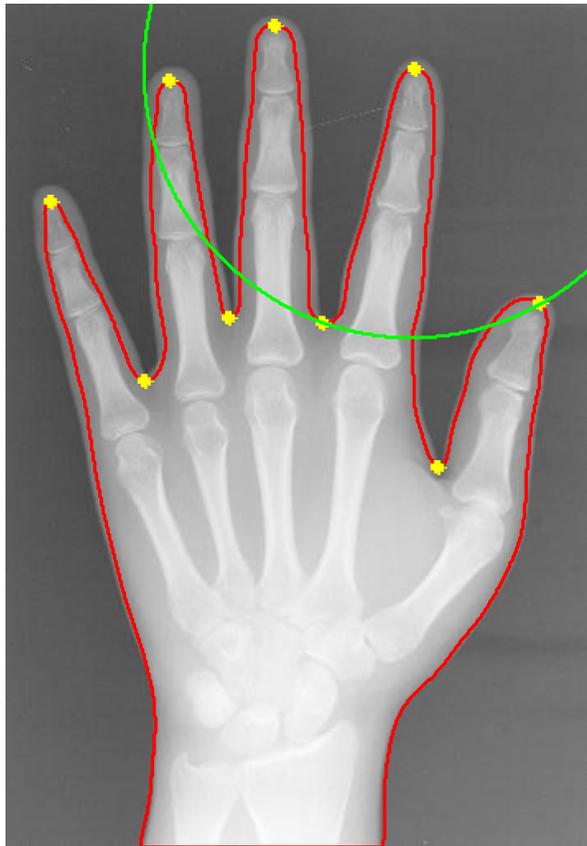
Εικόνα 9.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

αριστερό χέρι



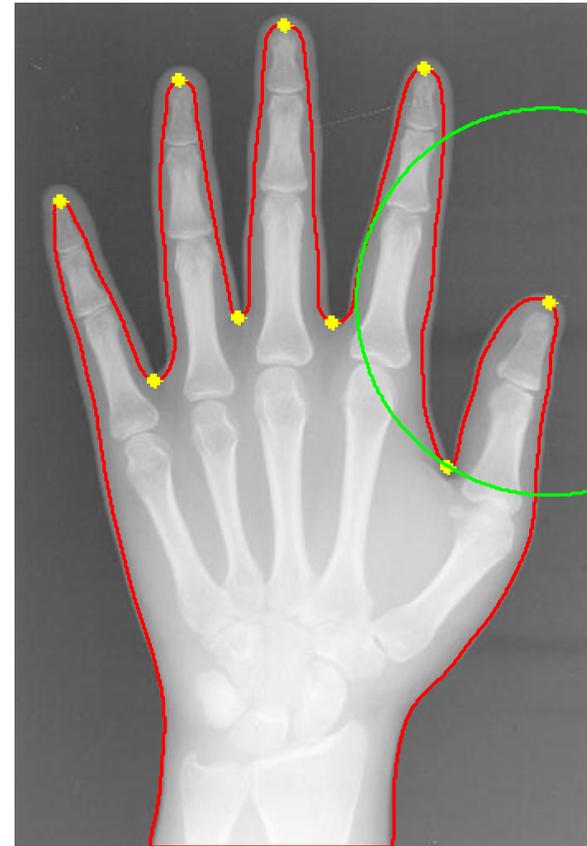
Εικόνα 9.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό

original image



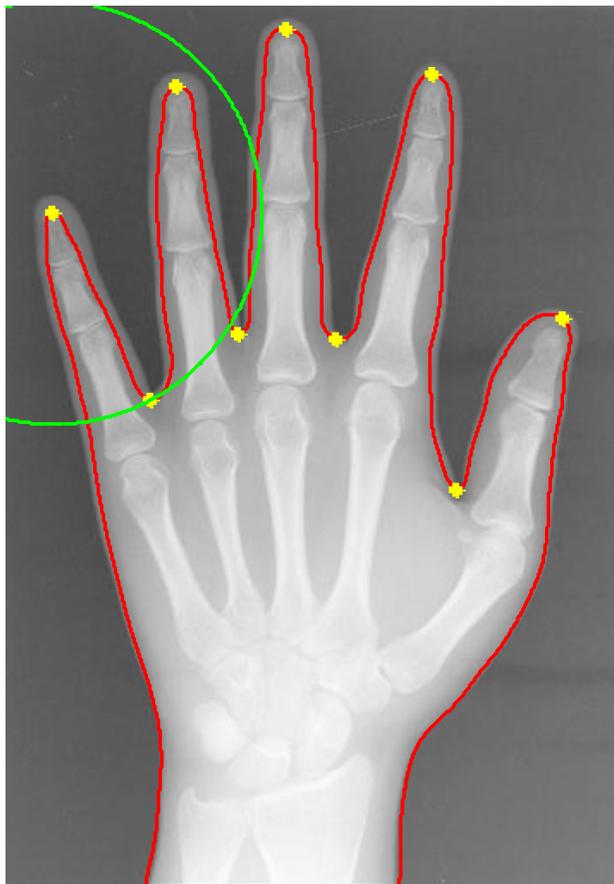
Εικόνα 9.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)

original image



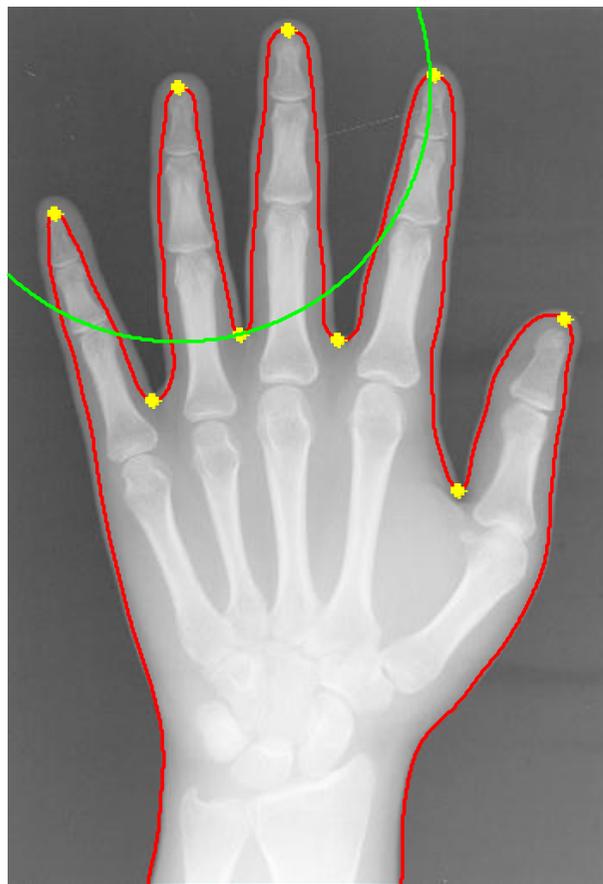
Εικόνα 9.22: Κύκλος αντίχειρα

original image

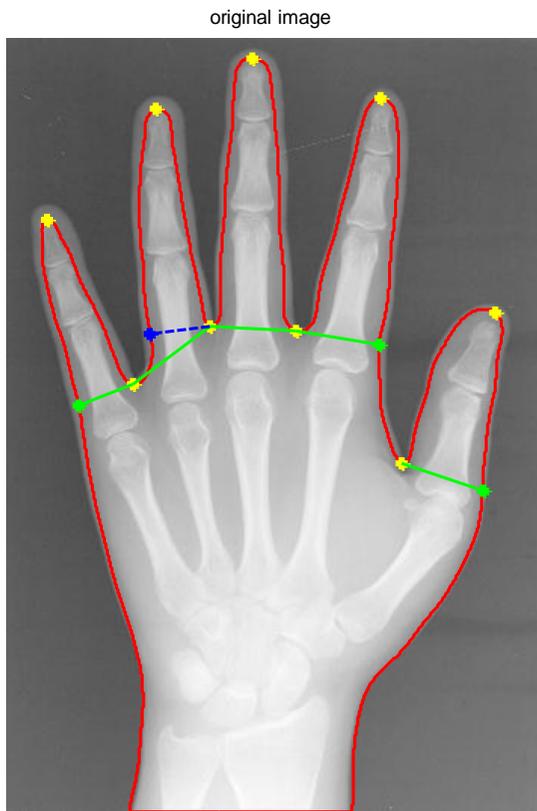


Εικόνα 9.23: Κύκλος μικρού δακτύλου

original image



Εικόνα 9.24: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)



Εικόνα 9.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

## 10. Ακτινογραφία 10

grayscale original image



Εικόνα 10.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 10.2: Αποθρομβωποιημένη SWT grayscale εικόνα



gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



Εικόνα 10.3: Εικόνα μετά την αποθρομβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

wiener filtering



Εικόνα 10.4: Εικόνα μετά την αποθρομβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation

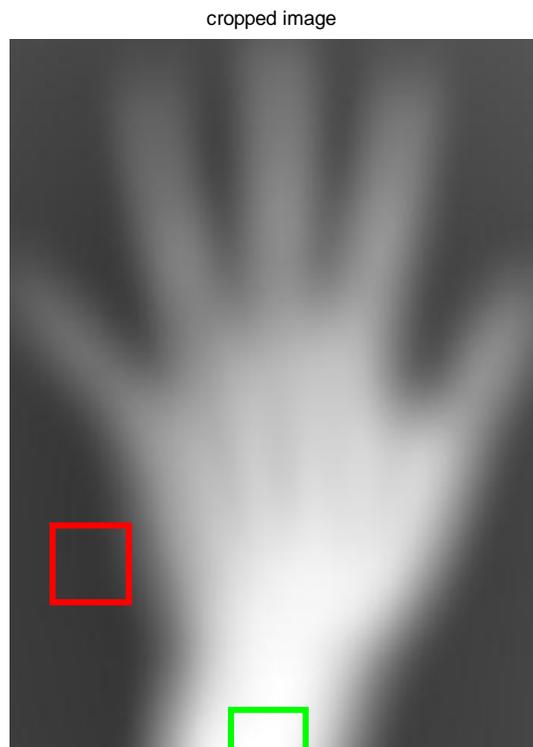


cropped image

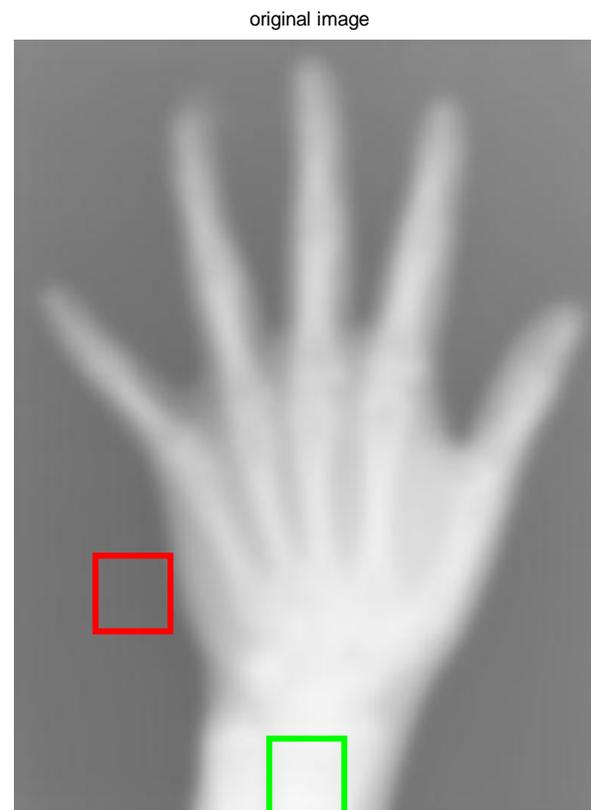


Εικόνα 10.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

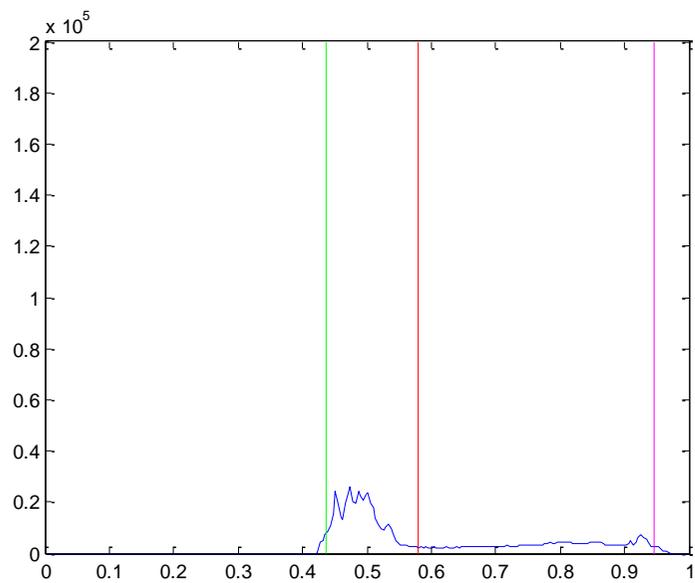
Εικόνα 10.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα



Εικόνα 10.7: Εικόνα 10.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)



Εικόνα 10.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



Εικόνα 10.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.58$



Εικόνα 10.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing



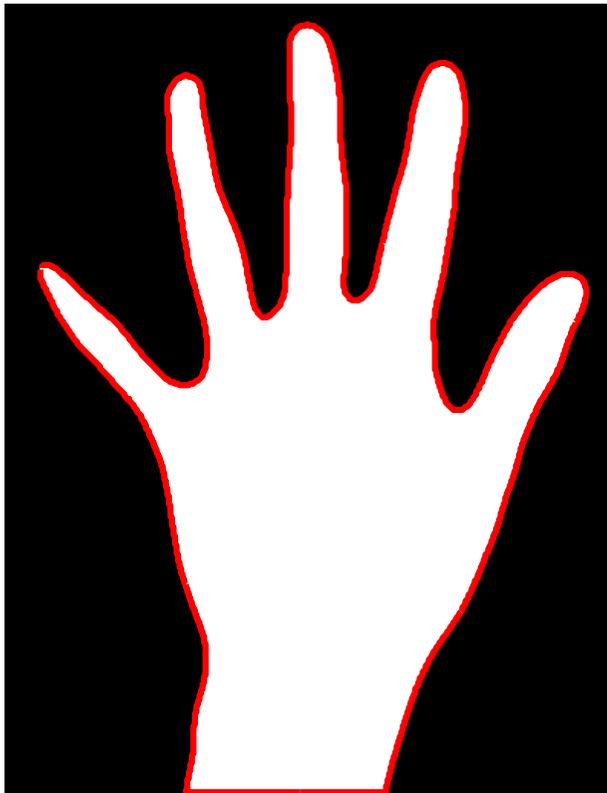
original image without the background



Εικόνα 10.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 10.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

open-closing

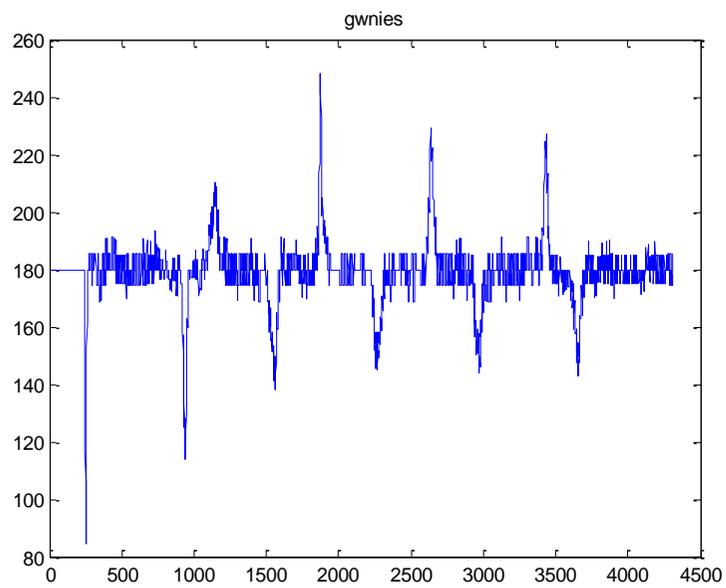


original image

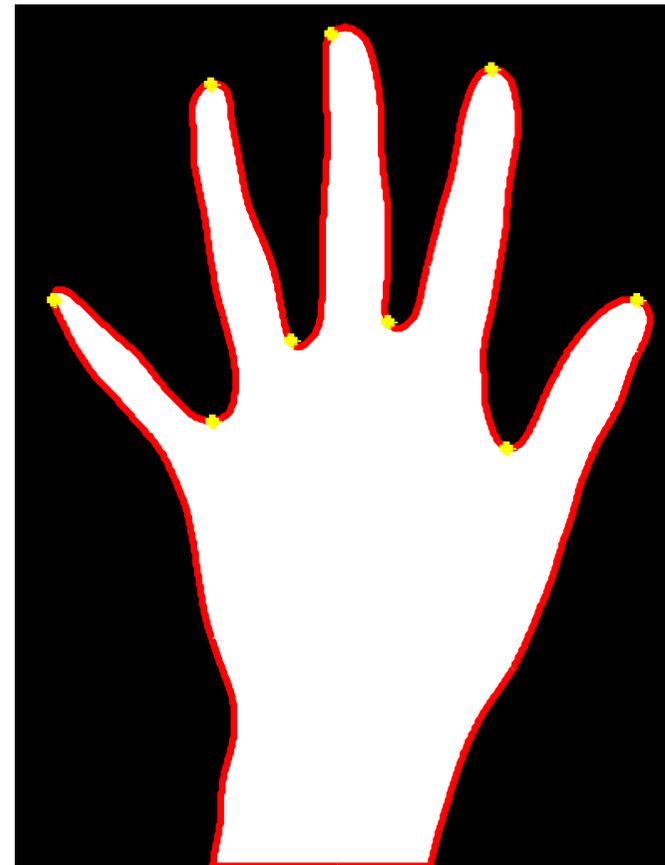


Εικόνα 10.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

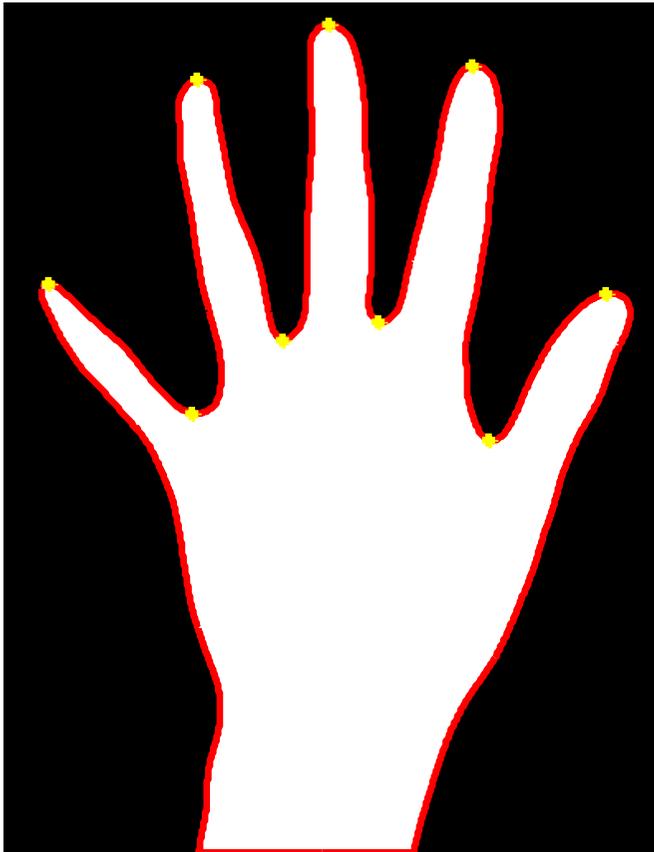
Εικόνα 10.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



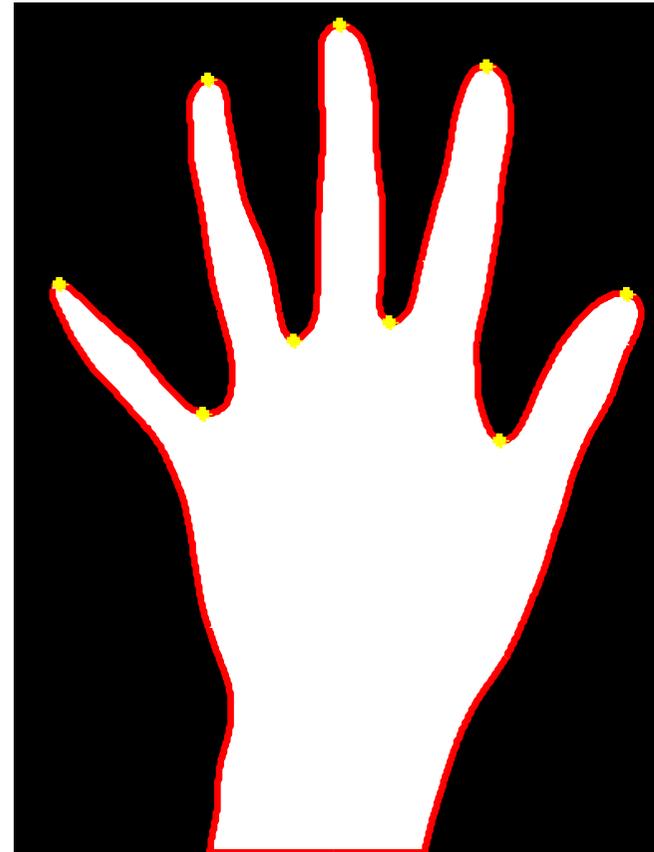
Εικόνα 10.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 10.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος



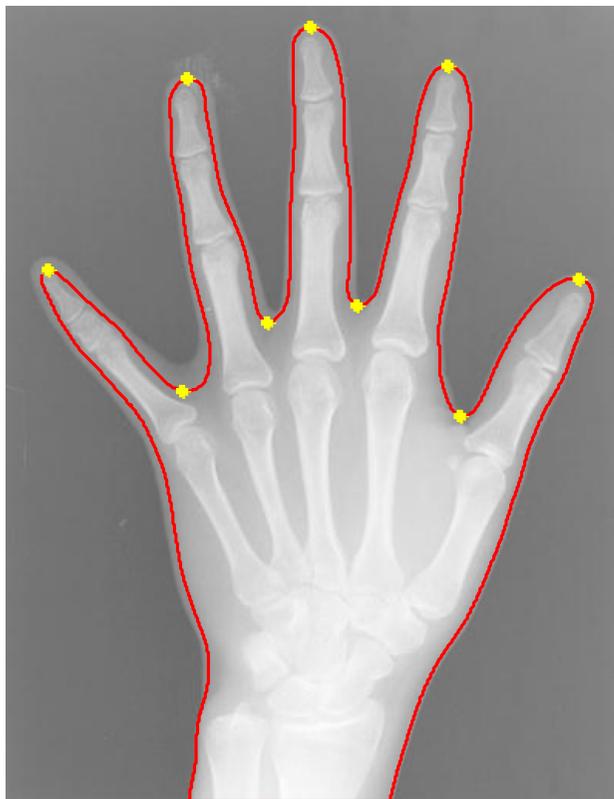
Εικόνα 10.17: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατοφλιωμένη εικόνα μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 10.18: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος κατοφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



original image

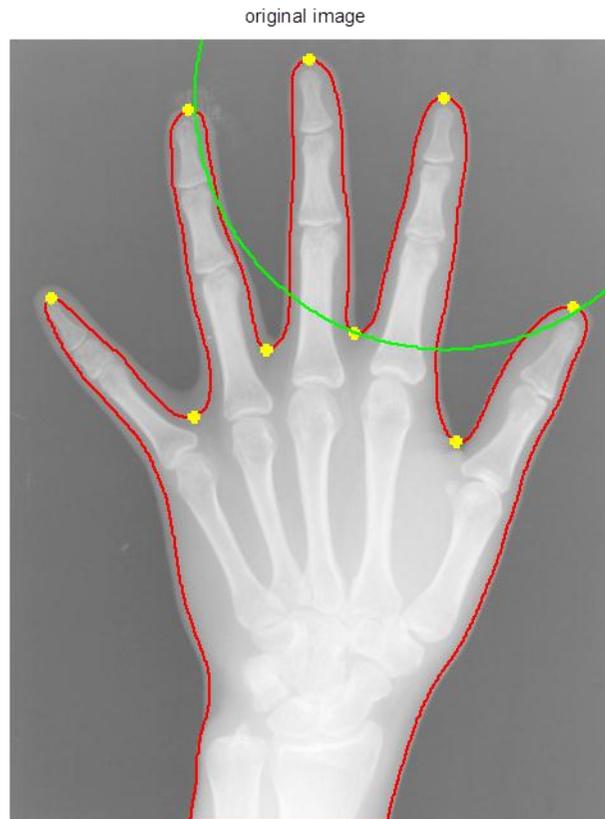


αριστερό χέρι

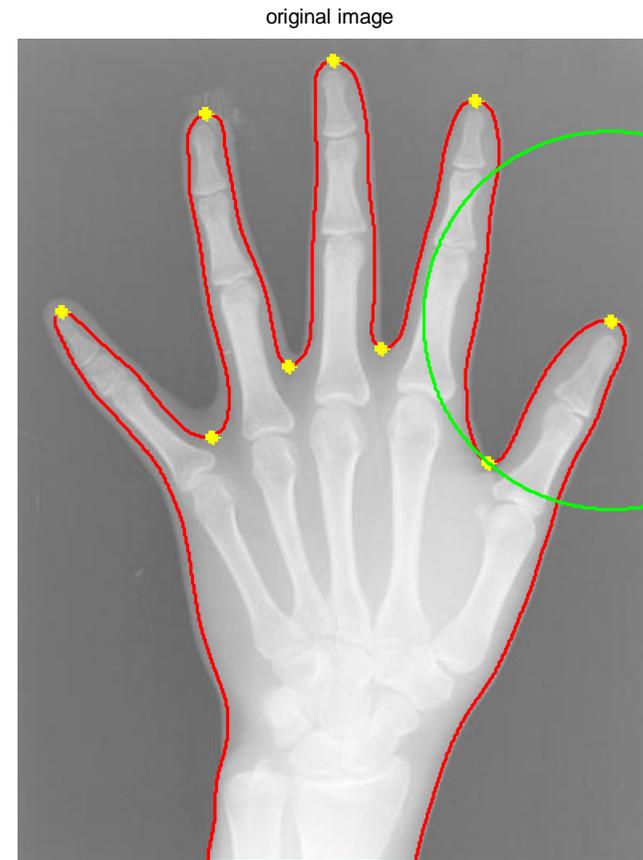


Εικόνα 10.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

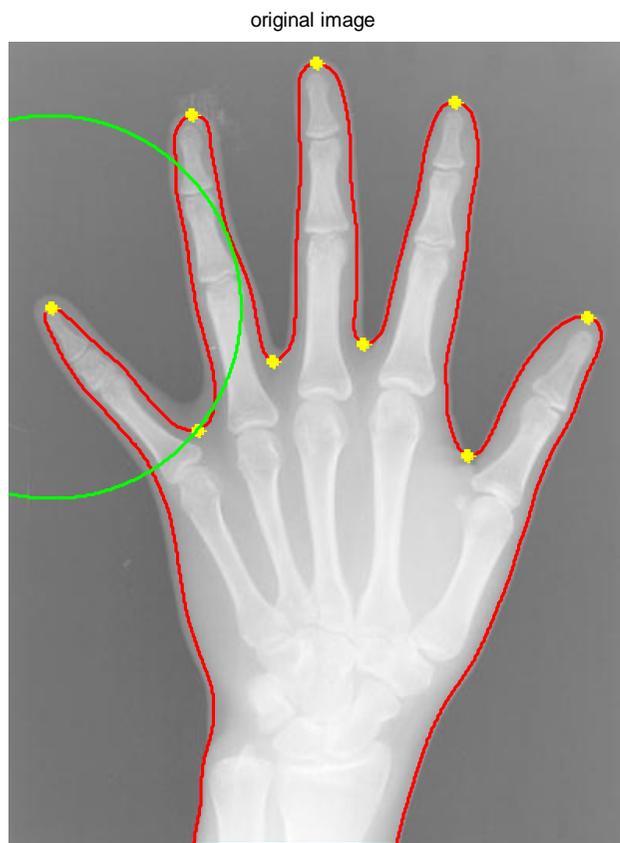
Εικόνα 10.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό



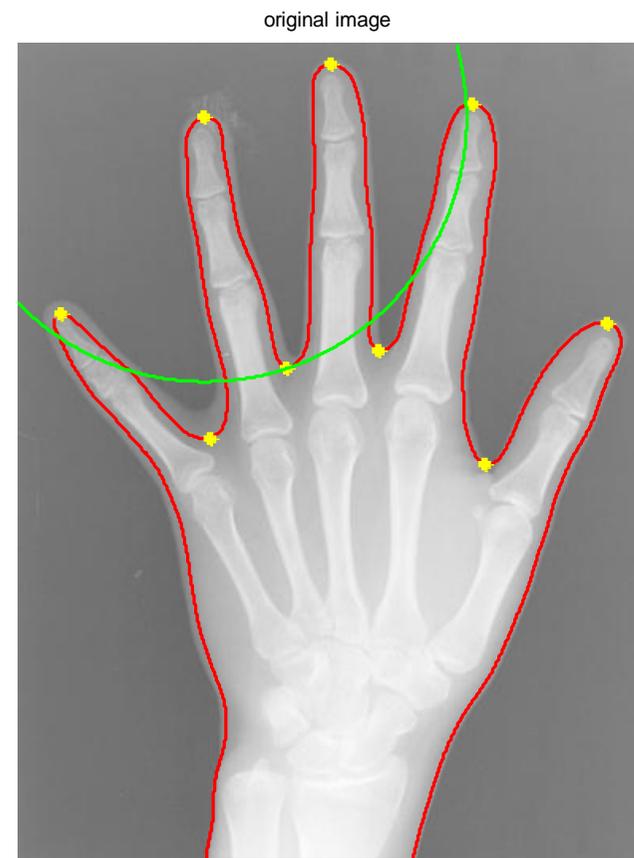
Εικόνα 10.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)



Εικόνα 10.22: Κύκλος αντίχειρα

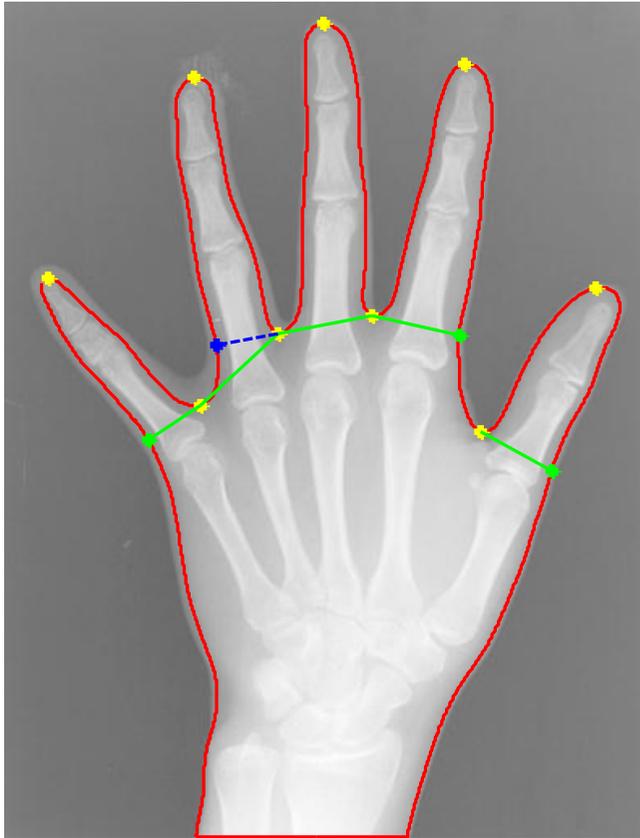


Εικόνα 10.23: Κύκλος μικρού δακτύλου



Εικόνα 10.24: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)

original image



Εικόνα 10.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

## 11. Ακτινογραφία 11

grayscale original image



Εικόνα 11.1: Αρχική rgb εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 11.2: Αποθορυβοποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



Εικόνα 11.3: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

wiener filtering



Εικόνα 11.4: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation

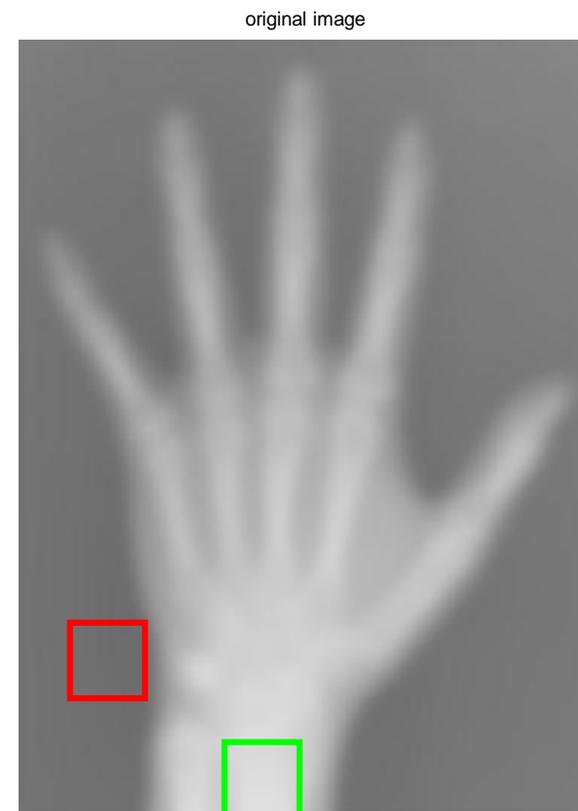
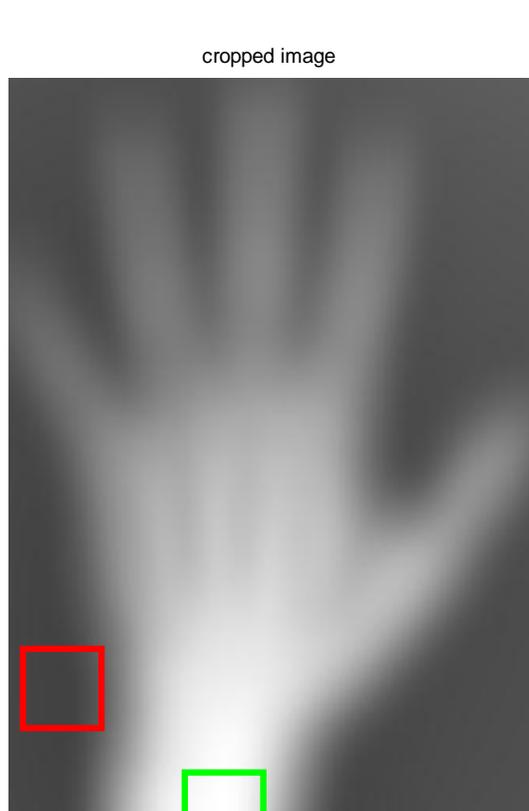


cropped image



Εικόνα 11.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

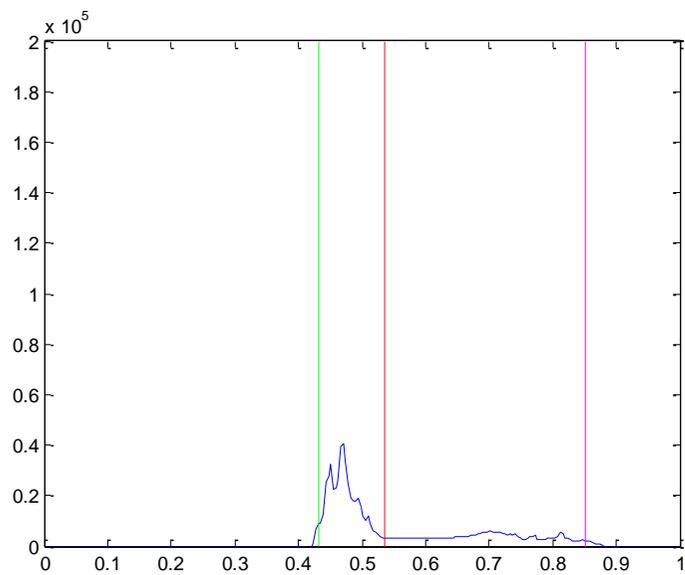
Εικόνα 11.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα



Εικόνα 11.7: Εικόνα 11.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)

Εικόνα 11.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας





Εικόνα 11.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.535$



Εικόνα 11.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing



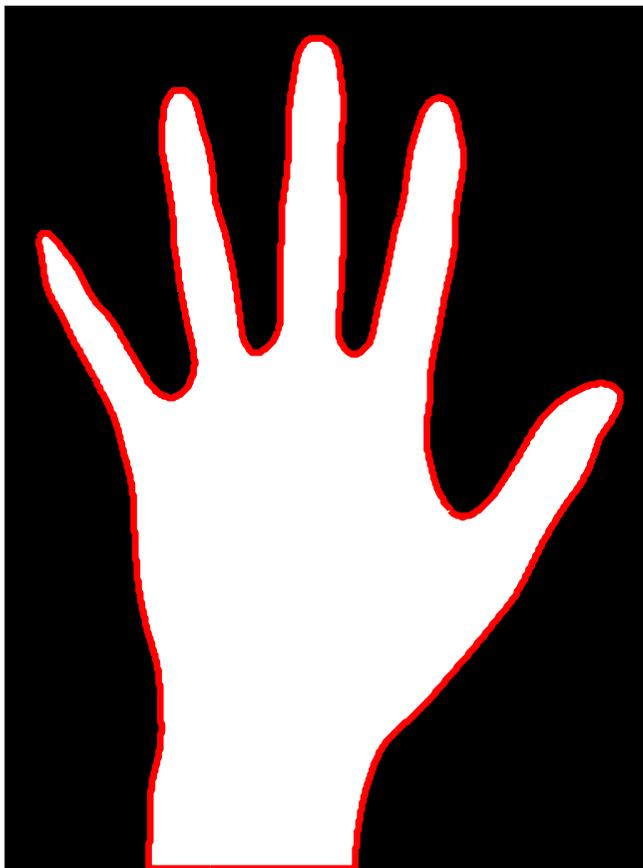
original image without the background



Εικόνα 11.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 11.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

open-closing

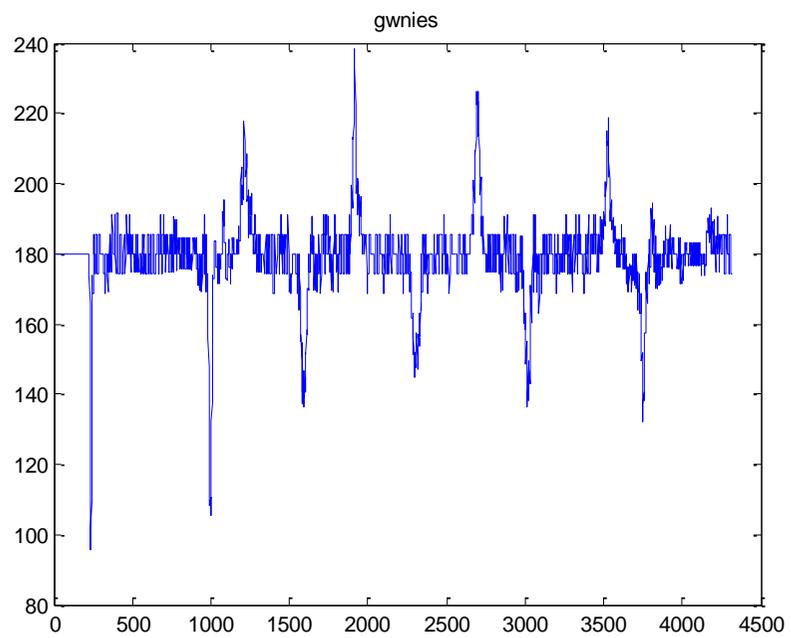


original image



Εικόνα 11.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

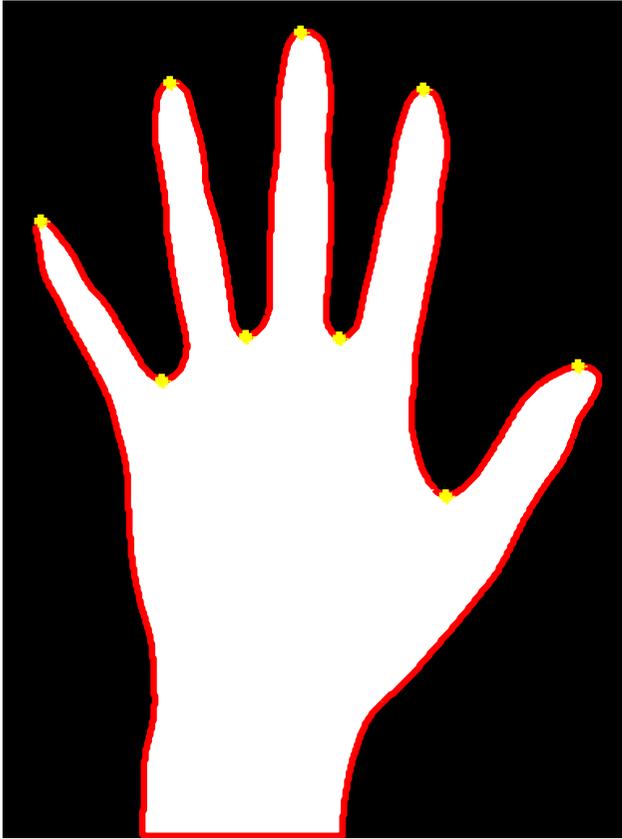
Εικόνα 11.14 : SWT  $\mu/\sigma$  εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



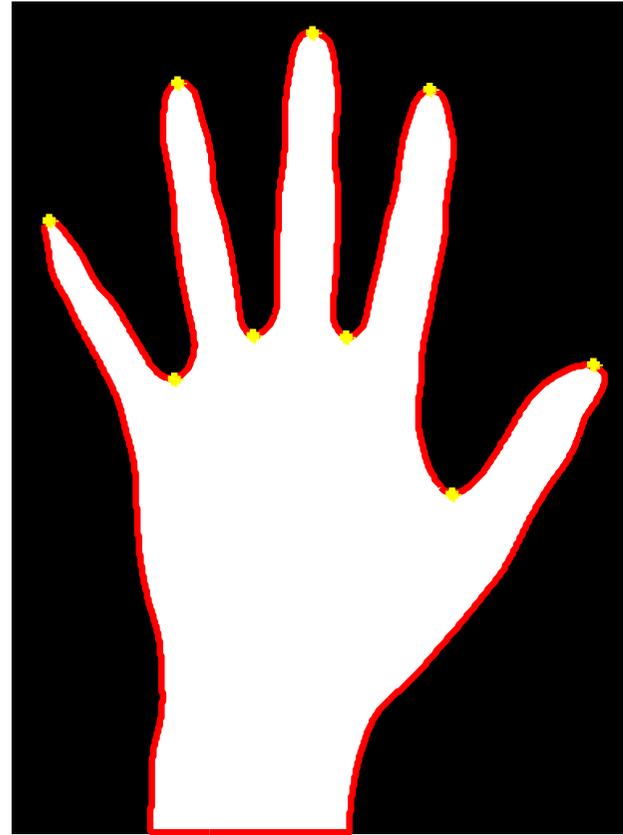
Εικόνα 11.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 11.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

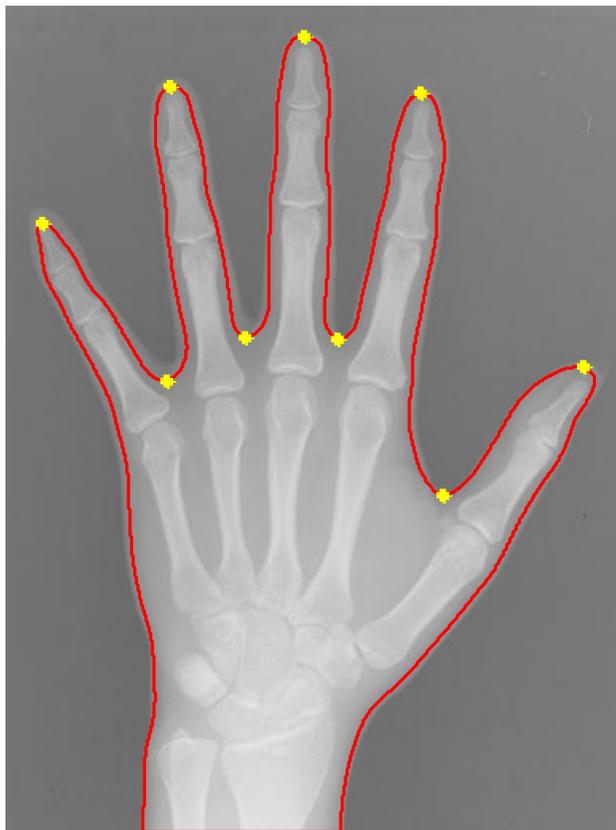


Εικόνα 11.17: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 11.18: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image

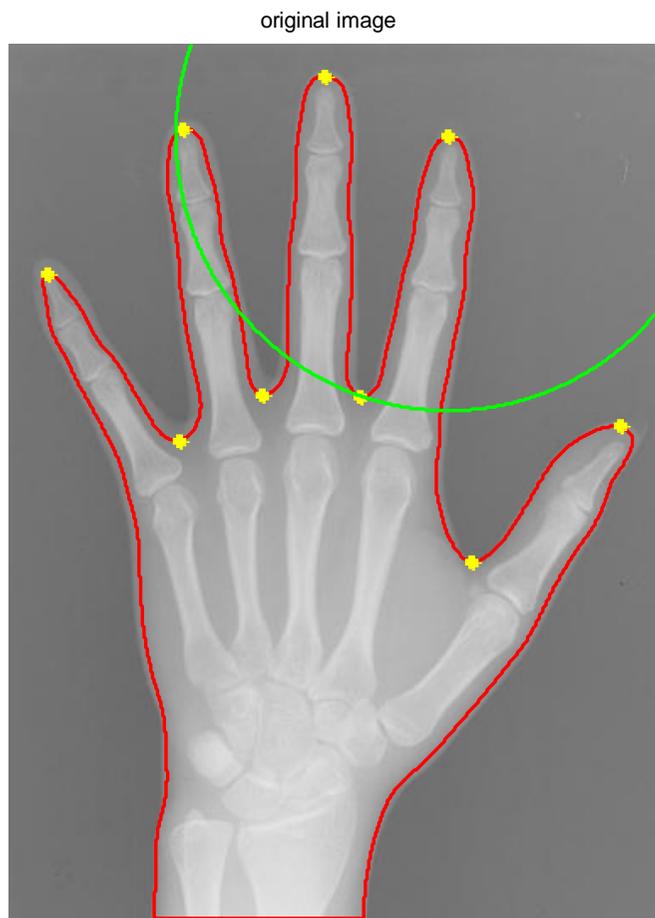


αριστερό χέρι

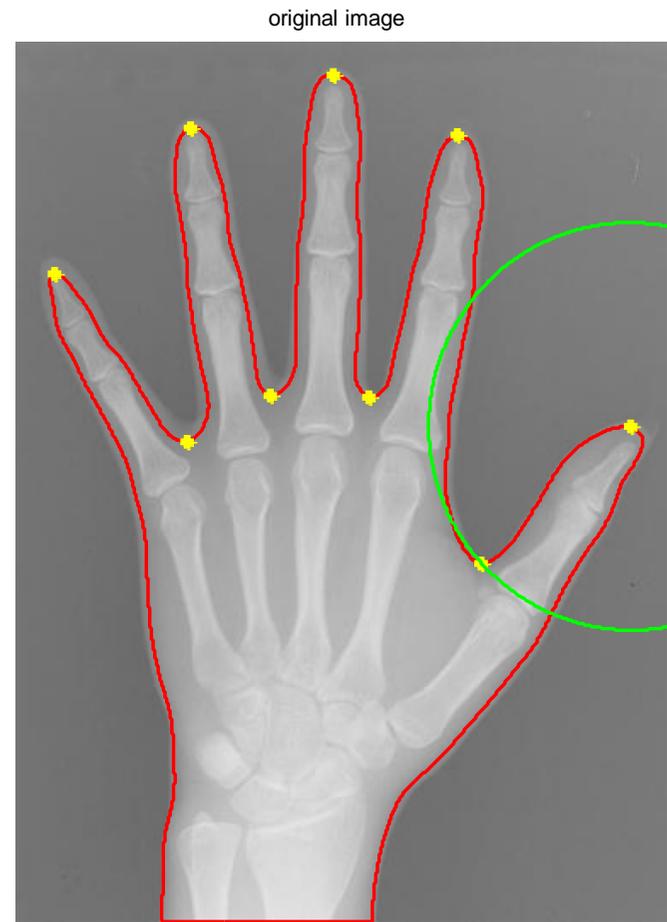


Εικόνα 11.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

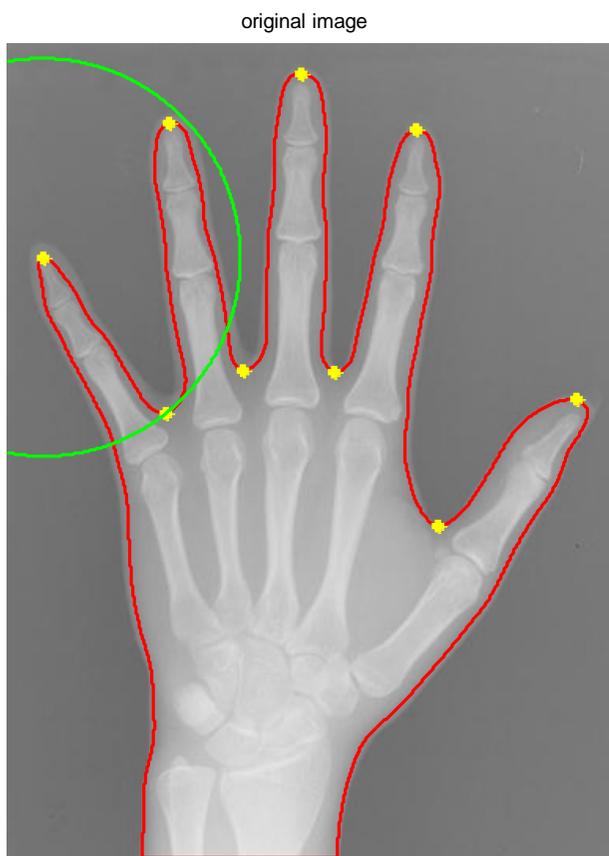
Εικόνα 11.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό



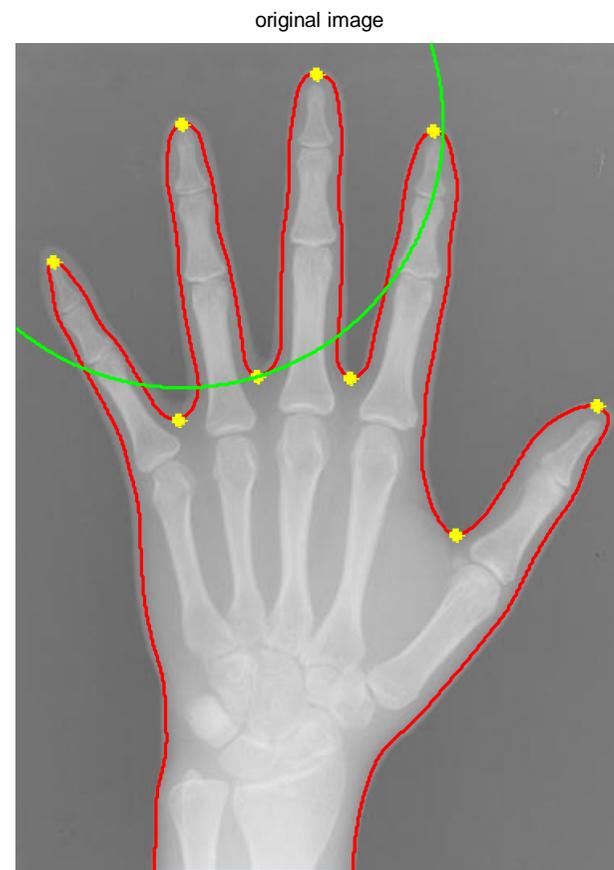
Εικόνα 11.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)



Εικόνα 11.22: Κύκλος αντίχειρα



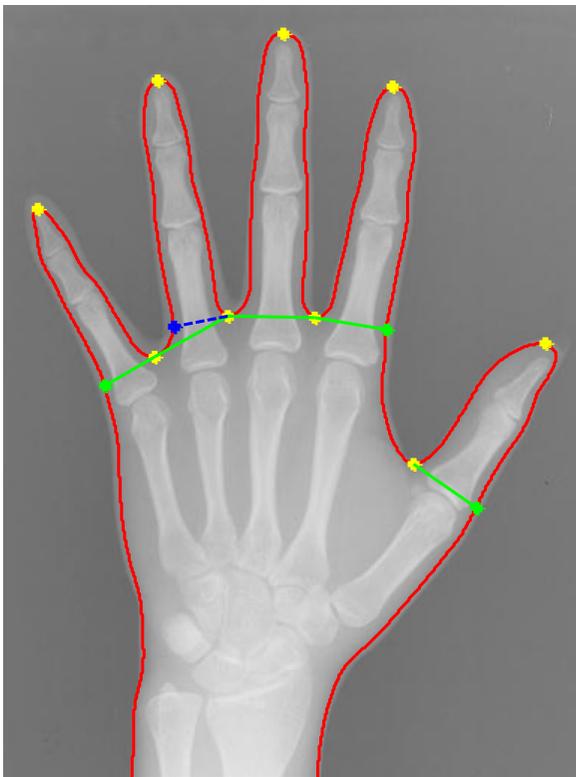
Εικόνα 11.23: Κύκλος μικρού δακτύλου



Εικόνα 11.24:Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)



original image



Εικόνα 11.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

## 12. Ακτινογραφία 12

grayscale original image



Εικόνα 12.1: Αρχική rgb εικόνα.

grayscale SWT image



Εικόνα 12.2: Αποθρομβωποιημένη SWT grayscale εικόνα.

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



wiener filtering



Εικόνα 12.3: Εικόνα μετά την αποθροβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

Εικόνα 12.4: Εικόνα μετά την αποθροβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation



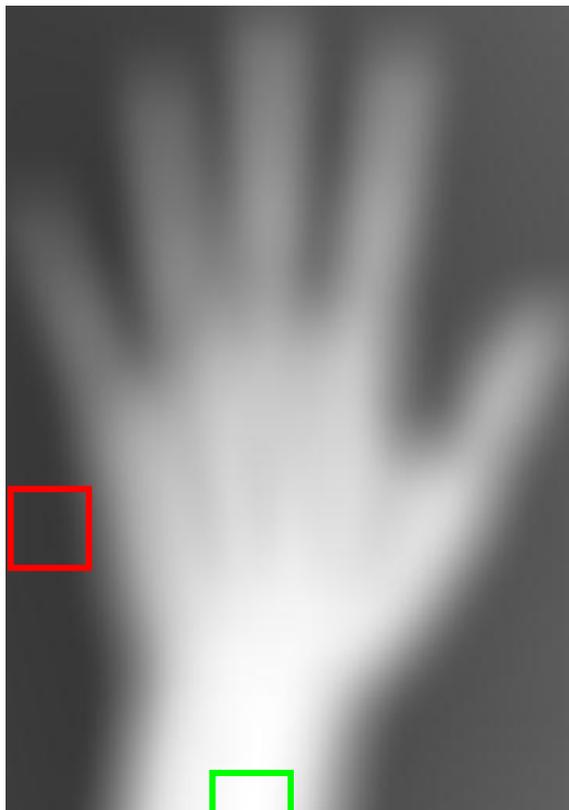
cropped image



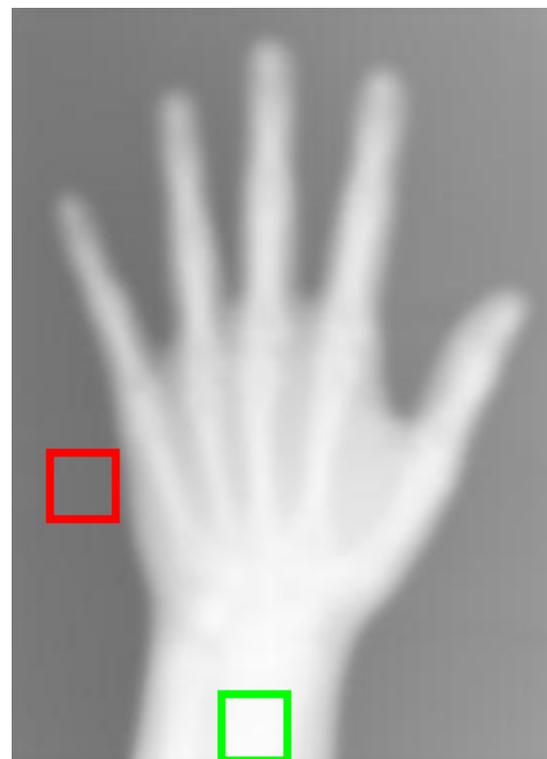
Εικόνα 12.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

Εικόνα 12.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα

cropped image

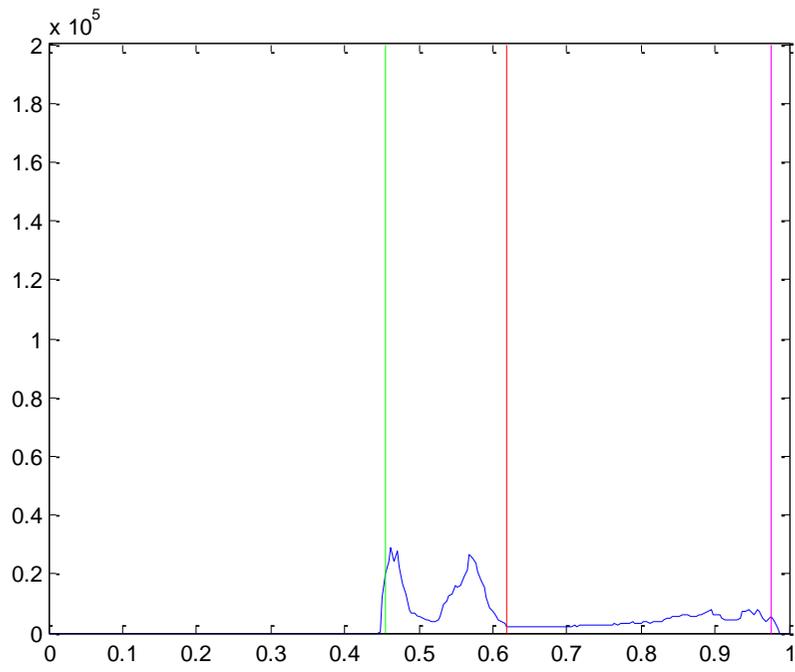


original image



Εικόνα 12.7: Εικόνα 12.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)

Εικόνα 12.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



Εικόνα 12.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.618$



Εικόνα 12.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing



original image without the background



Εικόνα 12.11: Κατοφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 12.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

open-closing



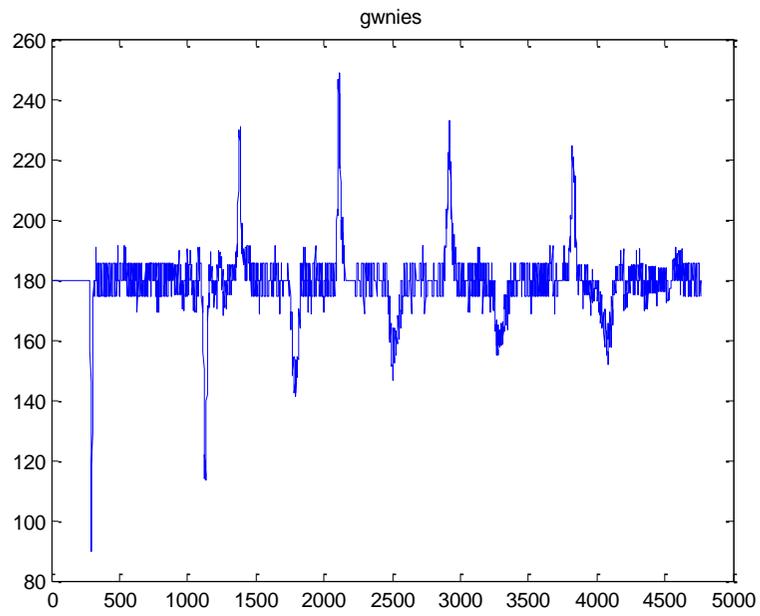
original image



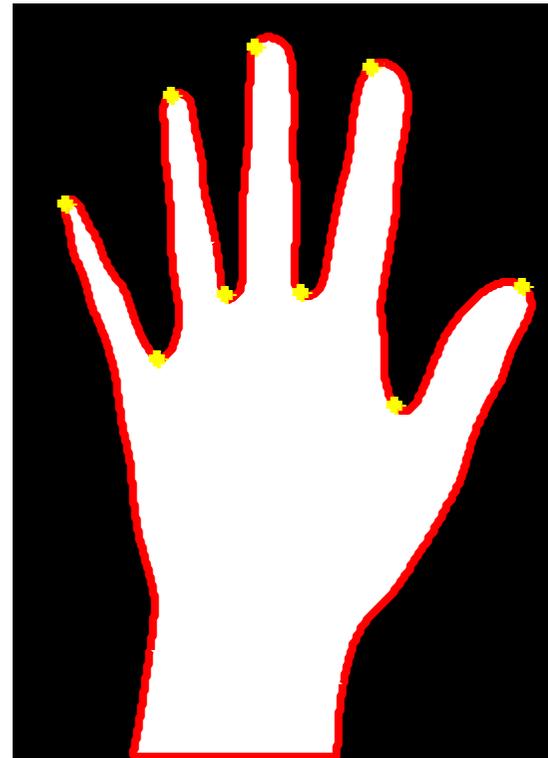
Εικόνα 12.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

Εικόνα 12.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

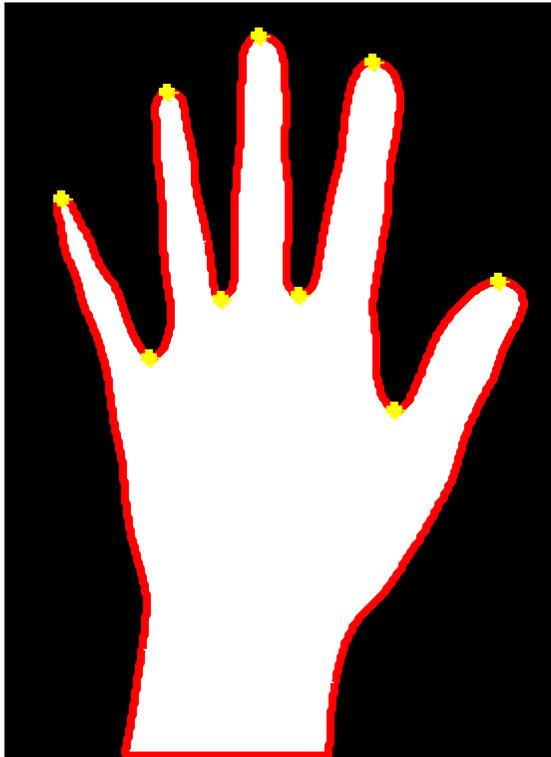




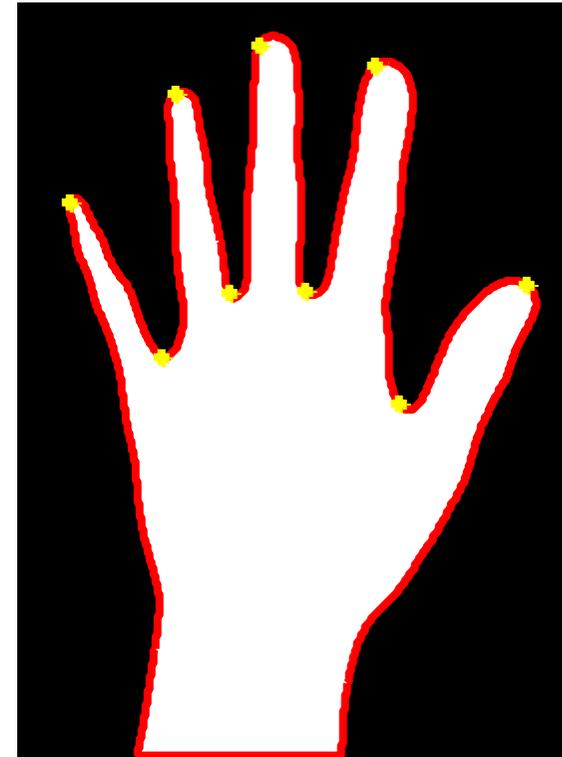
Εικόνα 12.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 12.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος



Εικόνα 12.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος  
στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 12.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος  
στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image



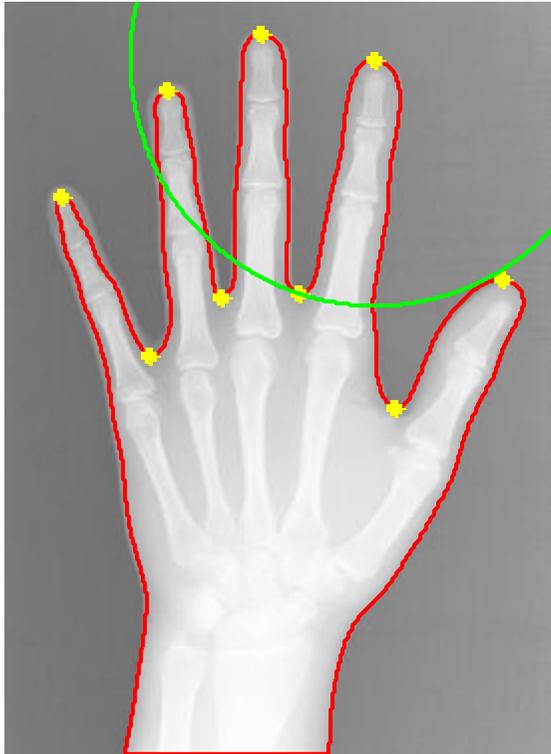
αριστερό χέρι



Εικόνα 12.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

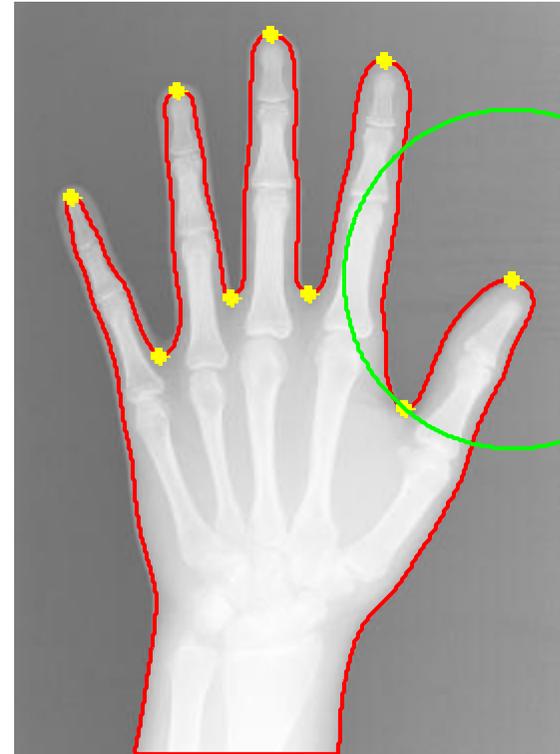
Εικόνα 12.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό

original image



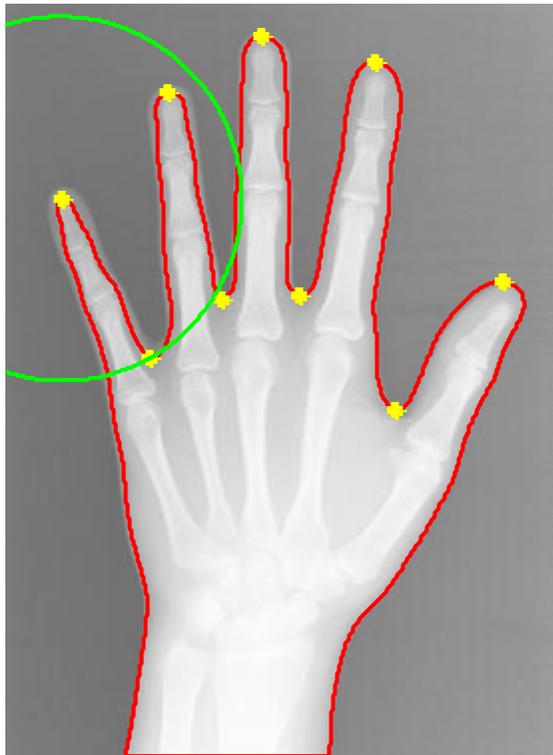
Εικόνα 12.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)

original image



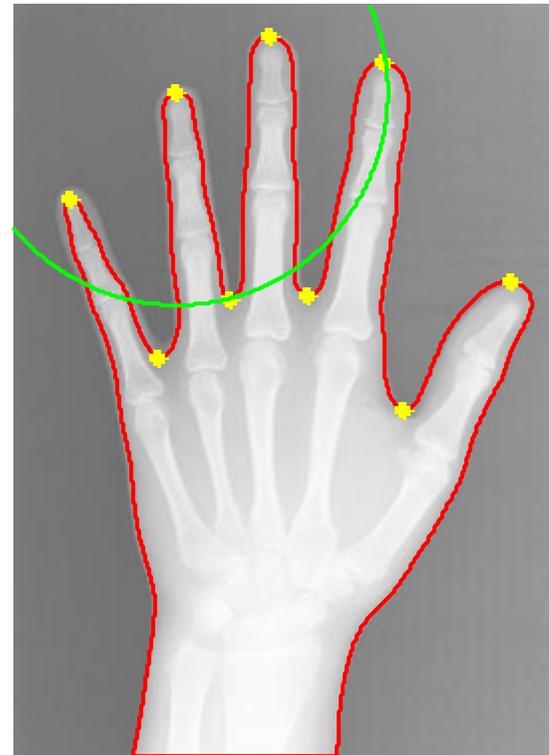
Εικόνα 12.22: Κύκλος αντίχειρα

original image



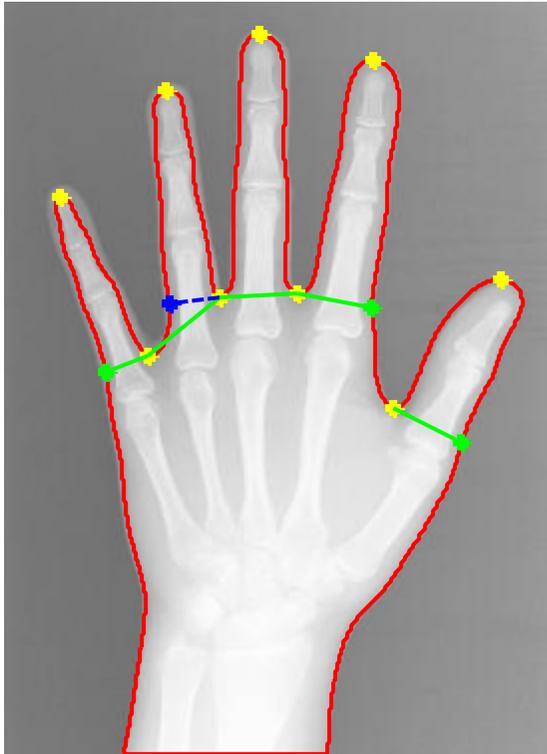
Εικόνα 12.23: Κύκλος μικρού δακτύλου

original image



Εικόνα 12.24:Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)

original image



Εικόνα 12.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων του

### 13. Ακτινογραφία 13

grayscale original image



Εικόνα 13.1: Αρχική grayscale εικόνα

grayscale SWT image



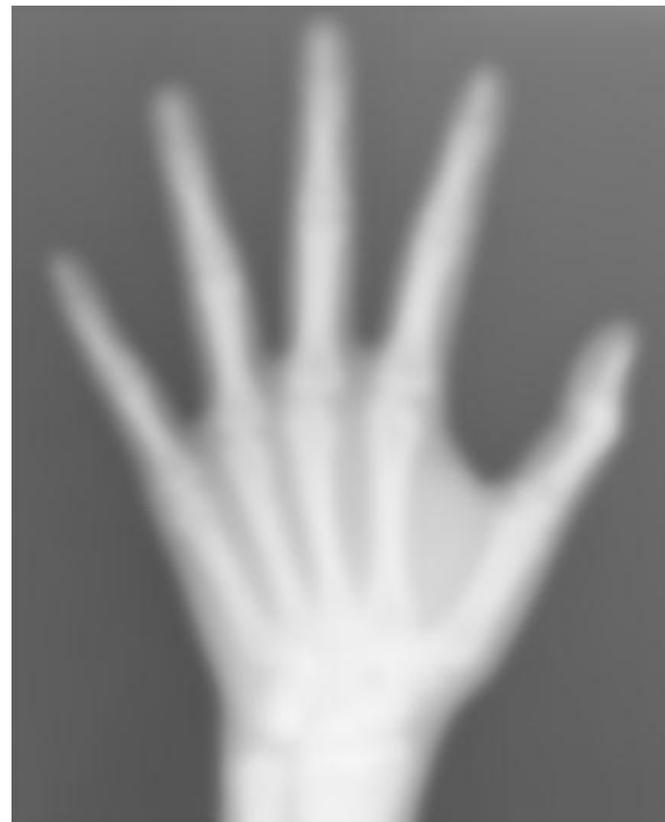
Εικόνα 13.2: Αποθρομβωποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



Εικόνα 13.3: Εικόνα μετά την αποθρομβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

wiener filtering



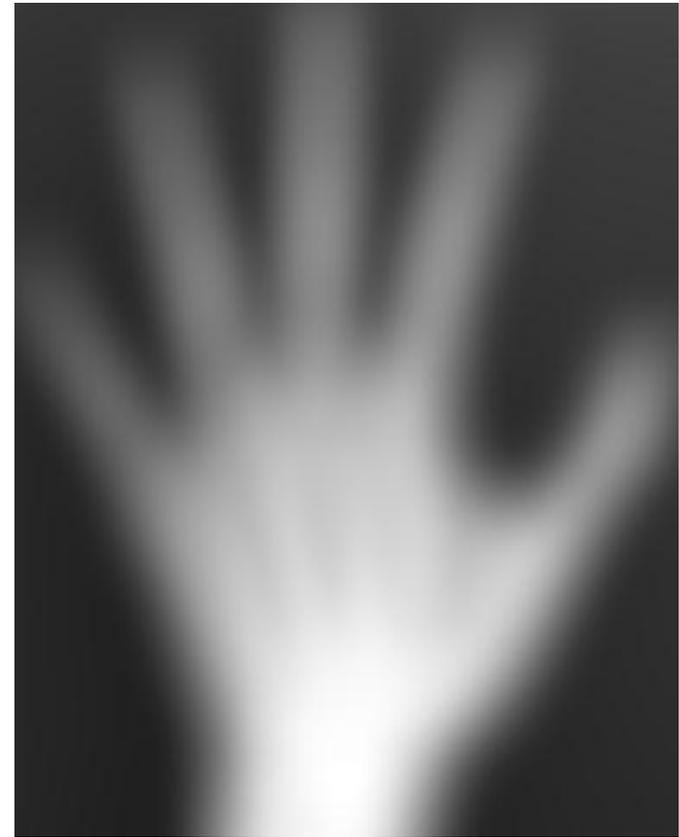
Εικόνα 13.4: Εικόνα μετά την αποθρομβοποίηση με φίλτρο wiener



neighbourhood sliding operation



cropped image

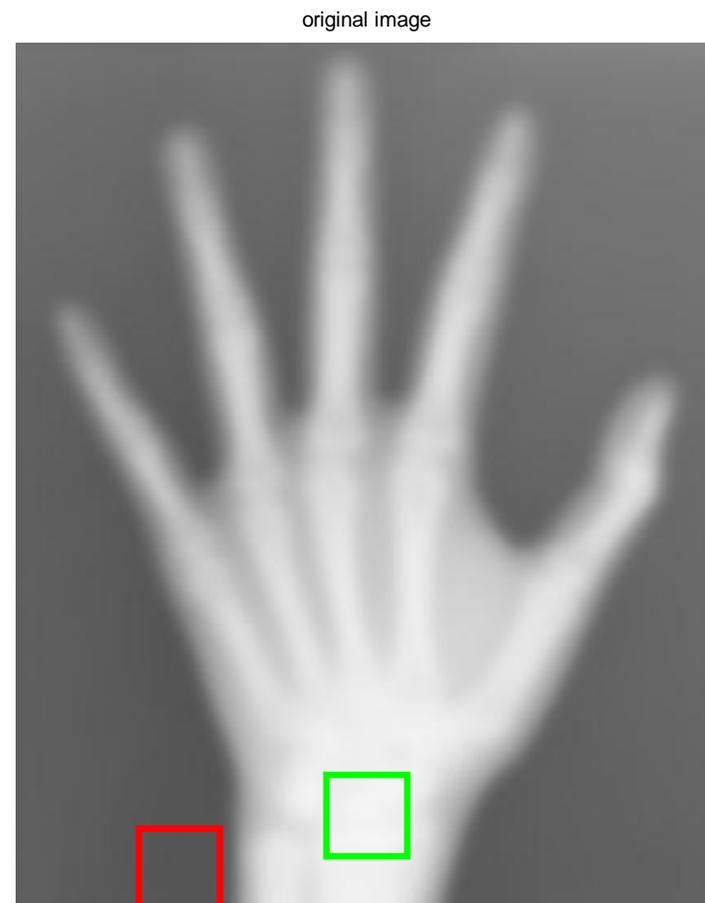


Εικόνα 13.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

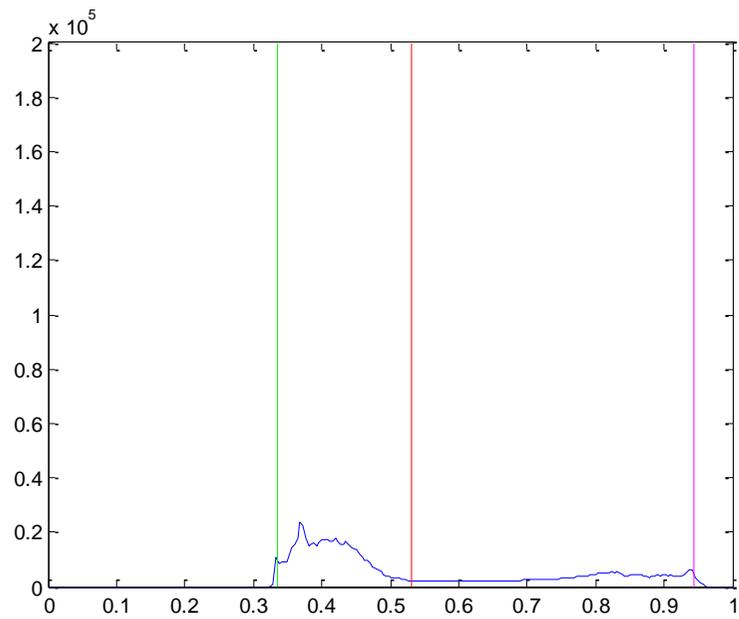
Εικόνα 13.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα



Εικόνα 13.7: Εικόνα 13.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)

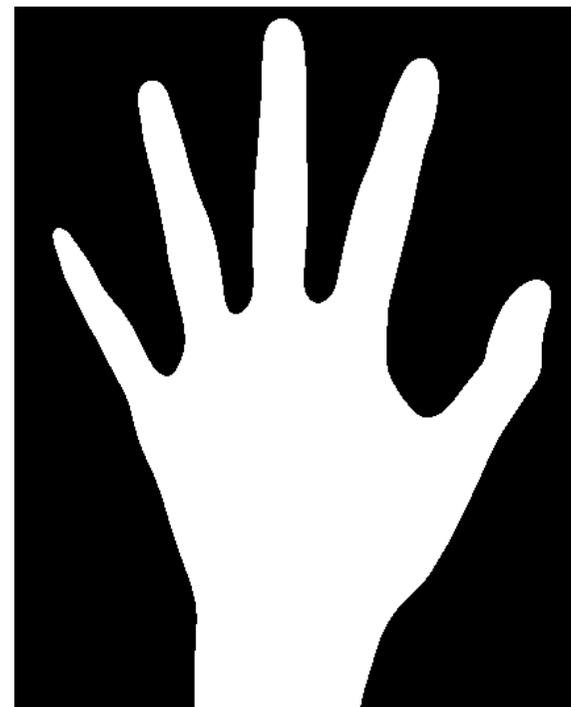


Εικόνα 13.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



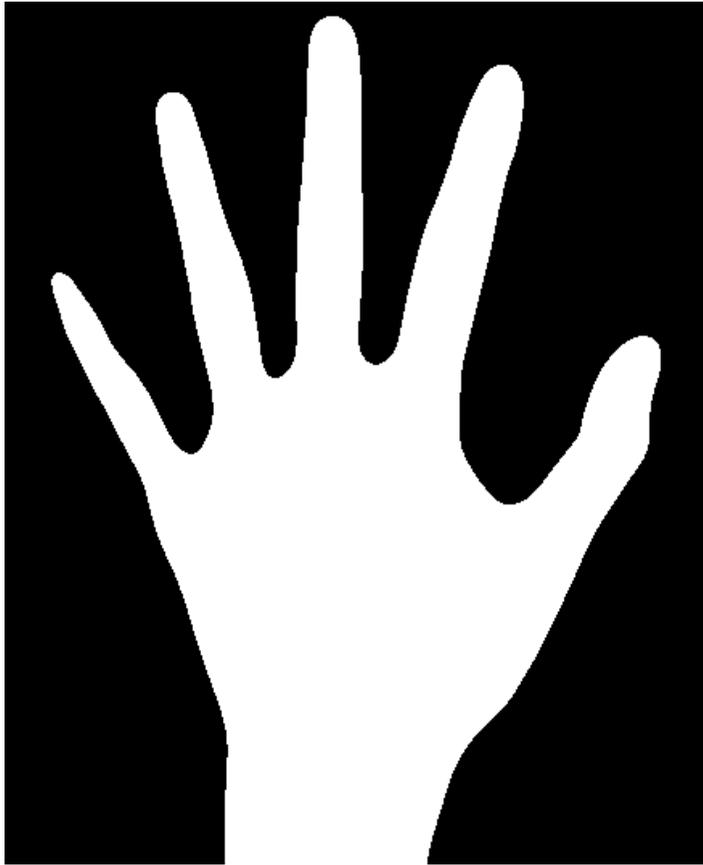
Εικόνα 13.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image th<sub>low</sub>=0.53



Εικόνα 13.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing



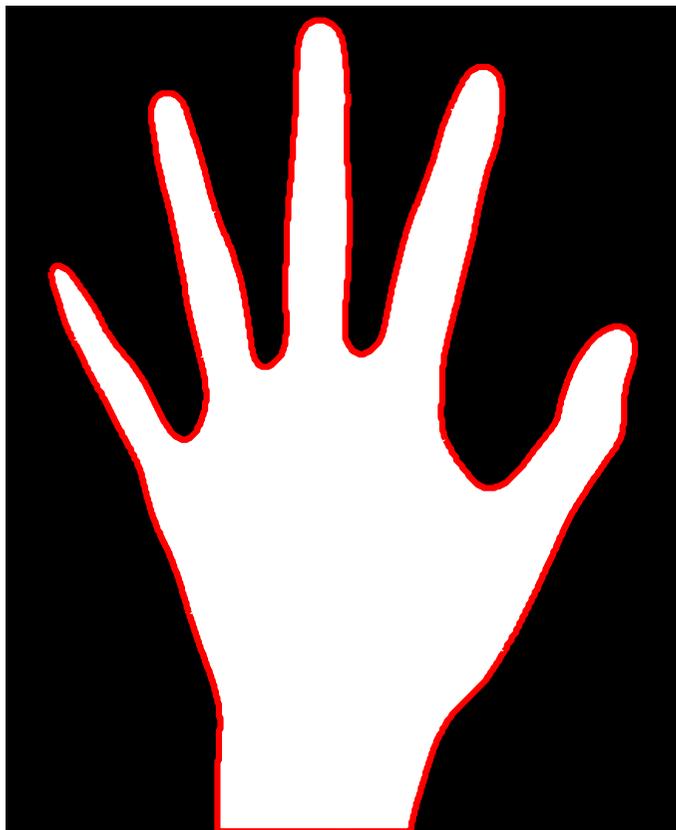
original image without the background



Εικόνα 13.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 13.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

open-closing

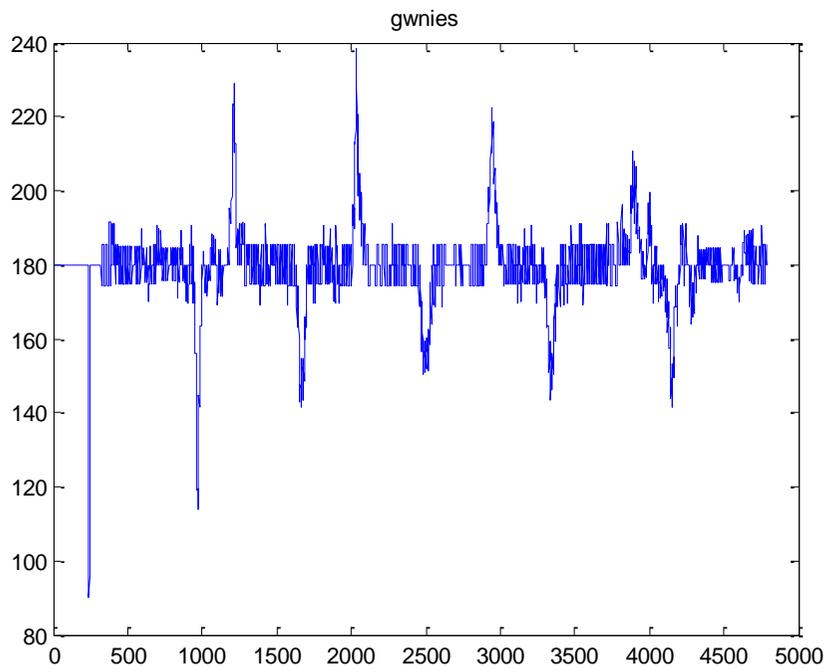


original image

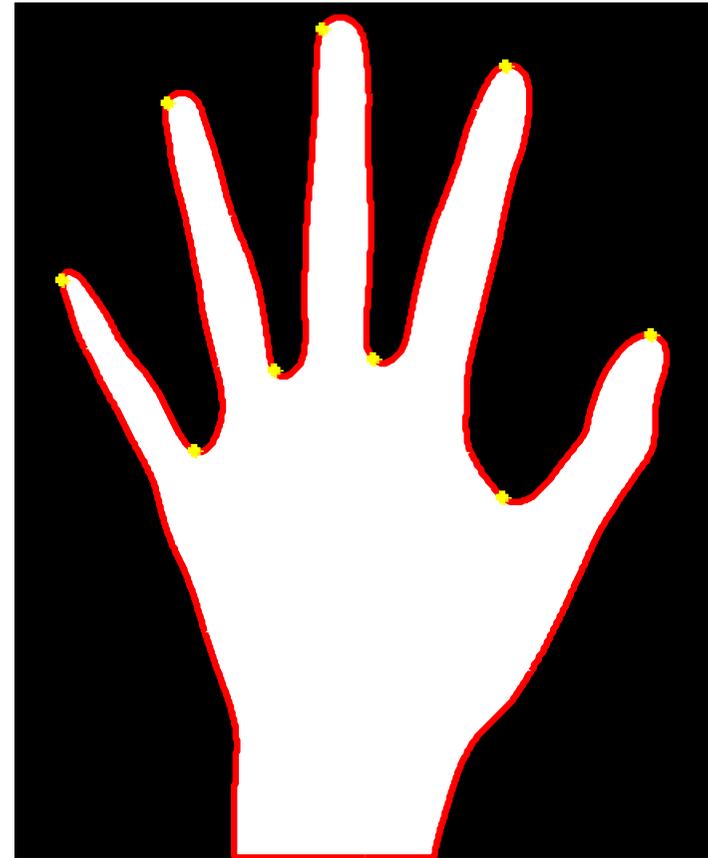


Εικόνα 13.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

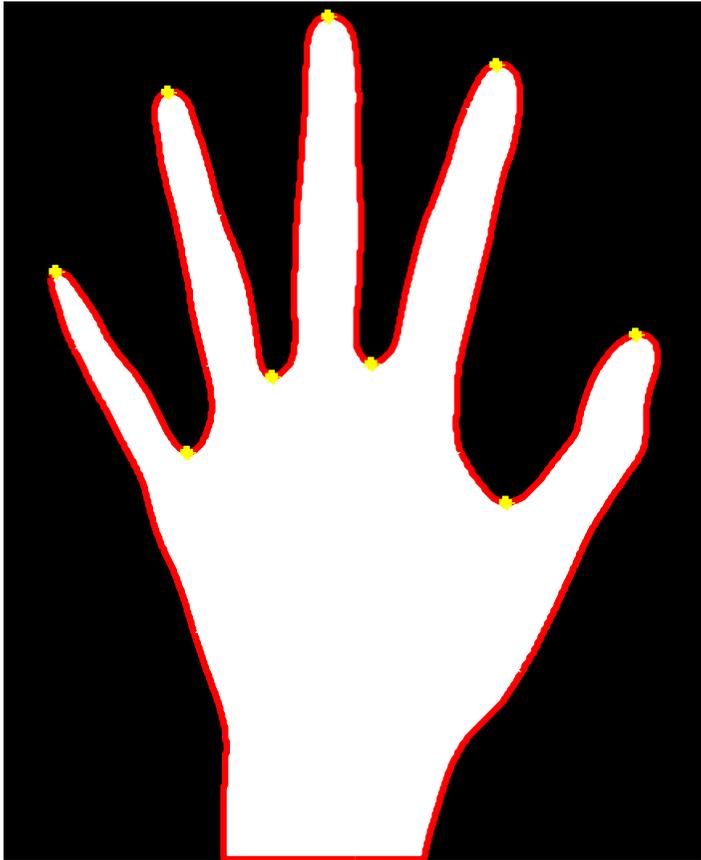
Εικόνα 13.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



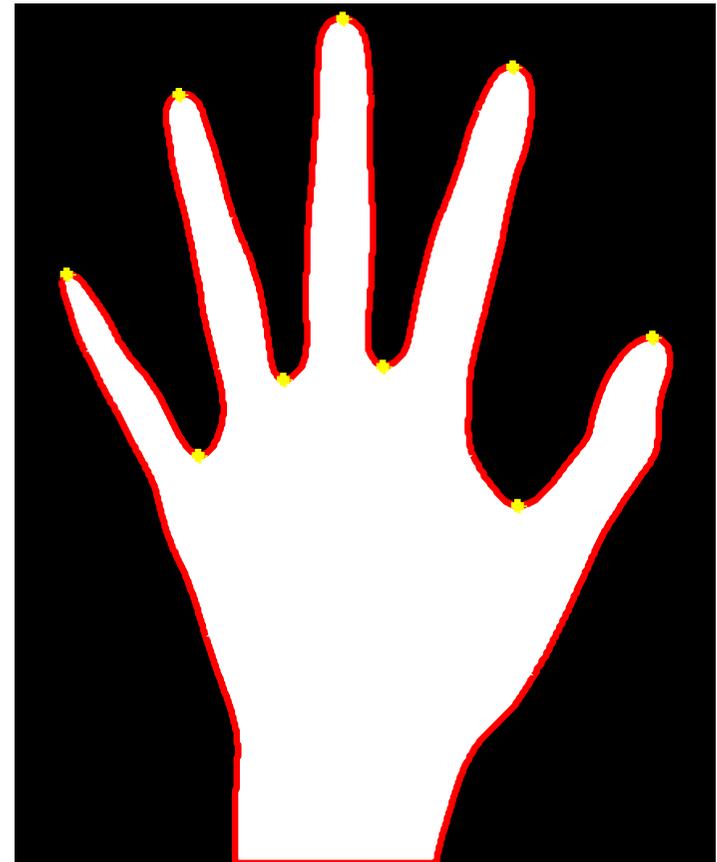
Εικόνα 13.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα



Εικόνα 13.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

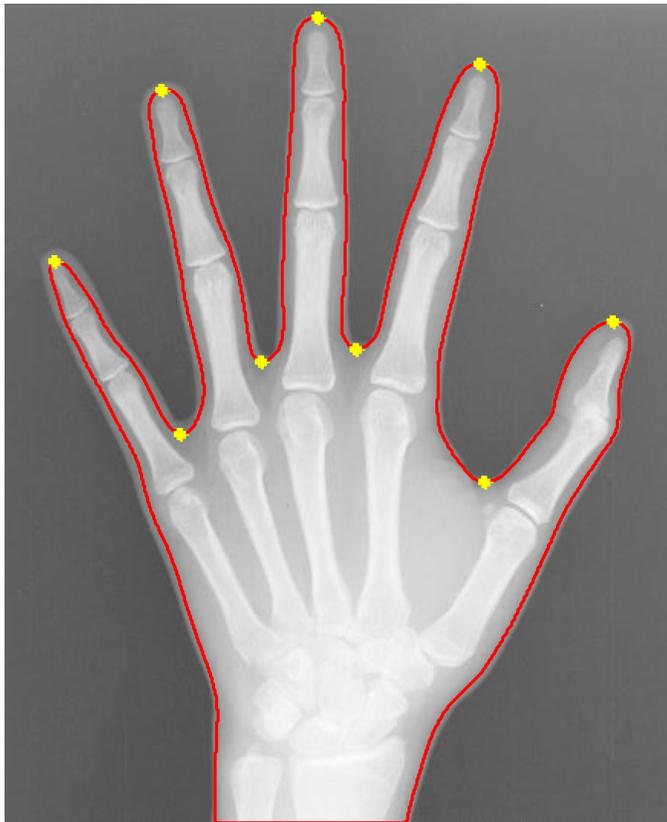


Εικόνα 13.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά την πρώτη διόρθωση



Εικόνα 13.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

original image



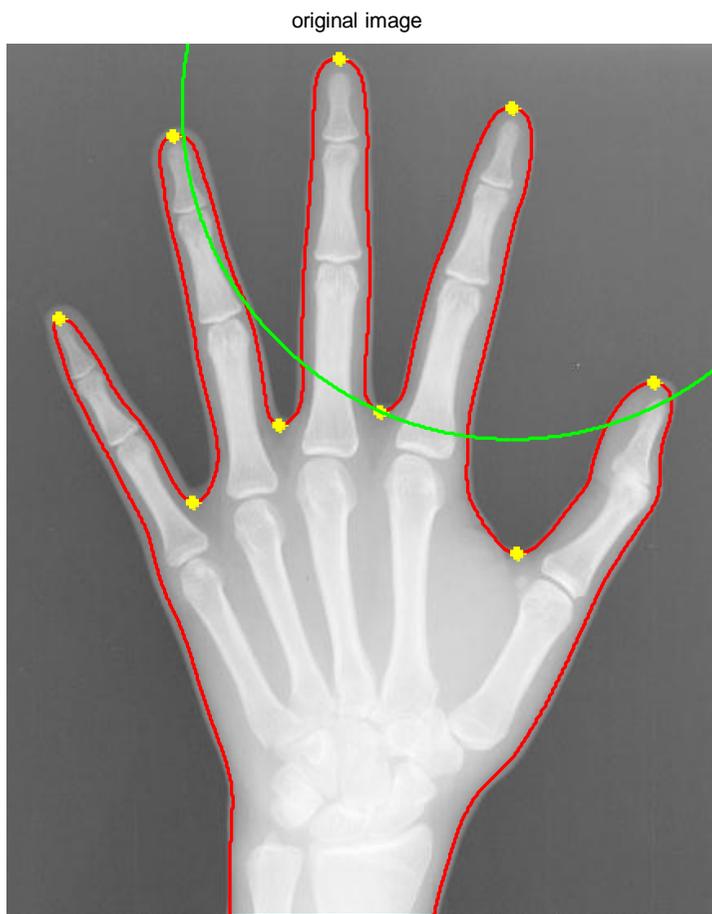
αριστερό χέρι



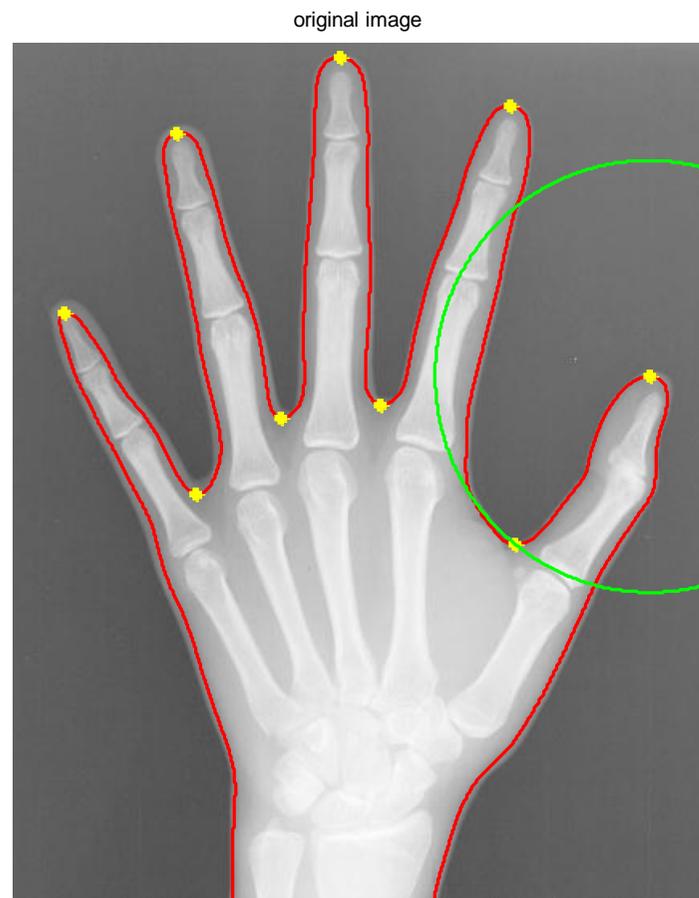
Εικόνα 13.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις

Εικόνα 13.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό

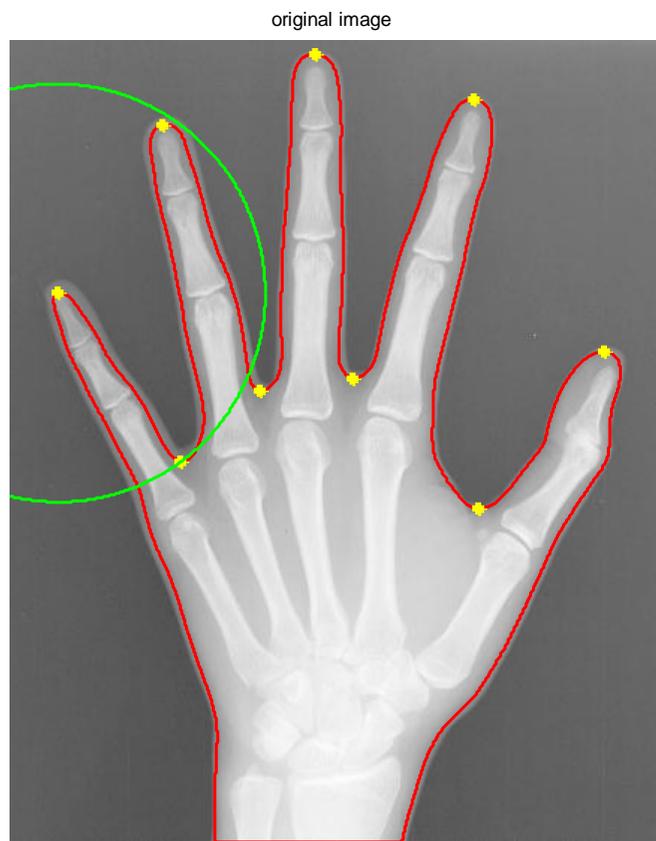




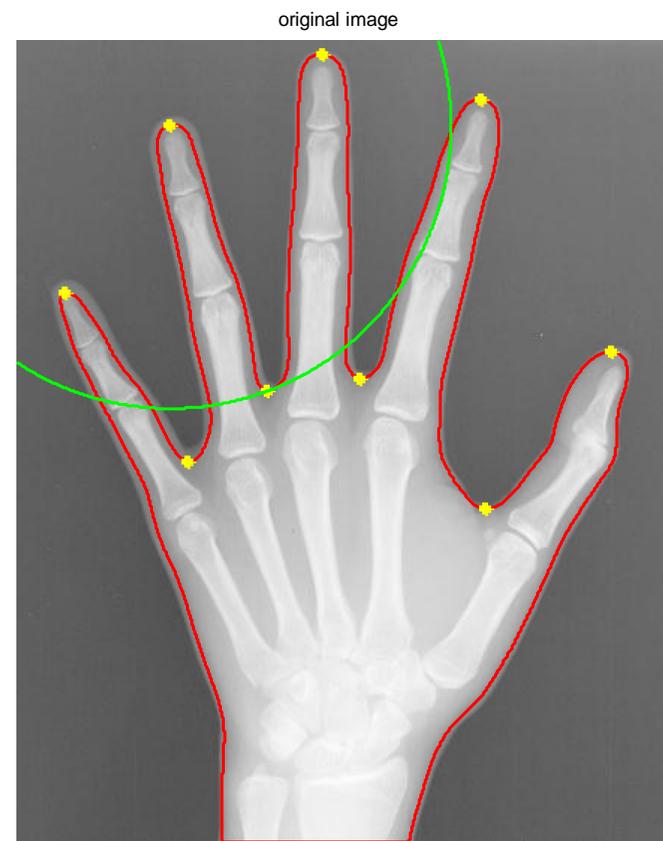
Εικόνα 13.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)



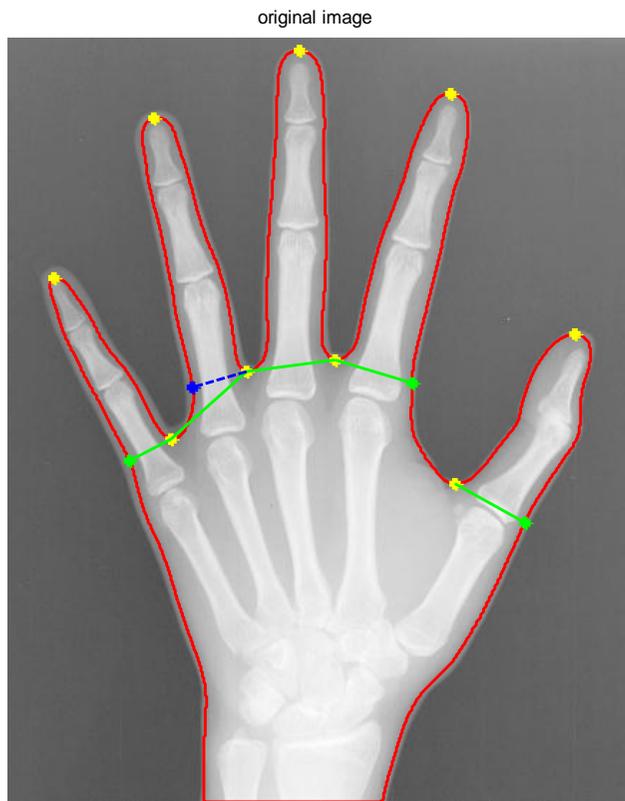
Εικόνα 13.22: Κύκλος αντίχειρα



Εικόνα 13.23: Κύκλος μικρού δακτύλου



Εικόνα 13.24:Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)



Εικόνα 13.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους

#### 14. Ακτινογραφία 14

grayscale original image



Εικόνα 14.1: Αρχική grayscale εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 14.2: Αποθρομβωποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



Εικόνα 14.3: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

wiener filtering



Εικόνα 14.4: Εικόνα μετά την αποθορυβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation

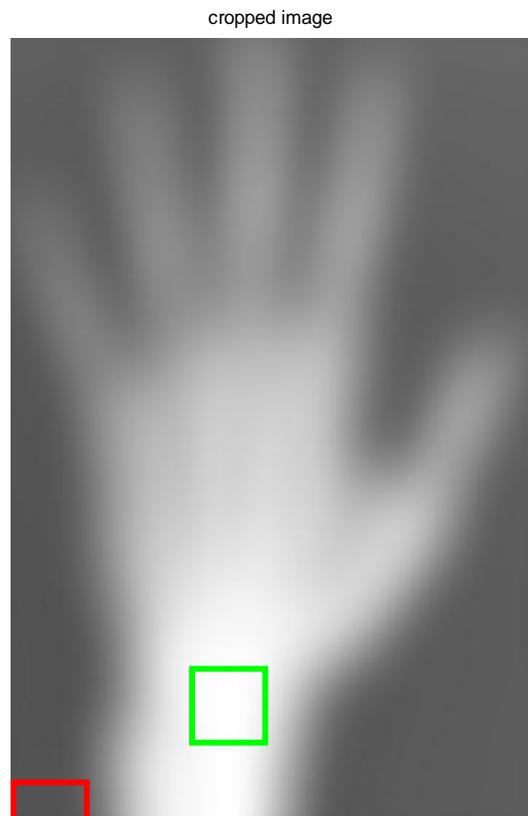


cropped image

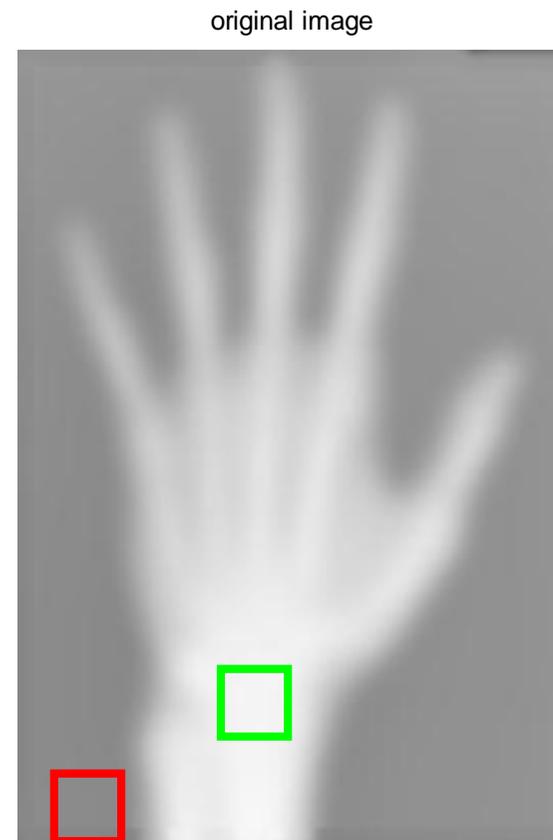


Εικόνα 14.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

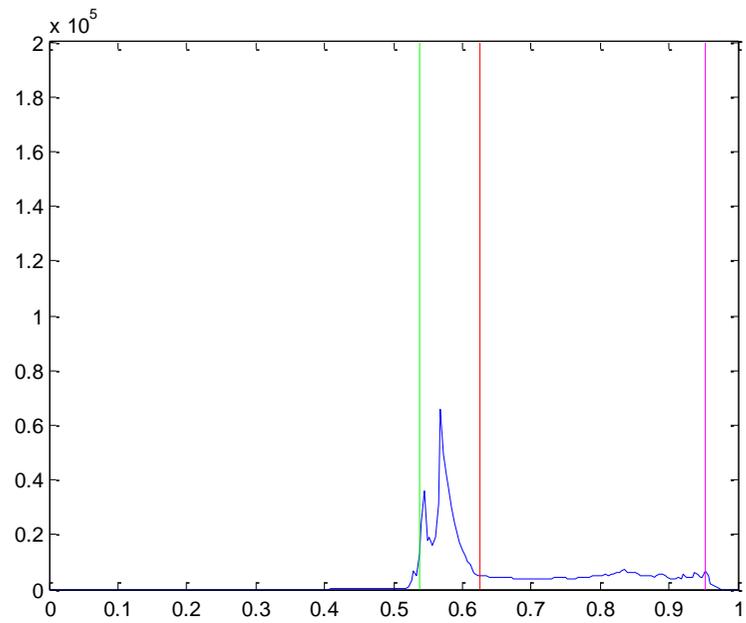
Εικόνα 14.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα



Εικόνα 14.7: Εικόνα 14.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)



Εικόνα 14.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



Εικόνα 14.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.625$



Εικόνα 14.10: Κατωφλιωμένη εικόνα



open-closing



original image without the background



Εικόνα 14.11: Κατωφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

Εικόνα 14.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background

open-closing

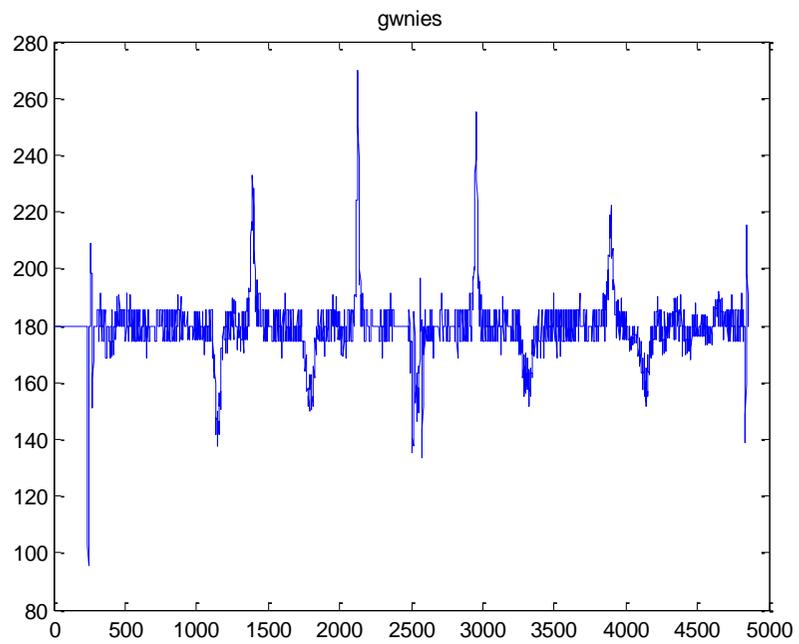


original image

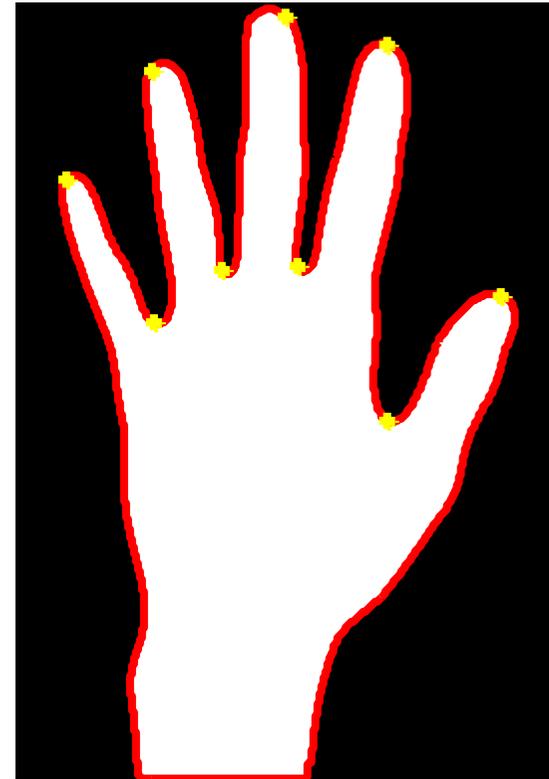


Εικόνα 14.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

Εικόνα 14.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

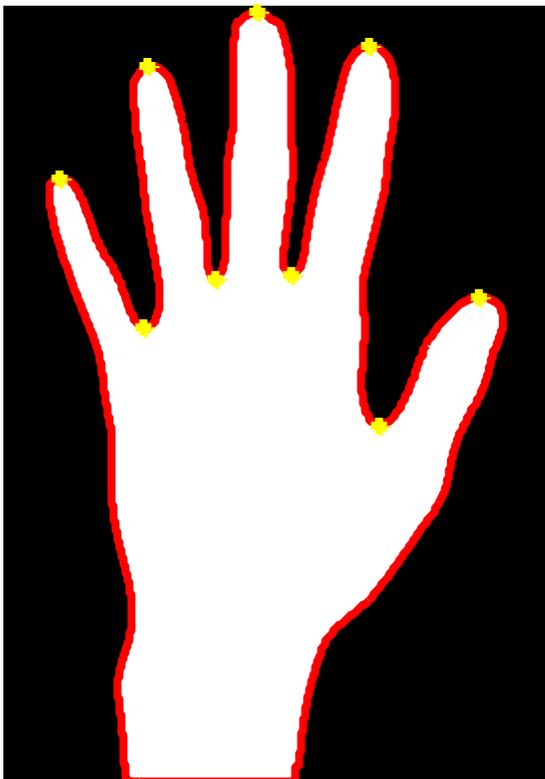


Εικόνα 14.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα

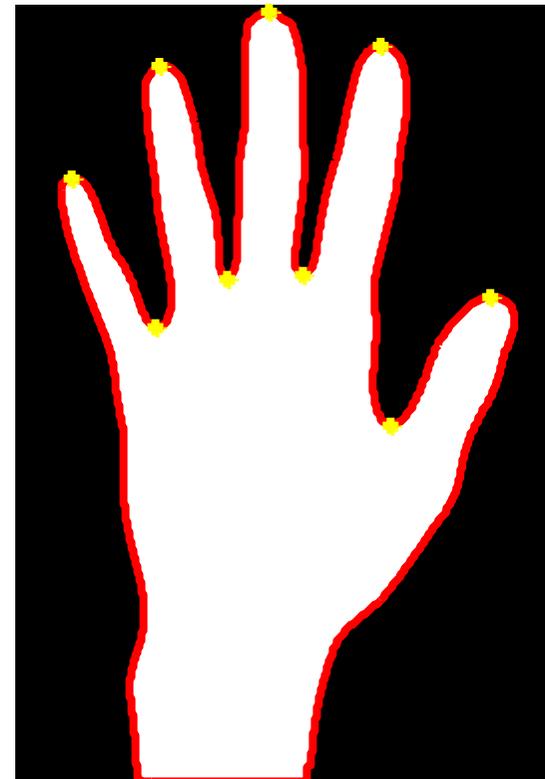


Εικόνα 14.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

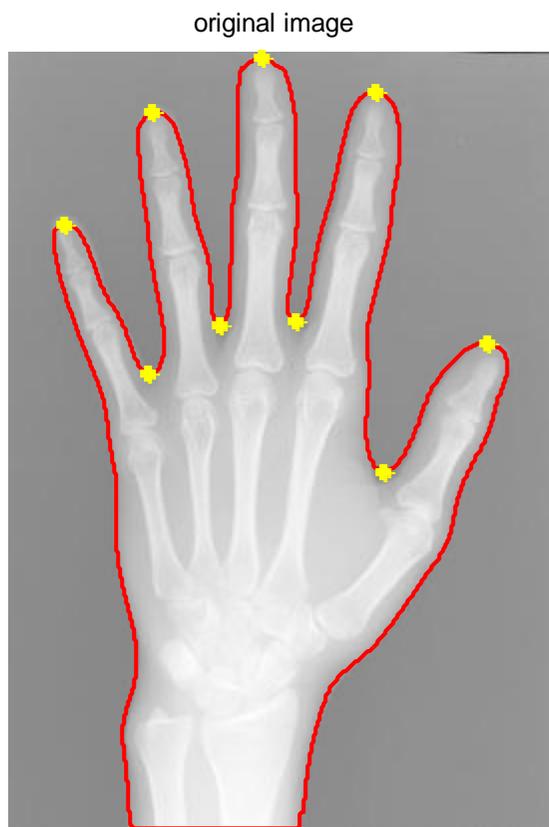
open-closing



Εικόνα 14.17: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά την πρώτη διόρθωση



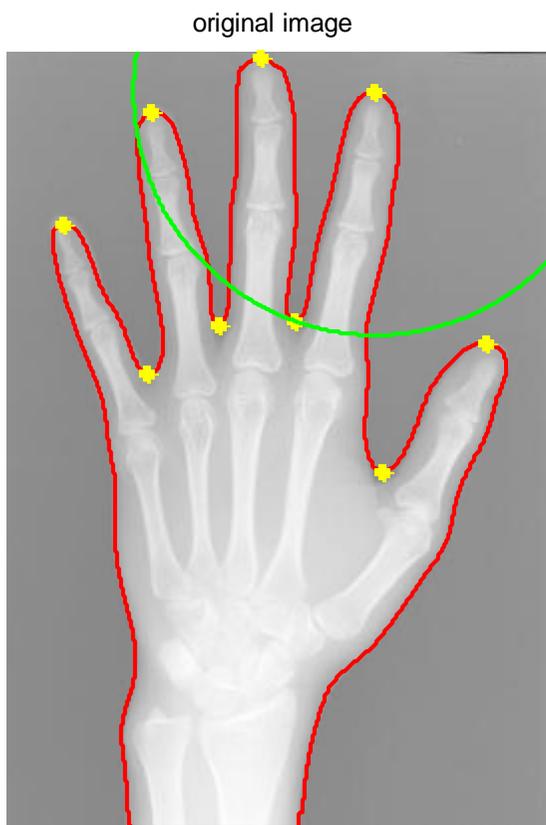
Εικόνα 14.18: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



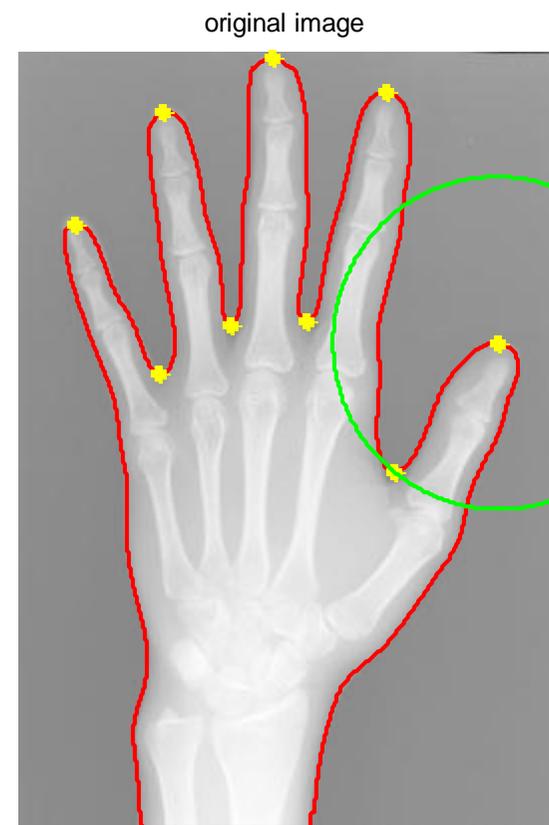
Εικόνα 14.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



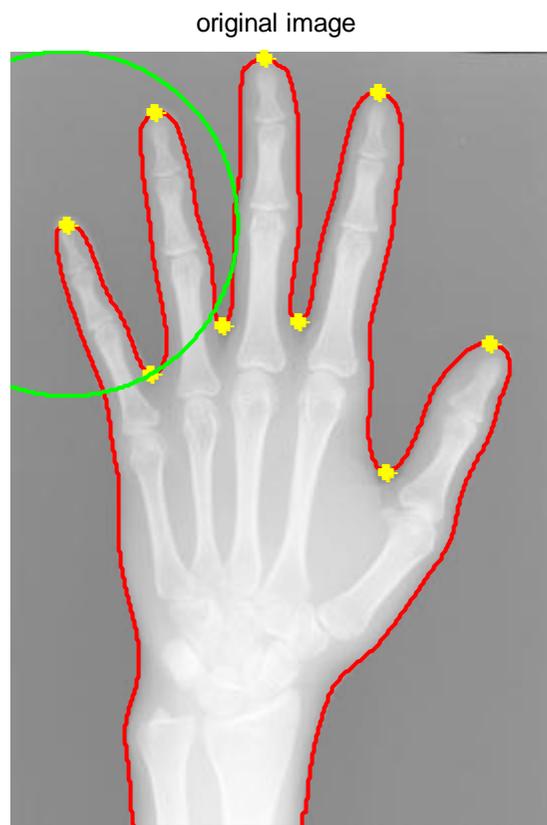
Εικόνα 14.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό



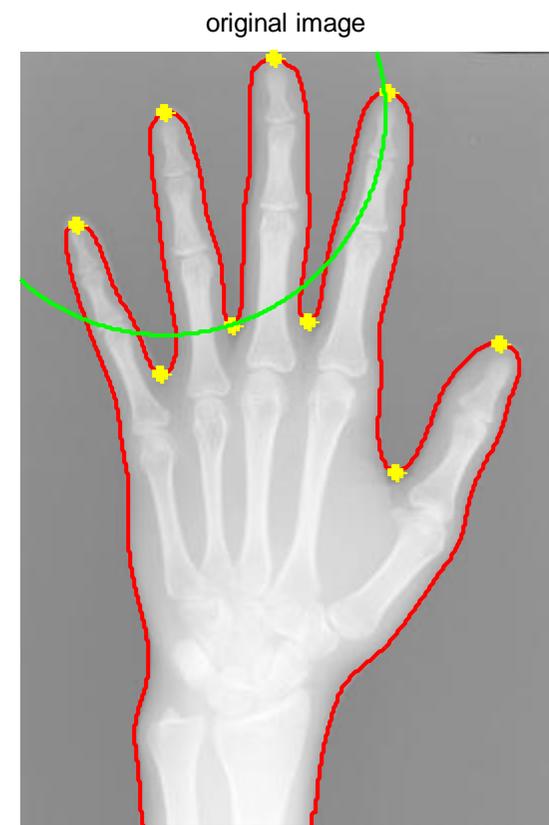
Εικόνα 14.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)



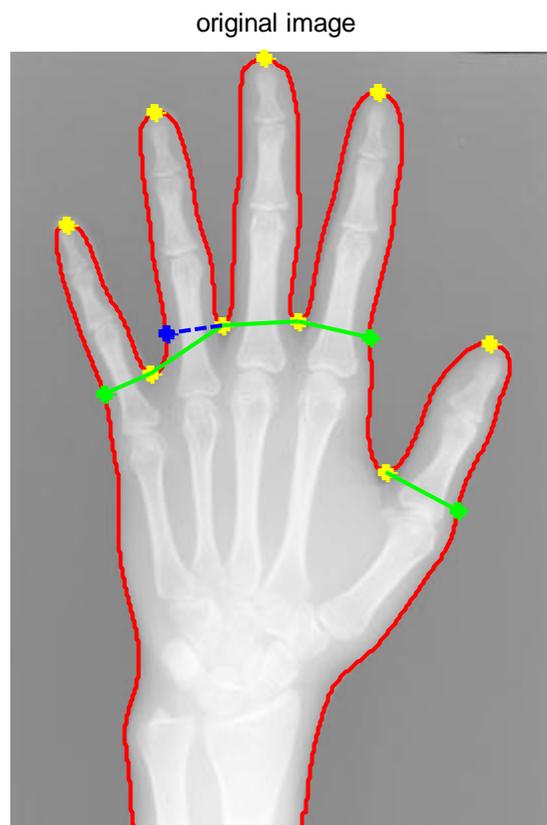
Εικόνα 14.22: Κύκλος αντίχειρα



Εικόνα 14.23: Κύκλος μικρού δακτύλου



Εικόνα 14.24: Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)



Εικόνα 14.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων τους



## 15. Ακτινογραφία 15

grayscale original image



Εικόνα 15.1: Αρχική grayscale εικόνα

grayscale SWT image



Εικόνα 15.2: Αποθоруβοποιημένη SWT grayscale εικόνα

gaussian filtering with  $\sigma=8$ , [200 200]



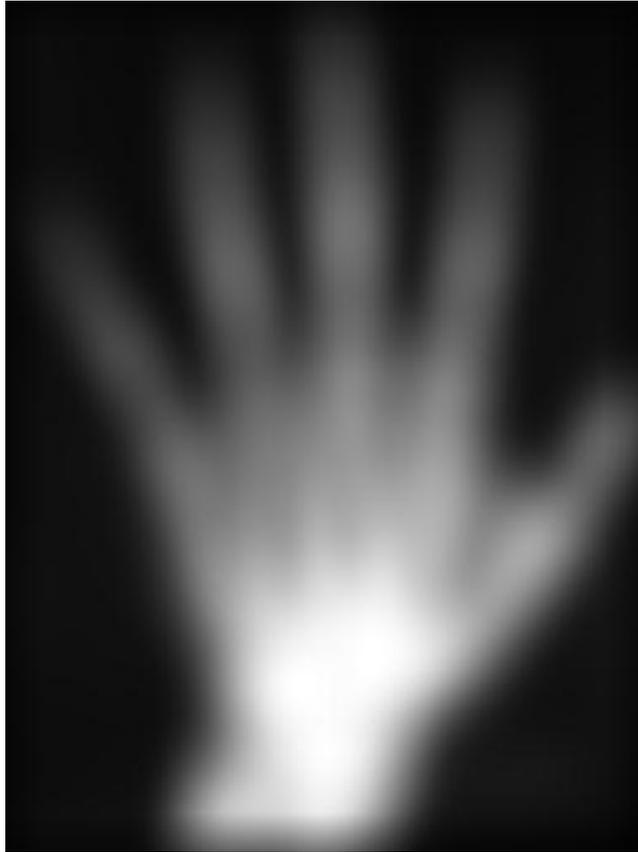
wiener filtering



Εικόνα 15.3: Εικόνα μετά την αποθρομβοποίηση με γκαουσιανό πυρήνα

Εικόνα 15.4: Εικόνα μετά την αποθρομβοποίηση με φίλτρο wiener

neighbourhood sliding operation



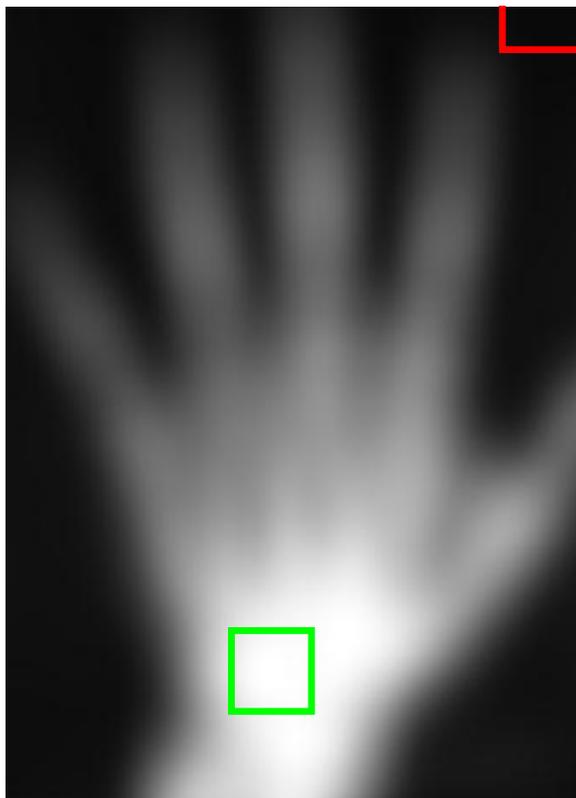
cropped image



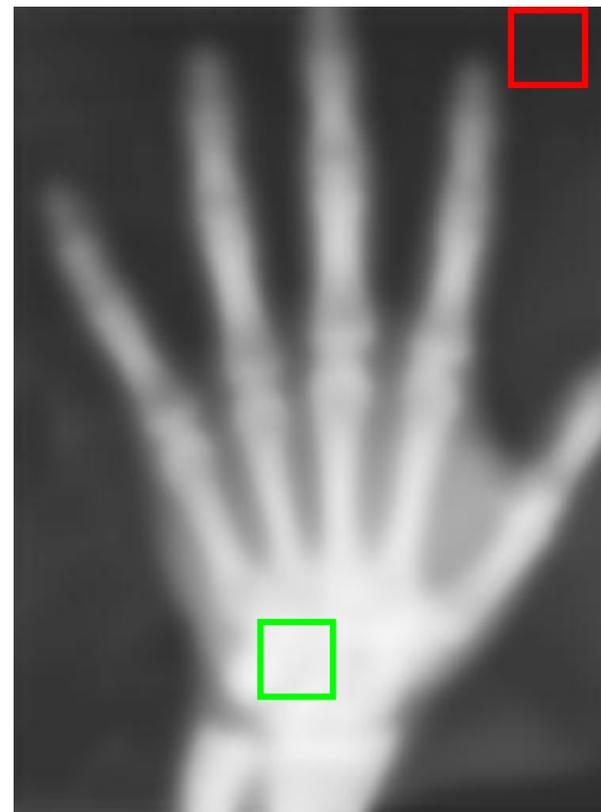
Εικόνα 15.5: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου

Εικόνα 15.6: Αποβολή του zero padding από την εικόνα

cropped image

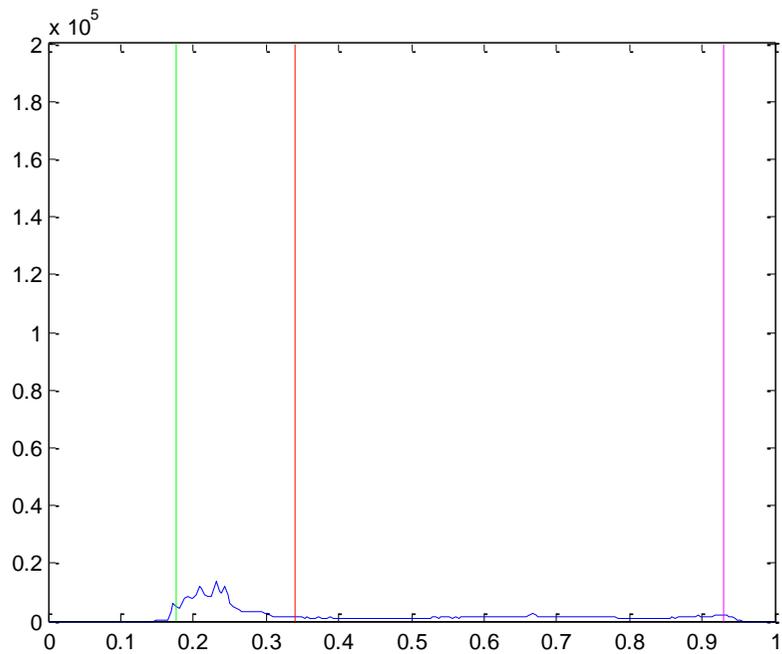


original image



Εικόνα 15.7: Εικόνα 15.6 με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης φωτεινότητας (κόκκινο)

Εικόνα 15.8: Εικόνα μετά την εφαρμογή της διαδικασίας κυλιόμενου παραθύρου με παράλληλη εμφάνιση των περιοχών μέγιστης (πράσινο) και ελάχιστης (κόκκινο) φωτεινότητας



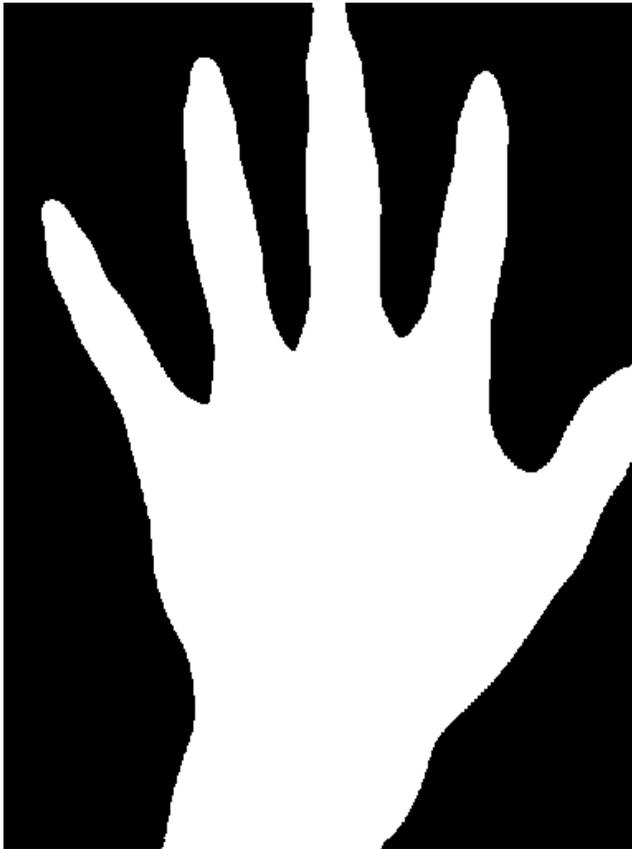
Εικόνα 15.9: Ιστόγραμμα εικόνας με επισήμανση της μέσης τιμής της περιοχής μέγιστης φωτεινότητας (μοβ), της μέσης τιμής της περιοχής ελάχιστης φωτεινότητας (πράσινο) και του κατωφλίου

binary image  $th_{ow}=0.34$



Εικόνα 15.10: Κατωφλιωμένη εικόνα

open-closing

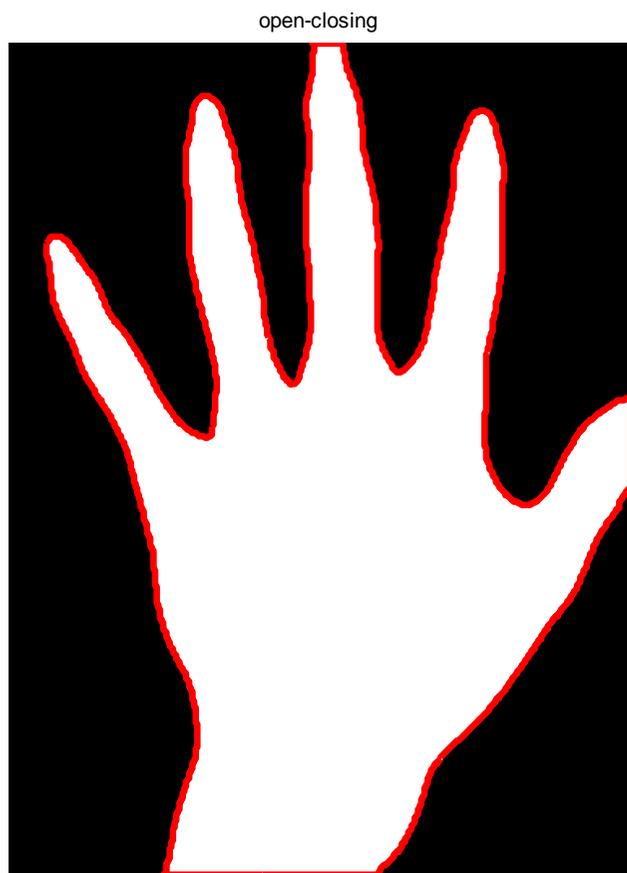


original image without the background



Εικόνα 15.11: Κατοφλιωμένη εικόνα μετά την εφαρμογή open-closing

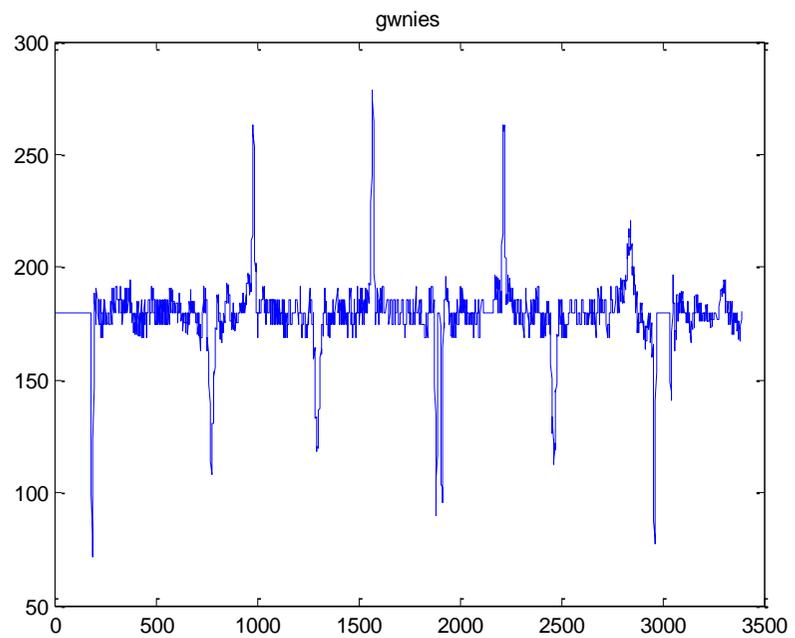
Εικόνα 15.12: Εικόνα SWT με αποβολή του θορυβώδους background



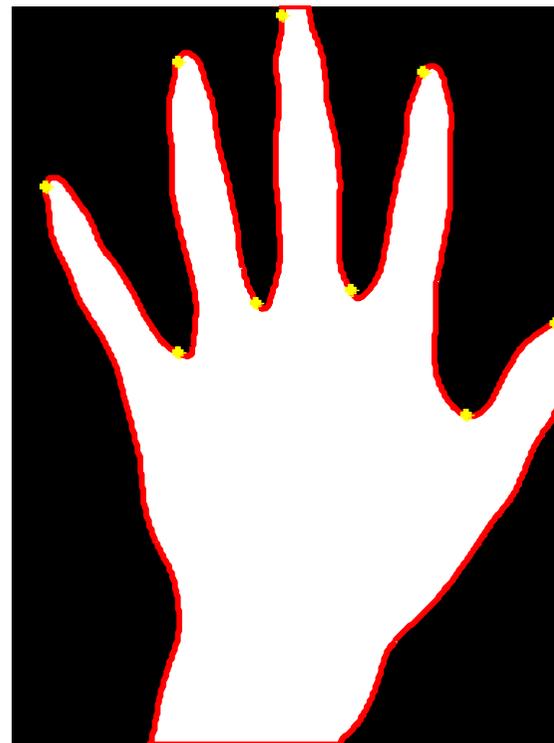
Εικόνα 15.13 : Κατωφλιωμένη εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος



Εικόνα 15.14 : SWT μ/σ εικόνα με εμφάνιση του περιγράμματος

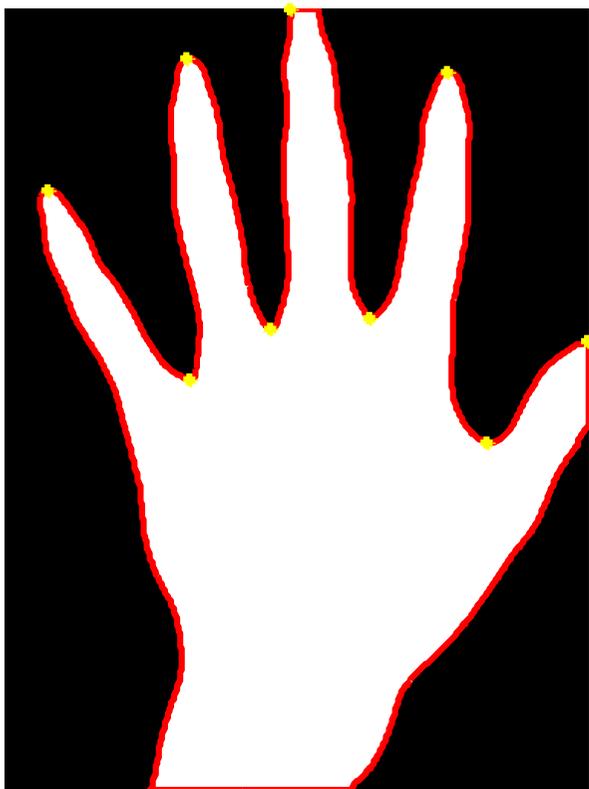


Εικόνα 15.15: Γραφική παράσταση γωνιών στο περίγραμμα

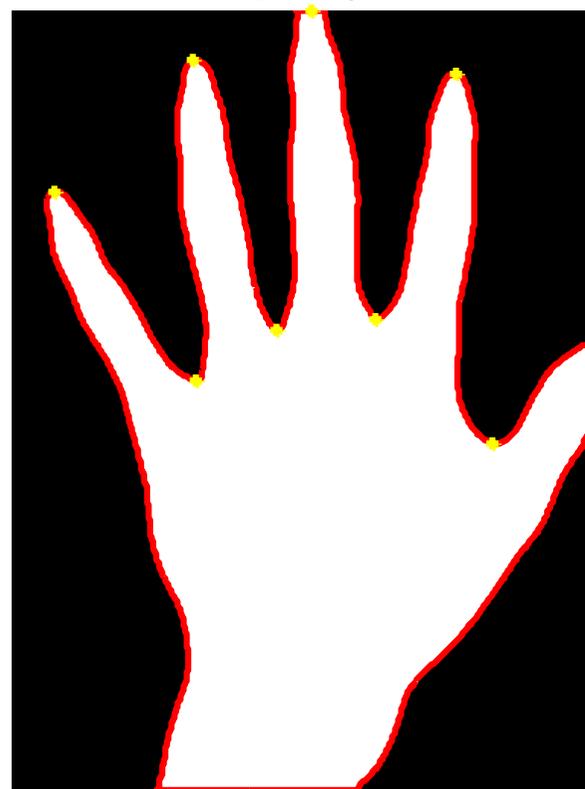


Εικόνα 15.16: Εμφάνιση εκτίμησης θέσεως σημαντικών σημείων του περιγράμματος

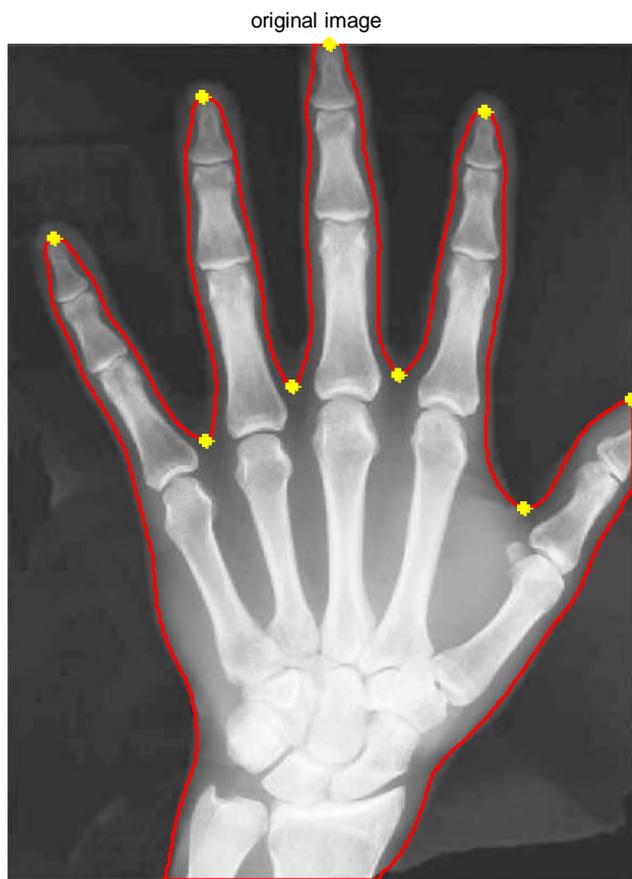




Εικόνα 15.17:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά την πρώτη διόρθωση



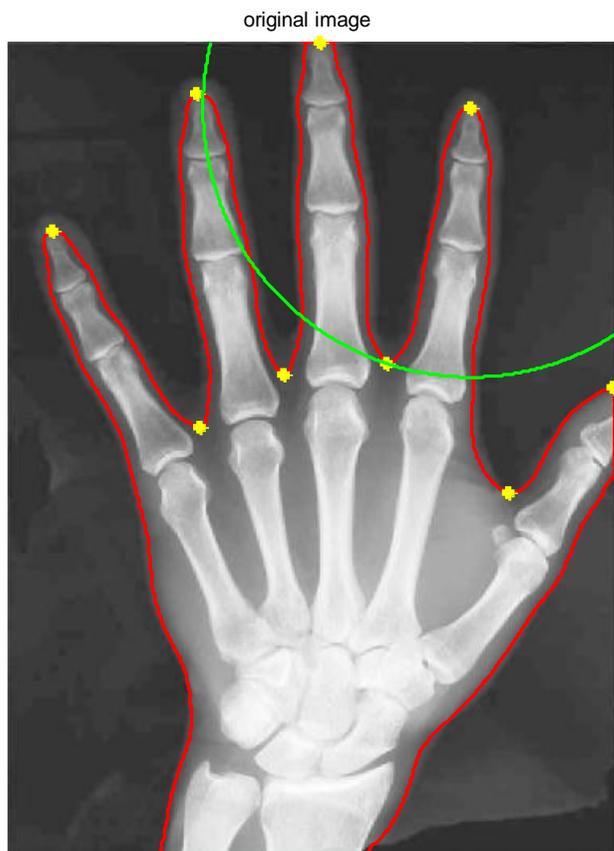
Εικόνα 15.18:Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην κατωφλιωμένη εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



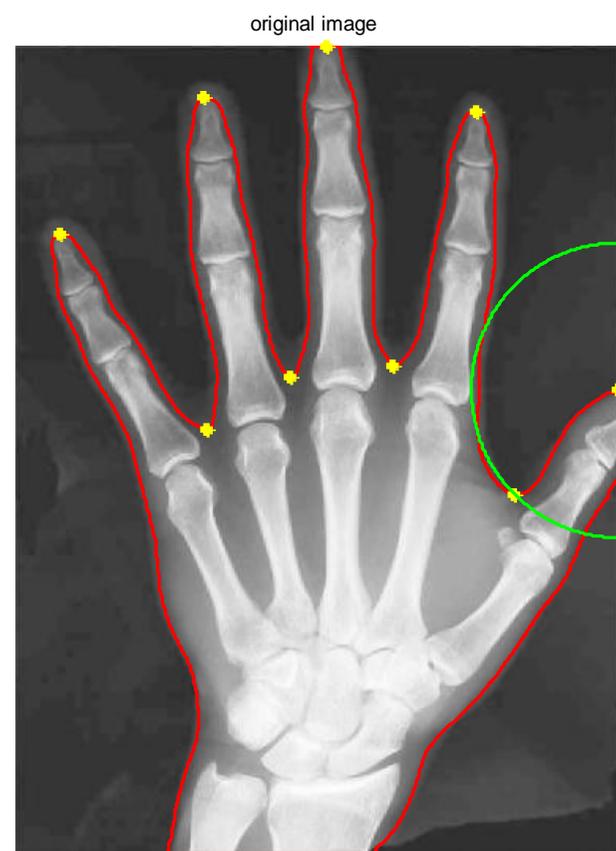
Εικόνα 15.19: Εμφάνιση θέσεων σημαντικών σημείων του περιγράμματος στην αρχική grayscale εικόνα μετά τις τελικές διορθώσεις



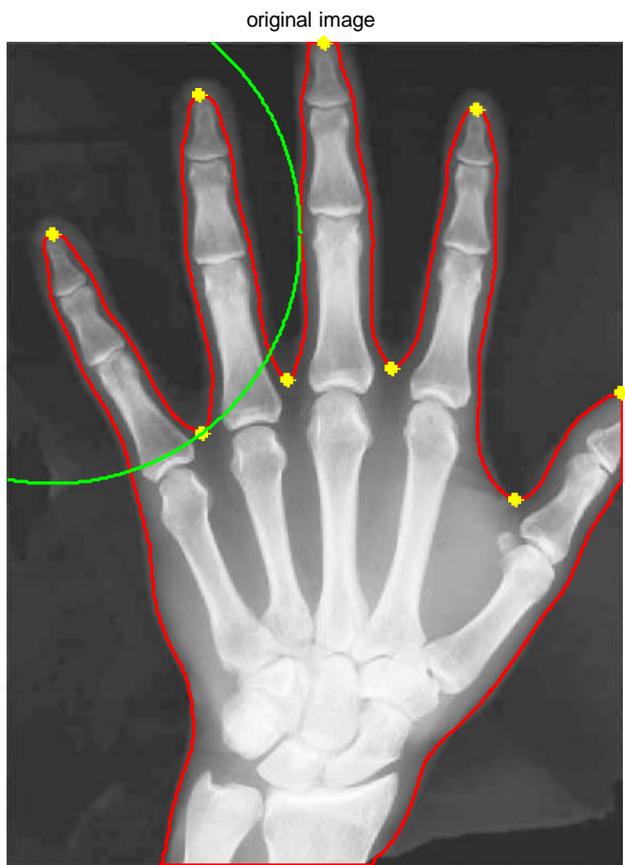
Εικόνα 15.20: Το προς εξέταση χέρι είναι αριστερό



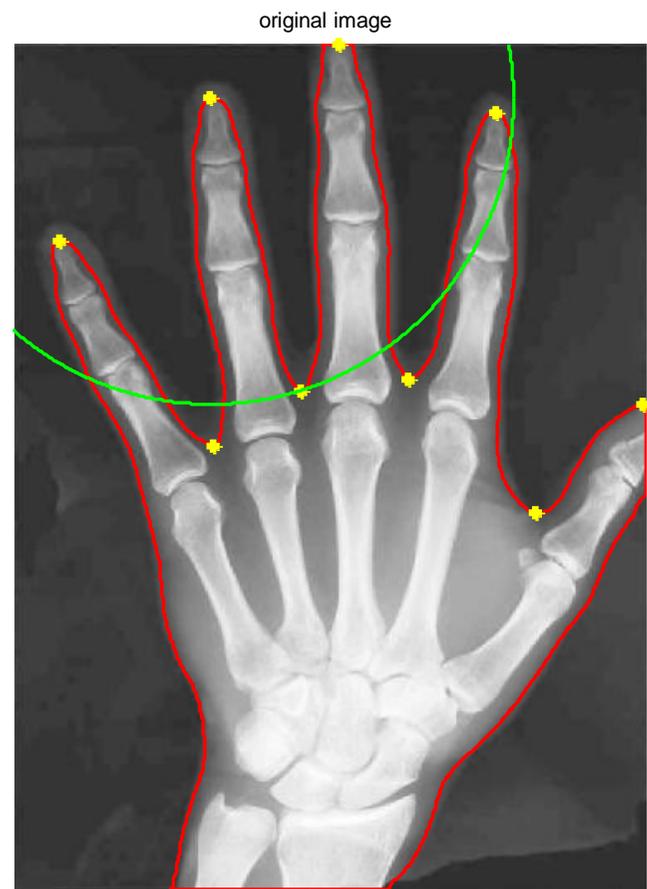
Εικόνα 15.21: Κύκλος τέταρτου δακτύλου (παράμεσου)



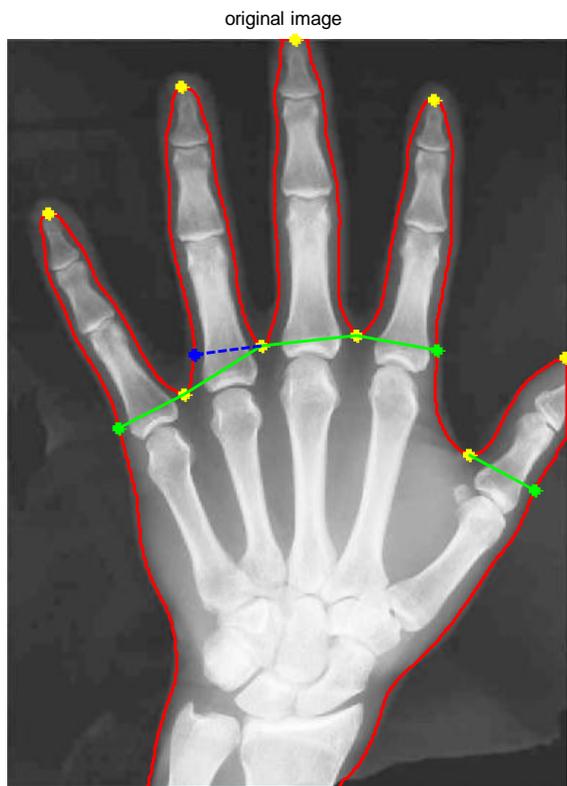
Εικόνα 15.22: Κύκλος αντίχειρα



Εικόνα 15.23: Κύκλος μικρού δακτύλου



Εικόνα 15.24:Κύκλος δεύτερου δακτύλου (β' εκτίμηση)



Εικόνα 15.25: Πρώτη κατάτμηση των δακτύλων και της παλάμης  
με αντίστοιχη παρουσίαση των ορίων του