



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΑΓΡΟΝΟΜΩΝ ΚΑΙ ΤΟΠΟΓΡΑΦΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΤΟΠΟΓΡΑΦΙΑΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΤΗΛΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗΣ

**Αυτόματη Υπερφασματική Μέθοδος
για την Ανίχνευση, Αναγνώριση και Ταξινόμηση
του Ερυθήματος της Ψωρίασης**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Βικτωρία Κριστολλάρη

Επιβλέπουσα Καθηγήτρια: Βασιλεία Καραθανάση
Αν. Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούλιος 2016



NATIONAL TECHNICAL UNIVERSITY OF ATHENS
SCHOOL OF RURAL AND SURVEYING ENGINEERING
DEPARTMENT OF TOPOGRAPHY
LABORATORY OF REMOTE SENSING

**Automatic Hyperspectral Method
for the Detection, Recognition and Scoring
of Erythema in Psoriasis**

DIPLOMA THESIS

Victoria Kristollari

Supervising Professor: Vassilia Karathanassi
Assoc. Professor at N.T.U.A

Athens, July 2016



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΑΓΡΟΝΟΜΩΝ ΚΑΙ ΤΟΠΟΓΡΑΦΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΤΟΠΟΓΡΑΦΙΑΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΤΗΛΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗΣ

**Αυτόματη Υπερφασματική Μέθοδος
για την Ανίχνευση, Αναγνώριση και Ταξινόμηση
του Ερυθήματος της Ψωρίασης**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Βικτωρία Κριστολλάρη

Επιβλέπουσα Καθηγήτρια: Βασιλεία Καραθανάση
Αν. Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από τετραμελή εξεταστική επιτροπή στις 19 Ιουλίου 2016

.....
.....
Β. Καραθανάση
Αν. Καθηγήτρια
Ε.Μ.Π.

.....
.....
Δ. Αργιαλάς
Καθηγητής
Ε.Μ.Π.

.....
.....
Ε. Παπαδανίδ
Αν. Καθηγήτρια
Ε.Κ.Π.Α.

.....
.....
Π. Κολοκούσης
Δρ. Ε.Μ.Π

.....
Βικτωρία Κριστολλάρη
Διπλωματούχος Αγρονόμος και Τοπογράφος Μηχανικός Ε.Μ.Π.

Copyright © Βικτωρία Κριστολλάρη, 2016
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 εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς το 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.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η ανάλυση των υπερφασματικών απεικονίσεων έχει εξελιχθεί σε τέτοιο βαθμό ώστε να αποτελεί πλέον ένα από τα σημαντικότερα κεφάλαια της τηλεπισκόπησης. Όσον αφορά τον τομέα της ιατρικής, οι εφαρμογές των υπερφασματικών απεικονίσεων ολοένα και αυξάνονται, καθώς υπόσχονται μη παρεμβατικές, γρήγορες και ακριβείς εκτιμήσεις (Kreft et al., 2006). Ωστόσο, δεν έχει δημοσιευτεί ακόμη καμία ερευνητική προσπάθεια που να προσεγγίζει την ασθένεια της ψωρίασης με εικόνες υψηλής φασματικής ανάλυσης.

Η συγκεκριμένη δερματική ασθένεια επιδρά στο 3% του πληθυσμού (Morrow, 2004) και προκαλεί έντονη ψυχολογική επιβάρυνση λόγω της αλλοιωμένης όψης του δέρματος. Επίσης, το γεγονός ότι δεν έχει εντοπιστεί ακόμη οριστική θεραπεία (Naldi, 2010), καθιστά την ακριβή μέτρηση των αποτελεσμάτων των θεραπειών εξέχουσας σημασίας, διότι οι υπάρχουσες θεραπείες προκαλούν συχνά δυσάρεστες παρενέργειες. Ένα μέρος αυτού του κενού στην έρευνα προσπάθησε να καλύψει η παρούσα διπλωματική εργασία, στην οποία αναπτύσσεται μία αυτόματη υπερφασματική μέθοδος η οποία οριοθετεί, αναγνωρίζει και ταξινομεί μία από τις παραμέτρους που χαρακτηρίζουν τον βαθμό σοβαρότητας της ασθένειας. Σημειώνεται ότι η διπλωματική εργασία εκπονήθηκε παράλληλα με τη διπλωματική εργασία της φοιτήτριας Μαρίας Κρεμεζή, η οποία μελέτησε διαφορετική παράμετρο της ασθένειας.

Αξίζει να αναφερθεί ότι το θέμα της εργασίας ήταν μία πολύ καλή ευκαιρία εμβάθυνσης στις υπερφασματικές μεθόδους επεξεργασίας, η οποία πέραν της θεωρητικής ανάλυσης περιλάμβανε και τον σχεδιασμό πειράματος για τη συλλογή των εικόνων. Παράλληλα, αποκτήθηκε μία πρώτη σημαντική εμπειρία διεπιστημονικής συνεργασίας.

ἦν γὰρ παρῆ
φιλανθρωπίη,
πάρεστι καὶ
φιλοτεχνίη.

Ἰπποκράτης

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η εκπόνηση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας δεν θα ήταν εφικτή χωρίς τη συμβολή των παρακάτω ανθρώπων στους οποίους αισθάνομαι υπόχρεη να εκφράσω τις ευχαριστίες μου.

Κατ' αρχάς, θα ήθελα να εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου στην επιβλέπουσα Αν. Καθηγήτρια κυρία Βασιλεία Καραθανάση για την άμεση προθυμία της να στηρίξει μία διπλωματική εργασία η οποία απαιτούσε υψηλό βαθμό υπευθυνότητας, καθώς προσέγγιζε ένα ευαίσθητο ιατρικό θέμα που προϋπόθετε παράλληλα άμεση αλληλεπίδραση με τους ασθενείς. Επιπλέον, την ευχαριστώ για το αμείωτο ενδιαφέρον της και για την εμπιστοσύνη που μου παρείχε καθ' όλη τη διάρκεια της συνεργασίας μας.

Στη συνέχεια, θα ήθελα να ευχαριστήσω τη δερματολόγο Αν. Καθηγήτρια κυρία Ευαγγελία Παπαδαυίδ για τη διάθεση των ασθενών και του χώρου εκτέλεσης του πειράματος. Η μετάδοση των ιατρικών της γνώσεων και η χορήγηση του δείκτη εκτίμησης της σοβαρότητας της ασθένειας για κάθε ασθενή, κρίθηκαν καθοριστικά για την κατανόηση του προβλήματος.

Ξεχωριστά ευχαριστώ τον Δρ. κύριο Πολυχρόνη Κολοκούση για τον χρόνο που αφιέρωσε για τη δημιουργία της κατασκευής κίνησης του δέκτη και για την άμεση βοήθειά του στη συντήρησή της. Επιπρόσθετα, είμαι ευγνώμων στους ασθενείς που δέχτηκαν να συμμετάσχουν στην εκτέλεση του πειράματος, για την υπομονή και την υπακοή που επέδειξαν κατά τη διάρκεια των λήψεων. Τέλος, ευχαριστώ τη συμφοιτήτριά μου Μαρία Κρεμεζή για την άψογη συνεργασία κατά την εκτέλεση του πειράματος και στα αρχικά στάδια επεξεργασίας των δεδομένων.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στους γονείς μου καθώς η αγάπη τους για τη μόρφωση αποτέλεσε βασικό οδηγό στην ανατροφή μου και στη διάπλαση του χαρακτήρα μου. Επίσης, τους ευχαριστώ θερμά για την αδιάκοπη υποστήριξή τους και για την ενθάρρυνση των επιλογών μου.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	iii
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	iv
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	xiv
ABSTRACT	xvi
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	2
2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ	5
2.1 Βασικές Αρχές της Υπερφασματικής Τηλεπισκόπησης	5
2.1.1 Βασικά στοιχεία της Τηλεπισκόπησης	5
2.1.2 Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα	5
2.1.3 Φασματικές υπογραφές	6
2.1.4 Υπερφασματικές απεικονίσεις	6
2.1.5 Η κατάρα της διαστατικότητας - Το φαινόμενο Hughes	8
2.2 Ιδιότητες του Δέρματος	9
2.2.1 Η ανατομία και η σύσταση του δέρματος	9
2.2.2 Η οπτική του δέρματος	12
2.3 Η Ασθένεια της Ψωρίασης	12
2.3.1 Ορισμός της ασθένειας	12
2.3.2 Είδη της ασθένειας	13
2.3.3 Αίτια της ασθένειας	14
2.3.4 Μηχανισμός της ασθένειας	14
2.3.5 Συνοδά νοσήματα της ασθένειας	14
2.3.5 Επιδημιολογία της ασθένειας	14
2.3.6 Διαφορική διάγνωση της ασθένειας	14
2.4 Ο Δείκτης PASI (Psoriasis Area Severity Index)	15
2.4.1 Περιγραφή του δείκτη PASI	15
2.4.2 Προβλήματα του δείκτη PASI	18
2.4.3 Διαδικασία υπολογισμού του δείκτη PASI	19
2.5 Αρθρογραφία	21
2.5.1 Αρθρογραφία ιατρικών εφαρμογών με χρήση υπερφασματικών εικόνων	21
2.5.2 Αρθρογραφία εφαρμογών ψωρίασης με χρήση φυσικών έγχρωμων εικόνων	26
2.6 Μέθοδοι Προεπεξεργασίας Φασματικών Υπογραφών	42
2.6.1 Αφαίρεση του συνεχούς	42
2.6.2 Φίλτρο Savitzky - Golay	44
2.7 Μέθοδος Ταξινόμησης του Jenks	50
2.8 Διαδικασία Εξαγωγής Αμυγών Στόχων (Endmembers)	51

2.8.1 Φασματικός διαχωρισμός	51
2.8.2 Εύρεση του φασματικού υπόχωρου του σήματος (Μέθοδος ODM (Outlier Detection Method))	55
2.8.2.1. Υπερσφαίρα θορύβου	56
2.8.2.2. Μετασηματισμός Minimum Noise Fraction (MNF).....	56
2.8.2.3. Υπολογισμός θορύβου (Μέθοδος NND (Nearest Neighbor Distance)).....	59
2.8.2.4. Μέθοδος των ακραίων τιμών (outliers) για τον προσδιορισμό του φασματικού υπόχωρου	59
2.8.3 Εξαγωγή αμιγών στόχων (Αλγόριθμος NFINDR).....	60
3. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΥΠΕΡΦΑΣΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΕΩΝ ΤΗΣ ΑΣΘΕΝΕΙΑΣ ΤΗΣ ΨΩΡΙΑΣΗΣ ΜΕ ΣΤΟΧΟ ΤΗΝ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ, ΑΝΑΓΝΩΡΙΣΗ ΚΑΙ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΤΟΥ ΕΡΥΘΗΜΑΤΟΣ	64
3.1 Πειραματική Διαδικασία.....	64
3.1.1 Δέκτης CASI - 550.....	64
3.1.2 Πειραματική διάταξη	67
3.1.3 Συλλογή δεδομένων	71
3.2 Δημιουργία Εικόνων Ανακλαστικότητας	74
3.2.1 Μελέτη των ιδιοτήτων της επιφάνειας Spectralon	74
3.2.2 Μελέτη των ιδιοτήτων του θεικού βαρίου (BaSO ₄)	79
3.2.3 Μελέτη των ιδιοτήτων του λευκού χαρτιού εκτυπωτή.....	80
3.3 Ανάλυση Υπογραφών	85
3.3.1 Αφαίρεση καναλιών.....	85
3.3.2 Δειγματοληψία υπογραφών	86
3.3.3 Παρατήρηση υπογραφών.....	87
3.3.4 Εφαρμογή μεθόδων προεπεξεργασίας.....	87
3.3.5 Παρατήρηση του καναλιού 16 (603.2 nm) μετά την αφαίρεση του συνεχούς.....	90
3.4 Οριοθέτηση Ερυθήματος	94
3.4.1 Μη αυτόματη οριοθέτηση.....	94
3.4.2 Αυτόματη Οριοθέτηση.....	94
3.5 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Οριοθέτησης του Ερυθήματος.....	103
3.6 Ταξινόμηση του Ερυθήματος	112
3.6.1 Εξαγωγή των endmembers	112
3.6.2 Αλγόριθμος ταξινόμησης ερυθήματος.....	115
3.7 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Ταξινόμησης του Ερυθήματος.....	120
3.8 Αξιολόγηση της Μεθόδου Οριοθέτησης του Ερυθήματος σε Διαφορετικό Δείγμα Ασθενών.....	134
3.9 Αξιολόγηση της Μεθόδου Ταξινόμησης του Ερυθήματος σε Διαφορετικό Δείγμα Ασθενών.....	138

4. ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΟΣ ΤΡΟΠΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΤΟΥ ΔΕΙΚΤΗ ΡΑΣΙ.....	146
5. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΕΜΒΑΘΥΝΣΗΣ ΜΕ ΤΗ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ 3D ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΣΤΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ PHOTOSCAN	154
5.1 Λήψη των Εικόνων	155
5.2 Στάδια Δημιουργίας 3D Μοντέλου στο Λογισμικό Photoscan	156
5.3 Δημιουργία 3D Μοντέλου Ψωριασικών Πλακών	159
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ	169
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	172

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 2.1: Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα.....	5
Εικόνα 2.2: Υπερφασματικός κύβος.....	7
Εικόνα 2.3: Φαινόμενο Hughes	8
Εικόνα 2.4: Η ανατομία του δέρματος.....	9
Εικόνα 2.5: Οπτικό μοντέλο του δέρματος.....	12
Εικόνα 2.6: Η ασθένεια της ψωρίασης	13
Εικόνα 2.7: Οι 4 σωματικές περιοχές του δείκτη PASI.....	16
Εικόνα 2.8: Οι 4 κλάσεις του ερυθήματος (η αρίθμηση αυξάνεται από αριστερά προς τα δεξιά).....	17
Εικόνα 2.9: Οι 4 κλάσεις της εμβάθυνσης (η αρίθμηση αυξάνεται από τα αριστερά προς τα δεξιά).....	18
Εικόνα 2.10: Οι 4 κλάσεις των λεπιών (η αρίθμηση αυξάνεται από αριστερά προς τα δεξιά).....	18
Εικόνα 2.11: Χάρτης που απεικονίζει τις συγκεντρώσεις της οξυαιμοσφαιρίνης.....	23
Εικόνα 2.12: Χάρτης που απεικονίζει το πάχος της επιδερμίδας	24
Εικόνα 2.13: Πειραματικά αποτελέσματα των μεθόδων CART (2 ^η εικόνα), aNN (3 ^η εικόνα) και Aisles (4 ^η εικόνα) (στην 1 ^η εικόνα απεικονίζεται μία ψευδέγχρωμη εικόνα που συντέθηκε από 3 κανάλια της υπερφασματικής).....	26
Εικόνα 2.14: (Αριστερά): Εκπαιδευτικές περιοχές της πρώτης εικόνας ελέγχου. (Δεξιά): Αποτελέσματα κατάτμησης της πρώτης εικόνας ελέγχου.....	28
Εικόνα 2.15: 1 ^η (αριστερά) και 2 ^η (δεξιά) λήψη πρώτης χρονοσειράς δεδομένων.....	32
Εικόνα 2.16: Εντοπισμένες μεταβολές της πρώτης χρονοσειράς (1 ^η και 2 ^η λήψη). (a): PCA,	32
Εικόνα 2.17: Διαχωρισμός δέρματος από υπόβαθρο. (2 ^η εικόνα): Gray - scale εικόνα Cr....	34
Εικόνα 2.18: (αριστερά): Αποτέλεσμα με ταξινόμηση k- means. (δεξιά): Αποτέλεσμα με μέθοδο βέλτιστου κατωφλίου μετά την ταξινόμηση k-means.....	34
Εικόνα 2.19: (a): η αρχική εικόνα, (b - g): τα έξι βήματα της διαδικασίας, (h): μη αυτόματη οριοθέτηση, (i): οριοθέτηση με τη προτεινόμενη μέθοδο	36
Εικόνα 2.20: Παράδειγμα από τα αποτελέσματα ταξινόμησης του προτεινόμενου αλγόριθμου (αριστερά) και από ανθρώπινο χειριστή (δεξιά).....	38
Εικόνα 2.21: Δείγματα ασθενούς δέρματος (3 πρώτες σειρές) και δείγματα ασαφούς ασθενούς δέρματος (τελευταία σειρά)	39
Εικόνα 2.22: Δείγματα υγιούς δέρματος (3 πρώτες σειρές) και δείγματα ασαφούς υγιούς δέρματος (τελευταία σειρά)	40
Εικόνα 2.23: Φασματική υπογραφή με θόρυβο (λευκό) και η καμπύλη του συνεχούς (κόκκινο)	43
Εικόνα 2.24: Αμιγές και μικτό pixel	52
Εικόνα 2.25: Γραμμικό μοντέλο ανάμιξης	53
Εικόνα 2.26: Μη γραμμικό μοντέλο ανάμιξης	53
Εικόνα 2.27: Απεικόνιση της υπερσφαιράς θορύβου σε 3 διαστάσεις.....	56
Εικόνα 2.28: Μεγιστοποίηση του όγκου του simplex	61
Εικόνα 3.1: Ο υπερφασματικός αισθητήρας (Sensor Head Unit - SHU) (δεξιά) και η μονάδα ελέγχου οργάνων (υπολογιστής και σχετικό λογισμικό - ICU) (αριστερά)	64
Εικόνα 3.2: Παράθυρο ρύθμισης της χωρικής λειτουργίας του δέκτη CASI - 550.....	65
Εικόνα 3.3: Παράθυρο ρύθμισης της φασματικής λειτουργίας του CASI - 550.....	66
Εικόνα 3.4: Η ξύλινη κατασκευή, οι 18 λαμπτήρες και το βάθρο (αριστερά)	69
Εικόνα 3.5: Το μοτέρ (αριστερά) και ο δέκτης CASI - 550 στο εσωτερικό της ξύλινης κατασκευής (δεξιά)	70

Εικόνα 3.6: Το φόντο και το βάθρο (αριστερά φαίνονται οι δεξιοί πλαϊνοί λαμπτήρες)	70
Εικόνα 3.7: (Κάτω): Οι 10 ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης, (Πάνω δεξιά): Δείγμα του δείγματος των ασθενών εκπαίδευσης σε μεγαλύτερη κλίμακα,	72
Εικόνα 3.8: Οι 10 ασθενείς του δείγματος αξιολόγησης (Σε κάποιους ασθενείς δεν έγινε επεξεργασία σε όλο τους το σώμα).....	73
Εικόνα 3.9: Ψευδέγχρωμο σύνθετο της υπερφασματικής απεικόνισης της επιφάνειας Spectralon τοποθετημένη στο θώρακα	74
Εικόνα 3.10: Η κατάσταση στην οποία πρέπει να βρίσκεται η	76
Εικόνα 3.11: Η κατάσταση της επιφάνειας Spectralon που χρησιμοποιήθηκε στο πείραμα .	76
Εικόνα 3.12: Λευκό χαρτί εκτυπωτή τοποθετημένο πάνω στο φόντο.....	80
Εικόνα 3.13: Τα χρώματα τα οποία αντιστοιχούν στο έγχρωμο σύνθετο από το οποίο έγινε η δειγματοληψία των υπογραφών	86
Εικόνα 3.14: Βαρύ περιστατικό (Δείγμα αξιολόγησης): (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (με γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (d): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση).....	90
Εικόνα 3.15: Βαρύ περιστατικό (Δείγμα αξιολόγησης): (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (d): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση).....	91
Εικόνα 3.16: Ελαφρύ περιστατικό (Δείγμα αξιολόγησης) (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (d): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση).....	92
Εικόνα 3.17: Ελαφρύ περιστατικό (Δείγμα αξιολόγησης) (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο.....	93
Εικόνα 3.18: (a): Μωβ μελανιά (έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (χωρίς γραμμική ενίσχυση - κεφ. 3.3.2)), (b): Ήπιο ερύθημα το οποίο περιβάλλεται από υγιές δέρμα σκούρας φυσικής απόχρωσης (εικόνα από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3))	104
Εικόνα 3.19: (a): Ασθενής με ερυθρότητα στην περιοχή του θώρακα λόγω έκθεσης στον ήλιο	104
Εικόνα 3.20: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθήματος.....	105
Εικόνα 3.21: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο	106
Εικόνα 3.22: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο	107
Εικόνα 3.23: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση),	108
Εικόνα 3.24: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση),	109
Εικόνα 3.25: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο	110
Εικόνα 3.26: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο	111
Εικόνα 3.27: (a): Το κανάλι ανακλαστικότητας των 603.2 nm, (b): Κανάλι του εγγύς υπέρυθρου (878.7 nm) (Το ερύθημα δεν είναι ορατό)	114
Εικόνα 3.28: Εικόνες της κλάσης 1 των ασθενών του πειράματος	118

Εικόνα 3.29: Εικόνες της κλάσης 2 των ασθενών του πειράματος	119
Εικόνα 3.30: Εικόνες της κλάσης 3 των ασθενών του πειράματος	119
Εικόνα 3.31: Εικόνες της κλάσης 4 των ασθενών του πειράματος	119
Εικόνα 3.32: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	121
Εικόνα 3.33: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση),	122
Εικόνα 3.34: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση),	123
Εικόνα 3.35: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση),	124
Εικόνα 3.36: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	125
Εικόνα 3.37: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	126
Εικόνα 3.38: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	127
Εικόνα 3.39: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	128
Εικόνα 3.40: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	129
Εικόνα 3.41: Μωσαϊκό κάτω άκρων των αποτελεσμάτων της ταξινόμησης του ερυθήματος σε ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης.....	130
Εικόνα 3.42: Μωσαϊκό κάτω άκρων των αποτελεσμάτων της ταξινόμησης του ερυθήματος σε ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης.....	131
Εικόνα 3.43: Μωσαϊκό κορμού των αποτελεσμάτων της ταξινόμησης του ερυθήματος σε ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης.....	132
Εικόνα 3.44: Μωσαϊκό άνω άκρων των αποτελεσμάτων της ταξινόμησης του ερυθήματος σε ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης.....	133
Εικόνα 3.45: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση),	135
Εικόνα 3.46: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθήματος.....	136
Εικόνα 3.47: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (b: με γραμμική ενίσχυση, b': χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d - d'): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθήματος.....	137
Εικόνα 3.48: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	139
Εικόνα 3.49: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση),	140

Εικόνα 3.50: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	141
Εικόνα 3.51: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση),	142
Εικόνα 3.52: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (με γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	143
Εικόνα 3.53: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος	144
Εικόνα 4.1: (a): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος και πράξη υπολογισμού της κλάσης του ερυθήματος του νέου PASI, (b): Έγχρωμο σύνθετο	149
Εικόνα 4.2: (a): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος και πράξη υπολογισμού της κλάσης του ερυθήματος του νέου PASI, (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση των λεπιών και πράξη υπολογισμού της κλάσης των λεπιών του νέου PASI	150
Εικόνα 5.1: (αριστερά): Αγκώνας του ασθενή του πρώτου 3D μοντέλου. (δεξιά): Γόνατο του ασθενή του δεύτερου 3D μοντέλου	154
Εικόνα 5.2: (αριστερά): Η φωτογραφική μηχανή Nikon D70.	155
Εικόνα 5.3: Απεικόνιση του τρόπου που πάρθηκαν οι λήψεις	156
Εικόνα 5.4: Ο τετράγωνος στόχος διαστάσεων (5 x 5) cm	160
Εικόνα 5.5: Οι λωρίδες στόχων από λευκό χαρτί εκτυπωτή	161
Εικόνα 5.6: Το μοντέλο του αγκώνα του πρώτου ασθενή	163
Εικόνα 5.7: Το μοντέλο του αγκώνα του πρώτου ασθενή	163
Εικόνα 5.8: Το μοντέλο του αγκώνα του πρώτου ασθενή	164
Εικόνα 5.9: Το μοντέλο του γονάτου του δεύτερου ασθενή	165
Εικόνα 5.10: Το μοντέλο του γονάτου του δεύτερου ασθενή. Εδώ φαίνονται οι μετρημένες αποστάσεις	166
Εικόνα 5.11: Το μοντέλο του γονάτου του δεύτερου ασθενή	166
Εικόνα 5.12: Το μοντέλο του γονάτου του δεύτερου ασθενή	167

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1: Φυλλάδιο υπολογισμού δείκτη PASI.....	20
Πίνακας 2.2: Πίνακας των συντελεστών των πολυωνύμων εξομάλυνσης 3 ^{ου} και 4 ^{ου} βαθμού.....	48
Πίνακας 2.3: Γενικές εξισώσεις των συντελεστών των πολυωνύμων εξομάλυνσης και των παραγώγων.....	49
Πίνακας 2.4: Χωρικό φίλτρο μεθόδου NND.....	59
Πίνακας 3.1: Πρώτη στήλη του πίνακα 3.2 σε μεγαλύτερη κλίμακα.....	101
Πίνακας 3.2: Οι συντελεστές συσχέτισης των 20 διαγραμμάτων των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης) της 2 ^{ης} παραγώγου (διάγραμμα 3.21).....	102
Πίνακας 4.1: Φυλλάδια υπολογισμού του δείκτη PASI του κορμού του ασθενή της εικόνας 4.1. (αριστερά): Συμπληρωμένο με τη μέθοδο των δερματολόγων. (δεξιά): Συμπληρωμένο με την προτεινόμενη μέθοδο (και στα δύο φυλλάδια έχει αφαιρεθεί η παράμετρος της εμβάθυνσης).....	151
Πίνακας 4.2: Φυλλάδια υπολογισμού του δείκτη PASI του κορμού του ασθενή της εικόνας 4.2. (αριστερά): Συμπληρωμένο με τη μέθοδο των δερματολόγων. (δεξιά): Συμπληρωμένο με την προτεινόμενη μέθοδο (και στα δύο φυλλάδια έχει αφαιρεθεί η παράμετρος της εμβάθυνσης).....	152

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ

Διάγραμμα 2.1: Φασματικές υπογραφές ανακλαστικότητας.....	6
Διάγραμμα 2.2: Υπερφασματική υπογραφή (αριστερά), πολυφασματική υπογραφή (δεξιά) .	7
Διάγραμμα 2.3: Φασματικές υπογραφές των χρωμοφόρων του δέρματος.....	11
Διάγραμμα 2.4: Η φασματική υπογραφή, η καμπύλη του συνεχούς και η αφαίρεση της καμπύλης του συνεχούς του καολινίτη (ορυκτό).....	43
Διάγραμμα 2.5: Προσαρμογή πολυωνύμου στις παρατηρήσεις.....	45
Διάγραμμα 3.1: Οι υπογραφές της επιφάνειας Spectralon σε 7 διαφορετικές περιοχές του σώματος.....	75
Διάγραμμα 3.2: Υπερφασματικές υπογραφές οι οποίες εξήχθησαν από διάφορα σημεία της επιφάνειας Spectralon.....	77
Διάγραμμα 3.3: Τρισδιάστατο διάγραμμα της επιφάνειας αναφοράς σε ένα κόκκινο κανάλι του ορατού φάσματος.....	78
Διάγραμμα 3.4: Τρισδιάστατο διάγραμμα της επιφάνειας αναφοράς σε ένα.....	78
Διάγραμμα 3.5: Υπογραφές ανακλαστικότητας για διαφορετικές αναλογίες BaSO ₄ και λευκού πλαστικού χρώματος.....	79
Διάγραμμα 3.6: Υπερφασματικές υπογραφές οι οποίες εξήχθησαν από διάφορα σημεία της του λευκού χαρτιού (αντίστοιχα της επιφάνειας Spectralon).....	81
Διάγραμμα 3.7: Τρισδιάστατο διάγραμμα της ακτινοβολίας του λευκού χαρτιού σε ένα κόκκινο κανάλι (η περιοχή είναι ίδια με αυτήν του διαγράμματος 3.3).....	82
Διάγραμμα 3.8: Τρισδιάστατο διάγραμμα της ακτινοβολίας του λευκού χαρτιού σε ένα εγγύς υπέρυθρο κανάλι (η περιοχή είναι ίδια με αυτήν του διαγράμματος 3.3).....	82
Διάγραμμα 3.9: Τρισδιάστατο διάγραμμα της ανακλαστικότητας του λευκού χαρτιού σε ένα κόκκινο κανάλι.....	83
Διάγραμμα 3.10: Τρισδιάστατο διάγραμμα της ανακλαστικότητας του λευκού χαρτιού σε ένα εγγύς υπέρυθρο κανάλι.....	83
Διάγραμμα 3.11: Υπογραφές ακτινοβολίας από διάφορα σημεία (υγιή και ασθενή) ενός ασθενή.....	84

Διάγραμμα 3.13: Οι πολύ χαμηλής ανακλαστικότητας του φόντου (μπλε) και μία υπογραφή δέρματος (κόκκινο) η οποία απεικονίζεται για καλύτερη σύγκριση	85
Διάγραμμα 3.12: Υπογραφές ανακλαστικότητας από διάφορα σημεία (υγιή και ασθενή) ενός ασθενή (τα σημεία είναι ίδια με αυτά του διαγράμματος 3.11 και τα χρώματα είναι αντίστοιχα)	85
Διάγραμμα 3.14: Οι μέσες υπογραφές ανακλαστικότητας του υγιούς δέρματος, του ερυθήματος και των λεπιών (δειγματοληψία από διάφορες εικόνες).....	87
Διάγραμμα 3.15: Οι μέσες υπογραφές της 1 ^{ης} παραγωγού του υγιούς δέρματος, του ερυθήματος και των λεπιών (δειγματοληψία από διάφορες εικόνες).....	88
Διάγραμμα 3.16: Οι μέσες υπογραφές του μοντέλου Kubelka - Munk του υγιούς δέρματος, του ερυθήματος και των λεπιών (δειγματοληψία από διάφορες εικόνες)	89
Διάγραμμα 3.17: Οι μέσες υπογραφές μετά την αφαίρεση του συνεχούς του υγιούς δέρματος, του ερυθήματος και των λεπιών (δειγματοληψία από διάφορες εικόνες)	89
Διάγραμμα 3.18: Το στατιστικό μέγεθος «prominence».....	95
Διάγραμμα 3.19: Τα διαγράμματα των 20 εικόνων των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης) τα οποία προέκυψαν μετά την εφαρμογή του αλγόριθμου Jenks.....	97
Διάγραμμα 3.21: Διαγράμματα 2 ^{ης} παραγωγού των 20 εικόνων των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης).....	98
Διάγραμμα 3.20: Διαγράμματα 1 ^{ης} παραγωγού των 20 εικόνων των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης).....	98
Διάγραμμα 3.22: Διαγράμματα 2 ^{ης} παραγωγού της ομάδας των εικόνων.....	99
Διάγραμμα 3.23: Διαγράμματα 2 ^{ης} παραγωγού της ομάδας των εικόνων.....	100
Διάγραμμα 3.24: Διαγράμματα 2 ^{ης} παραγωγού της ομάδας των εικόνων.....	100
Διάγραμμα 3.25: Υπογραφές από εικόνα ανακλαστικότητας (Υπάρχουν μεγάλες διαφορές στο εγγύς υπέρυθρο οι οποίες δεν σχετίζονται με το ερυθήμα)	113
Διάγραμμα 3.26: Οι υπογραφές του διαγράμματος 3.25 μετά την αφαίρεση του συνεχούς (Οι διαφορές στο εγγύς υπέρυθρο εξαλείφονται)	114
Διάγραμμα 3.27: Τα endmembers τα οποία εξήχθησαν από μία εικόνα κάτω άκρων ασθενή (μετά την αφαίρεση του συνεχούς (78 κανάλια) (οι υπογραφές είναι εξομαλυμένες με φίλτρο Savitzky - Golay (κεφάλαιο 2.6.2) πολυωνύμου 3 ^{ου} βαθμού και μεγέθους παραθύρου: 5 ...	115

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι εφαρμογές των υπερφασματικών απεικονίσεων στο πεδίο της ιατρικής έχουν ενισχύσει σημαντικά την αποτελεσματικότητα της διάγνωσης λόγω της υψηλής τους φασματικής ανάλυσης. Αυτός είναι και ο σκοπός που προσπαθεί να επιτευχθεί με την παρούσα διπλωματική εργασία, η οποία κάνει την πρώτη προσπάθεια διερεύνησης των πλεονεκτημάτων της υπερφασματικής ανάλυσης στη διάγνωση της δερματικής ασθένειας της ψωρίασης. Η συγκεκριμένη ασθένεια επηρεάζει δραματικά τη ζωή εκατομμυρίων ανθρώπων σε παγκόσμιο επίπεδο, διότι οι υπάρχουσες θεραπείες συνοδεύονται συχνά από δυσάρεστες παρενέργειες, και η αλλοιωμένη όψη του δέρματος προκαλεί έντονη ψυχολογική επιβάρυνση. Η αντικειμενικότερη και ακριβέστερη διάγνωση κρίνεται επομένως πολύ σημαντική διότι θα συμβάλλει στην ταχύτερη εύρεση οριστικής θεραπείας.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία αναπτύσσεται μία αυτόματη υπερφασματική μέθοδος η οποία οριοθετεί, αναγνωρίζει και ταξινομεί μία από τις παραμέτρους που χαρακτηρίζουν τον βαθμό σοβαρότητας της ψωρίασης κατά πλάκας (πιο κοινή μορφή της ασθένειας). Η συγκεκριμένη παράμετρος είναι το ερύθημα, το οποίο πρακτικά ορίζει την ποσότητα του κόκκινου χρώματος στην ψωριασική πλάκα. Διευκρινίζεται ότι πέραν της επιφάνειας της ασθένειας, ο βαθμός σοβαρότητας κρίνεται με βάση τρεις παραμέτρους: ερύθημα, εμβάθυνση και λέπια. Σημειώνεται επίσης ότι σε αυτήν τη διπλωματική εργασία, καθώς επίσης και σε εκείνη της φοιτήτριας Μαρίας Κρεμεζή, η οποία μελέτησε την παράμετρο των λεπιών, χρησιμοποιήθηκε το ίδιο δείγμα ασθενών.

Οι υπερφασματικές εικόνες συλλέχθηκαν σε δερματολογικό ιατρείο υπό την εποπτεία ειδικού δερματολόγου, χρησιμοποιώντας τον υπερφασματικό σαρωτή CASI - 550, τον οποίο κινούσε ειδική κατασκευή που δημιουργήθηκε για τον σκοπό του πειράματος. Χρησιμοποιήθηκαν επίσης δέκα λαμπτήρες αλογόνου και οκτώ λαμπτήρες Led, οι οποίοι τοποθετήθηκαν πάνω στην κατασκευή και περιμετρικά του ασθενή. Συνολικά, έγινε ολόσωμη (full - body) σάρωση σε είκοσι ασθενείς σε διάστημα έξι μηνών (τέλη Οκτωβρίου 2015 - τέλη Μαΐου 2016). Οι δέκα πρώτοι ασθενείς χρησιμοποιήθηκαν ως δείγμα εκπαίδευσης των αλγόριθμων και οι δέκα τελευταίοι ασθενείς χρησιμοποιήθηκαν ως δείγμα αξιολόγησης.

Η δημιουργία της αυτόματης υπερφασματικής μεθόδου που αναπτύχθηκε στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία, μπορεί να διακριθεί σε δύο στάδια. Στο πρώτο στάδιο, έγινε λεπτομερής δειγματοληψία υπερφασματικών υπογραφών ανακλαστικότητας της ασθένειας και του υγιούς δέρματος με βάση την ανομοιογένειά τους. Αυτές οι υπογραφές αρχικά υποβλήθηκαν σε διάφορες διαδικασίες προεπεξεργασίας, για την πληρέστερη αντίληψη των φυσικών φασματικών ιδιοτήτων που διακρίνουν το ερύθημα από τις υπόλοιπες δερματικές κατηγορίες. Έπειτα, αξιοποιήθηκαν οι φασματικές ιδιότητες σε συγκεκριμένο ορατό κανάλι μετά την αφαίρεση του συνεχούς (το συνεχές αφαιρέθηκε με χρήση του εμπορικού λογισμικού ENVI 4.8), και δημιουργήθηκε αυτόματη μέθοδος οριοθέτησης του ερυθήματος μέσω κατωφλίωσης.

Για τη δημιουργία της αυτόματης μεθόδου οριοθέτησης, έγινε πρωτότυπη προσέγγιση της μεθόδου ταξινόμησης με φυσικά όρια του Jenks (η μέθοδος Jenks εκτελέστηκε στο εμπορικό λογισμικό Arcmap 10.3). Αναλυτικότερα, με πολλαπλές εκτελέσεις της μεθόδου Jenks (με διαφορετικό αριθμό κλάσεων), εξήχθησαν ειδικά διαγράμματα από το δείγμα εκπαίδευσης, στα οποία καταγραφόταν το άνω όριο της πρώτης κλάσης (χαμηλότερη κλάση) σε κάθε εκτέλεση. Τα συγκεκριμένα διαγράμματα, τα οποία αντιπροσώπευαν διαφορετικές περιπτώσεις ασθενών, χρησιμοποιήθηκαν ως βιβλιοθήκη εκπαίδευσης και συνδυάστηκαν με ένα συντελεστή συσχέτισης για να αυτοματοποιηθεί η μέθοδος οριοθέτησης.

Στο δεύτερο στάδιο, σχεδιάστηκε ο αλγόριθμος αυτόματης ταξινόμησης του ερυθήματος. Για τη δημιουργία του αλγόριθμου υπολογίστηκε αρχικά ο αριθμός των αμιγών στόχων με τη μέθοδο ODM (Outlier Detection Method), η οποία είχε αναπτυχθεί στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής της κ. Χ. Ανδρέου (2014) στο Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης του Ε.Μ.Π. Έπειτα, με εφαρμογή της μεθόδου NFINDR (εφαρμόστηκε σε κώδικα Matlab) σε ετερογενείς υπερφασματικές εικόνες (μετά την αφαίρεση του συνεχούς), αφού είχαν μετασχηματιστεί με τη μέθοδο MNF (Minimum Noise Fraction), εξήχθησαν οι φασματικές υπογραφές των αμιγών στόχων. Η λεπτομερής παρατήρηση αυτών των υπογραφών οδήγησε σε φασματικές ιδιότητες σε δύο κανάλια του ορατού φάσματος, με τις οποίες ήταν δυνατόν να γίνει η ταξινόμηση των τεσσάρων κλάσεων του ερυθήματος. Σημειώνεται ότι ο αλγόριθμος ODM, ο οποίος εμπεριέχει την εκτέλεση του μετασχηματισμού MNF, εκτελέστηκε σε κώδικα C, ο οποίος είχε γραφτεί από τον Δ. Κέφαλο (2014), στο πλαίσιο της διπλωματικής του εργασίας στο Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης του Ε.Μ.Π..

Αξίζει να αναφερθεί ότι η αυτόματη μέθοδος της οριοθέτησης, καθώς και η αυτόματη μέθοδος της ταξινόμησης αξιολογήθηκαν ως προς την αποτελεσματικότητά τους πέραν του δείγματος εκπαίδευσης και σε διαφορετικό δείγμα (δείγμα αξιολόγησης). Τα αποτελέσματα κρίθηκαν πολύ ικανοποιητικά και στις δύο μεθόδους, καθώς κατάφεραν να υπερβούν το πρόβλημα της ανομοιογένειας του φωτισμού και της επίδρασης του αναγλύφου του ανθρώπινου σώματος. Ωστόσο, υπάρχουν ακόμη κάποια περιθώρια βελτιστοποίησης.

Αφού επιτεύχθηκαν η αυτόματη οριοθέτηση και η αυτόματη ταξινόμηση, σε συνδυασμό με τη διπλωματική εργασία της Μαρίας Κρεμεζή (2016), προτάθηκε από κοινού ένα νέος τρόπος υπολογισμού του δείκτη σοβαρότητας της ασθένειας. Ο καινούριος δείκτης αξιοποιεί την πληροφορία που μπορεί να εξαχθεί με την εφαρμογή των μεθόδων που αναπτύχθηκαν κατά την εκπόνηση των δύο εν λόγω διπλωματικών εργασιών. Τέλος, έγινε από κοινού μία πρώτη προσπάθεια υπολογισμού της τρίτης και τελευταίας παραμέτρου της ασθένειας της ψωρίασης (εμβάθυνση), η οποία μετράει την ανύψωση της ψωριασικής πλάκας. Ο υπολογισμός αποφασίστηκε να γίνει μέσω της δημιουργίας 3D μοντέλου χρησιμοποιώντας το εμπορικό λογισμικό Photoscan.

ABSTRACT

The applications of hyperspectral images (HI) in the medical field have strongly increased the effectiveness of diagnosis because of their high spectral resolution. That is the purpose of this diploma thesis which makes the first attempt to investigate the advantages of the hyperspectral analysis into the diagnosis of psoriasis. This skin disease affects dramatically the life of millions of people worldwide, since existing treatments are often accompanied by unpleasant side effects, and the altered skin appearance causes severe psychological trauma. Consequently, a more objective and accurate diagnosis is considered to be crucial as it will accelerate the discovery of a final cure.

This study develops an automatic hyperspectral method for the detection, recognition and scoring of one of the parameters that characterize the degree of severity of plaque psoriasis (most common type). This parameter is erythema which practically defines the quantity of red color on the psoriatic plaque. It is worth noting that besides the area of the disease, the degree of severity takes into account three parameters: erythema, induration and scaling. It must also be mentioned that in this diploma thesis as well as in that of the student Maria Kremezi, who studied the parameter of scaling, the same sample of patients was used.

The hyperspectral images were collected in a dermatology clinic under the supervision of a medical expert, using the hyperspectral camera CASI - 550, which moved by a construction designed especially for the purpose of the experiment. There were also used ten halogen lamps and eight Led lamps, which were placed on the construction and around the patient. In total, twenty patients were submitted to full - body scanning over a period of six months (late October 2015 - late May 2016). The first ten patients were used as a training sample for the algorithms and the last ten patients were used as an evaluation sample.

The creation of the automatic method that was developed in this diploma thesis can be separated into two stages. In the first stage, hyperspectral reflectance signatures of ill and healthy skin areas were selected by detailed sampling, based on heterogeneity. These signatures were initially submitted to various preprocessing procedures, for a thorough perception of the natural spectral properties that distinguish erythema from the rest of the skin categories. Then, an automatic thresholding method for the detection of erythema was created, by taking advantage of the spectral properties in a particular continuum removed visible channel (the continuum was removed by use of ENVI 4.8 software).

For the creation of the automatic detection method, a novel approach of the Jenks natural breaks classification method was applied (the Jenks method was run in Arcmap 10.3 software). In more detail, special diagrams were extracted from the training sample, by multiple executions of the Jenks method (with different number of classes), which recorded the upper limit of the first class (lowest class) of each execution. These diagrams, which represented different cases of patients, were used as a training library and were combined with a correlation coefficient for the automation of the detection method.

In the second stage, the algorithm of the automatic scoring of erythema was designed. For the creation of the algorithm, at first, endmembers were extracted with the NFINDR method (it was run in matlab code), the number of which had been calculated with the ODM (Outlier Detection Method) method (it had been developed as part of the Phd thesis of Ms. C. Andreou (2014) in the Laboratory of Remote Sensing at N.T.U.A.). The NFINDR method was applied to heterogeneous continuum removed images, after they had been transformed by the MNF

(Minimum Noise Fraction) method. Then, the detailed observation of the continuum removed signatures of the endmembers led to spectral properties in two visible channels, which enabled the distinction of the four classes of erythema. (ODM, which included the execution of the MNF algorithm, was run in C code that had been written by D. Kefalos (2014), as part of his diploma thesis in the Laboratory of Remote Sensing at N.T.U.A)

It is worth mentioning that in addition to the evaluation in the training sample, both the automatic detection method and the automatic scoring method, were evaluated in terms of their efficiency in a different sample (evaluation sample). The results were considered very satisfying in both methods, as they managed to overcome the unfavorable lighting conditions and the effect of the elevation of the human body. Nevertheless, there is still some room for optimization.

After the automatic detection and the automatic scoring had been accomplished, in collaboration with the student Maria Kremezi, a novel approach concerning the calculation of the disease severity index was proposed. The new index takes advantage of the information that can be extracted with the application of the automatic methods that were developed in both studies. As a final step, a first joint attempt for the calculation of the third and last parameter of the disease (induration) was made. For the calculation of this parameter, which measures the elevation of the psoriatic plaque, a 3D model was reconstructed with the Photoscan software.

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ψωρίαση είναι μία μη μεταδοτική, χρόνια και αυτοάνοση δερματική ασθένεια, η οποία επιδρά στο 3% του πληθυσμού (Mogrow, 2004) και χαρακτηρίζεται από ερυθρές πλάκες, οι οποίες καλύπτουν μικρή ή μεγάλη περιοχή του σώματος (NIH, 2016). Ο μηχανισμός της συγκεκριμένης ασθένειας, η οποία προκαλεί έντονη ψυχολογική επιβάρυνση λόγω της αλλοιωμένης όψης του δέρματος, χαρακτηρίζεται από ραγδαία αύξηση του ρυθμού αντικατάστασης των κυττάρων της επιδερμίδας (Ouyang, 2010). Δυστυχώς, αν και εφαρμόζονται διάφορες θεραπευτικές μέθοδοι, με διαφορετικές κάθε φορά επιπτώσεις, δεν έχει ακόμη εντοπιστεί οριστική θεραπεία (Naldi, 2010).

Για την εκτίμηση της σοβαρότητας της ασθένειας και της ανταπόκρισης στη θεραπεία έχει καθιερωθεί σε παγκόσμιο επίπεδο ο δείκτης PASI (Psoriasis Area Severity Index) (Fredriksson and Pettersson, 1978). Ωστόσο, ο συγκεκριμένος δείκτης είναι κατά κοινή ομολογία των δερματολόγων προβληματικός, καθώς βασίζεται ως επί το πλείστον στην οπτική επιθεώρηση η οποία είναι ελλιπής και υποκειμενική.

Για τη βελτίωση λοιπόν του δείκτη έχει πραγματοποιηθεί την τελευταία δεκαετία εκτεταμένη έρευνα σε παγκόσμιο επίπεδο, η οποία προσεγγίζει το θέμα μέσω επεξεργασίας φυσικών έγχρωμων εικόνων. Μετά όμως από εκτενή έρευνα στη βιβλιογραφία έγινε αντιληπτό ότι οι εφαρμογές των υπερφασματικών απεικονίσεων στην ιατρική έχουν πολλές δυνατότητες να συμβάλλουν καθοριστικά στην αποτελεσματικότερη διάγνωση. Αυτό οφείλεται στην αυξημένη φασματική διακριτική τους ικανότητα, η οποία καθιστά εφικτό το διαχωρισμό αντικειμένων με μικρές φασματικές διαφορές.

Έτσι, προέκυψε η ιδέα να εξερευνηθούν για πρώτη φορά μέσω της παρούσας διπλωματικής εργασίας καθώς και της παράλληλης εκπόνησης της διπλωματικής εργασίας της Μαρίας Κρεμεζή, οι δυνατότητες των υπερφασματικών απεικονίσεων στην ασθένεια της ψωρίασης. Σημειώνεται ότι για την εκπόνηση των δύο διπλωματικών εργασιών υπήρξε στενή συνεργασία στο στήσιμο του πειράματος και στην επίλυση προβληματισμών των αρχικών φάσεων επεξεργασίας των εικόνων. Οι προβληματισμοί κυρίως αφορούσαν την επίδραση της ανομοιογένειας του φωτισμού και του αναγλύφου του ανθρώπινου σώματος στην αλλοίωση των υπογραφών. Επίσης, διευκρινίζεται ότι και στις δύο διπλωματικές εργασίες χρησιμοποιήθηκε κοινό δείγμα ασθενών που πάσχουν από ψωρίαση κατά πλάκας (πιο κοινή μορφή), αλλά μελετήθηκε διαφορετική παράμετρος της ασθένειας. Συνολικά, σαρώθηκαν είκοσι ασθενείς (με τον δείκτη CASI - 550) σε διάστημα έξι μηνών, σε δερματολογικό ιατρείο, υπό την εποπτεία ειδικού δερματολόγου. Για το σκοπό του πειράματος δημιουργήθηκε ειδική κατασκευή για την κίνηση του δέκτη και χρησιμοποιήθηκαν δέκα λαμπτήρες αλογόνου και οκτώ λαμπτήρες LED.

Στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία αναπτύσσεται μία αυτόματη υπερφασματική μέθοδος η οποία οριοθετεί, αναγνωρίζει και ταξινομεί μία από τις παραμέτρους που ορίζουν το βαθμό σοβαρότητας της ασθένειας. Αυτή η παράμετρος είναι το ερύθημα, με το οποίο πρακτικά εκτιμάται η ποσότητα του κόκκινου χρώματος που χαρακτηρίζει την πάσχουσα περιοχή.

Για την αυτόματη οριοθέτηση έγινε πρωτότυπη χρήση της μεθόδου ταξινόμησης του Jenks (η μέθοδος Jenks εκτελέστηκε στο εμπορικό λογισμικό Arcmap 10.3) σε συγκεκριμένο ορατό κανάλι (μετά την αφαίρεση του συνεχούς (το συνεχές αφαιρέθηκε με χρήση του εμπορικού λογισμικού ENVI 4.8)), η οποία οδήγησε στη δημιουργία βιβλιοθήκης εκπαίδευσης. Η βιβλιοθήκη αποτελούνταν από διαγράμματα τα οποία προέκυψαν από πολλαπλές εκτελέσεις

της μεθόδου Jenks. Σε κάθε διάγραμμα, καθένα από τα οποία αντιπροσώπευε διαφορετική περίπτωση ασθενή, καταγράφηκε το άνω όριο της πρώτης κλάσης (χαμηλότερη κλάση) της κάθε εκτέλεσης. Η αυτοματοποίηση επιτεύχθηκε μέσω του συνδυασμού της βιβλιοθήκης εκπαίδευσης με ένα συντελεστή συσχέτισης.

Για την αυτόματη ταξινόμηση δημιουργήθηκε αλγόριθμος με βάση τις φασματικές ιδιότητες σε δύο ορατά κανάλια (μετά την αφαίρεση του συνεχούς), οι οποίες παρατηρήθηκαν σε αμιγείς στόχους που είχαν εξαχθεί με τη μέθοδο NFINDR (εφαρμόστηκε σε κώδικα matlab). Η μέθοδος NFINDR εκτελέστηκε σε εικόνες οι οποίες είχαν υποστεί τον μετασχηματισμό MNF (Minimum Noise Fraction), ενώ ο αριθμός των αμιγών στόχων υπολογίστηκε από τη μέθοδο ODM (Outlier Detection Method), η οποία είχε αναπτυχθεί στο πλαίσιο της διδακτορικής διατριβής της κ. Χ. Ανδρέου στο Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης του Ε.Μ.Π.. Σημειώνεται ότι ο αλγόριθμος ODM, ο οποίος εμπεριέχει την εκτέλεση του μετασχηματισμού MNF, εκτελέστηκε σε κώδικα C, ο οποίος είχε γραφτεί από τον Δ. Κέφαλο (2014), στο πλαίσιο της διπλωματικής του εργασίας στο Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης του Ε.Μ.Π.. Διευκρινίζεται επίσης ότι τα αποτελέσματα της οριοθέτησης και της ταξινόμησης αξιολογήθηκαν στο δείγμα εκπαίδευσης και στο δείγμα αξιολόγησης.

Το περιεχόμενο της διπλωματικής εργασίας αναπτύσσεται συνολικά σε έξι κεφάλαια:

Στο δεύτερο κεφάλαιο αρχικά αναλύονται οι ιδιότητες των υπερφασματικών απεικονίσεων και η οπτική συμπεριφορά του δέρματος. Στη συνέχεια, γίνεται μία συνοπτική περιγραφή της ασθένειας της ψωρίασης και εξηγείται αναλυτικά ο δείκτης που χρησιμοποιούν οι δερματολόγοι για να εκτιμήσουν τη σοβαρότητα της ασθένειας. Τέλος, γίνεται εκτενής αναφορά σε σχετική αρθρογραφία και έπειτα εξηγείται το θεωρητικό υπόβαθρο των μεθόδων της βιβλιογραφίας που εφαρμόστηκαν στην επεξεργασία των υπερφασματικών απεικονίσεων του πειράματος.

Στο τρίτο κεφάλαιο αρχικά παρουσιάζεται ο σχεδιασμός του πειράματος και περιγράφονται τα δεδομένα. Έπειτα, εξηγείται η λογική με την οποία επιλέχθηκε η επιφάνεια αναφοράς και περιγράφονται οι ιδιότητες των υπογραφών που οδήγησαν στη διάκριση του ερυθήματος από τις υπόλοιπες δερματικές κατηγορίες. Τέλος, περιγράφεται η αυτόματη μέθοδος οριοθέτησης και ταξινόμησης του ερυθήματος και αξιολογούνται τα αποτελέσματα της εφαρμογής της στο δείγμα εκπαίδευσης και στο δείγμα αξιολόγησης.

Στο τέταρτο κεφάλαιο, προτείνεται σε συνδυασμό με τη διπλωματική εργασία της Μαρίας Κρεμεζή (2016), ένας νέος τρόπος υπολογισμού του δείκτη σοβαρότητας της ασθένειας, ο οποίος αξιοποιεί την πληροφορία που μπορεί να εξαχθεί με την εφαρμογή των μεθόδων που αναπτύχθηκαν κατά την εκπόνηση των δύο εν λόγω διπλωματικών εργασιών.

Στο πέμπτο κεφάλαιο παρουσιάζεται μία πρώτη από κοινού προσπάθεια υπολογισμού της τρίτης και τελευταίας παραμέτρου της ασθένειας. Διευκρινίζεται ότι πέραν της επιφάνειας της ασθένειας, ο βαθμός σοβαρότητας κρίνεται με βάση τρεις παραμέτρους.

Στο έκτο και τελευταίο κεφάλαιο παρατίθενται τα συμπεράσματα τα οποία προέκυψαν από την εκπόνηση της εργασίας και οι προτάσεις για την περαιτέρω έρευνα.

2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

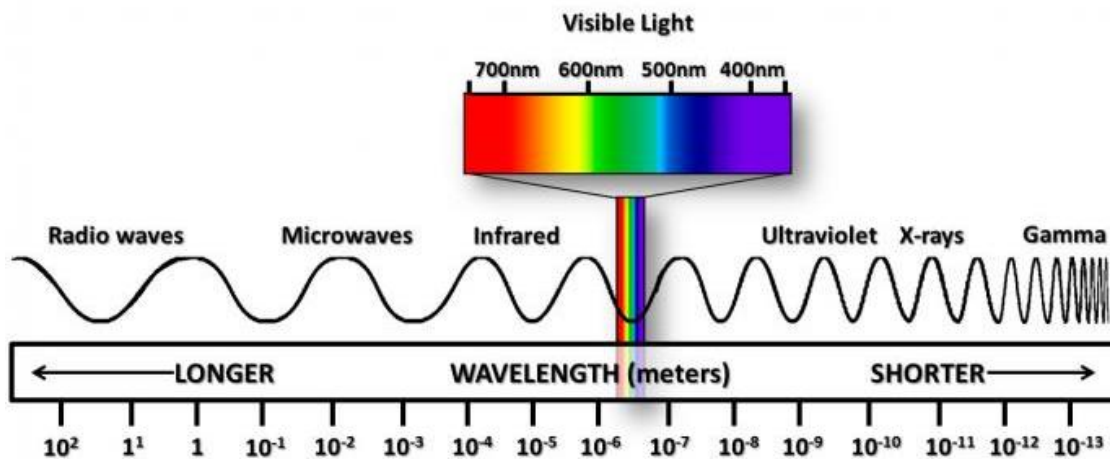
2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΠΟΒΑΘΡΟ

2.1 Βασικές Αρχές της Υπερφασματικής Τηλεπισκόπησης

Σε αυτήν την ενότητα γίνεται αναφορά σε βασικές έννοιες της Τηλεπισκόπησης και στις ιδιαιτερότητες των υπερφασματικών απεικονίσεων.

2.1.1 Βασικά στοιχεία της Τηλεπισκόπησης

Η Τηλεπισκόπηση (Remote Sensing) είναι η επιστήμη που ασχολείται με τις μεθόδους και τα όργανα με τα οποία επιτυγχάνεται από μακριά η συλλογή και η επεξεργασία ποιοτικών και ποσοτικών πληροφοριών για τη γη, την ατμόσφαιρα και το φυσικό-κοινωνικοοικονομικό περιβάλλον γενικότερα, καθώς επίσης και για οποιοδήποτε αντικείμενο ή φαινόμενο. Η Τηλεπισκόπηση αξιοποιεί απεικονίσεις της πραγματικότητας σε διάφορες περιοχές του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος οι οποίες απεικονίζονται στην εικόνα 2.1. και εκτείνεται σε ένα τεράστιο εύρος εφαρμογών.



Εικόνα 2.1: Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα

Πηγή: Climate Science Investigations, Energy: The Driver of Climate, 2012

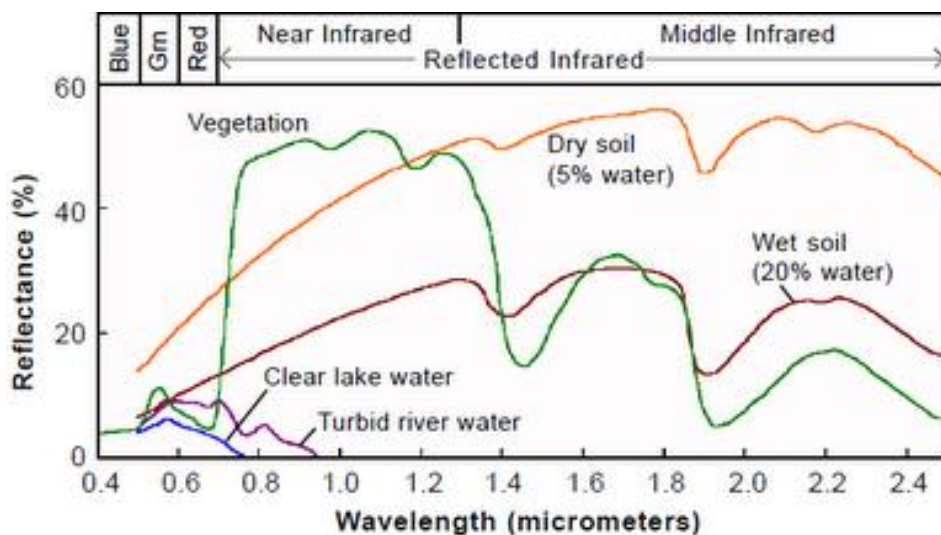
2.1.2 Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα

Το φάσμα της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας συνίσταται από το σύνολο της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας η οποία ακτινοβολείται στη γη από τον ήλιο και περιγράφεται από την κυματική θεωρία ως μετάδοση ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων. Τα υπερφασματικά δεδομένα είναι προϊόντα υπερφασματικών δεκτών, οι οποίοι είναι ευαίσθητοι σε εκατοντάδες στενές παρακείμενες περιοχές του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Επομένως, θα μπορούσαν να χαρακτηριστούν ως διεύρυνση των πολυφασματικών απεικονίσεων, αναφορικά με την ποιότητα και την ποσότητα της συλλεγόμενης φασματικής πληροφορίας. Στο συγκεκριμένο είδος δεδομένων γίνεται διακριτή καταγραφή της ακτινοβολίας που ανακλάται ή/και εκπέμπεται από τα αντικείμενα που απεικονίζονται.

2.1.3 Φασματικές υπογραφές

Η καταγεγραμμένη από τον δέκτη πληροφορία αναπαρίσταται σε ένα διάγραμμα, το οποίο ονομάζεται φασματική υπογραφή και απεικονίζει την καταγεγραμμένη ακτινοβολούμενη ισχύ της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας (radiance) από ένα αντικείμενο στα διάφορα μήκη κύματος.

Ο λόγος της ανακλώμενης προς την προσπίπτουσα ένταση της ακτινοβολίας για κάθε κανάλι συνιστά την ανακλαστικότητα του αντικειμένου. Το συγκεκριμένο μέγεθος παραμένει ανεπηρέαστο από τις συνθήκες φωτισμού (θεωρητικά) (Αργιαλάς, 1998), γεγονός που καθιστά τη φασματική ταξινόμηση των αντικειμένων ανεξάρτητη των συνθηκών φωτισμού. Ωστόσο, στην πράξη, λόγω της ύπαρξης θορύβου στις διατάξεις του δέκτη, η ανακλαστικότητα δεν παραμένει αμετάβλητη για ίδια αντικείμενα, αλλά εμφανίζονται μικρές διαφοροποιήσεις οι οποίες μπορεί να είναι είτε ασήμαντες είτε σημαντικές. Υπογραφές ανακλαστικότητας παρουσιάζονται στο διάγραμμα 2.1.



Διάγραμμα 2.1: Φασματικές υπογραφές ανακλαστικότητας

Πηγή: Kher, Hyperspectral mapping of the geology of Afghanistan, 2012

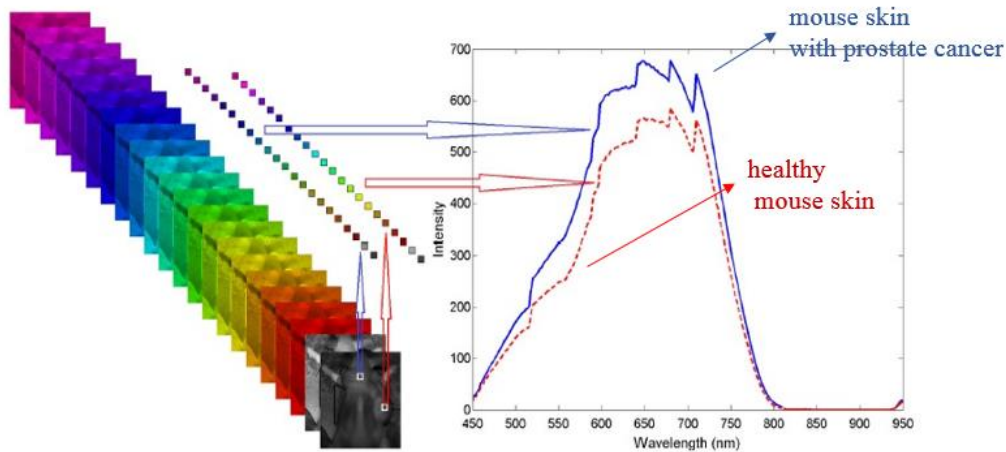
2.1.4 Υπερφασματικές απεικονίσεις

Στις αρχές της δεκαετίας του 1980 εισάγεται από τον A. F. H. Goetz στο Εργαστήριο JPL (Jet Propulsion Laboratory) της NASA η έννοια της υπερφασματικής εικονοληπτικής φασματομετρίας (imaging spectrometry). Από τότε η επεξεργασία και ανάλυση των υπερφασματικών απεικονίσεων έχει εξελιχθεί σε τέτοιο βαθμό ώστε να αποτελεί πλέον ένα από τα σημαντικότερα κεφάλαια της Τηλεπισκόπησης. Η σημασία τους αναδεικνύεται και από το μεγάλο εύρος των εφαρμογών τους, καθώς χρησιμοποιούνται στη γεωργία ακριβείας, στην ποιότητα τροφίμων, στον έλεγχο παραποίησης εγγράφων, στη δημιουργία συστημάτων παρακολούθησης, στην ανίχνευση ασθενειών κτλ.

Η ποικιλία των υπερφασματικών δεκτών είναι πλέον μεγάλη και η επιλογή του καταλληλότερου εξαρτάται από τον επιθυμητό βαθμό χωρικής και φασματικής ανάλυσης, και από τη φύση του αντικειμένου που εξετάζεται κάθε φορά ανάλογα με την εφαρμογή. Με τον όρο χωρική ανάλυση γίνεται αναφορά στην ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο παρακείμενων αντικειμένων την οποία ένας δέκτης μπορεί να διακρίνει, ενώ με τον όρο φασματική ανάλυση

γίνεται αναφορά στο ελάχιστο φασματικό εύρος που απαιτείται για τη διάκριση δύο φασματικών χαρακτηριστικών γνωρισμάτων.

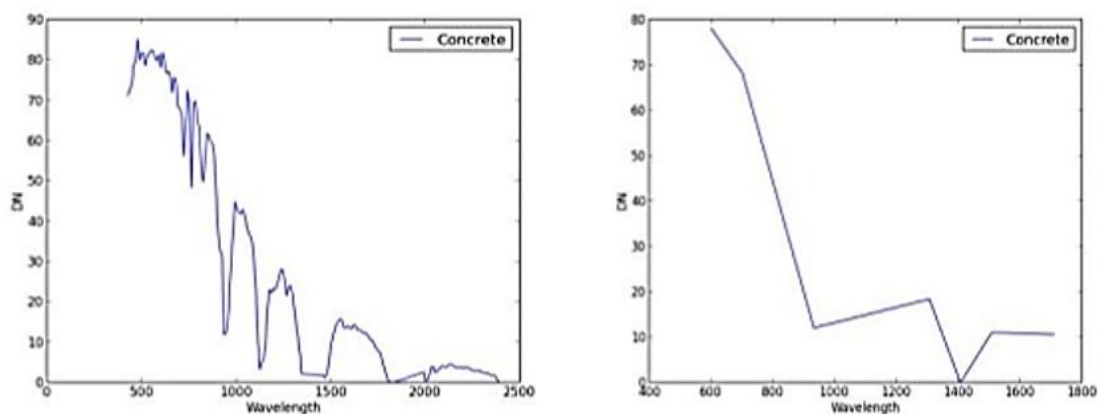
Μία υπερφασματική απεικόνιση μπορεί να αναπαρασταθεί με έναν κύβο (hyperspectral image cube) ο οποίος έχει τρεις διαστάσεις. Οι δύο διαστάσεις είναι οι χωρικές (x, y) και η τρίτη διάσταση είναι η φασματική (εικόνα 2.2). Όσον αφορά τη φασματική διάσταση, το κάθε ένα εικονοστοιχείο ταυτίζεται με ένα διάνυσμα n (συνήθως $n > 100$) διαστάσεων το οποίο είναι η φασματική υπογραφή ενός ή περισσοτέρων αντικειμένων.



Εικόνα 2.2: Υπερφασματικός κύβος

Πηγή: Akbari, et al., Hyperspectral imaging and quantitative analysis for prostate cancer detection, 2012

Το πλεονέκτημα του μεγάλου πλήθους καναλιών είναι η αυξημένη φασματική διακριτική ικανότητα, η οποία καθιστά εφικτό το διαχωρισμό αντικειμένων με μικρές φασματικές διαφορές, ο οποίος με λιγότερα κανάλια δεν θα ήταν δυνατός (διάγραμμα 2.2). Ωστόσο, αξίζει να διευκρινιστεί ότι η συνεχής αύξηση του αριθμού των καναλιών δεν βελτιώνει απαραίτητα τον φασματικό διαχωρισμό των αντικειμένων, διότι τα γειτνιάζοντα κανάλια συχνά χαρακτηρίζονται από μεγάλη συσχέτιση και αναπαράγουν την ίδια πληροφορία.



Διάγραμμα 2.2: Υπερφασματική υπογραφή (αριστερά), πολυφασματική υπογραφή (δεξιά)

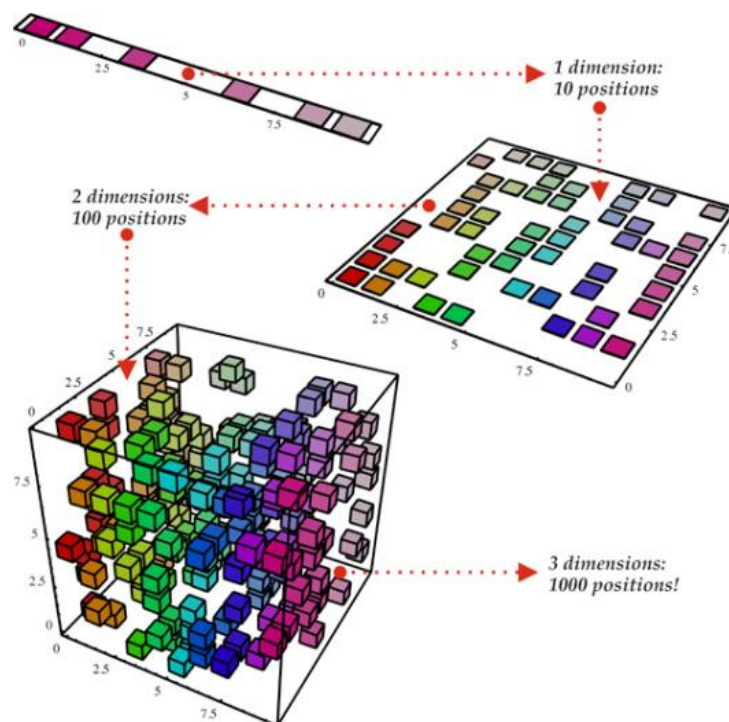
Πηγή: Deshpande, et al., Overview of Hyperspectral Remote Sensing of Impervious Surfaces in Urban Environment, 2013

2.1.5 Η κατάρα της διαστατικότητας - Το φαινόμενο Hughes

Τα υπερφασματικά δεδομένα λόγω του μεγάλου όγκου τους υφίστανται το φαινόμενο Hughes (Hughes, 1968) ή αλλιώς την κατάρα της διαστατικότητας (Bellman, 1961). Αναλυτικότερα, η ακρίβεια της ταξινόμησης αυξάνεται σταδιακά στην αρχή, καθώς ο αριθμός των καναλιών αυξάνεται, αλλά μειώνεται δραματικά, όταν ο αριθμός των καναλιών φτάσει σε κάποια συγκεκριμένη τιμή, διότι το μέγεθος των δεδομένων εκπαίδευσης δεν μπορεί να προσαρμοστεί στην αύξηση της διαστατικότητας. Αναλυτικότερα, για να διατηρηθεί η ακρίβεια της ταξινόμησης, αν σε ένα χώρο μίας διάστασης χρειάζονται n δείγματα, τότε σε ένα χώρο d διαστάσεων χρειάζονται n^d δείγματα (εικόνα 2.3).

Επομένως, οι μέθοδοι ταξινόμησης που εφαρμόζονται στα πολυφασματικά δεδομένα δεν είναι αποτελεσματικές στα υπερφασματικά. Για παράδειγμα, κατά την εφαρμογή μιας ταξινόμησης Bayes σε μια εικόνα n φασματικών καναλιών θα πρέπει ο αριθμός των δεδομένων εκπαίδευσης για κάθε κατηγορία να είναι μεγαλύτερος από $n + 1$. Σε αντίθετη περίπτωση ο πίνακας συσχέτισης του δείγματος θα είναι μη αντιστρέψιμος.

Τα τελευταία χρόνια κάποιες λύσεις έχουν προταθεί για να υπερβούν το φαινόμενο Hughes στην ταξινόμηση, όπως η επιλογή κάποιων καναλιών και η εφαρμογή των μετασχηματισμών Ανάλυσης Κύριων Συνιστωσών (PCA) και ελαχιστοποίησης θορύβου (MNF). Επιπλέον, η επίδοση κάποιων μεθόδων ταξινόμησης δεν εξαρτάται άμεσα από το μέγεθος των δεδομένων εκπαίδευσης (π.χ. SVM (Support Vector Machines) (Mountrakis, Im and Ogole, 2011) ή τα νευρωνικά δίκτυα (Bach, 2014))



Εικόνα 2.3: Φαινόμενο Hughes

Πηγή: Haifeng, There is no big data in machine learning, 2016

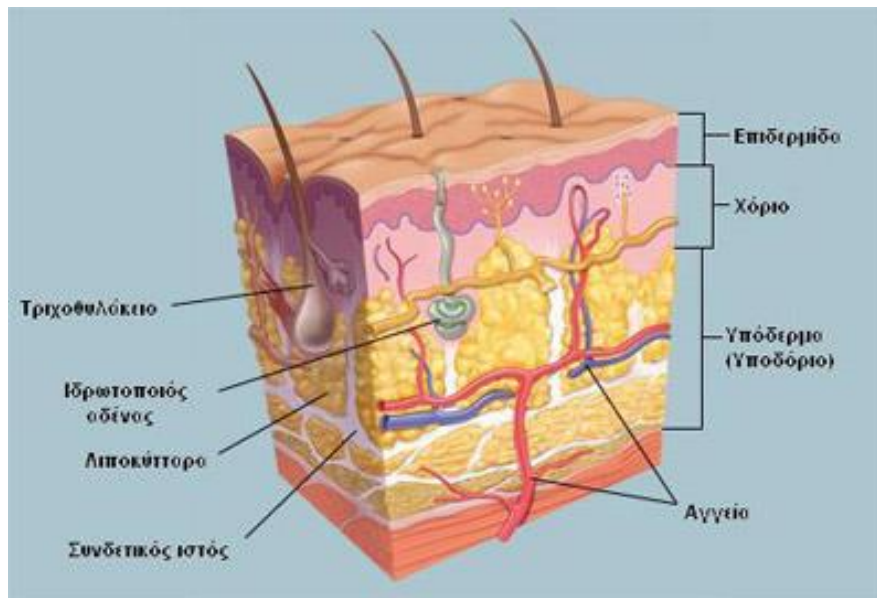
2.2 Ιδιότητες του Δέρματος

Παρακάτω γίνεται αρχικά συνοπτική αναφορά στη δομή και στα συστατικά στοιχεία του δέρματος και έπειτα περιγράφεται η οπτική του συμπεριφορά.

2.2.1 Η ανατομία και η σύσταση του δέρματος

Το δέρμα είναι το μεγαλύτερο ανθρώπινο όργανο, τόσο ως προς το βάρος του όσο και ως προς την επιφάνεια του σώματος που καλύπτει. Αναλυτικότερα, το δέρμα ενός ενήλικα έχει έκταση περίπου 1.5 με 2.0 m² και αποτελεί περίπου 16% του σωματικού του βάρους.

Το δέρμα διακρίνεται ανατομικά σε 3 βασικές κυτταρικές στιβάδες οι οποίες είναι η επιδερμίδα, το χόριο και ο υποδόριος ή λιπώδης ιστός (από έξω προς τα μέσα - εικόνα 2.4). Κάθε μια στιβάδα έχει διαφορετική κυτταρική σύσταση, και κατά συνέπεια διαφορετική δομή και λειτουργία. Στην επιφάνεια του δέρματος συναντώνται λιπίδια, τρίχες, λεπτές ρυτιδώσεις και άλλα στοιχεία όπως φακίδες, σπίλοι, πόροι.



Εικόνα 2.4: Η ανατομία του δέρματος

Πηγή: Iskin New York, Understanding your skin, 2015.

Παρακάτω παρατίθενται αρχικά οι στιβάδες του δέρματος και στη συνέχεια τα συστατικά του στοιχεία:

Στιβάδες του δέρματος

- Επιδερμίδα (epidermis)

Η επιδερμίδα είναι το εξωτερικό στρώμα του δέρματος το οποίο αποτελείται από ένα μεγάλο αριθμό λιπιδίων που έχουν στηρικτικό ρόλο, και προσδίδουν ανακλαστική ικανότητα και αμφίφυλες ιδιότητες. Η συγκεκριμένη κυτταρική στιβάδα έχει πάχος περίπου 0.2 mm και δεν τη διαπερνούν φλέβες και τριχοειδή αγγεία. Το πάχος ποικίλει ανάλογα με τη θέση της επιδερμίδας στο σώμα και τον όγκο του νερού που συγκρατεί.

Η επιδερμίδα διαιρείται περαιτέρω σε πέντε υποστιβάδες: την κεράτινη στιβάδα (stratum corneum), τη διαυγή στιβάδα (stratum lucidum), την κοκκώδη στιβάδα (stratum granulosum), την ακανθωτή στιβάδα (stratum spinosum) και την κεράτινη στιβάδα (stratum basale) (η αναφορά έγινε από έξω προς τα μέσα).

- Χόριο (dermis)

Το χόριο βρίσκεται κάτω από την επιδερμίδα και αποτελείται κυρίως από ίνες κολλαγόνου και ελαστίνης. Η συγκεκριμένη κυτταρική στιβάδα έχει πάχος 1 mm - 4 mm και διαιρείται σε δύο υποστιβάδες: τη θηλώδη και τη δικτυωτή.

- Λιπώδης ή υποδόριος ιστός (subcutaneous tissue)

Ο λιπώδης ή υποδόριος ιστός είναι η τρίτη κύρια στιβάδα, η οποία όμως συχνά δεν κατηγοριοποιείται στον δερματικό ιστό. Είναι μια ελαστική στιβάδα με μεγάλη ποσότητα λιπωδών κυττάρων που απορροφούν τους κραδασμούς, προστατεύοντας τα αγγεία του αίματος και τις νευρικές απολήξεις. Έχει πάχος 4 mm - 9 mm το οποίο διαφέρει από άνθρωπο σε άνθρωπο και εξαρτάται από την κατανομή του λίπους στο σώμα.

Συστατικά στοιχεία του δέρματος

- Κύτταρα

Τα κύτταρα που συγκροτούν τον δερματικό ιστό είναι: τα κερατινοκύτταρα, οι ινοβλάστες, τα λιπώδη κύτταρα, τα μελανοκύτταρα και τα ερυθροκύτταρα. Συναντώνται σε διαφορετικές στιβάδες και έχουν διαφορετικές δομές και λειτουργίες.

- Ίνες

Το δέρμα περιέχει διάφορους τύπους ινών. Οι βασικότερες είναι οι ίνες της κερατίνης, οι ίνες του κολλαγόνου και οι ίνες της ελαστίνης.

- Χρωστικές

Το δέρμα περιλαμβάνει διάφορους τύπους χημικών ενώσεων που απορροφούν το φως και ονομάζονται χρωστικές. Οι σπουδαιότερες είναι η μελανίνη και η αιμοσφαιρίνη, οι οποίες παίζουν σημαντικό ρόλο στην απορρόφηση του ορατού φωτός και στην όψη του δέρματος. Οι συγκεκριμένες ουσίες αναλύονται παρακάτω:

Μελανίνη

Η μελανίνη είναι η κυρίαρχη χρωστική της επιδερμίδας. Μπορεί να βρεθεί επίσης και στα μαλλιά. Παράγεται στα μελανοσώματα και στη συνέχεια διαχέεται στην επιδερμίδα και μετακινείται προς την επιφάνεια του δέρματος ενώ μετουσιώνεται. Μέσα από αυτή την ανοδική πορεία το χρώμα της μελανίνης αλλάζει από μαύρο σε λευκό.

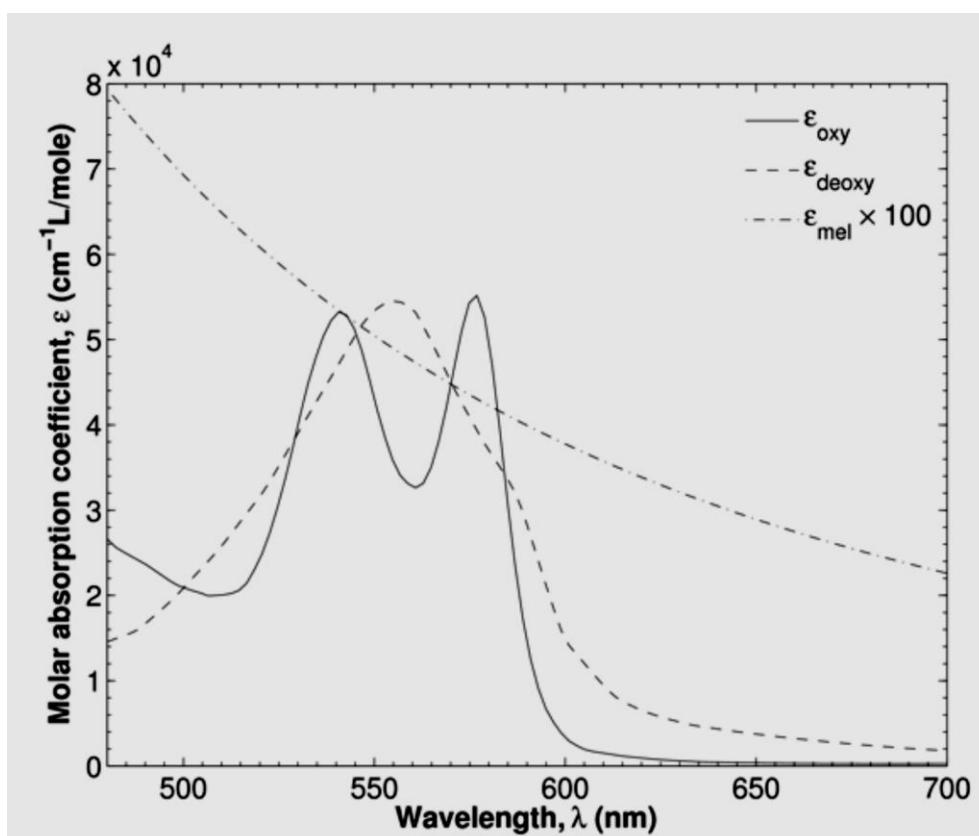
Αιμοσφαιρίνη

Η αιμοσφαιρίνη συντίθεται και βρίσκεται στα ερυθροκύτταρα. Αποτελεί το 40% - 45% του ολικού αίματος και ο ρόλος της είναι η δέσμευση και η μεταφορά του οξυγόνου σε κάθε σημείο του σώματος μέσω των αιμοφόρων αγγείων. Όταν η αιμοσφαιρίνη έχει δεσμευμένο οξυγόνο ονομάζεται οξυαιμοσφαιρίνη (HbO_2), ενώ στην αποξυγονωμένη μορφή της ονομάζεται δεοξυαιμοσφαιρίνη (Hb).

Η αιμοσφαιρίνη είναι υπεύθυνη για την απορρόφηση του μεγαλύτερου ποσοστού της ακτινοβολίας. Ωστόσο, τα ειδικά φάσματα απορρόφησης της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας των οξυ (oxy)- και δεοξυ (deoxy)- αιμοσφαιρινών διαφέρουν αρκετά. Αυτή η διαφορά στην απορρόφηση εξηγεί και την ορατή διαφορά χρώματος μεταξύ αρτηριακού και φλεβικού αίματος. Το αρτηριακό αίμα το οποίο στους ενήλικες είναι συνήθως κορεσμένο κατά 98% με οξυγόνο έχει φωτεινή κόκκινη απόχρωση, ενώ το φλεβικό αίμα το οποίο είναι κορεσμένο κατά 75% έχει σκούρα κόκκινη - μωβ απόχρωση.

(Βιοχημικός, 2014)

Στο διάγραμμα 2.3 μπορούν να παρατηρηθούν οι φασματικές υπογραφές των χρωμοφόρων του δέρματος.



Διάγραμμα 2.3: Φασματικές υπογραφές των χρωμοφόρων του δέρματος

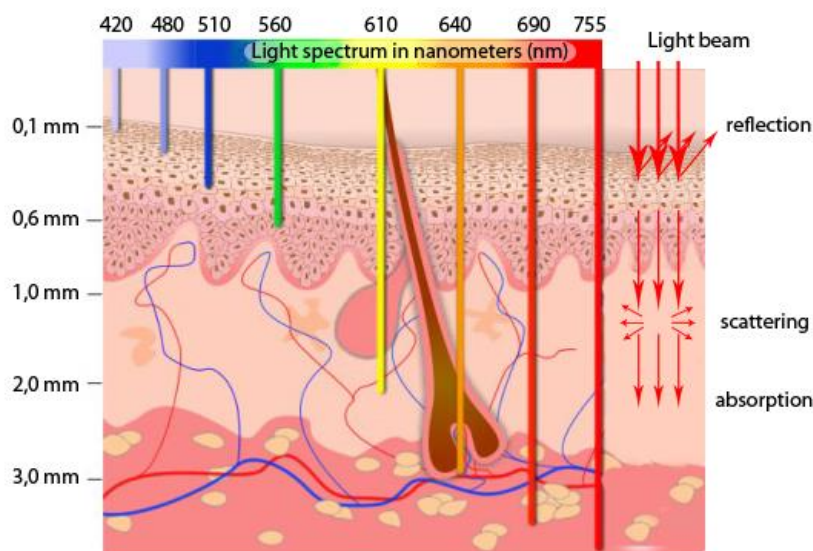
Πηγή: Yudovsky, et al., Hyperspectral Imaging in Diabetic Foot Wound Care, 2010

2.2.2 Η οπτική του δέρματος

Το φως το οποίο προσπίπτει στο ανθρώπινο δέρμα διαθλάται στην επιφάνεια του δέρματος εξαιτίας διαφορετικού συντελεστή διάθλασης του περιβάλλοντος αέρα και της κεράτινης στιβάδας. Το φως το οποίο μεταδίδεται διαμέσου της διεπιφανείας αέρα - κεράτινης στιβάδας απορροφάται από χρωμοφόρα (αιμοσφαιρίνη, μελανίνη) της επιδερμίδας και του χόριου ή σκεδαζείται από κύτταρα και ίνες κολλαγόνου. Επομένως, η παρατηρούμενη ανακλαστικότητα είναι το άθροισμα της επιφανειακής ανάκλασης (ανάκλαση Fresnel) και του σκεδαζόμενου φωτός, το οποίο αντιστοιχεί στο φως που εισήχθη στον ιστό και εξήχθη προς τον δέκτη. Αν το δέρμα φωτιστεί με πολωμένο φως, το ανακλώμενο φως παραμένει πολωμένο, ενώ το σκεδαζόμενο όχι.

(Yudovsky, Nouvong and Pilon, 2010).

Το οπτικό μοντέλο του δέρματος απεικονίζεται στην εικόνα 2.5.



Εικόνα 2.5: Οπτικό μοντέλο του δέρματος

Πηγή: GBS, Light interactions with skin, 2015.

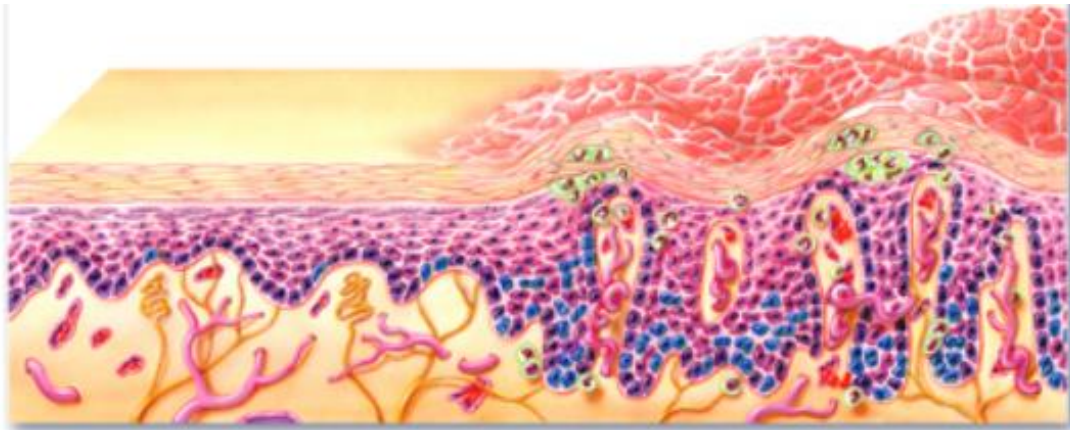
2.3 Η Ασθένεια της Ψωρίασης

Σε αυτήν την ενότητα γίνεται μία συνοπτική περιγραφή της ασθένειας της ψωρίασης για να απεικονιστεί μία γενική εικόνα της ιατρικής διάστασης του αντικειμένου της διπλωματικής εργασίας.

2.3.1 Ορισμός της ασθένειας

Η ασθένεια της ψωρίασης (εικόνα 2.6) είναι μία μη μεταδοτική, αυτοάνοση και χρόνια δερματική ασθένεια, η οποία χαρακτηρίζεται από ερυθρές πλάκες, οι οποίες καλύπτουν μικρή ή μεγάλη περιοχή του σώματος, και μπορεί να είναι φοιλιωτές ή υπερυψωμένες (NIH, 2016). Δυστυχώς, αν και εφαρμόζονται διάφορες θεραπευτικές μέθοδοι με διαφορετικές κάθε φορά επιπτώσεις, δεν έχει εντοπιστεί ακόμη οριστική θεραπεία (Naldi, 2010). Σημειώνεται ότι ως

αυτοάνοσες ορίζονται οι ασθένειες που προκαλούνται από λανθασμένη απόκριση του ανοσοποιητικού συστήματος έναντι στον ίδιο τον οργανισμό.



Εικόνα 2.6: Η ασθένεια της ψωρίασης

Πηγή: Medical Illustration and Animation, Psoriasis vs Healthy Skin, n.d.

2.3.2 Είδη της ασθένειας

Υπάρχουν πέντε κύρια είδη ψωρίασης (NIH, 2016):

- Η κατά πλάκας (plaque), η οποία εμφανίζεται κυρίως στους βραχίονες, στην κνήμη, γύρω από τον αφαλό και στο κρανίο και χαρακτηρίζεται από ασημένιες λεπίδες και κόκκινες κηλίδες. Το συγκεκριμένο είδος ψωρίασης επηρεάζει 85% - 90% των ασθενών που πάσχουν από ψωρίαση (πιο κοινή μορφή) (Palfreeman, McNamee and McCann, 2013).
- Η καμπτική (inverse), η οποία εμφανίζεται κυρίως στους μηρούς, στις μασχάλες και στη βουβωνική χώρα και χαρακτηρίζεται από κόκκινες πτυχές.
- Η σταγονοειδής (guttate), η οποία εμφανίζεται σε όλο το σώμα με μεγαλύτερη συχνότητα στον κορμό, στο κρανίο, στα άκρα και στα βλέφαρα και χαρακτηρίζεται από κόκκινες κηλίδες με διάμετρο μικρότερη από 1.5 cm. Αυτό το είδος ψωρίασης προκαλείται μετά από μόλυνση του αναπνευστικού (στρεπτοκοκκική φαρυγγίτιδα) (Weigle and McBane, 2013) σε νεαρά άτομα. Η θεραπεία περιλαμβάνει ήπια στεροειδή και την έκθεση στον ήλιο.
- Η φλυκταινώδης (pustular), η οποία χαρακτηρίζεται από υπερυψωμένο οίδημα με μη μολυσματικό πύον (Robinson et al., 2012) και εμφανίζεται σε όλο το σώμα με μεγαλύτερη συχνότητα στα άκρα.
- Η ερυθροδερμική, η οποία εμφανίζεται σε όλο το σώμα με μεγαλύτερη συχνότητα στα άκρα, στο πρόσωπο, στον κορμό και στα νύχια. Η ερυθροδερμική ψωρίαση χαρακτηρίζεται από φλεγμονή και απολέπιση σε μεγάλη έκταση και προκαλεί έντονο κνησμό, οίδημα και πόνο. Η θεραπεία γίνεται με ανοσοκατασταλτικά.

2.3.3 Αίτια της ασθένειας

Τα αίτια της ασθένειας δεν είναι πλήρως κατανοητά, αλλά έχουν σχηματιστεί κάποιες θεωρίες οι οποίες υποστηρίζουν ότι το κυριότερο αίτιο της ασθένειας είναι γενετικό (γονίδια του ανοσοποιητικού), καθώς έχει παρατηρηθεί ότι στα ομοζυγωτικά δίδυμα η πιθανότητα εμφάνισης της ασθένειας είναι 70%, ενώ στα ετεροζυγωτικά είναι 20% (Krueger and Ellis, 2005). Επίσης, υποστηρίζεται ότι στην εκδήλωσή της συμβάλλουν και άλλοι παράγοντες όπως το άγχος, το αλκοόλ (Richard et al., 2013), το κάπνισμα, η απόσυρση συστηματικών κορτιστεροειδών και η χρήση φαρμάκων.

2.3.4 Μηχανισμός της ασθένειας

Η ψωρίαση χαρακτηρίζεται από ραγδαία αύξηση του ρυθμού αντικατάστασης των κυττάρων της επιδερμίδας (Ouyang, 2010). Αναλυτικότερα, ενώ σε ένα φυσιολογικό άτομο η διαδικασία αντικατάστασης διαρκεί 28 - 30 ημέρες, στους ασθενείς που πάσχουν από ψωρίαση διαρκεί 3 - 5 ημέρες (Parrish, 2012).

2.3.5 Συνοδά νοσήματα της ασθένειας

Η ψωρίαση συνδέεται με αυξημένο κίνδυνο ψωριασικής αρθρίτιδας, λεμφώματος, καρδιαγγειακών νοσημάτων, εντερικών προβλημάτων (ασθένεια του Crohn) και μεταβολικών νοσημάτων.

2.3.5 Επιδημιολογία της ασθένειας

Η ασθένεια επιδρά στο 3% του πληθυσμού (Morrow, 2004) και συνήθως εμφανίζεται σε ηλικίες μεταξύ 15 - 25. Χαρακτηρίζεται από έντονη ψυχολογική επιβάρυνση και η συχνότητα εμφάνισής της ποικίλει ανάλογα με την ηλικία, το φύλο, την περιοχή και την εθνικότητα. Επίσης, σε ασθενείς που πάσχουν από AIDS η πιθανότητα εμφάνισης είναι ίδια, αλλά τα συμπτώματα είναι πιο έντονα (Cedeno-Laurent et al., 2011).

2.3.6 Διαφορική διάγνωση της ασθένειας

Κατά τη διάγνωση η ψωρίαση μπορεί να συγχυστεί με κάποιες άλλες ασθένειες. Αυτές είναι οι εξής:

- Το δισκοειδές έκζεμα το οποίο είναι είδος δερματίτιδας. Η συγκεκριμένη ασθένεια δεν είναι γενετική ούτε μεταδοτική, εμφανίζεται συνήθως μετά την ηλικία των 60 ετών κυρίως στους γλουτούς και στα πόδια, και χαρακτηρίζεται από ξηρό δέρμα. Τα συμπτώματά της επιδεινώνονται από την καφεΐνη και βρίσκεται σε έξαρση το χειμώνα.
- Το σμηγματορροϊκό έκζεμα το οποίο είναι ήπια μορφή δερματίτιδας, η οποία εμφανίζεται στο κρανίο, στο πρόσωπο και στον κορμό.
- Η ροδόχρους πιτυρίαση η οποία είναι εξάνθημα και συγχέεται με τη σταγονοειδή ψωρίαση.

- Το δερματικό λέμφωμα T κυττάρων το οποίο είναι μία τάξη λεμφώματος που προκαλείται από μετάλλαξη των T - κυττάρων. Αναλυτικότερα, τα κακοήθη T - κύτταρα μέσα στο σώμα αρχικά μεταναστεύουν στο δέρμα προκαλώντας διάφορες αλλοιώσεις (πληγές). Στη συνέχεια, αυτές οι αλλοιώσεις αλλάζουν σχήμα καθώς η ασθένεια εξελίσσεται, τυπικά ξεκινώντας από ένα εξάνθημα με έντονο κνησμό και τελικά σχηματίζοντας πλάκες και όγκους πριν να γίνει η μετάσταση.

Σε περίπτωση μη ασφαλούς διάγνωσης, μπορεί να γίνει βιοψία. Αν ο ασθενής πάσχει από ψωρίαση, θα παρατηρηθεί ότι (Raychaudhuri, Maverakis and Raychaudhuri, 2014):

- είναι αυξημένη η πυκνότητα της επιδερμίδας.
- υπάρχουν επιθηλιακές επεκτάσεις οι οποίες συμπλέκονται με το χόριο.
- απουσιάζει η κοκκώδης στιβάδα.
- τα κύτταρα της κεράτινης στιβάδας δεν έχουν ωριμάσει πλήρως.

(Wikipedia, 2015)

2.4 Ο Δείκτης PASI (Psoriasis Area Severity Index)

Σε αυτήν την ενότητα εξηγείται αναλυτικά ο δείκτης που χρησιμοποιούν οι δερματολόγοι για να εκτιμήσουν τη σοβαρότητα της ασθένειας για να κατανοηθεί η ανάγκη βελτίωσης του.

2.4.1 Περιγραφή του δείκτη PASI

Ο δείκτης PASI είναι ο παγκόσμια καθιερωμένος (golden standard) δείκτης εκτίμησης της σοβαρότητας της ασθένειας της ψωρίασης και της ανταπόκρισης στη θεραπεία. Ο δείκτης εφαρμόστηκε για πρώτη φορά από τους Fredriksson και Pettersson το 1978.

Στον δείκτη PASI το σώμα διακρίνεται σε 4 περιοχές (εικόνα 2.7) οι οποίες είναι :

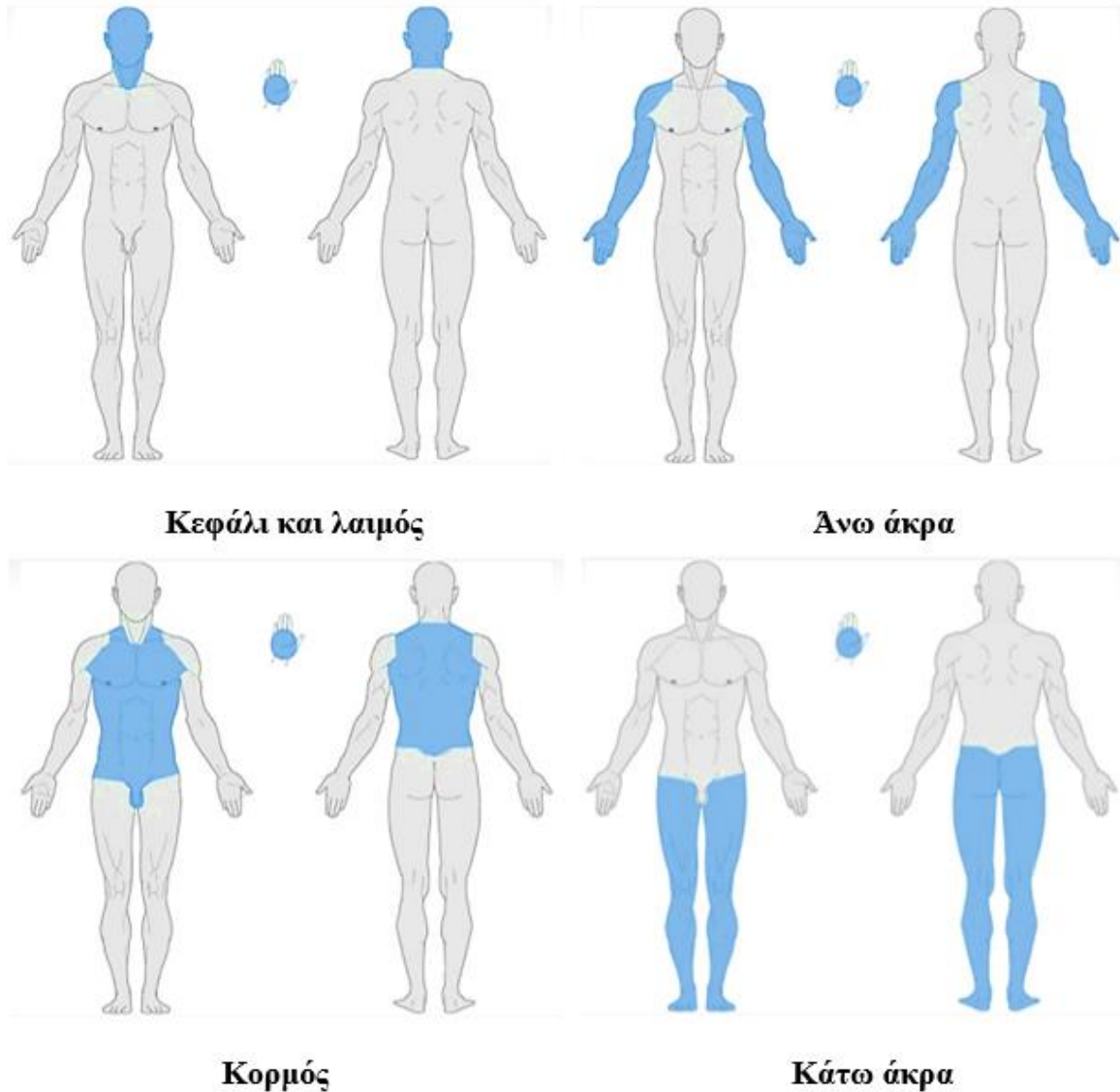
1. Το κεφάλι και ο λαιμός που αντιστοιχούν στο 10% της συνολικής επιφάνειας του σώματος.
2. Τα άνω άκρα που αντιστοιχούν στο 20% της συνολικής επιφάνειας του σώματος.
3. Ο κορμός που αντιστοιχεί στο 30% της συνολικής επιφάνειας του σώματος.
4. Τα κάτω άκρα που αντιστοιχούν στο 40% της συνολικής επιφάνειας του σώματος.

Σε κάθε μία από τις 4 περιοχές εκτιμάται η επιφάνεια που καταλαμβάνουν οι ασθενείς ζώνες και 3 επιπλέον παράμετροι. Το εμβαδό που καταλαμβάνει η ασθένεια υπολογίζεται με τη μέθοδο της παλάμης. Αναλυτικότερα, θεωρείται ότι η παλάμη του ασθενή αντιστοιχεί στο 1% της συνολικής επιφάνειας του σώματός του. Επομένως, η συνολική επιφάνεια του σώματος είναι ίση με 100 παλάμες. Στον δείκτη PASI έχουν οριστεί 6 κλάσεις για την εκτίμηση της επιφάνειας που καταλαμβάνει η ασθένεια σε κάθε μία από τις 4 περιοχές οι οποίες είναι:

- Κλάση 1 (score 1): 1% - 9%
- Κλάση 2 (score 2): 10% - 29%
- Κλάση 3 (score 3): 30% - 49%
- Κλάση 4 (score 4): 50% - 69%
- Κλάση 5 (score 5): 70% - 89%
- Κλάση 6 (score 6): 90% - 100%

Σημειώνεται ότι όταν κάποια από τις 4 προαναφερθείσες σωματικές περιοχές είναι υγιής, τοποθετείται στην κλάση 0 (score 0).

(PASI Training, n.d)



Εικόνα 2.7: Οι 4 σωματικές περιοχές του δείκτη PASI
Πηγή: PASI Training, n.d

Όσον αφορά τις 3 επιπλέον παραμέτρους, αυτές είναι οι εξής:

Το ερύθημα (erythema)

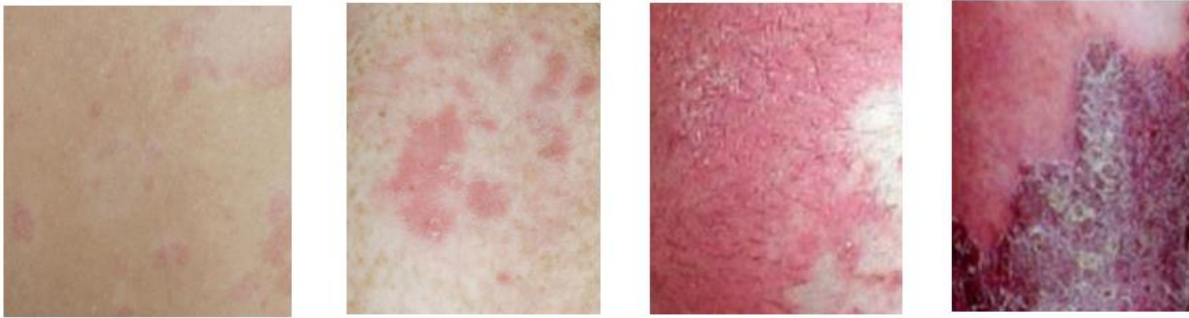
Με το ερύθημα πρακτικά εκτιμάται η ποσότητα του κόκκινου χρώματος που χαρακτηρίζει την πάσχουσα περιοχή. Η παράμετρος του ερυθήματος ανάλογα με τη σοβαρότητα χωρίζεται σε 4 κλάσεις (εικόνα 2.8) οι οποίες είναι:

- Κλάση 1 (score 1): Ανοιχτό κόκκινο (ερύθημα ήπιας μορφής).
- Κλάση 2 (score 2): Κόκκινο αλλά όχι σκούρο κόκκινο (ερύθημα μέτριας μορφής).

- Κλάση 3 (score 3): Σκούρο κόκκινο (ερύθημα σοβαρής μορφής).
- Κλάση 4 (score 4): Πολύ σκούρο κόκκινο/μωβ (ερύθημα πολύ σοβαρής μορφής).

Στον δείκτη PASI λαμβάνεται υπόψη η μέγιστη μόνο κλάση ερυθήματος (σοβαρότερη). Σημειώνεται ότι όταν κάποια από τις 4 προαναφερθείσες σωματικές περιοχές είναι υγιής, τοποθετείται στην κλάση 0 (score 0).

(Radulski, n.d.)



Εικόνα 2.8: Οι 4 κλάσεις του ερυθήματος (η αρίθμηση αυξάνεται από αριστερά προς τα δεξιά)

Πηγή: Radulski, Pasi Scoring, n.d.

Η εμφάθυνση (induration)

Με την εμφάθυνση εκτιμάται ο βαθμός εισχώρησης της ασθένειας μέσα στο δέρμα. Η ασθένεια έχει τη μορφή καθρέφτη και επομένως μετρώντας την ανύψωσή της από το δέρμα, εκτιμάται και ο βαθμός εισχώρησης λόγω συμμετρίας. Η παράμετρος της εμφάθυνσης ανάλογα με τη σοβαρότητα χωρίζεται σε 4 κλάσεις (εικόνα 2.9) οι οποίες είναι:

- Κλάση 1 (score 1): Ελαφριά ανύψωση (0.25 mm) και οι άκρες είναι μη διακριτές (εμφάθυνση ήπιας μορφής).
- Κλάση 2 (score 2): Μέτρια ανύψωση (0.50 mm) και οι άκρες παρουσιάζουν τραχύτητα (εμφάθυνση μέτριας μορφής).
- Κλάση 3 (score 3): Ανύψωση με διακριτά όρια (1 mm) και οι άκρες παρουσιάζουν μεγάλη κλίση (εμφάθυνση σοβαρής μορφής).
- Κλάση 4 (score 4): Ανύψωση με πολύ διακριτά όρια (1.25 mm) και οι άκρες παρουσιάζουν μεγάλη κλίση (εμφάθυνση πολύ σοβαρής μορφής).

Στον δείκτη PASI λαμβάνεται υπόψη η μέγιστη μόνο κλάση εμφάθυνσης (σοβαρότερη). Σημειώνεται ότι αν σε κάποια από τις 4 προαναφερθείσες σωματικές περιοχές σωματικές περιοχές δεν υπάρχει εμφάθυνση, η περιοχή τοποθετείται στην κλάση 0 (score 0).

(PASI Training, n.d) (Radulski, n.d.)



Εικόνα 2.9: Οι 4 κλάσεις της εμφάνισης (η αριθμηση αυξάνεται από τα αριστερά προς τα δεξιά)
Πηγή: Radulski, Pasi Scoring, n.d.

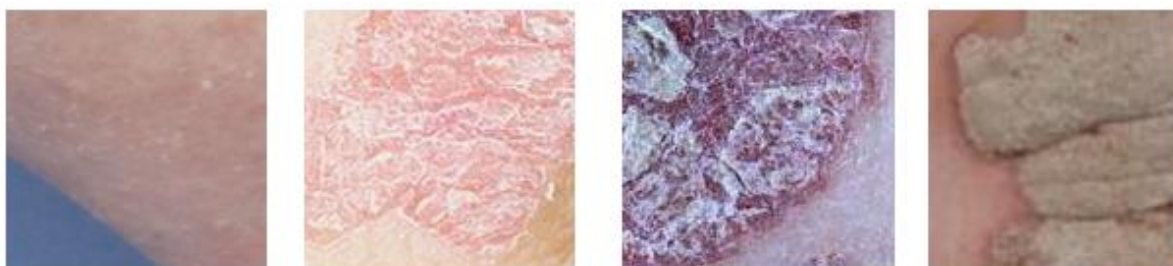
Τα λέπια (scaling)

Τα λέπια έχουν συνήθως λευκή απόχρωση και δημιουργούνται πάνω από την περιοχή του ερυθήματος. Η παράμετρος των λεπιών ανάλογα με τη σοβαρότητα χωρίζεται σε 4 κλάσεις (εικόνα 2.10) οι οποίες είναι:

- Κλάση 1 (score 1): Λεία λέπια τα οποία καλύπτουν τμήματα της ασθενούς περιοχής (λέπια ήπιας μορφής).
- Κλάση 2 (score 2): Λέπια τα οποία είναι λεία ή εμφανίζουν ήπια τραχύτητα και καλύπτουν μεγάλα τμήματα της ασθενούς περιοχής (λέπια μέτριας μορφής).
- Κλάση 3 (score 3): Λέπια τα οποία είναι πυκνά (thick), εμφανίζουν τραχύτητα και καλύπτουν μεγάλα τμήματα της ασθενούς περιοχής (λέπια σοβαρής μορφής).
- Κλάση 4 (score 4): Λέπια τα οποία είναι πολύ πυκνά (thick), εμφανίζουν μεγάλη τραχύτητα και καλύπτουν ολόκληρη την ασθενή περιοχή (λέπια πολύ σοβαρής μορφής).

Στον δείκτη PASI λαμβάνεται υπόψη η μέγιστη μόνο κλάση λεπιών (σοβαρότερη). Σημειώνεται ότι αν σε κάποια από τις 4 προαναφερθείσες σωματικές περιοχές τα λέπια απουσιάζουν, η περιοχή τοποθετείται στην κλάση 0 (score 0).

(Radulski, n.d.)



Εικόνα 2.10: Οι 4 κλάσεις των λεπιών (η αριθμηση αυξάνεται από αριστερά προς τα δεξιά)
Πηγή: Radulski, Pasi Scoring, n.d.

2.4.2 Προβλήματα του δείκτη PASI

Ο δείκτης PASI είναι κατά κοινή ομολογία των δερματολόγων προβληματικός και ελλιπής, γεγονός το οποίο έχει ωθήσει σε παγκόσμιο επίπεδο ερευνητικές προσπάθειες για τη βελτίωσή του. Κατ' αρχάς, η εκτίμηση του εν λόγω δείκτη μπορεί να είναι διαφορετική όταν γίνεται από διαφορετικούς δερματολόγους, γεγονός το οποίο αναδεικνύει την υποκειμενικότητά του. Επίσης, ο δείκτης PASI δεν είναι πλήρως αντιπροσωπευτικός της ασθένειας, διότι λαμβάνει

υπόψη μόνο τη μέγιστη κλάση του ερυθήματος, της εμβάθυνσης και των λεπιών (χειρότερη περίπτωση), και αγνοεί τις λιγότερο σοβαρές κλάσεις. Αυτή η προσέγγιση έχει ως αποτέλεσμα τον ελλιπή χαρακτηρισμό της ασθένειας, διότι συχνά η σοβαρότητα σε έναν ασθενή ποικίλει και επομένως είναι πολύ πιθανό να υπάρχουν στην ίδια σωματική περιοχή (π.χ. κορμός) περισσότερες από μία κλάσεις. Ωστόσο, η εκτίμηση όλων των κλάσεων οπτικά είναι πολύ δύσκολη έως αδύνατη. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι οι κλάσεις που ορίζουν την επιφάνεια που καταλαμβάνει η ασθένεια, με εξαίρεση την πρώτη και την τελευταία, έχουν μεγάλο εύρος (20%) και επομένως μεγάλη αβεβαιότητα.

2.4.3 Διαδικασία υπολογισμού του δείκτη PASI

Η διαδικασία υπολογισμού του δείκτη PASI είναι η εξής (πίνακας 2.1) (PASI Training, n.d) :

Αρχικά ορίζεται η μέγιστη κλάση του ερυθήματος, της εμβάθυνσης και των λεπιών που εμφανίζεται στις 4 σωματικές περιοχές (κεφάλι και λαιμός, άνω άκρα, κορμός, κάτω άκρα) στον εκάστοτε ασθενή (κεφάλαιο 2.4.1). Στη συνέχεια, προστίθενται οι 3 παραπάνω αριθμητικές εκτιμήσεις και προκύπτουν 4 αθροίσματα που αντιστοιχούν στις 4 σωματικές περιοχές (Lesion Score Sum (A) - πίνακας 2.1). Στο επόμενο βήμα, προσδιορίζεται η κλάση η οποία αντιστοιχεί στην επιφάνεια που καταλαμβάνει η ασθένεια (κεφάλαιο 2.4.1) σε κάθε μία από τις 4 σωματικές περιοχές, και έπειτα πολλαπλασιάζεται με το αντίστοιχο άθροισμα των κλάσεων του ερυθήματος, της εμβάθυνσης και των λεπιών (Subtotals (C) - πίνακας 2.1). Στο τελικό βήμα, πολλαπλασιάζεται το προηγούμενο γινόμενο με το ποσοστό της επιφάνειας που καταλαμβάνει η αντίστοιχη σωματική περιοχή στο ανθρώπινο σώμα (Totals (D) - πίνακας 2.1). Πιο αναλυτικά, εκτιμάται ότι το κεφάλι και ο λαιμός καταλαμβάνουν 10% της συνολικής επιφάνειας του ανθρώπινου σώματος, τα άνω άκρα 20%, ο κορμός 30% και τα κάτω άκρα 40%.

Παρακάτω παρουσιάζεται αρχικά η μαθηματική διατύπωση του δείκτη και έπειτα ένα αριθμητικό παράδειγμα που αναφέρεται στον ασθενή του πίνακα 2.1:

$$\text{PASI score} = 0.1 A_H (E_H + T_H + S_H) + 0.2 A_U (E_U + T_U + S_U) + 0.3 A_T (E_T + T_T + S_T) + 0.4 A_L (E_L + T_L + S_L) \quad (1)$$

όπου: A: Area, E: Erythema, S: Scaling, T: Thickness (Induration)
H: Head, U: Upper Limbs, T: Trunk, L: Lower Limbs

Με αντικατάσταση των τιμών από τον πίνακα 2.1 στην εξίσωση 1 προκύπτει:

$$\begin{aligned} \text{PASI score} &= 0.1 \times 5 \times (3 + 3 + 3) + 0.2 \times 3 \times (3 + 3 + 2) + 0.3 \times 4 \times (3 + 3 + 3) + \\ &+ 0.4 \times 3 \times (3 + 3 + 3) = 0.1 \times 5 \times 9 + 0.2 \times 3 \times 8 + 0.3 \times 4 \times 9 + 0.4 \times 3 \times 9 = 0.1 \times 45 + \\ &+ 0.2 \times 24 + 0.3 \times 36 + 0.4 \times 27 = 4.5 + 4.8 + 10.8 + 10.8 = \mathbf{30.9} \end{aligned}$$

Ο δείκτης PASI παίρνει τιμές από 0 έως 72. Αξίζει να σημειωθεί ότι μία μικρή μεταβολή στην κλάση των 3 παραμέτρων (ερύθημα, εμβάθυνση, λέπια) ή στην κλάση της επιφάνειας της ασθένειας μπορεί να αλλάξει σημαντικά το τελικό αποτέλεσμα. Παρακάτω παρουσιάζονται δύο παραδείγματα για να γίνει καλύτερα κατανοητή η μεγάλη ευαισθησία του δείκτη στις μεταβολές:

α. Έστω ότι η εκτίμηση της μέγιστης κλάσης του ερυθήματος, της εμβάθυνσης και των λεπιών στον ασθενή του πίνακα 2.1 ήταν κατά μία μονάδα μικρότερη σε όλες τις σωματικές περιοχές. Τότε θα προέκυπτε:

$$\text{PASI score} = 0.1 \times 5 \times (2 + 2 + 2) + 0.2 \times 3 \times (2 + 2 + 1) + 0.3 \times 4 \times (2 + 2 + 2) + 0.4 \times 3 \times (2 + 2 + 2) = 0.1 \times 5 \times 6 + 0.2 \times 3 \times 5 + 0.3 \times 4 \times 6 + 0.4 \times 3 \times 6 = 0.1 \times 30 + 0.2 \times 15 + 0.3 \times 24 + 0.4 \times 18 = 3.0 + 3.0 + 7.2 + 7.2 = \mathbf{20.4}$$

β. Έστω ότι η κλάση που αντιστοιχεί στην επιφάνεια που καταλαμβάνει η ασθένεια ήταν κατά μία κλάση μικρότερη σε όλες τις σωματικές περιοχές. Τότε θα προέκυπτε:

$$\text{PASI score} = 0.1 \times 4 \times (3 + 3 + 3) + 0.2 \times 2 \times (3 + 3 + 2) + 0.3 \times 3 \times (3 + 3 + 3) + 0.4 \times 2 \times (3 + 3 + 3) = 0.1 \times 4 \times 9 + 0.2 \times 2 \times 8 + 0.3 \times 3 \times 9 + 0.4 \times 2 \times 9 = 0.1 \times 36 + 0.2 \times 16 + 0.3 \times 27 + 0.4 \times 18 = 3.6 + 2.2 + 4.1 + 7.2 = \mathbf{17.1}$$

Από τα ανωτέρω παραδείγματα παρατηρούμε ότι και στις δύο περιπτώσεις η διαφορά στο τελικό αποτέλεσμα υπερβαίνει τις δέκα μονάδες. Τα συγκεκριμένα παραδείγματα πιθανώς να μοιάζουν σπάνια και ακραία, ωστόσο στην πράξη είναι συνήθη φαινόμενα, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις όπου η ασθένεια είναι ομοιογενής και στις 4 περιοχές του σώματος.

Plaque characteristic	Lesion score	Head	Upper Limbs	Trunk	Lower Limbs
Erythema	0=None 1=Slight	3	3	3	3
Induration/Thickness	2=Moderate 3=Severe	3	3	3	3
Scaling	4=Very severe	3	2	3	3
Add together each of the 3 scores for each body region to give 4 separate sums(A).					
Lesion Score Sum(A)		9	8	9	9
Percentage area affected	Area score	Head	Upper Limbs	Trunk	Lower Limbs
Area Score(B) <i>Degree of involvement as a percentage for each body region affected (score each region with score between 0-6)</i>	0=0% 1=1%-9% 2=10%-29% 3=30%-49% 4=50%-69% 5=70%-89% 6=90%-100%	5	3	4	3
Multiply Lesion Score Sum(A) by Area Score(B), for each body region, to give 4 individual subtotals (C)					
Subtotals (C)		45	24	36	27
Multiply each of the Subtotals(C) by amount of body surface area represented by that region					
Body Surface Area		x 0.1	x 0.2	x 0.3	x 0.4
Totals (D)		4.5	4.8	10.8	10.8
Add together each of the scores for each body region to give the final PASI Score.					
PASI Score =		30.9			

Πίνακας 2.1: Φυλλάδιο υπολογισμού δείκτη PASI

2.5 Αρθρογραφία

Σε αυτήν την ενότητα γίνεται εκτενής αναφορά σε σχετική αρθρογραφία. Η αναφορά στη βιβλιογραφία κρίθηκε απαραίτητη για να γίνει αντιληπτή η γενική λογική της προσέγγισης του θέματος από τους ερευνητές μέχρι στιγμής. Αρχικά, παρουσιάζονται μελέτες ιατρικών υπερφασματικών εφαρμογών και στη συνέχεια παρουσιάζονται μελέτες εφαρμογών φυσικών έγχρωμων εικόνων με αντικείμενο την ψωρίαση. Διευκρινίζεται ότι δεν έχει δημοσιευτεί ακόμη υπερφασματική μελέτη της ψωρίασης.

2.5.1 Αρθρογραφία ιατρικών εφαρμογών με χρήση υπερφασματικών εικόνων

Στην παρούσα ενότητα γίνεται αναφορά με αύξουσα χρονολογική σειρά σε κάποιες ενδεικτικές μελέτες ιατρικών εφαρμογών, στις οποίες χρησιμοποιήθηκαν υπερφασματικές απεικονίσεις. Πιο συγκεκριμένα, οι εν λόγω μελέτες αφορούν την οριοθέτηση μελανώματος, τη διάγνωση ασθενειών της γλώσσας και τη φροντίδα του έλκους διαβητικού ποδιού.

◆ **Classification of hyperspectral medical tongue images for tongue diagnosis** (Zhi et al., 2007)

Μεταφρασμένος τίτλος:

Ταξινόμηση υπερφασματικών ιατρικών εικόνων γλώσσας για τη διάγνωση της γλώσσας

Ο κύριος στόχος αυτής της μελέτης ήταν η αυτόματη διάκριση της γλώσσας από τους γειτονικούς ιστούς και η διάκριση μεταξύ του σώματος της γλώσσας και της επικάλυψής της. Οι ερευνητές επικεντρώθηκαν στην ασθένεια της χολοκυστίτιδας που εμφανίζεται σε μεγάλα ποσοστά στον κινέζικο πληθυσμό και προσπάθησαν να πετύχουν τον παραπάνω στόχο με τη χρήση υπερφασματικών απεικονίσεων.

Αξίζει να σημειωθεί ότι η γλώσσα είναι ένα από τα πιο σημαντικά όργανα του ανθρώπινου σώματος, διότι μεταφέρει άφθονη πληροφορία για την κατάσταση της υγείας. Στην Κίνα η παραδοσιακή πρακτική με χρήση υπολογιστή για τη διάγνωση παθήσεων από την κατάσταση της γλώσσας είναι η χρήση φυσικών έγχρωμων εικόνων. Ωστόσο, η χρησιμότητά τους περιορίζεται από το γεγονός ότι είναι μία μη αυτόματη διαδικασία που απαιτεί πολυετή εμπειρία και εκπαίδευση. Οι κύριες δυσκολίες στη χρήση φυσικών έγχρωμων εικόνων είναι η διάκριση της γλώσσας από τους γειτονικούς ιστούς που έχουν παρόμοιο χρώμα και η διάκριση μεταξύ του σώματος της γλώσσας και της επικάλυψής της. Οι ανωτέρω δυσκολίες οφείλονται κυρίως στην επίδραση του φωτισμού και στη στάση της γλώσσας κατά τη λήψη των εικόνων.

Για την εκπαίδευση του αλγόριθμου χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος SVM (Support Vector Machines), διότι απαιτεί λίγες περιοχές εκπαίδευσης και δεν χρειάζεται μείωση της διάστασης του φασματικού χώρου.

Για την εκτέλεση της διαδικασίας έγινε λήψη 375 υπερφασματικών εικόνων από 300 ασθενείς και 75 υγιείς ανθρώπους με τη χρήση υπερφασματικού δέκτη με 120 κανάλια και ευαισθησία στο εύρος 400 nm - 1000 nm. Οι παραπάνω εικόνες χρησιμοποιήθηκαν σε 2 πειράματα. Στο πρώτο έγινε σύγκριση τεσσάρων μεθόδων ταξινόμησης (γραμμική SVM, μη γραμμική SVM, νευρωνικά δίκτυα και K-εγγύτερων γειτόνων) και προέκυψε ότι μεγαλύτερη ακρίβεια (περίπου 90%) έχει η μη γραμμική SVM. Στο δεύτερο πείραμα εφαρμόστηκε η μέθοδος SVM σε

υπερφασματικές και σε φυσικές έγχρωμες εικόνες και έγινε σύγκριση της επίδοσης της μεθόδου χρησιμοποιώντας ως αναφορά την ταξινόμηση ειδικών. Η ακρίβεια των υπερφασματικών εικόνων των ασθενών αποδείχτηκε καλύτερη με ποσοστό μέσου σφάλματος 0.78% έναντι των φυσικών έγχρωμων εικόνων που είναι 5.85%. Επίσης, η ακρίβεια και των δύο εικόνων των υγιών ανθρώπων παρατηρήθηκε ότι είναι σχεδόν ίδια (0.55% - 0.65%), διότι ήταν πολύ μικρή η επικάλυψη.

Συμπερασματικά, τα πειραματικά αποτελέσματα έδειξαν ότι η υπερφασματική μέθοδος μπορεί να υπερβεί κάποιους περιορισμούς της παραδοσιακής μεθόδου και μπορεί να έχει καλύτερη επίδοση ταξινόμησης.

◆ **Hyperspectral Imaging in Diabetic Foot Wound Care** (Yudovsky, Nouvong and Pilon, 2010)

Μεταφρασμένος τίτλος:

Οι υπερφασματικές απεικονίσεις στη φροντίδα των πληγών του διαβητικού ποδιού

Το έλκος του διαβητικού ποδιού είναι μία σημαντική συννοσηρότητα της ασθένειας του διαβήτη και προσβάλλει από 15% έως 25% των ασθενών που πάσχουν από διαβήτη τύπου I και II. Αν δεν εφαρμοστεί θεραπεία, τα έλκη του διαβητικού ποδιού μολύνονται και τότε είναι πιθανό να εφαρμοστεί μερικός ή ολικός ακρωτηριασμός στο ασθενές άκρο. Η πρόωμη ταυτοποίηση του ιστού που κινδυνεύει να σχηματίσει έλκος θα καθιστούσε ικανή την προληπτική φροντίδα. Επιπλέον, η μη παρεμβατική αξιολόγηση της βιωσιμότητας του ιστού γύρω από ήδη σχηματισμένα έλκη θα μπορούσε να πληροφορήσει για τη σοβαρότητα της πληγής.

Στο παρόν άρθρο γίνεται αξιολόγηση του τρόπου με τον οποίο οι υπερφασματικές απεικονίσεις μεταξύ 450 και 750 nm μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε κλινικό περιβάλλον για να εμποτευθεί η διαβητική νευροπάθεια, να αξιολογηθεί ο κίνδυνος ανάπτυξης έλκους διαβητικού ποδιού και να προβλεφθεί η πιθανότητα επούλωσης του έλκους. Το άρθρο αφορά το σακχαρώδη διαβήτη τύπου I και II.

Η ανάλυση του υπερκύβου μπορεί να αποκαλύψει την τοπική συγκέντρωση των χρωμοφόρων των ιστών, διότι η φασματική υπογραφή του ανθρώπινου δέρματος επηρεάζεται από τη συγκέντρωση της μελανίνης, το πάχος της επιδερμίδας, τον όγκο του αίματος, τον κορεσμό του οξυγόνου στο χόριο και τις σκεδαστικές ιδιότητες του ιστού (Tuchin, 2007). Δύο είναι οι μέθοδοι που έχουν χρησιμοποιηθεί στη βιβλιογραφία για να αναλύσουν τις *in vivo* υπερφασματικές μετρήσεις. Η πρώτη μέθοδος βασίζεται στον τροποποιημένο νόμο Beer - Lambert και παράγει έναν χάρτη συγκεντρώσεων οξυαιμοσφαιρίνης και δεοξυαιμοσφαιρίνης στο χόριο του ποδιού. Η δεύτερη βασίζεται σε ένα οπτικό μοντέλο δύο στρωμάτων και μπορεί να ανακτήσει επιπλέον το πάχος της επιδερμίδας, τη συγκέντρωση της μελανίνης και τις δερματικές σκεδαστικές ιδιότητες.

Στο άρθρο περιγράφονται τέσσερις μελέτες οι οποίες αξιολόγησαν τη βιωσιμότητα και την υγεία των ιστών σε διαβητικούς ασθενείς που κινδυνεύουν να εμφανίσουν έλκος διαβητικού ποδιού με υπερφασματικές απεικονίσεις.

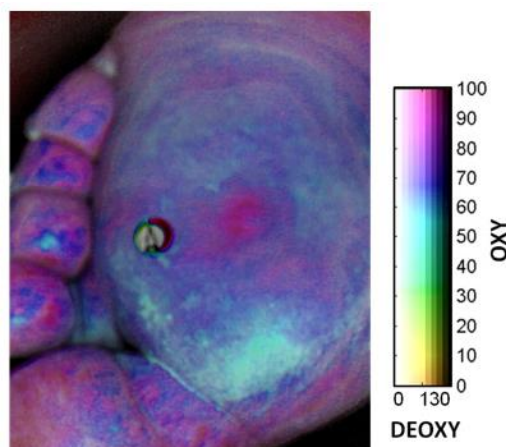
Στην πρώτη μελέτη οι Greenman, et al. (2005) χρησιμοποίησαν υπερφασματικές εικόνες για να παράξουν χάρτες κορεσμού οξυγόνου και ολικής συγκέντρωσης αιμοσφαιρίνης στον πήχη

και στο πόδι διαβητικών υποκειμένων (τύπου I και II) με ή χωρίς νευροπάθεια και μη διαβητικών υποκειμένων. Κανένα από τα υποκείμενα δεν εμφάνιζε έλκος διαβητικού ποδιού. Οι μελετητές έδειξαν ότι ο κορεσμός οξυγόνου στην περιβάλλουσα περιοχή του έλκους ήταν χαμηλότερη στους διαβητικούς ασθενείς με νευροπάθεια από τους υπόλοιπους, κάτι το οποίο υποδηλώνει ότι η διαβητική νευροπάθεια μπορεί να εντοπιστεί με υπερφασματική οξυμετρία ιστού.

Στη δεύτερη μελέτη οι Khaodiar, et al. (2007) μέτρησαν *in vivo* συγκεντρώσεις οξυαιμοσφαιρίνης και δεοξυαιμοσφαιρίνης χρησιμοποιώντας υπερφασματικές εικόνες κοντά σε περιοχές έλκους στα πόδια διαβητικών ασθενών τύπου I. Στους ασθενείς έγιναν λήψεις 4 φορές μέσα σε περίοδο 6 μηνών. Στις εικόνες έγινε ανάλυση με τη μέθοδο 1. Έπειτα, οι ερευνητές ανέπτυξαν έναν δείκτη πρόβλεψης της επούλωσης του έλκους με βάση τις συγκεντρώσεις της οξυαιμοσφαιρίνης και της δεοξυαιμοσφαιρίνης κοντά στην περιοχή του έλκους.

Στην τρίτη μελέτη οι Nounong, et al. (2009) συνέλεξαν υπερφασματικά δεδομένα οξυμετρίας ιστού. Κάθε υποκείμενο υπέφερε από έλκος διαβητικού ποδιού στην αρχή της μελέτης. Υπερφασματικές μετρήσεις οξυμετρίας ιστού εκτελούνταν κάθε 2 εβδομάδες για περίοδο 18 μηνών μέχρι τη θεραπεία του έλκους. Ο στόχος της έρευνας ήταν να ελεγχθεί η ακρίβεια των υπερφασματικών απεικονίσεων στην αξιολόγηση των δυνατοτήτων επούλωσης του έλκους διαβητικού ποδιού σε μεγάλους αριθμούς διαβητικών ασθενών (τύπου I και II). Οι υπερφασματικές εικόνες αναλύθηκαν με τον τροποποιημένο νόμο Beer - Lambert.

Στην τέταρτη μελέτη οι Yudovsky, et al., (2011) ανέλυσαν ένα υποσύνολο των υπερφασματικών δεδομένων που συνέλεξαν οι Nounong, et al. (2009) και αφορούσε ασθενείς οι οποίοι εμφάνισαν έλκος κατά τη διάρκεια της μελέτης, και ασθενείς που δεν εμφάνισαν έλκος. Φυσικές έγχρωμες εικόνες νεοσχηματισμένου έλκους μελετήθηκαν και καταγράφηκε προσεγγιστικά η τοποθεσία και το μέγεθος. Έπειτα, εξετάστηκαν αναδρομικά οι πιο πρόσφατες υπερφασματικές εικόνες της ίδιας περιοχής και αναλύθηκαν τα οξυμετρικά δεδομένα ιστού (οξυαιμοσφαιρίνη, δεοξυαιμοσφαιρίνη - εικόνα 2.11) πριν σχηματιστούν οι πληγές. Η παραπάνω διαδικασία εφαρμόστηκε σε 21 θέσεις οι οποίες εμφάνισαν έλκος για να δημιουργηθεί ένας δείκτης πρόβλεψης του σχηματισμού έλκους.

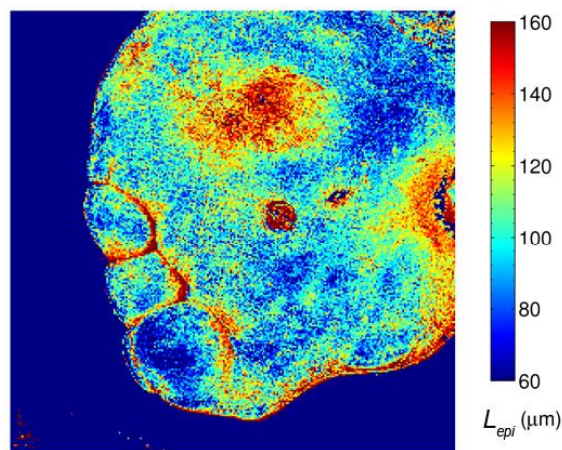


Εικόνα 2.11: Χάρτης που απεικονίζει τις συγκεντρώσεις της οξυαιμοσφαιρίνης και της δεοξυαιμοσφαιρίνης

Πηγή: Yudovsky, et al., Hyperspectral Imaging in Diabetic Foot Wound Care, 2010

Κατά μέσο όρο, 20% της περιοχής του ποδιού εκτιμήθηκε ότι πρόκειται να αναπτύξει έλκος λανθασμένα. Οι ερευνητές ωστόσο έκριναν ότι η ακρίβεια της διαδικασίας μπορεί να αυξηθεί χρησιμοποιώντας το οπτικό μοντέλο των δύο στρωμάτων, διότι μπορεί να εκτιμηθεί το πάχος της επιδερμίδας (εικόνα 2.12). Αναλυτικότερα, οι Vande Berg και Rudolph (1995) έκαναν ιστολογική εξέταση σε ιστό παρόμοιο με το έλκος διαβητικού ποδιού και παρατήρησαν μεταβολές στο πάχος της επιδερμίδας και στη μικροδομή του ιστού, οι οποίες επηρεάζουν το συντελεστή σκέδασης του δέρματος. Επομένως, εντοπίζοντας το πάχος της επιδερμίδας και το συντελεστή σκέδασης του δέρματος, μπορούν να εντοπιστούν και δομικές μεταβολές στο δέρμα πριν από την εμφάνιση έλκους και κατά τη θεραπεία του.

Σύμφωνα με τους συγγραφείς του άρθρου οι διαφορετικές μελέτες που αναφέρθηκαν προηγουμένως απέδειξαν ότι οι υπερφασματικές εικόνες είναι μία υποσχόμενη τεχνική για τον εντοπισμό και τη φροντίδα των πληγών του διαβητικού ποδιού για ποικίλους λόγους. Κατ' αρχάς, είναι μία μη παρεμβατική και ανέπαφη μέθοδος, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε κλινικό περιβάλλον δίνοντας στιγμιαία αποτελέσματα. Επιπρόσθετα, δεν απαιτείται καμία ειδική προετοιμασία από την πλευρά των ασθενών πριν από τη λήψη της εικόνας. Τέλος, οι υπερφασματικές εικόνες παρέχουν με μία μόνο λήψη, υψηλής χωρικής ανάλυσης φασματοσκοπικά δεδομένα σε μεγάλη περιοχή του ποδιού.



Εικόνα 2.12: Χάρτης που απεικονίζει το πάχος της επιδερμίδας

Πηγή: Yudovsky, et al., Hyperspectral Imaging in Diabetic Foot Wound Care, 2010

Οι μελλοντικές κατευθύνσεις που οι εν λόγω ερευνητές πρότειναν ως προς τη χρήση των υπερφασματικών εικόνων για τη φροντίδα του διαβητικού ποδιού, περιλαμβάνουν την επέκταση του φασματικού εύρους στο υπεριώδες και στο εγγύς υπέρυθρο για να εντοπιστούν και άλλα χρωμοφόρα. Πιο αναλυτικά, το υπεριώδες φάσμα θα οδηγήσει στην ανίχνευση της χολερυθρίνης, η οποία είναι ισχυρή ένδειξη μελανιών, ενώ το εγγύς υπέρυθρο θα οδηγήσει στην ανίχνευση της συγκέντρωσης νερού.

◆ **Delineation of malignant skin tumors by hyperspectral imaging using diffusion maps dimensionality reduction**
(Zheludev et al., 2015)

Μεταφρασμένος τίτλος:

Οριοθέτηση κακοήθων δερματικών όγκων με υπερφασματικές απεικονίσεις χρησιμοποιώντας χάρτες διάχυσης για τη μείωση της διάστασης των απεικονίσεων.

Στην εν λόγω μελέτη εισήχθη μία μη παρεμβατική μέθοδος σκιαγράφησης μελανώματος στην περίπτωση που τα κακοήθη κύτταρα έχουν περιοριστεί στα ανώτερα στρώματα του δέρματος (in situ), και στην περίπτωση που τα κακοήθη κύτταρα έχουν διεισδύσει στα κατώτερα στρώματα. Τα συγκεκριμένα δύο είδη εμφανίζονται συνήθως στην περιοχή του προσώπου ως μία καφέ - μαύρη κηλίδα, και το μέγεθός τους ορίζεται με ιστοπαθολογική αξιολόγηση των δειγμάτων της βιοψίας. Το πρόβλημα της οριοθέτησης συνίσταται στα ακραία τμήματα του όγκου, όπου οι ασθενείς και οι υγιείς περιοχές χαρακτηρίζονται από οπτική ομοιότητα.

Η μέθοδος που ακολουθήθηκε βασίζεται στην in vivo λήψη υπερφασματικών εικόνων πριν τη χειρουργική εκτομή των κακώσεων. Η μελέτη εφαρμόστηκε σε 8 ασθενείς, οι 5 από τους οποίους διακρίνονταν από in situ μελάνωμα. Το εύρος στο οποίο ήταν ευαίσθητος ο φασματικός δέκτης ήταν 500 nm - 885 nm και χρησιμοποιήθηκαν 76 κανάλια.

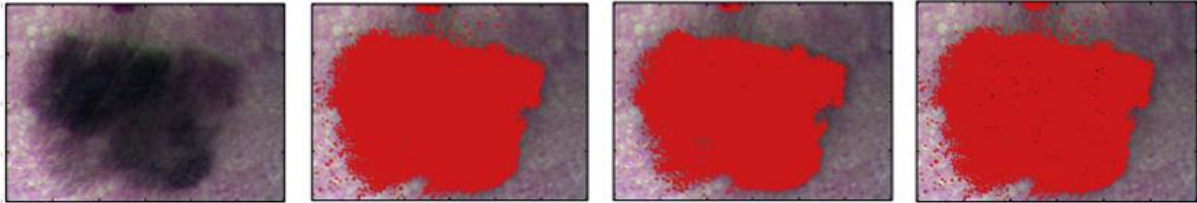
Για την εκπαίδευση των αλγόριθμων συλλέχθηκαν δείγματα από υγιή και ασθενή περιοχή του δέρματος τα οποία υπέδειξαν ειδικοί. Στη συνέχεια, ο κύβος της υπερφασματικής εικόνας αναδιατάχθηκε σε έναν πίνακα 76 στηλών, όπου κάθε γραμμή αντιπροσώπευε τη φασματική υπογραφή ενός εικονοστοιχείου, και απομονώθηκαν οι γραμμές των εικονοστοιχείων που είχαν επιλεχθεί προηγουμένως σε δύο διακριτούς πίνακες. Κατά την προεπεξεργασία των δεδομένων εκπαίδευσης, αφαιρέθηκαν κάποια pixel με κριτήριο την απόσταση Mahalanobis (Mahalanobis, 1936) από τους δύο παραπάνω πίνακες (υγιή - ασθενή pixel). Αναλυτικότερα, αφαιρέθηκαν τα εικονοστοιχεία των οποίων η απόσταση με κάποιο εικονοστοιχείο της κατηγορίας τους ήταν μεγαλύτερη από την απόσταση με τα εικονοστοιχεία της αντίθετης κατηγορίας. Επίσης, εφαρμόστηκε ο μετασχηματισμός Framelet (Averbuch, Zheludev and Cohen, 2006), από τους συντελεστές του οποίου προέκυψαν 133 διανύσματα και κατασκευάστηκαν οι πίνακες μετασχηματισμού των ασθενών και υγιών περιοχών.

Σε επόμενο βήμα, μειώθηκαν τα κανάλια από 76 σε 22 με κριτήριο τη μεγιστοποίηση της απόστασης Mahalanobis του πίνακα των υγιών από τον πίνακα των ασθενών pixel, και δημιουργήθηκαν δύο νέοι πίνακες με 22 στήλες. Η ίδια διαδικασία εφαρμόστηκε και στους πίνακες μετασχηματισμού, όπου οι στήλες μειώθηκαν σε 30. Τέλος, έγινε ένωση των προαναφερθέντων πινάκων και προέκυψαν δύο πίνακες με 52 στήλες.

Θεωρήθηκε σκόπιμη η μείωση της διάστασης του χώρου των δεδομένων χρησιμοποιώντας χάρτες διάχυσης (Diffusion Mapping (DM)) (Coifman and Lafon, 2006) για την ανάδειξη της εσωτερικής τους δομής. Η μέθοδος DM εφαρμόστηκε στον ενωμένο πίνακα των 52 στηλών. Το αποτέλεσμα ήταν η παραγωγή ενός πίνακα διάχυσης του οποίου τα 8 πρώτα ιδιοδιανύσματα αποτελούσαν έναν υπόχωρο διάχυσης. Οι πίνακες των 52 στηλών προβλήθηκαν σε αυτόν τον υπόχωρο και μετασχηματίστηκαν σε πίνακες 8 στηλών. Αυτοί οι τελικοί πίνακες χρησιμοποιήθηκαν για την εκπαίδευση δέντρων ταξινόμησης και παλινδρόμησης (Classification and Regression Tree - CART) (Breiman et al., 1984) στα αποτελέσματα των οποίων εφαρμόστηκε η μέθοδος Aisles (Averbuch et al., 2001) για έλεγχο των αποτελεσμάτων.

Με τη χρήση του παραπάνω αλγόριθμου ταυτοποιήθηκαν τα άγνωστα pixel. Επίσης, ανεξάρτητα από την προηγούμενη μέθοδο ταξινόμησης εφαρμόστηκε και η μέθοδος του μέσου εγγύτερου γείτονα (averaged Nearest Neighbor - aNN) (Mount and Arya, n.d.).

Τα πειραματικά αποτελέσματα των 8 ασθενών έδειξαν ότι στις 5 από τις 8 περιπτώσεις τα αποτελέσματα και των τριών μεθόδων (CART, aNN, Aisles), ταίριαζαν ικανοποιητικά με τα αποτελέσματα της βιοψίας. Μία από αυτές τις περιπτώσεις παρουσιάζεται στην εικόνα 2.13. Στις άλλες τρεις παρουσιάστηκαν μικρομεταβολές οι οποίες προκλήθηκαν από τον μη ικανοποιητικό φωτισμό. Επομένως, οι ερευνητές συμπέραναν ότι η υπερφασματική διαδικασία αποδείχτηκε χρήσιμη στον εντοπισμό των μη ορατών οπτικά ασθενών περιοχών.



Εικόνα 2.13: Πειραματικά αποτελέσματα των μεθόδων CART (2^η εικόνα), aNN (3^η εικόνα) και Aisles (4^η εικόνα) (στην 1^η εικόνα απεικονίζεται μία ψευδέγχρωμη εικόνα που συντέθηκε από 3 κανάλια της υπερφασματικής)

Πηγή: Zheludev, et al., Delineation of malignant skin tumors by hyperspectral imaging using diffusion maps dimensionality reduction, 2015

2.5.2 Αρθρογραφία εφαρμογών ψωρίασης με χρήση φυσικών έγχρωμων εικόνων

Στη συγκεκριμένη ενότητα περιγράφονται με αύξουσα χρονολογική σειρά κάποια δημοσιευμένα επιστημονικά άρθρα στα οποία εφαρμόστηκαν ποικίλες τεχνικές για την επεξεργασία φυσικών έγχρωμων εικόνων οι οποίες είχαν ως θέμα την ασθένεια της ψωρίασης.

◆ Segmentation of Psoriasis Vulgaris Images Using Multiresolution-Based Orthogonal Subspace Techniques (Taur et al., 2006)

Μεταφρασμένος τίτλος:

Κατάτμηση εικόνων ψωρίασης κατά πλάκας χρησιμοποιώντας Ορθογώνιες Υποχωρικές Τεχνικές βασισμένες σε πολλαπλές αναλύσεις

Η ψωρίαση είναι μία χρόνια ασθένεια, επομένως είναι σημαντική η παρακολούθηση της κατάστασης του ασθενή για την επιλογή κατάλληλης θεραπείας. Το ποσοστό της μείωσης της επιφάνειας της ψωρίασης είναι ο μέγιστος δείκτης αξιολόγησης της απόδοσης της θεραπείας. Για αυτόν τον λόγο, αυτό το άρθρο στοχεύει στο σχεδιασμό μίας μεθόδου που κάνει κατάτμηση της εικόνας σε περιοχές υγείας και ασθενείς αυτόματα έτσι ώστε να εκτιμηθεί η επιφάνεια της ψωρίασης κατά πλάκας.

Η αυτόματη κατάτμηση εικόνας χειρίζεται το πρόβλημα της διαίρεσης μίας εικόνας σε διαφορετικές περιοχές έτσι ώστε κάθε περιοχή να είναι ομοιογενής με βάση κάποια δεδομένα χαρακτηριστικά. Σε αυτή τη μελέτη προτείνεται μία μέθοδος για την κατάτμηση των έγχρωμων εικόνων ψωρίασης κατά πλάκας χρησιμοποιώντας έναν ταξινομητή υποχωρικών υπογραφών

βασισμένο σε πολλαπλή ανάλυση (Multiresolution - based Signature Subspace Classifier - MSSC).

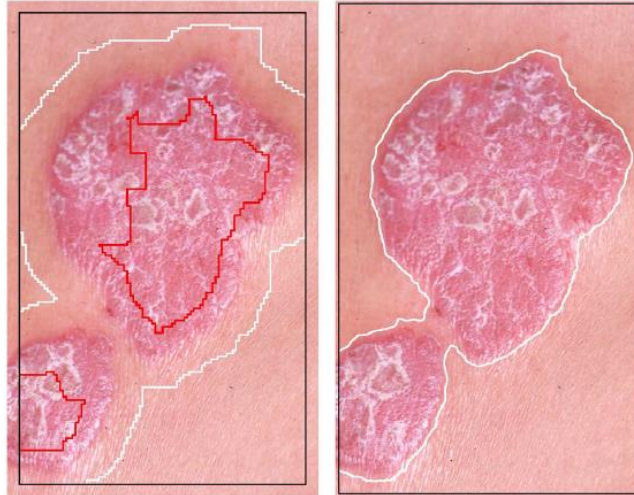
Οι υπογραφές των χαρακτηριστικών που αποκτώνται από μία εικόνα μπορεί να μην είναι κατάλληλες για άλλες εικόνες, διότι οι μεταβλητότητες του χρώματος του υγιούς δέρματος και της ψωρίασης για διαφορετικούς ασθενείς είναι κάποιες φορές μεγάλες. Για να αποκτηθεί ακριβής ταξινόμηση για κάθε χρώμα δέρματος, οι κατάλληλες περιοχές εκπαίδευσης για μία εικόνα μπορούν να επιλεγθούν μη αυτόματα. Ωστόσο, όσο ο αριθμός των εικόνων αυξάνεται, αυτή η διαδικασία επιλογής περιοχών γίνεται επίπονη. Οι ερευνητές έκριναν ότι θα ήταν πιο βολικό αν το σύστημα μπορούσε να αναλύσει τις εικόνες και να εντοπίσει αυτόματα κατάλληλες περιοχές εκπαίδευσης. Για αυτόν τον λόγο, προτείνουν μία αυτόματη μέθοδο, η οποία διευκολύνει τη διαδικασία της κατάτμησης.

Η προτεινόμενη τεχνική αποτελείται από δύο στάδια, τα οποία είναι η εξαγωγή χαρακτηριστικών και η κατάτμηση εικόνας. Το διάνυσμα χαρακτηριστικών αποτελείται από δύο μέρη (υφή και χρώμα) και χρησιμοποιείται για να εντοπιστούν ομοιογενείς περιοχές, οι οποίες έπειτα ομαδοποιούνται σε δύο κλάσεις περιοχών εκπαίδευσης (υγιές - ασθενές δέρμα). Ως πρώτο μέρος του διανύσματος χαρακτηριστικών επιλέγεται το ασαφές φάσμα υφής (Taur and Tao, 1998), το οποίο βασίζεται στην ένταση της εικόνας και είναι μία βελτιωμένη έκδοση του μειωμένου φάσματος υφής (Kung and Taur, 1995), διότι είναι λιγότερο ευαίσθητη στον θόρυβο και στις μεταβολές της έντασης. Το ασαφές φάσμα υφής μπορεί να θεωρηθεί ως η κατανομή των ασαφών διαφορών ανάμεσα στα γειτονικά pixel. Οι ερευνητές επίσης αναφέρουν ότι όταν ελέγχθηκε με δώδεκα εικόνες Brodatz, το ελάχιστο ποσοστό σφάλματος της ταξινόμησης ήταν 0.2% (Taur and Tao, 1998). Ως δεύτερο μέρος του διανύσματος χαρακτηριστικών επιλέγεται το δισδιάστατο ασαφές έγχρωμο ιστόγραμμα κορεσμού και χρώματος, το οποίο έχει δειχθεί ότι είναι πιο αποτελεσματικό από το συμβατικό έγχρωμο ιστόγραμμα (Han and Ma, 2002).

Για να αποκτηθούν οι περιοχές εκπαίδευσης για την εκτέλεση της κατάτμησης αναπτύσσεται μία μέθοδος βασισμένη στο μέτρο ανομοιομορφίας (dissimilarity measure), η οποία ανιχνεύει αυτόματα τις ομοιογενείς περιοχές εκτιμώντας τον βαθμό ομοιογένειας των διανυσμάτων χαρακτηριστικών σε ένα μπλοκ εικόνων. Για να εκτιμηθεί η εγγύτητα ανάμεσα σε μικρά μπλοκ χρησιμοποιείται η απόσταση Manhattan ως εκπρόσωπος της ανομοιομορφίας δύο αντιπροσωπευτικών διανυσμάτων χαρακτηριστικών. Αν η μεγαλύτερη διαφορά ανάμεσα σε αυτά τα μικρά μπλοκ είναι μικρότερη από ένα κατώφλι, τότε το μπλοκ εικόνας καλυμμένο από το κινούμενο παράθυρο θεωρείται ομοιογενές.

Μετά την παραπάνω διαδικασία, υπάρχουν αρκετές ομοιογενείς περιοχές. Γίνεται η παραδοχή ότι αν η υφή και το δισδιάστατο έγχρωμο ιστόγραμμα είναι ομοιογενές σε μία περιοχή, τότε τα pixel αυτής της περιοχής ανήκουν στην ίδια περιοχή. Για να εξαχθούν σωστά τα εκπαιδευτικά διανύσματα χαρακτηριστικών, πρέπει αυτές οι περιοχές να ταξινομηθούν σε περιοχές υγιούς και ασθενούς δέρματος. Το πρώτο βήμα της παραπάνω ταξινόμησης είναι ο υπολογισμός του διανύσματος χαρακτηριστικών για κάθε ομοιογενή περιοχή και ο ορισμός των δύο ομοιογενών περιοχών με τη μεγαλύτερη ανομοιομορφία (dissimilarity) ως διαφορετικές κλάσεις (υγιές - ασθενές δέρμα). Η αντίστοιχη κλάση μπορεί να προσδιοριστεί εξετάζοντας τις διασπορές των διανυσμάτων χαρακτηριστικών, διότι βρέθηκε ότι η μεταβλητότητα των ομοιογενών περιοχών της ψωρίασης είναι μεγαλύτερη από την αντίστοιχη των ομοιογενών περιοχών του υγιούς δέρματος. Σε επόμενο βήμα, υπολογίζονται οι ανομοιομορφίες ανάμεσα σε μία αταξινόμητη υποψήφια περιοχή και τα δύο σύνολα περιοχών και έπειτα η αταξινόμητη υποψήφια περιοχή και το σύνολο περιοχών με τη μικρότερη

ανομοιομορφία συγχωνεύονται για να σχηματίσουν ένα καινούριο σύνολο περιοχών (ίδια κλάση). Το συγκεκριμένο βήμα επαναλαμβάνεται μέχρι να υποστούν επεξεργασία όλες οι υποψήφιες περιοχές. Στο τέλος, αναγνωρίζονται οι ομοιογενείς περιοχές του υγιούς δέρματος και της ψωρίασης και αποκτώνται δεδομένα εκπαίδευσης για να υπολογιστούν οι αντίστοιχοι πίνακες υπογραφών (εικόνα 2.14).



Εικόνα 2.14: (Αριστερά): Εκπαιδευτικές περιοχές της πρώτης εικόνας ελέγχου. (Δεξιά): Αποτελέσματα κατάτμησης της πρώτης εικόνας ελέγχου

Πηγή: Taur, et al., Segmentation of Psoriasis Vulgaris Images Using Multiresolution-Based Orthogonal Subspace Techniques, 2006

Εξ 'αιτίας της χρήσης ενός μεγάλου κινούμενου παραθύρου και ενός μικρού κατωφλίου, οι εκπαιδευτικές περιοχές που αποκτώνται είναι υπο-ανιχνευμένες και επομένως δεν μπορούν να υιοθετηθούν για να περιγράψουν τα όρια ανάμεσα σε υγιές και ασθενές δέρμα. Ωστόσο, είναι πολύ βοηθητικές για να παρέχουν αρκετά εκπαιδευτικά δεδομένα για τον ταξινομητή MSS, ο οποίος εκτελεί πιο ακριβή κατάτμηση και μειώνει τον υπολογιστικό χρόνο. Οι ερευνητές έδειξαν ότι μπορεί να υιοθετηθεί ο ορθογώνιος υποχωρικός ταξινομητής, διότι το διάνυσμα χαρακτηριστικών έχει την ίδια διατύπωση με αυτό του γραμμικού φασματικού μοντέλου που χρησιμοποίησαν οι Harsanyi & Chang (1994) και οι Wang, et al (2001).

Αρχικά εφαρμόστηκε ένας τροποποιημένος υποχωρικός ταξινομητής υπογραφών (SSC). Σε αυτή τη μέθοδο γίνεται η παραδοχή ότι τα pixel ταξινομούνται σε δύο κατηγορίες οι οποίες είναι το επιθυμητό και το ανεπιθύμητο αντικείμενο. Αν και το μοντέλο ανάμιξης είναι το ίδιο με αυτό των Harsanyi & Chang (1994) και των Wang, et al (2001), τα χαρακτηριστικά των διανυσμάτων χαρακτηριστικών υψής είναι διαφορετικά από αυτά των υπερφασματικών εικόνων και των εικόνων μαγνητικής τομογραφίας. Στην περίπτωση που η μεταβλητότητα του διανύσματος χαρακτηριστικών από την ίδια κλάση είναι σχετικά μεγάλη, γίνεται η παραδοχή ότι το διάνυσμα χαρακτηριστικών είναι ένας γραμμικός συνδυασμός διάφορων επιμέρους υπογραφών της ίδιας κλάσης. Ωστόσο, ο ακριβής αριθμός αυτών των υπογραφών δεν είναι γνωστός και ο πίνακας υπογραφών είναι δύσκολο να αποκτηθεί. Στα πειράματα των ερευνητών οι ομοιογενείς περιοχές εντοπίστηκαν αυτόματα ως περιοχές εκπαίδευσης του υγιούς και του ασθενούς δέρματος και τα διανύσματα χαρακτηριστικών τους χρησιμοποιήθηκαν για να υπολογίσουν τους αντίστοιχους πίνακες υπογραφών.

Έπειτα, για να μειωθεί ο υπολογιστικός χρόνος της κατάτμησης εφαρμόστηκε ο ταξινομητής MSS. Η μέθοδος δεν απαιτεί καμία a priori γνώση για τις αφθονίες των υπογραφών του

χρώματος και της υφής και η βασική της ιδέα είναι να κάνει κατάτμηση μίας εικόνας χρησιμοποιώντας παράθυρα διάφορων κλιμάκων. Τα παράθυρα με μεγάλες κλίμακες είναι χρήσιμα για να εκτιμηθούν ομοιογενείς περιοχές, ενώ τα παράθυρα με μικρές κλίμακες χρησιμοποιούνται για να εντοπίσουν όρια.

Η απόδοση της προτεινόμενης προσέγγισης πρώτα εκτιμήθηκε σε τρεις εικόνες ψωρίασης κατά πλάκας. Οι πρώτες δύο εικόνες είχαν περιοχές υψηλής και χαμηλής έντασης στις οριακές περιοχές, ενώ η τρίτη εικόνα ελέγχου ήταν διαφορετική σε χρώμα και φωτισμό. Τα αποτελέσματα της κατάτμησης (εικόνα 2.14) αξιολογήθηκαν ποσοτικά χρησιμοποιώντας μία συνάρτηση ομοιότητας. Το μέσο ποσοστό της ομοιότητας ανάμεσα στην προτεινόμενη μέθοδο και τη μη αυτόματη κατάτμηση ήταν 95.59%. Επομένως, ο προτεινόμενος αλγόριθμος παρήγαγε αποτελεσματική κατάτμηση σε αυτές τις τρεις εικόνες.

Οι ερευνητές σύγκριναν την υπολογιστική πολυπλοκότητα των μεθόδων SSC και MSSC. Για μία εικόνα διαστάσεων $n \times n$ η πλήρης κατάτμηση με τη μέθοδο SSC απαιτεί $(n - 20)^2$ πράξεις, ενώ ο αριθμός των πράξεων της μεθόδου MSSC εξαρτάται από το βαθμό ομοιογένειας των διανυσμάτων χαρακτηριστικών. Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων έδειξαν ότι η μέθοδος MSSC εξοικονομεί πολλές πράξεις στην κατάτμηση. Επιπλέον, για σύγκριση, έγινε κατάτμηση με τον ταξινομητή σταθερού μεγέθους (FS) LS-SVM (τεχνική ίδιας πολυπλοκότητας με τον MSSC) (Smola and Scholkopf, 2000) (Suykens et al., 2002) (Gestel et al., 2002) (Williams and Seeger, 2001) με βάση τα ίδια δείγματα εκπαίδευσης (διανύσματα χαρακτηριστικών) και την ίδια προσέγγιση πολλαπλής ανάλυσης. Το μέσο ποσοστό της ομοιότητας ανάμεσα στη μέθοδο FS-LS-SVM και τη μη αυτόματη κατάτμηση είναι περίπου 94.61%. Επομένως, παρατηρήθηκε ότι και οι δύο αλγόριθμοι μπορούν να περιγράψουν αποτελεσματικά τα όρια. Επίσης, αξίζει να σημειωθεί ότι ο προτεινόμενος ταξινομητής πολλαπλών αναλύσεων μπορεί να εφαρμοστεί στη μέθοδο FS-LS-SVM για να επιταχύνει τη διαδικασία κατάτμησης.

Στα πειράματα των ερευνητών παρουσιάστηκαν δύο προβλήματα στην προτεινόμενη μέθοδο. Το πρώτο είναι ότι το μέγεθος του κινούμενου παραθύρου πρέπει να είναι αρκετά μεγάλο για να συλλεχθεί αξιόπιστη πληροφορία για την υφή και το χρώμα, αλλά όχι πολύ μεγάλο, καθώς είναι επιθυμητό να περιέχει μόνο ψωρίαση ή μόνο υγιές δέρμα. Η περιοχή ψωριασικών πλακών σε φάση επούλωσης είναι συνήθως μικρή και εντοπίζεται δύσκολα στη φάση ομοιογενούς εντοπισμού για την απόκτηση εκπαιδευτικών δεδομένων. Άρα σε αυτές τις περιπτώσεις η μέθοδος MSSC παράγει λιγότερο ακριβή κατάτμηση. Για να βελτιωθεί η ακρίβεια των αποτελεσμάτων σε αυτήν την περίπτωση, οι μελετητές πρότειναν τη χρήση υψηλής ανάλυσης φωτογραφικών μηχανών και την ανθρώπινη αλληλεπίδραση στην επιλογή των εκπαιδευτικών περιοχών. Ένα άλλο αδύνατο σημείο είναι ότι τα συστηματικά βήματα προεπεξεργασίας όπως η αφαίρεση της πυκνής τριχοφυΐας ή του υποβάθρου δεν αντιμετωπίζονται.

◆ Automatic change detection and quantification of dermatological diseases with an application to psoriasis images
(Delgado Gomez et al., 2007)

Μεταφρασμένος τίτλος:

Αυτόματη ανίχνευση μεταβολών και ποσοτικοποίηση δερματολογικών ασθενειών με εφαρμογή σε ψωριασικές εικόνες

Για πολλά χρόνια, η ανάλυση μελανώματος μονοπωλούσε την ερευνητική προσπάθεια στις δερματολογικές απεικονίσεις. Ωστόσο, η έρευνα επεκτάθηκε σταδιακά και σε άλλες δερματολογικές ασθένειες όπως η ψωρίαση (Taur et al., 2006). Η παρακολούθηση στην ανάλυση βλαβών του δέρματος έχει αποδειχθεί ότι είναι ένα χρήσιμο συμπλήρωμα στην αξιολόγησή τους. Ωστόσο, στο δερματολογικό τομέα ως επί το πλείστον εφαρμόζεται οπτική επιθεώρηση και όχι αυτόματες αντικειμενικές μέθοδοι. Κατά κανόνα, οι γιατροί βαθμολογούν τη σοβαρότητα της κάθε βλάβης με μία κλίμακα και κρατάνε σημειώσεις στο φάκελο του ασθενούς. Αυτές οι σημειώσεις και ίσως ένας αριθμός φωτογραφιών είναι συνήθως τα μόνα μέσα παρακολούθησης της εξέλιξης της ψωρίασης. Τα παραπάνω μέσα όμως κρίνονται ανεπαρκή, διότι εισάγουν εξάρτηση από το γιατρό και ανακρίβεια στο ιστορικό της ασθένειας. Κατά συνέπεια, υπάρχει ανάγκη για έναν αυτόματο αλγόριθμο, βασισμένο σε ένα σύνολο από αντικειμενικά κριτήρια. Σε αυτό λοιπόν το άρθρο συγκρίνονται τα αποτελέσματα τεχνικών ανίχνευσης μεταβολών αφού πρώτα εφαρμοστούν σε δίχρονες ψωριασικές εικόνες.

Ο φωτισμός και άλλοι εξωτερικοί παράγοντες μεταβάλλουν την όψη της δερματικής βλάβης και κατά συνέπεια εμποδίζουν τις αντικειμενικές συγκρίσεις (English et al., 2003) (Humzah, 2003). Για να επιλυθεί το προαναφερθέν πρόβλημα, στην εν λόγω μελέτη χρησιμοποιήθηκε ειδικό σύστημα λήψης εικόνων με το οποίο επιτεύχθηκε η ελαχιστοποίηση των σκιών και των κατοπτρικών ανακλάσεων, ενώ παράλληλα επιδείχθηκε η ικανότητα αναπαραγωγής των εικόνων (Delgado Gomez, et al., 2003, 2004a).

Μετά τη ραδιομετρική διόρθωση των εικόνων, έγινε συνταύτιση με τη μέθοδο SHARP (Delgado Gomez, Carstensen and Ersbøll, 2004b), η οποία αποτελείται από δύο στάδια. Στο πρώτο στάδιο, ο αλγόριθμος κάνει κατάτμηση της βλάβης σε όλες τις εικόνες και δημιουργεί ένα σύνολο από αντίστοιχες δυαδικές (1: ψωριασική πλάκα, 0: υγιές δέρμα). Η κατάτμηση γίνεται με την παραδοχή ότι η κατανομή των τιμών αναπαρίσταται από δύο Γκαουσιανές κατανομές (Taxt, Hjort and Eivik, 1991). Οι παράμετροι αυτών των Γκαουσιανών κατανομών εκτιμώνται και χρησιμοποιούνται για το διαχωρισμό των δύο κλάσεων (ασθενές - υγιές) μέσω τετραγωνικής ανάλυσης διαχωρισμού (quadratic discriminant analysis). Το δεύτερο στάδιο εφαρμόζει συνταύτιση στις δυαδικές εικόνες χρησιμοποιώντας μέθοδο ροπών (πρώτη και δεύτερη) (Gramkov, 1996).

Στη μελέτη εφαρμόστηκαν τρεις μέθοδοι ανίχνευσης μεταβολών οι οποίες είναι η αφαίρεση εικόνων, η μέθοδος PCA (Jolliffe, 2002) και η μέθοδος MAD (Nielsen, Conradsen and Simpson, 1998):

Η αφαίρεση εικόνων είναι μία από τις απλούστερες τεχνικές για την απόκτηση μεταβολών από μία εικόνα σε μία άλλη. Εκτελείται με την αφαίρεση εικονοστοιχείων του ίδιου καναλιού από δύο συνταυτισμένες εικόνες που αποκτήθηκαν σε δύο διαφορετικές χρονικές στιγμές. Ένα μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι για μία πολυφασματική εικόνα η αντιπροσώπευση των δεδομένων είναι ελλιπής, διότι χρησιμοποιείται κάθε φορά ένα μόνο κανάλι. Ένα άλλο

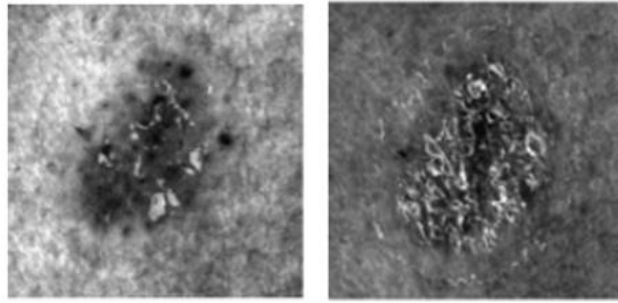
πρόβλημα είναι η επιλογή του κατωφλίου που διαχωρίζει τις σημαντικές αλλαγές από τις ασήμαντες.

Η Ανάλυση Κύριων Συνιστωσών είναι μία διαδικασία η οποία μετασχηματίζει τα δεδομένα έτσι ώστε οι καινούριοι ορθοκανονικοί άξονες να είναι ευθυγραμμισμένοι με τις κατευθύνσεις της μέγιστης διασποράς των δεδομένων. Αγνοώντας τις κύριες συνιστώσες υψηλότερου βαθμού, επιτυγχάνεται μείωση της διαστατικότητας ενώ παράλληλα διατηρείται η πληροφορία. Στη μελέτη υπολογίζεται πρώτα η διαφορά δύο πολυφασματικών εικόνων και στη συνέχεια εφαρμόζεται η μέθοδος PCA σε έναν πίνακα με τιμές που πάρθηκαν από όλα τα κανάλια της εικόνας της διαφοράς. Η ανακατασκευή της εικόνας της διαφοράς χρησιμοποιώντας μόνο την πρώτη κύρια συνιστώσα (PC_1) αναμένεται να εκθέσει τις πιο σημαντικές μεταβολές, ενώ η ανακατασκευή χρησιμοποιώντας μόνο τις συνιστώσες υψηλότερου βαθμού αναμένεται να εκθέσει τις πιο μικρές μεταβολές. Το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι η λύση του προβλήματος αντιπροσώπευσης. Ωστόσο, παραμένει το πρόβλημα του κατωφλίου διαχωρισμού.

Ο μετασχηματισμός MAD (Multivariate Alteration Detection) ψάχνει τους συνδυασμούς καναλιών που μεγιστοποιούν τη διαφορά δύο πολυφασματικών εικόνων και επιτρέπει τη στατιστική επιλογή του κατωφλίου. Αυτή η προσέγγιση λύνει το πρόβλημα της αντιπροσώπευσης των δεδομένων και της επιλογής κατωφλίου.

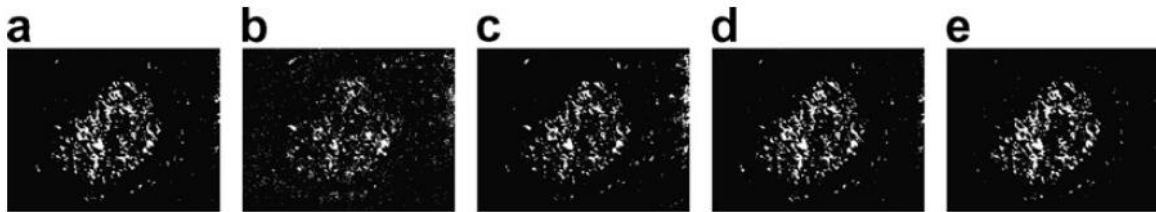
Για την αξιολόγηση των παραπάνω τεχνικών αποκτήθηκε ένα σύνολο το οποίο συντίθεται από έξι χρονοσειρές, όπου κάθε σειρά αποτελείται από τέσσερις εικόνες οι οποίες λήφθηκαν με χρονική απόσταση μίας εβδομάδας. Η ανίχνευση μεταβολών εκτελέστηκε σε κάθε ζευγάρι διαδοχικών εικόνων.

Πριν την εφαρμογή των τεχνικών ανίχνευσης μεταβολών έγινε συνταύτιση όλων των ζευγαριών με τη μέθοδο SHARP. Τα κατώφλια επιλέχθηκαν έτσι ώστε να διατηρηθούν τα pixels που αντιστοιχούν σε διαφορά μεγαλύτερη από 95%. Παρατηρήθηκε ότι όλες οι τεχνικές αναγνωρίζουν τα λέπια (scaling) ως τις περιοχές με τις πιο σημαντικές μεταβολές (εικόνες 2.15 - 2.16). Αυτό το αποτέλεσμα αντιστοιχεί στην κοινή άποψη των δερματολόγων ότι οι μεγαλύτερες μεταβολές στην ψωρίαση συμβαίνουν εσωτερικά της πλάκας και όχι στο όριό της. Αν και οι τρεις τεχνικές παρήγαγαν πολύ όμοια αποτελέσματα, στην τεχνική αφαίρεσης δεν είναι ευδιάκριτο πιο κανάλι είναι καλύτερο. Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα ότι οι μέθοδοι MAD και PCA είναι οι πιο κατάλληλες για να οπτικοποιήσουν τις περιοχές μέγιστων μεταβολών επειδή προσδιορίζουν στατιστικά τον τρόπο με τον οποίο η πληροφορία από τα κανάλια πρέπει να συνδυαστεί. Αξίζει επίσης να σημειωθεί ότι ο μετασχηματισμός MAD ανιχνεύει πολλά pixels στην υγιή περιοχή γύρω από την πλάκα, ενώ ο μετασχηματισμός PCA παρουσιάζει πιο καθαρά αποτελέσματα.



Εικόνα 2.15: 1^η (αριστερά) και 2^η (δεξιά) λήψη πρώτης χρονοσειράς δεδομένων

Πηγή: Delgado Gomez, et al., Automatic change detection and quantification of dermatological diseases with an application to psoriasis images, 2007



Εικόνα 2.16: Εντοπισμένες μεταβολές της πρώτης χρονοσειράς (1^η και 2^η λήψη). (a): PCA, (b): MAD, (c-e): Διαφορά στο κόκκινο, πράσινο, μπλε κανάλι αντίστοιχα

Πηγή: Delgado Gomez, et al., Automatic change detection and quantification of dermatological diseases with an application to psoriasis images, 2007

Για να ποσοτικοποιηθεί η επίδοση της ανίχνευσης μεταβολών τα pixel που αντιστοιχούσαν στις εντοπισμένες μεταβολές αφαιρέθηκαν και υπολογίστηκε η απόσταση Mahalanobis ανάμεσα στις εικόνες. Αν η απόσταση είναι μικρή, η ακρίβεια της ανίχνευσης των μεταβολών είναι μεγάλη. Σύμφωνα με την απόσταση Mahalanobis και την οπτική επιθεώρηση, η μέθοδος PCA φαίνεται ότι παρέχει τα καλύτερα αποτελέσματα για την οπτικοποίηση μεταβολών ψωρίασης.

Αν και οι τρεις μέθοδοι που περιγράφηκαν αποδεικνύονται χρήσιμες στην οπτικοποίηση μεταβολών, δεν παρέχουν ποσοτικοποιημένη εκτίμηση. Για να επιτευχθεί αυτό, μία ομάδα δερματολόγων βαθμολόγησε τη σοβαρότητα κάθε πλάκας σε μία κλίμακα. Η αληθής (ground - truth) μεταβολή σε δύο διαφορετικές χρονικές στιγμές υπολογίστηκε με την αφαίρεση των αντίστοιχων βαθμολογιών των δερματολόγων.

Για την κατάτμηση χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος των Delgado Gomez, et al. (2004c). Σε συντομία, ο κατάλληλος συνδυασμός των καναλιών της εικόνας αποκτήθηκε ως η πρώτη συνιστώσα της μεθόδου IHS (Independent Histogram Pursuit) (Delgado Gomez et al., 2007), η οποία είναι μία στατιστική τεχνική η οποία προβάλλει τα δεδομένα σε χώρους όπου η διαφορά της κατανομής τους από την κατανομή Gauss μεγιστοποιείται. Στα συνδυασμένα κανάλια έγινε επεξεργασία με τη μέθοδο mean shift (Cheng, 1995) (Comaniciu and Meer, 2002) έτσι ώστε να γίνει η εικόνα πιο ομοιογενής. Έπειτα, για την εξαγωγή των λεπιών μέσα στην πλάκα, η εικόνα κατωφλιώθηκε χρησιμοποιώντας την υψηλότερη τιμή κατωφλίου έτσι ώστε η περιοχή με τις μέγιστες μεταβολές να μην περιέχει περισσότερα από 150 pixel (εμπειρική εκτίμηση).

Για να χαρακτηριστεί η μεταβολή στην πλάκα επιλέχθηκε ο λόγος της διαφοράς του αριθμού των pixel που ταξινομήθηκαν ως λέπια προς την επιφάνεια της πλάκας. Στις περισσότερες

περιπτώσεις (εκτός από τέσσερις) το πρόσημο του λόγου ήταν συνεπές με την αληθή εκτίμηση των δερματολόγων.

Οι μελετητές συμπέραναν ότι ο μετασχηματισμός PCA είναι ένα καλό εργαλείο για την απεικόνιση μεταβολών στη δομή της ψωρίασης. Επίσης έκριναν ότι ο προτεινόμενος αλγόριθμος ποσοτικοποίησης των μεταβολών μπορεί να οδηγήσει σε πιο ακριβή ταξινόμηση καθώς οι τιμές είναι συνεχείς, υπό την προϋπόθεση ότι τα λέπια ανιχνεύθηκαν σωστά.

◆ **Lesion area assessment in psoriasis patients**

(Bidaki et al., 2011)

Μεταφρασμένος τίτλος:

Αξιολόγηση περιοχών βλαβών σε ψωριασικούς ασθενείς

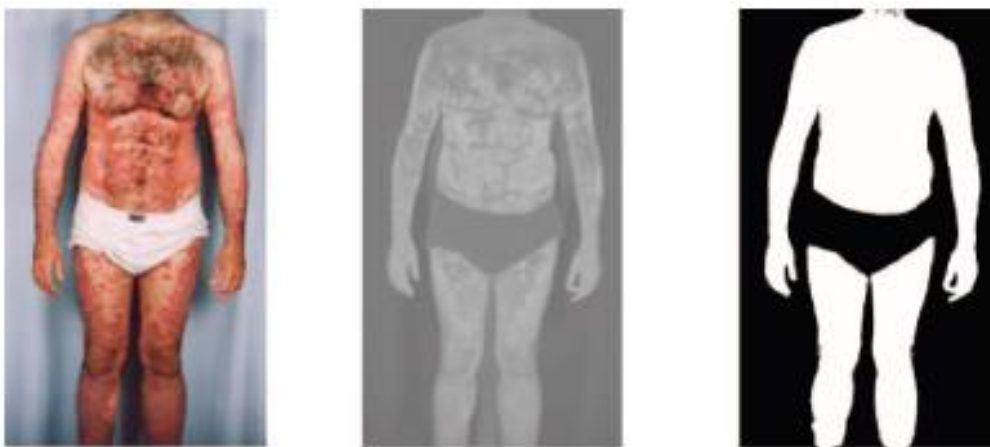
Διάφορες θεραπείες εφαρμόζονται για τον έλεγχο της ασθένειας της ψωρίασης, ωστόσο δεν υπάρχει οριστική θεραπεία (Naldi, 2010). Δεδομένου ότι οι θεραπείες προκαλούν συχνά δυσάρεστες παρενέργειες, η ακριβής μέτρηση των αποτελεσμάτων των θεραπειών είναι εξέχουσας σημασίας. Αυτός είναι ο στόχος αυτού του άρθρου το οποίο παρουσιάζει μία αυτόματη μέθοδο μέτρησης της επιφάνειας της ασθένειας της ψωρίασης.

Οι μελέτες στον τομέα μοντελοποίησης του χρώματος του δέρματος υποδεικνύουν ότι η κυρίαρχη διαφορά ανάμεσα στις δερματολογικές εικόνες διάφορων ανθρώπων βρίσκεται στη συνιστώσα της έντασης. Επομένως, οι χρωματικοί χώροι οι οποίοι διαχωρίζουν την ένταση από τις χρωματικές συνιστώσες είναι πιο κατάλληλοι για εφαρμογές επεξεργασίας δερματολογικών εικόνων σε μεγάλο εύρος ανθρώπων (Dois and Garcia, 2003). Επιπρόσθετα, λαμβάνοντας υπόψη το γεγονός ότι οι ψωριασικές πλάκες και το δέρμα έχουν διαφορετικές εντάσεις κόκκινου χρώματος, ο χρωματικός χώρος YCbCr ο οποίος έχει μία συνιστώσα που αντιστοιχεί στο κόκκινο, είναι ένας καλός υποψήφιος χώρος για το διαχωρισμό πλακών από υγιές δέρμα σε μεγάλες ομάδες ανθρώπων.

Ο χρωματικός χώρος YCbCr είναι ένας γραμμικός μετασχηματισμός του χρωματικού χώρου RGB ο οποίος αποτελείται από μία συνιστώσα φωτεινότητας (Y) και δύο συνιστώσες χρώματος (chrominance) (Cb και Cr). Η συνιστώσα Y διαθέτει την πληροφορία την έντασης, ενώ οι συνιστώσες Cb και Cr διαθέτουν τη χρωματική πληροφορία. Οι συνιστώσες Cb και Cr παράγονται αφαιρώντας τη συνιστώσα Y από τις συνιστώσες του μπλε και του κόκκινου αντίστοιχα (Richardson, 2002) (Phung, Chai and Bouzerdoum, 2001) (Chai and Bouzerdoum, 2000). Εφόσον η συνιστώσα Cr σχετίζεται με τη συνιστώσα του κόκκινου χρώματος (Maletti, Ersboll and Conradsen, 2005), μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να παράξει εικόνες τόνων του γκρι (grey - scale) στις οποίες η διαφορά ανάμεσα στο υγιές δέρμα και τις πλάκες είναι έντονα εμφανική.

Για την εκτέλεση της έρευνας πάρθηκαν από δερματολόγο εικόνες από τις ασθενείς περιοχές του σώματος έξι ασθενών με διαφορετικό φωτισμό και γωνίες, χρησιμοποιώντας μπλε υπόβαθρο. Το μπλε υπόβαθρο επιλέχθηκε για να δοθεί έμφαση στη διαφορά υποβάθρου και δέρματος στη συνιστώσα Cr. Επομένως, το ιστόγραμμα των εικόνων μπορεί να χωριστεί σε τρία μέρη (υπόβαθρο, υγιές δέρμα και πλάκες) και να γίνει κατάτμηση με δύο κατώφλια. Στην προτεινόμενη μέθοδο, στο πρώτο στάδιο διαχωρίζεται το υπόβαθρο από το δέρμα και στο δεύτερο στάδιο διαχωρίζεται το ασθενές από το υγιές δέρμα.

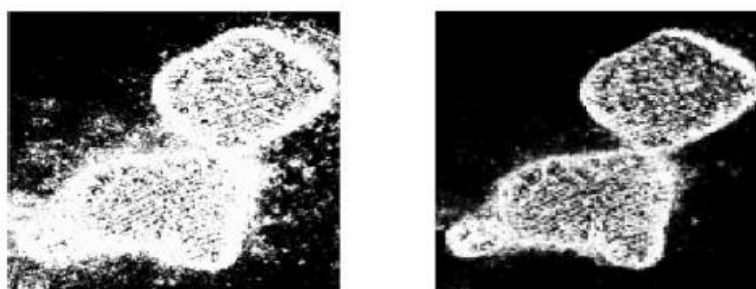
Οι ερευνητές χρησιμοποίησαν τον αλγόριθμο ταξινόμησης k-means (Queen, 1967) (Duda, Hart and Stork, 2000) (Srisuk and Kurutach, 2002) (Zheng et al., 2004) για την κατάτμηση της εικόνας σε τρεις περιοχές. Η εφαρμογή του αλγόριθμου k-means έδωσε ικανοποιητικά αποτελέσματα όσον αφορά τον διαχωρισμό του υποβάθρου από το δέρμα (εικόνα 2.17). Ωστόσο, οι τιμές της συνιστώσας Cr για τις πλάκες και το υγιές δέρμα μπορεί να είναι πολύ κοντινές μεταξύ τους. Επομένως, για τη βελτίωση των αποτελεσμάτων αυτής της περίπτωσης εκτελέστηκε ένα άλλο στάδιο κατάτμησης, όπου εφαρμόστηκε η τεχνική βέλτιστου κατωφλίου (εικόνα 2.18) (Gonzalez and Woods, 2002). Σε αυτήν την τεχνική γίνεται η παραδοχή ότι οι δύο κλάσεις των pixel ακολουθούν Γκαουσιανή κατανομή. Χρησιμοποιώντας αυτήν την παραδοχή υπολογίστηκε το βέλτιστο κατώφλι, ως η μεγαλύτερη από τις δύο λύσεις ενός τριωνύμου όπου οι συντελεστές είναι συναρτήσεις των μέσων τιμών, των διασπορών και της επιφάνειας (όπως υπολογίστηκε προηγουμένως από τον αλγόριθμο k-means) του υγιούς δέρματος και της ψωριασικής πλάκας.



Πηγή: Bitaki, et al., Lesion area assessment in psoriasis patients, 2011

Εικόνα 2.17: Διαχωρισμός δέρματος από υπόβαθρο. (2^η εικόνα): Gray - scale εικόνα Cr

Η παραπάνω μέθοδος απέδωσε καλά μόνο σε πλάκες που δεν καλύπτονται από λέπια, καθώς τα λέπια πάνω στις πλάκες ταξινομήθηκαν ως υγιές δέρμα τοποθετημένο σε ασθενή περιοχή. Ωστόσο, οι περισσότερες πλάκες καλύπτονται από λευκά - ασημένια λέπια. Για να επιλυθεί αυτό το πρόβλημα, προτάθηκε η χρήση αλγόριθμου πλήρωσης περιοχής (Pratt, 2007), (Soille, 2002).



Εικόνα 2.18: (αριστερά): Αποτέλεσμα με ταξινόμηση k-means. (δεξιά): Αποτέλεσμα με μέθοδο βέλτιστου κατωφλίου μετά την ταξινόμηση k-means

Πηγή: Bitaki, et al., Lesion area assessment in psoriasis patients, 2011

Η προτεινόμενη μέθοδος επέδειξε μέση ακρίβεια 98%. Οι μελετητές έκριναν ότι ένα μεγάλο πλεονέκτημά της είναι η ανεξαρτησία στην ένταση της εικόνας λόγω της χρήσης χρωματικών

συνιστωσών. Επίσης, συμπέραναν ότι αποδίδει καλά σε δέρμα με τριχοφυΐα και μπορεί να αφαιρέσει τα μάτια και τα φρύδια.

◆ **Psoriasis image identification using k-means clustering with morphological processing**
(Juang and Wu, 2011)

Μεταφρασμένος τίτλος:

Ταυτοποίηση εικόνων ψωρίασης μέσω ταξινόμησης με τη μέθοδο k-means και μορφολογική επεξεργασία

Σε αυτήν την έρευνα, οι μελετητές επικεντρώνονται στην ψωρίαση κατά πλάκας. Ο στόχος της εφαρμογής του αλγόριθμου που προτείνουν είναι η ακριβής εκτίμηση του μεγέθους των ψωριασικών πλακών. Αναλυτικότερα, σχεδιάζεται μία διαδικασία η οποία κάνει κατάτμηση της εικόνας σε υγιείς και ασθενείς περιοχές, και στη συνέχεια εκτιμά την επιφάνεια της ασθένειας, η οποία αποτελεί τον μεγαλύτερο δείκτη όσον αφορά την αξιολόγηση της σοβαρότητας.

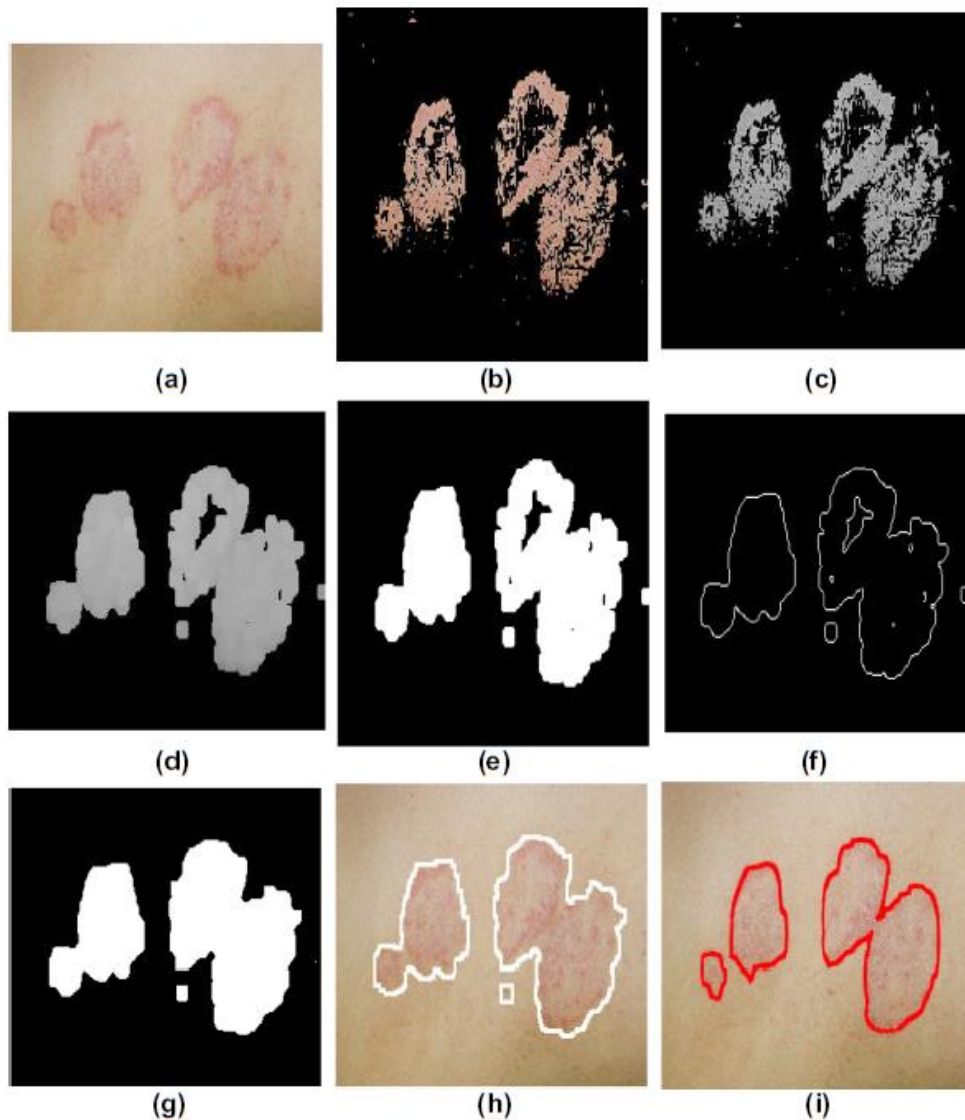
Η ακριβής κατάτμηση της εικόνας μπορεί να γίνει μη αυτόματα, αλλά αυτή η διαδικασία είναι χρονοβόρα. Η προτεινόμενη τεχνική αποτελείται από έξι βήματα τα οποία περιγράφονται αναλυτικά παρακάτω:

Ως πρώτο βήμα, εφαρμόζεται σε φυσικές έγχρωμες εικόνες η μη επιβλεπόμενη μέθοδος ταξινόμησης k-means για να γίνει διάκριση της ψωρίασης. Η μέθοδος χρησιμοποιεί στατιστικά του ιστογράμματος για να προσδιορίσει ένα ή πολλαπλά κατώφλια και να ταξινομήσει την εικόνα pixel προς pixel (pixel - based method). Ως δεύτερο βήμα, η RGB εικόνα του δέρματος μετατρέπεται σε εικόνα έντασης I με τόνους του γκρι (gray - level intensity image). Η ένταση υπολογίζεται προσθέτοντας τις τιμές των τριών ορατών καναλιών της εικόνας (κόκκινο, πράσινο, μπλε) σε κάθε pixel της εικόνας και στη συνέχεια διαιρώντας με το πλήθος τους (Gonzalez and Woods, 2002).

Μετά τη μετατροπή των τιμών της φυσικής έγχρωμης εικόνας σε τιμές έντασης I, διατηρείται κάποιος θόρυβος που προκαλείται από την υφή του δέρματος. Επομένως, για να φιλτραρισθεί ο θόρυβος χρησιμοποιείται ένα χωρικό φίλτρο διάμεσης τιμής (median filter). Σε επόμενο βήμα, η εικόνα μετατρέπεται σε δυαδική για να σχηματιστεί το περίγραμμα της ψωριασικής πλάκας και έπειτα εφαρμόζεται η επεξεργασία ακμών με χωρικά φίλτρα Sobel για να οριστούν οι ακμές της ψωριασικής πλάκας.

Το τελικό βήμα περιλαμβάνει τη μορφολογική επεξεργασία με την οποία η ψωριασική πλάκα αποκτά το τελικό της σχήμα. Για τη διαχείριση των εικόνων έγινε χρήση των δύο βασικών τεχνικών μορφολογικής επεξεργασίας οι οποίες είναι η διαστολή (dilation) και η συστολή (erosion). Τα βήματα της διαδικασίας απεικονίζονται στην εικόνα 2.19.

Σύμφωνα με την ανωτέρω περιγραφή της διαδικασίας χρειάζονται έξι βήματα για την τελική κατάτμηση της εικόνας. Σε αυτήν την έρευνα χρησιμοποιήθηκαν πέντε εικόνες ψωρίασης. Θεωρώντας σωστή την οριοθέτηση με το χέρι, η μέση ακρίβεια της διαδικασίας ήταν 90%. Η πολυπλοκότητα του χρόνου για όλες τις διαδικασίες ήταν N εκτός από την εφαρμογή του φίλτρου median και τη μορφολογική επεξεργασία που ήταν N². Οι ερευνητές συμπέραναν ότι το σφάλμα ήταν μικρό και η εκτέλεση της διαδικασίας ήταν γρήγορη. Ένα παράδειγμα αποτελέσματος ταξινόμησης με εφαρμογή της μεθόδου παρουσιάζεται στην εικόνα 2.19



Εικόνα 2.19: (a): η αρχική εικόνα, (b - g): τα έξι βήματα της διαδικασίας, (h): μη αυτόματη οριοθέτηση, (i): οριοθέτηση με τη προτεινόμενη μέθοδο

Πηγή: Juang and Wu, Psoriasis image identification using k-means clustering with morphological processing, 2011

◆ **Psoriasis Segmentation through Chromatic Regions and Geometric Active Contours**
(Bogo et al., 2012)

Μεταφρασμένος τίτλος:

Κατάτμηση της ψωρίασης με χρωματικές περιοχές και Γεωμετρικές Ενεργητικές Καμπύλες

Η επιφάνεια που καταλαμβάνει η ασθενής περιοχή είναι η παράμετρος με το μεγαλύτερο βάρος στον δείκτη PASI (κεφάλαιο 2.4). Η εκτίμηση όμως της επιφάνειας μη αυτόματα είναι απαγορευτικά χρονοβόρα και επιρρεπής σε μεγάλα περιθώρια σφάλματος (Langley and Ellis, 2004). Η αυτόματη εκτίμηση της ψωριασικής περιοχής υπόσχεται μη παρεμβατικές, γρήγορες και ακριβείς εκτιμήσεις οι οποίες μπορούν να αναπαραχθούν με ελάχιστη παρέμβαση από δερματολόγο (Kreft et al., 2006). Η πλειοψηφία ωστόσο των μελετών στη βιβλιογραφία της κατάτμησης της ψωρίασης επικεντρώνεται στην κατάτμηση μίας μόνο ψωριασικής πλάκας.

Αυτή η μελέτη λοιπόν εισάγει μία καινούρια προσέγγιση η οποία κάνει κατάτμηση σε εικόνες ολόκληρου του σώματος (full - body) οι οποίες συχνά περιλαμβάνουν δεκάδες πλάκες.

Οι ανθρώπινοι χειριστές ανιχνεύουν μία ψωριασική πλάκα από την αντίθεσή της με το περιβάλλον δέρμα. Επομένως, θα ήταν εύλογο τα εικονοστοιχεία να ταξινομούνται ως υγιή ή ασθενή με βάση κάποια συγκεκριμένη απόσταση σε έναν διαχωριστικό χώρο χαρακτηριστικών. Οι περισσότερες μελέτες στη βιβλιογραφία επικεντρώνονται σε χρωματικά χαρακτηριστικά. Στο παρόν άρθρο, για να επιλεγθεί ένα σύνολο από διαχωριστικά χαρακτηριστικά, εκτελέστηκε μία προκαταρκτική πειραματική μελέτη στην οποία εφαρμόστηκε η Ανάλυση Κύριων Συνιστωσών (Principal Component Analysis - PCA) (Jolliffe, 2002) σε ένα σύνολο 20 εικόνων Καυκάσιων ψωριασικών ασθενών (ψωρίαση κατά πλάκας), οι οποίες είχαν προηγουμένως προβληθεί σε τέσσερις διαφορετικούς χρωματικούς χώρους (RGB, Lab, HSV, YUV) (Stone, 2001). Σε κάθε εικόνα έγινε κατάτμηση από δύο ανθρώπινους χειριστές σε tablet. Κάθε φωτογραφία περιλάμβανε πολλαπλές πλάκες και ένα μεγάλο τμήμα των πλακών χαρακτηριζόταν από λέπια.

Από την προκαταρκτική μελέτη παρατηρήθηκε ότι όταν μόνο ένα μικρό τμήμα του δέρματος έχει πλάκες, η προβολή της εικόνας στις δύο πρώτες κύριες συνιστώσες «εξαφανίζει» τις πλάκες διότι συγχέονται με το θόρυβο. Επομένως, η Ανάλυση Κύριων Συνιστωσών είναι ακατάλληλη για την ταξινόμηση τέτοιων περιπτώσεων. Επίσης, παρατηρήθηκε ότι σε όλες τις υπόλοιπες περιπτώσεις, μία κύρια συνιστώσα (όχι πάντα η πρώτη ή η δεύτερη) ήταν ικανή να κάνει διάκριση ανάμεσα στο υγιές και στο ασθενές δέρμα. Η κύρια συνιστώσα στην οποία γινόταν η διάκριση, ήταν καλά ευθυγραμμισμένη με τη συνιστώσα V του χρωματικού χώρου YUV και τη συνιστώσα H του χρωματικού χώρου HSV. Η συνιστώσα V υποδηλώνει την καθαρότητα του κόκκινου σε ένα χρώμα, ενώ η συνιστώσα H υποδηλώνει το κυρίαρχο μήκος κύματος σε ένα χρώμα.

Τα pixel κάθε εικόνας προβλήθηκαν σε ένα δισδιάστατο διάγραμμα, όπου ο άξονας των τετημεμένων απεικόνιζε τη συνιστώσα V ενώ ο άξονας των τεταγμένων απεικόνιζε τη συνιστώσα H. Παρατηρήθηκε ότι ο διαχωρισμός υγιών και ασθενών pixel σε αυτό το δισδιάστατο διάγραμμα ήταν δύσκολος για δύο βασικούς λόγους. Πρώτον, οι εικόνες ολόκληρου του σώματος μπορεί να παρουσιάζουν παραμόρφωση και υψηλή μεταβλητότητα στην υφή, στο χρώμα και στο φωτισμό του δέρματος. Δεύτερον, οι ψωριασικές πλάκες σε διαφορετικές σωματικές περιοχές του ίδιου ασθενή μπορεί να είναι πολύ ετερογενείς. Άρα, οι προσεγγίσεις που περιλαμβάνουν την καταφλίωση σε δικόρυφα ιστογράμματα της επιφάνειας του δέρματος (χρησιμοποιούνται συνήθως για την ανάλυση μίας μόνο πλάκας) δεν μπορούν να παρέχουν ακριβή κατάτμηση στην περίπτωση εικόνων ολόκληρου του σώματος.

Αν και η καταφλίωση πολλαπλών ψωριασικών πλακών σε χρωματικό χώρο οδηγεί σε ανακριβή αποτελέσματα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ανίχνευση τουλάχιστον ενός pixel που ανήκει σε πλάκα. Αυτό το pixel τότε καθίσταται δείκτης της ίδιας της πλάκας. Η πρώτη φάση του αλγόριθμου που εφάρμοσαν οι ερευνητές αναλύει εικόνες ολόκληρου του σώματος, απομονώνει με ακρίβεια το δέρμα του ασθενή (υγιές και ασθενές) από το υπόβαθρο με χρήση περιοχών ενδιαφέροντος (Region of Interest - ROI) (Kovac, Peer and Solina, 2003) και αποκτά ένα σύνολο από pixel - δείκτες στο χώρο H - V με τη χρήση δύο καταφλίων (t_v , t_H). Δοθέντος μίας εικόνας, ένα υποσύνολο από τα pixel της είναι ένα πλήρες σύνολο δεικτών, αν τουλάχιστον 90% των pixel του συνόλου είναι ασθενή και οι πλάκες που περιέχουν τουλάχιστον έναν δείκτη καλύπτουν περισσότερο από 90% του ασθενούς δέρματος. Ένα πλήρες σύνολο δεικτών ήταν δυνατό να εξαχθεί σε 85% των εικόνων. Ενδιαφέρον ήταν το

γεγονός ότι τα κατώφλια διέφεραν λίγο μεταξύ των εικόνων, επομένως τα αποτελέσματα είναι αποδοτικά ακόμα και αν χρησιμοποιηθεί μία μέση τιμή (λιγότερο χρονοβόρο).

Κατά τη δεύτερη φάση, έγινε ακριβής κατάτμηση στον χώρο της συνιστώσας Η με Γεωμετρικές Ενεργητικές Καμπύλες (Geometric Active Contours) (Kass, Witkin and Terzopoulos, 1988) (Sandhu, Georgiou and Tannenbaum, 2008). Κάθε pixel - δείκτης που ταυτοποιήθηκε κατά την πρώτη φάση δίνεται στον αλγόριθμο των Γεωμετρικών Ενεργητικών Καμπυλών και λειτουργεί σαν σπόρος (seed), ο οποίος μπορεί να διασταλεί για να αποκτηθεί το περίγραμμα της πλάκας.

Τα αποτελέσματα της εφαρμογής του αλγόριθμου (ένα παράδειγμα απεικονίζεται στην εικόνα 2.20) έδειξαν ότι η επιφάνεια της περιοχής που ταξινομήθηκε λανθασμένα ήταν 14% της ασθενούς περιοχής σύμφωνα με την οριοθέτηση του πρώτου ανθρώπινου χειριστή, και 16% σύμφωνα με την οριοθέτηση του δεύτερου ανθρώπινου χειριστή. Οι περισσότερες λανθασμένες ταξινομήσεις αφορούσαν ασθενείς περιοχές που ταξινομήθηκαν ως υγιείς.

Στην αξιολόγηση των αποτελεσμάτων τρία πράγματα πρέπει να ληφθούν υπόψη σύμφωνα με τους μελετητές. Πρώτον, οι λήψεις έγιναν σε πραγματικές, μη ιδανικές συνθήκες (φωτισμός, στάση κτλ.). Δεύτερον, οι λήψεις έγιναν σε ολόκληρο το σώμα. Τρίτον και πιο σημαντικό, η διαφορά στην οριοθέτηση μεταξύ των δύο ανθρώπινων χειριστών ήταν 9%, επομένως είναι συγκρίσιμη με τη διαφορά του αλγόριθμου.



Εικόνα 2.20: Παράδειγμα από τα αποτελέσματα ταξινόμησης του προτεινόμενου αλγόριθμου (αριστερά) και από ανθρώπινο χειριστή (δεξιά)

Πηγή: Bogo et. al., Psoriasis Segmentation through Chromatic Regions and Geometric Active Contours, 2012

◆ **Reliable and accurate psoriasis disease classification in dermatology images using comprehensive feature space in machine learning paradigm**

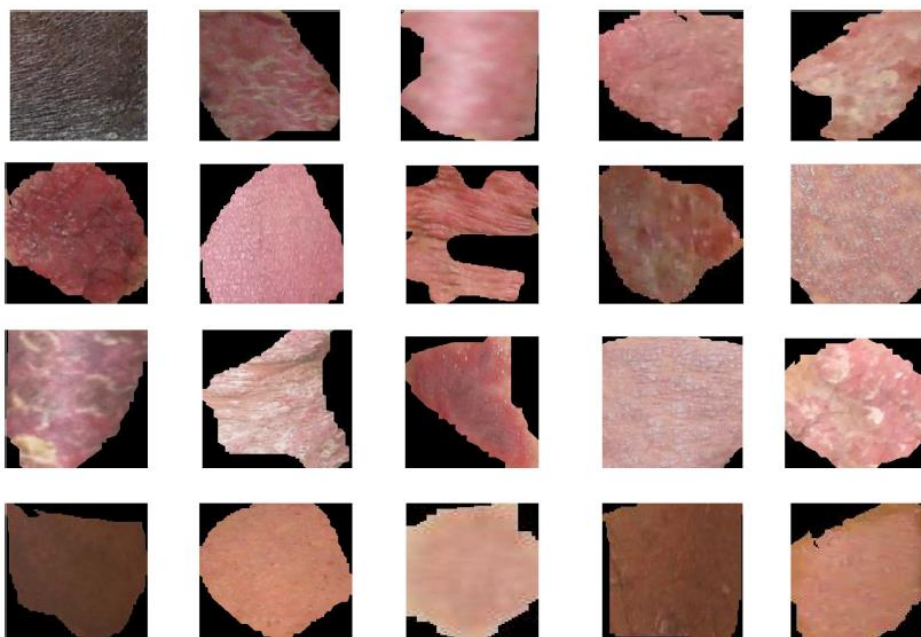
(Shrivastava et al., 2015)

Μεταφρασμένος τίτλος:

Αξιόπιστη και ακριβής ταξινόμηση της ψωρίασης σε δερματολογικές εικόνες χρησιμοποιώντας χώρο χαρακτηριστικών σε πρότυπο εκμάθησης μηχανής

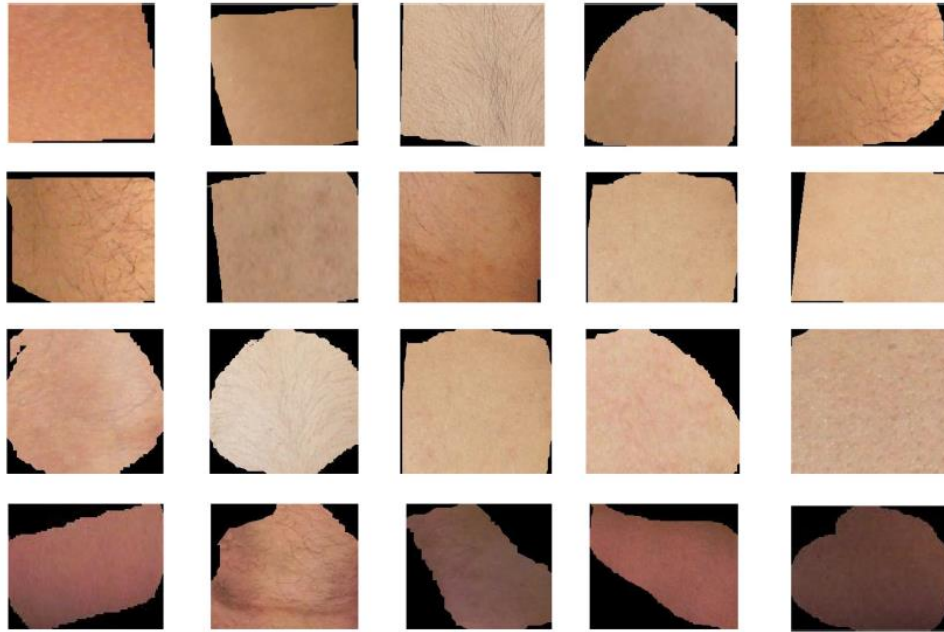
Αυτό το άρθρο παρουσιάζει ένα δερματολογικό σύστημα CAD το οποίο στοχεύει στην αυτόματη ταξινόμηση δερματολογικών εικόνων ψωρίασης σε ψωριασική πλάκα και υγιές δέρμα χρησιμοποιώντας ένα μη διαδικτυακό (offline) και ένα διαδικτυακό (online) σύστημα. Το μη διαδικτυακό σύστημα αποδέχεται τη βάση δεδομένων με τις εικόνες εκπαίδευσης και εκπαιδεύει χρησιμοποιώντας χώρο χαρακτηριστικών και a priori πληροφορία δερματολόγων. Το διαδικτυακό σύστημα αποδέχεται τη βάση δεδομένων με τις εικόνες ελέγχου και χρησιμοποιεί τις μη διαδικτυακές παραμέτρους εκμάθησης μηχανής που παρήχθησαν από τη διαδικασία εκπαίδευσης. Στην παρούσα μελέτη παρουσιάζεται ένας ολοκληρωμένος χώρος 46 χαρακτηριστικών τα οποία ανήκουν στην υφή, στο χρώμα, στην ερυθρότητα (redness) και στη χασοκτικότητα, και προτείνεται διαδικασία προσδιορισμού των βέλτιστων (optimal) χαρακτηριστικών τα οποία δίνουν τη μεγαλύτερη ακρίβεια στο σύστημα.

Τα δεδομένα της μελέτης πάρθηκαν μέσω της ψηφιακής φωτογράφισης ασθενών Ινδικής καταγωγής υπό την επίβλεψη δερματολόγου με φακό 22 mm και ανάλυση 350 dpi. Η προετοιμασία της βάσης δεδομένων έγινε με την περικοπή με ελεύθερο χέρι της ψωριασικής πλάκας (εικόνα 2.21) και του υγιούς δέρματος (εικόνα 2.22) στις εικόνες κάθε ασθενή. Με τον παραπάνω τρόπο αποκτήθηκαν ένα σύνολο από 270 δείγματα υγιούς δέρματος και 270 δείγματα ασθενούς δέρματος από εικόνες 30 ασθενών. Αυτά τα 540 δείγματα χρησιμοποιήθηκαν για το προτεινόμενο διαγνωστικό σύστημα. Αξίζει να σημειωθεί ότι υπήρχαν κάποια δείγματα τα οποία ήταν ασαφή (fuzzy) (εικόνες 2.21 - 2.22).



Εικόνα 2.21: Δείγματα ασθενούς δέρματος (3 πρώτες σειρές) και δείγματα ασαφούς ασθενούς δέρματος (τελευταία σειρά)

Πηγή: Shrivastava, et al., Reliable and accurate psoriasis disease classification in dermatology images using comprehensive feature space in machine learning paradigm, 2015



Εικόνα 2.22: Δείγματα υγιούς δέρματος (3 πρώτες σειρές) και δείγματα ασαφούς υγιούς δέρματος (τελευταία σειρά)

Πηγή: Shrivastava, et al., Reliable and accurate psoriasis disease classification in dermatology images using comprehensive feature space in machine learning paradigm, 2015

Όσον αφορά την εξαγωγή των χαρακτηριστικών υφής, χρησιμοποιήθηκαν ο πίνακας συσχέτισης (co - occurrence matrix) τόνων του γκρι (GLC) (Soh and Tsatsoulis, 1999) και ο πίνακας μήκους (run length) τόνων του γκρι (GLRLN) (Tang, 1998). Ο πίνακας GLC ορίζει τη σχέση μεταξύ γειτονικών pixel και υποδεικνύει την πιθανότητα του γκρι τόνου m να υπάρχει στη γειτονιά του γκρι τόνου n οριζόντια, κάθετα ή διαγώνια. Τα χαρακτηριστικά τα οποία εξήχθησαν από τον πίνακα GLC είναι η ενέργεια, η εντροπία, η αντίθεση και η ομοιογένεια. Ο πίνακας GLRLN ορίζεται ως ο αριθμός των pixel (runs) με τιμές γκρι i και μήκος j (run length). Από αυτόν τον πίνακα εξήχθησαν 11 χαρακτηριστικά, τα οποία σχετίζονται με την έμφαση και την απουσία ομοιομορφίας.

Για την εξαγωγή των χρωματικών χαρακτηριστικών, υπολογίστηκαν η μέση τιμή (μ) και η τυπική απόκλιση για κάθε συστατικό χρώματος σε τέσσερις χρωματικούς χώρους (RGB, HSV, YcbCr και CIE L*a*b) (Celebi et al., 2007). Εφόσον κάθε χρωματικός χώρος περιέχει τρία συστατικά χρώματος, συνολικά εξήχθησαν 24 χρωματικά χαρακτηριστικά για κάθε εικόνα.

Αναφορικά με τα χαρακτηριστικά της ερυθρότητας, η οποία συνιστά την παράμετρο του ερυθήματος στον δείκτη PASI (κεφάλαιο 2.4), εξήχθησαν η επιθετικότητα του κόκκινου στο πράσινο ($\frac{\mu_R}{\mu_G}$), η επιθετικότητα του κόκκινου στο μπλε ($\frac{\mu_R}{\mu_B}$) και η ερυθρότητα ($\frac{\mu_R}{\mu_R + \mu_G + \mu_B}$), ενώ ως χασοτικό χαρακτηριστικό χρησιμοποιήθηκε η διάσταση fractal, η οποία μετράει την αταξία σε πολλαπλές κλίμακες (Mandelbrot, 1983). Τα χασοτικά χαρακτηριστικά χρησιμοποιήθηκαν επειδή η οπτική παρατήρηση της ψωριασικής πλάκας και του υγιούς δέρματος καταδεικνύει την αταξία των τιμών έντασης.

Τα κυρίαρχα χαρακτηριστικά προσδιορίστηκαν χρησιμοποιώντας τη διαφορά ανάμεσα στις μέσες τιμές κάθε χαρακτηριστικού των δύο κλάσεων (υγιές - ασθενές). Το επίπεδο κυριαρχίας

ήταν ευθέως ανάλογο με τη διαφορά των μέσων τιμών των δύο κλάσεων και τα χαρακτηριστικά διοργανώθηκαν σε φθίνουσα σειρά ως προς το επίπεδο κυριαρχίας τους.

Η διαδικασία επιλογής βασίστηκε σε μέσες τιμές χαρακτηριστικών οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν ως είσοδος (input) στον ταξινομητή SVM (Support Vector Machines). Η μέθοδος SVM είναι τεχνική ταξινόμησης που εισήχθη από τον Vapnik (1998) και βρίσκεται το υπερεπίπεδο το οποίο μεγιστοποιεί την απόσταση μεταξύ των σημείων διαφορετικών κλάσεων. Για την ταξινόμηση χρησιμοποιήθηκαν το γραμμικό kernel, το πολυωνυμικό kernel 1-3 και το RBF (Radial Basis Function) kernel, και επιλέχθηκε η συνάρτηση kernel η οποία έδωσε τα καλύτερα αποτελέσματα. Επίσης, έγινε χρήση των μεθόδων διασταυρωμένης επικύρωσης (cross validation) k-fold (Rodriguez, Perez and Lozano, 2010) και Jack Knife (Wilke, 2012). Στο πρωτόκολλο k-fold τα δεδομένα χωρίζονται τυχαία σε K ίσα τμήματα. Από τα K τμήματα, $K-1$ χρησιμοποιούνται για τη βάση δεδομένων εκπαίδευσης και το ένα τμήμα που απομένει χρησιμοποιείται για τον έλεγχο. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται K φορές για να ελεγχθούν κάθε ένα από τα K τυχαία τμήματα μία φορά. Στο πρωτόκολλο Jack Knife ο αριθμός των τμημάτων K είναι ίσος με το μέγεθος των δεδομένων.

Οι ερευνητές εκτέλεσαν συνολικά δυο πειράματα. Το πρώτο πείραμα εκτελέστηκε για να επιλεγεί ο καλύτερος συνδυασμός χαρακτηριστικών σε καθορισμένο μέγεθος δεδομένων και η βάση των 540 εικόνων περιλάμβανε ίδιο αριθμό ψωριασικών και υγιών εικόνων. Σε αυτό το πείραμα ένα σύνολο από 46 συνδυασμούς χαρακτηριστικών οργανώθηκαν και δόθηκαν στον SVM για ταξινόμηση. Με αυτό τον τρόπο προσδιορίστηκε ο βέλτιστος συνδυασμός χαρακτηριστικών βασισμένος στην ακρίβεια. Έπειτα, υιοθετήθηκε η μέθοδος ελαχίστων τετραγώνων για να βρεθεί το υπερεπίπεδο διαχωρισμού, και στη συνέχεια η ακρίβεια του συστήματος αξιολογήθηκε χρησιμοποιώντας διαδικασία διασταυρωμένης επικύρωσης, η οποία βασίστηκε σε ένα από τα τρία πρωτόκολλα τμηματοποίησης (partition protocols) (5-fold, 10-fold και Jack Knife).

Η εκτίμηση της απόδοσης του πρώτου πειράματος παρουσιάζεται στο άρθρο με πέντε μέτρα απόδοσης (Azar and El-Said, 2014): την ευαισθησία (sensitivity) (στατιστικό μέτρο του ποσοστού των θετικών δειγμάτων που ταξινομήθηκαν σωστά), την ειδικότητα (specificity) (στατιστικό μέτρο του ποσοστού των αρνητικών δειγμάτων που ταξινομήθηκαν σωστά), τη θετική τιμή πρόβλεψης (positive predictive value) (λόγος των αληθών θετικών δειγμάτων προς όλα τα θετικά δείγματα), την ακρίβεια (λόγος των αληθών αποτελεσμάτων προς όλα τα αποτελέσματα της ταξινόμησης) και την περιοχή κάτω από την καμπύλη ROC (Receiver Operating Characteristic) (Bradley, 1997) (γράφημα που σχηματίζεται από την ευαισθησία και την ειδικότητα αφού πρώτα αφαιρεθεί από το 100). Στο πρώτο πείραμα το σύστημα είχε ακρίβεια πάνω από 99%.

Στο δεύτερο πείραμα το οποίο βασίστηκε στη μεταβολή του μεγέθους των δεδομένων, υπήρχαν 11 σύνολα από μεγέθη δεδομένων και λήφθηκε ίσος αριθμός ασθενών και υγιών εικόνων για τη διασταυρωμένη επικύρωση. Ο στόχος ήταν η κατανόηση του τρόπου με τον οποίο η ακρίβεια της ταξινόμησης μεταβάλλεται με βάση το μέγεθος των δεδομένων εκπαίδευσης. Το πείραμα εκτελέστηκε με το βέλτιστο συνδυασμό χαρακτηριστικών (15) και πολυωνυμικό kernel δεύτερου βαθμού, καθώς τα καλύτερα αποτελέσματα στο πρώτο πείραμα είχαν προκύψει με αυτό το συνδυασμό. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι καθώς αυξάνεται το μέγεθος των δεδομένων οι καμπύλες μεταβλητότητας της ακρίβειας συναρτήσει του μεγέθους των δεδομένων είναι σταθερές. Η μονότονη αύξηση της ακρίβειας με το μέγεθος των δεδομένων κατέδειξε την αξιοπιστία του προτεινόμενου συστήματος.

Οι ερευνητές συμπέραναν ότι το προτεινόμενο σύστημα παρέχει αντικειμενική ανάλυση σε αντίθεση με την αναποτελεσματική, αναξιόπιστη, υποκειμενική και κοπιαστική ανάλυση των δερματολόγων, και αποτελεσματικό τρόπο ταξινόμησης, βελτιώνοντας παράλληλα τη ροή εργασίας και τη λήψη αποφάσεων. Επιπρόσθετα, κρίθηκε ότι υπάρχουν διάφορες όψεις αυτού του πειράματος οι οποίες θα μπορούσαν να βελτιωθούν. Αναλυτικότερα, προτείνεται αξιολόγηση αυτών των μεθόδων σε μεγαλύτερες βάσεις δεδομένων και επέκταση των δύο κλάσεων σε πολλές κλάσεις σοβαρότητας. Επίσης, θεωρείται σημαντική η καλύτερη εκτίμηση των αληθών (ground truth) δεδομένων και η εξέταση της παραμέτρου της ανατομίας στη δειγματοληψία.

2.6 Μέθοδοι Προεπεξεργασίας Φασματικών Υπογραφών

Σε αυτήν την ενότητα περιγράφονται οι μέθοδοι προεπεξεργασίας υπογραφών που χρησιμοποιήθηκαν στην εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

2.6.1 Αφαίρεση του συνεχούς

Η αφαίρεση του συνεχούς (continuum removal) κανονικοποιεί τις φασματικές υπογραφές για να επιτρέψει τη σύγκριση των χαρακτηριστικών απορρόφησης από την ίδια γραμμή βάσης (Kokaly, 2001). Το συνεχές είναι η καμπύλη που σχηματίζεται ενώνοντας τα τοπικά μέγιστα σε μία φασματική υπογραφή. Μπορεί να μοντελοποιηθεί χρησιμοποιώντας μία γραμμική, πολυωνυμική ή κάποια άλλη μαθηματική συνάρτηση, ωστόσο, η Γκαουσιανή ανάλυση είναι η πιο ακριβής (Clark and Roush, 1984). Το πλεονέκτημα της χρήσης γραμμικών τμημάτων στη προσέγγιση της καμπύλης του συνεχούς είναι ο εύκολος υπολογισμός.

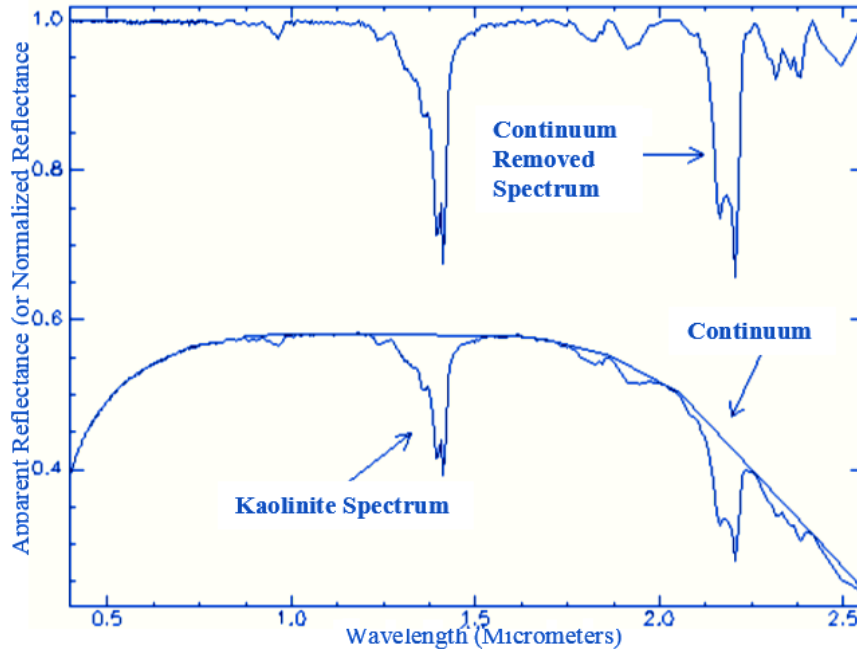
Η καμπύλη του συνεχούς μπορεί να νοηθεί ως το σχήμα που θα έπαιρνε ένα λάστιχο εάν τεντωνόταν πάνω από τη φασματική υπογραφή (Schmidt and Skidmore, 2003). Αυτό οδηγεί στο συμπέρασμα ότι ο αριθμός των σημείων επαφής ανάμεσα στην καμπύλη του συνεχούς και στη φασματική υπογραφή ελαχιστοποιείται και οι ευθείες γραμμές που ενώνουν τα σημεία επαφής δεν τέμνουν τη φασματική υπογραφή, καθώς δημιουργούν κυρτό σχήμα. Επομένως, διαφορετικές φασματικές υπογραφές παράγουν καμπύλες του συνεχούς με σημεία επαφής σε διαφορετικά μήκη κύματος.

Η καμπύλη της αφαίρεσης του συνεχούς υπολογίζεται ανά κανάλι διαιρώντας τη φασματική υπογραφή με την αντίστοιχη τιμή του συνεχούς (εξίσωση 2.1) (διάγραμμα 2.4). Οι καμπύλες της αφαίρεσης του συνεχούς παίρνουν τιμές από 0 έως 1 και ενισχύουν τα βυθίσματα, δηλαδή αναδεικνύουν τις περιοχές με έντονη απορρόφηση (Schmidt and Skidmore, 2001). Η τιμή στο πρώτο και στο τελευταίο κανάλι είναι ίση με τη μονάδα, διότι οι τιμές σε αυτά τα κανάλια βρίσκονται πάνω στην καμπύλη του συνεχούς. Το βάθος καναλιού ποσοτικοποιεί το ποσό της απορρόφησης και υπολογίζεται ανά κανάλι αφαιρώντας τη μονάδα από το αποτέλεσμα της αφαίρεσης του συνεχούς.

$$S_{cr} = \frac{S}{C} \quad (2.1)$$

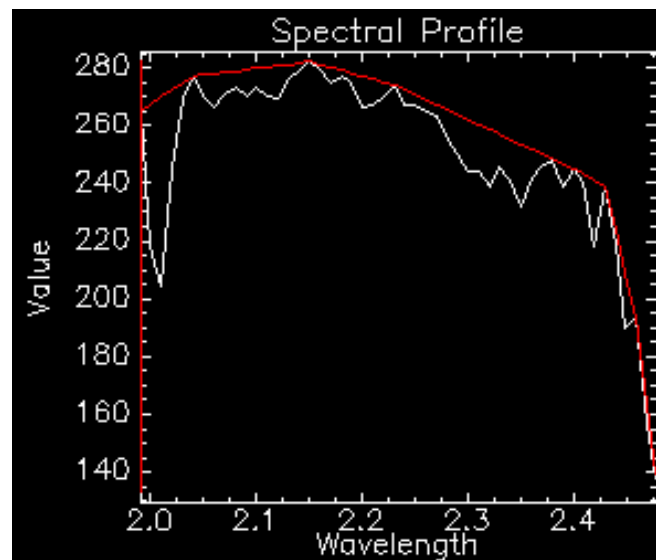
όπου: S_{cr} : Η καμπύλη της αφαίρεσης του συνεχούς, S : Η φασματική υπογραφή,
 C : Η καμπύλη του συνεχούς

Αξίζει να σημειωθεί ότι οι φασματικές υπογραφές χαρακτηρίζονται από θόρυβο, επομένως κατά τον σχηματισμό της καμπύλης του συνεχούς δεν πρέπει να λαμβάνονται υπόψη όλα τα τοπικά μέγιστα, έτσι ώστε να αναδειχθούν τα πραγματικά χαρακτηριστικά απορρόφησης (εικόνα 2.23). Επίσης, πρέπει να γίνεται εστίαση στο τμήμα της καμπύλης που βρίσκεται στο επίκεντρο του ενδιαφέροντος της εκάστοτε μελέτης.



Διάγραμμα 2.4: Η φασματική υπογραφή, η καμπύλη του συνεχούς και η αφαίρεση της καμπύλης του συνεχούς του καολινίτη (ορυκτό)

Πηγή: Divisão de Sensoriamento Remoto, ENVI Tutorial #9, n.d.



Εικόνα 2.23: Φασματική υπογραφή με θόρυβο (λευκό) και η καμπύλη του συνεχούς (κόκκινο)

Πηγή: ENVI 4.8 Help, Using continuum removal, n.d.

2.6.2 Φίλτρο Savitzky - Golay

Ο στόχος των φίλτρων εξομάλυνσης είναι η εξάλειψη του θορύβου από το σήμα με την ελάχιστη δυνατή παραμόρφωση του σήματος. Μία μη αυστηρή εξομάλυνση αφήνει πολύ θόρυβο στο σήμα, ενώ μία πολύ αυστηρή θα παράξει σήμα στο οποίο κάποια πληροφορία θα έχει χαθεί. Η εύρεση αυτής της ισορροπίας μπορεί να είναι δύσκολη και εξαρτάται από το σήμα και τον θόρυβο (Vivo-Truyols and Schoenmakers, 2006).

Το φίλτρο Savitzky - Golay (1964), επίσης γνωστό ως φίλτρο πολυωνμικής εξομάλυνσης ή φίλτρο εξομάλυνσης ελαχίστων τετραγώνων, είναι μία τεχνική εξομάλυνσης η οποία βελτιώνει σημαντικά το λόγο σήματος προς θόρυβο κάθε είδους σήματος. Αυτό το φίλτρο μπορεί να διατηρήσει το περιεχόμενο υψηλών συχνοτήτων του επιθυμητού σήματος καλύτερα από το φίλτρο μέσου όρου, αλλά αφαιρεί λιγότερο θόρυβο (Orfanidis, 2010). Εφαρμόζεται μέσω συνέλιξης σε οποιαδήποτε διαδοχικά δεδομένα όταν οι παρατηρήσεις βρίσκονται σε ένα σταθερό και όμοιο διάστημα. Η συνέλιξη μπορεί να νοηθεί ως ένα κινούμενο σταθμισμένο φίλτρο μέσου όρου (Chen et al., 2004) και οι συντελεστές της μπορούν να αποκτηθούν για όλες τις παρατηρήσεις, για όλους τους πολυωνμικούς βαθμούς και για όλες τις τάξεις παραγώγων (Luo, Ying and Bai, 2005).

Το συγκεκριμένο φίλτρο είναι ιδιαίτερα δημοφιλές λόγω της απλότητας και του χαμηλού υπολογιστικού κόστους. Ένα άλλο σημαντικό πλεονέκτημα είναι ότι παρέχει τις παραγώγους του σήματος χωρίς επιπρόσθετο υπολογιστικό κόστος, καθώς το εξομαλυμένο σήμα και οι παράγωγοι μπορούν να υπολογιστούν σε ένα βήμα. Αυτό το πλεονέκτημα είναι σημαντικό, διότι ο αριθμητικός υπολογισμός των παραγώγων αυξάνει τον θόρυβο (Vivo-Truyols and Schoenmakers, 2006).

Στον αλγόριθμο των Savitzky - Golay, η εξομάλυνση μπορεί να ρυθμιστεί με δύο παραμέτρους, δηλαδή με το μέγεθος του παραθύρου και τον βαθμό του πολυωνύμου. Μικρά μεγέθη παραθύρων και πολυώνυμα μεγάλου βαθμού παράγουν θορυβώδη σήματα, ενώ μεγάλα μεγέθη παραθύρων και πολυώνυμα μικρού βαθμού μπορεί να παράξουν παραμορφωμένα σήματα.

Παρακάτω παρουσιάζεται μία γενική περιγραφή του αλγόριθμου (Vivo-Truyols and Schoenmakers, 2006):

Υποθέτουμε ότι y_{exp} είναι ένα θορυβώδες σήμα m παρατηρήσεων στο οποίο έγινε δειγματοληψία σε ίσες αποστάσεις. Μπορούμε να υποθέσουμε ότι το y_{exp} περιέχει το θεωρητικό σήμα (\hat{y}) και το θόρυβο (e) :

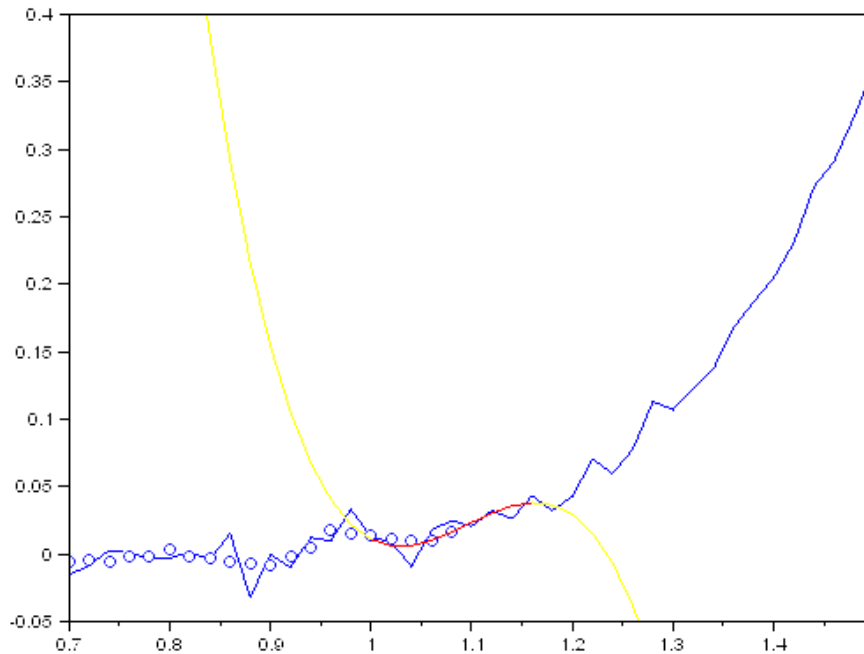
$$y_{exp} = \hat{y} + e$$

Τα βήματα του αλγόριθμου των Savitzky - Golay είναι τα ακόλουθα: (i) επιλέγεται ένα διάστημα δεδομένων (μέγεθος παραθύρου), (ii) μία πολυωνμική συνάρτηση χαμηλού βαθμού προσαρμόζεται στα δεδομένα μέσα σε αυτό το διάστημα και (iii) το σημείο του πολυωνύμου στο κέντρο του διαστήματος αντικαθιστά την αντίστοιχη παρατήρηση. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μετά την μετακίνηση του παραθύρου εμπρός κατά μία θέση. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ένα εξομαλυμένο σήμα (y_{smd}) το μήκος του οποίου (m') είναι:

$$m' = m - w + 1 \quad \text{όπου: } w: \text{ το μέγεθος του παραθύρου.}$$

Για να διατηρηθεί τουλάχιστον ένας βαθμός ελευθερίας, το μέγεθος του παραθύρου (w) πρέπει να είναι κατά τουλάχιστον μία μονάδα μεγαλύτερο από το βαθμό του πολυωνύμου (p) (δηλ. $w \geq p + 1$). Επίσης, πρέπει το μέγεθος του παραθύρου να είναι πάντα περιττός αριθμός.

Η διαδικασία προσαρμογής του πολυωνύμου στις παρατηρήσεις απεικονίζεται στο διάγραμμα 2.5.



Διάγραμμα 2.5: Προσαρμογή πολυωνύμου στις παρατηρήσεις
Πηγή: Wikipedia, Savitzky - Golay filter, 2016

Παρακάτω παρουσιάζεται αναλυτικά η διατύπωση του προβλήματος (Savitzky and Golay, 1964) :

Το γενικό πρόβλημα διαμορφώνεται ως εξής:

Ένα σύνολο $2m + 1$ διαδοχικών τιμών χρησιμοποιούνται για τον προσδιορισμό της καλύτερης προσαρμογής ενός πολυωνύμου βαθμού n (n μικρότερο από $2m + 1$) σε αυτές τις τιμές. Αυτό το πολυώνυμο έχει τη μορφή :

$$f_i = \sum_{k=0}^{k=n} b_{nk} i^k = b_{n0} + b_{n1} i + b_{n2} i^2 + \dots + b_{nn} i^n$$

Οι παράγωγοι αυτού του πολυωνύμου είναι:

$$\frac{df_i}{di} = b_{n1} + 2b_{n2} i + 3b_{n3} i^2 + \dots + nb_{nn} i^{n-1}$$

$$\frac{d^2f_i}{di^2} = 2b_{n2} + 3 \times 2b_{n3} i + \dots + (n-1)nb_{nn} i^{n-2}$$

$$\frac{d^n}{di^n} = n! b_{nn}$$

Σημειώνεται ότι στο σύστημα συντεταγμένων η τιμή του i κυμαίνεται από $-m$ μέχρι $+m$ και ισχύει ότι $i = 0$ στο κέντρο του συνόλου των $2m + 1$ τιμών. Άρα, η τιμή της παραγώγου τάξης s σε αυτό το σημείο δίνεται από τη σχέση:

$$\left(\frac{d^s f_i}{di^s}\right)_{i=0} = s! b_{ns} = a_{ns} \quad \text{όπου:}$$

$$f_0 = b_{n0} = a_{n0}, \quad \frac{df_0}{di} = b_{n1} = a_{n1}, \quad \frac{d^2 f_i}{di^2} = 2b_{n2} = a_{n2}$$

Το κριτήριο των ελαχίστων τετραγώνων απαιτεί το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών ανάμεσα στις τιμές των παρατηρήσεων y_i και στις τιμές που υπολογίστηκαν f_i να είναι ελάχιστο στο διάστημα που εξετάζεται. Επομένως, απαιτείται:

$$\frac{\partial}{\partial b_{nk}} \left[\sum_{i=-m}^{i=m} (f_i - y_i)^2 \right] = 0$$

Ελαχιστοποιώντας ως προς το b_{n0} , ισχύει:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial b_{n0}} \left[\sum_{i=-m}^{i=m} (b_{n0} + b_{n1}i + \dots + b_{nn}i^n - y_i)^2 \right] = \\ = 2 \sum_{i=-m}^{i=m} (b_{n0} + b_{n1}i + \dots + b_{nn}i^n - y_i) = 0 \end{aligned}$$

Ελαχιστοποιώντας ως προς το b_{n1} , ισχύει:

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial b_{n1}} \left[\sum_{i=-m}^{i=m} (b_{n0} + b_{n1}i + \dots + b_{nn}i^n - y_i)^2 \right] = \\ = 2 \sum_{i=-m}^{i=m} (b_{n0} + b_{n1}i + \dots + b_{nn}i^n - y_i)i = 0 \end{aligned}$$

Τέλος, ελαχιστοποιώντας ως προς το γενικό b_{nr} , ισχύει:

$$2 \sum_{i=-m}^{i=m} \left[\left(\sum_{k=0}^{k=n} b_{nk} i^k \right) - y_i \right] i^r = 0 \quad \text{ή} \quad \sum_{i=-m}^{i=m} \sum_{k=0}^{k=n} b_{nk} i^{k+r} = \sum_{i=-m}^{i=m} y_i i^r$$

Οι δείκτες των αθροισμάτων στο παραπάνω μέλος της εξίσωσης μπορούν να ανταλλαχθούν ως εξής:

$$\sum_{i=-m}^{i=m} \sum_{k=0}^{k=n} b_{nk} i^{k+r} = \sum_{k=0}^{k=n} \sum_{i=-m}^{i=m} b_{nk} i^{k+r}$$

και τελικά, εφόσον το b_{nk} είναι ανεξάρτητο του i , ισχύει:

$$\sum_{k=0}^{k=n} b_{nk} \sum_{i=-m}^{i=m} i^{k+r} = \sum_{i=-m}^{i=m} y_i i^r = F_k \quad \eta \quad \sum_{k=0}^{k=n} b_{nk} S_{r+k} = F_k \quad \text{όπου:}$$

$$S_{r+k} = \sum_{i=-m}^{i=m} i^{r+k} \quad \text{και} \quad F_k = \sum_{i=-m}^{i=m} i^k y_i$$

Σημειώνεται ότι $S_{r+k} = 0$ για περιττούς αριθμούς των $r+k$. Εφόσον το S_{r+k} υπάρχει για ζυγούς αριθμούς του $r+k$ μόνο, το σύνολο των $n+1$ εξισώσεων μπορεί να χωριστεί σε δύο σύνολα, ένα για ζυγούς αριθμούς του k και ένα για περιττούς αριθμούς.

Οι συντελεστές των y_i συνιστούν τους ακέραιους συντελεστές του φίλτρου συνέλιξης. Οι Savitzky και Golay δίνουν πίνακες των συντελεστών της εξομάλυνσης και της παραγωγίσης για πολυώνυμα μέχρι 6^{ου} βαθμού (πίνακας 2.2). Οι πίνακες συνολικά είναι έντεκα. Ο μέγιστος αριθμός σημείων σε αυτούς τους πίνακες είναι 25.

Από τα παραπάνω συμπεραίνουμε ότι η τεχνική των Savitzky - Golay μέσω συνέλιξης βασίζεται στην προσαρμογή $n (= 2m + 1)$ όπου m ένας θετικός ακέραιος από 1 έως 12) ισαπέχοντων παρατηρήσεων σε ένα πολυώνυμο. Αυτά τα n σημεία είναι υποσύνολο μίας μεγαλύτερης ομάδας N σημείων και για να εξομαλυνθεί ολόκληρο το σύνολο σημείων, εφαρμόζεται ένα κινούμενο φίλτρο σταθμισμένου μέσου όρου.

Γενικές εξισώσεις για την εξομάλυνση χρησιμοποιώντας κινούμενο μέσο όρο μπορούν να βρεθούν στη βιβλιογραφία (Whittaker and Robinson, 1944) (Guest, 1961) (Kendall and Stuart, 1966). Οι Savitzky και Golay επισήμαναν ότι η εφαρμογή αυτών των εξισώσεων είναι ισοδύναμη με τη συνέλιξη ενός πίνακα σημείων που ισαπέχουν με ένα σύνολο συντελεστών που παράγονται από προσαρμογή με εξισώσεις ελαχίστων τετραγώνων. Επίσης, επισήμαναν ότι ενώ ο μηδενικός συντελεστής του πολυωνύμου δίνει την εξομαλυμένη τιμή της μεσαίας παρατήρησης, οι άλλοι συντελεστές αντιστοιχούν στις εξομαλυμένες τιμές των αντίστοιχων παραγώγων στο μεσαίο σημείο του πίνακα, διαιρεμένες με τα παραγοντικά που δηλώνουν τις τάξεις τους (Madden, 1978).

Γενικές εξισώσεις για τους συντελεστές εξομάλυνσης για πολυώνυμα βαθμού 2 έως 5 έχουν δημοσιευτεί (Nerst, 1966) (Wilson and Edwards, 1976) (Whittaker and Robinson, 1944). Επίσης, έχουν δημοσιευτεί εξισώσεις για τους συντελεστές παραγώγων τάξης 1 έως 5. Με τις 11 εξισώσεις του πίνακα 2.3 μπορεί εύκολα να γίνει επέκταση σε όλους τους πίνακες του άρθρου των Savitzky - Golay (1964) χωρίς να υπάρχει όριο στον αριθμό των σημείων (Madden, 1978). Οι συντελεστές που δίνονται στους πίνακες των Savitzky - Golay είναι όλοι ακέραιοι και αντιστοιχούν στους αριθμητές των εξισώσεων I έως XI στον πίνακα 2.3 (Madden, 1978). Πρέπει να σημειωθεί ωστόσο ότι οι συντελεστές των παραγώγων είναι όλοι μικρότεροι της μονάδας (Madden, 1978). Άρα, πριν τη χρήση των ακέραιων συντελεστών από τους πίνακες των Savitzky - Golay, αυτοί οι ακέραιοι πρέπει να διαιρεθούν με έναν παράγοντα κανονικοποίησης ο οποίος δίνεται επίσης ως ακέραιος, για να αποκτηθεί ο σωστός

συντελεστής, ο οποίος ικανοποιεί τη συνθήκη κανονικοποίησης (Madden, 1978). Οι παρονομαστές των εξισώσεων I έως XI (πίνακας 2.3) δίνουν τους ακέραιους παράγοντες κανονικοποίησης των πινάκων των Savitzky - Golay (Madden, 1978).

CONVOLUTES	SMOOTHING		QUADRATIC	CUBIC	A20	A30					
POINTS	25	23	21	19	17	15	13	11	9	7	5
-12	-253										
-11	-138	-42									
-10	-33	-21	-171								
-09	62	-2	-76	-136							
-08	147	15	9	-51	-21						
-07	222	30	84	24	-6	-78					
-06	287	43	149	89	7	-13	-11				
-05	322	54	204	144	18	42	0	-36			
-04	387	63	249	189	27	87	9	9	-21		
-03	422	70	284	224	34	122	16	44	14	-2	
-02	447	75	309	249	39	147	21	69	39	3	-3
-01	462	78	324	264	42	162	24	84	54	6	12
00	467	79	329	269	43	167	25	89	59	7	17
01	462	78	324	264	42	162	24	84	54	6	12
02	447	75	309	249	39	147	21	69	39	3	-3
03	422	70	284	224	34	122	16	44	14	-2	
04	387	63	249	189	27	87	9	9	-21		
05	322	54	204	144	18	42	0	-36			
06	287	43	149	89	7	-13	-11				
07	222	30	84	24	-6	-78					
08	147	15	9	-51	-21						
09	62	-2	-76	-136							
10	-33	-21	-171								
11	-138	-42									
12	-253										
NORM	5175	8059	3059	2261	323	1105	143	429	231	21	35

Πίνακας 2.2: Πίνακας των συντελεστών των πολωνύμων εξομάλυνσης 3^{ου} και 4^{ου} βαθμού
Πηγή: Savitzky and Golay, Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures, 1964

equation no.	order of smoothed derivative (q)	order of polynomial (j)	equation for $p_s^{(q)}$
I	0	2 or 3	$p_s^{(0)} = \frac{3(3m^2 + 3m - 1 - 5s^2)}{(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)}$
II	0	4 or 5	$p_s^{(0)} = \left(\frac{15}{4}\right) \frac{(15m^4 + 30m^3 - 35m^2 - 50m + 12) - 35(2m^2 + 2m - 3)s^2 + 63s^4}{(2m + 5)(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)(2m - 3)}$
III	1	2	$p_s^{(1)} = \frac{3s}{(2m + 1)(m + 1)(m)}$
IV	1	3 or 4	$p_s^{(1)} = \frac{5\{5(3m^4 + 6m^3 - 3m + 1)s - 7(3m^2 + 3m - 1)s^3\}}{(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)(m + 2)(m + 1)(m)(m - 1)}$
V	1	5 or 6	$p_s^{(1)} = \left(\frac{21}{4}\right) \left\{ 7(25m^8 + 100m^7 - 50m^6 - 500m^5 - 95m^4 + 760m^3 + 180m^2 - 300m + 72)s \right. \\ \left. - 105(6m^6 + 18m^5 - 15m^4 - 60m^3 + 17m^2 + 50m - 12)s^3 \right. \\ \left. + 33(15m^4 + 30m^3 - 35m^2 - 50m + 12)s^5 \right\} \\ + \left\{ (2m + 5)(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)(2m - 3)(m + 3)(m + 2)(m + 1)(m)(m - 1)(m - 2) \right\}$
VI	2	2 or 3	$p_s^{(2)} = \frac{30\{3s^2 - m(m + 1)\}}{(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)(m + 1)(m)}$
VII	2	4 or 5	$p_s^{(2)} = \left(\frac{-105}{2}\right) \frac{15(6m^2 + 6m - 5)s^4 - 21(4m^4 + 8m^3 - 4m^2 - 8m + 5)s^2 + 5m(2m^5 + 6m^4 - m^3 - 12m^2 - m + 6)}{(2m + 5)(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)(2m - 3)(m + 2)(m + 1)(m)(m - 1)}$
VIII	3	3 or 4	$p_s^{(3)} = \frac{210\{5s^3 - (3m^2 + 3m - 1)s\}}{(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)(m + 2)(m + 1)(m)(m - 1)}$
IX	3	5 or 6	$p_s^{(3)} = \left(\frac{-945}{2}\right) \left\{ 7(6m^6 + 18m^5 - 15m^4 - 60m^3 + 17m^2 - 50m - 12)s \right. \\ \left. - 15(12m^4 + 24m^3 - 28m^2 - 40m + 39)s^3 + 77(2m^2 + 2m - 3)s^5 \right\} \\ + \left\{ (2m + 5)(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)(2m - 3)(m + 3)(m + 2)(m + 1)(m)(m - 1)(m - 2) \right\}$
X	4	4 or 5	$p_s^{(4)} = \frac{(1890)\{3m(m^2 + 2m^2 - m - 2) - 5(6m^2 + 6m - 5)s^2 + 35s^4\}}{(2m + 5)(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)(2m - 3)(m + 2)(m + 1)(m)(m - 1)}$
XI	5	5 or 6	$p_s^{(5)} = \frac{(20790)\{(15m^4 + 30m^3 - 35m^2 - 50m + 12)s - 35(2m^2 + 2m - 3)s^3 + 63s^5\}}{(2m + 5)(2m + 3)(2m + 1)(2m - 1)(2m - 3)(m + 3)(m + 2)(m + 1)(m)(m - 1)(m - 2)}$

Πίνακας 2.3: Γενικές εξισώσεις των συντελεστών των πολωνύμων εξομάλυνσης και των παραγώγων

Πηγή: Madden, Comments on the Savitzky-Golay Convolution Method for Least-Squares Fit Smoothing and Differentiation of Digital Data, 1978

2.7 Μέθοδος Ταξινόμησης του Jenks

Η μέθοδος βελτιστοποίησης του Jenks (Jenks optimization method) ή αλλιώς η μέθοδος ταξινόμησης με φυσικά όρια του Jenks (Jenks natural breaks classification method) αναδεικνύει τα «φυσικά όρια», δηλαδή τα κενά που υπάρχουν στα δεδομένα. Αναλυτικότερα, είναι μία μέθοδος ταξινόμησης μονοδιάστατων δεδομένων (1d data clustering) με στόχο το βέλτιστο προσδιορισμό της οργάνωσης των τιμών σε διαφορετικές κλάσεις. Αυτό επιτυγχάνεται με την ελαχιστοποίηση της απόκλισης της κάθε κλάσης από τη μέση τιμή της και παράλληλα με τη μεγιστοποίηση της απόκλισης από τη μέση τιμή των υπόλοιπων ομάδων. Με άλλα λόγια, ο σκοπός της μεθόδου είναι η μείωση της διασποράς εντός των κλάσεων και η μεγιστοποίηση της διασποράς μεταξύ των κλάσεων (Jenks, 1967) (McMaster, 1997). Με τη μέθοδο Jenks αναδεικνύονται τα «φυσικά όρια», δηλαδή τα κενά που υπάρχουν στα δεδομένα.

Ο στόχος του Jenks στην ανάπτυξη της συγκεκριμένης μεθόδου ήταν η δημιουργία ενός χάρτη ο οποίος θα ήταν απόλυτα ακριβής όσον αφορά την αναπαράσταση των χωρικών ιδιοτήτων των δεδομένων. Ακολουθώντας αυτή τη διαδικασία, ο Jenks ισχυρίστηκε ότι η αβεβαιότητα («blanket of error») μπορεί να κατανεμηθεί ομοιόμορφα στην επιφάνεια του χάρτη. Ο ίδιος εφάρμοσε τη μέθοδο με τη πρόθεση να χρησιμοποιήσει λιγότερες από επτά κλάσεις, διότι αυτό είναι το όριο στη χρήση διαφορετικών τόνων μίας απόχρωσης στους χωροπληθείς χάρτες (Jenks, 1967). Ένας χωροπληθής χάρτης είναι ένας θεματικός χάρτης στον οποίο χρησιμοποιούνται τεχνικές οπτικής απεικόνισης με στόχο την ανάδειξη της μεταβλητότητας των μετρήσεων στατιστικών μεταβλητών (π.χ. πυκνότητα πληθυσμού) σε μία περιοχή.

Η μέθοδος απαιτεί μία επαναληπτική διαδικασία κατά την οποία τα όρια των κλάσεων συνεχώς μεταβάλλονται έως ότου επιτευχθεί η ελάχιστη διασπορά (variation) μέσα στις κλάσεις. Η διαδικασία εφαρμόζεται σε τιμές οι οποίες έχουν διαταχτεί σε σειρά (π.χ. αύξουσα) και ξεκινά με κάποια αυθαίρετα όρια στις κλάσεις, ο αριθμός των οποίων είναι εξ' αρχής γνωστός (δίνεται από το χρήστη).

Ο παρακάτω αλγόριθμος παρουσιάζει έναν τρόπο με τον οποίο μπορεί αυτό να επιτευχθεί (Drake, 2012):

Βήματα αλγόριθμου

1. Διατάσσονται οι τιμές σε αύξουσα σειρά. Αν ο αριθμός των μοναδικών τιμών είναι ίδιος με τον αριθμό των κλάσεων τότε κάθε αριθμός αποτελεί μία κλάση.
2. Τοποθετείται σε κάθε κλάση ίδιος αριθμός τιμών. Στην αρχική ταξινόμηση είναι πιθανό ίδιες τιμές να έχουν τοποθετηθεί σε δύο διαφορετικές κλάσεις. Αν αυτό συμβαίνει, τότε μετακινούνται οι κοινές τιμές στη μία και στην άλλη κλάση και στη συνέχεια υπολογίζεται η διασπορά (variation - εξίσωση 2.2). Τελικά οι τιμές θα τοποθετηθούν στην κλάση με τη μικρότερη διασπορά.

$$\sum_{i=0}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (2.2)$$

3. Ελέγχονται οι κλάσεις για να διαπιστωθεί αν υπάρχουν κλάσεις με μία τιμή. Τότε μετακινούνται και οι υπόλοιπες κοινές τιμές σε αυτήν.

4. Παρατηρούνται η μέγιστη και η ελάχιστη τιμή της κάθε κλάσης και προσδιορίζεται αν πρέπει να μετακινηθούν στις γειτονικές κλάσεις ή όχι. Αυτό γίνεται μετακινώντας την τιμή που μας ενδιαφέρει στη γειτονική κλάση και στη συνέχεια υπολογίζοντας τη διασπορά. Η τιμή θα τοποθετηθεί στην κλάση με τη μικρότερη διασπορά.

5. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου να μην χρειάζονται άλλες μετακινήσεις. Δεν εξετάζονται οι ενδιάμεσες τιμές διότι αν μετακινηθούν θα χαθεί η αύξουσα σειρά. Επίσης, δεν εξετάζονται η ελάχιστη και η μέγιστη τιμή των δεδομένων διότι παραμένουν στην ελάχιστη και μέγιστη κλάση αντίστοιχα.

Μετά το τέλος της διαδικασίας μπορεί να υπολογιστεί ο δείκτης GVF (Goodness of Variance Fit) για να εξεταστεί πόσο καλά προσαρμόζεται στα δεδομένα η τελική ταξινόμηση. Για να υπολογιστεί αυτός ο δείκτης πρέπει πρώτα να προσδιοριστεί η διασπορά όλου του εύρους των τιμών (χωρίς να έχουν χωριστεί σε κλάσεις). Στη συνέχεια, πρέπει από την προηγούμενη διασπορά να αφαιρεθεί το άθροισμα των διασπορών των κλάσεων και η διαφορά να διαιρεθεί με την διασπορά όλου του εύρους των τιμών. Αυτός ο δείκτης παίρνει τιμές από 0 έως 1. Όσο περισσότερο η τιμή του δείκτη πλησιάζει τη μονάδα, τόσο καλύτερα προσαρμόζονται οι κλάσεις στα δεδομένα.

$$GVF = \frac{\sum_{i=1}^k (x_i - \bar{x})^2 - \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^{n_j} (x_i - \bar{x}_j)^2}{\sum_{i=1}^k (x_i - \bar{x})^2}$$

όπου: m: ο αριθμός των κλάσεων

n: ο αριθμός των τιμών της κάθε κλάσης

k: ο συνολικός αριθμός των τιμών

\bar{x} : η μέση τιμή όλων των τιμών

2.8 Διαδικασία Εξαγωγής Αμιγών Στόχων (Endmembers)

Σε αυτήν την ενότητα επεξηγείται η έννοια του αμιγούς στόχου και περιγράφονται οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν συνδυαστικά στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία για να οδηγήσουν στην εξαγωγή τους.

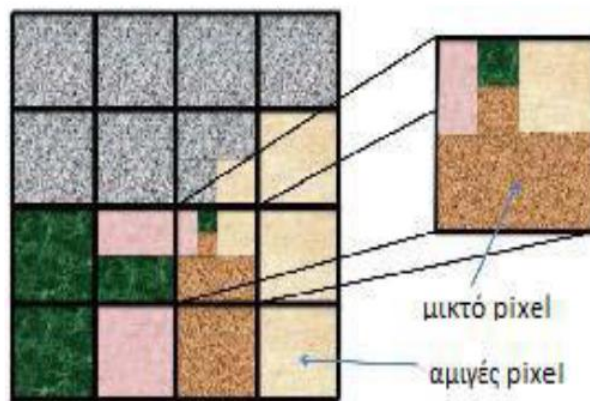
2.8.1 Φασματικός διαχωρισμός

Η ιδεατή, αμιγής φασματική υπογραφή ενός αντικειμένου μιας απεικόνισης καλείται αμιγής φασματικός στόχος (endmember) (Schowengerdt, 1997) (εικόνα 2.24). Τα endmembers συνήθως προσδιορίζονται σε εργαστηριακές συνθήκες όπου οι φασματικές υπογραφές της ανακλαστικότητας αποκτώνται χρησιμοποιώντας φορητό φασματοραδιόμετρο το οποίο στοχεύει σε μία μόνο επιφάνεια. Ωστόσο, οι υπογραφές τους μπορούν να εξαχθούν και από εικόνα. Η διαδικασία ανάλυσης των εικονοστοιχείων μιας απεικόνισης στους επιμέρους αμιγείς φασματικούς στόχους και στα αντίστοιχα ποσοστά συμμετοχής τους (abundances), καλείται φασματικός διαχωρισμός (spectral unmixing).

Η ανάλυση των υπερφασματικών εικόνων συχνά εκτελείται με στόχο την ταυτοποίηση και τη χαρτογράφηση των αντικειμένων σε μία εικόνα. Συχνά αυτή η ανάλυση απαιτεί την ταυτοποίηση των αμιγών στόχων (endmembers), οι οποίοι είναι φασματικές υπογραφές που

αποτελούν συστατικά των υπόλοιπων φασματικών υπογραφών. Τα endmembers έπειτα χρησιμοποιούνται για την εκτέλεση της διαδικασίας του φασματικού διαχωρισμού.

Τα υπερφασματικά δεδομένα παρουσιάζουν δυσκολία στην επεξεργασία τους, καθώς μπορούν να αποτελούνται από εκατοντάδες κανάλια. Ένα αναγκαίο πρώτο βήμα είναι η μείωση της διάστασης των δεδομένων σε λίγα σημαντικά κανάλια. Οι μέθοδοι που συνήθως χρησιμοποιούνται για τη μείωση της διάστασης είναι οι ορθογώνιες προβολές σε υπόχωρους (Orthogonal Subspace Projections - OSPs) και ο φασματικός διαχωρισμός. Ο φασματικός διαχωρισμός πλεονεκτεί έναντι των ορθογώνιων υποχωρικών προβολών, διότι η μετασχηματισμένη εικόνα έχει φυσική σχέση με την αρχική πέρα από τη μαθηματική, καθώς απεικονίζει τα ποσοστά της αφθονίας του κάθε endmember σε κάθε pixel (Winter, 2004).



Εικόνα 2.24: Αμιγές και μικτό pixel
Πηγή: Orfeo - toolbox, Hyperspectral, 2012

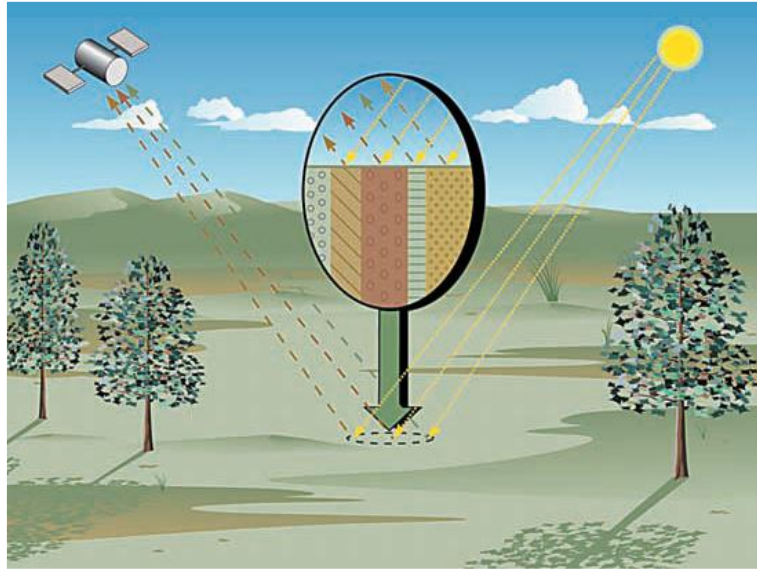
Συνοπτικά, τα βήματα του φασματικού διαχωρισμού είναι: a) ο προσδιορισμός της διάστασης του υπόχωρου στον οποίο υπάρχει πληροφορία, η οποία σχετίζεται άμεσα με τον αριθμό των endmembers, b) η εξαγωγή των endmembers και c) η εφαρμογή μοντέλου της αφθονίας των endmembers.

Τα endmembers σε μία εικόνα είναι συχνά άγνωστα. Μία εικόνα μπορεί να ταξινομηθεί χρησιμοποιώντας εργαστηριακά δεδομένα, αλλά αυτό απαιτεί την μετατροπή των τιμών της από ακτινοβολία (radiance) σε ανακλαστικότητα (reflectance). Μία πιο αποτελεσματική προσέγγιση είναι ο προσδιορισμός των υπογραφών των αμιγών στόχων μόνο από την πληροφορία που περιέχεται στην εικόνα (Winter, 2004).

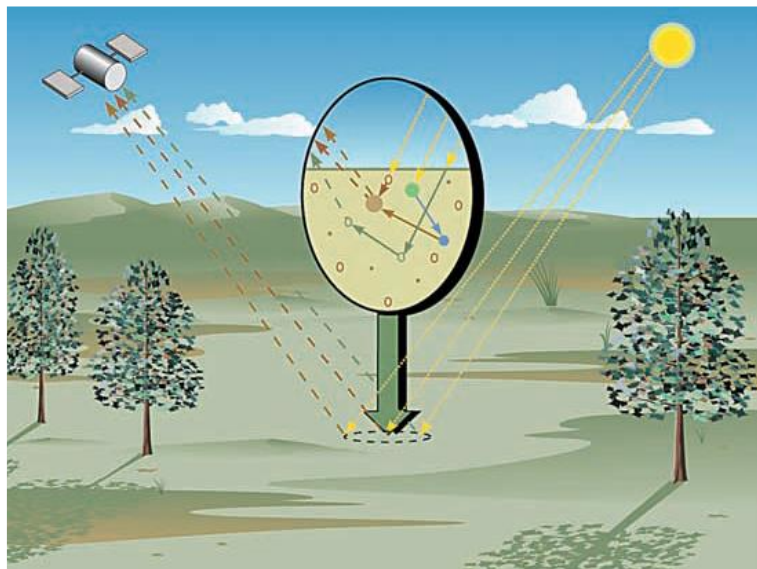
Ένας τέλειος αλγόριθμος για τον προσδιορισμό των endmembers θα τα προσδιόριζε απευθείας από την εικόνα ανεξάρτητα από τη σύνθεση ή το θόρυβο, χωρίς καμία a priori γνώση (Winter, 1999). Ωστόσο, εξαιτίας της μαθηματικής πολυπλοκότητας του προβλήματος και τις ατέλειες που υφίστανται στα πραγματικά δεδομένα, ένας πιο ρεαλιστικός στόχος είναι ο προσδιορισμός αναγνωρίσιμων φασματικών υπογραφών και η παραγωγή χρήσιμων χαρτών αφθονίας. Οι αναγνωρίσιμες φασματικές υπογραφές επιτρέπουν τον προσδιορισμό του πραγματικού αμιγούς στόχου από μία βιβλιοθήκη φασματικών υπογραφών, ενώ οι χάρτες αφθονίας δείχνουν τη σχετική ποσότητα του κάθε endmember σε κάθε pixel.

Η τεχνική με την οποία μπορούν να ανιχνευθούν τα διαφορετικά υλικά ενός μικτού εικονοστοιχείου εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τον τρόπο με τον οποίο είναι αναμιγμένα και από τον τρόπο με τον οποίο ως σύνολο σκεδάζουν την προσπίπτουσα ηλιακή ακτινοβολία. Σύμφωνα με αυτή την παραδοχή διακρίνονται δύο μοντέλα ανάμιξης: το γραμμικό και το μη

γραμμικό. Το γραμμικό μοντέλο εφαρμόζεται όταν τα endmembers απεικονίζονται με διακριτά πρότυπα παρομοιάζοντας τα τετράγωνα σε μία σκακιέρα (Singer and McCord, 1979) (εικόνα 2.25). Τα μη γραμμικά μοντέλα φασματικής ανάμιξης εφαρμόζονται όταν δεν εφαρμόζεται το γραμμικό μοντέλο (εικόνα 2.26). Για παράδειγμα, αυτό το μοντέλο δεν εφαρμόζεται σε περιπτώσεις εσωτερικής ανάμιξης (intimate mixing) των ορυκτών στους βράχους, όπου οι εσωτερικές ανακλάσεις είναι σημαντικές, και στο ρηχό νερό, διότι αναμιγνύεται μη γραμμικά με το βυθισμένο ίζημα (διαφορετικά στρώματα) (Winter, 2004). Ωστόσο, το γραμμικό μοντέλο ανάμιξης εφαρμόζεται αποτελεσματικά στις περισσότερες εφαρμογές ανάλυσης υπερφασματικών δεδομένων.



Εικόνα 2.25: Γραμμικό μοντέλο ανάμιξης
Πηγή: Keshava, and Mustard, Spectral unmixing, 2002



Εικόνα 2.26: Μη γραμμικό μοντέλο ανάμιξης
Πηγή: Keshava, and Mustard, Spectral unmixing, 2002

Σε ένα γραμμικό μοντέλο ανάμιξης η υπογραφή κάθε pixel μπορεί να εκφραστεί ως γραμμικός συνδυασμός των υπογραφών που αποτελούν συστατικά της. Η μαθηματική έκφραση είναι η εξής:

$$p_{ij} = \sum_{k=1}^m e_{ik} c_{kj} + \varepsilon \quad (2.3)$$

όπου: p_{ij} : η ακτινοβολία ή ανακλαστικότητα στο μήκος κύματος i για το pixel j
 m : ο αριθμός των αμιγών στόχων της εικόνας
 e_{ik} : η ακτινοβολία ή ανακλαστικότητα του αμιγούς στόχου k στο κανάλι i
 c_{kj} : η αφθονία του αμιγούς στόχου k στο pixel j
 ε : επίδραση του τυχαίου θορύβου Gauss

Οι αφθονίες πρέπει να έχουν άθροισμα τη μονάδα, καθώς η συνεισφορά όλων των καθαρών στόχων δεν μπορεί να υπερβεί το 100%. Αν $c_{kj} \approx 1$ για οποιαδήποτε συνεισφορά κάποιου endmember σε κάποιο pixel, οι συνεισφορές των υπόλοιπων καθαρών στόχων πρέπει να τείνουν στο μηδέν. Επομένως, το εν λόγω pixel μπορεί να ταξινομηθεί ως αμιγής στόχος.

Μία επιπλέον εξίσωση χρησιμοποιείται για να επιβληθεί η παραπάνω δέσμευση:

$$\sum_{i=1}^m c_{ij} = 1 \quad (2.4)$$

Επιπλέον, οι αρνητικές αφθονίες δεν είναι φυσικώς δυνατές, επομένως επιβάλλεται η παρακάτω επιπρόσθετη δέσμευση.

$$c_{ij} > 0 \quad (2.5)$$

Ο συνδυασμός των εξισώσεων (2.3) και (2.4) εκπροσωπούν ένα γραμμικό σύστημα. Αυτό το αλγεβρικό μοντέλο μπορεί να προσεγγιστεί γεωμετρικά για να κατανοηθεί ευκολότερα. Στο εν λόγω μοντέλο κάθε pixel που έχει τιμές σε n κανάλια σε μία υπερφασματική εικόνα θεωρείται ως n σημείο σε ένα χώρο n διαστάσεων όπου οι άξονες ορίζονται από τα κανάλια. Οι υποχωρικές προβολές (π.χ. Ανάλυση Κύριων Συνιστωσών - PCA) περιστρέφουν τα υπερφασματικά δεδομένα ως προς ένα σύνολο διαφορετικών αξόνων παραλείποντας τους λιγότερο σημαντικούς για την περιγραφή των δεδομένων. Κατά παρόμοιο τρόπο, ο φασματικός διαχωρισμός λειτουργεί σαν ένας αφινικός μετασχηματισμός, ο οποίος αλλάζει την κλίμακα των δεδομένων, τα περιστρέφει και τα μεταφράζει σε ένα «φυσικό» σύστημα συντεταγμένων (Winter, 2004).

Γεωμετρικά, οι εξισώσεις 2.3 και 2.4 σχηματίζουν ένα simplex το οποίο εγκλείει έναν χώρο n διαστάσεων που ορίζεται από κάθε κανάλι της εικόνας τα οποία δρουν ως άξονες. Ένα simplex είναι το απλούστερο, μη εκφυλισμένο γεωμετρικό αντικείμενο το οποίο μπορεί να περιέχεται σε έναν χώρο δεδομένης διάστασης. Για παράδειγμα, στον διδιάστατο χώρο το simplex είναι ένα τρίγωνο το οποίο αποτελείται από τρεις κορυφές, ενώ στον τρισδιάστατο χώρο το simplex είναι ένα τετράεδρο. Οι κορυφές του simplex αντιπροσωπεύουν τους αμιγείς στόχους, ενώ ο χώρος εσωτερικά του simplex αντιστοιχεί σε υπογραφές αναμιγμένες από τους αμιγείς στόχους με βάση τις εξισώσεις 2.3, 2.4 και 2.5. Αυτή η γεωμετρική σχέση παραμένει αμετάβλητη από στροφές και επομένως οι προαναφερθείσες εξισώσεις (2.3, 2.4, 2.5) δεν αλλάζουν μετά την

εφαρμογή ενός μετασχηματισμού που προβάλλει τα δεδομένα σε κάποιον υπόχωρο (Winter, 2004).

Το simplex εκπροσωπεί την απλούστερη μορφή ενός κυρτού συνόλου. Ένα κυρτό σύνολο είναι ένα σύνολο σημείων στον χώρο το οποίο περιβάλλει τα σημεία ενός μεγαλύτερου συνόλου κατά τέτοιο τρόπο έτσι ώστε μία γραμμή που ενώνει οποιαδήποτε δύο σημεία να διέρχεται μόνο εσωτερικά του συνόλου. Ένα κυρτό σύνολο μπορεί να οριστεί για οποιονδήποτε αριθμό σημείων σε έναν χώρο αυθαίρετης διάστασης (Winter, 2004). Για γραμμικώς μικτά υπερφασματικά δεδομένα, οι φασματικές υπογραφές των endmembers αντιπροσωπεύουν ένα κυρτό σύνολο.

Τα ιδιαίτερα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των γραμμικώς αναμιγμένων υπερφασματικών δεδομένων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να σχηματίσουν έναν αλγόριθμο ο οποίος θα εντοπίζει φασματικές υπογραφές αμιγών στόχων. Μόλις τα αμιγή pixel της εικόνας εντοπιστούν, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η φασματική τους υπογραφή για να διαχωρίσει την αρχική εικόνα. Με αυτόν τον τρόπο παράγονται ένα σύνολο από εικόνες οι οποίες δείχνουν το ποσοστό της αφθονίας κάθε endmember σε κάθε pixel. Οι αφθονίες προσδιορίζονται μέσω της επίλυσης της εξίσωσης (2.3) με μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων. Ο προσδιορισμός των ποσοστών αφθονίας (c_k) για κάποιο δεδομένο endmember (p_k) με τη χρήση της μεθόδου των ελαχίστων τετραγώνων δίνεται από τη παρακάτω σχέση:

$$c_k = (\mathbf{E}^T \mathbf{E})^{-1} \mathbf{E}^T p_k$$

όπου \mathbf{E} : πίνακας του οποίου στήλες είναι οι υπογραφές των endmembers

2.8.2 Εύρεση του φασματικού υπόχωρου του σήματος (Μέθοδος ODM (Outlier Detection Method))

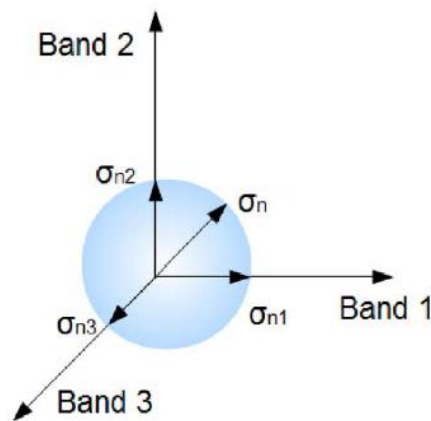
Η μέθοδος που περιγράφεται σε αυτό το κεφάλαιο είναι αυτή που αναπτύχθηκε από Ανδρέου Χ. και Καραθανάση Β. (2014).

Η μέθοδος ODM (Outlier Detection Method) (Andreou and Karathanassi, 2014) είναι ένας τρόπος εκτίμησης του φασματικού υπόχωρου του σήματος η οποία είναι πλήρως αυτόματη και μη παραμετρική. Η συγκεκριμένη μέθοδος θεωρεί τον θόρυβο ως στατιστικό δεδομένο και το σήμα ως ανωμαλία του θορύβου. Ως στατιστική ανωμαλία εννοείται η παρατήρηση η οποία διαφοροποιείται τόσο από τις υπόλοιπες που εγείρει υπόνοιες ότι δημιουργήθηκε από κάποιον άλλο μηχανισμό (Hawkins, 1980). Σε αντίθεση με αντίστοιχες μεθόδους εκτίμησης του πλήθους των αμιγών στόχων, οι οποίες εστιάζουν στον υπόχωρο του σήματος, η μέθοδος ODM επικεντρώνεται στον υπόχωρο του θορύβου. Έτσι, αξιοποιεί το γεγονός ότι ο γεωμετρικός τύπος του θορύβου σε μία εικόνα που έχει υποστεί τον μετασχηματισμό MNF είναι η υπερσφαίρα ακτίνας σ_n στις n διαστάσεις, όπου n ο αριθμός των καναλιών. Άρα, οι συνιστώσες του σήματος μπορούν να θεωρηθούν ως ακραίες τιμές (outliers) της υπερσφαίρας θορύβου (Andreou and Karathanassi, 2014).

Η τεκμηρίωση και τα βήματα της μεθόδου περιγράφονται στις επόμενες τέσσερις υποενότητες αναλυτικά.

2.8.2.1. Υπερσφαίρα θορύβου

Με βάση τη θεωρία της πληροφορικής (Shannon, 1949) (Pierce, 1980) το διάνυσμα λευκού Γκαουσιανού θορύβου $n \sim N(0, \sigma_n^2 I)$ έχει σταθερή πυκνότητα θορύβου N_0 . Είναι σφαιρικά συμμετρικό σε όλες τις κατευθύνσεις στο φασματικό χώρο και βρίσκεται στην επιφάνεια μίας υπερσφαίρας με ακτίνα ίση με σ_n (Andreou and Karathanassi, 2014). Πιο συγκεκριμένα, σε μία υπερσφαίρα L διαστάσεων, η απόσταση του σημείου $n = [n_1, n_2, \dots, n_L]^T$ από το μηδέν (origin point) είναι $r_n = \sqrt{n_1^2 + n_2^2 + \dots + n_L^2}$ και η απόσταση του κανονικοποιημένου διανύσματος θορύβου είναι $\frac{r_n}{\sqrt{L}}$ το οποίο είναι το σ_n . Επομένως, $\sigma_{n1} = \sigma_{n2} = \dots = \sigma_{nL}$ είναι οι τυπικές αποκλίσεις του κανονικοποιημένου διανύσματος θορύβου σε κάθε διάσταση της υπερσφαίρας και είναι ίσες με την ακτίνα της. Για το διάνυσμα του σήματος x ισχύει $\sigma_x > \sigma_n$ και εφόσον το σ_x ποικίλει σε όλες τις κατευθύνσεις, βρίσκεται σε ένα υπερελλειψοειδές (Andreou and Karathanassi, 2014).



Εικόνα 2.27: Απεικόνιση της υπερσφαίρας θορύβου σε 3 διαστάσεις

Πηγή: Andreou and Karathanassi, Estimation of the Number of Endmembers Using Robust Outlier Detection Method, 2014

2.8.2.2. Μετασχηματισμός Minimum Noise Fraction (MNF)

Ο μετασχηματισμός PC (Principal Components) δεν παράγει πάντα εικόνες στις οποίες μειώνεται σταθερά η ποιότητα της εικόνας με την αύξηση του αριθμού της συνιστώσας. Οι Green et al. (1988) έθεσαν λοιπόν το ερώτημα: Είναι δυνατόν να σχεδιαστεί ένας γραμμικός μετασχηματισμός που θα εκτελεί πάντα αυτή τη λειτουργία; Η απάντηση στηρίχτηκε στη χρήση μίας από τις πιο γνωστές μεθόδους μέτρησης της ποιότητας της εικόνας, δηλαδή τον λόγο σήματος προς θόρυβο. Άρα, αντί να επιλέγονται οι καινούριες συνιστώσες με στόχο τη μεγιστοποίηση της διασποράς, επιλέγονται με στόχο τη μεγιστοποίηση του λόγου σήματος προς θόρυβο (signal to noise ratio - SNR).

Ο μετασχηματισμός MNF (Minimum Noise Fraction) (Green et al., 1988) μειώνει τις διαστάσεις και μετατρέπει τον θόρυβο της εικόνας σε λευκό Γκαουσιανό με μέση τιμή ίση με το μηδέν και τυπική απόκλιση ίση με τη μονάδα. Επίσης, επιτυγχάνει την προβολή της χρήσιμης πληροφορίας σε ένα μικρότερο σύνολο καναλιών, με αποτέλεσμα τη μείωση των αποθηκευτικών και υπολογιστικών απαιτήσεων στην επεξεργασία της εικόνας.

Ένα μειονέκτημα του συγκεκριμένου μετασχηματισμού είναι η αλλοίωση της φυσικής σημασίας των δεδομένων. Αναλυτικότερα, τα κανάλια του νέου χώρου αντιστοιχούν σε

γραμμικούς συνδυασμούς των αρχικών καναλιών, γεγονός το οποίο μπορεί να δυσχεράνει την ερμηνεία των αποτελεσμάτων.

Ο μετασχηματισμός MNF είναι ένας γραμμικός μετασχηματισμός ο οποίος αποτελείται από δύο βήματα (Luo et al., 2016):

- a) Χρήση του πίνακα συμμεταβλητότητας του θορύβου για την αποσυσχέτιση του θορύβου στα δεδομένα (λευκοποίηση θορύβου). Με αυτόν τον τρόπο ο θόρυβος έχει μοναδιαία διασπορά και τα κανάλια δεν συσχετίζονται μεταξύ τους.
- b) Εκτέλεση μετασχηματισμού PC στα λευκοποιημένα δεδομένα.

Ο εν λόγω μετασχηματισμός ο οποίος χρησιμοποιείται ευρέως στην επεξεργασία εικόνας, συνήθως έχει υψηλότερη επίδοση από τον μετασχηματισμό PC όταν οι διασπορές του θορύβου παρουσιάζουν μεγάλη μεταβλητότητα ή ο θόρυβος είναι συσχετισμένος σε κάποια ή σε όλα τα κανάλια (Berman, Phatak and Traylen, 2012). Η επίδοση αφορά τη συμπίεση, την τοποθέτηση σε σειρά και την ανίχνευση ανεπαίσθητων σημάτων (subtle signals). Ο στόχος του μετασχηματισμού είναι η επιλογή συνιστωσών έτσι ώστε να μεγιστοποιείται ο λόγος σήματος προς θόρυβο αντί το περιεχόμενο της πληροφορίας (Luo et al., 2016). Επομένως, είναι πολύ πιο αποτελεσματικός από τον μετασχηματισμό PC στη δημιουργία ενός συνόλου από εικόνες οι οποίες τοποθετούνται σε σειρά σύμφωνα με την ποιότητα της εικόνας. Αυτό οδηγεί σε πιο αξιόπιστη αναγνώριση, στην εξάλειψη των θορυβωδών συνιστωσών και στη διατήρηση των συνιστωσών που θεωρούνται χρήσιμη πληροφορία.

Παρακάτω περιγράφονται τα βήματα του αλγόριθμου (Andreou and Karathanassi, 2014):

Κάθε φασματική υπογραφή μπορεί να γραφτεί ως άθροισμα του σήματος και του θορύβου. Αν γίνει η υπόθεση ότι το σήμα και ο θόρυβος είναι ασυσχέτιστα (συνήθης υπόθεση η οποία είναι εύλογο συμπέρασμα στις περισσότερες περιπτώσεις), τότε το ίδιο ισχύει και για τους αντίστοιχους πίνακες συμμεταβλητότητας.

Ο μετασχηματισμός MNF βρίσκει ασυσχέτιστους γραμμικούς μετασχηματισμούς οι οποίοι διαδοχικά ελαχιστοποιούν το κλάσμα του θορύβου (noise fraction) ή ισοδύναμα μεγιστοποιούν το λόγο σήματος προς θόρυβο, ο οποίος ορίζεται ως η διασπορά του σήματος προς τη διασπορά του θορύβου (Berman, Phatak and Traylen, 2012). Με τον συγκεκριμένο μετασχηματισμό επιτυγχάνεται η λευκοποίηση του θορύβου και η μετατροπή σε έναν καινούριο χώρο κύριων συνιστωσών. Στην πράξη, εκτιμάται πρώτα ο πίνακας συμμεταβλητότητας του θορύβου R_n . Η ορθογώνια αποσύνθεση (orthogonal decomposition) του R_n έχει ως αποτέλεσμα τον πίνακα $D_n = [d_{n1}, d_{n2}, \dots, d_{nL}]$, μεγέθους $L \times L$ ο οποίος αποτελείται από ιδιοδιανύσματα θορύβου d_n , το καθένα μεγέθους $L \times 1$. Ας υποθέσουμε ότι ο πίνακας παρατηρήσεων Y , διαστάσεων $L \times N$, όπου N είναι τα $L \times 1$ φασματικά διανύσματα που παρατηρήθηκαν και L τα φασματικά κανάλια, μετασχηματίζεται χρησιμοποιώντας τα ιδιοδιανύσματα του θορύβου. Τα μετασχηματισμένα δεδομένα F δίνονται από:

$$F = D_n^T Y$$

Ο πίνακας F , διαστάσεων $L \times N$ αποτελείται από N μεταμορφωμένα φασματικά διανύσματα f , διαστάσεων $L \times 1$. Ορίζεται $W = F^T$ και w_i ένα διάνυσμα μεγέθους $N \times 1$ το οποίο περιέχει τις τιμές όλων των μετασχηματισμένων pixel στο κανάλι i . Διαιρώντας κάθε δεδομένο του καναλιού i με την τυπική απόκλιση του θορύβου $\hat{\sigma}_{ni}$ (Το σύμβολο $\hat{\sigma}_{ni}$ αντιπροσωπεύει την εκτιμώμενη τιμή) του αντίστοιχου band i :

$$W' = \left[\frac{w_1}{\hat{\sigma}_{n1}}, \frac{w_2}{\hat{\sigma}_{n2}}, \dots, \frac{w_L}{\hat{\sigma}_{nL}} \right]$$

έχει ως αποτέλεσμα τον πίνακα W' , διαστάσεων $N \times L$, ο οποίος περιέχει τα μετασχηματισμένα δεδομένα με ίση διασπορά θορύβου $\hat{\sigma}_{ni}^2$ σε κάθε κανάλι, το οποίο σημαίνει ότι ο θόρυβος λευκοποιείται στον μετασχηματισμένο χώρο. Το επόμενο βήμα είναι η ορθογώνια αποσύνθεση του πίνακα συμμεταβλητότητας του W'^T που έχει ως αποτέλεσμα τον πίνακα $D_{W',T}$, διαστάσεων $L \times L$, ο οποίος περιέχει τα ιδιοδιανύσματα $d_{W',T}$, διαστάσεων $L \times 1$. Ο μετασχηματισμός του W'^T χρησιμοποιώντας τα ιδιοδιανύσματα του $D_{W',T}$:

$$Y' = D_{W',T} W'^T \quad (2.6)$$

ορίζει έναν νέο χώρο κύριων συνιστωσών στον οποίο τα μετασχηματισμένα δεδομένα του πίνακα Y' , διαστάσεων $L \times N$ αποτελούνται από ασυσχέτιστο θόρυβο ο οποίος αυξάνεται με τον βαθμό της συνιστώσας. Υποθέτοντας ότι ο θόρυβος είναι λευκός, η περιστροφή μίας δομής σήματος (δηλαδή εξίσωση 2.6) δεν αλλάζει την κατανομή του θορύβου. Επομένως, ο θόρυβος παραμένει σφαιρικά κατανομημένος γύρω από τη μέση τιμή και ο γεωμετρικός τόπος του είναι μία υπερσφαίρα ακτίνας $\hat{\sigma}_n$.

Όταν ο θόρυβος είναι ασυσχέτιστος με ίση διασπορά σ^2_N σε όλα τα κανάλια, δηλαδή είναι σφαιρικά κατανομημένος γύρω από τη μέση τιμή των δεδομένων, ο μετασχηματισμός MNF παράγει το ίδιο σύνολο ιδιοδιανυσμάτων με τον μετασχηματισμό PC (Green et al., 1988). Όταν οι διασπορές του θορύβου είναι γνωστές αλλά άνισες, είναι απλό να μεταβληθεί η κλίμακα των δεδομένων έτσι ώστε όλα τα κανάλια να έχουν την ίδια διασπορά θορύβου. Έπειτα, μπορεί να εφαρμοστεί ο μετασχηματισμός PC για να τοποθετηθεί η εικόνα σε βέλτιστη σειρά ποιότητας.

Αξίζει να αναφερθεί ότι ο μετασχηματισμός MNF παραμένει αμετάβλητος σε αντιστρέψιμους (non-singular) γραμμικούς μετασχηματισμούς μία ιδιότητα που δεν ισχύει στην Ανάλυση Κύριων Συνιστωσών (Berman, Phatak and Traylen, 2012). Αυτό εξηγείται αναλυτικότερα με το παρακάτω γενικό θεώρημα:

Έστω Z μία υπερφασματική εικόνα η οποία παράγεται από την εικόνα X με την εφαρμογή του ίδιου αντιστρέψιμου γραμμικού μετασχηματισμού σε όλα τα pixel και οι πίνακες συμμεταβλητότητας του σήματος και του θορύβου του X και του Z αποκτώνται εφαρμόζοντας την ίδια μέθοδο. Τότε, οι εικόνες X και Z έχουν τον ίδιο μετασχηματισμό MNF, εκτός από πιθανές αλλαγές προσήμων στα ιδιοδιανύσματα (οι γραμμές του πίνακα A).

Παρακάτω αναφέρονται δύο παραδείγματα της αμεταβλητότητας (Berman, Phatak and Traylen, 2012):

1. Αμεταβλητότητα ως προς την κλίμακα

Η αμεταβλητότητα ως προς την κλίμακα αφορά το γεγονός ότι αν κάθε κανάλι πολλαπλασιαστεί με έναν μη μηδενικό αριθμό (συμπεριλαμβανομένου διαφορετικών κλιμάκων για διαφορετικά κανάλια), ο μετασχηματισμός MNF θα παραμείνει αμετάβλητος. Ο μετασχηματισμός PC με βάση τον πίνακα συμμεταβλητότητας δεν τηρεί αυτήν την ιδιότητα. Ο συνήθης τρόπος για να γίνει αμετάβλητος ως προς την κλίμακα είναι η χρήση του πίνακα συσχέτισης .

2. Αμεταβλητότητα σε κάποια είδη διόρθωσης θορύβου υποβάθρου

Αν εφαρμοστεί:

a) Φίλτρο Savitzky - Golay και στη συνέχεια υπολογιστεί η 2^η παράγωγος.

b) Η γραμμή που ενώνει τα ελάχιστα σε μικρά παράθυρα στο τέλος κάθε φασματικής υπογραφής αφαιρεθεί από την φασματική υπογραφή.

Ο μετασχηματισμός MNF του a και του b είναι ίδιος ενώ ο μετασχηματισμός PC είναι πολύ διαφορετικός.

2.8.2.3. Υπολογισμός θορύβου (Μέθοδος NND (Nearest Neighbor Distance))

Για να μετασχηματιστεί μία εικόνα σε εικόνα λευκού θορύβου είναι αναγκαία η εκτίμηση του πίνακα συμμεταβλητότητας του θορύβου. Η μέθοδος NND (Nearest Neighbor Distance) (Green et al., 1988) είναι ένας τρόπος εκτίμησης του πίνακα συμμεταβλητότητας του θορύβου με μοναδικό δεδομένο την ίδια την εικόνα. Η διαδικασία αξιοποιεί το γεγονός ότι το σήμα επιδεικνύει ισχυρή χωρική συσχέτιση ανάμεσα σε γειτονικά pixels σε μία εικόνα, ενώ η χωρική συσχέτιση του θορύβου είναι πολύ αδύναμη (Andreou and Karathanassi, 2014). Εφαρμόζοντας ένα χωρικό φίλτρο στην εικόνα το οποίο μας δίνει τη μέση τιμή των διαφορών του δεξιά και του επάνω εικονοστοιχείου (πίνακας 2.4) για κάθε εικονοστοιχείο της απεικόνισης, ο αλγόριθμος εξάγει αρχικά τον θόρυβο και στη συνέχεια τον πίνακα συμμεταβλητότητάς του.

-1	
2	-1

Πίνακας 2.4: Χωρικό φίλτρο μεθόδου NND

Οι μέθοδοι εκτίμησης του θορύβου εφαρμόζονται σε κάθε εικόνα πριν από την επεξεργασία της, διότι ο πίνακας συμμεταβλητότητας του θορύβου είναι διαφορετικός για κάθε εικόνα. Αυτό ισχύει ακόμα και αν η εικόνα ανήκει στον ίδιο δέκτη, διότι ο θόρυβος δεν οφείλεται μόνο σε συστηματικά σφάλματα του δέκτη.

2.8.2.4. Μέθοδος των ακραίων τιμών (outliers) για τον προσδιορισμό του φασματικού υπόχωρου

Η μέση τιμή και η διασπορά του δείγματος δίνουν καλή εκτίμηση για τη θέση και τη μορφή των δεδομένων, αλλά επηρεάζονται από ακραίες τιμές του δείγματος (outliers) (Andreou and Karathanassi, 2014). Για αυτόν τον λόγο, για τον εντοπισμό των ανωμαλιών χρησιμοποιείται η μέθοδος IQR (inter quartile range) (Tukey, 1977) (Ben-Gal, 2005), η οποία είναι μία από τις πιο συνήθεις μεθόδους ανίχνευσης των ακραίων τιμών και μπορεί να χρησιμοποιηθεί όταν η κατανομή των δεδομένων είναι άγνωστη. Επομένως, δεν χρειάζεται εκτίμηση στατιστικών παραμέτρων και παραλείπεται ο κίνδυνος της λανθασμένης εκτίμησης λόγω μικρού πληθυσμού.

Για τη χρήση της μεθόδου IQR είναι απαραίτητος ο υπολογισμός της μέσης τιμής και της τυπικής απόκλισης κάθε καναλιού της εικόνας που είναι αποτέλεσμα του μετασχηματισμού MNF. Οι τυπικές αποκλίσεις των καναλιών όμως διαφέρουν πολύ μεταξύ τους και επομένως κανονικοποιούνται πριν από την περαιτέρω επεξεργασία τους. Επόμενο βήμα είναι η

ταξινόμηση κατά φθίνουσα σειρά των κανονικοποιημένων πλέον τυπικών αποκλίσεων για να εφαρμοστεί η μέθοδος IQR.

Αφού εκτελεστεί η ανωτέρω διαδικασία, μπορεί να θεωρηθεί ένα διάγραμμα με άξονα x τον αριθμό του καναλιού και άξονα y την τυπική απόκλισή του. Χρησιμοποιώντας αυτό το διάγραμμα υπολογίζονται οι ευκλείδειες αποστάσεις των σημείων του διαγράμματος με βάση τον τύπο:

$$ED_{i,i+1} = \sqrt{(S_i - S_{i+1})^2 + (i - (i + 1))^2}$$

όπου: $ED_{i,i+1}$: η ευκλείδεια απόσταση των τυπικών αποκλίσεων των καναλιών i και i+1
 S_i, S_{i+1} : οι τυπικές αποκλίσεις των καναλιών i και i+1 αντίστοιχα

Σε αυτές τις ευκλείδειες αποστάσεις εφαρμόζεται η μέθοδος IQR η οποία θεωρεί ότι τα δεδομένα που βρίσκονται πάνω από ένα συγκεκριμένο κατώφλι χαρακτηρίζονται ως στατιστικές ανωμαλίες. Αυτό το κατώφλι προκύπτει από τη σχέση:

$$Q_3 + 1.5 \times IQR$$

όπου: Q_3 : η τιμή του στοιχείου με αριθμό στη διάταξη της φθίνουσας στήλης ίσο με το 75% του συνόλου των $n - 1$ μελών της στήλης (n : ο αριθμός των καναλιών της υπερφασματικής απεικόνισης). Το μέγεθος IQR υπολογίζεται από τον τύπο:

$$IQR = Q_3 - Q_1$$

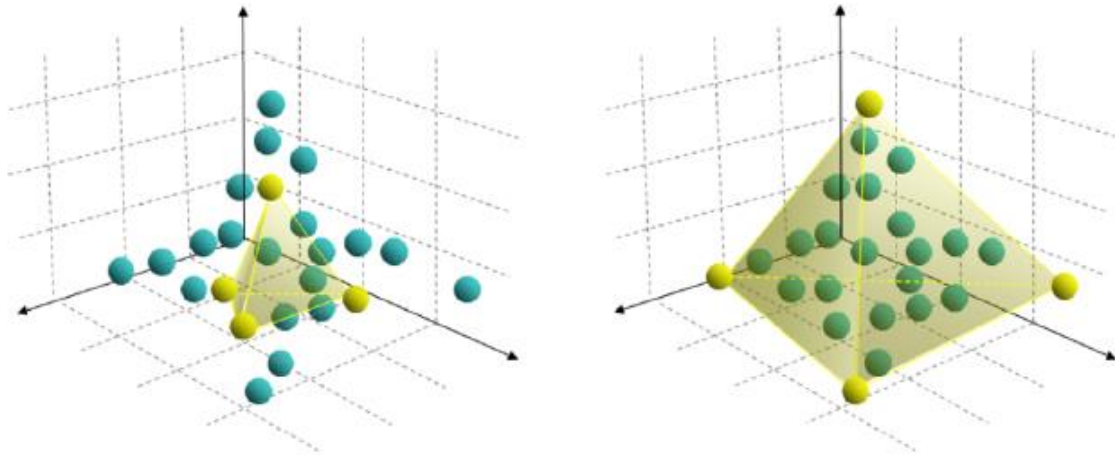
όπου: Q_1 : η τιμή του στοιχείου με αριθμό διάταξης της φθίνουσας στήλης ίσο με $\frac{25(n-1)}{100}$

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα της μεθόδου ODM είναι το γεγονός ότι είναι μη παραμετρική και ότι το κατώφλι που χρησιμοποιείται προκύπτει από τα ίδια τα δεδομένα. Έτσι, προσδιορίζεται ένα κατώφλι (διαφορετικό για κάθε εικόνα) το οποίο καθορίζει τι είναι πληροφορία και τι θόρυβος. Ο αριθμός των αμιγών στόχων της εικόνας (endmembers) είναι ίσος με τον αριθμό των καναλιών που περιέχουν πληροφορία.

Όπως προαναφέρθηκε, η μέθοδος ODM χρησιμοποιεί ως δεδομένο την εικόνα λευκού θορύβου. Άρα, πριν εφαρμοστεί, πρέπει να έχει προηγηθεί η μέθοδος MNF αν τα δεδομένα είναι πραγματικά ή η μέθοδος PCA αν τα δεδομένα είναι συνθετικά και περιέχουν λευκό θόρυβο.

2.8.3 Εξαγωγή αμιγών στόχων (Αλγόριθμος NFINDR)

Ο αλγόριθμος NFINDR (Winter, 1999) χρησιμοποιείται ευρέως για την εξαγωγή αμιγών στόχων από υπερφασματικές απεικονίσεις. Ο συγκεκριμένος αλγόριθμος βασίζεται στο γεγονός ότι σε N φασματικές διαστάσεις, ο N -όγκος που περιέχεται από ένα simplex (κεφάλαιο 2.8.1) που σχηματίζεται από τα πιο αμιγή pixel είναι μεγαλύτερος από κάθε άλλο όγκο που σχηματίζεται από κάθε άλλο συνδυασμό από pixel. Η τεχνική επομένως στοχεύει στη μεγιστοποίηση του όγκου ενός simplex που περιέχει pixel της εικόνας μέσω της διαδοχικής αξιολόγησης του κάθε pixel (εικόνα 2.28).



Εικόνα 2.28: Μεγιστοποίηση του όγκου του simplex

Πηγή: Plaza et al., On Endmember Identification in Hyperspectral Images Without Pure Pixels: A Comparison of Algorithms, 2012

Ο μαθηματικός ορισμός του όγκου ενός simplex ο οποίος σχηματίζεται από ένα σύνολο από εκτιμήσεις αμιγών στόχων (\mathbf{E}) είναι ανάλογος με την ορίζουσα του συνόλου αυξημένη από μία γραμμή από μονάδες:

$$V^o(\mathbf{E}) = \frac{1}{n!} \text{abs} \begin{vmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ \vec{e}_1 & \vec{e}_2 & \dots & \vec{e}_m \end{vmatrix} \quad (2.7)$$

όπου : \vec{e}_i : n - διάστατο διάνυσμα αμιγούς στόχου

Πρέπει να σημειωθεί ότι η ορίζουσα της εξίσωσης 2.7 ορίζεται μόνο όταν $n = m - 1$ όπου n : ο αριθμός των καναλιών και m : ο αριθμός των endmembers. Στην περίπτωση των υπερφασματικών δεδομένων πρέπει να εφαρμοστεί μία μέθοδος μείωσης της διάστασης διότι τα κανάλια είναι συνήθως πολύ περισσότερα από τους αμιγείς στόχους στην εικόνα. Η μείωση της διάστασης μπορεί να επιτευχθεί με μεθόδους υποχωρικών προβολών όπως η Ανάλυση Κύριων Συνιστωσών (Principal Components Analysis) και η μέθοδος MNF (Minimum Noise Fraction).

Εφόσον οι όγκοι που υπολογίζονται συγκρίνονται μεταξύ τους, μπορεί να παραληφθεί το $n!$:

$$V^o(\mathbf{E}) = \text{abs} \begin{vmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ \vec{e}_1 & \vec{e}_2 & \dots & \vec{e}_m \end{vmatrix}$$

Η διαδικασία ξεκινάει με ένα τυχαίο σύνολο από pixel ως endmembers. Για να γίνει η τελική εκτίμηση των αμιγών στόχων κάθε pixel της εικόνας πρέπει να αξιολογηθεί ως προς την πιθανότητα να είναι αμιγής στόχος ή να τείνει να γίνει (Winter, 1999). Η αξιολόγηση των pixel γίνεται μέσω της αντικατάστασης τους στο παρόν σύνολο από endmembers. Με αυτόν τον τρόπο παράγεται ένα «endmembers υπό δοκιμή» σύνολο για το endmember i και το pixel j ($\hat{\mathbf{E}}_{ij}$):

$$\hat{\mathbf{E}}_{ij} = \begin{bmatrix} 1 & \dots & 1 & 1 & 1 & \dots & 1 \\ \vec{e}_1 & \dots & \vec{e}_{i-1} & \vec{p}_j & \vec{e}_{i+1} & \dots & \vec{e}_m \end{bmatrix}$$

Όπως προαναφέρθηκε, ο αλγόριθμος δοκιμάζει κάθε pixel της εικόνας στη θέση κάθε δυνητικού endmember. Αν η αντικατάσταση του endmember υπό δοκιμή οδηγεί στην αύξηση του όγκου του δυνητικού συνόλου από endmembers, το pixel γίνεται αποδεκτό ως δυνητικό endmember. Αφού κάθε pixel της εικόνας έχει δοκιμαστεί στη θέση κάθε δυνητικού endmember, η επαναληπτική διαδικασία λήγει και προκύπτει το σύνολο με τα τελικά πραγματικά endmembers.

Η παραπάνω διαδικασία απλοποιείται από την κυρτή φύση των υπερφασματικών δεδομένων και από την απουσία τοπικών μεγίστων σε δεδομένα που προσεγγίζουν τα συνθετικά (good data) (Winter, 1999). Όμως όταν η κατανομή των δεδομένων έχει υποστεί αφαίρεση (truncated data), τότε παρουσιάζονται τοπικά μέγιστα και λείπουν κάποιοι αμιγείς στόχοι (Winter, 1999). Για αυτόν τον λόγο ο αλγόριθμος τρέχει περισσότερο από μία φορές με διαφορετικά σύνολα από αρχικά τυχαία endmembers και επιλέγεται το σύνολο με τον μεγαλύτερο όγκο.

Ο παραπάνω αλγόριθμος θα αντιμετωπίσει δυσκολίες σε συγκεκριμένες συνθήκες (Winter, 1999). Πρώτον, αν δεν υπάρχουν πλήρως αμιγή pixel για κάποιον αμιγή στόχο, τότε ο αλγόριθμος θα εντοπίσει το λιγότερο μικτό pixel που προσεγγίζει καλύτερα τον αμιγή στόχο. Επίσης, αν υπάρχουν μικτά pixel με υψηλότερη φωτεινότητα από τα αμιγή, θα επιλεχθούν από τον αλγόριθμο ως αμιγείς στόχοι. Αυτή η ανακρίβεια μετριάζεται κάπως από την απαίτηση ότι για να επιλεχθούν ως αμιγείς στόχοι μικτά pixel, πρέπει η φωτεινότητά τους να αυξάνεται δραματικά καθώς αυξάνεται η φασματική τους γωνία από τους πραγματικούς αμιγείς στόχους. Επομένως, όταν ο αλγόριθμος επιλέγει μικτούς αμιγείς στόχους, αυτοί σχηματίζουν μικρές φασματικές γωνίες με τους πραγματικούς αμιγείς στόχους.

Αξίζει να σημειωθούν κάποια ζητήματα τα οποία αφορούν την εφαρμογή του NFINDR. Το πρώτο ζήτημα αφορά τον τρόπο επιλογής του αριθμού των endmembers που θα εξαχθούν από τον αλγόριθμο. Αν ο αριθμός είναι πολύ μικρός, δεν θα εξαχθούν όλοι οι αμιγείς στόχοι που υπάρχουν στα δεδομένα, ενώ αν ο αριθμός είναι πολύ μεγάλος, κάποια από τα εξαχθέντα endmembers δεν θα είναι αμιγή pixel (Plaza and Chang, 2005). Το δεύτερο ζήτημα αφορά την υπολογιστική του πολυπλοκότητα η οποία οφείλεται στην εξαντλητική αναζήτηση των endmembers. Αναλυτικότερα, για την εύρεση του τελικού simplex πρέπει να πραγματοποιηθεί αναζήτηση σε $\binom{N}{p} = \frac{(N!)}{p!(N-p)!}$ συνδυασμούς (Chang, Wu and Tsai, 2011). Για να μειωθεί ο υπολογιστικός φόρτος συνήθως πραγματοποιείται μείωση της διάστασης των δεδομένων. Το τελευταίο και πιο κρίσιμο ζήτημα αφορά την επιλογή των pixel που θα αποτελούν το αρχικό σύνολο από endmembers. Μία κατάλληλη επιλογή των αρχικών endmembers είναι κρίσιμη για να παράγει σωστά αποτελέσματα και για να επιταχύνει τη σύγκλιση του αλγόριθμου. Σημειώνεται ότι λόγω της χρήσης των αρχικών τυχαίων endmembers, τα τελικά endmembers είναι ασυνεπή, καθώς τα αποτελέσματα δεν μπορούν να αναπαραχθούν. Για την επίλυση αυτού του προβλήματος, προτάθηκε ο αλγόριθμος RIN - FINDR (Chang, Wu and Tsai, 2011), όπου εκτελείται ο NFINDR πολλές φορές και υπολογίζονται οι φασματικές γωνίες των endmembers από κάθε διαφορετική εκτέλεση. Τα endmembers που εμφανίζονται σε διαφορετικές εκτελέσεις θεωρούνται πιο σημαντικά.

**3. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΥΠΕΡΦΑΣΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΕΩΝ
ΤΗΣ ΑΣΘΕΝΕΙΑΣ ΤΗΣ ΨΩΡΙΑΣΗΣ ΜΕ ΣΤΟΧΟ ΤΗΝ
ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ, ΤΗΝ ΑΝΑΓΝΩΡΙΣΗ ΚΑΙ ΤΗΝ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ
ΤΟΥ ΕΡΥΘΗΜΑΤΟΣ**

3. ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΥΠΕΡΦΑΣΜΑΤΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΕΩΝ ΤΗΣ ΑΣΘΕΝΕΙΑΣ ΤΗΣ ΨΩΡΙΑΣΗΣ ΜΕ ΣΤΟΧΟ ΤΗΝ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ, ΑΝΑΓΝΩΡΙΣΗ ΚΑΙ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΤΟΥ ΕΡΥΘΗΜΑΤΟΣ

3.1 Πειραματική Διαδικασία

Ένα σημαντικό τμήμα της διπλωματικής εργασίας αφορά τον σχεδιασμό του πειράματος συλλογής των υπερφασματικών εικόνων των ασθενών. Σε αυτήν την ενότητα λοιπόν περιγράφονται οι ιδιότητες του υπερφασματικού δέκτη CASI - 550, η διάταξη του πειράματος και τα χαρακτηριστικά των δεδομένων.

3.1.1 Δέκτης CASI - 550

Ο υπερφασματικός αισθητήρας ο οποίος χρησιμοποιήθηκε στο πλαίσιο της παρούσας εργασίας είναι ο Συμπαγής Αερομεταφερόμενος Φασματογραφικός Απεικονιστής (Compact Airborne Spectrographic Imager) CASI - 550 ο οποίος κατασκευάστηκε από την καναδική εταιρία ITRES Research Ltd (www.itres.com) και είναι ιδιοκτησία του Εργαστηρίου Τηλεπισκόπησης του ΕΜΠ. Οι διαστάσεις του δέκτη είναι (31.8 x 25.4 x 14.6) cm και το βάρος του είναι 7.2 kg.

Ο δέκτης CASI - 550 (εικόνα 3.1) ενσωματώνει χαρακτηριστικά ενός pushbroom δέκτη, ο οποίος δημιουργεί διδιάστατες απεικονίσεις μέσω της μετακίνησής του και διαθέτει το εύρος καταγραφής ενός φασματοραδιόμετρου. Πιο συγκεκριμένα, διαθέτει 545 nm ελεύθερη φασματική περιοχή καταγραφής, διευθετήσιμη μεταξύ (400 - 1000) nm. Το CCD του δέκτη καταγράφει εικονοστοιχεία έως και σε 288 φασματικά κανάλια και το λογισμικό του επιτρέπει στο χρήστη να επιλέγει εύκολα τη διαμόρφωση των φασματικών ζωνών καταγραφής.



Εικόνα 3.1: Ο υπερφασματικός αισθητήρας (Sensor Head Unit - SHU) (δεξιά) και η μονάδα ελέγχου οργάνων (υπολογιστής και σχετικό λογισμικό - ICU) (αριστερά)

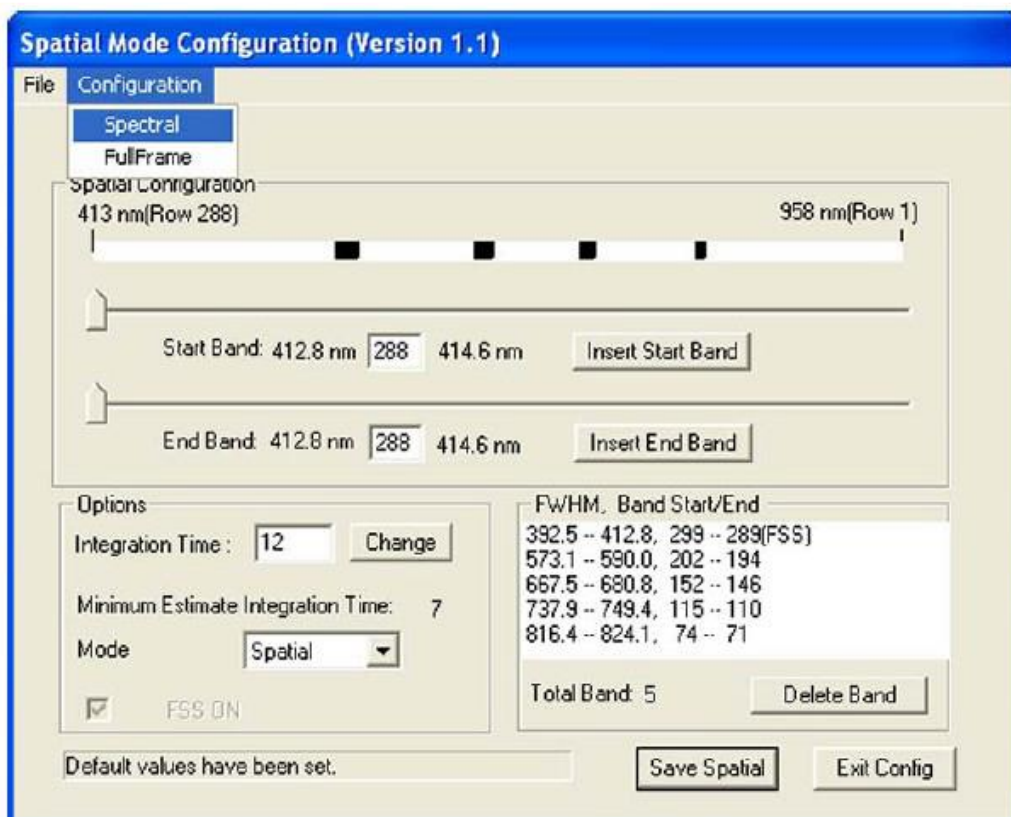
Ο συγκεκριμένος δέκτης μπορεί να λειτουργήσει σε τρεις καταστάσεις φασματικής λειτουργίας (Trudeau et al., 2004):

1. Χωρική κατάσταση λειτουργίας (Spatial mode)

Η χωρική λειτουργία του CASI - 550 (spatial mode) επικεντρώνεται στην εξαγωγή χωρικών πληροφοριών από μια δεδομένη σκηνή. Πιο συγκεκριμένα, το στιγμιαίο οπτικό πεδίο θέασης του CASI - 550 είναι 550 pixel, αριθμός ο οποίος αντιπροσωπεύει τον μέγιστο αριθμό των διαθέσιμων pixel για την απεικόνιση. Ο χωρικός τρόπος επιτρέπει τη συλλογή ενός καθορισμένου αριθμού φασματικών ζωνών (μέχρι 30), κάθε μια από τις οποίες προγραμματίζεται σε ένα κεντρικό μήκος κύματος και σε συγκεκριμένο εύρος ζώνης, τα οποία επιλέγει ο χρήστης. Η στενότερη επιτρεπτή ζώνη είναι περίπου 1.9 nm.

Ο χειριστής του CASI - 550 καθορίζει το πλάτος κάθε φασματικής ζώνης απλά με την επιλογή του ανώτατου και του κατώτατου μήκους κύματος με το εργαλείο διαμόρφωσης χωρικής λειτουργίας CASI (εικόνα 3.2). Το κεντρικό μήκος κύματος δε διευκρινίζεται ανεξάρτητα, αλλά είναι απλά εκείνο που βρίσκεται στο μέσο μεταξύ του ανώτερου και του κατώτερου ορίου της κάθε φασματικής ζώνης. Συνίσταται να χρησιμοποιούνται λιγότερες από 30 φασματικές ζώνες στη χωρική κατάσταση λειτουργίας. Για μεγαλύτερο αριθμό φασματικών ζωνών είναι αποδοτικότερο να χρησιμοποιηθεί ο φασματικός τρόπος λειτουργίας.

Η διαμήκης χωρική ανάλυση των εικονοστοιχείων εξαρτάται από το χρόνο ολοκλήρωσης και την ταχύτητα κίνησης του δέκτη. Δεδομένου ότι σε χωρική κατάσταση λειτουργίας ο δέκτης αποκτά έναν σχετικά μικρό αριθμό φασματικών ζωνών, ο χρόνος στον οποίο οι μεμονωμένες γραμμές ανίχνευσης μπορούν να καταγραφούν (χρόνος ολοκλήρωσης - integration time) είναι συντομότερος και άρα η διαμήκης χωρική ανάλυση είναι ανώτερη. Επομένως, ο χωρικός τρόπος επιλέγεται όταν απαιτείται υψηλότερη χωρική ανάλυση ανά pixel.



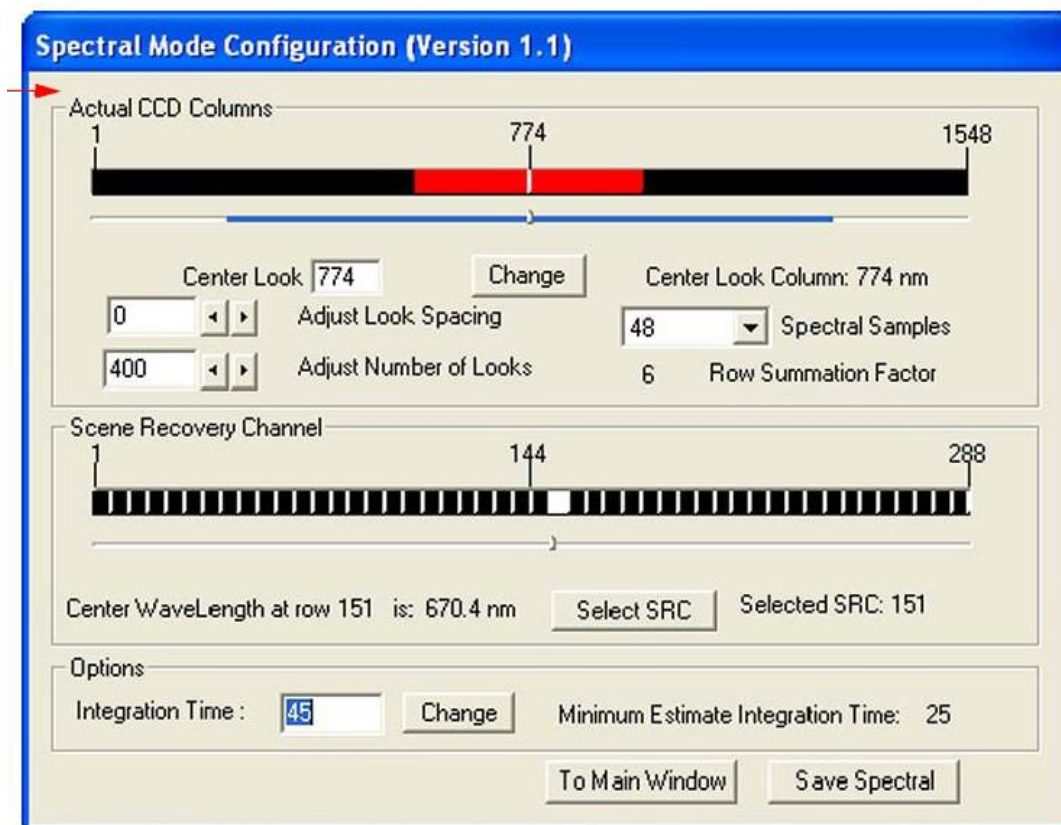
Εικόνα 3.2: Παράθυρο ρύθμισης της χωρικής λειτουργίας του δέκτη CASI - 550

Πηγή: Κόκας, Διπλωματική εργασία: Σχεδιασμός, υλοποίηση και έλεγχος ακρίβειας γεωμετρικής βαθμονόμησης του υπερφασματικού αερομεταφερόμενου δέκτη CASI-550, 2014

2. Φασματική κατάσταση λειτουργίας (Spectral Mode)

Η φασματική λειτουργία επικεντρώνεται στην απόκτηση μεγάλου αριθμού φασματικών ζωνών. Αυτές οι επιλεγμένες φασματικές ζώνες καλύπτουν πλήρως ένα εύρος μήκους κύματος 545 nm στη φασματική περιοχή του CASI - 550. Με την φασματική κατάσταση λειτουργίας η υπερφασματική ικανότητα του αισθητήρα CASI - 550 μεγιστοποιείται. Για να διαχειριστεί ο μεγάλος όγκος καταγραφής δεδομένων, σε αυτήν τη λειτουργία μειώνεται ο αριθμός των χωρικών εικονοστοιχείων που μπορούν να καταγραφούν, προκειμένου να μεγιστοποιηθεί ο αριθμός των φασματικών ζωνών.

Στον φασματικό τρόπο μπορούν να καταγραφούν μέχρι 288 χωριστές παρακείμενες φασματικές ζώνες (εικόνα 3.3) για 101 συνεχόμενα χωρικά εικονοστοιχεία (οπτικές κατευθύνσεις θέασης του CCD). Στην περίπτωση αυτή, καθεμία από τις 288 γραμμές στην περιοχή απεικόνισης του CCD αντιμετωπίζεται ως μία ενιαία ζώνη φάσματος (~ 1.9 nm εύρος). Η φασματική κατάσταση λειτουργίας του CASI είναι χρήσιμη όταν απαιτείται λεπτομερής καταγραφή του φάσματος, αλλά μειώνεται η χωρική κάλυψη.



Εικόνα 3.3: Παράθυρο ρύθμισης της φασματικής λειτουργίας του CASI - 550

Πηγή: Κόκας, Διπλωματική εργασία: Σχεδιασμός, υλοποίηση και έλεγχος ακρίβειας γεωμετρικής βαθμονόμησης του υπερφασματικού αερομεταφερόμενου δέκτη CASI-550, 2014

3. Λειτουργία πλήρους πλαισίου (full frame)

Αυτή η λειτουργία χρησιμοποιείται συνήθως για εργαστηριακή χρήση και βαθμονόμηση του CCD και σπάνια κατά τη διάρκεια λήψης εικόνας.

Ρυθμίσεις δέκτη για το πείραμα

Για την εκτέλεση του πειράματος, χρησιμοποιήθηκε η φασματική κατάσταση λειτουργίας του δέκτη, ο οποίος ρυθμίστηκε έτσι ώστε να σαρώνει με 96 κανάλια και μέγιστο οπτικό πεδίο θέασης (550 pixel). Δεδομένου ότι τα συγκεκριμένα 96 κανάλια καταλαμβάνουν το φασματικό εύρος (465.6 - 961.8) nm, η φασματική διακριτική ικανότητα είναι περίπου 5 nm.

Η φασματική κατάσταση λειτουργίας επιλέχθηκε διότι δόθηκε προτεραιότητα στη φασματική διακριτική ικανότητα και όχι στη χωρική. Η συγκεκριμένη ενέργεια ήταν εύλογη, διότι το ενδιαφέρον του πειράματος επικεντρώνεται στη μελέτη φασματικών υπογραφών. Ωστόσο, επειδή κρίθηκε απαραίτητο να δοθεί προσοχή και στην χωρική ανάλυση, έτσι ώστε να είναι ικανοποιητικώς διακριτό το αντικείμενο, χρησιμοποιήθηκε το μέγιστο οπτικό πεδίο θέασης. Με άλλα λόγια, ο στόχος της επιλογής των ρυθμίσεων ήταν ο καταλληλότερος συνδυασμός της φασματικής και της χωρικής ανάλυσης έτσι ώστε να επιτευχθεί ο στόχος του πειράματος.

3.1.2 Πειραματική διάταξη

Εξοπλισμός πειράματος

Για την εκτέλεση του πειράματος κατασκευάστηκε μία ξύλινη κατασκευή ύψους 2.5 m (εικόνα 3.4), πάνω στην οποία τοποθετήθηκε ένα μοτέρ για την κατακόρυφη κίνηση του δέκτη, ο οποίος βρίσκεται στο εσωτερικό της κατασκευής. Αναλυτικότερα, μέσω ενός μοτέρ (εικόνα 3.5), στρέφεται μία μεταλλική ράβδος η οποία είναι τυλιγμένη με ύφασμα υψηλής αντοχής. Δεδομένου ότι το ύφασμα είναι προσδεμένο στον δέκτη, καθώς το ύφασμα τυλίγεται ή ξετυλίγεται γύρω από τη μεταλλική στρεφόμενη ράβδο, ο δέκτης εκτελεί κίνηση ανοδική ή καθοδική αντίστοιχα. Η έναρξη και η παύση της κίνησης του δέκτη, καθώς και η κατεύθυνση της κίνησης (πάνω - κάτω) ελέγχεται χρησιμοποιώντας δύο διακόπτες (έναν για κάθε λειτουργία) με τους οποίους δίνεται η αντίστοιχη εντολή στο μοτέρ.

Η ταχύτητα της κίνησης του δέκτη κατά την άνοδο (τότε γίνεται η λήψη) επιλέχθηκε μετά από δοκιμές. Προφανώς, η ταχύτητα ανόδου ήταν αρκετά μικρότερη της ταχύτητας καθόδου. Αξίζει να σημειωθεί ότι η ταχύτητα παρουσίαζε κάποιες μικρομεταβολές οι οποίες μεταφράστηκαν σε μη σταθερή χωρική διακριτική ικανότητα στον κατακόρυφο άξονα (άξονας κίνησης του δέκτη). Σημειώνεται ότι η μέση τιμή της χωρικής ανάλυσης στις υπερφασματικές απεικονίσεις ήταν κοινή στον άξονα των τεταγμένων και στον άξονα των τετμημένων, και περίπου ίση με 1.3 mm. Επίσης, υπενθυμίζεται ότι η χωρική ανάλυση κατά τον άξονα κίνησης του δέκτη εξαρτάται από την ταχύτητα κίνησης και από τον χρόνο ολοκλήρωσης (κεφάλαιο 3.1.1).

Για τον επαρκή φωτισμό των ασθενών, έγινε χρήση 18 λαμπτήρων (εικόνα 3.4). Οι 10 από αυτούς τους λαμπτήρες ήταν αλογόνου και οι υπόλοιποι 8 ήταν Led. Όσον αφορά τους λαμπτήρες αλογόνου, οι έξι τοποθετήθηκαν συμμετρικά πάνω στην κατασκευή (3 δεξιά - 3 αριστερά), και οι υπόλοιποι 4 τοποθετήθηκαν σε ειδικές βάσεις στήριξης συμμετρικά ως προς τον ασθενή (2 δεξιά - 2 αριστερά), σε απόσταση περίπου 90 cm από τον οπτικό άξονα του δέκτη. Όσον αφορά τους λαμπτήρες Led, οι έξι τοποθετήθηκαν συμμετρικά πάνω στην κατασκευή (3 δεξιά - 3 αριστερά) στο ίδιο ύψος με τους λαμπτήρες αλογόνου, και οι υπόλοιποι 2 τοποθετήθηκαν συμμετρικά ως προς τον ασθενή (μία αριστερά - μία δεξιά) ενδιάμεσα από τους παλαιούς λαμπτήρες αλογόνου, σε απόσταση περίπου 90 cm από τον άξονα του δέκτη. Τα σημεία στα οποία τοποθετήθηκαν οι λαμπτήρες επιλέχθηκαν με βάση τη λογική της

επίτευξης ομοιογενούς φωτισμού, ο οποίος καλύπτει πλήρως και με επαρκή ένταση το αντικείμενο. Επιπρόσθετα, έγινε προσπάθεια να αποφευχθεί, όσο ήταν εφικτό, η δημιουργία σκιών πάνω στο αντικείμενο.

Τα προαναφερθέντα είδη λαμπτήρων (αλογόνου - Led) επιλέχθηκαν διότι συνδυαστικά καλύπτουν ολόκληρο το εύρος μηκών κύματος στα οποία είναι ευαίσθητος ο δέκτης. Πιο αναλυτικά, οι λάμπες αλογόνου εκπέμπουν σε υψηλή ένταση ακτινοβολίας στα μήκη κύματος του πράσινου, του κόκκινου και του εγγύς υπέρυθρου τμήματος του φάσματος (η ένταση είναι αρκετά υψηλότερη στο εγγύς υπέρυθρο), ωστόσο εκπέμπουν σε χαμηλή ένταση ακτινοβολίας στα μήκη κύματος του μπλε. Για να ενισχυθεί επομένως η ακτινοβολία στο μπλε τμήμα του φάσματος, προστέθηκαν οι λαμπτήρες Led. Ανάγνωση της αναλυτικής μελέτης επιλογής του φωτισμού μπορεί να γίνει στη διπλωματική εργασία της Μαρίας Κρεμεζή (2016).

Αξίζει να αναφερθεί ότι στον συνολικό φωτισμό συνέβαλαν και οι δύο λαμπτήρες φθορισμού του ιατρείου, οι οποίοι ήταν οριζόντια τοποθετημένοι στην οροφή, ενδιάμεσα από την κατασκευή και τον ασθενή. Οι συγκεκριμένοι λαμπτήρες δεν είχαν προβλεφθεί στη μελέτη επιλογής του φωτισμού, η οποία πραγματοποιήθηκε στο χώρο του Εργαστηρίου Τηλεπισκόπησης, ωστόσο δεν ήταν δυνατό να σβηστούν, διότι παράλληλα με τις λήψεις πραγματοποιούνταν και άλλες ιατρικές εργασίες στον ίδιο χώρο.

Ως φόντο των ασθενών κατά τη διάρκεια των υπερφασματικών λήψεων χρησιμοποιήθηκε ένα κόντρα πλακέ διαστάσεων (2 x 1) m (εικόνα 3.6). Το συγκεκριμένο κόντρα πλακέ αρχικά ασταρώθηκε, έτσι ώστε να προστατευθεί η ξύλινη επιφάνεια και να διασφαλιστεί η επιτυχής εφαρμογή του χρώματος, και στη συνέχεια βάφτηκε μαύρο με το πλαστικό χρώμα black classic της Vítex. Το μαύρο χρώμα επιλέχθηκε με στόχο τη βέλτιστη αποφυγή των ανακλάσεων.

Με το ίδιο χρώμα βάφτηκε και ένα ξύλινο έπιπλο σχήματος ορθογώνιου παραλληλεπίπεδου, με διαστάσεις (40 x 40 x 30) cm, το οποίο χρησίμευσε ως βάθρο (εικόνα 3.6). Η χρήση ενός βάθρου θεωρήθηκε απαραίτητη, διότι στο οπτικό πεδίο του δέκτη δεν ήταν ορατή μία περιοχή ύψους περίπου 15 cm, μετρώντας κατακόρυφα από το πάτωμα. Σε αυτό το βάθρο το οποίο τοποθετήθηκε σε απόσταση περίπου 80 cm από τον δέκτη, ανέβαιναν οι ασθενείς κατά τη διάρκεια των λήψεων.

Διαδικασία λήψης των υπερφασματικών απεικονίσεων

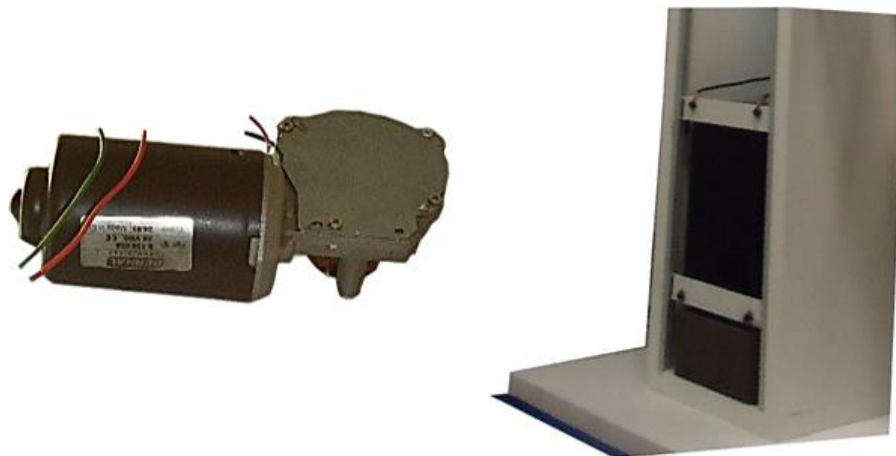
Από κάθε ασθενή που πάσχει από ψωρίαση κατά πλάκας και κρίνεται κατάλληλος προς σάρωση από τον επιβλέπων ειδικό δερματολόγο, λαμβάνονται δύο υπερφασματικές λήψεις, μία μπροστά και μία πίσω. Η σάρωση των ασθενών γίνεται κατά την άνοδο του δέκτη. Σημειώνεται ότι κατά τη διάρκεια της λήψης οι ασθενείς φοράνε μόνο τα εσώρουχά τους, επομένως το δέρμα τους είναι ακάλυπτο. Κάθε μία από τις δύο σαρώσεις διαρκεί περίπου τρία λεπτά, ενώ ο χρόνος εκκίνησης και εγγραφής είναι περίπου δύο λεπτά. Επομένως, η μία υπερφασματική λήψη διαρκεί συνολικά περίπου πέντε λεπτά, και ολόκληρη η διαδικασία (μία λήψη μπροστά και μία λήψη πίσω) διαρκεί περίπου δέκα λεπτά.

Κατά τη διάρκεια της σάρωσης (συνολικά έξι περίπου λεπτά) στους ασθενείς δίνεται αυστηρή οδηγία να παραμείνουν ακίνητοι. Η ακινησία είναι ιδιαίτερα σημαντική διότι η σάρωση είναι πολύ ευαίσθητη στη μετακίνηση των ασθενών, επομένως απότομες κινήσεις (συνήθως κίνηση χεριών) οι οποίες μπορεί να μοιάζουν στιγμιαίες και ανεπαίσθητες, προκαλούν έντονες παραμορφώσεις στην υπερφασματική απεικόνιση. Κάποια παραδείγματα τέτοιων

περιπτώσεων απεικονίζονται στη διπλωματική εργασία της Μαρίας Κρεμεζή (2016). Για τη διευκόλυνση της ακινησίας, δόθηκε η προτροπή στους ασθενείς να στηριχθούν στο φόντο.



Εικόνα 3.4: Η ξύλινη κατασκευή, οι 18 λαμπτήρες και το βάθρο (αριστερά)



Εικόνα 3.5: Το μοτέρ (αριστερά) και ο δέκτης CASI - 550 στο εσωτερικό της ξύλινης κατασκευής (δεξιά)



Εικόνα 3.6: Το φόντο και το βάθρο (αριστερά φαίνονται οι δεξιοί πλαϊνοί λαμπτήρες)

3.1.3 Συλλογή δεδομένων

Τα δεδομένα τα οποία χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία ήταν υπερφασματικές απεικονίσεις ολόκληρου του σώματος (full - body) ασθενών που πάσχουν από ψωρίαση κατά πλάκας (κεφάλαιο 2.3.2). Τα δεδομένα συλλέχθηκαν σε δερματολογικό ιατρείο ψωρίασης υπό την επίβλεψη ειδικού δερματολόγου και η συλλογή τους διήρκησε έξι μήνες (τέλη Οκτωβρίου 2015 - τέλη Μαΐου 2016). Οι λήψεις γίνονταν όταν ήταν προγραμματισμένο ότι θα γίνει ιατρείο, με μέγιστη συχνότητα μία φορά την εβδομάδα για χρονικό διάστημα τριών ωρών.

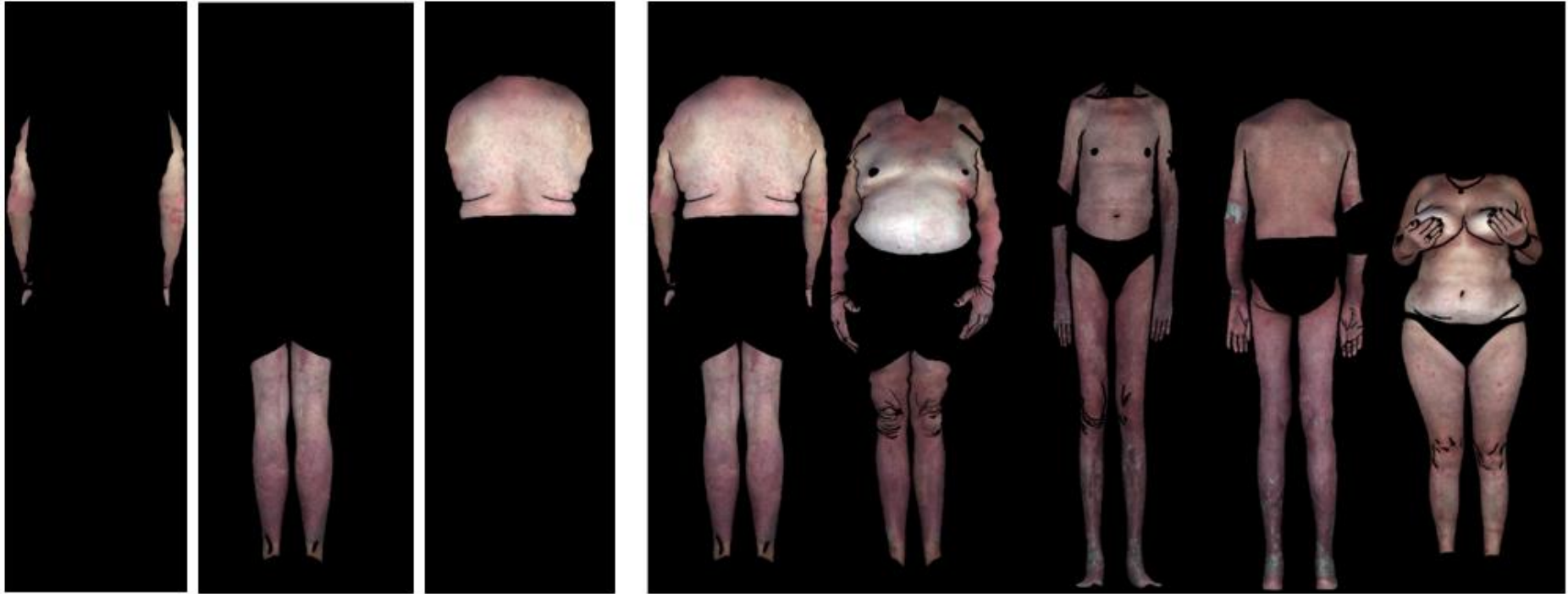
Σε αυτά τα προγραμματισμένα ιατρεία, στο διάστημα των έξι μηνών πραγματοποιήθηκε υπερφασματική σάρωση συνολικά σε είκοσι ασθενείς. Οι δέκα πρώτοι χρησιμοποιήθηκαν ως δείγμα εκπαίδευσης των αλγόριθμων (εικόνα 3.7) και οι δέκα τελευταίοι χρησιμοποιήθηκαν ως δείγμα αξιολόγησης. Για τον κάθε ασθενή, συμπληρωνόταν από τον ειδικό δερματολόγο το αντίστοιχο αναλυτικό φυλλάδιο υπολογισμού του δείκτη PASI (κεφάλαιο 2.4 - πίνακας 2.1).

Η μέση ηλικία των ασθενών του δείγματος εκπαίδευσης ήταν 56 έτη και με εξαίρεση έναν ασθενή 23 ετών, η ηλικία των υπόλοιπων ξεπερνούσε τα 40 έτη. Όσον αφορά το φύλο, στο δείγμα εκπαίδευσης, οι 2 από τους 10 ασθενείς ήταν θηλυκού φύλου και οι υπόλοιποι 8 ήταν αρσενικού φύλου. Η μέση ηλικία των ασθενών του δείγματος αξιολόγησης ήταν 50 έτη και η ελάχιστη ηλικία ήταν 38 έτη. Όσον αφορά το φύλο, οι 5 από τους 10 ασθενείς ήταν θηλυκού φύλου και οι υπόλοιποι 5 ήταν αρσενικού φύλου.

Σε κάθε ασθενή έγιναν δύο ολόσωμες σαρώσεις, μία μπροστά και μία πίσω. Στη συνέχεια, κατά τη φάση της επεξεργασίας των δεδομένων, οι υπερφασματικές εικόνες διακρίθηκαν σε τρία μέρη (εικόνα 3.7), τα οποία είναι ο κορμός, τα κάτω άκρα και τα άνω άκρα, σύμφωνα με τα πρότυπα υπολογισμού του δείκτη PASI (κεφάλαιο 2.4 - εικόνα 2.7).

Ο συνολικός αριθμός των υπερφασματικών απεικονίσεων που τέθηκε σε επεξεργασία όσον αφορά το δείγμα εκπαίδευσης μαζί με το δείγμα αξιολόγησης, ήταν 111 εικόνες. Οι 60 πρώτες χρονικά αφορούν το δείγμα εκπαίδευσης (6 εικόνες ανά ασθενή) και οι τελευταίες 51 αφορούν το δείγμα αξιολόγησης (εικόνα 3.8). Στο δείγμα αξιολόγησης οι εικόνες είναι λιγότερες από 60 διότι κάποιιοι ασθενείς ήταν μερικώς ντυμένοι. Σημειώνεται ότι στο κεφάλι και στο λαιμό των ασθενών δεν έγινε επεξεργασία κατά την εκπόνηση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας.

Πέραν των υπερφασματικών λήψεων, τραβήχτηκαν φωτογραφίες του κάθε ασθενή με την ψηφιακή compact μηχανή SONY CYBER-SHOT DSC-W530, η οποία έχει ανάλυση 14 MP. Αυτές οι εικόνες (φυσικό έγχρωμο) λειτούργησαν ως βοήθημα στην παρατήρηση των υπερφασματικών απεικονίσεων των ασθενών.



Εικόνα 3.7: (Κάτω): Οι 10 ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης, (Πάνω δεξιά): Δείγμα του δείγματος των ασθενών εκπαίδευσης σε μεγαλύτερη κλίμακα, (Πάνω δεξιά): Οι τρεις περιοχές του σώματος ενός ασθενή



Εικόνα 3.8: Οι 10 ασθενείς του δείγματος αξιολόγησης (Σε κάποιους ασθενείς δεν έγινε επεξεργασία σε όλο τους το σώμα)

3.2 Δημιουργία Εικόνων Ανακλαστικότητας

Σε αυτήν την ενότητα αναλύεται η διαδικασία επιλογής επιφάνειας αναφοράς για τη μετατροπή των τιμών των εικόνων από ακτινοβολία σε ανακλαστικότητα. Η μετατροπή κρίθηκε απαραίτητη για την εξάλειψη της επίδρασης του ανομοιογενούς φωτισμού, και για την πιθανή μελλοντική σύγκριση με δεδομένα αντίστοιχων διαφορετικών πειραμάτων.

3.2.1 Μελέτη των ιδιοτήτων της επιφάνειας Spectralon

Τα εικονοστοιχεία των υπερφασματικών εικόνων που συλλέχθηκαν, αποτελούνταν από τιμές ακτινοβολίας. Αυτές οι εικόνες παρατηρήθηκαν και προέκυψε το συμπέρασμα ότι ο φωτισμός ήταν ανομοιογενής καθώς υπήρχαν κάποιες περιοχές σκοτεινότερες από άλλες (π.χ. οι γάμπες των ασθενών). Διευκρινίζεται ότι οι εικόνες παρατηρήθηκαν αφού πρώτα εφαρμόστηκε ραδιομετρική διόρθωση (εφαρμόστηκε σε κάθε εικόνα που συλλέχθηκε). Για να ελαττωθεί το συγκεκριμένο πρόβλημα, θεωρήθηκε σκόπιμο να μετατραπούν οι τιμές ακτινοβολίας των εικόνων σε τιμές ανακλαστικότητας.

Για να γίνει η προαναφερθείσα μετατροπή, χρειαζόταν μία επιφάνεια αναφοράς που θα προσέγγιζε τη Λαμπερτιανή. Η Λαμπερτιανή ανακλαστικότητα (Lambert, 1760) είναι η ιδιότητα η οποία ορίζει την τέλεια ματ (διάχυτα ανακλαστική) επιφάνεια. Αναλυτικότερα, η φαινόμενη φωτεινότητα (apparent brightness) μίας Λαμπερτιανής επιφάνειας ως προς έναν παρατηρητή είναι η ίδια ανεξάρτητα από την οπτική γωνία του παρατηρητή. Με άλλα λόγια, η ακτινοβολία είναι ισότροπη και η ακτινοβολούμενη ένταση (radiant intensity) η οποία παρατηρείται είναι ευθέως ανάλογη με το συνημίτονο της γωνίας θ , η οποία σχηματίζεται από τη διεύθυνση του προσπίπτοντος φωτός και την κάθετη στην επιφάνεια (Warren, 1966).

Η ανακλαστικότητα υπολογίζεται διαιρώντας τις τιμές ακτινοβολίας της εικόνας με τις αντίστοιχες τιμές ακτινοβολίας της επιφάνειας αναφοράς:

$$\text{Reflectance (\%)} = \frac{\text{radiance}}{\text{reference}} \times 100 \quad (3.1)$$

Για να μετατραπούν λοιπόν οι τιμές ακτινοβολίας των υπερφασματικών εικόνων των ασθενών σε τιμές ανακλαστικότητας, αρχικά έγινε υπερφασματική σάρωση με τον δέκτη CASI - 550 μίας επιφάνειας Spectralon διαστάσεων περίπου 10 x 10 cm, η οποία τοποθετήθηκε σε μία θέση (στο ύψος του θώρακα) (εικόνα 3.9).



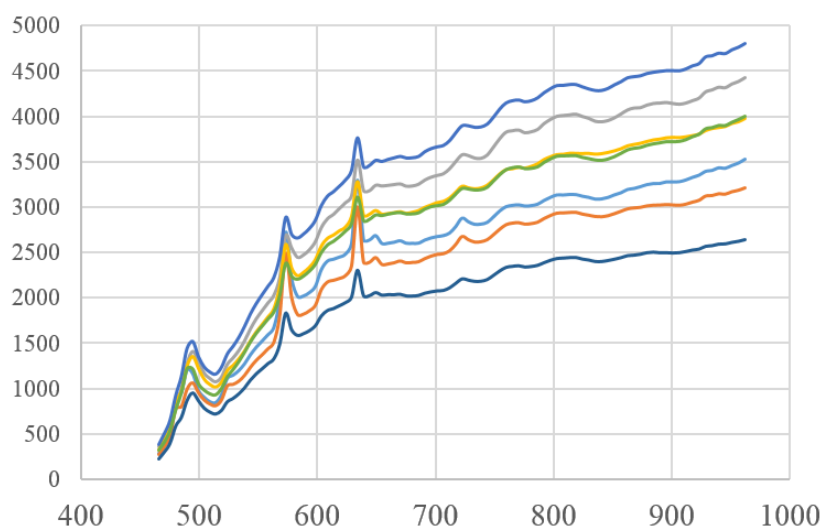
Εικόνα 3.9: Ψευδέγχρωμο σύνθετο της υπερφασματικής απεικόνισης της επιφάνειας Spectralon τοποθετημένη στο θώρακα

Το Spectralon είναι ένα υλικό το οποίο σχεδιάζεται από την εταιρεία Labsphere, Inc (διατίθεται από το 1986), έτσι ώστε να παρουσιάζει μία σχεδόν τέλεια Λαμπερτιανή ανακλαστικότητα (Georgiev and Butler, 2007). Είναι ένα φθοροπολυμερές το οποίο έχει την υψηλότερη διάχυτη ανακλαστικότητα οποιουδήποτε γνωστού υλικού στις φασματικές περιοχές του υπεριώδους, του ορατού και του εγγύς υπέρυθρου. Η ανακλαστικότητά του είναι γενικά μεγαλύτερη από 99% στο εύρος 400 nm έως 1500 nm και μεγαλύτερη από 95% στο εύρος 250nm έως 2500 nm. Αξίζει να αναφερθεί ότι η κηλίδωση στην επιφάνεια ή κάτω από την επιφάνεια του υλικού μπορεί να μειώσει την ανακλαστικότητα στα κάτω και άνω άκρα του φάσματος.

Το Spectralon είναι επίσης εξαιρετικά Λαμπερτιανό στα μήκη κύματος από 257 nm έως 10600 nm, αν και η ανακλαστικότητα ελαττώνεται στα μήκη κύματος πέραν του εγγύς υπέρυθρου. Επιπλέον, το συγκεκριμένο υλικό παρουσιάζει μερική απορρόφηση στα 2800 nm και έντονη απορρόφηση (<20 %) στο εύρος 5400 nm έως 8000 nm. Αν και είναι εξαιρετικά υδρόφοβο, απορροφά εύκολα μη πολικούς διαλύτες, λιπαντικά και έλαια και οι κηλίδες αφαιρούνται δύσκολα.

Χρησιμοποιώντας λοιπόν την υπερφασματική απεικόνιση της επιφάνειας Spectralon, οι τιμές ακτινοβολίας των εικονοστοιχείων των εικόνων μετατράπηκαν σε τιμές ανακλαστικότητας (εξίσωση 3.1). Στη συνέχεια παρατηρήθηκαν οι εικόνες με τις τιμές ανακλαστικότητας και προέκυψε το συμπέρασμα ότι δεν επαρκούσε η σάρωση της επιφάνειας αναφοράς σε μία μόνο μικρή περιοχή (κέντρο θώρακα). Για να επιλυθεί το πρόβλημα, σε πρώτο στάδιο προέκυψε η σκέψη να γίνει υπερφασματική σάρωση της επιφάνειας αναφοράς σε πολλαπλές θέσεις πάνω στο σώμα ανθρώπου, έτσι ώστε να δημιουργηθεί μέσω κάποιου μοντέλου παρεμβολής, η επιφάνεια αναφοράς η οποία θα προσέγγιζε όλη την επιφάνεια του φόντου (ό,τι δηλαδή βρισκόταν μέσα στο οπτικό πεδίο του δέκτη - περίπου 2 m²).

Ωστόσο, η συγκεκριμένη σκέψη απορρίφθηκε, διότι στην επιφάνεια αναφοράς παρατηρήθηκαν ατέλειες (εικόνες 3.10 - 3.11), οι οποίες οφείλονταν στη φθορά που είχε υποστεί από την πολυετή χρήση. Οι υπογραφές της επιφάνειας spectralon σε επτά διάσπαρτες περιοχές του σώματος, απεικονίζονται στο διάγραμμα 3.1. Σημειώνεται ότι οι υπογραφές του διαγράμματος 3.1 έχουν υποστεί εξομάλυνση με το φίλτρο Savitzky - Golay χρησιμοποιώντας πολυώνυμο 3^{ου} βαθμού και μέγεθος παραθύρου 5 τιμές (κεφάλαιο 2.6.2).

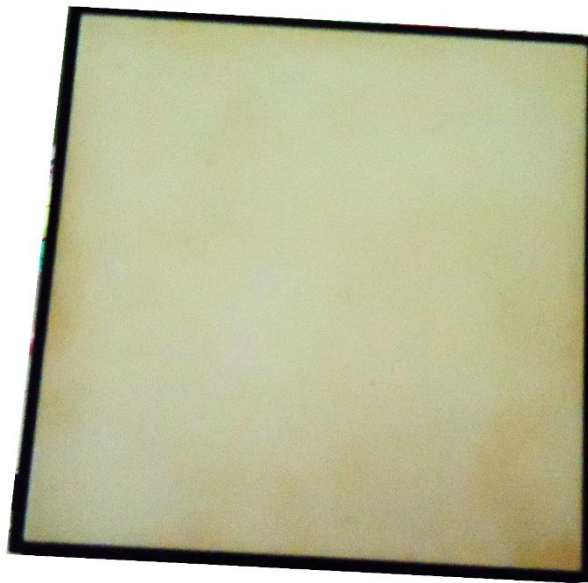


Διάγραμμα 3.1: Οι υπογραφές της επιφάνειας Spectralon σε 7 διαφορετικές περιοχές του σώματος

Από την παρατήρηση των υπογραφών του διαγράμματος 3.1, είναι προφανής ο ανομοιογενής φωτισμός λόγω της κατακόρυφης μετακίνησης που υπάρχει ανάμεσά τους. Αν ο φωτισμός ήταν ομοιογενής, οι υπογραφές θα έπρεπε να ταυτίζονται. Ανάγνωση της αναλυτικής μελέτης της ανομοιογένειας του φωτισμού μπορεί να γίνει στη διπλωματική εργασία της Μαρίας Κρεμεζή (2016).



Εικόνα 3.10: Η κατάσταση στην οποία πρέπει να βρίσκεται η επιφάνεια Spectralon αμέσως μετά την αγορά της από την εταιρεία κατασκευής

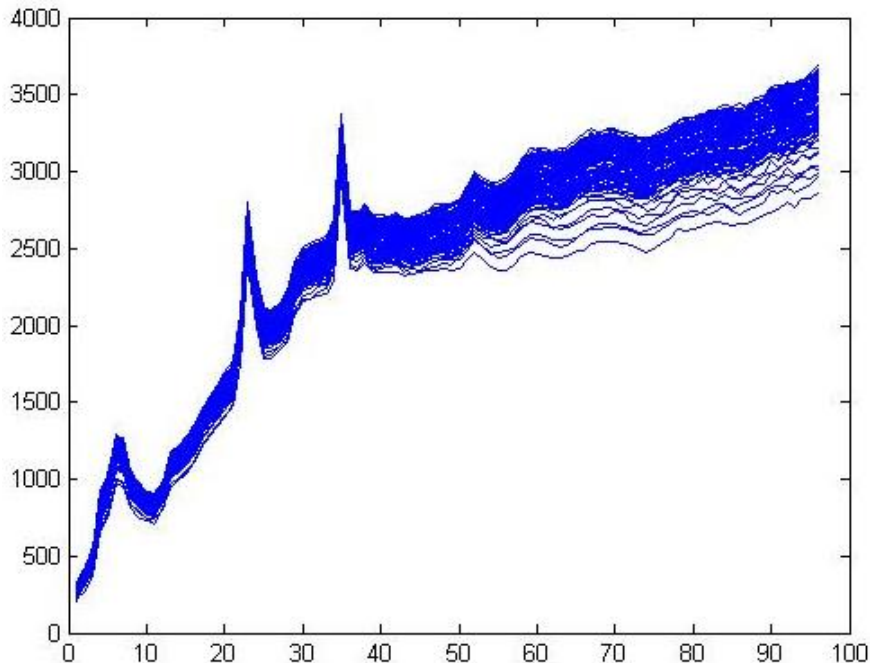


Εικόνα 3.11: Η κατάσταση της επιφάνειας Spectralon που χρησιμοποιήθηκε στο πείραμα

Παρατήρηση υπερφασματικών υπογραφών

Πέρα από την προφανή οπτική αντίληψη της φθοράς της επιφάνειας Spectralon (εικόνες 3.10 - 3.11), έγινε μελέτη των υπερφασματικών υπογραφών στα σημεία τομής που προέκυψαν από έναν νοητό κάνναβο περίπου 100×100 εικονοστοιχείων από την εικόνα της επιφάνειας Spectralon τοποθετημένη στον θώρακα (εικόνα 3.9). Γίνεται η παραδοχή ότι σε μία τόσο μικρή επιφάνεια (περίπου 100 cm^2), ο φωτισμός είναι ομοιογενής. Η συγκεκριμένη παραδοχή ενισχύεται και από το γεγονός ότι στην κεντρική περιοχή του θώρακα δεν δημιουργούνται σκιάσεις. Επομένως, οι διαφορές οφείλονται κατά κύριο λόγο σε αλλοιώσεις της επιφάνειας.

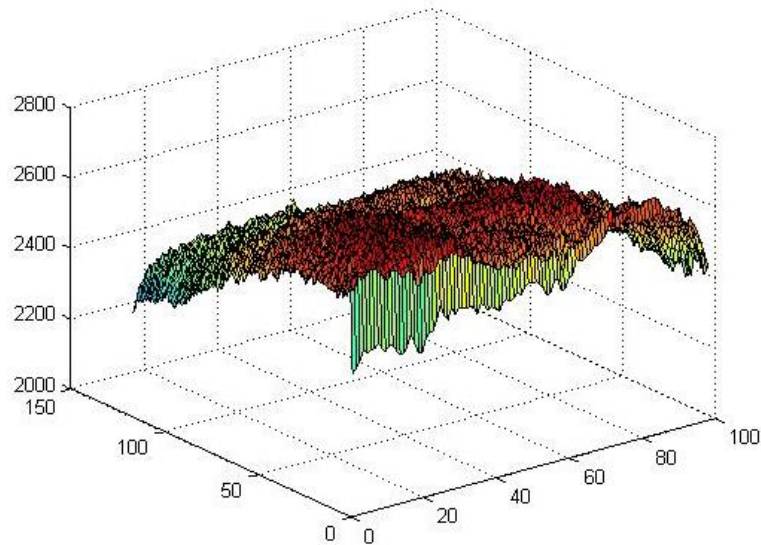
Οι υπογραφές εξήχθησαν από την υπερφασματική εικόνα με το ίδιο βήμα κατά τον άξονα των τεταγμένων (γραμμές εικόνας) και κατά τον άξονα των τετμημένων (στήλες εικόνας), το οποίο ήταν 10 εικονοστοιχεία. Αυτές οι υπογραφές απεικονίζονται στο διάγραμμα 3.2. Όπως παρατηρούμε στο συγκεκριμένο διάγραμμα, η απόσταση είναι σημαντική, αν και πρόκειται για εικονοστοιχεία που πάνω στην επιφάνεια αναφοράς απέχουν μόλις μερικές δεκάδες εικονοστοιχεία, δηλαδή πρακτικά μερικά χιλιοστά (υπενθυμίζεται ότι η χωρική διακριτική ικανότητα στις εικόνες είναι περίπου 1.3 mm). Επιπλέον, παρατηρούμε ότι καθώς κινούμαστε προς το εγγύς υπέρυθρο, η απόσταση αυξάνεται σημαντικά και η μέγιστη διαφορά φωτεινότητας αγγίζει την τιμή 1500 (περίπου). Σε ένα διάγραμμα που η μέγιστη τιμή είναι περίπου 4000, η τιμή 1500 αντιστοιχεί σε ποσοστό 40%.



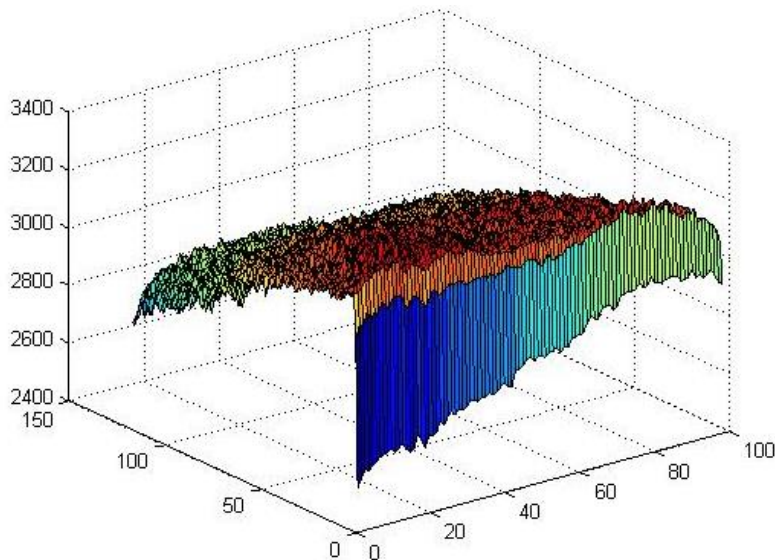
Διάγραμμα 3.2: Υπερφασματικές υπογραφές οι οποίες εξήχθησαν από διάφορα σημεία της επιφάνειας Spectralon

Παρατήρηση τρισδιάστατων διαγραμμάτων καναλιών

Εκτός από τη μελέτη των υπογραφών, έγινε παρατήρηση τρισδιάστατων διαγραμμάτων (διαγράμματα 3.3 - 3.4), τα οποία εξήχθησαν από την υπερφασματική εικόνα της επιφάνειας Spectralon. Πιο αναλυτικά, για τα 96 κανάλια της εικόνας, ανά 10 κανάλια δημιουργήθηκε τρισδιάστατο διάγραμμα, όπου οι δύο οριζόντιοι άξονες αντιστοιχούν στους άξονες της εικόνας (i,j) και ο τρίτος άξονας απεικονίζει την τιμή φωτεινότητας (ακτινοβολία) στο εκάστοτε εικονοστοιχείο $z(i,j)$. Το διάγραμμα 3.3 αντιστοιχεί σε ένα κόκκινο κανάλι του ορατού φάσματος. Παρατηρούμε ότι τις περισσότερες φθορές έχει υποστεί η μία από τις τέσσερις πλευρές της επιφάνειας. Το διάγραμμα 3.4 αντιστοιχεί σε ένα εγγύς υπέρυθρο κανάλι. Παρατηρούμε ότι οι αλλοιώσεις της επιφάνειας επηρεάζουν περισσότερο το εγγύς υπέρυθρο τμήμα του φάσματος από ότι το ορατό. Το συγκεκριμένο συμπέρασμα συμφωνεί με τα συμπεράσματα της παρατήρησης των υπερφασματικών υπογραφών που προαναφέρθηκαν.



Διάγραμμα 3.3: Τρισδιάστατο διάγραμμα της επιφάνειας αναφοράς σε ένα κόκκινο κανάλι του ορατού φάσματος



Διάγραμμα 3.4: Τρισδιάστατο διάγραμμα της επιφάνειας αναφοράς σε ένα εγγύς υπέρυθρο κανάλι

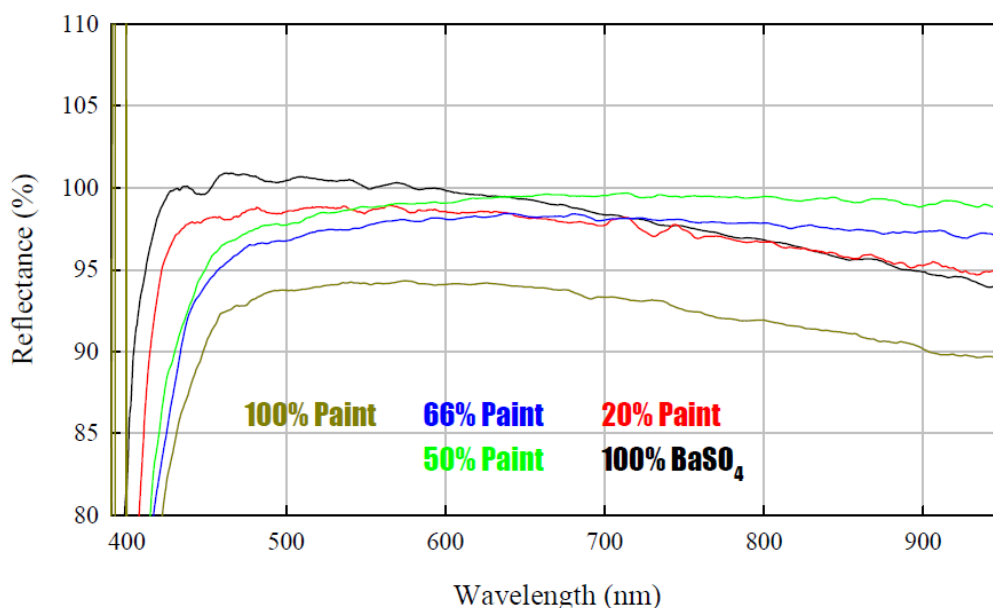
Από τα παραπάνω είναι προφανές ότι η επιφάνεια Spectralon που βρισκόταν στη διάθεσή μας ήταν ακατάλληλη για να χρησιμοποιηθεί ως επιφάνεια αναφοράς. Ένας επιπλέον λόγος απόρριψης της πρώτης σκέψης επίλυσης του προβλήματος (σάρωση της επιφάνειας αναφοράς σε πολλαπλές θέσεις και χρήση μοντέλου παρεμβολής) ήταν το γεγονός ότι θα χρειαζόντουσαν απαγορευτικά πολλές λήψεις της spectralon επιφάνειας, προκειμένου να εξασφαλιστεί ένα αντιπροσωπευτικό μοντέλο παρεμβολής. Αυτή η διαδικασία θα αποδεικνυόταν ιδιαίτερα χρονοβόρα, τόσο στη φάση των υπερφασματικών σαρώσεων, όσο και στη φάση του υπολογισμού της τελικής επιφάνειας αναφοράς μέσω του μοντέλου παρεμβολής. Για τους προαναφερθέντες λόγους, έγινε προσπάθεια εύρεσης διαφορετικών λύσεων.

3.2.2 Μελέτη των ιδιοτήτων του θειικού βαρίου (BaSO₄)

Η αμέσως καλύτερη εναλλακτική λύση μετά τη χρήση της επιφάνειας Spectralon ήταν να βαφτεί το κόντρα πλακέ που χρησιμοποιήθηκε ως φόντο (από την πίσω πλευρά), με λευκό χρώμα αναμιγμένο με θειικό βάριο.

Το θειικό βάριο (barium sulfate - BaSO₄) είναι μία λευκή σκόνη η οποία έχει ιστορικά χρησιμοποιηθεί ως πρότυπο επιφανειών αναφοράς (Weidner and Hsia, 1981), καθώς είναι μία εξαιρετικά οικονομική λύση. Ωστόσο, το καθαρό θειικό βάριο απομακρύνεται εύκολα από τις επιφάνειες που καλύπτονται με αυτό. Για να αυξηθεί η αντοχή, οι Knighton και Bugbee (2005) πρότειναν την ανάμιξή του με πλαστικό λευκό χρώμα. Οι συγκεκριμένοι ερευνητές μέτρησαν με φασματοραδιόμετρο την ανακλαστικότητα και την αντοχή διαφορετικών αναλογιών λευκού πλαστικού χρώματος και θειικού βαρίου στο φασματικό εύρος 430 nm έως 950 nm. Οι αναλογίες κυμαίνονταν από 10% έως 90% και η αντοχή ελέγχθηκε μέσω τριβής με χαρτί περιτυλίγματος. Πριν την ανάμιξη το χρώμα και το θειικό βάριο ζυγίστηκαν και αναμίχθηκαν με μικρή ποσότητα νερού.

Τα αποτελέσματα του πειράματος έδειξαν ότι η ανακλαστικότητα του καθαρού θειικού βαρίου αναμιγμένου με νερό ήταν κατά 1% μεγαλύτερη από μίας επιφάνειας Spectralon για τα μήκη κύματος 425 nm έως 600 nm, αλλά ήταν μικρότερη για μήκη κύματος μεγαλύτερα από 600 nm. Επίσης, η ανακλαστικότητα του καθαρού χρώματος ήταν περίπου 7% χαμηλότερη από του θειικού βαρίου σε όλα τα μήκη κύματος (διάγραμμα 3.5).



Διάγραμμα 3.5: Υπογραφές ανακλαστικότητας για διαφορετικές αναλογίες BaSO₄ και λευκού πλαστικού χρώματος

Πηγή: Knighton & Bugbee, A Mixture of Barium Sulfate and White Paint is a Low-Cost Substitute Reflectance Standard for Spectralon, 2005

Αναφορικά με την αντοχή, παραμένει σχετικά σταθερή σε ποσοστά χρώματος μικρότερα από 20% και έπειτα αυξάνεται απότομα μέχρι το ποσοστό χρώματος 40%. Επιπλέον, για ποσοστά μεγαλύτερα από 40%, αυξάνεται γραμμικά με την αύξηση της ποσότητας λευκού χρώματος στο μίγμα.

Οι Knighton και Bugbee (2005) συμπέραναν ότι η ανάμιξη του BaSO₄ με λευκό πλαστικό χρώμα αυξάνει σημαντικά την αντοχή του, αλλά ελαττώνει την ανακλαστικότητά του. Επίσης, παρατήρησαν ότι η μέση ανακλαστικότητα παραμένει σχετικά σταθερή στο εύρος 430 nm έως 950 nm όταν η αναλογία BaSO₄/χρώμα είναι ίση (50% χρώμα) (διάγραμμα 3.5).

Είναι ευνόητο από τα παραπάνω ότι η χρήση του μίγματος του θειικού βαρίου και λευκού πλαστικού χρώματος ήταν μία αρκετά καλή και οικονομική εναλλακτική λύση. Αξίζει να αναφερθεί ότι η συγκεκριμένη ανόργανη ένωση δεν είναι επικίνδυνη όταν εισπνέεται. Ωστόσο, επειδή δεν ήταν για πρακτικούς λόγους δυνατό να βαφτεί το φόντο στο ιατρείο, εφαρμόστηκε μία διαφορετική, απλούστερη τελική λύση, η οποία ήταν η τοποθέτηση καινούριου λευκού χαρτιού εκτυπωτή πάνω στο φόντο (εικόνα 3.12).



Εικόνα 3.12: Λευκό χαρτί εκτυπωτή τοποθετημένο πάνω στο φόντο

3.2.3 Μελέτη των ιδιοτήτων του λευκού χαρτιού εκτυπωτή

Ακολουθεί η μελέτη η οποία οδήγησε στην επιλογή του λευκού χαρτιού εκτυπωτή ως την καταλληλότερη επιφάνεια αναφοράς.

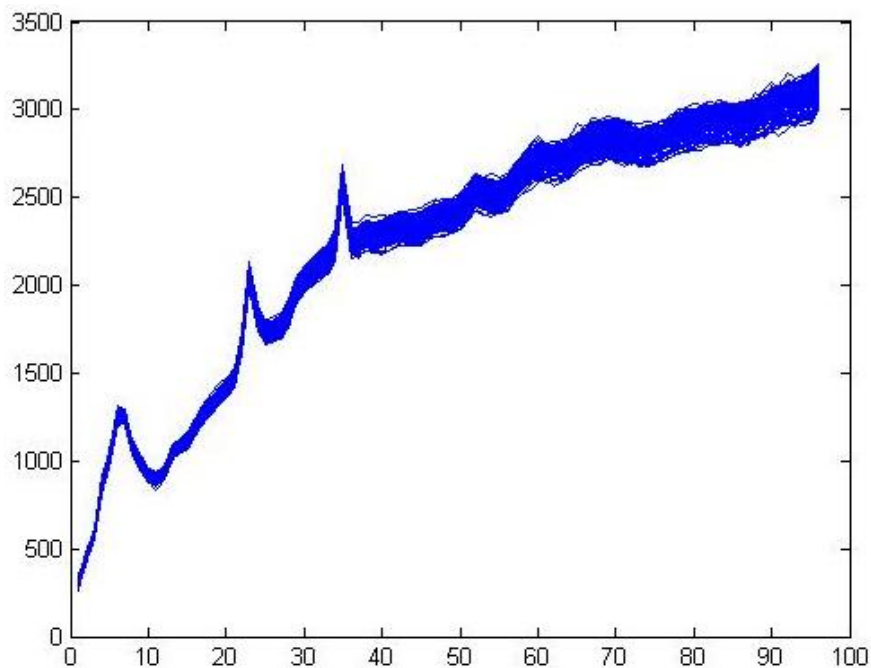
Παρατήρηση υπερφασματικών υπογραφών

Έγινε μελέτη των υπερφασματικών υπογραφών στα σημεία τομής που προέκυψαν από έναν νοητό κάνναβο περίπου 100 x 100 εικονοστοιχείων από την εικόνα του λευκού χαρτιού τοποθετημένη πάνω στο φόντο (εικόνα 3.12). Η περιοχή από την οποία εξήχθησαν οι

υπογραφές, ήταν η ίδια με την περιοχή που εξήχθησαν οι αντίστοιχες υπογραφές της επιφάνειας Spectralon (κεφάλαιο 3.2.1). Επιλέχθηκε η ίδια περιοχή έτσι ώστε η σύγκριση των υπερφασματικών υπογραφών του λευκού χαρτιού και της επιφάνειας Spectralon να είναι όσο το δυνατόν πιο κατάλληλη. Όπως και στην περίπτωση της επιφάνειας Spectralon, γίνεται η παραδοχή ότι σε μία τόσο μικρή επιφάνεια (περίπου 100 cm²), η οποία μάλιστα βρίσκεται στην κεντρική περιοχή του θώρακα (δεν δημιουργούνται σκιάσεις), ο φωτισμός είναι ομοιογενής. Επομένως, οι διαφορές οφείλονται κατά κύριο λόγο σε αλλοιώσεις της επιφάνειας.

Οι υπογραφές εξήχθησαν από την υπερφασματική εικόνα με το ίδιο βήμα κατά τον άξονα των τεταγμένων (γραμμές εικόνας) και κατά τον άξονα των τετμημένων (στήλες εικόνας), το οποίο ήταν 10 εικονοστοιχεία (με τον ίδιο τρόπο εξήχθησαν και από την επιφάνεια Spectralon). Αυτές οι υπογραφές απεικονίζονται στο διάγραμμα 3.6.

Όπως παρατηρούμε στο συγκεκριμένο διάγραμμα, η απόσταση μεταξύ των υπερφασματικών υπογραφών είναι μικρότερη από την απόσταση των αντίστοιχων υπογραφών στην επιφάνεια Spectralon (διάγραμμα 3.2). Επομένως, η χρήση του λευκού χαρτιού εκτυπωτή είναι καλύτερη λύση, για τη μετατροπή των υπογραφών ακτινοβολίας των εικόνων των ασθενών σε υπογραφές ανακλαστικότητας. Αξίζει να αναφερθεί ότι και εδώ, η απόσταση των υπογραφών αυξάνεται καθώς κινούμαστε προς το εγγύς υπέρυθρο (η απόσταση εδώ βέβαια είναι μικρότερη).



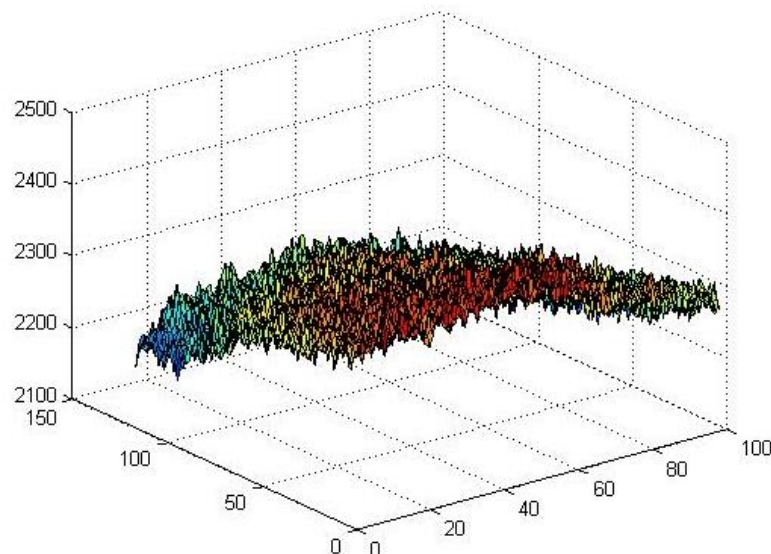
Διάγραμμα 3.6: Υπερφασματικές υπογραφές οι οποίες εξήχθησαν από διάφορα σημεία της επιφάνειας του λευκού χαρτιού (αντίστοιχα της επιφάνειας Spectralon)

Παρατήρηση τρισδιάστατων διαγραμμάτων καναλιών

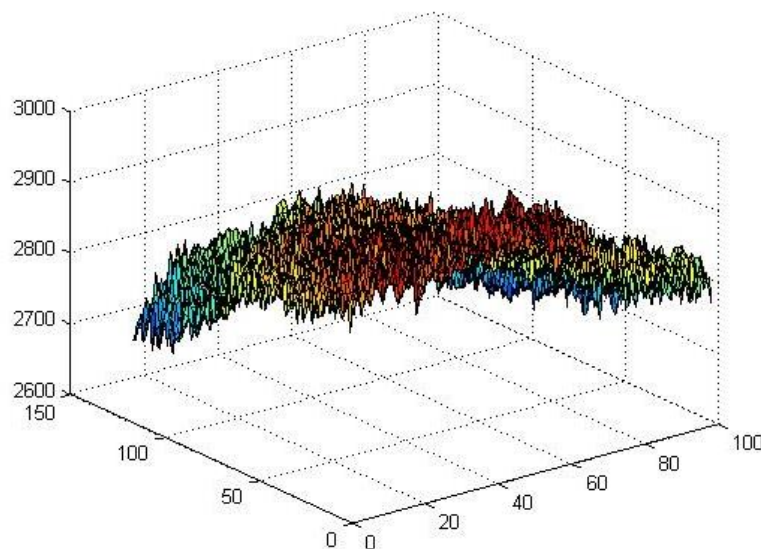
Όπως και στην περίπτωση της επιφάνειας Spectralon, εκτός από τη μελέτη των υπογραφών, έγινε παρατήρηση τρισδιάστατων διαγραμμάτων (διαγράμματα 3.7 - 3.8), τα οποία εξήχθησαν από την υπερφασματική εικόνα του λευκού χαρτιού. Η περιοχή από την οποία εξήχθησαν τα τρισδιάστατα διαγράμματα, ήταν η ίδια με την περιοχή που εξήχθησαν τα αντίστοιχα διαγράμματα της επιφάνειας Spectralon. Με παρόμοια λογική, για τα 96 κανάλια της εικόνας, ανά 10 κανάλια δημιουργήθηκε τρισδιάστατο διάγραμμα, όπου οι δύο οριζόντιοι άξονες

αντιστοιχούν στους άξονες της εικόνας (i,j) και ο τρίτος άξονας απεικονίζει την τιμή φωτεινότητας (ακτινοβολία) στο εκάστοτε εικονοστοιχείο $z(i,j)$. Το διάγραμμα 3.7 αντιστοιχεί στο ίδιο κόκκινο κανάλι του ορατού φάσματος που απεικονίζεται στο διάγραμμα 3.3. Παρατηρούμε ότι εδώ εξαλείφεται το πρόβλημα των ακραίων πλευρών που υπήρχε στην επιφάνεια Spectralon.

Το διάγραμμα 3.8 αντιστοιχεί στο ίδιο εγγύς υπέρυθρο κανάλι που απεικονίζεται στο διάγραμμα 3.4. Παρατηρούμε και εδώ ότι εξαλείφεται το πρόβλημα των ακραίων πλευρών που υπήρχε στην επιφάνεια Spectralon. Επίσης, οι τιμές απέχουν περισσότερο μεταξύ τους σε σχέση με το κόκκινο κανάλι (λιγότερο βέβαια από την αντίστοιχη απόσταση στην επιφάνεια αναφοράς).



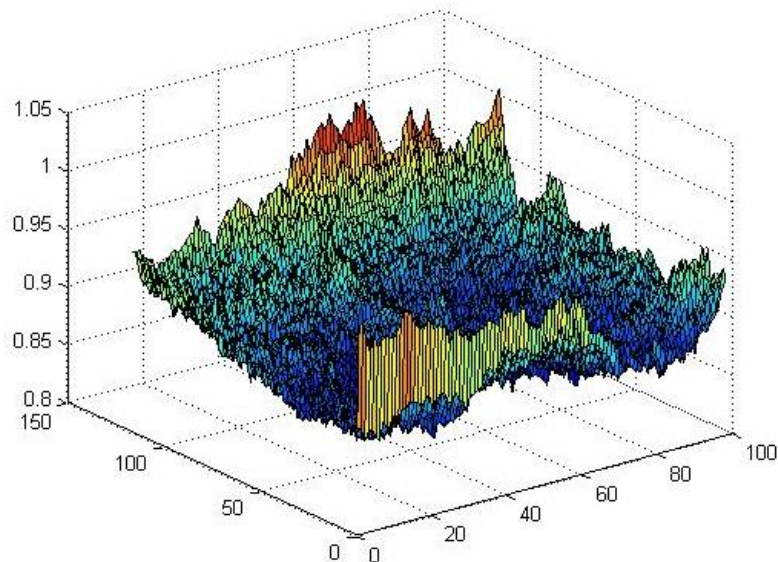
Διάγραμμα 3.7: Τρισδιάστατο διάγραμμα της ακτινοβολίας του λευκού χαρτιού σε ένα κόκκινο κανάλι (η περιοχή είναι ίδια με αυτήν του διαγράμματος 3.3)



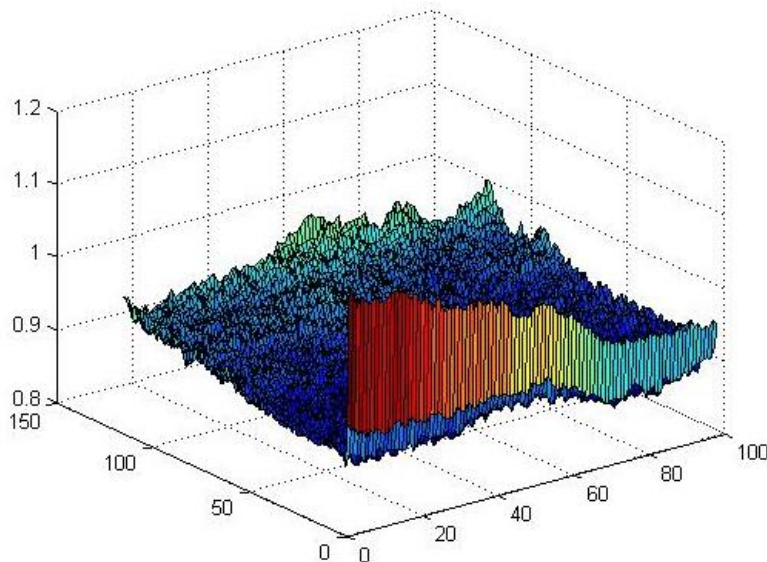
Διάγραμμα 3.8: Τρισδιάστατο διάγραμμα της ακτινοβολίας του λευκού χαρτιού σε ένα εγγύς υπέρυθρο κανάλι (η περιοχή είναι ίδια με αυτήν του διαγράμματος 3.3)

Από τα διαγράμματα που προαναφέρθηκαν, έγινε κατανοητό ότι η επιφάνεια του λευκού χαρτιού εκτυπωτή ήταν πιο ομοιογενής από την επιφάνεια Spectralon που διέθεσε το

Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης για την εκπόνηση του πειράματος. Πέραν των συγκεκριμένων διαγραμμάτων, δημιουργήθηκαν δύο επιπλέον (διαγράμματα 3.9 - 3.10) μέσω της διαίρεσης των τιμών ακτινοβολίας του λευκού χαρτιού με τις αντίστοιχες τιμές ακτινοβολίας της επιφάνειας Spectralon. Με άλλα λόγια διαιρέθηκαν τα τρισδιάστατα διαγράμματα 3.7 και 3.8 με τα διαγράμματα 3.3 και 3.4 αντίστοιχα. Από την παρατήρηση των διαγραμμάτων 3.9 (κόκκινο κανάλι) και 3.10 (εγγύς υπέρυθρο κανάλι), συμπεραίνουμε ότι η μέση ανακλαστικότητα του χαρτιού είναι περίπου 85%. Όπως ήταν αναμενόμενο, η ανακλαστικότητα του χαρτιού υπερβαίνει το 100% στις πλευρές της επιφάνειας αναφοράς που παρουσίαζαν τη μεγαλύτερη φθορά.



Διάγραμμα 3.9: Τρισδιάστατο διάγραμμα της ανακλαστικότητας του λευκού χαρτιού σε ένα κόκκινο κανάλι



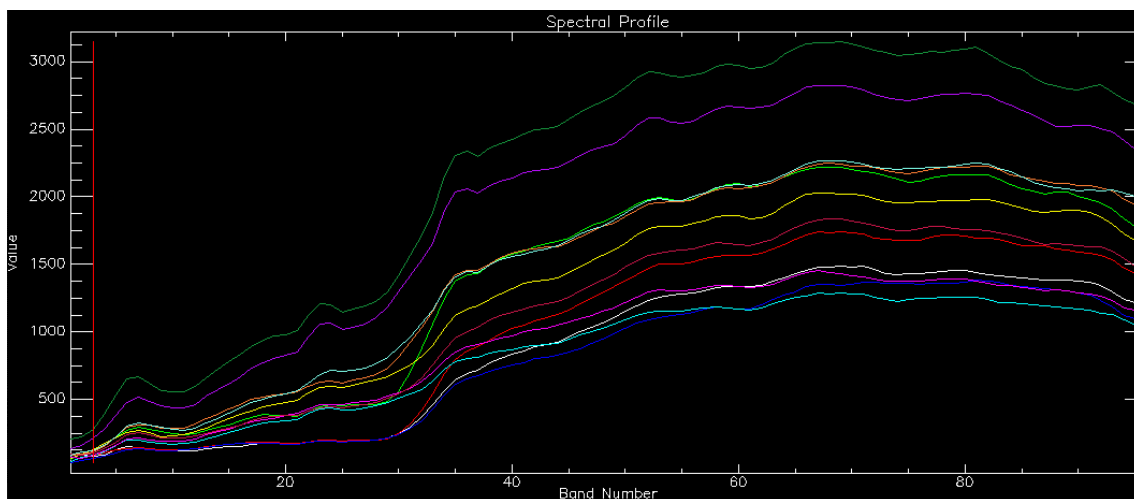
Διάγραμμα 3.10: Τρισδιάστατο διάγραμμα της ανακλαστικότητας του λευκού χαρτιού σε ένα εγγύς υπέρυθρο κανάλι

Συμπερασματικά, τα πλεονεκτήματα του λευκού χαρτιού εκτυπωτή ήταν: (a) η μεγαλύτερη ομοιογένεια σε σχέση με την επιφάνεια Spectralon, (b) το σχετικά μεγάλο ποσοστό ανακλαστικότητας, (c) η κάλυψη ολόκληρης της επιφάνειας του φόντου, (d) η ευκολία της εφαρμογής και (e) το οικονομικό συμφέρον καθώς είναι μία εξαιρετικά φθηνή λύση.

Με την τελική επιλογή του λευκού χαρτιού εκτυπωτή ως επιφάνεια αναφοράς, είχαμε στη διάθεσή μας κατάλληλες υπογραφές ανακλαστικότητας για επίπεδα αντικείμενα. Πιο αναλυτικά, στις υπογραφές ανακλαστικότητας των υπερφασματικών εικόνων των ασθενών παραμένει η επίδραση του αναγλύφου, η οποία αλλοιώνει τις υπογραφές. Η επίδραση του αναγλύφου είναι πιο έντονη όσον αφορά την κατακόρυφη μετάθεση των υπογραφών. Ανάγνωση της αναλυτικής μελέτης επίδρασης του αναγλύφου στο φωτισμό μπορεί να γίνει στη διπλωματική εργασία της Μαρίας Κρεμεζή (2016).

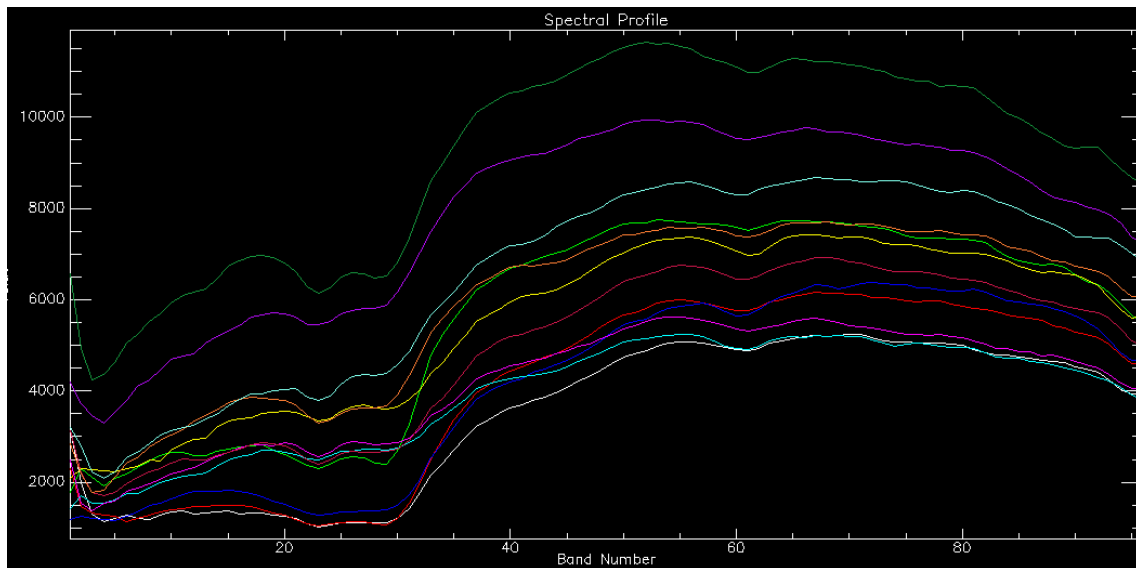
Στο διάγραμμα 3.11 απεικονίζονται υπογραφές ακτινοβολίας από διάφορα σημεία του σώματος ενός ασθενή (υγιή και ασθενή). Στο διάγραμμα 3.12 απεικονίζονται οι υπογραφές ανακλαστικότητας (χρησιμοποιώντας το λευκό χαρτί) των σημείων του διαγράμματος 3.11 (ίδια χρώματα δείχνουν ίδια σημεία). Και στα δύο εν λόγω διαγράμματα οι υπογραφές με τις χαμηλότερες τιμές ακτινοβολίας αντιστοιχούν χαμηλά στην περιοχή των κάτω άκρων (γάμπες), οι υπογραφές με τις υψηλότερες τιμές αντιστοιχούν χαμηλά στην περιοχή του κορμού (μέση), και οι ενδιάμεσες υπογραφές αντιστοιχούν ψηλά στην περιοχή των κάτω άκρων (μηροί).

Αξίζει να αναφερθεί ότι στις υπογραφές και των δύο εν λόγω διαγραμμάτων, έχει εφαρμοστεί εξομάλυνση με φίλτρο Savitzky - Golay χρησιμοποιώντας πολυώνυμο 3^{ου} βαθμού και μέγεθος παραθύρου 5 τιμές (κεφάλαιο 2.6.2). Επίσης, σημειώνεται ότι οι τιμές ανακλαστικότητας όλων των εικόνων πολλαπλασιάστηκαν με 10000 για πρακτικούς λόγους ευκολίας.

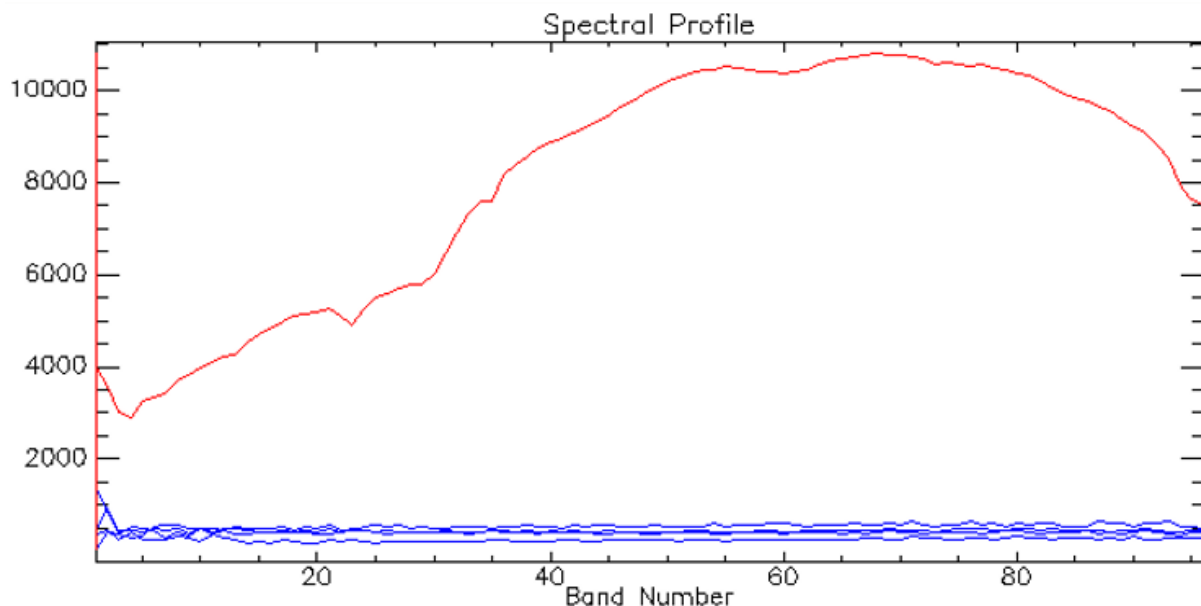


Διάγραμμα 3.11: Υπογραφές ακτινοβολίας από διάφορα σημεία (υγιή και ασθενή) ενός ασθενή

Στο διάγραμμα 3.13 φαίνεται η πολύ χαμηλή ανακλαστικότητα του μαύρου φόντου (κεφάλαιο 3.1.2) (οι υπογραφές του φόντου απεικονίζονται με μπλε χρώμα). Για καλύτερη οπτική σύγκριση απεικονίζεται και μία υπερφασματική υπογραφή δέρματος (κόκκινο χρώμα). Επομένως, η επιλογή του συγκεκριμένου είδους μαύρου χρώματος (χρώμα black classic της Vitex) ήταν κατάλληλη για την εκτέλεση του πειράματος.



Διάγραμμα 3.13: Υπογραφές ανακλαστικότητας από διάφορα σημεία (υγιή και ασθενή) ενός ασθενή (τα σημεία είναι ίδια με αυτά του διαγράμματος 3.11 και τα χρώματα είναι αντίστοιχα)



Διάγραμμα 3.12: Οι πολύ χαμηλής ανακλαστικότητας του φόντου (μπλε) και μία υπογραφή δέρματος (κόκκινο) η οποία απεικονίζεται για καλύτερη σύγκριση

3.3 Ανάλυση Υπογραφών

Σε αυτήν την ενότητα περιγράφονται τα βήματα τα οποία εφαρμόστηκαν για την εξαγωγή των χρήσιμων φασματικών ιδιοτήτων που οδήγησαν στη διάκριση του ερυθήματος από τις υπόλοιπες κατηγορίες.

3.3.1 Αφαίρεση καναλιών

Αφού έγινε επιλογή της τελικής επιφάνειας αναφοράς (λευκό χαρτί), οι υπογραφές ακτινοβολίας (radiance) της κάθε υπερφασματικής εικόνας ασθενούς μετατράπηκαν σε

υπογραφές ανακλαστικότητας (reflectance). Αξίζει να αναφερθεί ότι από τις υπογραφές ανακλαστικότητας αφαιρέθηκαν συνολικά 16 κανάλια. Συγκεκριμένα, αφαιρέθηκαν τα κανάλια 1- 10, 22 - 24 και 34 - 36.

Τα δέκα πρώτα κανάλια αφαιρέθηκαν λόγω ύπαρξης έντονου θορύβου. Αυτά τα κανάλια αντιστοιχούν στα παρακάτω μήκη κύματος (nm):

465.6, 470.4, 475.1, 479.9, 484.7, 489.5, 494.3, 499.2, 504.0, 508.9

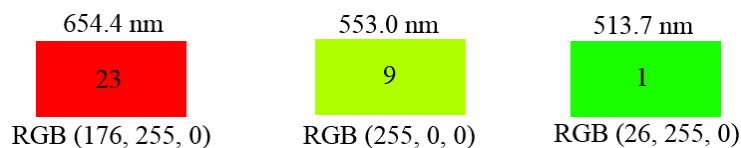
Τα κανάλια 22 - 24 και τα κανάλια 34 - 36 αφαιρέθηκαν διότι σχημάτιζαν ανεπιθύμητες κορυφές στις υπογραφές λόγω του φωτισμού των λαμπτήρων φθορισμού της οροφής του ιατρείου (Κρεμεζή, 2016). Αυτές οι κορυφές είναι προφανείς σε όλα τα δισδιάστατα διαγράμματα των υπογραφών της επιφάνειας Spectralon και του λευκού χαρτιού, τα οποία παρουσιάστηκαν στα κεφάλαια 3.2.1 και 3.2.3.

Τα κανάλια 22 - 24 αντιστοιχούν στα μήκη κύματος (568.0, 573.0, 578.0) nm και τα κανάλια 34 - 36 αντιστοιχούν στα μήκη κύματος (628.7, 633.8, 638.9) nm. Οι συγκεκριμένες κορυφές δεν εξαλείφονταν στις υπογραφές ανακλαστικότητας, που υπολογίστηκαν διαιρώντας τις τιμές ακτινοβολίας της εικόνας του ασθενή με τις τιμές ακτινοβολίας της εικόνας του λευκού χαρτιού (διαγράμματα 3.11 - 3.12). Επομένως, αφαιρέθηκαν για να αποφευχθεί η σύγχυση στις παρατηρήσεις των υπερφασματικών υπογραφών.

Τελικά, εφόσον αφαιρέθηκαν συνολικά 16 κανάλια, η τρίτη διάσταση των υπερφασματικών εικόνων που τέθηκαν σε επεξεργασία ήταν 80 κανάλια.

3.3.2 Δειγματοληψία υπογραφών

Σε αυτές τις τελικές εικόνες (με τα 80 κανάλια), έγινε δειγματοληψία υπογραφών από τρεις κατηγορίες οι οποίες ήταν το υγιές δέρμα, το ερύθημα (κεφάλαιο 2.4) και τα λέπια (κεφάλαιο 2.4). Η δειγματοληψία έγινε από διάφορες εικόνες του δείγματος εκπαίδευσης (10 ασθενείς) έτσι ώστε να καλυφθούν διαφορετικές περιπτώσεις υγιούς και ασθενούς δέρματος. Αξίζει να αναφερθεί ότι οι υπογραφές εξήχθησαν παρατηρώντας το έγχρωμο σύνθετο των καναλιών 23, 9 και 1 τα οποία αντιστοιχούν στα μήκη κύματος 654.4 nm, 553.0 nm και 513.7 nm αντίστοιχα. Το συγκεκριμένο σύνθετο επιλέχθηκε μετά από δοκιμές διότι ήταν αυτό που προσέγγιζε καλύτερα το φυσικό έγχρωμο. Αξίζει να σημειωθεί ότι στα διαθέσιμα κανάλια έλλειπαν όλα τα μήκη κύματος του μπλε, καθώς όπως προαναφέρθηκε αφαιρέθηκαν τα 10 πρώτα κανάλια λόγω θορύβου. Αυτά τα 10 πρώτα κανάλια ήταν τα μόνα τα οποία κατέγραφαν την ανακλώμενη ακτινοβολία στο μπλε τμήμα του ορατού φάσματος. Από αυτό το γεγονός, προέκυψε το συμπέρασμα ότι η ένταση των λαμπτήρων Led (εκπέμπουν κυρίως στο μπλε τμήμα του ορατού φάσματος) που χρησιμοποιήθηκαν στο πείραμα δεν ήταν επαρκής. Στην εικόνα 3.13 απεικονίζονται τα χρώματα στα οποία αντιστοιχούν τα μήκη κύματος του έγχρωμου σύνθετου 23 - 9 - 1.

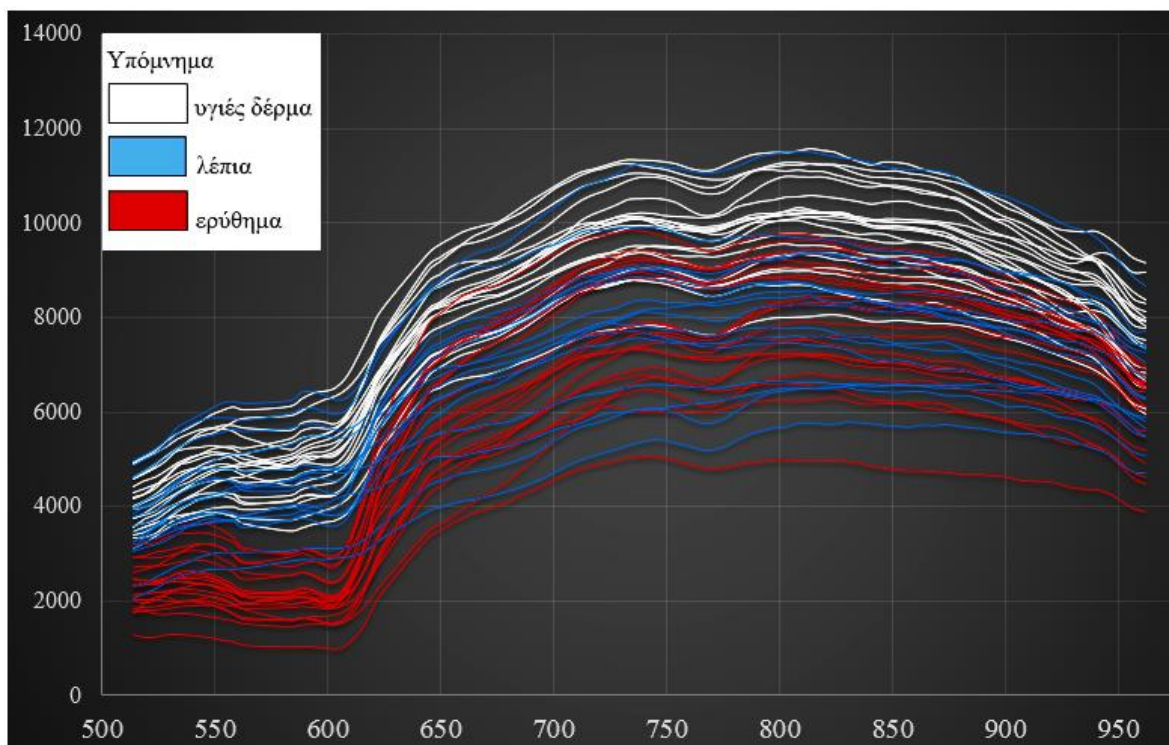


Εικόνα 3.13: Τα χρώματα τα οποία αντιστοιχούν στο έγχρωμο σύνθετο από το οποίο έγινε η δειγματοληψία των υπογραφών

Πριν την παρατήρηση των υπερφασματικών υπογραφών ανακλαστικότητας εφαρμόστηκε εξομάλυνση με το φίλτρο Savitzky - Golay (κεφάλαιο 2.6.2) χρησιμοποιώντας πολυώνυμο 3^{ου} βαθμού και μέγεθος παραθύρου 5. Ο βαθμός του πολυωνύμου και το μέγεθος του παραθύρου επιλέχθηκε μετά από δοκιμές. Το συγκεκριμένο φίλτρο όπως προαναφέρθηκε στο κεφάλαιο 2.6.2 δεν αλλοιώνει τη μορφή της υπογραφής όταν αφαιρεί τις ανωμαλίες. Σε επόμενο βήμα, παρατηρήθηκαν οι υπογραφές ανά ασθενή και όσες ήταν παρόμοιες σε μορφή (όμοιες κλίσεις) ομαδοποιήθηκαν. Έπειτα, από κάθε ομάδα υπολογίστηκε η μέση υπογραφή και σε τελικό βήμα οι μέσες υπογραφές συγκρίθηκαν μεταξύ τους (διάγραμμα 3.14).

3.3.3 Παρατήρηση υπογραφών

Παρατηρώντας τις μέσες υπογραφές ανακλαστικότητας δεν ήταν δυνατό σε γενικές γραμμές να προκύψουν φασματικές ιδιότητες που να οδηγούν σε ασφαλή διάκριση του ερυθήματος (σε αυτό επικεντρώθηκε η συγκεκριμένη διπλωματική) από τις υπόλοιπες δύο κατηγορίες οι οποίες είναι το υγιές δέρμα και τα λέπια. Η μορφή των υπογραφών είναι οπτικά πολύ όμοια και η σύγχυση των κατηγοριών είναι μεγάλη. Ωστόσο, η ανακλαστικότητα των υπογραφών του ερυθήματος είναι πιο χαμηλή (στην πλειονοψηφία των υπογραφών) από τις άλλες δύο κατηγορίες στο ορατό τμήμα του φάσματος, περίπου μέχρι τα 620 nm. Δεν συμβαίνει το ίδιο βέβαια στο εγγύς υπέρυθρο τμήμα του φάσματος όπου οι υπογραφές όλων των κατηγοριών συγχέονται.



Διάγραμμα 3.14: Οι μέσες υπογραφές ανακλαστικότητας του υγιούς δέρματος, του ερυθήματος και των λεπιών (δειγματοληψία από διάφορες εικόνες)

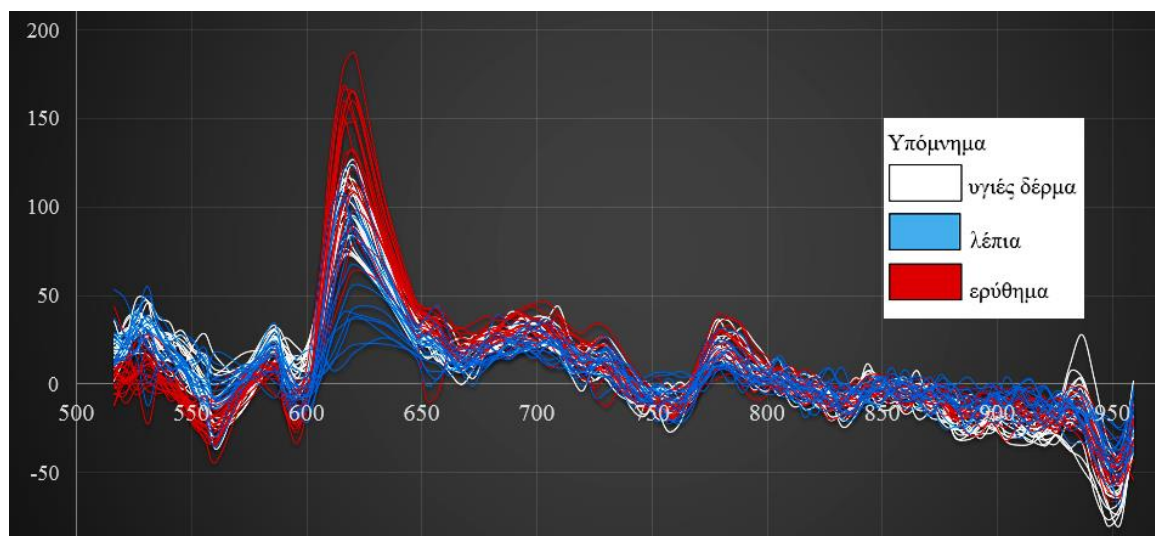
3.3.4 Εφαρμογή μεθόδων προεπεξεργασίας

Για να διαχωριστούν περισσότερο οι υπογραφές μεταξύ τους, εφαρμόστηκαν διάφοροι μέθοδοι προεπεξεργασίας και στη συνέχεια παρατηρήθηκαν οι αντίστοιχες υπογραφές. Οι

μέθοδοι που εφαρμόστηκαν ήταν η 1^η παράγωγος, το μοντέλο των Kubelka - Munk και η αφαίρεση του συνεχούς.

1^η Παράγωγος

Στις μέσες υπερφασματικές υπογραφές της πρώτης παραγώγου (διάγραμμα 3.15) παρατηρήθηκε ότι οι υπογραφές του ερυθήματος παρουσιάζουν στην πλειοψηφία μεγαλύτερη κλίση στο φασματικό εύρος 600 nm έως 650 nm. Στα υπόλοιπα μήκη κύματος, και ιδιαίτερα στα μήκη κύματος του εγγύς υπέρυθρου οι κλίσεις και των τριών κατηγοριών υπογραφών είναι όμοιες. Σημειώνεται ότι η πρώτη παράγωγος υπολογίστηκε αφαιρώντας τις διαδοχικές τιμές της ανακλαστικότητας μεταξύ τους (από την δεξιά τιμή του άξονα των τετμημένων (μήκη κύματος) αφαιρέθηκε η αριστερή).

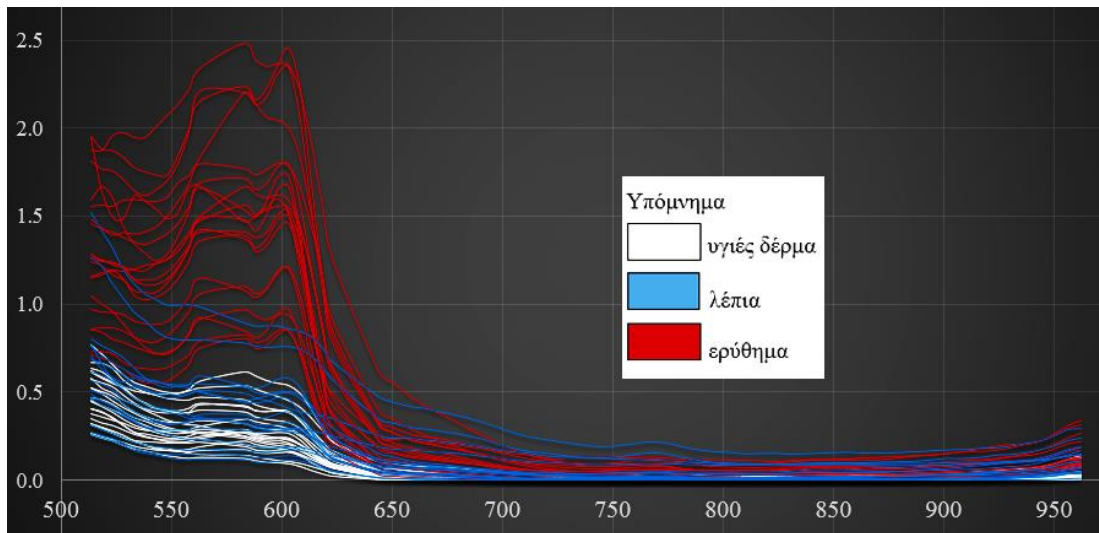


Διάγραμμα 3.15: Οι μέσες υπογραφές της 1^{ης} παραγώγου του υγιούς δέρματος, του ερυθήματος και των λεπιών (δειγματοληψία από διάφορες εικόνες)

Μοντέλο των Kubelka - Munk

Η εξίσωση του μοντέλου των Kubelka - Munk (εξίσωση 3.2) (Kubelka and Munk, 1931) προσομοιάζει το ποσό απορρόφησης της ακτινοβολίας. Στις μέσες υπογραφές οι οποίες προέκυψαν χρησιμοποιώντας την εξίσωση των Kubelka - Munk (διάγραμμα 3.16), η κατηγορία του ερυθήματος διακρίνεται αρκετά καλά από τις υπόλοιπες δύο (υγιές δέρμα και λεπία). Πιο συγκεκριμένα, η διάκριση πραγματοποιείται στο ορατό τμήμα του φάσματος μέχρι τα 620 nm περίπου, όπου οι υπογραφές του ερυθήματος βρίσκονται ψηλότερα από τις υπογραφές των υπόλοιπων κατηγοριών. Είναι εμφανές ότι ο συγκεκριμένος μετασχηματισμός αποδίδει καλύτερα από τον μετασχηματισμό της πρώτης παραγώγου και από τις ανεπεξέργαστες υπογραφές (υπογραφές ανακλαστικότητας).

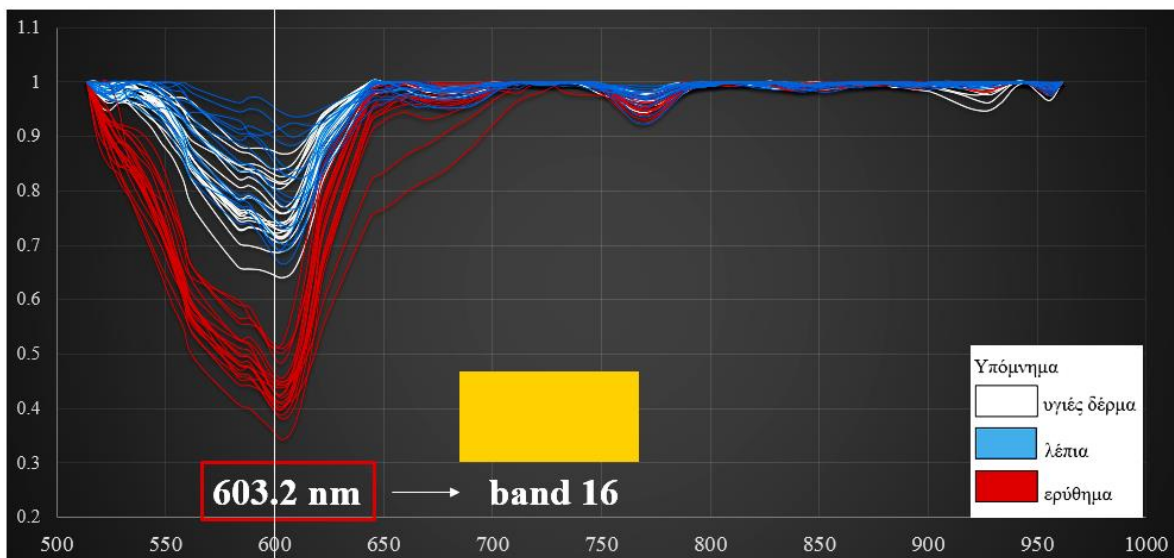
$$R_{K-M} = \frac{(1-R)^2}{2R} \quad (3.2)$$



Διάγραμμα 3.16: Οι μέσες υπογραφές του μοντέλου Kubelka - Munk του υγιούς δέρματος, του ερυθήματος και των λεπιών (δειγματοληψία από διάφορες εικόνες)

Αφαίρεση του συνεχούς

Η τελευταία μέθοδος προεπεξεργασίας που εφαρμόστηκε στις υπογραφές ανακλαστικότητας ήταν η αφαίρεση του συνεχούς (continuum removal - κεφάλαιο 2.6.1), η οποία εκτελέστηκε στο εμπορικό λογισμικό ENVI 4.8 που διατίθεται από την αμερικανική εταιρία Exelis VIS. Οι υπογραφές του συγκεκριμένου μετασχηματισμού (διάγραμμα 3.17) διακρίνονται (με διαφορά) καλύτερα από τις αντίστοιχες των προηγούμενων (πρώτη παράγωγος, μοντέλο Kubelka - Munk), όπως και από τις ανεπεξέργαστες υπογραφές. Η διάκριση εντοπίζεται στο ορατό τμήμα του φάσματος μέχρι τα 620 nm με μέγιστη διαφορά στο μήκος κύματος των 603.2 nm ή αλλιώς στο κανάλι 16 (η αρίθμηση αφορά τα 80 κανάλια). Πέραν των υπογραφών της αφαίρεσης του συνεχούς, στο διάγραμμα 3.17 απεικονίζεται και το χρώμα στο οποίο αντιστοιχεί το μήκος κύματος των 603.2 nm.

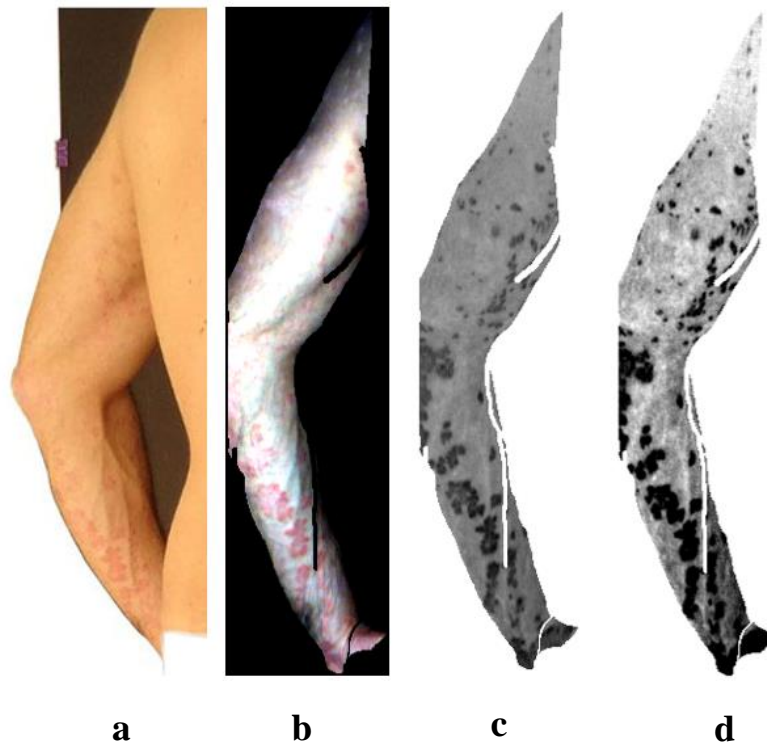


Διάγραμμα 3.17: Οι μέσες υπογραφές μετά την αφαίρεση του συνεχούς του υγιούς δέρματος, του ερυθήματος και των λεπιών (δειγματοληψία από διάφορες εικόνες)

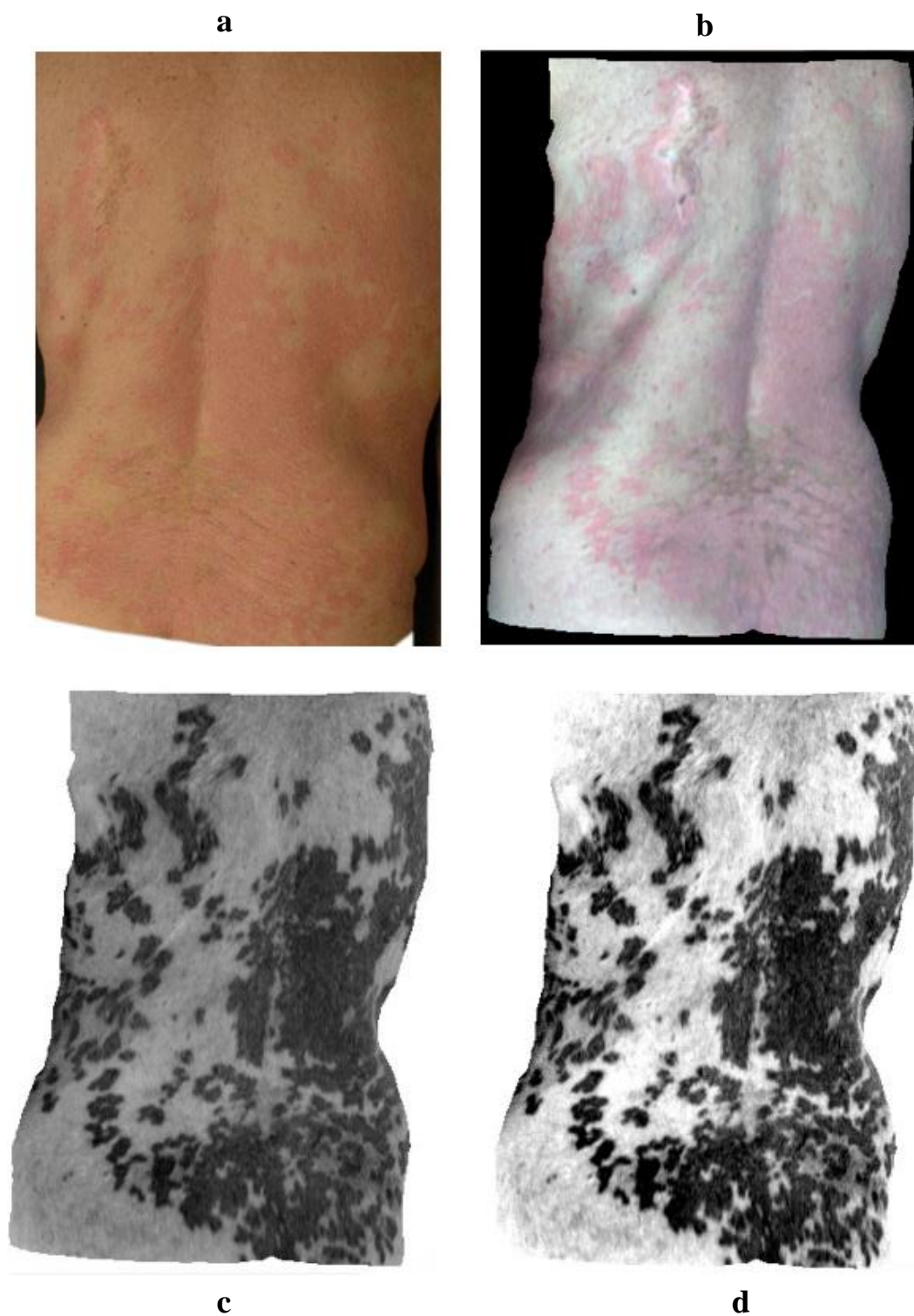
3.3.5 Παρατήρηση του καναλιού 16 (603.2 nm) μετά την αφαίρεση του συνεχούς

Παρακάτω παρουσιάζεται μία σειρά από εικόνες στις οποίες απεικονίζεται το κανάλι των 603.2 nm μετά την αφαίρεση του συνεχούς. Από την οπτική παρατήρηση των συγκεκριμένων εικόνων προκύπτει το συμπέρασμα ότι ο τόνος του ερυθήματος είναι με διαφορά πιο σκούρος από το υγιές δέρμα. Αυτό ήταν αναμενόμενο από την παρατήρηση των υπογραφών της αφαίρεσης του συνεχούς (διάγραμμα 3.17). Επίσης, παρατηρούμε ότι όσο πιο σκούρο κόκκινο είναι το ερυθήμα, τόσο πιο σκούροι είναι οι τόνοι (πιο χαμηλές τιμές).

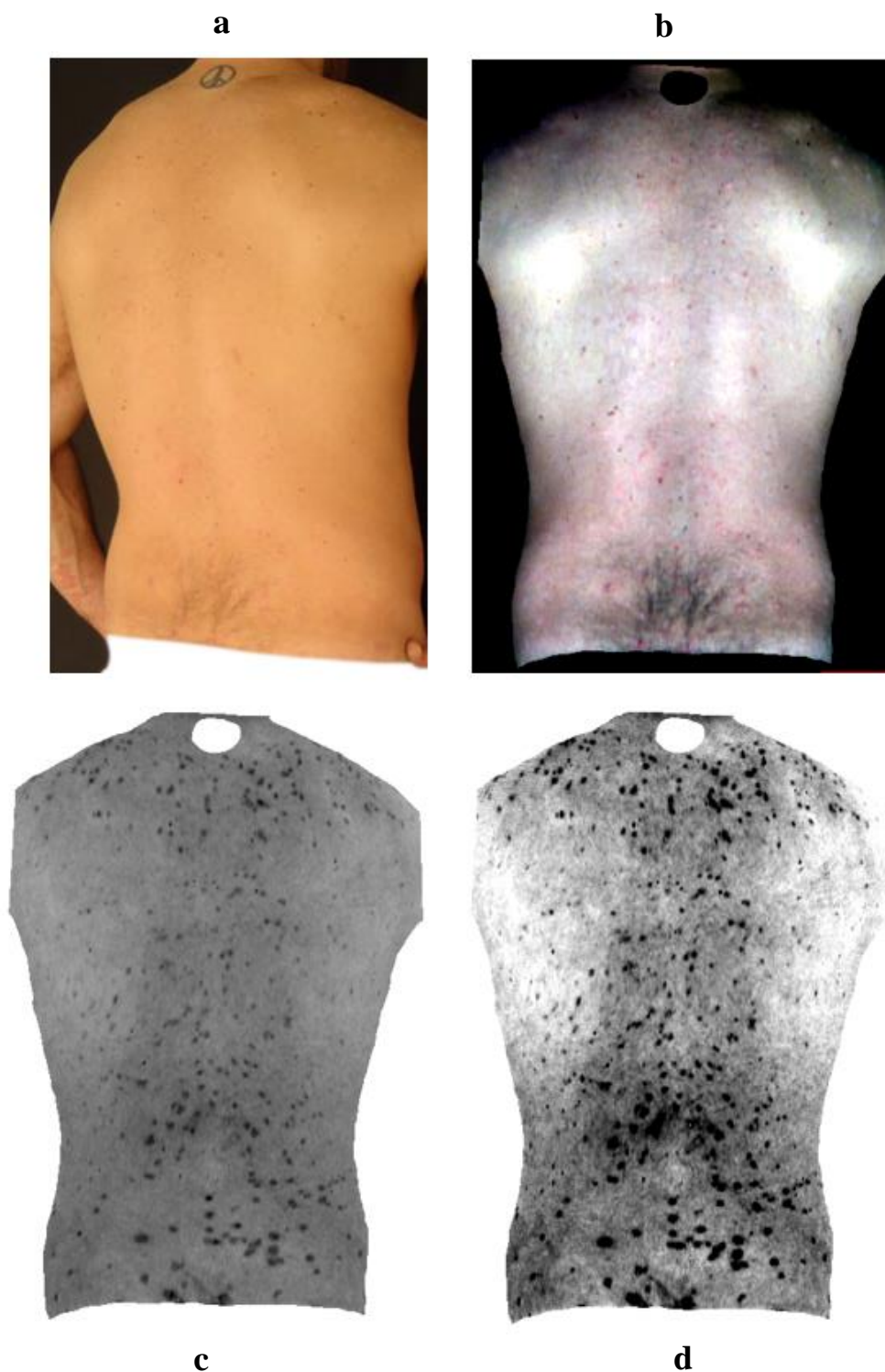
Η διαφορά του τόνου είναι εμφανής όχι μόνο σε περιπτώσεις σοβαρών περιστατικών (εικόνες 3.14 - 3.15) αλλά και στα ελαφριά περιστατικά (εικόνες 3.16 - 3.17). Αξίζει να αναφερθεί ότι στο κανάλι αφαίρεσης του συνεχούς των 603.2 nm είναι οπτικά εμφανείς (με μεγάλη άνεση) ψωριασικές πλάκες πολύ ανοιχτόχρωμου ερυθήματος, οι οποίες μετά βίας είναι ορατές σε μία εικόνα που πάρθηκε από μία ψηφιακή compact μηχανή. Πιο συγκεκριμένα οι εικόνες φυσικού έγχρωμου τραβήχτηκαν με τη ψηφιακή compact μηχανή SONY CYBER-SHOT DSC-W530 η οποία έχει ανάλυση 14 MP.



Εικόνα 3.14: Βαρύ περιστατικό (Δείγμα αξιολόγησης): (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (με γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (d): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση).



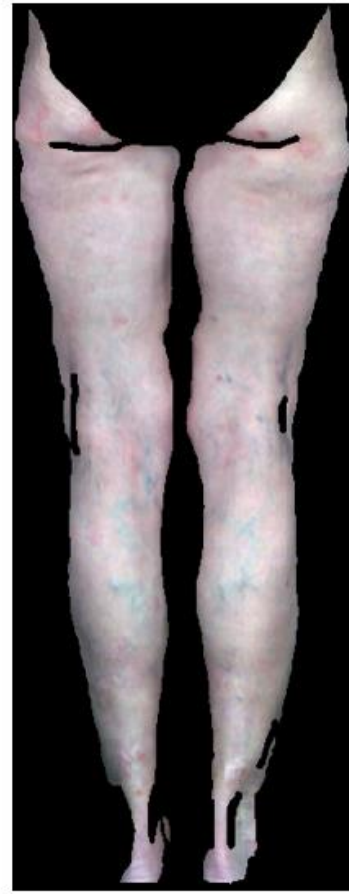
Εικόνα 3.15: Βαρύ περιστατικό (Δείγμα αξιολόγησης): (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (d): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση).



Εικόνα 3.16: Ελαφρύ περιστατικό (Δείγμα αξιολόγησης) (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (d): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση).



a



b



c

Εικόνα 3.17: Ελαφρύ περιστατικό (Δείγμα αξιολόγησης) (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (χωρίς γραμμική ενίσχυση).

3.4 Οριοθέτηση Ερυθήματος

Για την οριοθέτηση του ερυθήματος (κεφάλαιο 2.4.1) χρησιμοποιήθηκε το κανάλι των 603.2 nm (band 16), αφού πρώτα αφαιρέθηκε το συνεχές. Η λογική της οριοθέτησης βασίστηκε στην εύρεση του κατάλληλου κατωφλίου. Σημειώνεται ότι πριν την επεξεργασία των εικόνων, αφαιρέθηκαν μέσω κατάλληλης μάσκας όλα τα ανεπιθύμητα αντικείμενα. Αυτά αφορούσαν το φόντο, ρούχα (εσώρουχα και κάλτσες), μαλλιά, κοσμήματα, τατουάζ και πολύ σκιασμένες περιοχές. Η διαδικασία του μασκαρίσματος περιγράφεται αναλυτικά στη διπλωματική εργασία της Μαρίας Κρεμεζή (2016). Διευκρινίζεται ότι με αυτήν τη διαδικασία αφαιρείται το κεφάλι και ο λαιμός, καθώς όπως έχει προαναφερθεί σε αυτές τις σωματικές περιοχές δεν έγινε επεξεργασία (κεφάλαιο 3.1.3).

Η οριοθέτηση αρχικά έγινε μη αυτόματα μέσω οπτικής παρατήρησης και στη συνέχεια αυτοματοποιήθηκε. Οι διαδικασίες που ακολουθήθηκαν περιγράφονται παρακάτω:

3.4.1 Μη αυτόματη οριοθέτηση

Σε πρώτο στάδιο έγινε προσπάθεια να εφαρμοστεί με οπτική παρατήρηση κοινό κατώφλι σε εικόνες ολόκληρου του σώματος οι οποίες προηγουμένως είχαν υποστεί εξομάλυνση με το φίλτρο Savitzky - Golay (πολυώνυμο 3^{ου} βαθμού, μέγεθος παραθύρου: 5) (κεφάλαιο 2.6.2). Το κατώφλι που χρησιμοποιήθηκε (0.58) προέκυψε ως η μεσαία (median) τιμή μεταξύ της υπογραφής του ερυθήματος που βρίσκεται ψηλότερα και της υπογραφής του υγιούς δέρματος που βρίσκεται χαμηλότερα, στο μήκος κύματος των 603.2 nm (διάγραμμα 3.17). Αυτή η προσέγγιση όμως δεν απέδωσε καλά, πρώτον διότι οι εικόνες ήταν ανομοιογενώς φωτισμένες (επίδραση αναγλύφου, (Κρεμεζή, 2016)), και δεύτερον διότι οι αποχρώσεις του ερυθήματος αλλά και του υγιούς δέρματος διαφέρουν ανά σωματική περιοχή και ανά ασθενή.

Σε δεύτερο στάδιο, οι εικόνες χωρίστηκαν σε τρεις περιοχές σύμφωνα με τα πρότυπα του δείκτη PASI (κεφάλαιο 2.4 - εικόνα 2.7) οι οποίες ήταν τα άνω άκρα, ο κορμός και τα κάτω άκρα. Στη συνέχεια, σε κάθε μία από τις 60 εικόνες του δείγματος εκπαίδευσης (10 ασθενείς - 6 εικόνες ανά ασθενή) (κεφάλαιο 3.1.3), εκτιμήθηκε με οπτική παρατήρηση το καλύτερο κατώφλι. Χρησιμοποιώντας τη συγκεκριμένη προσέγγιση, το αποτέλεσμα της οριοθέτησης του ερυθήματος ήταν ικανοποιητικό για το σύνολο των εικόνων του δείγματος εκπαίδευσης (με ελάχιστες εξαιρέσεις - κεφάλαιο 3.5). Διευκρινίζεται ότι τα κατώφλια μεταβάλλονται ανά εικόνα λόγω της αλλοίωσης των υπογραφών από την επίδραση αναγλύφου (Κρεμεζή, 2016), και λόγω μεταβολής των αποχρώσεων του ερυθήματος και του υγιούς δέρματος ανά σωματική περιοχή και ανά ασθενή.

3.4.2 Αυτόματη Οριοθέτηση

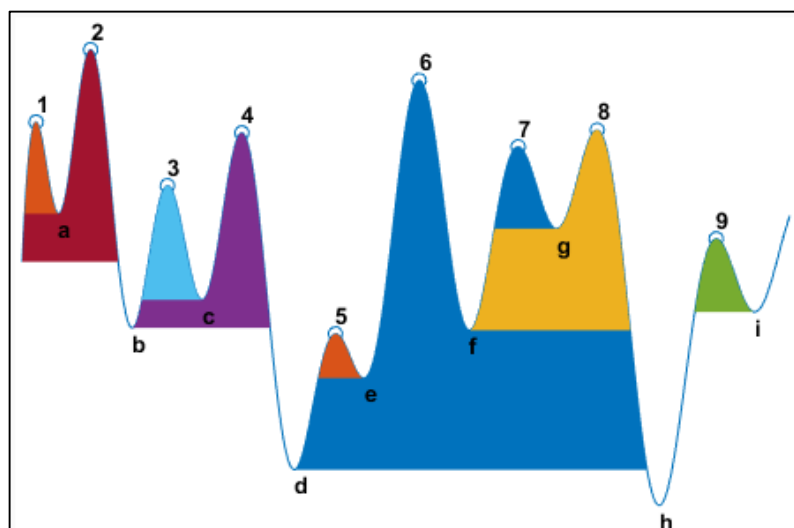
Για την επίτευξη της αυτόματης οριοθέτησης δοκιμάστηκαν δύο διαφορετικές προσεγγίσεις οι οποίες περιγράφονται παρακάτω:

a. Χρήση στατιστικών μεγεθών

Μετά την οπτική εκτίμηση του κατάλληλου κατωφλίου για κάθε εικόνα, αναζητήθηκε τρόπος αυτοματοποίησης της κατωφλίωσης. Αρχικά, έγινε προσπάθεια συσχέτισης των κατωφλίων με τα στατιστικά μεγέθη της εικόνας του μήκους κύματος των 603.2 nm (band 16) μετά την

αφαίρεση του συνεχούς. Τα στατιστικά μεγέθη τα οποία προσδιορίστηκαν ήταν η μέση τιμή (mean value), η τυπική απόκλιση (standard deviation), η μεσαία τιμή (median value), η ασυμμετρία (skewness), η κύρτωση (kurtosis), η ελάχιστη τιμή (minimum value) και η μέγιστη τιμή (maximum value). Επίσης, έγιναν διάφορες συνδυαστικές πράξεις μεταξύ των προαναφερθέντων στατιστικών μεγεθών.

Πέρα από τα παραπάνω, υπολογίστηκε και το ιστόγραμμα της εικόνας, στο οποίο στη συνέχεια εφαρμόστηκε έντονη εξομάλυνση με φίλτρο Savitzky - Golay (κεφάλαιο 2.6.2) χρησιμοποιώντας πολυώνυμο 3^{ου} βαθμού και μέγεθος παραθύρου 23. Από το ιστόγραμμα λήφθηκαν υπόψη κάποια χαρακτηριστικά, τα οποία ήταν ο αριθμός των κορυφών και οι τιμές και οι θέσεις μεγίστων και ελαχίστων. Για τον αυτόματο προσδιορισμό του αριθμού των κορυφών, χρησιμοποιήθηκε κριτήριο ελάχιστου prominence (εξηγείται παρακάτω) και ελάχιστης απόστασης κορυφών, για να αποφευχθεί ο κίνδυνος εκτίμησης μεγαλύτερου αριθμού κορυφών λόγω μη ολικής εξάλειψης των ανωμαλιών από το φίλτρο εξομάλυνσης. Το στατιστικό μέγεθος «prominence» (διάγραμμα 3.18) μετράει πόσο η κορυφή εξέχει λόγω του ύψους της και της θέσης της σε σχέση με τις άλλες κορυφές. Μία χαμηλή απομονωμένη κορυφή μπορεί να είναι πιο εξέχουσα (έχει μεγαλύτερο prominence) από μία που είναι υψηλότερη, αλλά αποτελεί μη αξιοσημείωτο μέλος μίας υψηλής σειράς. Για να υπολογιστεί το prominence μίας κορυφής σχεδιάζεται μία νοητή οριζόντια γραμμή από την κορυφή η οποία εκτείνεται αριστερά και δεξιά έως ότου: (a) τμήσει την καμπύλη (σήμα) επειδή υπάρχει υψηλότερη κορυφή ή (b) φτάσει στο αριστερό ή στο δεξί άκρο της καμπύλης. Στο επόμενο βήμα, εντοπίζεται το ελάχιστο της καμπύλης σε κάθε ένα από τα δύο διαστήματα τα οποία ορίστηκαν στο προηγούμενο βήμα. Αυτό το σημείο είναι είτε βύθισμα είτε ένα από τα ακραία σημεία της καμπύλης. Το υψηλότερο από τα δύο ελάχιστα των διαστημάτων προσδιορίζει το επίπεδο αναφοράς. Το ύψος πάνω από αυτό το επίπεδο είναι το prominence. Για παράδειγμα, το prominence της κορυφής 4 είναι η μωβ περιοχή διότι το χαμηλότερο minimum στο αριστερό διάστημα είναι το σημείο b ενώ στο δεξιό διάστημα είναι το σημείο d. Επειδή $b > d$, το prominence της κορυφής 4 είναι η κατακόρυφη απόσταση του σημείου b από το σημείο 4.



Διάγραμμα 3.18: Το στατιστικό μέγεθος «prominence»

Πηγή: Mathworks, findpeaks, n.d.

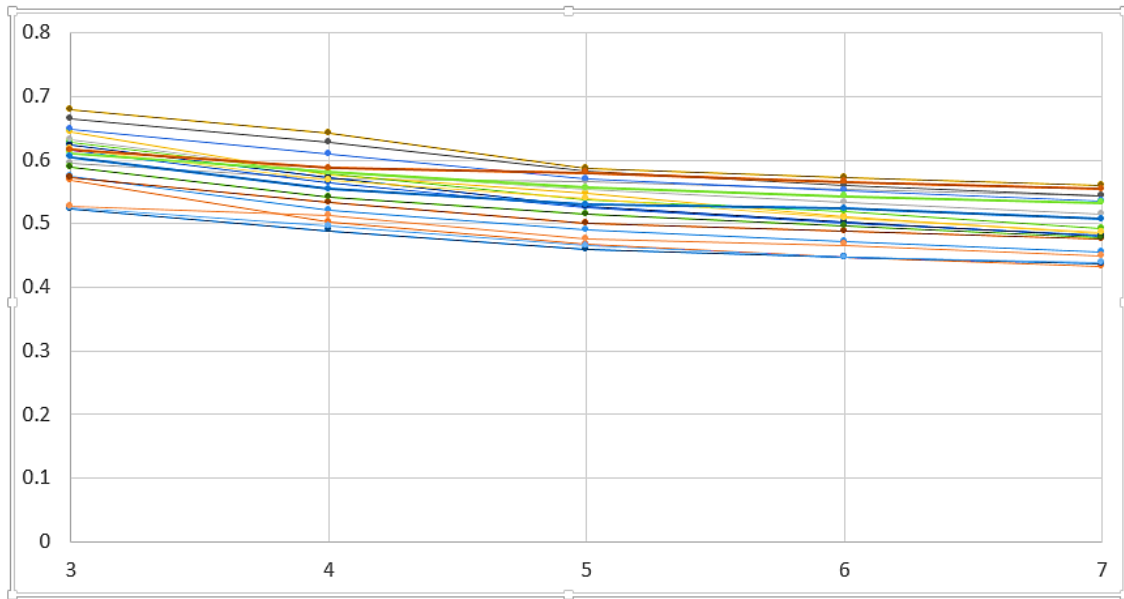
Μετά όμως από την παρατήρηση των στατιστικών μεγεθών και των ιστογραμμάτων, δεν βρέθηκε μία κοινή μαθηματική σχέση που να ικανοποιεί όλες τις εικόνες.

b. Εφαρμογή της μεθόδου ταξινόμησης του Jenks

Εφόσον δεν απέδωσε η πρώτη σκέψη αυτοματοποίησης (συσχέτιση των κατωφλίων με τα στατιστικά μεγέθη της εικόνας του μήκους κύματος των 603.2 nm μετά την αφαίρεση του συνεχούς), αναζητήθηκε διαφορετική λύση. Η λύση λοιπόν βρέθηκε χρησιμοποιώντας τη μέθοδο βελτιστοποίησης του Jenks (Jenks optimization method) ή αλλιώς τη μέθοδο ταξινόμησης με φυσικά όρια του Jenks (Jenks natural breaks classification method) (κεφάλαιο 2.7), η οποία εκτελέστηκε στο εμπορικό λογισμικό Arcmap 10.3 που διατίθεται από την αμερικανική εταιρία ESRI. Η μέθοδος εκτελέστηκε με 3 έως 7 κλάσεις (5 εκτελέσεις - 1^η εκτέλεση: 3 κλάσεις, 2^η εκτέλεση: 4 κλάσεις κτλ.) και παρατηρήθηκε ότι το κατώφλι της κάθε εικόνας μπορούσε πρακτικά σχεδόν να ταυτιστεί με την τιμή του άνω ορίου (natural break) της πρώτης κλάσης (χαμηλότερη κλάση) κάποιας εκ των 5 εκτελέσεων. Ωστόσο, ο αριθμός της εκτέλεσης στην οποία ταυτιζόταν το κατώφλι με την τιμή του άνω ορίου της πρώτης κλάσης, διέφερε ανά εικόνα.

Ο αριθμός της εκτέλεσης του αλγόριθμου Jenks στην οποία ταυτιζόταν το κατώφλι με την τιμή του άνω ορίου της πρώτης κλάσης, εκτιμήθηκε για κάθε μία από τις 60 εικόνες του δείγματος εκπαίδευσης (κεφάλαιο 3.1.3). Στη συνέχεια, σχεδιάστηκε για κάθε εικόνα ένα δισδιάστατο διάγραμμα, όπου ο άξονας των x παριστάνει τον αριθμό των κλάσεων που αντιστοιχεί στην εκάστοτε εκτέλεση, και ο άξονας των y παριστάνει την τιμή του άνω ορίου της πρώτης κλάσης της εικόνας (στη συγκεκριμένη εκτέλεση). Για παράδειγμα, στην 1^η εκτέλεση η οποία έγινε με 3 κλάσεις ($x = 3$), $y =$ άνω όριο της πρώτης κλάσης της 1^{ης} εκτέλεσης, στη 2^η εκτέλεση η οποία έγινε με 4 κλάσεις ($x = 4$), $y =$ άνω όριο της πρώτης κλάσης της 2^{ης} εκτέλεσης κτλ. ($x = 5$, $x = 6$, $x = 7$). Διευκρινίζεται ότι ο αλγόριθμος Jenks εκτελέστηκε 5 φορές για κάθε εικόνα (με 3, 4, 5, 6, 7 κλάσεις) και επομένως, τα διαγράμματα τα οποία σχεδιάστηκαν αποτελούνται από 5 τιμές. Επίσης, σημειώνεται ότι ο ελάχιστος αριθμός κλάσεων εκτέλεσης του αλγόριθμου είναι 3 και όχι 2 διότι η στη μία κλάση (ανώτερη - τελευταία κλάση) εντάσσονται τα μασκαρισμένα pixel.

Στο διάγραμμα 3.19 απεικονίζονται τα διαγράμματα από τις 20 εικόνες των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης), τα οποία σχεδιάστηκαν με τη λογική που εξηγήθηκε παραπάνω (διαφορετικό χρώμα αντιστοιχεί σε διαφορετική εικόνα). Τα σημεία έχουν ενωθεί με ευθείες γραμμές προς διευκόλυνση της οπτικής παρατήρησης. Είναι προφανές ότι με την οπτική παρατήρηση των συγκεκριμένων διαγραμμάτων δεν είναι δυνατόν να παρατηρηθεί κάποια συσχέτιση μεταξύ των διαγραμμάτων διαφορετικών εικόνων.



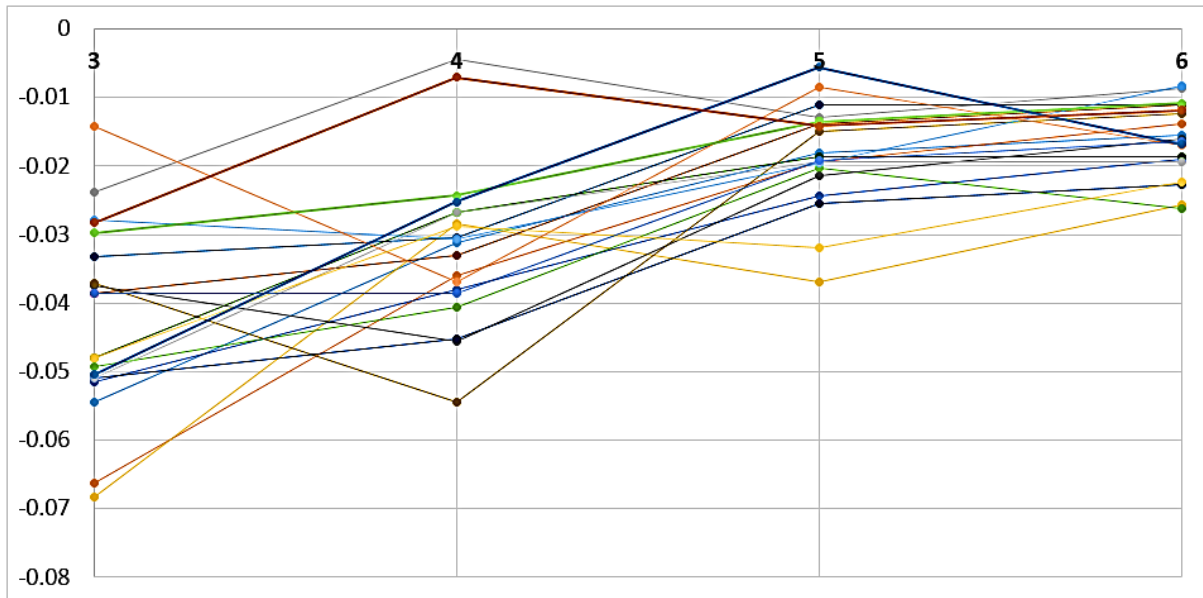
Διάγραμμα 3.19: Τα διαγράμματα των 20 εικόνων των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης) τα οποία προέκυψαν μετά την εφαρμογή του αλγόριθμου Jenks

Σε επόμενο βήμα, υπολογίστηκε η πρώτη παράγωγος και στη συνέχεια η δεύτερη παράγωγος, διότι ο στόχος ήταν η μελέτη του τρόπου με τον οποίο η τιμή του άνω ορίου της πρώτης κλάσης μεταβαλλόταν, καθώς άλλαζε ο αριθμός των κλάσεων με τον οποίο εκτελούνταν ο αλγόριθμος. Σημειώνεται ότι η πρώτη παράγωγος υπολογίστηκε αφαιρώντας τις διαδοχικές τιμές του διαγράμματος μεταξύ τους (από την δεξιά τιμή του άξονα των τετημένων αφαιρέθηκε η αριστερή). Παρομοίως, η δεύτερη παράγωγος υπολογίστηκε αφαιρώντας τις διαδοχικές τιμές του διαγράμματος της πρώτης παραγώγου μεταξύ τους. Είναι προφανές ότι τα διαγράμματα της 1^{ης} παραγώγου αποτελούνται από 4 τιμές και τα διαγράμματα της 2^{ης} παραγώγου αποτελούνται από 3 τιμές.

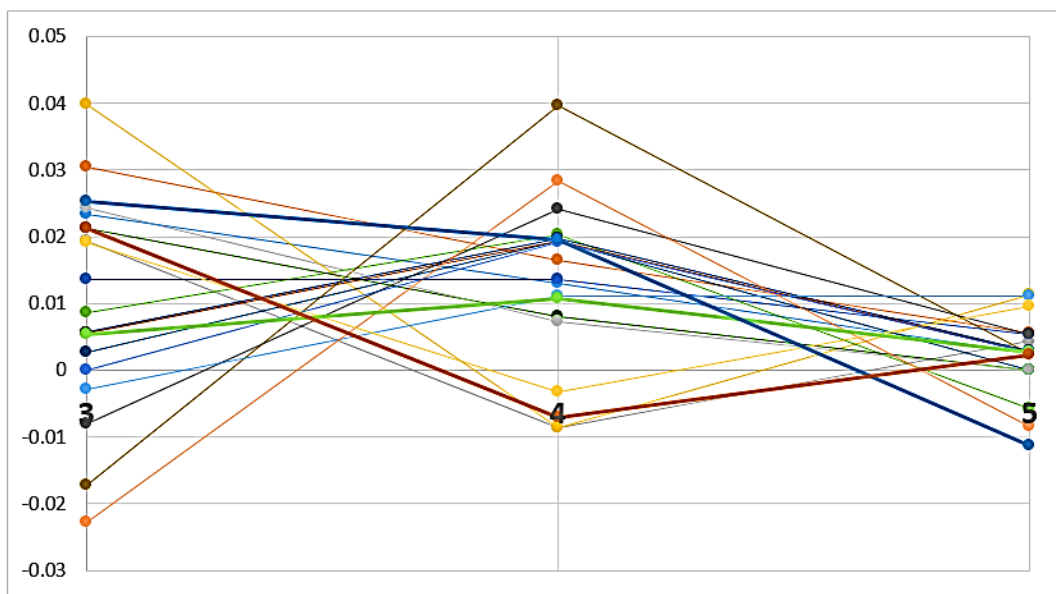
Τα διαγράμματα της 1^{ης} παραγώγου από τις 20 εικόνες των κάτω άκρων απεικονίζονται στο διάγραμμα 3.20. Η οπτική παρατήρηση των συγκεκριμένων διαγραμμάτων (σε αντίθεση με το διάγραμμα 3.19) είναι εφικτή καθώς τα διαγράμματα των εικόνων διαφέρουν αρκετά ως προς τη μορφή τους. Τα διαγράμματα της 2^{ης} παραγώγου από τις 20 εικόνες των κάτω άκρων απεικονίζονται στο διάγραμμα 3.21. Εδώ τα διαγράμματα των εικόνων μπορούν να παρατηρηθούν με μεγαλύτερη ευκολία από τα διαγράμματα της πρώτης παραγώγου (διάγραμμα 3.20) διότι οι τιμές είναι τρεις και όχι τέσσερις (μία λιγότερη). Σημειώνεται ότι όπως και στο διάγραμμα 3.19, τα σημεία έχουν ενωθεί με ευθείες γραμμές προς διευκόλυνση της παρατήρησης.

Τα διαγράμματα της δεύτερης παραγώγου παρατηρήθηκαν και έγινε ομαδοποίηση των όμοιων διαγραμμάτων. Έτσι, προέκυψε το συμπέρασμα ότι το κατώφλι των εικόνων που αντιστοιχούν σε όμοια οπτικά διαγράμματα, προέκυπτε από εκτέλεση του αλγόριθμου Jenks με ίδιο αριθμό κλάσεων. Αυτή η οπτική συγγένεια μεταφράστηκε σε πολύ υψηλό συντελεστή συσχέτισης των εικόνων της κάθε ομάδας (εξίσωση 3.3). Διευκρινίζεται ότι ο συντελεστής συσχέτισης παίρνει τιμές από -1 έως 1, και η μέγιστη συσχέτιση εμφανίζεται όταν η τιμή είναι ίση με +1.

$$\text{Correl}(X, Y) = \frac{\sum(x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum(x - \bar{x})^2 \sum(y - \bar{y})^2}} \quad (3.3)$$



Διάγραμμα 3.21: Διαγράμματα 1^{ης} παραγώγου των 20 εικόνων των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης)



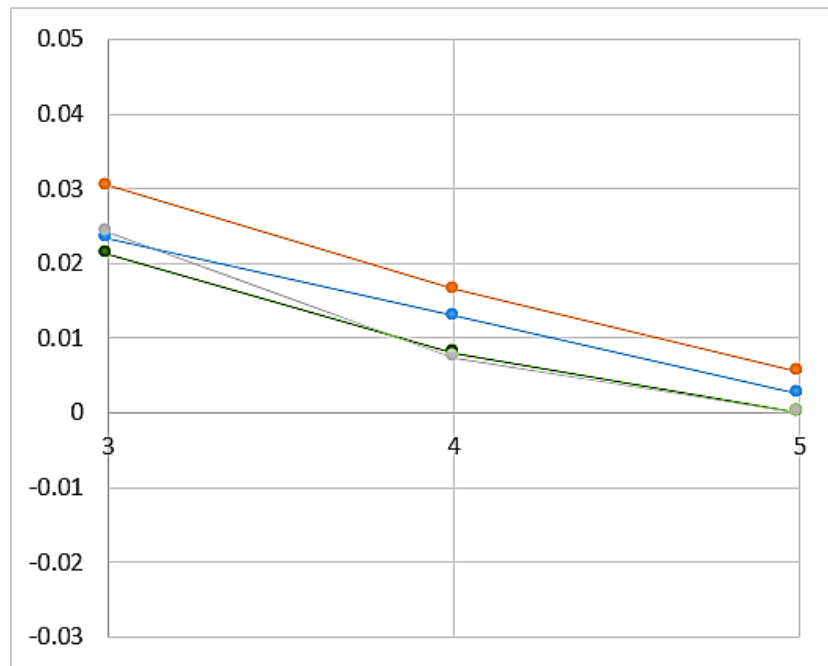
Διάγραμμα 3.20: Διαγράμματα 2^{ης} παραγώγου των 20 εικόνων των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης)

Παρακάτω παρουσιάζονται κάποια παραδείγματα ομαδοποιήσεων οπτικά όμοιων διαγραμμάτων (2^η παράγωγος) (διαγράμματα 3.22 - 3.24) από εικόνες των κάτω άκρων. Οι εικόνες είναι συνολικά 20, και στη συγκεκριμένη διαδικασία έχουν κωδικοποιηθεί με έναν αριθμό από το 1 έως το 20.

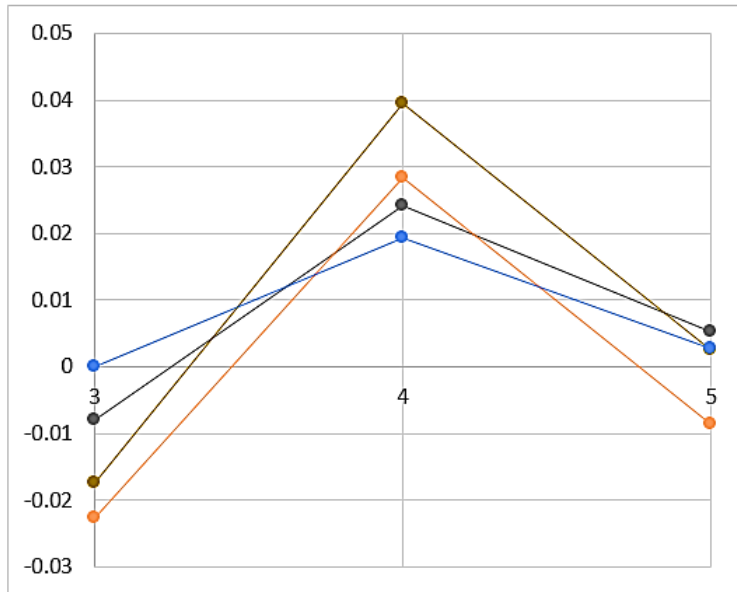
Στο διάγραμμα 3.22 απεικονίζεται η ομάδα των εικόνων 1, 2, 12, 15 (διαφορετικά χρώματα αντιστοιχούν σε διαγράμματα διαφορετικών εικόνων). Το κατώφλι της συγκεκριμένης ομάδας δίνεται από το άνω όριο της 1^{ης} κλάσης όταν ο αλγόριθμος Jenks εκτελείται με 4 κλάσεις. Επίσης, από το συγκεκριμένο άνω όριο αφαιρείται ο όρος $d_{34}/2$ όπου d_{34} : η τιμή της 1^{ης} παραγώγου (προκύπτει αφαιρώντας από το άνω όριο της 1^{ης} κλάσης της εκτέλεσης του αλγόριθμου Jenks με 4 κλάσεις, το άνω όριο της 1^{ης} κλάσης της εκτέλεσης του αλγόριθμου

Jenks με 3 κλάσεις). Από το συγκεκριμένο παράδειγμα γίνεται κατανοητό ότι σε κάποιες περιπτώσεις χρησιμοποιείται ένας διορθωτικός όρος ο οποίος είναι συνάρτηση της 1^{ης} παραγώγου έτσι ώστε να υπολογιστεί το κατάλληλο κατώφλι.

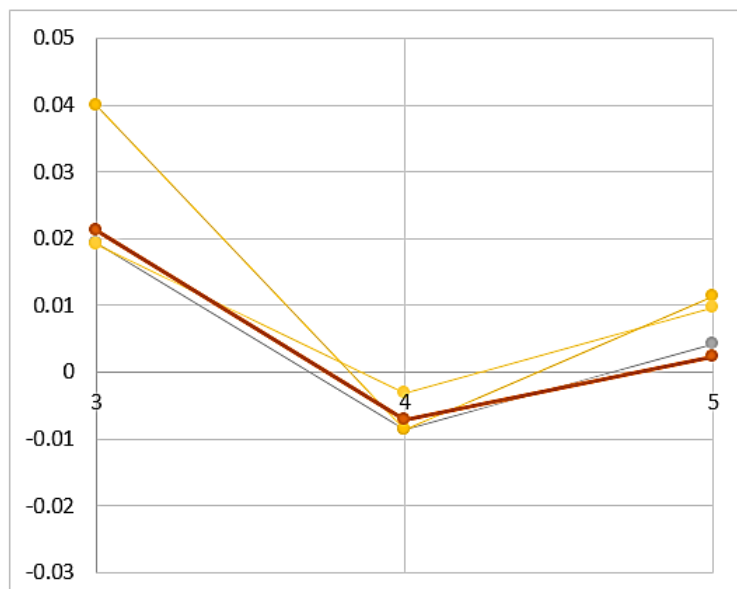
Στο διάγραμμα 3.23 απεικονίζεται η ομάδα των εικόνων 9, 10, 14, 17. Το κατώφλι της συγκεκριμένης ομάδας δίνεται από το άνω όριο της 1^{ης} κλάσης όταν ο αλγόριθμος Jenks εκτελείται με 6 κλάσεις. Τέλος, στο διάγραμμα 3.24 απεικονίζεται η ομάδα των εικόνων 3, 4, 16, 20. Το κατώφλι της συγκεκριμένης ομάδας δίνεται από το άνω όριο της 1^{ης} κλάσης όταν ο αλγόριθμος Jenks εκτελείται με 4 κλάσεις. Σημειώνεται ότι σε καμία από τις δύο παραπάνω περιπτώσεις δεν χρειάστηκε να χρησιμοποιηθεί διορθωτικός όρος. Επίσης, αξίζει να αναφερθεί ότι ο ελάχιστος συντελεστής συσχέτισης στις τρεις παραπάνω ομαδοποιήσεις ήταν 0.97.



Διάγραμμα 3.22: Διαγράμματα 2^{ης} παραγώγου της ομάδας των εικόνων 1, 2, 12, 15



Διάγραμμα 3.23: Διαγράμματα 2^{ης} παραγώγου της ομάδας των εικόνων 9, 10, 14, 17



Διάγραμμα 3.24: Διαγράμματα 2^{ης} παραγώγου της ομάδας των εικόνων 3, 4, 16, 20

Ο πίνακας 3.2 δείχνει τους συντελεστές συσχέτισης (εξίσωση 3.3) των 20 διαγραμμάτων των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης) της δεύτερης παραγώγου (διάγραμμα 3.21). Στον συγκεκριμένο πίνακα (διαστάσεων 20 x 20) φαίνονται οι συντελεστές συσχέτισης του κάθε διαγράμματος με τα υπόλοιπα 19. Παρατηρούμε ότι επαληθεύονται οι ομάδες οι οποίες είχαν προκύψει από την οπτική παρατήρηση, καθώς οι εικόνες που ανήκουν στην ίδια ομάδα χαρακτηρίζονται από πολύ υψηλούς συντελεστές συσχέτισης (οι υψηλότερες τιμές απεικονίζονται με κόκκινο χρώμα). Για παράδειγμα, στον πίνακα 3.1 (πρώτη στήλη του πίνακα 3.2 σε μεγαλύτερη κλίμακα) παρατηρούμε ότι οι εικόνες της ομάδας 1, 2, 12, 15 (διάγραμμα 3.22) έχουν συντελεστές συσχέτισης πολύ υψηλούς και πιο συγκεκριμένα μεγαλύτερους από 0.97. Σημειώνεται ότι οι μπλε τιμές είναι υψηλές αλλά όχι τόσο όσο οι κόκκινες. Στις εικόνες που αντιστοιχούν στις κωδικοποιήσεις με κόκκινο χρώμα, (16, 17, 18, 19, 20), υπήρχε αβεβαιότητα ως προς το σωστό κατώφλι τους (διότι δεν είχαν γίνει επαρκείς λήψεις με τη

ψηφιακή compact μηχανή (SONY CYBER-SHOT DSC-W530) (κεφάλαιο 3.1.3). Επομένως, σε αυτές τις εικόνες το κατώφλι δόθηκε με τον τρόπο της εικόνας που αντιστοιχεί στο διάγραμμα της 2^{ης} παραγώγου με τη μέγιστη συσχέτιση.

	1
1	1
2	0.997949
3	0.537931
4	0.585206
5	0.866025
6	0.554416
7	0.132068
8	0.155543
9	-0.41475
10	-0.34258
11	0.155543
12	0.989743
13	-0.86603
14	-0.26906
15	0.974355
16	0.427121
17	-0.13207
18	0.327327
19	0.928571
20	0.654654

Πίνακας 3.1: Πρώτη στήλη του πίνακα 3.2 σε μεγαλύτερη κλίμακα

Συμπερασματικά, μέσω της συσχέτισης του διαγράμματος της 2^{ης} παραγώγου (της μεθόδου Jenks) κάθε εικόνας των 603.2 nm (μετά την αφαίρεση του συνεχούς) με τα τυπικά διαγράμματα που προέκυψαν από την προηγούμενη ανάλυση, ορίζεται το κατώφλι που διακρίνει το ερύθημα από τις υπόλοιπες δερματικές κατηγορίες, και η διαδικασία οριοθέτησης αυτοματοποιείται. Πιο αναλυτικά, αν δοθεί μία εικόνα άγνωστου κατωφλίου, μπορεί να υπολογιστεί το διάγραμμα της 2^{ης} παραγώγου της μεθόδου Jenks και στη συνέχεια να προσδιοριστεί ο δείκτης συσχέτισης με τις αντιπροσωπευτικές ομάδες που ορίστηκαν προηγουμένως. Έπειτα, το κατώφλι θα δοθεί με τον τρόπο που έχει οριστεί στην αντιπροσωπευτική ομάδα της οποίας το διάγραμμα της 2^{ης} παραγώγου παρουσιάζει τη μέγιστη συσχέτιση με την υπό εξέταση εικόνα.

Ουσιαστικά, οι 60 εικόνες του δείγματος εκπαίδευσης αυτοματοποιούν τη διαδικασία οριοθέτησης του ερυθήματος μέσω της εκπαίδευσης. Ωστόσο, για να μην υπάρχουν αστοχίες, πρέπει να βεβαιωθούμε ότι το δείγμα εκπαίδευσης αντιπροσωπεύει το σύνολο των περιπτώσεων ερυθήματος.

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
1	1	0.99795	0.53793	0.58521	0.86603	0.55442	0.13207	0.15554	-0.41475	-0.34258	0.15554	0.98974	-0.86603	-0.26906	0.97435	0.42712	-0.13207	0.32733	0.92857	0.65465
2	0.99795	1	0.59079	0.63592	0.83224	0.5	0.06834	0.09198	-0.47215	-0.40202	0.09198	0.99686	-0.89626	-0.33017	0.98676	0.48413	-0.19525	0.26616	0.90291	0.7017
3	0.53793	0.59079	1	0.99837	0.04437	-0.40333	-0.76456	-0.74906	-0.99017	-0.97626	-0.74906	0.65284	-0.88736	-0.95664	0.71382	0.99199	-0.90665	-0.62047	0.18663	0.9894
4	0.58521	0.63592	0.99837	1	0.10136	-0.3504	-0.7265	-0.70999	-0.98057	-0.9623	-0.70999	0.69504	-0.91225	-0.93844	0.75266	0.98315	-0.88107	-0.57466	0.24244	0.99608
5	0.86603	0.83224	0.04437	0.10136	1	0.89626	0.60999	0.62862	0.09578	0.17306	0.62862	0.78571	-0.5	0.24855	0.73131	-0.0822	0.38125	0.75593	0.98974	0.18898
6	0.55442	0.5	-0.40333	-0.3504	0.89626	1	0.89817	0.90835	0.52734	0.59195	0.90835	0.42984	-0.06402	0.65238	0.35293	-0.5157	0.75173	0.96787	0.8237	-0.26616
7	0.13207	0.06834	-0.76456	-0.7265	0.60999	0.89817	1	0.99972	0.84719	0.88602	0.99972	-0.01089	0.38125	0.91915	-0.09437	-0.83987	0.96512	0.97986	0.49054	-0.66285
8	0.15554	0.09198	-0.74906	-0.70999	0.62862	0.90835	0.99972	1	0.83435	0.87477	1	0.01283	0.35921	0.90955	-0.07073	-0.82675	0.95863	0.98432	0.51107	-0.6449
9	-0.41475	-0.47215	-0.99017	-0.98057	0.09578	0.52734	0.84719	0.83435	1	0.99696	0.83435	-0.54049	0.81415	0.98797	-0.60887	-0.99991	0.95674	0.72405	-0.0474	-0.95936
10	-0.34258	-0.40202	-0.97626	-0.9623	0.17306	0.59195	0.88602	0.87477	0.99696	1	0.87477	-0.47328	0.76643	0.99702	-0.54519	-0.9958	0.9765	0.7756	0.03059	-0.93446
11	0.15554	0.09198	-0.74906	-0.70999	0.62862	0.90835	0.99972	1	0.83435	0.87477	1	0.01283	0.35921	0.90955	-0.07073	-0.82675	0.95863	0.98432	0.51107	-0.6449
12	0.98974	0.99686	0.65284	0.69504	0.78571	0.42984	-0.01089	0.01283	-0.54049	-0.47328	0.01283	1	-0.92857	-0.40389	0.99651	0.55191	-0.27232	0.18898	0.86603	0.75593
13	-0.86603	-0.89626	-0.88736	-0.91225	-0.5	-0.06402	0.38125	0.35921	0.81415	0.76643	0.35921	-0.92857	1	0.71458	-0.95632	-0.82199	0.60999	0.18898	-0.61859	-0.94491
14	-0.26906	-0.33017	-0.95664	-0.93844	0.24855	0.65238	0.91915	0.90955	0.98797	0.99702	0.90955	-0.40389	0.71458	1	-0.47888	-0.98577	0.99022	0.82199	0.10762	-0.90419
15	0.97435	0.98676	0.71382	0.75266	0.73131	0.35293	-0.09437	-0.07073	-0.60887	-0.54519	-0.07073	0.99651	-0.95632	-0.47888	1	0.61963	-0.35173	0.10631	0.82124	0.80796
16	0.42712	0.48413	0.99199	0.98315	-0.0822	-0.5157	-0.83987	-0.82675	-0.99991	-0.9958	-0.82675	0.55191	-0.82199	-0.98577	0.61963	1	-0.95268	-0.71458	0.06102	0.96312
17	-0.13207	-0.19525	-0.90665	-0.88107	0.38125	0.75173	0.96512	0.95863	0.95674	0.9765	0.95863	-0.27232	0.60999	0.99022	-0.35173	-0.95268	1	0.89341	0.24527	-0.83577
18	0.32733	0.26616	-0.62047	-0.57466	0.75593	0.96787	0.97986	0.98432	0.72405	0.7756	0.98432	0.18898	0.18898	0.82199	0.10631	-0.71458	0.89341	1	0.65465	-0.5
19	0.92857	0.90291	0.18663	0.24244	0.98974	0.8237	0.49054	0.51107	-0.0474	0.03059	0.51107	0.86603	-0.61859	0.10762	0.82124	0.06102	0.24527	0.65465	1	0.32733
20	0.65465	0.7017	0.9894	0.99608	0.18898	-0.26616	-0.66285	-0.6449	-0.95936	-0.93446	-0.6449	0.75593	-0.94491	-0.90419	0.80796	0.96312	-0.83577	-0.5	0.32733	1

Πίνακας 3.2: Οι συντελεστές συσχέτισης των 20 διαγραμμάτων των κάτω άκρων (δείγμα εκπαίδευσης) της 2^{ης} παραγώγου (διάγραμμα 3.21)

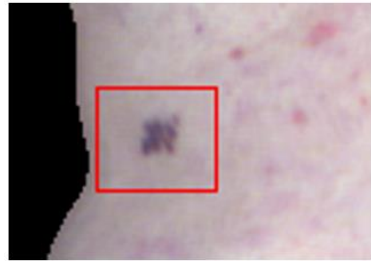
3.5 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Οριοθέτησης του Ερυθήματος

Στις εικόνες 3.18 έως 3.24 παρουσιάζονται κάποια από τα αποτελέσματα της οριοθέτησης του ερυθήματος, μέσω της κατωφλίωσης με τη μέθοδο Jenks (κεφάλαιο 3.4.2).

Στις εικόνες του δείγματος εκπαίδευσης τα αποτελέσματα της οριοθέτησης ήταν αρκετά ικανοποιητικά, τόσο σε περιστατικά με εκτεταμένο ερύθημα όσο και σε περιστατικά όπου το ερύθημα καταλαμβάνει μικρή περιοχή του δέρματος. Επιπρόσθετα, η μέθοδος που εφαρμόστηκε αποδίδει όχι μόνο σε περιπτώσεις ασθενών με έντονης απόχρωσης ερύθημα, αλλά και σε περιπτώσεις ασθενών με ήπιας απόχρωσης ερύθημα. Αξίζει να επισημανθεί η απλότητα της μεθοδολογίας, η οποία χρησιμοποιεί μόνο ένα κανάλι για να επιτευχθεί η οριοθέτηση. Επίσης, σημειώνεται ότι ο αλγόριθμος δεν εμποδίζεται από την ύπαρξη καφέ στιγμάτων του δέρματος (π.χ. σπίλους), όπως επίσης και από την τριχοφυΐα. Πιο αναλυτικά, τα καφέ στίγματα και η τριχοφυΐα δεν ταξινομούνται στην κατηγορία του ερυθήματος.

Ωστόσο, αξίζει να αναφερθούν κάποια ζητήματα τα οποία πρέπει να αντιμετωπιστούν έτσι ώστε να τελειοποιηθεί η οριοθέτηση του ερυθήματος. Αυτά τα ζητήματα αφορούν την λανθασμένη ταξινόμηση δέρματος που δεν χαρακτηρίζεται από ερύθημα, στην κατηγορία του ερυθήματος. Αυτό το πρόβλημα εμφανίζεται στις παρακάτω περιπτώσεις:

- Όταν εντοπίζονται μελανιές με σκούρο κόκκινο/μωβ χρώμα (εικόνα 3.18 (α)). Σε αυτήν την περίπτωση, η λανθασμένη ταξινόμηση στην κατηγορία του ερυθήματος συμβαίνει, διότι οι συγκεκριμένες τιμές στην εικόνα του μήκους κύματος των 603.2 nm μετά την αφαίρεση του συνεχούς, είναι πολύ χαμηλές.
- Όταν εμφανίζεται ερυθρότητα στην περιοχή του θώρακα (εικόνα 3.19 (α)) λόγω έκθεσης στον ήλιο (μεμονωμένες περιπτώσεις ασθενών). Σημειώνεται ότι στις εικόνες του μήκους κύματος των 603.2 nm μετά την αφαίρεση του συνεχούς, οι τιμές της εν λόγω ερυθρότητας είναι υψηλές διότι η απόχρωση του κόκκινου δεν είναι σκούρα.
- Στις παλάμες κάποιων ασθενών (από την εσωτερική πλευρά) (εικόνα 3.19 (β)), οι οποίες χαρακτηρίζονται από έντονη σκούρα ροζ απόχρωση.
- Σε μεμονωμένες περιπτώσεις ήπιου ερυθήματος (εικόνα 3.18 (β)), το οποίο περιβάλλεται από φυσική σκούρα απόχρωση υγιούς δέρματος (συνήθως στην περιοχή γονάτων). Σε αυτές τις εικόνες, το υγιές δέρμα το οποίο περιβάλλει το ερύθημα, παρουσιάζει χαμηλότερες τιμές από το ερύθημα στην εικόνα των 603.2 nm μετά την αφαίρεση του συνεχούς.
- Στην περιοχή των θηλών.

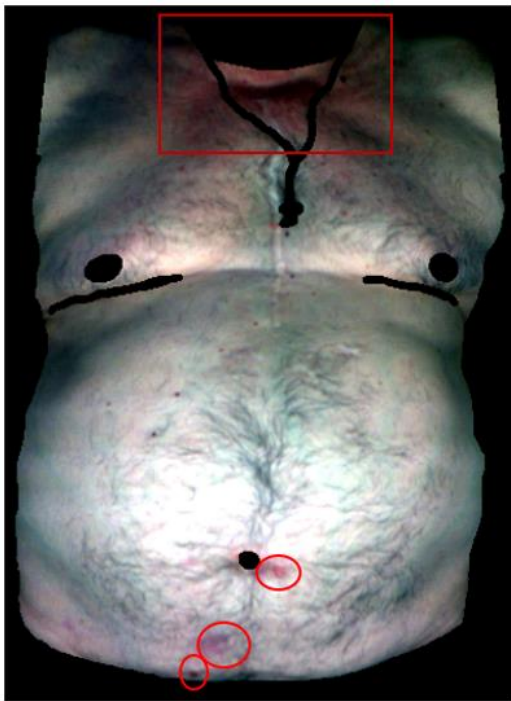


a



b

Εικόνα 3.18: (a): Μωβ μελανιά (έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (χωρίς γραμμική ενίσχυση - κεφ. 3.3.2)), (b): Ήπιο ερύθημα το οποίο περιβάλλεται από υγιές δέρμα σκούρας φυσικής απόχρωσης (εικόνα από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3))

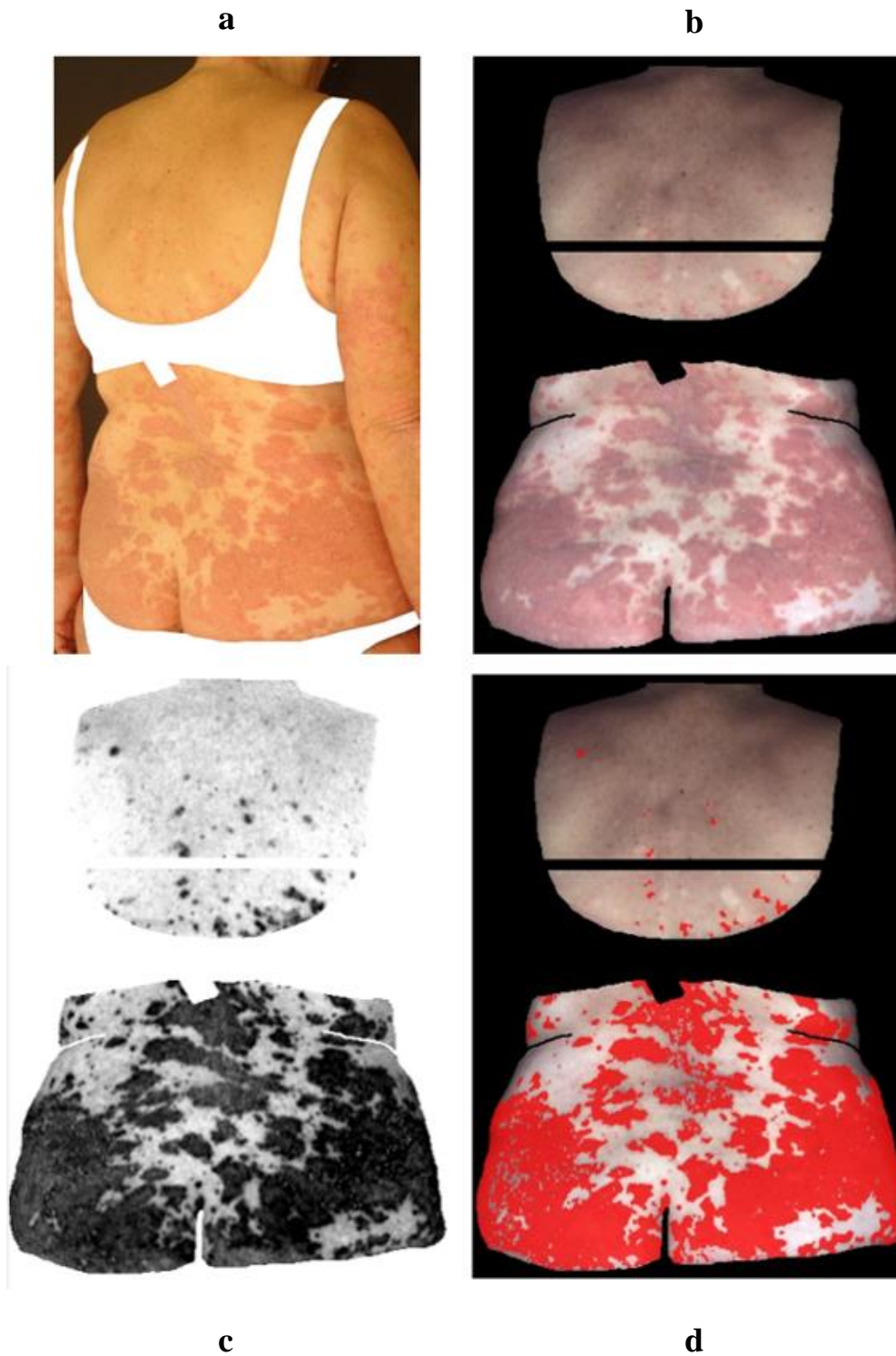


a

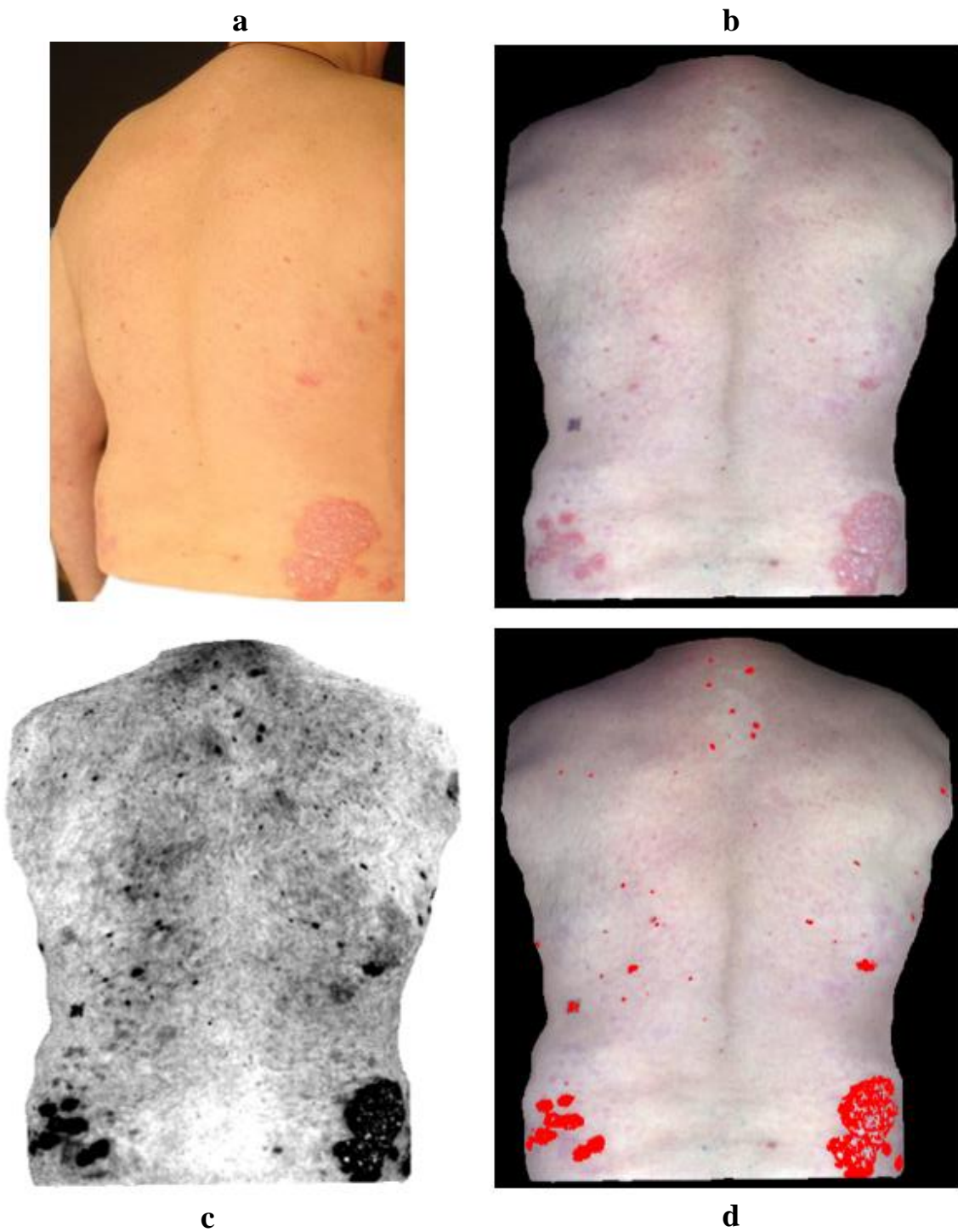


b

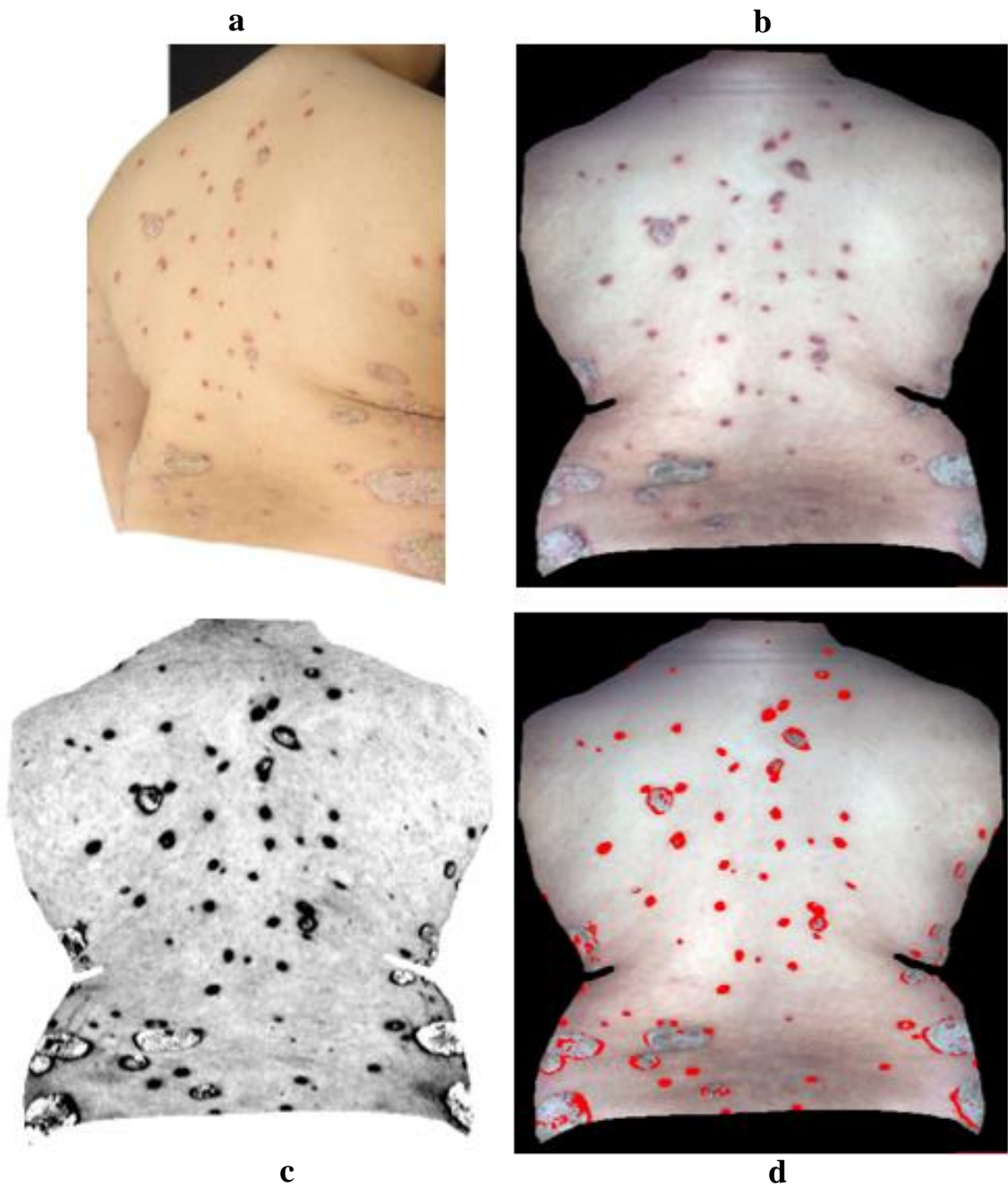
Εικόνα 3.19: (a): Ασθενής με ερυθρότητα στην περιοχή του θώρακα λόγω έκθεσης στον ήλιο (η περιοχή είναι οριοθετημένη με ορθογώνιο σχήμα ενώ το ερύθημα είναι οριοθετημένο με ελλειψοειδές σχήμα) (έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (με γραμμική ενίσχυση - κεφ. 3.3.2)) , (b): Παλάμη ασθενούς με σκούρα ροζ απόχρωση (οι παλάμες είναι οριοθετημένες με ορθογώνιο σχήμα ενώ το ερύθημα είναι οριοθετημένο με ελλειψοειδές σχήμα) (έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (χωρίς γραμμική ενίσχυση - κεφ. 3.3.2))



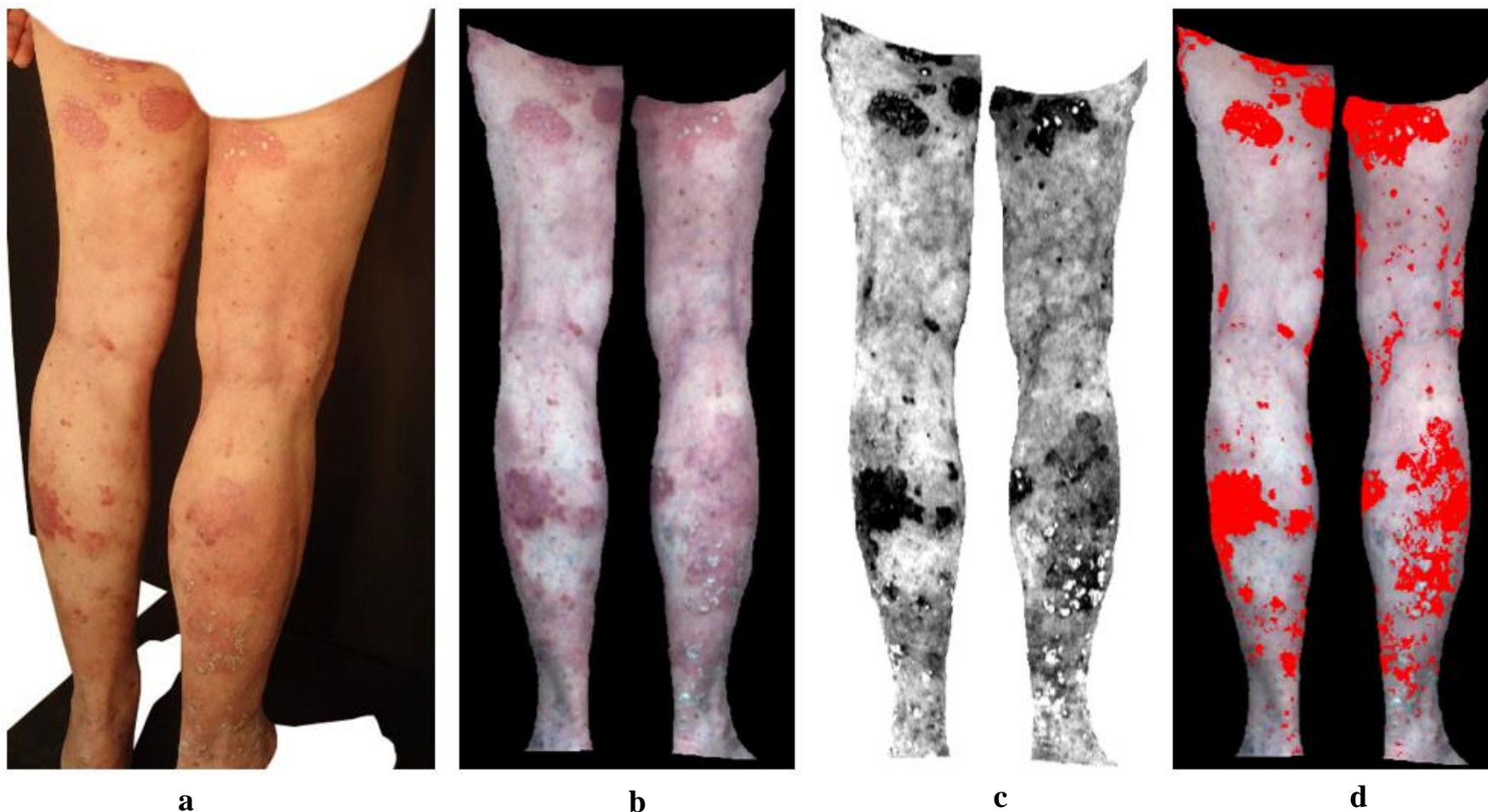
Εικόνα 3.20: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθήματος



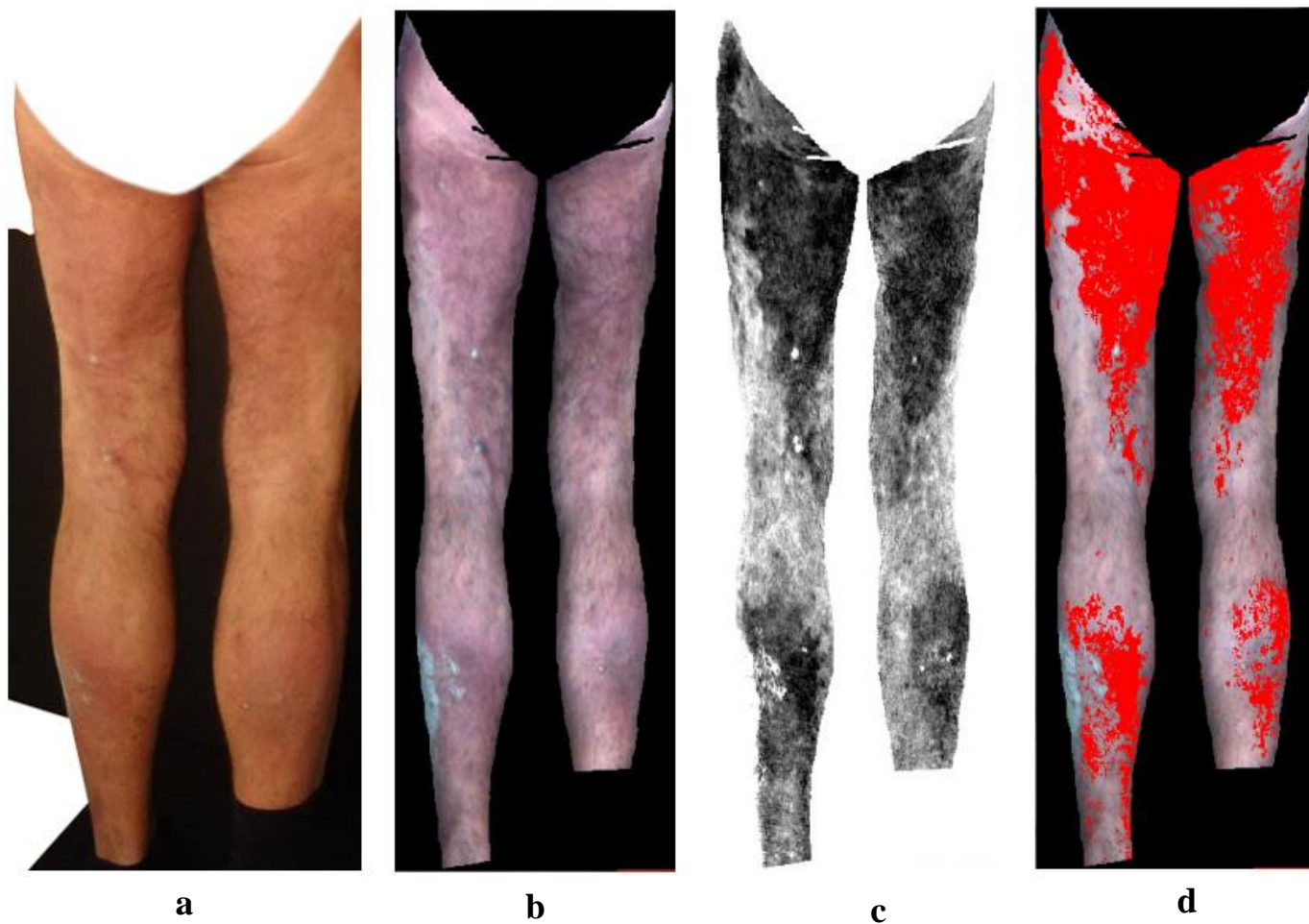
Εικόνα 3.21: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθήματος



Εικόνα 3.22: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθήματος



Εικόνα 3.23: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθρίματος



Εικόνα 3.24: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθήματος



Εικόνα 3.25: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθρίματος



Εικόνα 3.26: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d - d'): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθρήματος

3.6 Ταξινόμηση του Ερυθήματος

Μετά την οριοθέτηση του ερυθήματος, ο επόμενος στόχος ήταν ο σχεδιασμός της μεθοδολογίας με την οποία θα επιτευχθεί η ταξινόμηση σε τέσσερις κλάσεις (κεφάλαιο 2.4 - εικόνα 2.8). Αξίζει να αναφερθεί ότι για την ταξινόμηση του ερυθήματος με επεξεργασία εικόνας, η έρευνα η οποία είναι δημοσιευμένη στη διεθνή βιβλιογραφία είναι ελάχιστη.

Στη συνέχεια παρουσιάζεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε και ο αυτόματος αλγόριθμος που προέκυψε.

3.6.1 Εξαγωγή των endmembers

Η ταξινόμηση βασίστηκε στην εξαγωγή αμυγών στόχων (endmembers) και στην παρατήρησή τους. Η συγκεκριμένη προσέγγιση επιτάχυνε σημαντικά τη διαδικασία παρατήρησης των υπογραφών των διαφορετικών αποχρώσεων του ερυθήματος, διότι μειώθηκε ο όγκος των υπογραφών που θα έπρεπε να παρατηρηθούν. Με άλλα λόγια, η εναλλακτική προσέγγιση (απαγορευτικά χρονοβόρα) θα περιλάμβανε την παρατήρηση των υπογραφών όλων των εικονοστοιχείων τα οποία θα κρίνονταν (μέσω οπτικής παρατήρησης των εικόνων) ότι διέφεραν στην απόχρωσή τους.

Στο πρώτο βήμα της εξαγωγής των endmembers εφαρμόστηκε η μέθοδος ODM (Outlier Detection Method) (κεφάλαιο 2.8.2) η οποία εμπεριέχει την εκτέλεση του μετασχηματισμού MNF (Minimum Noise Fraction) (κεφάλαιο 2.8.2.2) σε εικόνες στις οποίες υπήρχε μόνο η κατηγορία του ερυθήματος, διότι οι υπόλοιπες κατηγορίες δέρματος ήταν μασκαρισμένες. Ο συγκεκριμένος μετασχηματισμός εκτελέστηκε δειγματοληπτικά σε 5 υπερφασματικές εικόνες κάτω άκρων πριν την αφαίρεση του συνεχούς (εικόνες ανακλαστικότητας) και μετά την αφαίρεση του συνεχούς. Κατά την επιλογή των εικόνων έγινε προσπάθεια να αντιπροσωπευτεί το σύνολο των περιπτώσεων ερυθήματος και να αναδειχθεί η ανομοιογένεια.

Όσον αφορά τις εικόνες ανακλαστικότητας, ο αλγόριθμος MNF εφαρμόστηκε χρησιμοποιώντας το σύνολο των καναλιών (80) και τα 25 πρώτα κανάλια. Τα 25 πρώτα κανάλια επιλέχθηκαν διότι αντιστοιχούν στην περιοχή των υπογραφών (μετά την αφαίρεση του συνεχούς) όπου παρουσιάζονται οι μεγαλύτερες διαφορές, και επομένως αντιπροσωπεύουν αρκετά καλά τα δεδομένα. Επίσης, όσον αφορά τις εικόνες από τις οποίες είχε αφαιρεθεί το συνεχές, ο αλγόριθμος MNF εφαρμόστηκε με 78 κανάλια (αφαιρέθηκε το πρώτο και το τελευταίο κανάλι από το σύνολο των καναλιών) και με τα 24 πρώτα κανάλια (αφαιρέθηκε το πρώτο κανάλι). Διευκρινίζεται ότι τα παραπάνω κανάλια αφαιρέθηκαν διότι η τιμή στο πρώτο και στο τελευταίο κανάλι είναι ίση με τη μονάδα (στις υπογραφές στις οποίες έχει αφαιρεθεί το συνεχές), καθώς οι τιμές σε αυτά τα κανάλια βρίσκονται πάνω στην καμπύλη του συνεχούς. Επομένως, αν δεν αφαιρεθούν τα παραπάνω κανάλια πριν την εκτέλεση του μετασχηματισμού MNF, το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού θα αστοχήσει. Υπενθυμίζεται ότι ο αλγόριθμος MNF μετατρέπει τον θόρυβο της εικόνας σε λευκό Γκαουσιανό με μέση τιμή ίση με το μηδέν και τυπική απόκλιση ίση με τη μονάδα.

Διευκρινίζεται ότι για την εκτίμηση του πίνακα συμμεταβλητότητας του θορύβου εξετάστηκαν δύο μέθοδοι: η μέθοδος NND (Nearest Neighbor Distance) (κεφάλαιο 2.8.2.3) και η μέθοδος MRTBM (Multiple Regression Theory - Based Method) (Andreou and Karathanassi, 2014). Οι τιμές των εικόνων MNF που προέκυψαν από τις δύο παραπάνω μεθόδους παρατηρήθηκαν, και προέκυψε το συμπέρασμα ότι οι διαφορές δεν ήταν σημαντικές για την εν λόγω

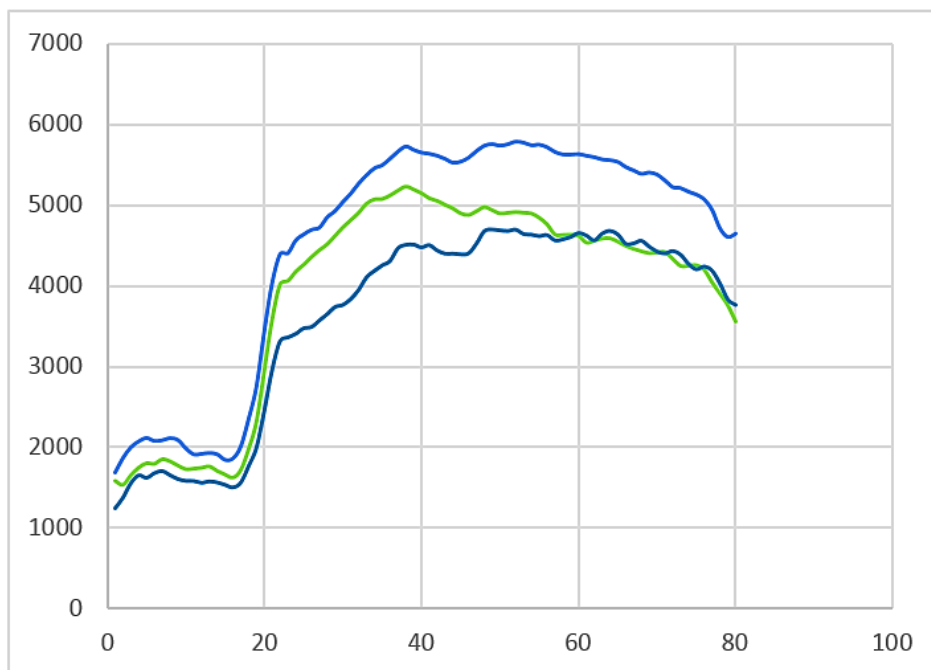
υπερφασματική εφαρμογή. Λόγω του γεγονότος ότι η μέθοδος NND απαιτεί πολύ μικρό χρόνο εκτέλεσης, αποφασίστηκε να είναι εκείνη η οποία θα χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση του πίνακα συμμεταβλητότητας του θορύβου.

Σε επόμενο βήμα, έγινε η εκτίμηση της διάστασης του φασματικού υπόχωρου του σήματος v , η οποία σχετίζεται άμεσα με τον αριθμό $(v+1)$ των endmembers της εικόνας. Σημειώνεται ότι η μέθοδος ODM εκτελέστηκε σε κώδικα C, ο οποίος είχε γραφτεί από τον Δ. Κέφαλο (2014) στο πλαίσιο της διπλωματικής του εργασίας στο Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης του Ε.Μ.Π.

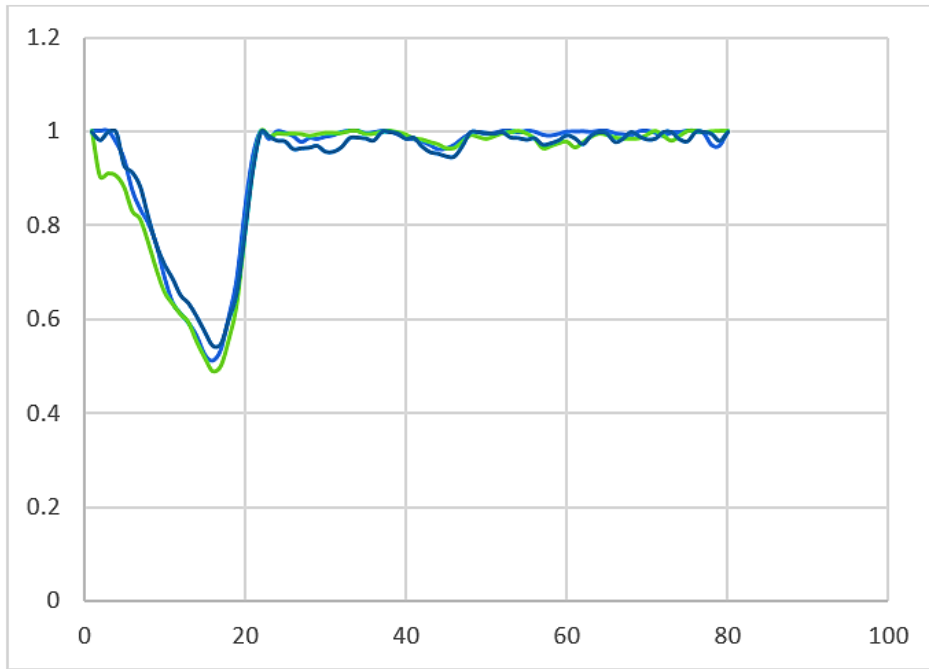
Σε τελικό βήμα, στις εικόνες MNF εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος NFINDR (κεφάλαιο 2.8.3) για την εξαγωγή των υπογραφών των endmembers. Ο αλγόριθμος εκτελέστηκε σε κώδικα matlab με αριθμό επαναλήψεων $3p$ όπου p : ο αριθμός των endmembers.

Αξίζει να αναφερθεί ότι στην εκτέλεση όλων των παραπάνω αλγορίθμων (NND, MNF, ODM, NFINDR) δεν λήφθηκαν υπόψη τα μασκαρισμένα εικονοστοιχεία.

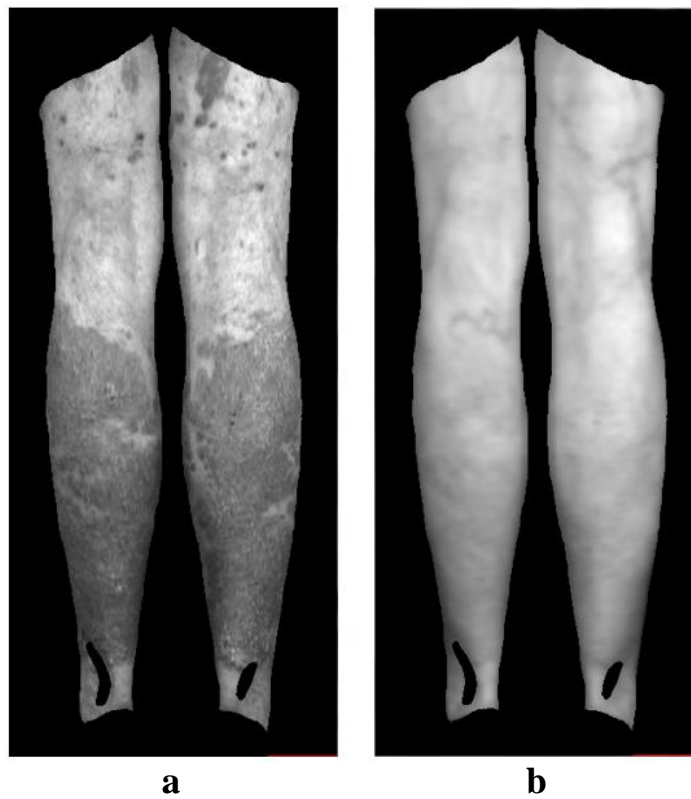
Τα endmembers τα οποία εξήχθησαν από τον αλγόριθμο NFINDR παρατηρήθηκαν με ιδιαίτερη λεπτομέρεια, έτσι ώστε να είναι εφικτή η εξαγωγή κανόνων ταξινόμησης. Περισσότερη προσοχή δόθηκε στα endmembers τα οποία προέκυψαν από τις εικόνες στις οποίες είχε αφαιρεθεί το συνεχές (με τα 78 κανάλια). Επιλέχθηκαν οι εικόνες μετά την αφαίρεση του συνεχούς διότι οι υπογραφές στο εγγύς υπέρυθρο είναι πιο όμοιες (διαγράμματα 3.25 - 3.26), επομένως δόθηκε περισσότερη προσοχή στο ορατό τμήμα του φάσματος, το οποίο είναι αυτό που μας ενδιαφέρει στην περίπτωση του ερυθήματος (εικόνα 3.27). Επιπλέον, έγινε επιλογή των 78 καναλιών διότι με την αύξηση των καναλιών αυξάνεται και ο αριθμός των endmembers, επομένως είναι πιο πιθανό να καλυφθούν περισσότερες κλάσεις.



Διάγραμμα 3.25: Υπογραφές από εικόνα ανακλαστικότητας (Υπάρχουν μεγάλες διαφορές στο εγγύς υπέρυθρο οι οποίες δεν σχετίζονται με το ερυθήμα)



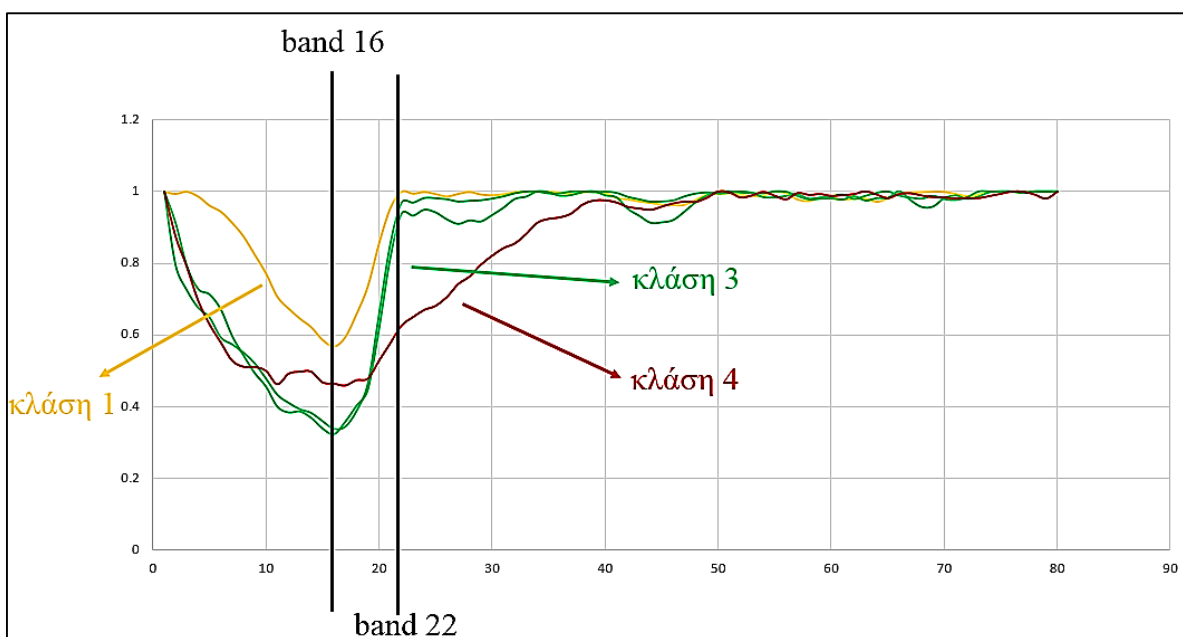
Διάγραμμα 3.26: Οι υπογραφές του διαγράμματος 3.25 μετά την αφαίρεση του συνεχούς (Οι διαφορές στο εγγύς υπέρυθρο εξαλείφονται)



Εικόνα 3.27: (a): Το κανάλι ανακλαστικότητας των 603.2 nm, (b): Κανάλι του εγγύς υπέρυθρου (878.7 nm) (Το ερύθημα δεν είναι ορατό)

Τα endmembers παρατηρήθηκαν (αφού οι υπογραφές εξομαλύνθηκαν με φίλτρο Savitzky - Golay (κεφάλαιο 2.6.2), πολωνύμου 3^{ου} βαθμού και μεγέθους παραθύρου: 5), και λειτούργησαν ως οδηγοί στη δημιουργία κανόνων οι οποίοι διαφοροποιούν τις κλάσεις μεταξύ τους. Διευκρινίζεται ότι τα endmembers παρατηρήθηκαν παράλληλα στις υπογραφές, στις υπερφασματικές εικόνες (έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1, κεφάλαιο 3.3.2) και στις εικόνες που πάρθηκαν με την ψηφιακή compact μηχανή (SONY CYBER-SHOT DSC-W530, κεφάλαιο 3.1.3). Επίσης, καθ' όλη τη διαδικασία, ως οδηγός αντιστοίχισης των υπογραφών σε κλάσεις λειτούργησε το ειδικό φυλλάδιο υπολογισμού του δείκτη PASI (κεφάλαιο 2.4 - πίνακας 2.1), το οποίο συμπλήρωνε ειδικός δερματολόγος για κάθε ασθενή. Βέβαια, υπενθυμίζεται ότι όσον αφορά το ερώτημα, στον συγκεκριμένο δείκτη καταγράφεται μία τιμή μόνο, η οποία αντιστοιχεί στην πιο σοβαρή περίπτωση. Πέρα από τα συμπληρωμένα ειδικά φυλλάδια υπολογισμού του δείκτη PASI, ως συμβουλευτικό εργαλείο λειτούργησαν εικόνες από τη βιβλιογραφία.

Για τους κανόνες χρησιμοποιήθηκαν κατά κύριο λόγο το κανάλι των 603.2 nm (band 16) και το κανάλι των 649.2 nm (band 22). Στο διάγραμμα 3.27 απεικονίζονται τα endmembers που εξήχθησαν από μία εικόνα καθώς και οι κλάσεις στην οποία ανήκουν. Ο αλγόριθμος ο οποίος σχεδιάστηκε μετά από την παρατήρηση των υπογραφών που εξήχθησαν, υλοποιήθηκε σε κώδικα matlab και παρουσιάζεται παρακάτω σε ψευδοκώδικα:



Διάγραμμα 3.27: Τα endmembers τα οποία εξήχθησαν από μία εικόνα κάτω άκρων ασθενή (μετά την αφαίρεση του συνεχούς (78 κανάλια) (οι υπογραφές είναι εξομαλυσμένες με φίλτρο Savitzky - Golay (κεφάλαιο 2.6.2) πολωνύμου 3^{ου} βαθμού και μεγέθους παραθύρου: 5

3.6.2 Αλγόριθμος ταξινόμησης ερυθήματος

Βήματα αλγόριθμου (περίπτωση κάτω άκρων)

Είσοδος 1: Γίνεται ανάγνωση των εικόνων των καναλιών 16 και 22 (μετά την αφαίρεση του συνεχούς) με οριοθετημένο ερώτημα (τα μασκαρισμένα pixel έχουν τιμή 0).

Input 1: im_b16 ($R \times C$), im_b22 ($R \times C$), where R the number of rows and C the number of columns

Βήμα 1: Δημιουργείται μία νέα εικόνα ($im1_classes$) με τις διαστάσεις της υπερφασματικής της οποίας οι τιμές είναι μηδενικές. Δίνεται στην εικόνα $im1_classes$ η τιμή 3 στα μη μηδενικά pixel με τιμή μικρότερη ή ίση από 0.42, η τιμή 2 στα pixel με τιμή μεγαλύτερη από 0.42 και μικρότερη ή ίση από 0.52, και η τιμή 1 στα pixel με τιμή μεγαλύτερη από 0.52 (οι τιμές αναφέρονται στο κανάλι 16).

Step 1:

```
For i,= 1 to R do
  For j = 1 to C do
    If  $0 < im\_b16(i,j) \leq 0.42$  then  $im1\_classes(i,j) = 3$ 
    Else If  $0.42 < im\_b16(i,j) \leq 0.52$  then  $im1\_classes(i,j) = 2$ 
    Else If  $0.52 < im\_b16(i,j)$  then  $im1\_classes(i,j) = 1$ 
    EndIf
  EndFor
EndFor
```

Βήμα 2: Δημιουργείται μία δεύτερη μηδενική εικόνα ($im2_classes$) με τις διαστάσεις των προηγούμενων. Τα pixel της εικόνας $im1_classes$ τα οποία έχουν τιμή 2 και η τιμή τους στο κανάλι 22 είναι μικρότερη του 1 και επιπλέον η τιμή τους στο κανάλι 16 είναι μικρότερη ή ίση του 0.49, παίρνουν την τιμή 3 στην εικόνα $im2_classes$. Στα υπόλοιπα pixel δίνονται οι αντίστοιχες τιμές της εικόνας $im1_classes$.

Step 2:

```
For i,= 1 to R do
  For j = 1 to C do
    If  $im1\_classes(i,j) == 2$  and  $im\_b22(i,j) < 1$  and  $im\_b16(i,j) \leq 0.49$ 
      then  $im2\_classes(i,j) = 3$ 
    EndIf
  EndFor
EndFor
```

Βήμα 3: Δημιουργείται μια τρίτη μηδενική εικόνα ($im3_classes$) με τις διαστάσεις των προηγούμενων. Τα pixel της εικόνας $im2_classes$ τα οποία έχουν τιμή 3 και η τιμή τους στο κανάλι 22 είναι μικρότερη του 0.9, παίρνουν την τιμή 4 στην εικόνα $im3_classes$. Στα υπόλοιπα pixel δίνονται οι αντίστοιχες τιμές της εικόνας $im2_classes$.

Step 3:

```
For i,= 1 to R do
  For j = 1 to C do
    If  $im2\_classes(i,j) == 3$  and  $im\_b22(i,j) < 0.9$ 
      then  $im3\_classes(i,j) = 4$ 
    EndIf
  EndFor
EndFor
```

Είσοδος 2: Γίνεται ανάγνωση της εικόνας του καναλιού 29 (από την αφαίρεση του συνεχούς) με οριοθετημένο ερυθήμα (τα μασκαρισμένα pixel έχουν τιμή 0).

Βήμα 4: Δημιουργείται μία τέταρτη μηδενική εικόνα (im4_classes) με τις διαστάσεις των προηγούμενων. Τα pixel της εικόνας im3_classes τα οποία έχουν τιμή 4 και η τιμή τους στο κανάλι 22 είναι μεγαλύτερη από την τιμή τους στο κανάλι 29, παίρνουν την τιμή 2 στην εικόνα im4_classes. Στα υπόλοιπα pixel δίνονται οι αντίστοιχες τιμές της εικόνας im3_classes.

Step 4:

```
For i,= 1 to R do
  For j = 1 to C do
    If im3_classes (i,j) == 4 and im_b29 < im_b22
      then im4_classes (i,j) = 2
    EndIf
  EndFor
EndFor
```

Έξοδος: Αποθηκεύεται η τελική εικόνα με τις τέσσερις κλάσεις του ερυθήματος (im4_classes).

Output: im4_classes

Πρέπει να αναφερθεί ότι τα κατώφλια στο βήμα 1 και στο βήμα 3 ισχύουν μόνο για τις εικόνες των κάτω άκρων, καθώς μεταβάλλονται στις εικόνες του κορμού και των άνω άκρων ως εξής:

Κορμός

<u>Βήμα 1</u>	<u>Βήμα 3</u>
0.42 → 0.46	0.49 → 0.53
0.52 → 0.56	

Άνω άκρα

<u>Βήμα 1</u>	<u>Βήμα 3</u>
0.42 → 0.43	0.49 → 0.50
0.52 → 0.53	

Συνοψίζοντας τα παραπάνω, πρακτικά στο πρώτο βήμα παρατηρήσαμε ότι οι κλάσεις 1 και 2 γενικά έχουν υψηλότερες τιμές από την κλάση 3 στο band 16 (603.2 nm). Ωστόσο, υπάρχουν pixel που ενώ έχουν σχετικά υψηλές τιμές (επομένως με το βήμα 1 εντάσσονται στην κλάση 2), πρέπει να τοποθετηθούν στην κλάση 3. Αυτό γίνεται με το κριτήριο $b_{22} < 1$ (βήμα 2). Αυτά τα pixel χαρακτηρίζονται από τόνους οι οποίοι τείνουν σε πιο καφέ/μπορντό αποχρώσεις. Διευκρινίζεται ότι τα pixel τα οποία εντάχθηκαν στην κλάση 3 στο βήμα 1, (χαμηλές τιμές στο band 16) είναι καθαρά έντονα κόκκινα. Στο τρίτο βήμα, κάποια από τα pixel τα οποία έχουν τοποθετηθεί με τα προηγούμενα βήματα στην κλάση 3, τοποθετούνται στην κλάση 4 με κριτήριο από το band 22. Τα συγκεκριμένα pixel χαρακτηρίζονται από μωβ/έντονη μπορντό απόχρωση. Τέλος, το τέταρτο βήμα αφορά μία διορθωτική κίνηση η οποία εφαρμόζεται σε κάποια μεμονωμένα σκιασμένα pixel.

Συμπερασματικά, μέσω της δημιουργίας του παραπάνω αλγόριθμου η διαδικασία ταξινόμησης του ερυθήματος αυτοματοποιείται. Πιο αναλυτικά, αν δοθεί μία εικόνα άγνωστων κλάσεων, με την εφαρμογή του συγκεκριμένου αλγόριθμου, μπορεί να ταξινομηθεί. Ουσιαστικά, οι 60 εικόνες του δείγματος εκπαίδευσης αυτοματοποιούν τη διαδικασία ταξινόμησης μέσω της εκπαίδευσης (με παρόμοια λογική με τη διαδικασία οριοθέτησης - κεφάλαιο 3.4.2). Ωστόσο,

για να μην υπάρχουν αστοχίες, πρέπει να βεβαιωθούμε ότι το δείγμα εκπαίδευσης αντιπροσωπεύει το σύνολο των αποχρώσεων ερυθήματος.

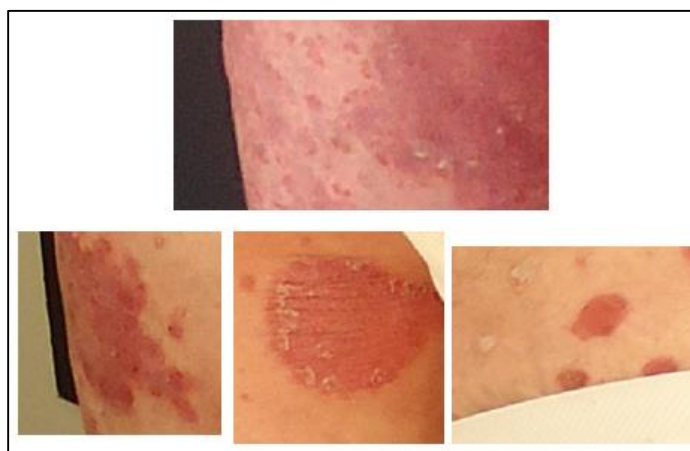
Στις εικόνες 3.28 έως 3.31 απεικονίζονται διάφορες περιπτώσεις κλάσεων ερυθήματος οι οποίες εντοπίστηκαν στους ασθενείς του πειράματος, έτσι ώστε να γίνει αισθητή η ανομοιογένεια των αποχρώσεων ανά κλάση.



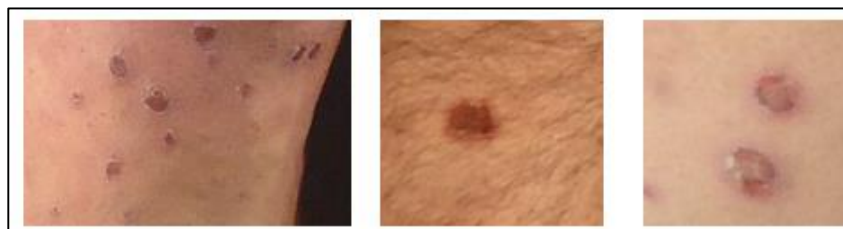
Εικόνα 3.28: Εικόνες της κλάσης 1 των ασθενών του πειράματος



Εικόνα 3.29: Εικόνες της κλάσης 2 των ασθενών του πειράματος



Εικόνα 3.30: Εικόνες της κλάσης 3 των ασθενών του πειράματος



Εικόνα 3.31: Εικόνες της κλάσης 4 των ασθενών του πειράματος

3.7 Ανάλυση Αποτελεσμάτων Ταξινόμησης του Ερυθήματος

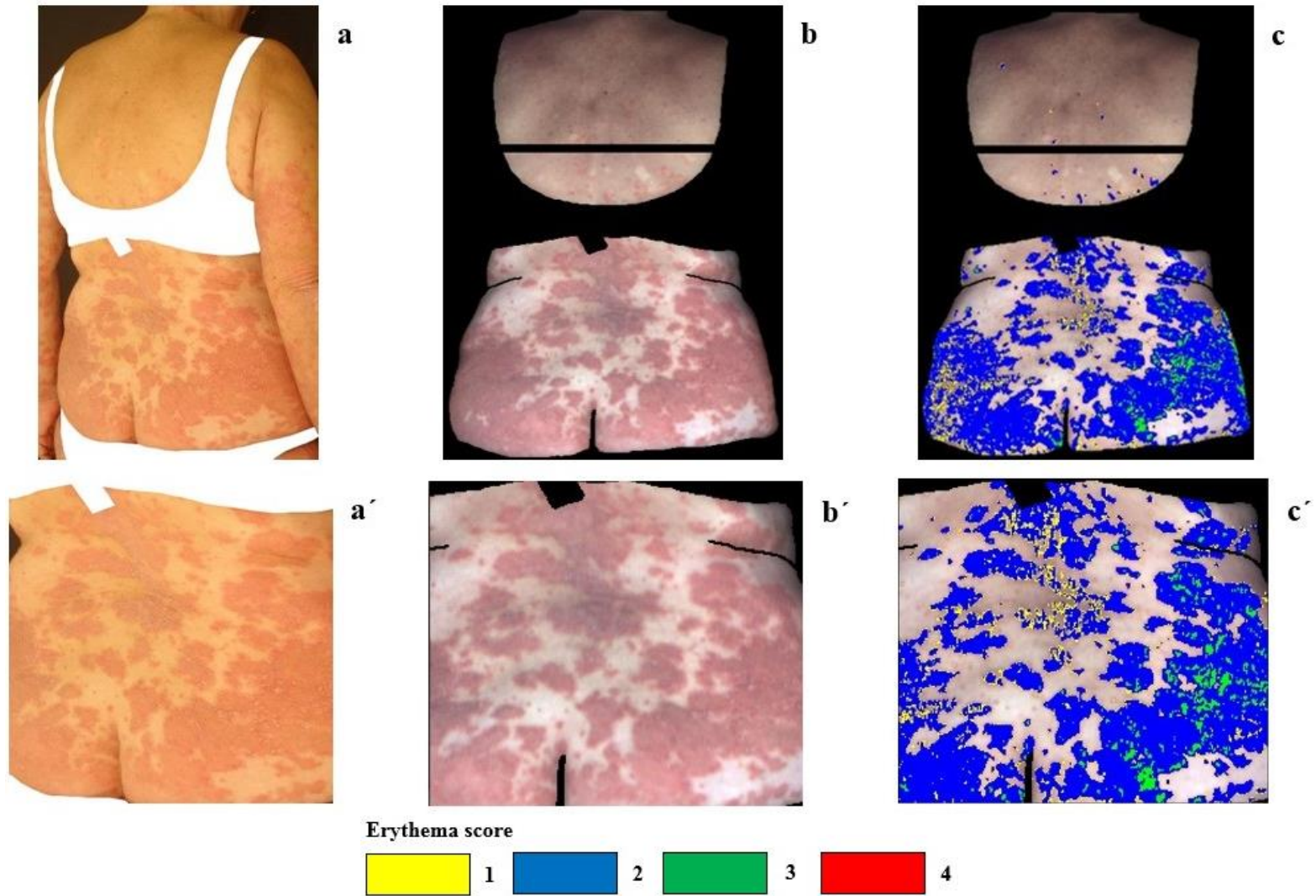
Στις εικόνες 3.32 έως 3.40, παρουσιάζονται κάποια από τα αποτελέσματα της ταξινόμησης του ερυθήματος χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο που αναπτύχθηκε στο κεφάλαιο 3.6.2 μετά την παρατήρηση των αμιγών στόχων. Τα αποτελέσματα της ταξινόμησης του ερυθήματος στις εικόνες του δείγματος εκπαίδευσης ήταν αρκετά ικανοποιητικά. Σημειώνεται βέβαια ότι στις περιοχές που είχε παρουσιαστεί κάποιο από τα ζητήματα του ερυθήματος (κεφάλαιο 3.5), δεν εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος ταξινόμησης. Αναλυτικότερα, οι κλάσεις οι οποίες προέκυψαν από την ταξινόμηση, αντιστοιχούσαν στο σύνολό τους στην τιμή που είχε καταγραφεί από τον ειδικό δερματολόγο στο ειδικό φυλλάδιο υπολογισμού του δείκτη PASI (κεφάλαιο 2.4 - πίνακας 2.1). Διευκρινίζεται βέβαια, ότι η εκτίμηση του ειδικού δερματολόγου αφορά την πιο σοβαρή περίπτωση η οποία καταλαμβάνει μία λογική έκταση. Παρακάτω θα αναφερθεί ένα παράδειγμα για να κατανοηθεί η έννοια της λογικής έκτασης:

Έστω ότι μία σωματική περιοχή ενός ασθενή (π.χ. κορμός) χαρακτηρίζεται από τις κλάσεις 1, 2, 3 και 4 οι οποίες καταλαμβάνουν ποσοστά επιφάνειας 25%, 20%, 50 και 5% αντίστοιχα. Σε αυτήν την περίπτωση, ο ειδικός δερματολόγος θα καταγράψει την τιμή 3 και όχι την τιμή 4 στο ειδικό φυλλάδιο υπολογισμού του δείκτη PASI, διότι η κλάση 4 καταλαμβάνει πολύ μικρή επιφάνεια. Αξίζει να αναφερθεί ότι στα ειδικά φυλλάδια υπολογισμού του δείκτη PASI των ασθενών του δείγματος, δεν είχε καταγραφεί για κανέναν ασθενή η κλάση 4 από τους ειδικούς δερματολόγους. Για αυτόν τον λόγο, στη συγκεκριμένη κλάση δόθηκε ιδιαίτερη βάση σε εικόνες που ήταν διαθέσιμες στη βιβλιογραφία.

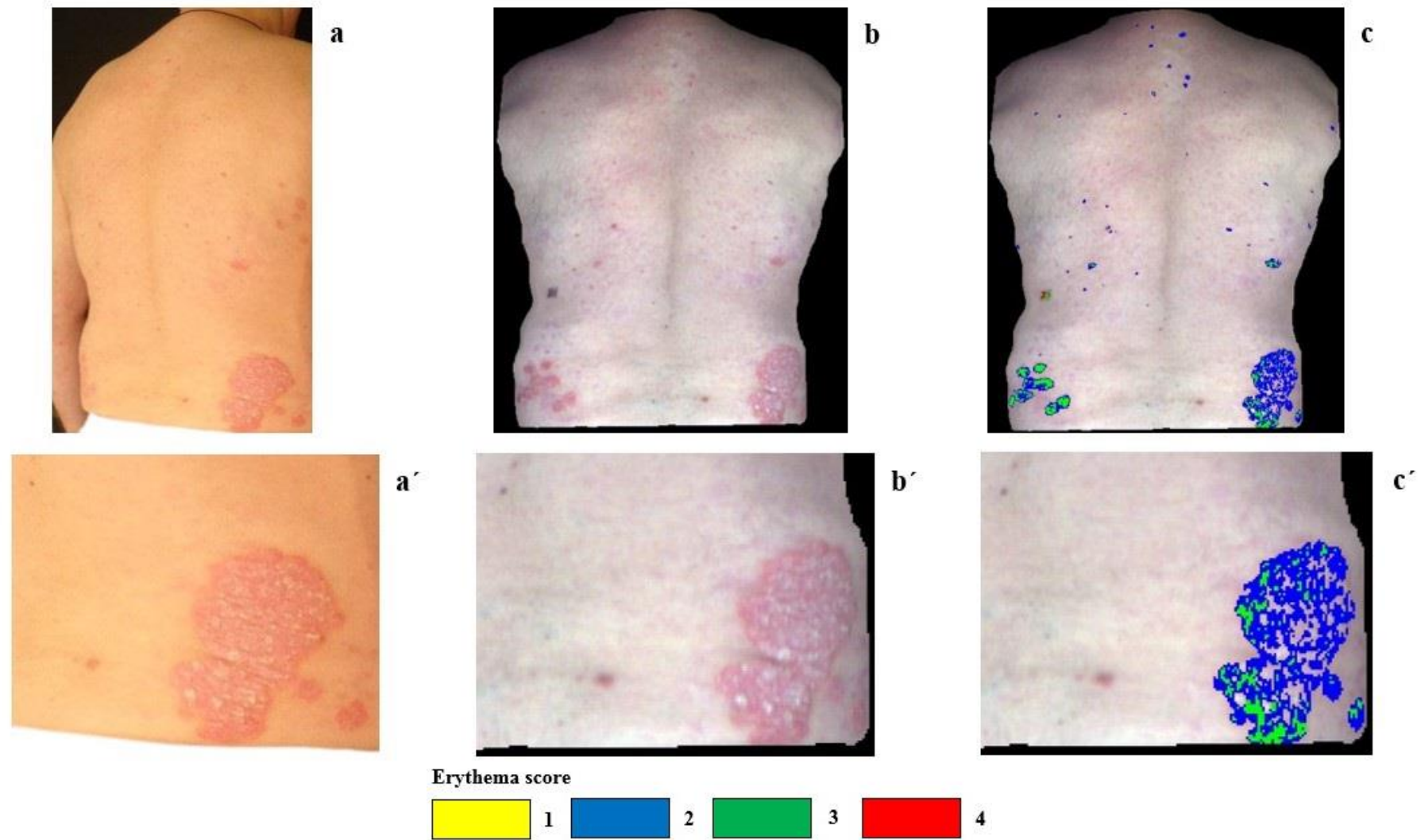
Σε γενικές γραμμές, δεν παρουσιάστηκαν προβλήματα στα αποτελέσματα της ταξινόμησης, ωστόσο θα γίνει αναφορά σε ένα ζήτημα το οποίο προέκυψε. Το συγκεκριμένο ζήτημα αφορά κάποια μεμονωμένα εικονοστοιχεία τα οποία βρίσκονται σε σκιά (συνήθως εσωτερικά των μηρών και των άνω άκρων (πάνω από τις παλάμες)). Τα εν λόγω εικονοστοιχεία, ταξινομούνται λανθασμένα σε σοβαρότερη κλάση λόγω της σκιάς που τα καλύπτει.

Στις εικόνες 3.41 έως 3.44 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της ταξινόμησης του ερυθήματος σε ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης με τη μορφή μωσαϊκών. Τα συγκεκριμένα μωσαϊκά χρησιμοποιήθηκαν κατά τη δημιουργία του αλγόριθμου ταξινόμησης για τον γρήγορο έλεγχο των αποτελεσμάτων των ενδιάμεσων βημάτων. Με άλλα λόγια, αντί να εκτελεστούν τα ενδιάμεσα βήματα σε κάθε εικόνα ξεχωριστά (χρονοβόρα διαδικασία), εκτελέστηκαν απευθείας σε μωσαϊκά. Διευκρινίζεται ότι σε αυτά τα μωσαϊκά δεν απεικονίζονται οι εικόνες σωματικών περιοχών στις οποίες:

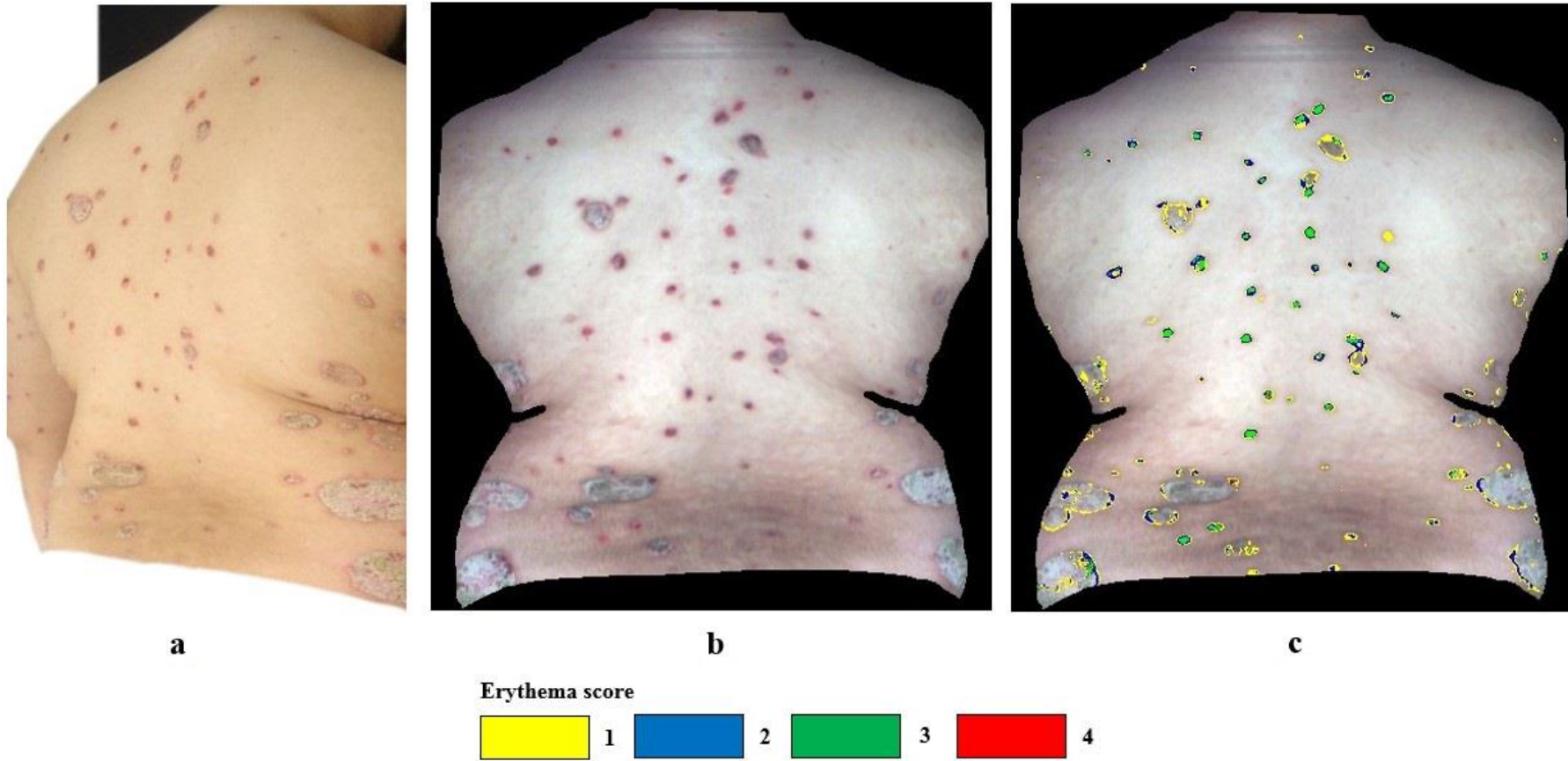
- (a): το δέρμα ήταν υγιές ή θεωρήθηκε υγιές προς διευκόλυνση της επεξεργασίας (μείωση του όγκου των εικόνων που έπρεπε να υποστούν επεξεργασία) (6 εικόνες άνω άκρων, 2 εικόνες κορμού, 1 εικόνα κάτω άκρων). Σημειώνεται ότι οι εικόνες οι οποίες θεωρήθηκαν υγιείς χαρακτηρίζονταν από αμελητέας έκτασης ερύθημα (περίπου 1%).
- (b): υπήρχε αβεβαιότητα ως προς την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της ταξινόμησης διότι δεν είχαν γίνει επαρκείς λήψεις με τη ψηφιακή compact μηχανή (SONY CYBER-SHOT DSC-W530) (κεφάλαιο 3.1.3) (1 εικόνα κάτω άκρων).
- (c): το ερύθημα περιβαλλόταν από υγιές δέρμα πολύ σκούρας απόχρωσης (3 εικόνες κάτω άκρων).
- (d): το ερύθημα δεν μπορούσε να διακριθεί διότι το δέρμα του ασθενούς ήταν καλυμμένο από πληγές και betadine (1 εικόνα άνω άκρων).



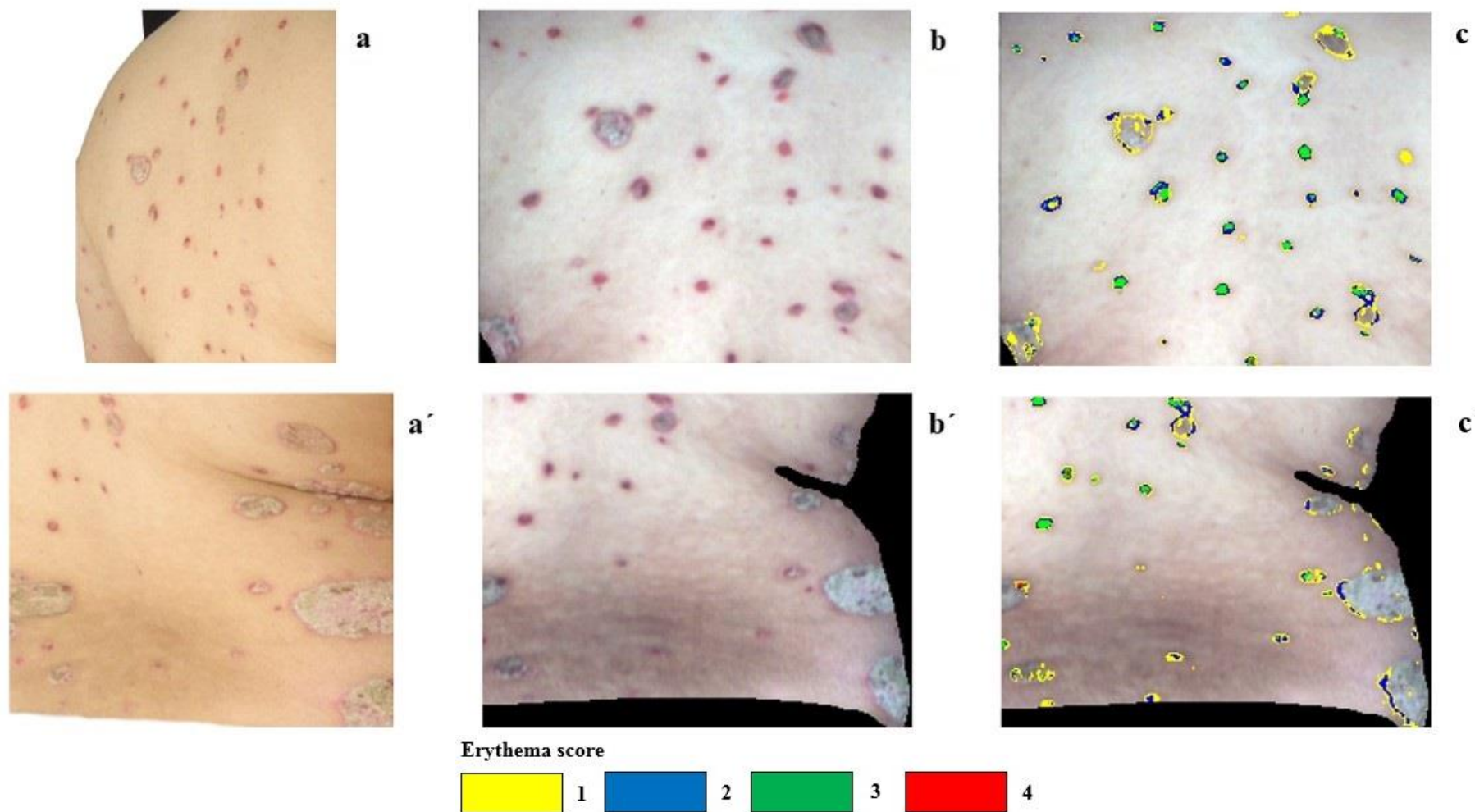
Εικόνα 3.32: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



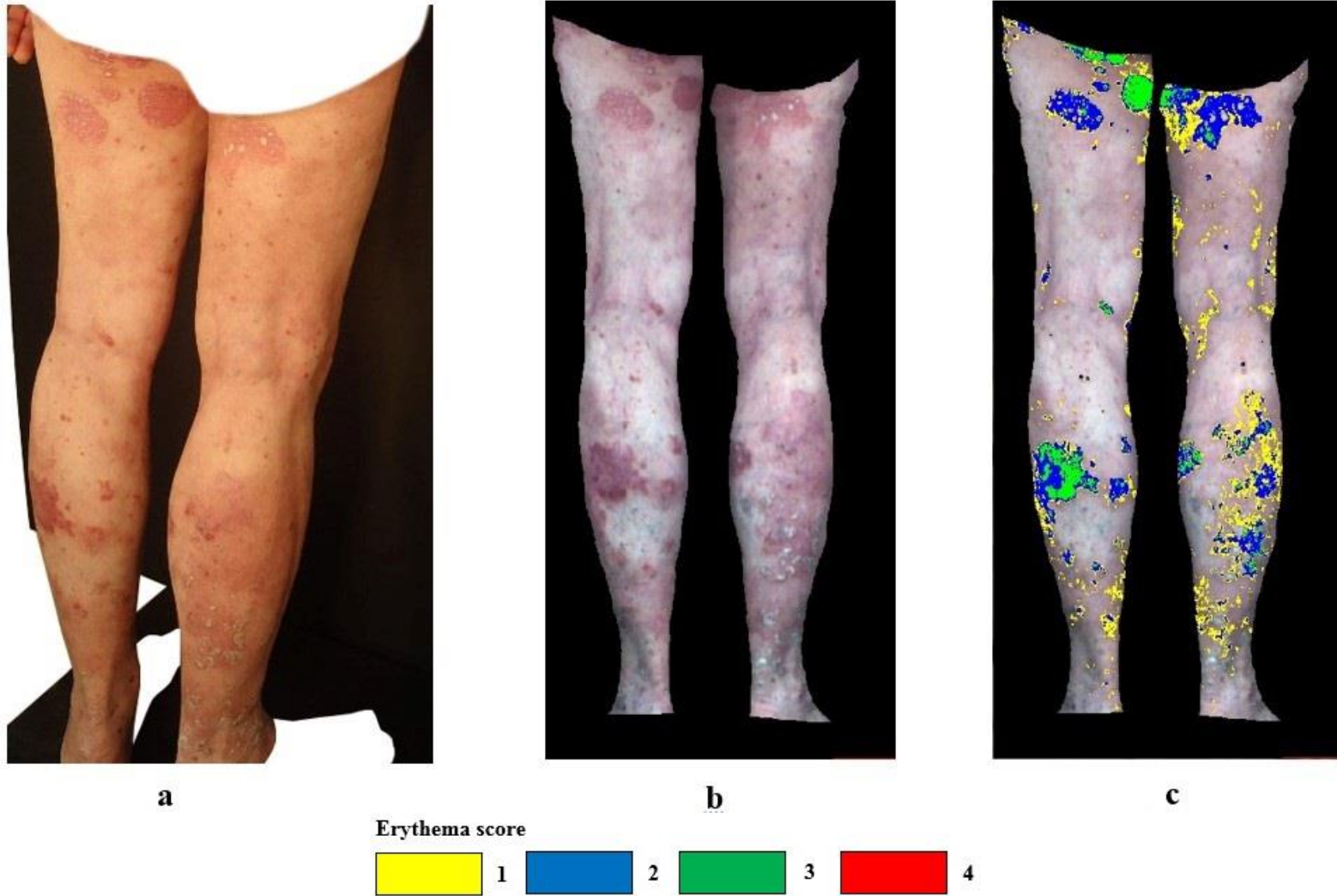
Εικόνα 3.33: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



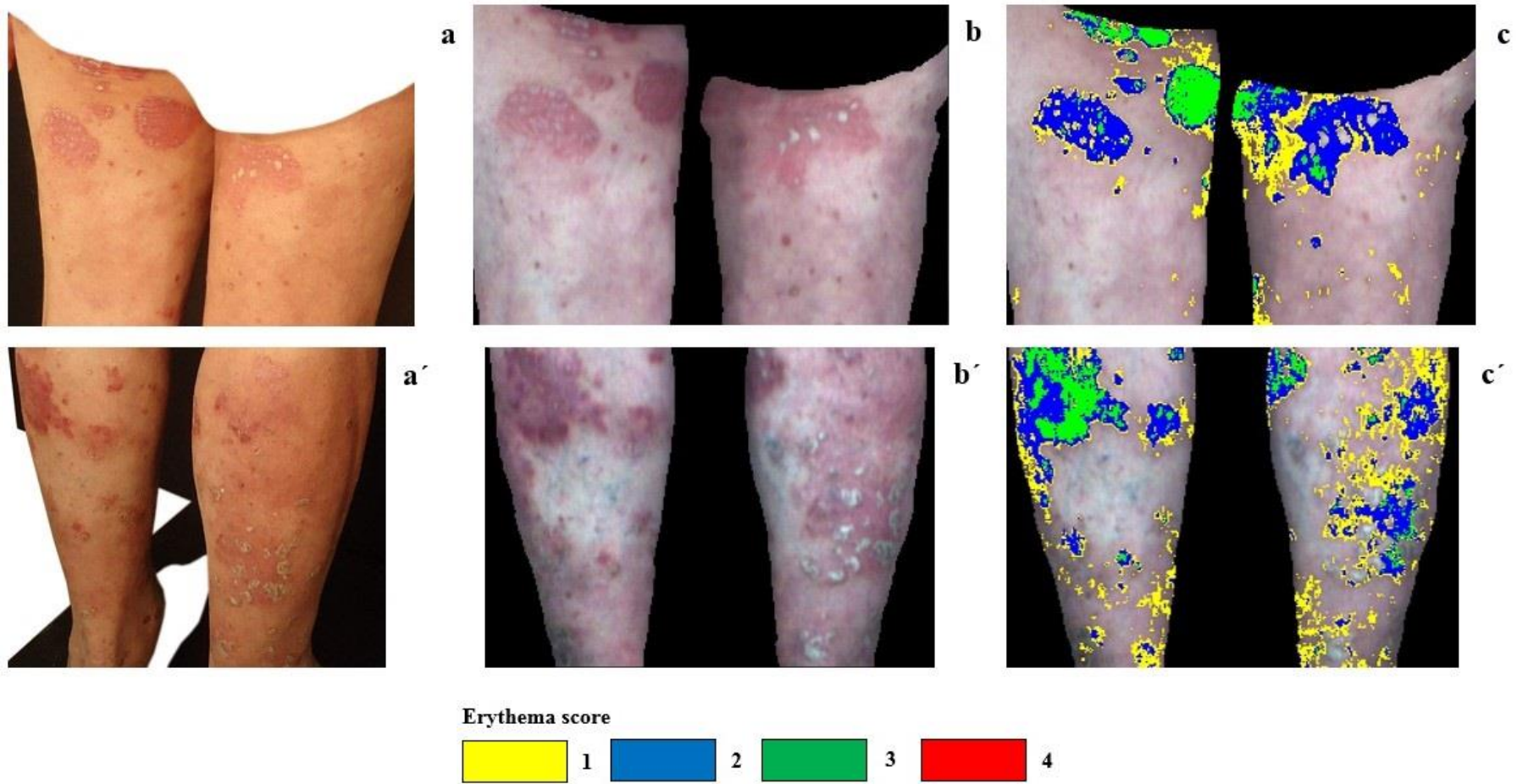
Εικόνα 3.34: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



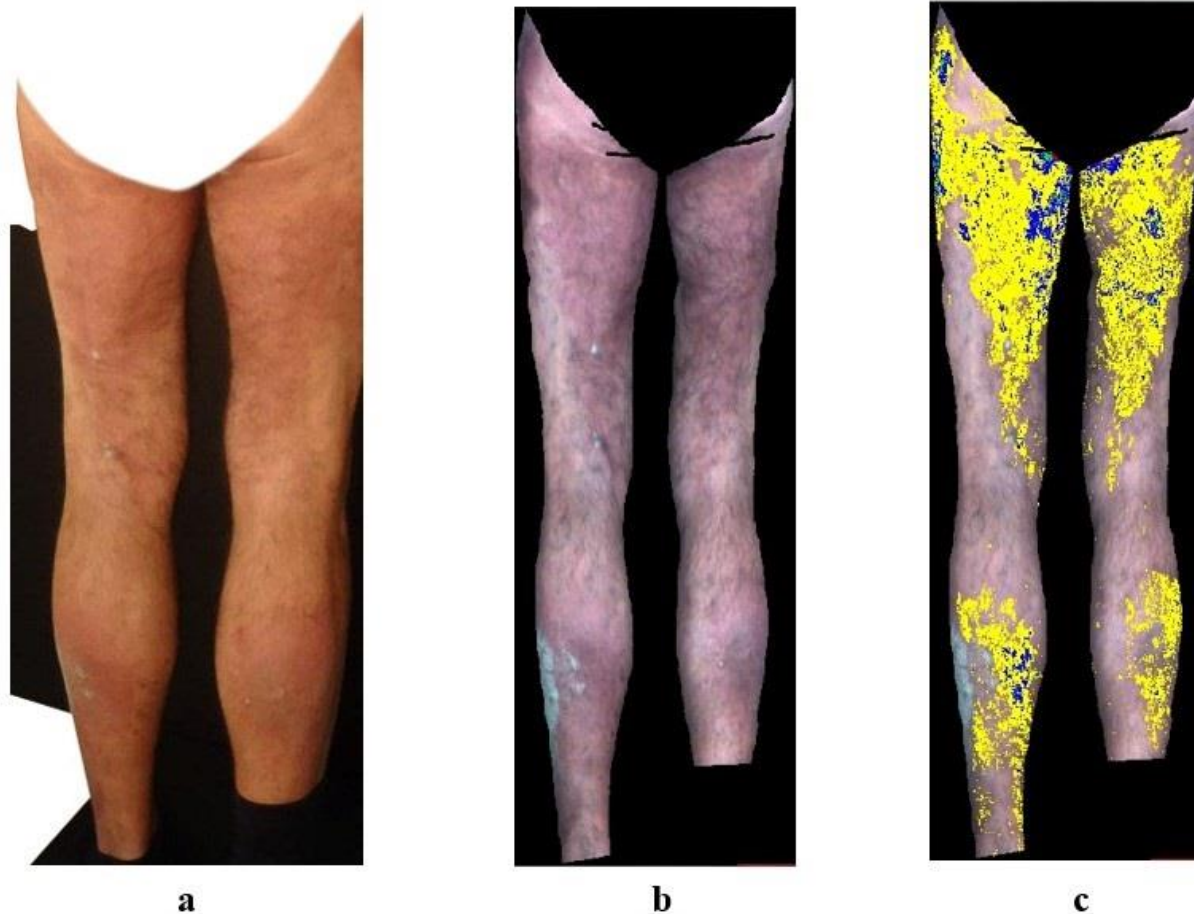
Εικόνα 3.35: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



Εικόνα 3.36: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



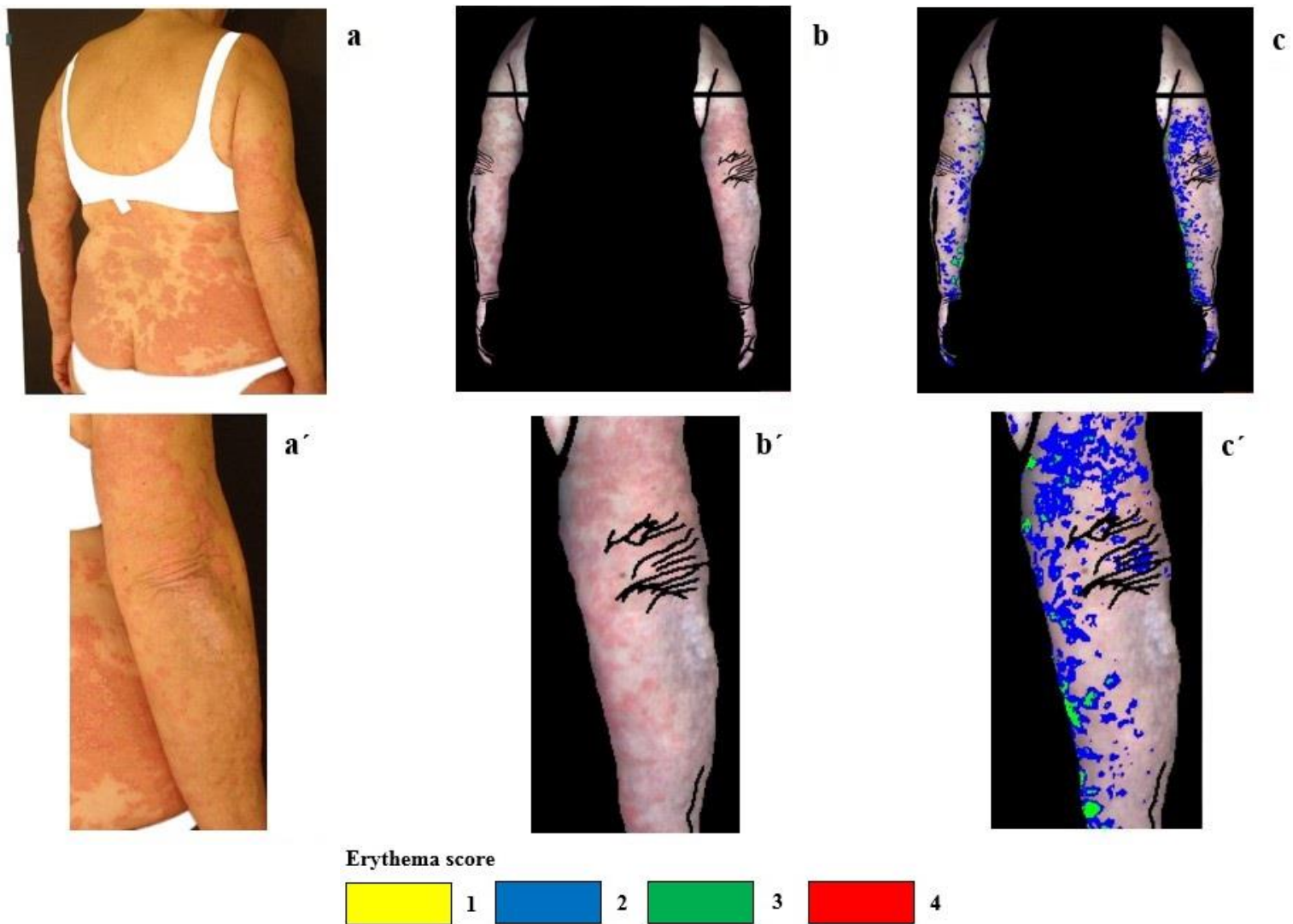
Εικόνα 3.37: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



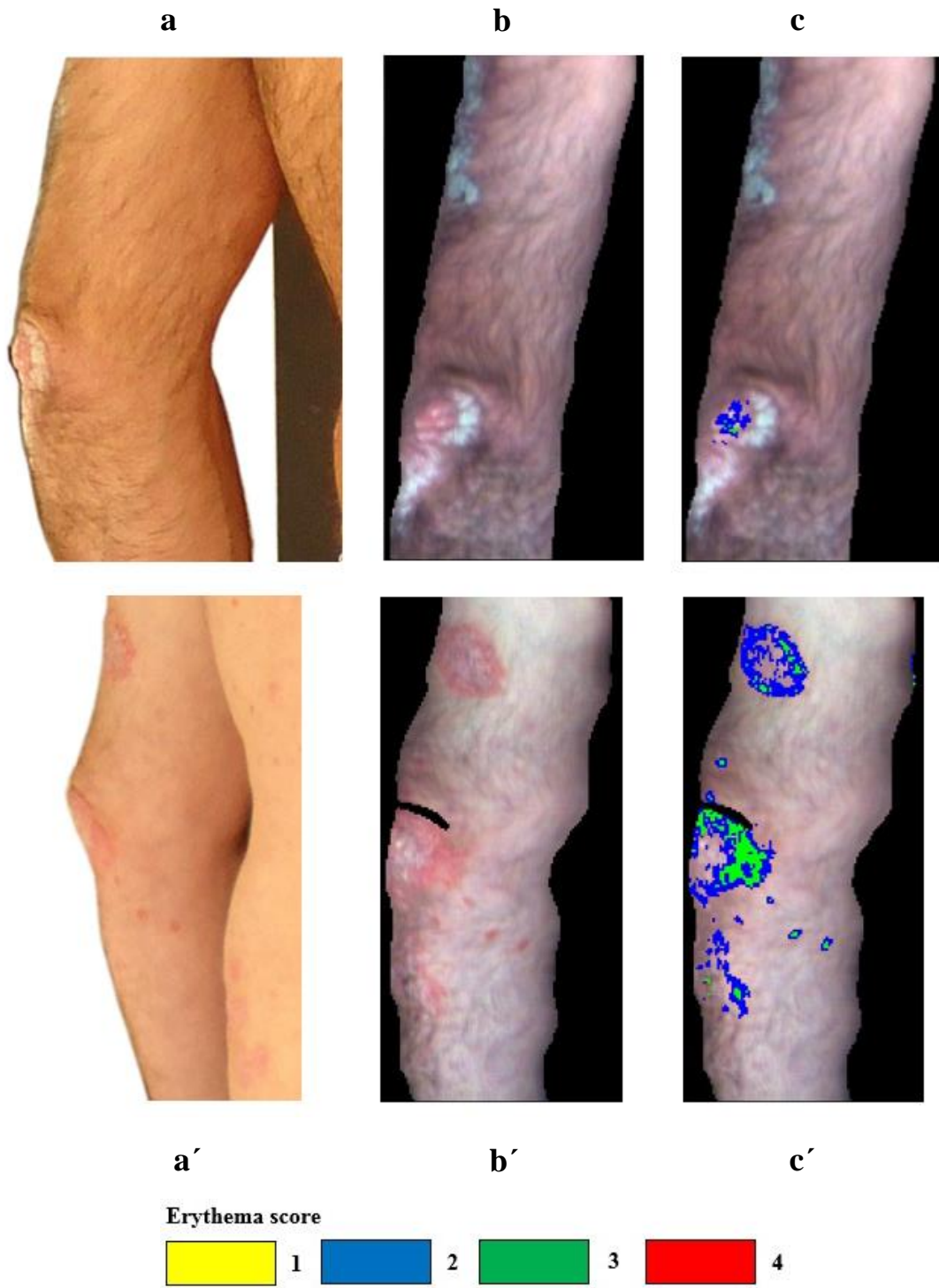
Erythema score



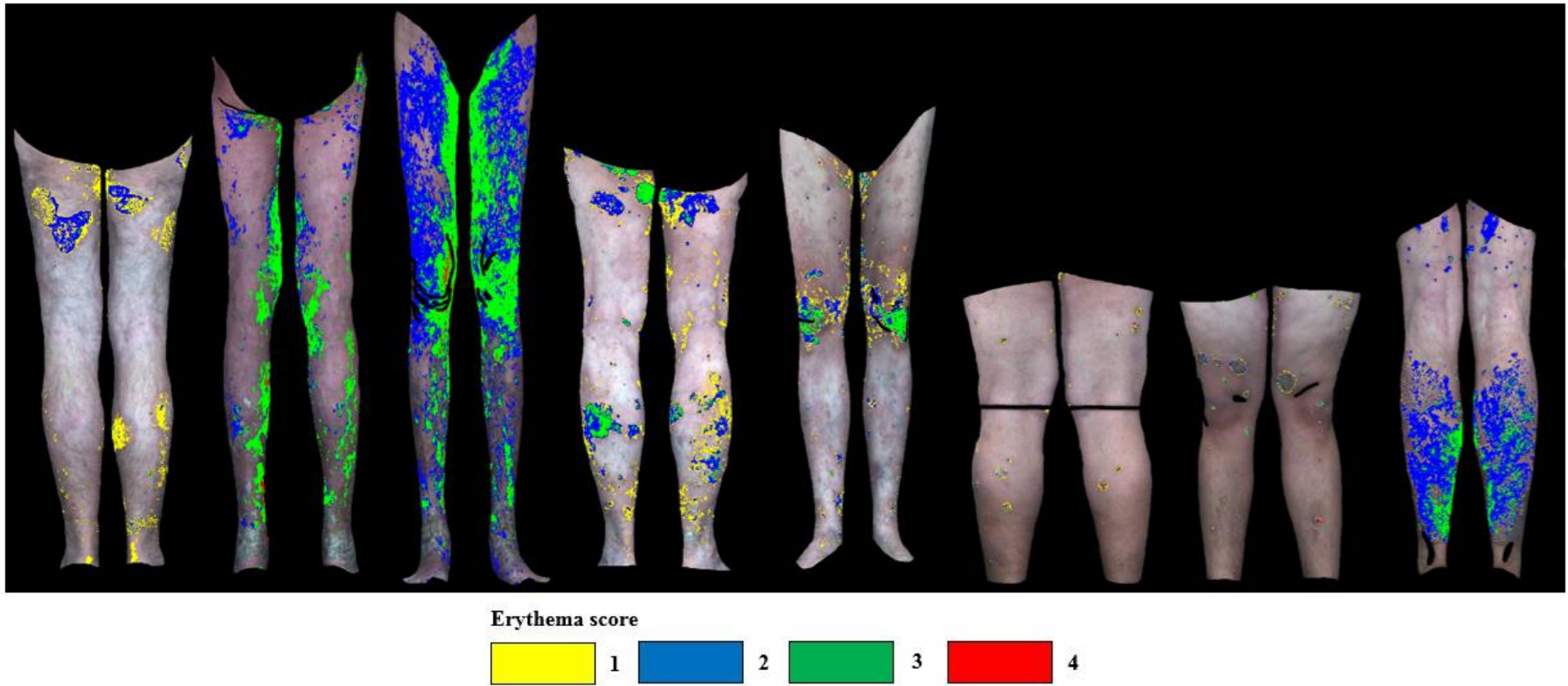
Εικόνα 3.38: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



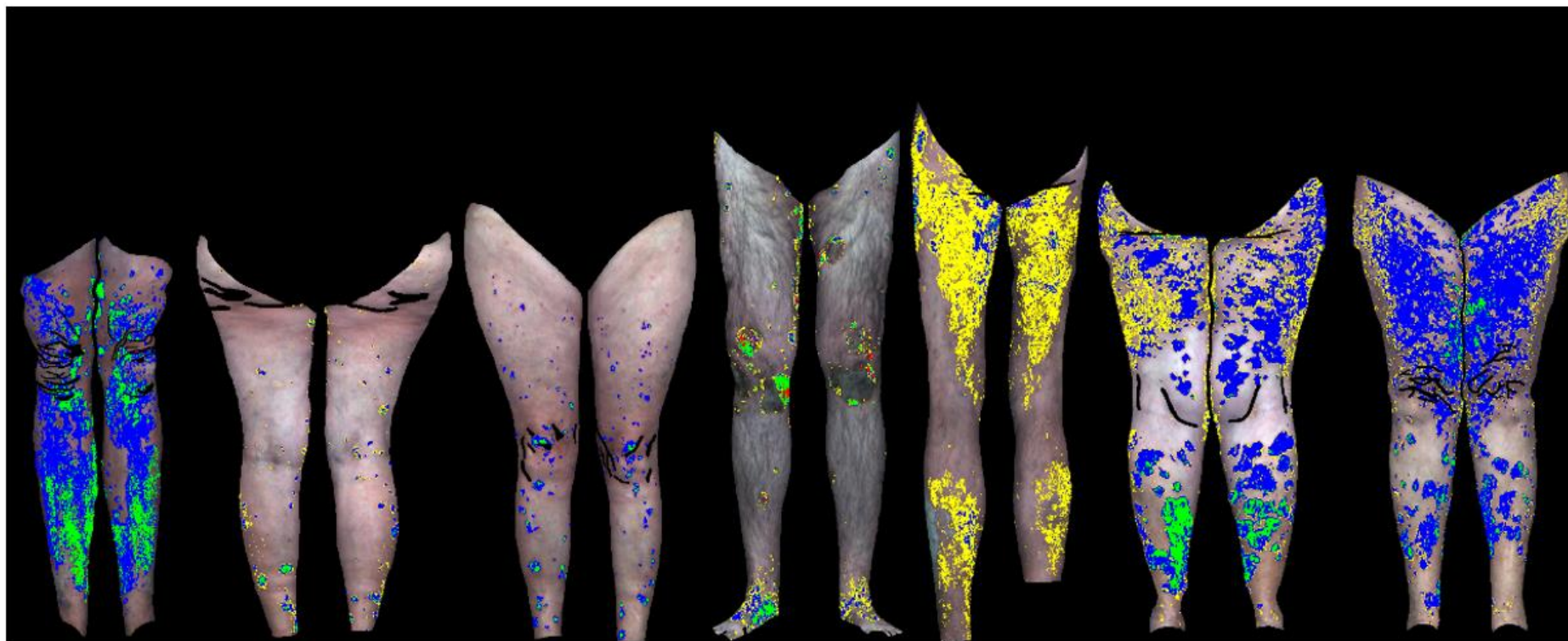
Εικόνα 3.39: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



Εικόνα 3.40: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



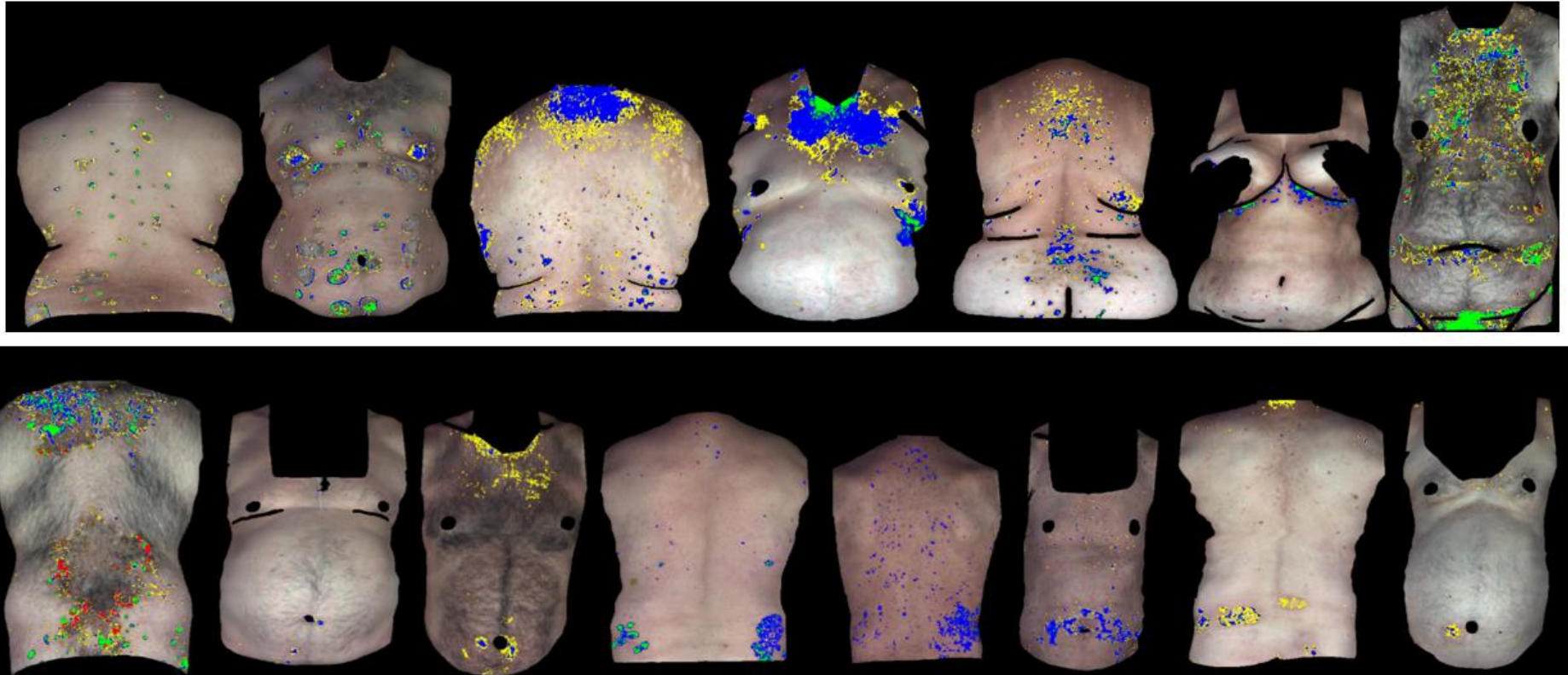
Εικόνα 3.41: Μωσαϊκό κάτω άκρων των αποτελεσμάτων της ταξινόμησης του ερυθήματος σε ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης



Erythema score



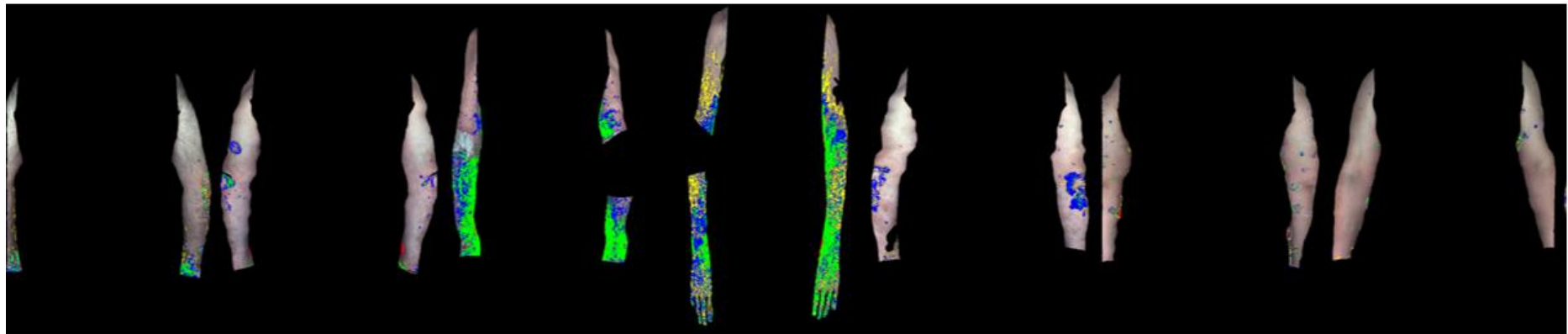
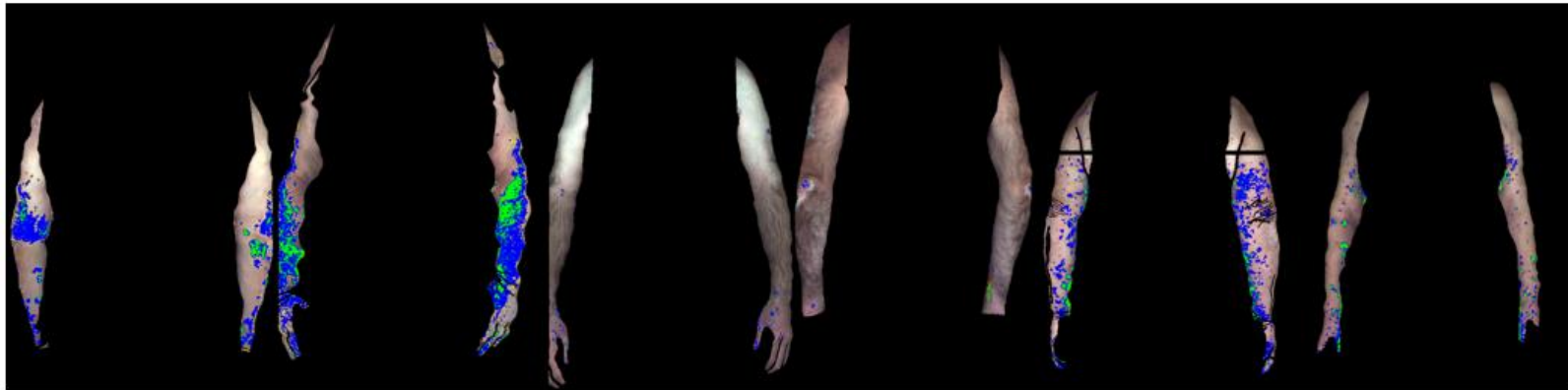
Εικόνα 3.42: Μωσαϊκό κάτω άκρων των αποτελεσμάτων της ταξινόμησης του ερυθήματος σε ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης



Erythema score



Εικόνα 3.43: Μωσαϊκό κορμού των αποτελεσμάτων της ταξινόμησης του ερυθήματος σε ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης



Erythema score



Εικόνα 3.44: Μωσαϊκό άνω άκρων των αποτελεσμάτων της ταξινόμησης του ερυθήματος σε ασθενείς του δείγματος εκπαίδευσης

3.8 Αξιολόγηση της Μεθόδου Οριοθέτησης του Ερυθήματος σε Διαφορετικό Δείγμα Ασθενών

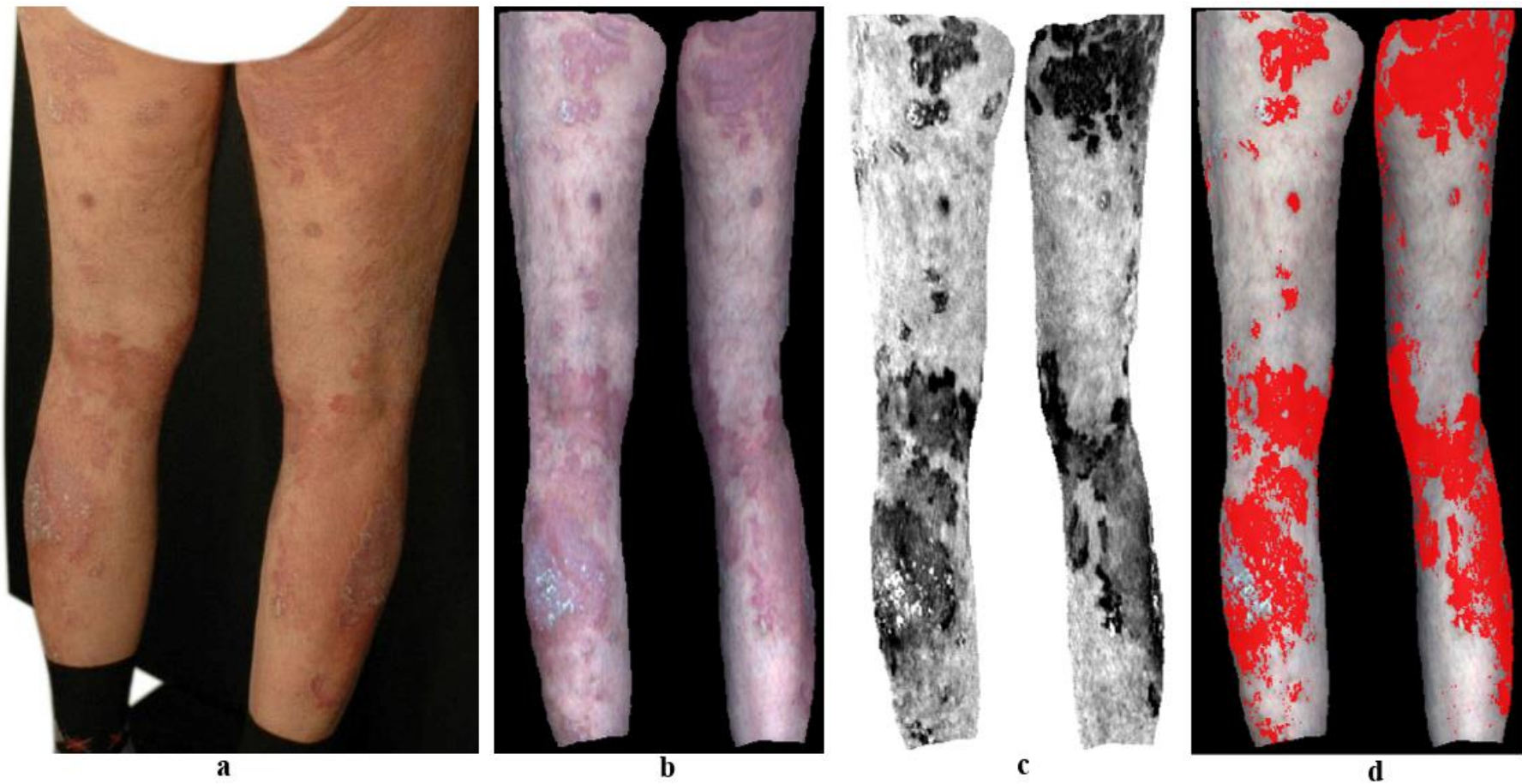
Η οριοθέτηση του ερυθήματος με τη μέθοδο Jenks (κεφάλαιο 3.4.2) εφαρμόστηκε και σε ένα διαφορετικό δείγμα 10 ασθενών (δείγμα αξιολόγησης), έτσι ώστε να γίνει ένας πρώτος έλεγχος για την επάρκεια του δείγματος εκπαίδευσης ως προς την κάλυψη του συνόλου των περιπτώσεων. Όπως προαναφέρθηκε (κεφάλαιο 3.1.3), οι εικόνες σε αυτό το δείγμα ήταν 51 και όχι 60 διότι σε κάποιες οι ασθενείς ήταν μερικώς ντυμένοι. Η αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε ως εξής:

Εφόσον είχε ήδη οριστεί για κάθε εικόνα του δείγματος εκπαίδευσης η σχέση που θα δίνει το κατώφλι της συναρτήσεως της 2^{ης} παραγωγού των διαγραμμάτων που προέκυψαν με τη μέθοδο Jenks, δημιουργήθηκε βιβλιοθήκη με τα εν λόγω διαγράμματα της 2^{ης} παραγωγού. Στη συνέχεια, υπολογίστηκε ο συντελεστής συσχέτισης (εξίσωση 3.3, κεφάλαιο 3.4.2) όλων των εικόνων του δείγματος αξιολόγησης με όλες τις εικόνες του δείγματος εκπαίδευσης (ανά σωματική περιοχή), και τα κατώφλια οριοθέτησης των εικόνων του δείγματος αξιολόγησης προέκυψαν με σύγκριση του συντελεστή συσχέτισης. Αναλυτικότερα, το κατώφλι δόθηκε με τον τρόπο της εικόνας της βιβλιοθήκης που αντιστοιχεί στο διάγραμμα της 2^{ης} παραγωγού με τη μέγιστη συσχέτιση.

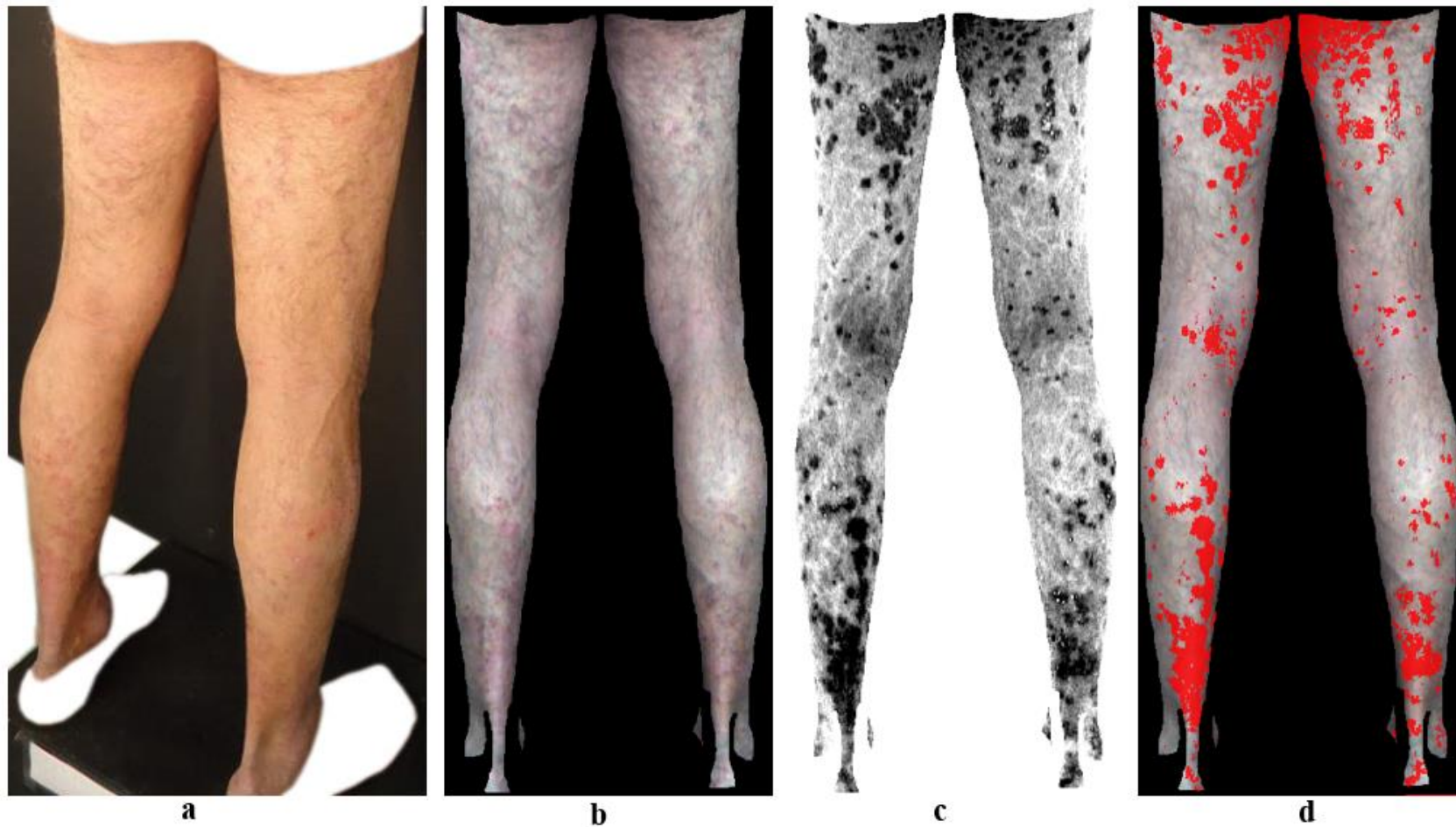
Αξίζει να αναφερθεί ότι στο δείγμα αξιολόγησης αρκετές εικόνες αντιστοιχούσαν σε υγιές δέρμα ή σε σχεδόν αμελητέας έκτασης ερυθήματα. Ωστόσο, στη βιβλιοθήκη διαγραμμάτων 2^{ης} παραγωγού, η οποία δημιουργήθηκε από το δείγμα εκπαίδευσης, δεν εντάχθηκαν εικόνες με τέτοιου τύπου περιστατικά. Σε αυτές τις εικόνες παρατηρήθηκε ότι ο συντελεστής συσχέτισης είτε ήταν πολύ μικρός (< 0.5) είτε ήταν μεγάλος (> 0.9) αλλά ταυτόχρονα το διάγραμμα της 2^{ης} παραγωγού με τη μέγιστη συσχέτιση αντιστοιχούσε σε πολύ υψηλό κατώφλι. Στις εικόνες λοιπόν υγιούς δέρματος ή δέρματος με αμελητέας έκτασης ερυθήματα, αποφασίστηκε να δίνεται ένα πολύ μικρό κατώφλι το οποίο αντιστοιχούσε στο άνω όριο της πρώτης κλάσης όταν η μέθοδος Jenks εκτελείται με 7 κλάσεις.

Στις εικόνες 3.45 έως 3.47 παρουσιάζονται κάποια από τα αποτελέσματα της οριοθέτησης του ερυθήματος, μέσω της κατωφλίωσης με τη μέθοδο Jenks.

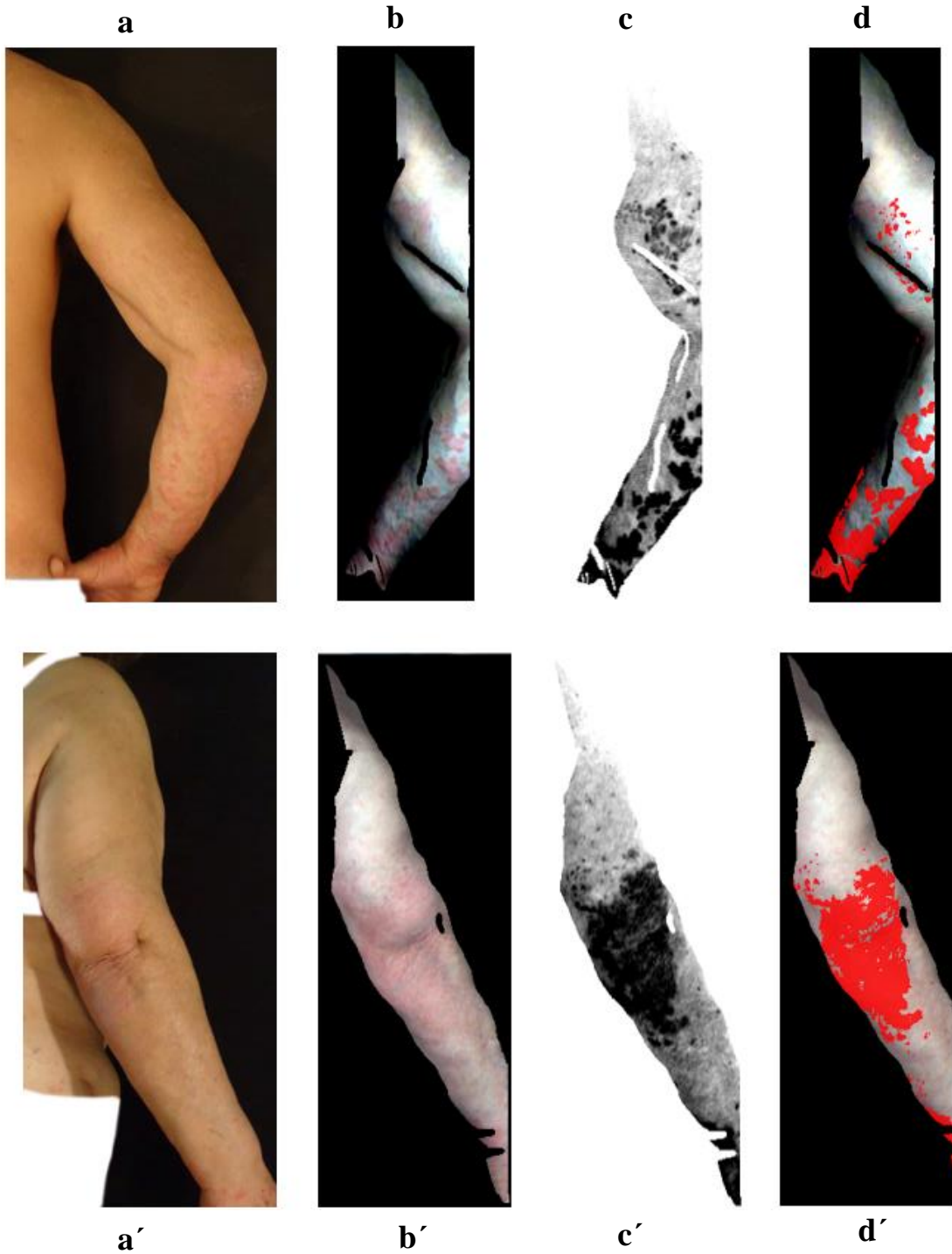
Στις εικόνες του δείγματος αξιολόγησης τα αποτελέσματα της οριοθέτησης ήταν παρόμοια με τα αποτελέσματα του δείγματος εκπαίδευσης (κεφάλαιο 3.5). Δηλαδή, τα αποτελέσματα ήταν αρκετά ικανοποιητικά, τόσο σε περιστατικά με εκτεταμένο ερυθήματα όσο και σε περιστατικά όπου το ερυθήματα καταλαμβάνει μικρή περιοχή του δέρματος. Επιπρόσθετα, όπως και στο δείγμα εκπαίδευσης, η μέθοδος που εφαρμόστηκε αποδίδει όχι μόνο σε περιπτώσεις ασθενών με έντονο ερυθήματα, αλλά και σε περιπτώσεις ασθενών με ήπιο ερυθήματα. Σημειώνεται ότι όπως ήταν αναμενόμενο, παρουσιάστηκαν τα ίδια ζητήματα που είχαν παρουσιαστεί και στο δείγμα εκπαίδευσης. Δηλαδή, ταξινομούνται λανθασμένα στην κατηγορία του ερυθήματος κάποιες μελανιές (σκούρο κόκκινο/μωβ), οι ερυθρές περιοχές του θώρακα (λόγω έκθεσης στον ήλιο), οι παλάμες με έντονη ροζ απόχρωση, το υγιές δέρμα με σκούρα φυσική απόχρωση το οποίο περιβάλλει ήπιο ερυθήματα και οι θηλές. Τα παραπάνω ζητήματα περιγράφονται αναλυτικά στο κεφάλαιο 3.5.



Εικόνα 3.45: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθρήματος



Εικόνα 3.46: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθήματος



Εικόνα 3.47: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (b: με γραμμική ενίσχυση, b': χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Κανάλι 603.2 nm μετά από αφαίρεση συνεχούς (με γραμμική ενίσχυση), (d - d'): Αυτόματη οριοθέτηση του ερυθήματος

3.9 Αξιολόγηση της Μεθόδου Ταξινόμησης του Ερυθήματος σε Διαφορετικό Δείγμα Ασθενών

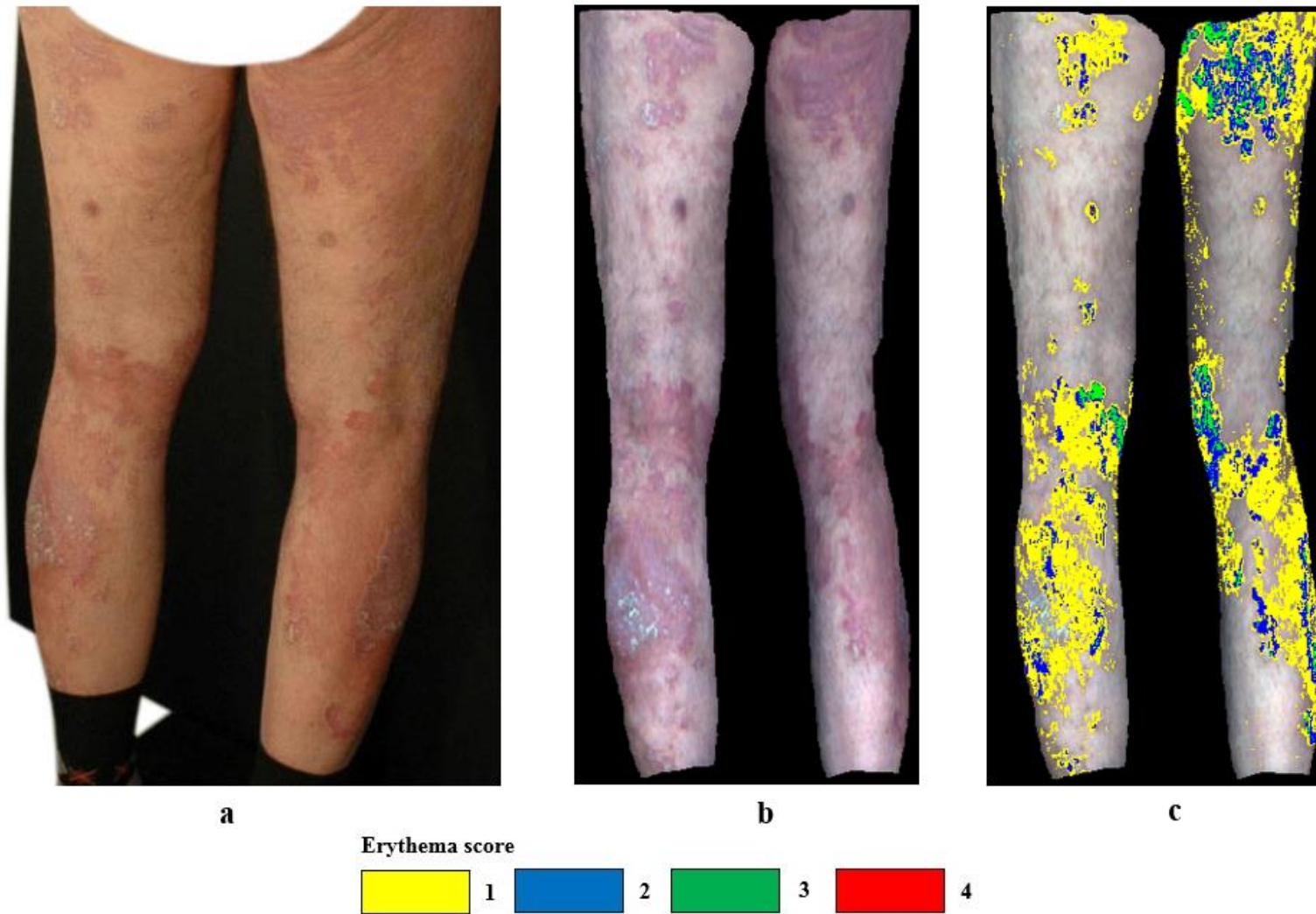
Στο δείγμα αξιολόγησης των 10 ασθενών (51 εικόνες - κεφάλαιο 3.1.3), μετά την οριοθέτηση με τη μέθοδο Jenks (κεφάλαια 3.4.2 - 3.8), πραγματοποιήθηκε ταξινόμηση του ερυθήματος χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο που αναπτύχθηκε στο κεφάλαιο 3.6.2 μετά την παρατήρηση των αμιγών στόχων. Όπως και στην περίπτωση της οριοθέτησης του ερυθήματος (κεφάλαιο 3.8), εφαρμόστηκε και η ταξινόμηση στο διαφορετικό δείγμα, έτσι ώστε να γίνει ένας πρώτος έλεγχος για την επάρκεια του δείγματος εκπαίδευσης ως προς την κάλυψη του συνόλου των περιπτώσεων.

Στις εικόνες 3.48 έως 3.53, παρουσιάζονται κάποια από τα αποτελέσματα της ταξινόμησης του ερυθήματος χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο που αναπτύχθηκε στο κεφάλαιο 3.6.2 μετά την παρατήρηση των αμιγών στόχων.

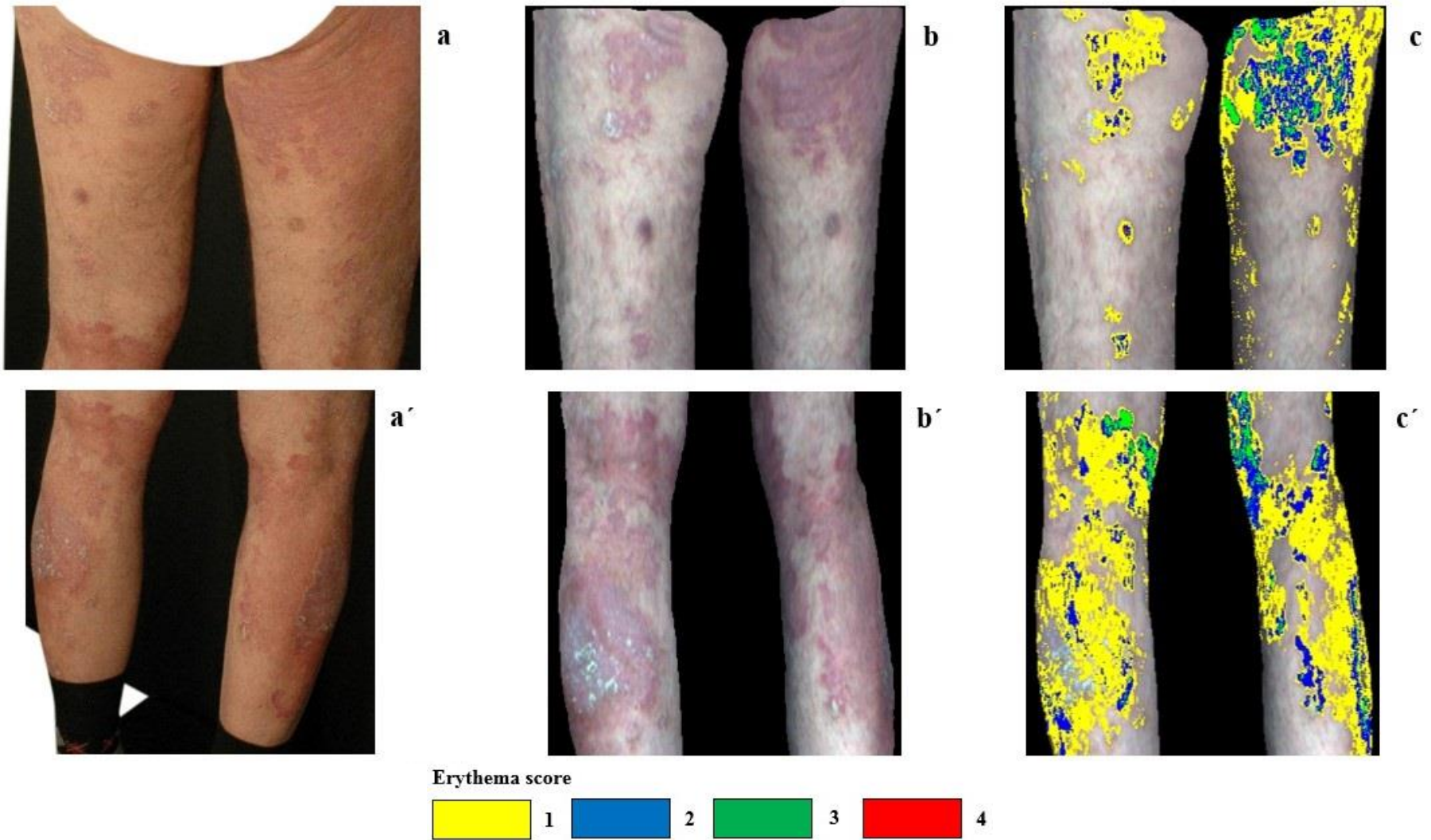
Τα αποτελέσματα της ταξινόμησης του ερυθήματος στις εικόνες του δείγματος αξιολόγησης ήταν παρόμοια με τα αποτελέσματα των εικόνων του δείγματος εκπαίδευσης (κεφάλαιο 3.7). Δηλαδή, τα αποτελέσματα ήταν αρκετά ικανοποιητικά, καθώς οι κλάσεις οι οποίες προέκυψαν από την ταξινόμηση, αντιστοιχούσαν στο σύνολό τους στην τιμή που είχε καταγραφεί από τον ειδικό δερματολόγο στο ειδικό φυλλάδιο υπολογισμού του δείκτη PASI (κεφάλαιο 2.4 - πίνακας 2.1). Σημειώνεται ότι ούτε σε αυτό το δείγμα εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος ταξινόμησης στις περιοχές που είχε παρουσιαστεί κάποιο από τα ζητήματα του ερυθήματος (κεφάλαιο 3.5). Υπενθυμίζεται ότι η εκτίμηση του ειδικού δερματολόγου αφορά την πιο σοβαρή περίπτωση η οποία καταλαμβάνει μία λογική έκταση (κεφάλαιο 3.7).

Αξίζει να αναφερθεί ότι στο δείγμα αξιολόγησης, η πλειοψηφία των περιστατικών δεν αφορούσαν σοβαρές περιπτώσεις ερυθήματος. Επίσης, σημειώνεται ότι ούτε στο δείγμα αξιολόγησης υπήρχε σωματική περιοχή ασθενή στην οποία να έχει καταγραφεί η κλάση 4 στα ειδικά φυλλάδια υπολογισμού του δείκτη PASI από τους ειδικούς δερματολόγους. Για αυτόν τον λόγο, στη συγκεκριμένη κλάση (λίγες και μικρής έκτασης συνήθως περιοχές), όπως και στην περίπτωση του δείγματος εκπαίδευσης, δόθηκε ιδιαίτερη βάση σε εικόνες που ήταν διαθέσιμες στη βιβλιογραφία.

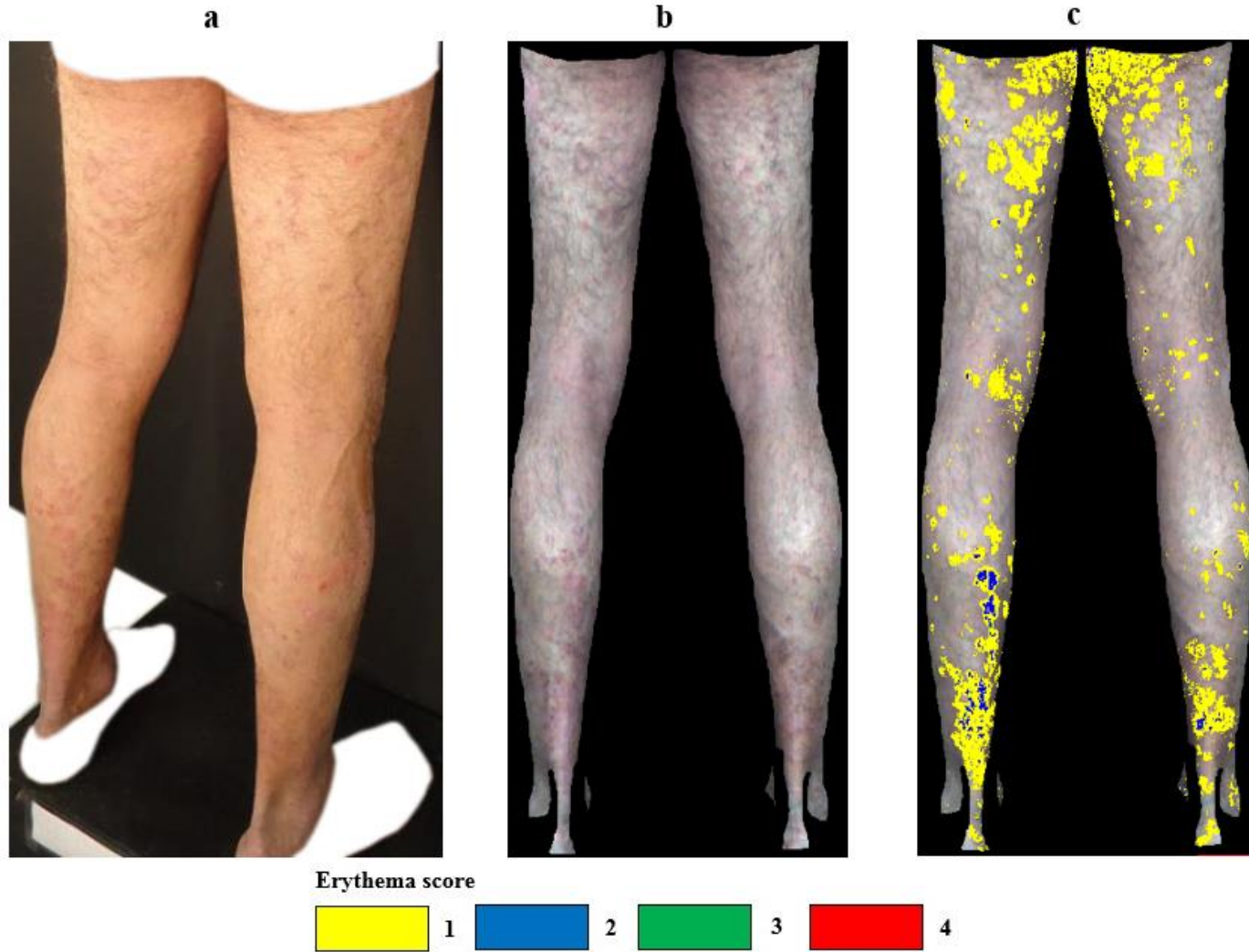
Σε γενικές γραμμές, δεν παρουσιάστηκαν προβλήματα στα αποτελέσματα της ταξινόμησης. Το μόνο ζήτημα που προέκυψε, όπως και στην περίπτωση του δείγματος εκπαίδευσης, αφορούσε κάποια μεμονωμένα εικονοστοιχεία τα οποία βρίσκονται σε σκιά (συνήθως εσωτερικά των μηρών και των άνω άκρων (πάνω από τις παλάμες)). Τα εν λόγω εικονοστοιχεία, ταξινομούνται λανθασμένα σε σοβαρότερη κλάση λόγω της σκιάς που τα καλύπτει.



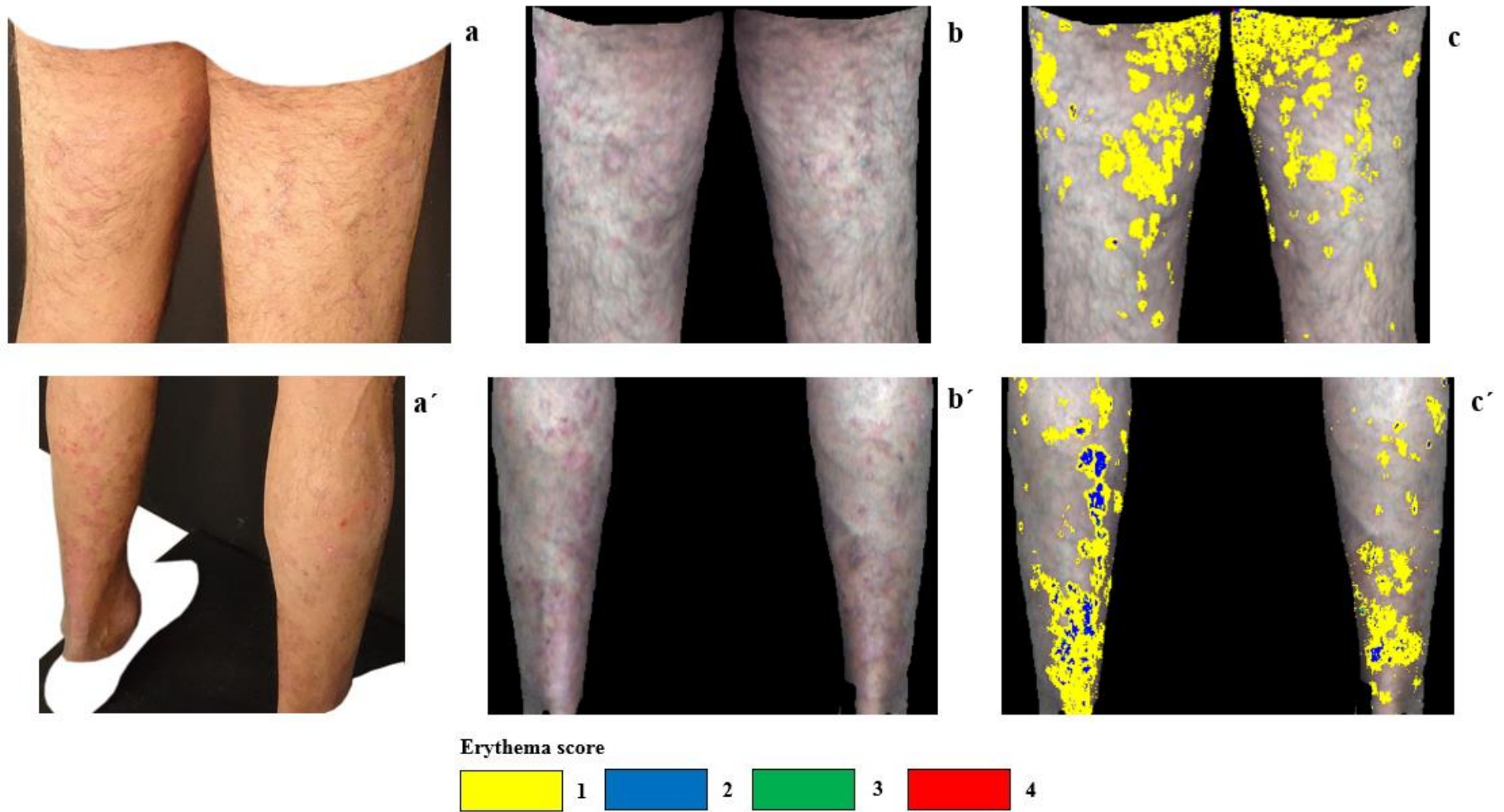
Εικόνα 3.48: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



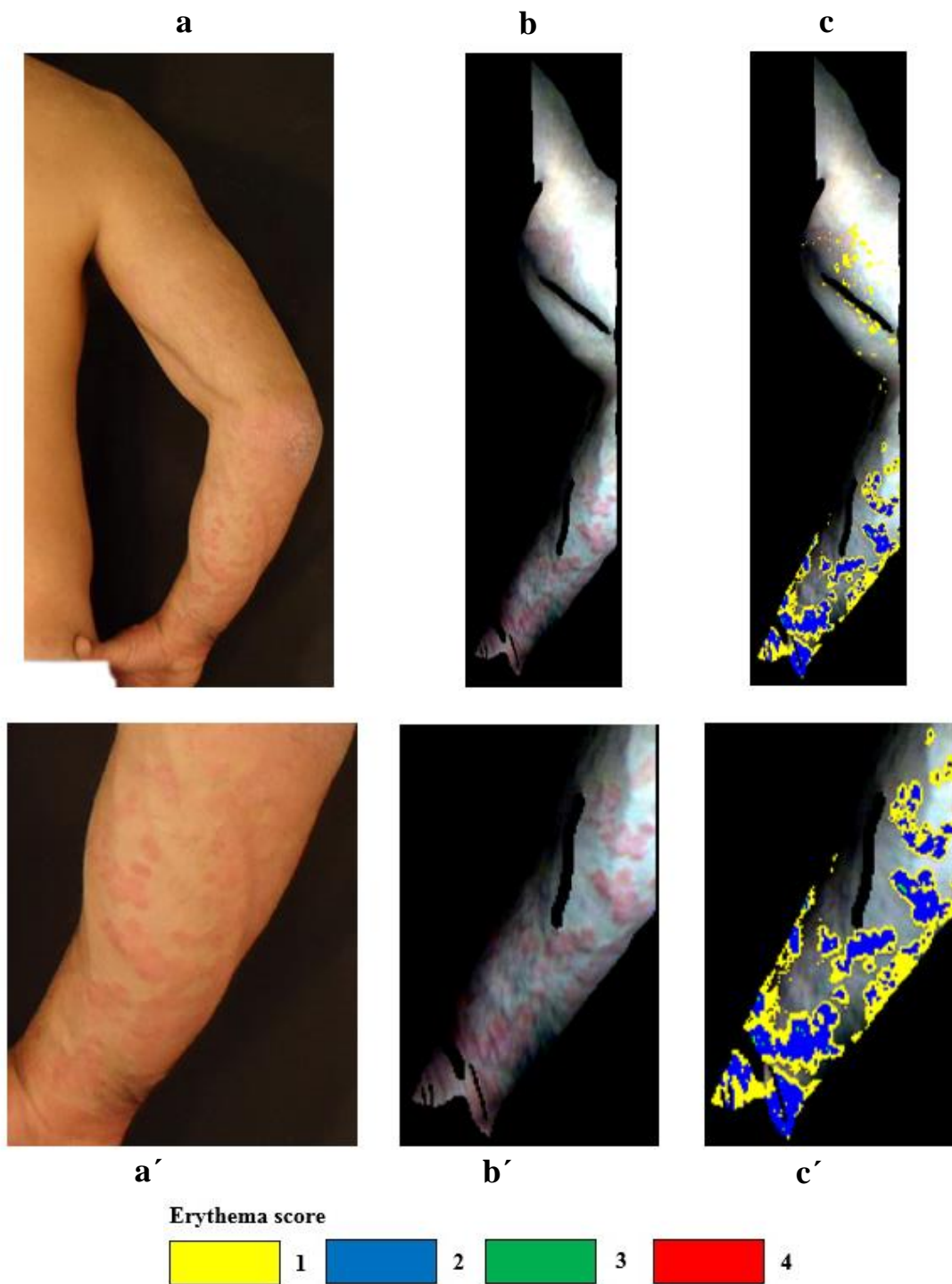
Εικόνα 3.49: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



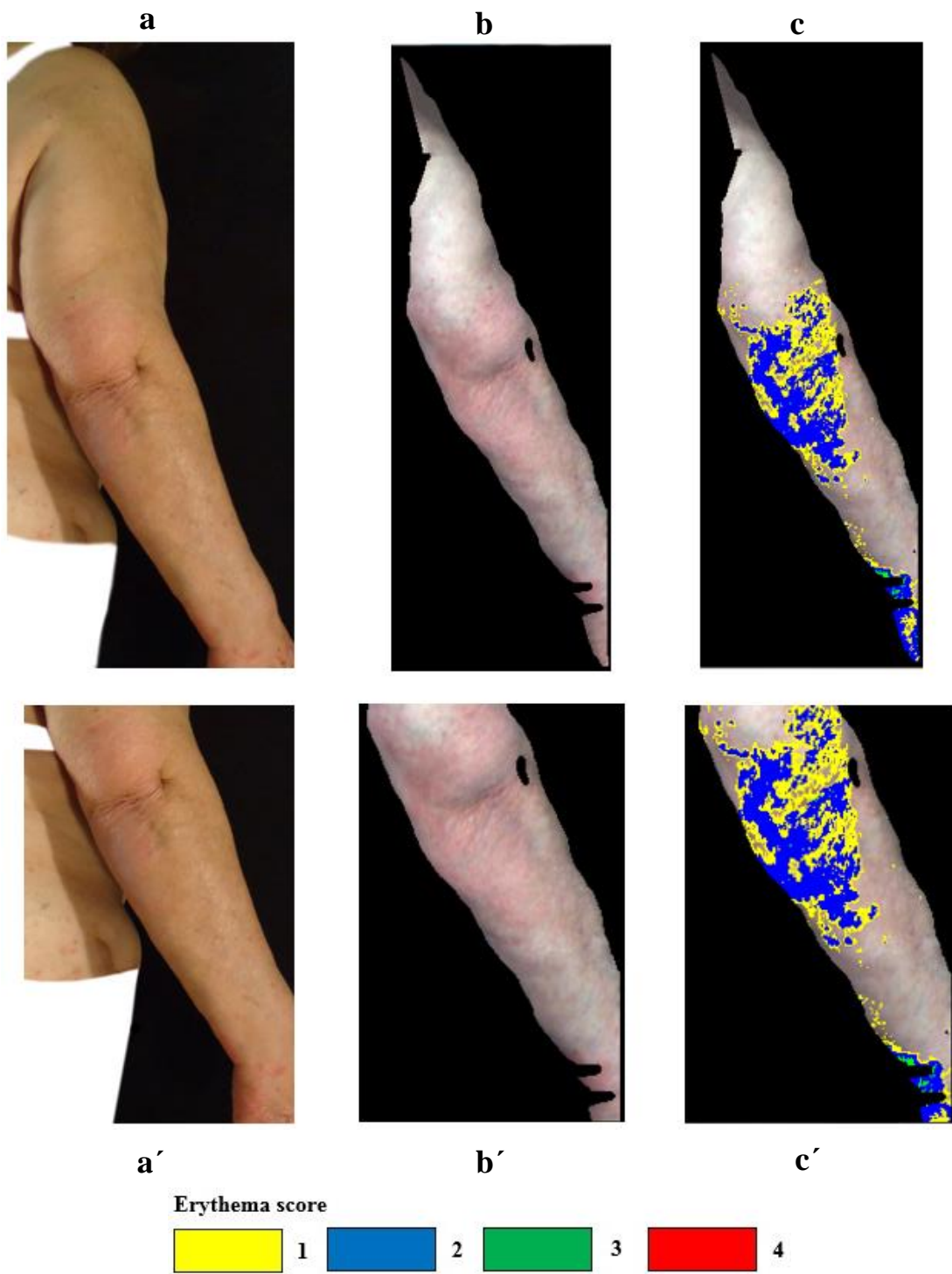
Εικόνα 3.50: (a): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



Εικόνα 3.51: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



Εικόνα 3.52: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (με γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



Εικόνα 3.53: (a - a'): Φυσικό έγχρωμο από compact μηχανή (κεφ. 3.1.3), (b - b'): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c - c'): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος



4. ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΟΣ ΤΡΟΠΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΤΟΥ ΔΕΙΚΤΗ ΡΑΣΙ

4. ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΟΣ ΤΡΟΠΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΤΟΥ ΔΕΙΚΤΗ PASI

Στο κεφάλαιο 2.4.3 εξηγήθηκε αναλυτικά η διαδικασία με την οποία οι δερματολόγοι υπολογίζουν τον δείκτη PASI. Στην παρούσα ενότητα της διπλωματικής εργασίας, σε συνδυασμό με τη διπλωματική εργασία της Μαρίας Κρεμεζή (2016), προτείνεται από κοινού ένα νέος τρόπος υπολογισμού του δείκτη PASI, ο οποίος εκμεταλλεύεται την πληροφορία που μπορεί να εξαχθεί με την εφαρμογή των μεθόδων που αναπτύχθηκαν κατά την εκπόνηση των δύο εν λόγω διπλωματικών εργασιών. Σημειώνεται ότι το θέμα της διπλωματικής εργασίας της Μαρίας Κρεμεζή είναι η ανίχνευση, αναγνώριση και ταξινόμηση των λεπιών της ψωρίασης (κεφάλαιο 2.4.1).

Όπως προαναφέρθηκε στο κεφάλαιο 2.4.1, στον δείκτη PASI έχουν οριστεί οι παρακάτω 6 κλάσεις για την εκτίμηση της επιφάνειας που καταλαμβάνει η ασθένεια:

- Κλάση 1 (score 1): 1% - 9%
- Κλάση 2 (score 2): 10% - 29%
- Κλάση 3 (score 3): 30% - 49%
- Κλάση 4 (score 4): 50% - 69%
- Κλάση 5 (score 5): 70% - 89%
- Κλάση 6 (score 6): 90% - 100%

Ο παραπάνω τρόπος διάκρισης είναι δικαιολογημένος καθώς αντανακλά την υψηλή αβεβαιότητα που υφίσταται όταν χρησιμοποιείται η μέθοδος της παλάμης (κεφάλαιο 2.4.1). Ωστόσο, η αβεβαιότητα εκτίμησης της επιφάνειας την οποία καταλαμβάνει το ερύθημα (κεφάλαιο 3.4.2) ή της επιφάνειας που καταλαμβάνουν τα λέπια (Κρεμεζή, 2016) χρησιμοποιώντας τις μεθόδους που αναπτύχθηκαν στις συγκεκριμένες δύο διπλωματικές, είναι κατά πολύ μικρότερη. Αναλυτικότερα, η επιφάνεια υπολογίζεται με την απλή αυτόματη μέτρηση του αριθμού των εικονοστοιχείων που καταλαμβάνουν την αντίστοιχη περιοχή οριοθέτησης (ερύθημα ή λέπια). Επομένως, προτείνονται οι παρακάτω κλάσεις οι οποίες είναι δεκαδικές (χρησιμοποιείται ένα δεκαδικό ψηφίο) και όχι ακέραιες τιμές:

- Κλάση [1, 2] (Score [1, 2]): (0% - 10%)
- Κλάση [2, 3] (Score [2, 3]): [10% - 30%)
- Κλάση [3, 4] (Score [3, 4]): [30% - 50%)
- Κλάση [4, 5] (Score [4, 5]): [50% - 70%)
- Κλάση [5, 6] (Score [5, 6]): [70% - 90%)
- Κλάση [6, 7] (Score [6, 7]): [90% - 100%]

Πρακτικά, για τον υπολογισμό των συγκεκριμένων κλάσεων γίνονται γραμμικές αντιστοιχήσεις των ποσοστών επιφάνειας σε έναν δεκαδικό αριθμό κλάσης. Στην πρώτη και στην τελευταία κλάση γίνεται αντιστοίχιση διαστημάτων εύρους 10%, ενώ στις ενδιάμεσες κλάσεις γίνεται αντιστοίχιση διαστημάτων εύρους 20%. Η αντιστοίχιση των ποσοστών επιφάνειας στους αριθμούς των κλάσεων έγινε με αυτόν τον τρόπο έτσι ώστε να μπορεί να συγκριθεί ευκολότερα με την αντίστοιχη κλάση των δερματολόγων. Διευκρινίζεται ότι η επιφάνεια της ασθένειας υπολογίζεται προσθέτοντας την επιφάνεια που καταλαμβάνει το ερύθημα με την επιφάνεια που καταλαμβάνουν τα λέπια.

Όσον αφορά την κλάση του ερυθήματος, προτείνεται να μην λαμβάνεται πλέον υπόψη μόνο η πιο σοβαρή κλάση, καθώς τότε δεν αξιοποιείται η πληροφορία των υπόλοιπων κλάσεων, η οποία είναι πλέον διαθέσιμη από την προτεινόμενη μέθοδο ταξινόμησης του ερυθήματος

(κεφάλαιο 3.6.2). Η προσέγγιση της μέγιστης κλάσης την οποία χρησιμοποιούν οι δερματολόγοι είναι εύλογη όταν η εκτίμηση γίνεται με οπτική παρατήρηση, καθώς είναι ιδιαίτερα δύσκολο να εκτιμηθεί οπτικά το σύνολο των κλάσεων. Ωστόσο, εφόσον με την προτεινόμενη μέθοδο ταξινόμησης, είναι διαθέσιμη περισσότερη πληροφορία, προτείνεται να λαμβάνονται υπόψη όλες οι κλάσεις που εμφανίζονται στον εκάστοτε ασθενή. Αυτό συνιστάται να γίνει μέσω του αθροίσματος των γινομένων του ποσοστού της επιφάνειας του ερυθήματος που καταλαμβάνει η κάθε κλάση με τον αντίστοιχο αριθμό της κλάσης.

Το τελικό αποτέλεσμα των παραπάνω πράξεων αποτελεί την τελική κλάση (δεκαδικός αριθμός) του ερυθήματος, η οποία θα χρησιμοποιηθεί για να υπολογιστεί ο νέος δείκτης PASI. Με την ίδια λογική υπολογίζεται και η τελική κλάση των λεπιών (Κρεμεζή, 2016), όπου υπολογίζεται το άθροισμα των γινομένων του ποσοστού της επιφάνειας των λεπιών που καταλαμβάνει η κάθε κλάση με τον αντίστοιχο αριθμό της κλάσης. Σημειώνεται ότι στην περίπτωση των λεπιών δεν έγινε εκτίμηση της κλάσης 1 διότι δεν ήταν επαρκής η χωρική ανάλυση της εικόνας (περίπου 1.3 mm).

Επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθεί το ποσοστό της επιφάνειας του ερυθήματος που καταλαμβάνει η κάθε κλάση και όχι το ποσοστό της επιφάνειας της ασθένειας (ερύθημα + λέπια), διότι η κλάση του ερυθήματος που θα προέκυπτε θα ήταν πολύ μικρή. Ακόμα και με τη χρήση του ποσοστού της επιφάνειας του ερυθήματος, η κλάση του νέου δείκτη PASI είναι είτε μικρότερη από την κλάση της μεθόδου των δερματολόγων είτε ίση, διότι χρησιμοποιείται το σύνολο των κλάσεων και όχι μόνο η μέγιστη κλάση. Η κλάση του ερυθήματος του νέου δείκτη PASI είναι ίση με την κλάση της μεθόδου των δερματολόγων μόνο όταν ολόκληρη η επιφάνεια κάποιας σωματικής περιοχής καταλαμβάνεται από την ίδια κλάση. Διευκρινίζεται ότι στον υπολογισμό της κλάσης του ερυθήματος, όπως και στον υπολογισμό της κλάσης της επιφάνειας που καταλαμβάνει η ασθένεια, λαμβάνονται υπόψη και οι δύο εικόνες (μπρος - πίσω) της εκάστοτε σωματικής περιοχής. Αναλυτικότερα, για τον υπολογισμό της συνολικής επιφάνειας της ασθένειας σε μία σωματική περιοχή (π.χ. κορμός), προστίθενται το ποσοστό της επιφάνειας της ασθένειας στη μία εικόνα (μπροστά) με το ποσοστό της επιφάνειας της ασθένειας στη δεύτερη εικόνα (πίσω). Παρομοίως, για τον υπολογισμό της επιφάνειας που καταλαμβάνει η κάθε κλάση ερυθήματος, προστίθενται το ποσοστό της επιφάνειας του ερυθήματος της εκάστοτε κλάσης στη μπροστινή εικόνα με το αντίστοιχο ποσοστό στην πίσω εικόνα.

Στις εικόνες 4.1 και 4.2 παρουσιάζεται η ταξινόμηση του ερυθήματος και των λεπιών σε μία εικόνα κορμού δύο ασθενών. Επιπλέον, κάτω από τις συγκεκριμένες εικόνες καταγράφεται το άθροισμα των γινομένων του ποσοστού της επιφάνειας του ερυθήματος/των λεπιών που καταλαμβάνει η κάθε κλάση με τον αριθμό της κλάσης. Όπως προαναφέρθηκε, το τελικό αποτέλεσμα των παραπάνω πράξεων είναι η τελική κλάση (δεκαδικός αριθμός) που θα χρησιμοποιηθεί για να υπολογιστεί ο νέος δείκτης PASI.

Στους πίνακες 4.1 και 4.2 παρουσιάζονται τα ειδικά φυλλάδια υπολογισμού του δείκτη PASI των ασθενών των εικόνων 4.1 και 4.2 αντίστοιχα, όπως συμπληρώθηκαν από ειδικό δερματολόγο. Στους ίδιους πίνακες απεικονίζονται παράλληλα τα ίδια φυλλάδια συμπληρωμένα με τις κλάσεις (επιφάνεια ασθένειας, ερύθημα, λέπια) που υπολογίστηκαν με τους τρόπους που περιγράφηκαν παραπάνω. Διευκρινίζεται ότι και στα δύο φυλλάδια έχει αφαιρεθεί η παράμετρος της εμβάθυνσης (induration) (κεφάλαιο 2.4.1) έτσι ώστε να είναι δυνατή η σύγκριση. Επίσης, έχουν αφαιρεθεί όλες οι σωματικές περιοχές εκτός από τον κορμό.

Στον ασθενή που αντιστοιχεί στον πίνακα 4.1 παρατηρούμε ότι η κλάση του ερυθήματος που προκύπτει με τη μέθοδο των δερματολόγων είναι μεγαλύτερη (3) από την κλάση που

προκύπτει με τη προτεινόμενη μέθοδο (1.7). Αυτό είναι αναμενόμενο διότι με βάση τα αποτελέσματα της ταξινόμησης του ερυθήματος (με τη μέθοδο που περιγράφεται στο κεφάλαιο 3.6.2), τα ποσοστά των κλάσεων 1, 2, 3 και 4 είναι αντίστοιχα 50.7%, 33.8%, 13.6% και 1.8%. Επομένως, λόγω του μεγάλου ποσοστού της κλάσης 1, η κλάση της προτεινόμενης μεθόδου είναι μικρότερη. Όσον αφορά την κλάση της επιφάνειας της ασθένειας, παρατηρούμε ότι η κλάση της μεθόδου των δερματολόγων είναι μεγαλύτερη (3) από την κλάση της προτεινόμενης μεθόδου (2.1). Αυτό συμβαίνει διότι στον συγκεκριμένο ασθενή είχε γίνει υπερεκτίμηση από τους δερματολόγους καθώς η μέθοδός τους παρουσιάζει μεγάλη αβεβαιότητα όσον αφορά την εκτίμηση της επιφάνειας της ασθένειας. Αναλυτικότερα, η κλάση της μεθόδου των δερματολόγων αντιστοιχεί σε ποσοστό 30% - 49%, ενώ η κλάση της προτεινόμενης μεθόδου αντιστοιχεί σε ποσοστό μόλις 12%. Το τελικό αποτέλεσμα, το οποίο προκύπτει με τον τρόπο που περιγράφεται αναλυτικά στο κεφάλαιο 2.4.3, είναι μεγαλύτερο στη μέθοδο των δερματολόγων (5.4 έναντι 3.1).

Στον ασθενή που αντιστοιχεί στον πίνακα 4.2 παρατηρούμε ότι η κλάση του ερυθήματος που προκύπτει με τη μέθοδο των δερματολόγων είναι σχεδόν ίση (2) με την κλάση που προκύπτει με την προτεινόμενη μέθοδο (2.1). Αυτό συμβαίνει διότι στον συγκεκριμένο ασθενή, στα αποτελέσματα της ταξινόμησης (μέθοδος κεφαλαίου 3.6.2) τα ποσοστά των κλάσεων 1, 2, 3 και 4 είναι αντίστοιχα 12.7%, 65.3%, 21.5% και 0.5%. Δηλαδή, ενώ οι δερματολόγοι εκτίμησαν ότι η μέγιστη κλάση είναι η δεύτερη, με βάση τα αποτελέσματα της ταξινόμησης υπάρχει και ένα ποσοστό της τάξης του 20% που αντιστοιχεί στην τρίτη κλάση. Αναφορικά με την κλάση της επιφάνειας της ασθένειας, παρατηρούμε ότι η κλάση της μεθόδου των δερματολόγων είναι περίπου ίση (1) με την κλάση της προτεινόμενης μεθόδου (1.2) διότι στον συγκεκριμένο ασθενή, η ψωρίαση καταλάμβανε μικρή έκταση. Το τελικό αποτέλεσμα (ο τρόπος υπολογισμού περιγράφεται στο κεφάλαιο 2.4.3), είναι περίπου ίσο στις δύο μεθόδους.

Το γενικό συμπέρασμα που προέκυψε από την παρατήρηση των δεικτών PASI των δερματολόγων αλλά και της προτεινόμενης μεθόδου ήταν ότι οι δερματολόγοι στην πλειοψηφία των περιπτώσεων υπερεκτιμούν άλλοτε λιγότερο και άλλοτε περισσότερο την επιφάνεια της ασθένειας. Επίσης, όσον αφορά την κλάση του ερυθήματος, αν και οι δερματολόγοι στις περισσότερες περιπτώσεις εκτιμούν σωστά τη μέγιστη κλάση των αποχρώσεων του κόκκινου, δεν υπάρχει συνέπεια ως προς την επιφάνεια που πρέπει να καταλαμβάνει η μέγιστη κλάση έτσι ώστε να καταγραφεί η δική της απόχρωση στον δείκτη PASI. Πιο αναλυτικά, σε κάποιες περιπτώσεις δεν καταγράφεται στον δείκτη PASI η μέγιστη κλάση, αλλά η αμέσως μικρότερη διότι καταλαμβάνει μεγαλύτερη επιφάνεια, γεγονός το οποίο αντικρούει τον ορισμό του δείκτη. Αυτό συνήθως συμβαίνει όταν οι δύο κλάσεις δεν διαφέρουν πολύ μεταξύ τους ως προς την απόχρωση.

Σημειώνεται ότι αν χρησιμοποιηθεί στην πράξη ο νέος δείκτης PASI, όσον αφορά τις κλάσεις του ερυθήματος, για να μην υπάρξει σύγχυση στους δερματολόγους καθώς οι ίδιες κλάσεις έχουν διαφορετική φυσική σημασία στους δύο διαφορετικούς δείκτες, θα παρουσιάζεται αναλυτικά η πράξη η οποία οδήγησε στην τελική κλάση έτσι ώστε να γίνουν αντιληπτά τα ποσοστά όλων των κλάσεων. Επίσης, παράλληλα θα είναι διαθέσιμη στους δερματολόγους η ταξινομημένη εικόνα έτσι ώστε να αντιλαμβάνονται την κατάσταση του ασθενή με την άμεση οπτική παρατήρηση της ταξινόμησης. Τέλος, αν η διαδικασία εφαρμοστεί στον ίδιο ασθενή σε διαφορετικά χρονικά διαστήματα, ο δερματολόγος θα μπορέσει να αντιληφθεί ευκολότερα και με μεγαλύτερη ακρίβεια την ανταπόκριση του ασθενή στη θεραπεία.

Ο σχολιασμός της κλάσης των λεπιών αναλύεται στη διπλωματική εργασία της Μαρίας Κρεμεζή (2016).



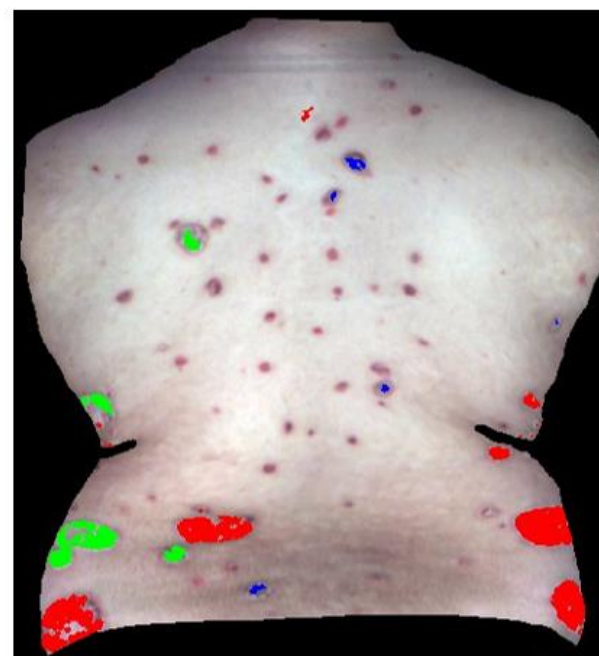
a

Erythema score:

$$1 * 58.2\% + 2 * 28.2\% + 3 * 12.7\% + 4 * 0.9\% = 1.56$$



b

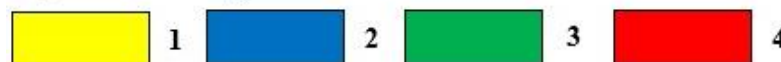


c

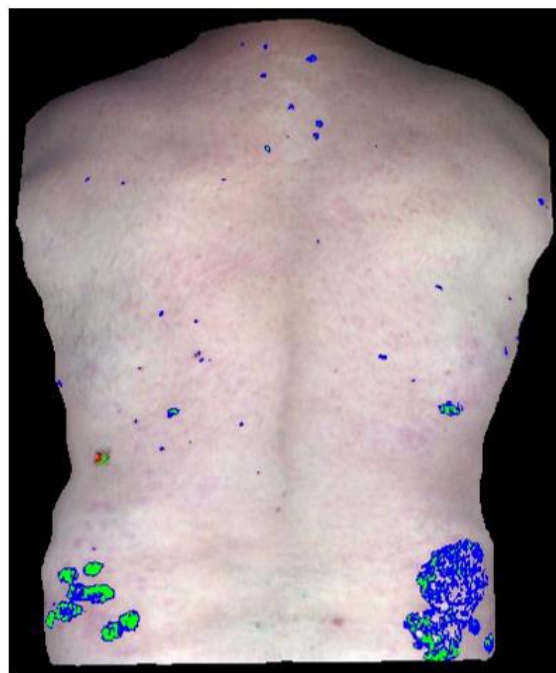
Scaling score:

$$2 * 3.6\% + 3 * 22.9\% + 4 * 73.5\% = 3.70$$

Erythema - Scaling score



Εικόνα 4.1: (a): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος και πράξη υπολογισμού της κλάσης του ερυθήματος του νέου PASI, (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση των λεπιών και πράξη υπολογισμού της κλάσης των λεπιών του νέου PASI



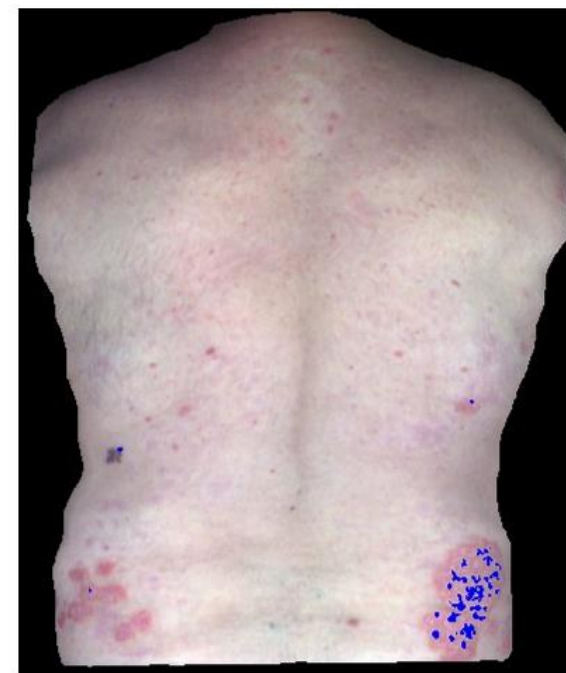
a

Erythema score:

$$1 * 0.0\% + 2 * 73.8\% + 3 * 25.6\% + 4 * 0.6\% = 2.27$$



b



c

Scaling score:

$$2 * 100.0\% + 3 * 0.0\% + 4 * 0.0\% = 3.70$$

Erythema - Scaling score



Εικόνα 4.2: (a): Αυτόματη ταξινόμηση του ερυθήματος και πράξη υπολογισμού της κλάσης του ερυθήματος του νέου PASI, (b): Έγχρωμο σύνθετο 23 - 9 - 1 (κεφ. 3.3.2) (χωρίς γραμμική ενίσχυση), (c): Αυτόματη ταξινόμηση των λεπιών και πράξη υπολογισμού της κλάσης των λεπιών του νέου PASI

124504 - 124932		
PASI Δερματολόγων		
Plaque characteristic	Lesion score	Trunk
Erythema	0=None 1=Slight 2=Moderate	3
Scaling	3=Severe 4=Very severe	3
Add together each of the 3 scores for each body region to give 4 separate sums(A).		
Lesion Score Sum(A)		6
Percentage area affected	Area score	Trunk
Area Score(B) <i>Degree of involvement as a percentage for each body region affected (score each region with score between 0-6)</i>	0=0% 1=1%-9% 2=10%-29% 3=30%-49% 4=50%-69% 5=70%-89% 6=90%-100%	3
Multiply Lesion Score Sum(A) by Area Score(B), for each body region, to give 4 individual subtotals (C) .		
Subtotals (C)		18
each of the Subtotals(C) by amount of body surface area represented by t		
Body Surface Area	x 0.3	
Totals (D)		5.4

124504 - 124932		
PASI Μεθόδου		
Plaque characteristic	Lesion score	Trunk
Erythema	0=None 1=Slight 2=Moderate	$1*50.7\%+2*33.8\%+3*13.6\%+4*1.8\%=$ 1.67
Scaling	3=Severe 4=Very severe	$2*25.1\%+3*46.3\%+4*40.1\%=$ 3.27
Add together each of the 3 scores for each body region to give 4 separate sums(A).		
Lesion Score Sum(A)		4.93
Percentage area affected	Area score	Trunk
Area Score(B) <i>Degree of involvement as a percentage for each body region affected (score each region with score between 0-6)</i>	0=0% [1,2)=(0%-10%) [2,3)=[10%-30%) [3,4)=[30%-50%) [4,5)=[50%-70%) [5,6)=[70%-90%) [6,7)=[90%-100%]	(12.1 %) 2.10
Multiply Lesion Score Sum(A) by Area Score(B), for each body region, to give 4 individual subtotals (C) .		
Subtotals (C)		10.37
Multiply each of the Subtotals(C) by amount of body surface area represented by that region		
Body Surface Area	x 0.3	
Totals (D)		3.11

Πίνακας 4.1: Φυλλάδια υπολογισμού του δείκτη PASI του κορμού του ασθενή της εικόνας 4.1. (αριστερά): Συμπληρωμένο με τη μέθοδο των δερματολόγων. (δεξιά): Συμπληρωμένο με την προτεινόμενη μέθοδο (και στα δύο φυλλάδια έχει αφαιρεθεί η παράμετρος της εμβάθυνσης)

130958-131437		
PASI Δερματολόγων		
Plaque characteristic	Lesion score	Trunk
Erythema	0=None 1=Slight 2=Moderate	2
Scaling	3=Severe 4=Very severe	2
Add together each of the 3 scores for each body region to give 4 separate sums(A).		
Lesion Score Sum(A)		4
Percentage area affected	Area score	Trunk
Area Score(B) <i>Degree of involvement as a percentage for each body region affected (score each region with score between 0-6)</i>	0=0% 1=1%-9% 2=10%-29% 3=30%-49% 4=50%-69% 5=70%-89% 6=90%-100%	1
Multiply Lesion Score Sum(A) by Area Score(B), for each body region, to give 4 individual subtotals (C) .		
Subtotals (C)		4
Multiply each of the Subtotals(C) by amount of body surface area represented by that region		
Body Surface Area	x 0.3	
Totals (D)		1.2

130958-131437		
PASI Μεθόδου		
Plaque characteristic	Lesion score	Trunk
Erythema	0=None 1=Slight 2=Moderate	$1*12.7\%+2*65.3\%+3*21.5\%+4*0.5\%=$ 2.10
Scaling	3=Severe 4=Very severe	$2*100\%+3*0\%+4*0\%=$ 2.00
Add together each of the 3 scores for each body region to give 4 separate sums(A).		
Lesion Score Sum(A)		4.10
Percentage area affected	Area score	Trunk
Area Score(B) <i>Degree of involvement as a percentage for each body region affected (score each region with score between 0-6)</i>	0=0% [1,2]=[0%-10%] [2,3]=[10%-30%] [3,4]=[30%-50%] [4,5]=[50%-70%] [5,6]=[70%-90%] [6,7]=[90%-100%]	(2.2 %) 1.22
Multiply Lesion Score Sum(A) by Area Score(B), for each body region, to give 4 individual subtotals (C) .		
Subtotals (C)		4.98
Multiply each of the Subtotals(C) by amount of body surface area represented by that region		
Body Surface Area	x 0.3	
Totals (D)		1.50

Πίνακας 4.2: Φυλλάδια υπολογισμού του δείκτη PASI του κορμού του ασθενή της εικόνας 4.2. (αριστερά): Συμπληρωμένο με τη μέθοδο των δερματολόγων. (δεξιά): Συμπληρωμένο με την προτεινόμενη μέθοδο (και στα δύο φυλλάδια έχει αφαιρεθεί η παράμετρος της εμβάθυνσης)

**5. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΕΜΒΑΘΥΝΣΗΣ ΜΕ ΤΗ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ 3D
ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΣΤΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ PHOTOSCAN**

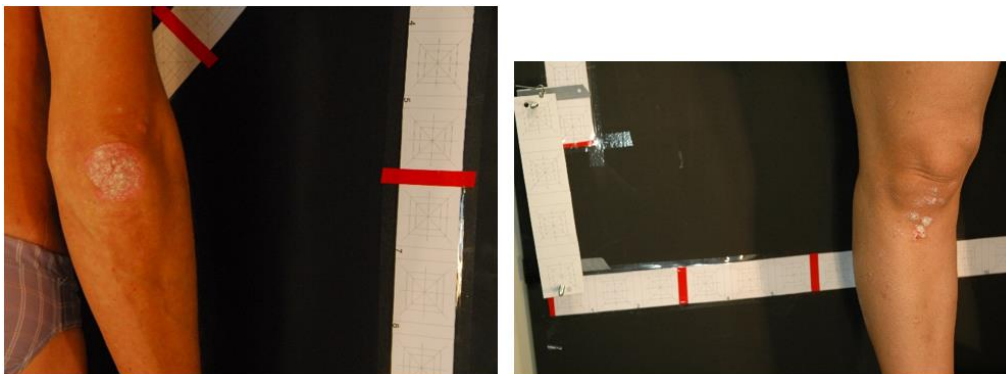
5. ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΕΜΒΑΘΥΝΣΗΣ ΜΕ ΤΗ ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ 3D ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΣΤΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ PHOTOSCAN

Κατά την εκπόνηση της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας, σε συνδυασμό με την εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας της Μαρίας Κρεμεζή (2016), έγινε από κοινού μία πρώτη προσπάθεια υπολογισμού της εμβάθυνσης (induration) (κεφάλαιο 2.4.1) της ασθένειας της ψωρίασης. Σημειώνεται ότι για την εξαγωγή της εμβάθυνσης δεν έχει δημοσιευτεί καμία ερευνητική προσπάθεια στη διεθνή βιβλιογραφία.

Ο υπολογισμός αποφασίστηκε να γίνει μέσω της δημιουργίας 3D μοντέλου χρησιμοποιώντας το εμπορικό λογισμικό Photoscan, το οποίο διατίθεται από τη ρωσική εταιρία Agisoft LLC. Το συγκεκριμένο λογισμικό παράγει με πλήρως αυτοματοποιημένες διαδικασίες 3D περιεχόμενο από επικαλυπτόμενες εικόνες ελεγχόμενων και μη ελεγχόμενων συνθηκών (arbitrary images).

Οι αλγόριθμοι με βάση τους οποίους εκτελούνται οι διάφορες διαδικασίες δεν είναι δημοσιευμένοι και επομένως δεν είναι γνωστός ο ακριβής τρόπος επεξεργασίας των πρωτογενών δεδομένων. Ωστόσο, η ποιότητα του τελικού αποτελέσματος εξαρτάται από την ποιότητα των φωτογραφιών (απουσία θορύβου, μέγεθος φωτοευαίσθητου στοιχείου του CCD), από το ποσοστό επικάλυψης, από τις ιδιότητες του αντικειμένου και από την επιλογή κατάλληλων παραμέτρων στην εκτέλεση των διαδικασιών του λογισμικού.

Το 3D μοντέλο επιχειρήθηκε να δημιουργηθεί για την 3D απεικόνιση των ψωριασικών πλακών σε μία μικρής έκτασης δερματική περιοχή δύο ασθενών. Στον πρώτο ασθενή (αρσενικού φύλου) έγινε 3D ανακατασκευή σε ψωριασική πλάκα στον αγκώνα, ενώ στον δεύτερο ασθενή (θηλυκού φύλου) σε ψωριασική πλάκα στο γόνατο (εικόνα 5.1).



Εικόνα 5.1: (αριστερά): Αγκώνας του ασθενή του πρώτου 3D μοντέλου. (δεξιά): Γόνατο του ασθενή του δεύτερου 3D μοντέλου

Στη συνέχεια παρουσιάζονται η διαδικασία λήψης των εικόνων, τα στάδια δημιουργίας ενός 3D μοντέλου στο λογισμικό Photoscan και τα 3D μοντέλα των δύο ασθενών.

5.1 Λήψη των Εικόνων

Για τη λήψη των εικόνων χρησιμοποιήθηκαν οι ψηφιακές SLR φωτογραφικές μηχανές Nikon D70 και Nikon D200 (εικόνα 5.2). Οι διαστάσεις των εικόνων ήταν (3008 x 2000) pixels και (3872 x 2592) pixels αντίστοιχα.

Τα χαρακτηριστικά της Nikon D70 είναι:

- Ανάλυση: 6.1 MP
- Διαστάσεις εστιακού επιπέδου: 23.7 x 15.6 mm
- Μέγεθος sel (sensor element): 8 μm
- Εστίαση: 0.5 - ∞ m
- Τύπος φακού: zoom

Τα χαρακτηριστικά της Nikon D200 είναι:

- Ανάλυση: 10.2 MP
- Διαστάσεις εστιακού επιπέδου: 23.6 x 15.8 mm
- Μέγεθος sel (sensor element): 6.2 μm
- Εστίαση: 0.5 - ∞ m
- Τύπος φακού: zoom

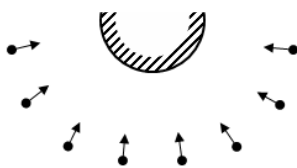


Εικόνα 5.2: (αριστερά): Η φωτογραφική μηχανή Nikon D70.
(δεξιά): Η φωτογραφική μηχανή Nikon D200

Οι φωτογραφίες που εισάγονται στο Photoscan μπορούν να ληφθούν με μετρητική ή με μη μετρητική μηχανή. Στο εγχειρίδιο του λογισμικού προτείνεται:

- Η χρήση ψηφιακής μηχανής με ελάχιστη ανάλυση 5 MP.
- Η αποφυγή υπερευρυγώνιων φακών (επιτρέπονται φακοί εστιακής απόστασης 20 – 80 mm).
- Η αποφυγή αντικειμένων με γυαλιστερή, διαφανή ή απολύτως επίπεδη επιφάνεια.

Επίσης, το αντικείμενο πρέπει να καταλαμβάνει όσο το δυνατόν περισσότερο χώρο στην εικόνα και οι τυφλές ζώνες να περιορίζονται στο ελάχιστο, καθώς η αναδόμηση της γεωμετρίας του αντικειμένου είναι δυνατή μόνο αν είναι ορατό σε τουλάχιστον δύο εικόνες. Τέλος, οι λήψεις πρέπει να είναι περιμετρικές και η διεύθυνση του οπτικού άξονα της μηχανής να συγκλίνει στο κέντρο του αντικειμένου (εικόνα 5.3).



Εικόνα 5.3: Απεικόνιση του τρόπου που πάρθηκαν οι λήψεις

Οι λήψεις των ψωριασικών πλακών πάρθηκαν με τον τρόπο που απεικονίζεται στην εικόνα 5.3 ταυτόχρονα με την υπερφασματική σάρωση, από απόσταση περίπου ενός μέτρου χωρίς τη χρήση τρίποδα. Αποφασίστηκε οι λήψεις για τη δημιουργία του 3D μοντέλου να πραγματοποιηθούν ταυτόχρονα με την υπερφασματική σάρωση, διότι ήταν πρωτεύουσας σημασίας η εξασφάλιση της ακινησίας του ασθενή. Επιπλέον, με αυτόν τον τρόπο, η διαδικασία ήταν πιο σύντομη.

5.2 Στάδια Δημιουργίας 3D Μοντέλου στο Λογισμικό Photoscan

Τα στάδια ανακατασκευής της τρισδιάστατης γεωμετρίας του αντικειμένου στο λογισμικό Photoscan είναι τέσσερα (Photoscan User Manual, 2016):

1. Δημιουργία αραιού νέφους:

Το πρώτο στάδιο περιλαμβάνει τον προσδιορισμό των παραμέτρων του εσωτερικού προσανατολισμού της μηχανής (camera calibration) και έπειτα την εύρεση των θέσεων της μηχανής (camera alignment) μέσω σχετικού προσανατολισμού. Είναι φανερό ότι για να δοθούν συντεταγμένες στο μοντέλο (απόλυτος προσανατολισμός), πρέπει να υπάρχουν τουλάχιστον τρία γνωστά φωτοσταθερά. Επομένως, όταν δεν υπάρχουν γνωστά φωτοσταθερά ή γνωστές αποστάσεις, η κλίμακα του μοντέλου είναι αυθαίρετη.

Τα απαιτούμενα δεδομένα εισόδου στη φάση του υπολογισμού των παραμέτρων του εσωτερικού προσανατολισμού είναι η εστιακή απόσταση του φακού, το μέγεθος της εικόνας και το μέγεθος του φωτοευαίσθητου στοιχείου του αισθητήρα. Για τον υπολογισμό των θέσεων της μηχανής γίνεται συνταύτιση των φωτογραφιών με μέθοδο που βασίζεται στον αλγόριθμο SIFT (Scale Invariant Feature Transform) (Lowe, 2004), μέσω του εντοπισμού κοινών σημείων στο επικαλυπτόμενο τμήμα τους. Το αποτέλεσμα του πρώτου σταδίου είναι η δημιουργία ενός αραιού νέφους σημείων και η τοποθέτηση των θέσεων της μηχανής. Οι παράμετροι δημιουργίας του αραιού νέφους (alignment parameters) είναι οι παρακάτω:

- *Ακρίβεια*

Οι διαθέσιμες επιλογές είναι «υψηλή(high), μεσαία(medium), χαμηλή(low)». Η υψηλότερη ακρίβεια παράγει πιο ακριβή προσδιορισμό των θέσεων της μηχανής. Επίσης, σε «υψηλή» ακρίβεια το λογισμικό χρησιμοποιεί τις πρωτογενείς εικόνες αναλλοίωτες, ενώ όσο μειώνεται η ακρίβεια υποτετραπλασιάζεται το μέγεθος των εικόνων.

- *Προεπιλογή κοινών σημείων (Pair preselection)*

Η δημιουργία του αραιού νέφους σημείων μπορεί να διαρκέσει αρκετή ώρα όταν απαιτείται επεξεργασία μεγάλου αριθμού εικόνων. Η καθυστέρηση οφείλεται κυρίως στη συνταύτιση

(εύρεση κοινών σημείων) των φωτογραφιών. Η προεπιλογή κοινών σημείων μπορεί να επιταχύνει την παραπάνω διαδικασία καθώς επιλέγεται ένα υποσύνολο των στερεοζευγών για συνταύτιση. Στην επιλογή «Generic» οι επικαλυπτόμενες εικόνες ταυτίζονται χρησιμοποιώντας χαμηλή ακρίβεια, ενώ στην επιλογή «Ground Control» ταυτίζονται μέσω των θέσεων των μηχανών (εφόσον είναι γνωστές).

- *Ανώτατο όριο σημείων (Point limit)*

Το Photoscan δίνει τη δυνατότητα να οριστεί ο μέγιστος αριθμός σημείων από κάθε εικόνα που θα λαμβάνεται υπόψη. Η προεπιλεγμένη τιμή είναι 40.000.

- *Περιορισμός σημείων με τη χρήση μάσκας (Constrain features by mask)*

Με αυτήν την επιλογή ενεργοποιημένη, τα χαρακτηριστικά που εντοπίζονται στις μαύρες περιοχές των μασκών απορρίπτονται.

2. Δημιουργία πυκνού νέφους:

Στο δεύτερο στάδιο δημιουργείται το πυκνό νέφος σημείων με βάση το αραιό. Οι παράμετροι δημιουργίας του πυκνού νέφους είναι δύο:

- *Ποιότητα*

Οι διαθέσιμες εναλλακτικές επιλογές είναι «πολύ υψηλή (ultra high), υψηλή (high), μεσαία (medium) και χαμηλή (low)». Η επιλογή «ultra high» επεξεργάζεται τις αρχικές εικόνες ενώ οι υπόλοιπες υποτετραπλασιάζουν το μέγεθός τους. Η υψηλότερη ποιότητα παράγει πιο λεπτομερές και πιο ακριβές τρισδιάστατο μοντέλο αλλά απαιτεί περισσότερο χρόνο επεξεργασίας.

- *Επιλογές φιλτραρίσματος βάθους (Depth Filtering modes)*

Στο στάδιο της δημιουργίας του πυκνού νέφους, το Photoscan υπολογίζει χάρτες βάθους (αποστάσεις σημείων από το σημείο λήψης) για κάθε εικόνα. Σε περιπτώσεις όπου η υφή των εικόνων δεν είναι καλή (poor texture), ή σε περιπτώσεις που οι εικόνες είναι θορυβώδεις ή κακώς εστιασμένες, υπάρχει η πιθανότητα να έχει υπολογιστεί λάθος το βάθος σε κάποια σημεία. Για να εντοπιστούν τα λάθος σημεία το Photoscan εφαρμόζει κάποιους αλγόριθμους - φίλτρα. Αν η γεωμετρία της σκηνής είναι σύνθετη ή χαρακτηρίζεται από πολλαπλές λεπτομέρειες, τότε προτείνεται η επιλογή «Mild». Διαφορετικά, προτείνονται οι επιλογές «Moderate» και «Aggressive».

3. Δημιουργία τρισδιάστατου πολυγωνικού πλέγματος:

Το τρίτο στάδιο αφορά τη δημιουργία τρισδιάστατου πολυγωνικού πλέγματος με βάση το πυκνό νέφος σημείων. Δίνεται επίσης η δυνατότητα χρήσης του αραιού νέφους. Γενικά, υπάρχουν δύο μέθοδοι διαθέσιμες στο Photoscan για τη δημιουργία 3D πλέγματος: a) η μέθοδος «Height Field» η οποία χρησιμοποιείται για επίπεδες επιφάνειες και b) η μέθοδος «Arbitrary» η οποία χρησιμοποιείται για κάθε είδους αντικείμενο. Αξίζει να αναφερθεί ότι οι αλγόριθμοι δημιουργίας τρισδιάστατου πλέγματος βασίζονται συνήθως είτε στον τριγωνισμό Delaunay (Delaunay, 1934), είτε στον αλγόριθμο δημιουργίας επιφάνειας Poisson (Kazhdan, Bolitho and Hoppe, 2006). Οι παράμετροι δημιουργίας του τρισδιάστατου πλέγματος είναι οι παρακάτω:

- *Είδος επιφάνειας*

Υπάρχουν δύο διαθέσιμες επιλογές για το είδος της επιφάνειας. Η πρώτη επιλογή ονομάζεται «Arbitrary» και χρησιμοποιείται για κάθε είδους αντικείμενο καθώς δεν γίνεται καμία υπόθεση για το είδος της επιφάνειας. Όπως είναι φυσικό, καταναλώνεται περισσότερη μνήμη. Η δεύτερη επιλογή ονομάζεται «Height field» και χρησιμοποιείται κυρίως για την παραγωγή πλέγματος από αεροφωτογραφίες.

- *Πηγή δεδομένων*

Η πηγή των δεδομένων μπορεί να είναι είτε το αραιό νέφος είτε το πυκνό νέφος. Το πυκνό νέφος παράγει πολύ καλύτερα αποτελέσματα.

- *Αριθμός τριγώνων (Polygon count)*

Το Photoscan προτείνει κάποιες τιμές όσον αφορά το μέγιστο αριθμό τριγώνων του πλέγματος αλλά ο χρήστης μπορεί να ορίσει οποιαδήποτε τιμή της επιλογής του.

- *Παρεμβολή (Interpolation)*

Αν η επιλογή της παρεμβολής είναι απενεργοποιημένη, τα αποτελέσματα της αναδημιουργίας είναι ακριβή, καθώς μόνο οι περιοχές που αντιστοιχούν σε σημεία του νέφους αναδημιουργούνται. Διαφορετικά, ορίζεται από το Photoscan κύκλος γύρω από κάθε σημείο στον οποίο εφαρμόζεται παρεμβολή.

4. Εισαγωγή υφής:

Στο τελευταίο στάδιο εισάγεται η υφή. Οι επιλογές χαρτογράφησης υφής (texture mapping modes) ορίζουν τον τρόπο με τον οποίο η υφή του αντικείμενου θα αποθηκευτεί στο χάρτη υφής (texture atlas). Η κατάλληλη επιλογή παράγει καλύτερο οπτικό αποτέλεσμα στο τελικό μοντέλο. Οι διαθέσιμες επιλογές αναλύονται παρακάτω:

- *Generic*

Η συγκεκριμένη επιλογή χρησιμοποιείται για αντικείμενα με γεωμετρία τύπου «arbitrary». Δεν γίνεται καμία υπόθεση για το είδος της σκηνής.

- *Adaptive orthophoto*

Σε αυτή την επιλογή το αντικείμενο χωρίζεται στο επίπεδο κομμάτι και στις κάθετες περιοχές. Στο επίπεδο κομμάτι η υφή παράγεται χρησιμοποιώντας ορθή προβολή.

- *Orthophoto*

Σε αυτήν την επιλογή η υφή σε ολόκληρη τη σκηνή παράγεται με ορθή προβολή.

- *Spherical*

Αυτή η επιλογή χρησιμοποιείται για σφαιρικά αντικείμενα.

- *Single photo*

Με αυτήν την επιλογή, υφή παράγεται από μία μόνο εικόνα.

Σε συνδυασμό με τις παραπάνω επιλογές επιλέγεται μία από τις ρυθμίσεις «Blending» η οποία καθορίζει τον τρόπο με τον οποίο θα συνδυαστούν οι εικόνες για τη δημιουργία της τελικής υφής. Οι διαθέσιμες επιλογές αναλύονται παρακάτω:

- *Mosaic*

Αυτή η επιλογή χρησιμοποιεί την καταλληλότερη εικόνα δηλαδή αυτήν στην οποία το συγκεκριμένο pixel βρίσκεται στη μικρότερη απόσταση από το κέντρο της εικόνας.

- *Average*

Αυτή η επιλογή χρησιμοποιεί τη μέση τιμή από όλα τα pixel των εικόνων.

- *Max Intensity - Min Intensity*

Αυτή η επιλογή χρησιμοποιεί την εικόνα στην οποία το αντίστοιχο pixel παρουσιάζει τη μέγιστη ή την ελάχιστη ένταση αντίστοιχα.

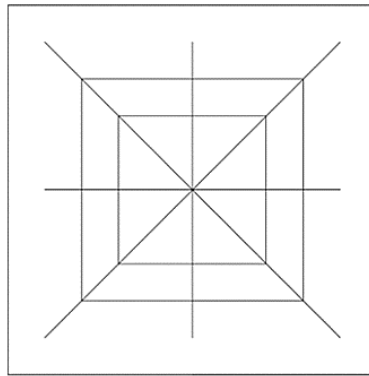
5.3 Δημιουργία 3D Μοντέλου Ψωριασικών Πλακών

Για τη δημιουργία του μοντέλου ενός αντικειμένου αυθαίρετης τρισδιάστατης γεωμετρίας είναι απαραίτητη η εισαγωγή τουλάχιστον 5 σημείων σύνδεσης για κάθε στερεοζεύγος. Επίσης, αν το μοντέλο πρέπει να ενταχθεί σε τοπικό σύστημα αναφοράς, είναι απαραίτητη η εισαγωγή τουλάχιστον 3 φωτοσταθερών. Στο λογισμικό το παραπάνω αποτέλεσμα επιτυγχάνεται με αεροτριγωνισμό χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των δεσμών (Bundle adjustment). Ουσιαστικά, εφαρμόζεται η Συνθήκη Συγγραμμικότητας (ΣΣ) (εξίσωση 5.1) για τον προσδιορισμό του εξωτερικού προσανατολισμού στερεοζευγών σε ένα βήμα, με τη χρήση φωτοσταθερών και σημείων σύνδεσης. Η βασική μονάδα υπολογισμών στη μέθοδο αυτή είναι η δέσμη, δηλαδή κάθε εικόνα ξεχωριστά. Κάθε δέσμη ορίζεται στο χώρο από το προβολικό κέντρο, τα σημεία στην εικόνα και το αντικείμενο. Ως εξίσωση παρατήρησης χρησιμοποιείται η ΣΣ και παρατηρούμενα μεγέθη είναι οι εικονοσυντεταγμένες.

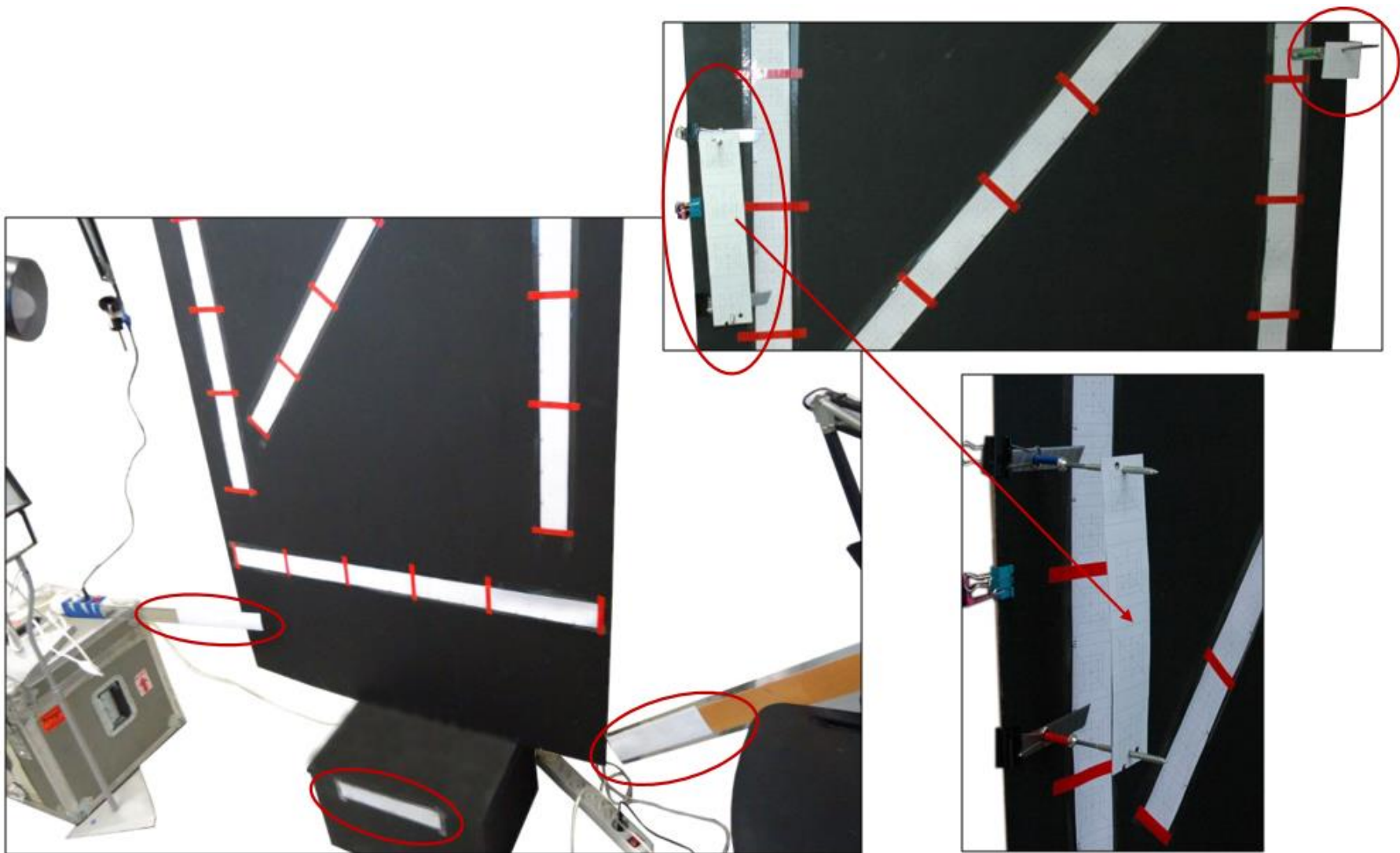
$$\left. \begin{aligned} \frac{x}{-c} &= \frac{r_{11}(X - X_0) + r_{12}(Y - Y_0) + r_{13}(Z - Z_0)}{r_{31}(X - X_0) + r_{32}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} \\ \frac{y}{-c} &= \frac{r_{11}(X - X_0) + r_{12}(Y - Y_0) + r_{13}(Z - Z_0)}{r_{31}(X - X_0) + r_{32}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} \end{aligned} \right\} (5.1)$$

Ο ρόλος των φωτοσταθερών είναι η βελτιστοποίηση των θέσεων και του προσανατολισμού της φωτογραφικής μηχανής, τα οποία έχουν σαν αποτέλεσμα την καλύτερη αναδόμηση και γεωαναφορά του μοντέλου.

Για να δοθεί κλίμακα στο 3D μοντέλο των ψωριασικών πλακών αλλά και για να μετρηθεί η ακρίβεια του τελικού αποτελέσματος, δεν δημιουργήθηκε κάποιο τοπικό σύστημα συντεταγμένων. Ωστόσο, μετρήθηκαν αποστάσεις στόχων (εικόνες 5.4 - 5.5) οι οποίοι είχαν εκτυπωθεί σε λωρίδες λευκού χαρτιού εκτυπωτή πλάτους 5 cm. Πίσω από κάθε λωρίδα συγκολλήθηκε μία επιπρόσθετη λωρίδα χαρτιού για να αυξηθεί η σταθερότητα των στόχων και να μειωθεί ο κίνδυνος αλλοίωσης. Οι περισσότεροι στόχοι τοποθετήθηκαν πάνω στο φόντο σε διάφορες διευθύνσεις (μία οριζόντια, δύο κατακόρυφα, μία πλάγια), διότι λόγω της στενότητας του χώρου ήταν δύσκολο να τοποθετηθούν στόχοι σε άλλα σημεία (εικόνα 5.5). Ωστόσο, για να μην υπάρχουν στόχοι σε ένα μόνο επίπεδο, τοποθετήθηκαν κάποιες λωρίδες σε διαφορετικά επίπεδα. Αναλυτικότερα, μία λωρίδα στόχων τοποθετήθηκε οριζόντια μπροστά από το βάθρο, δύο λωρίδες στόχων τοποθετήθηκαν σε δύο χάρακες αριστερά και δεξιά από τον ασθενή (στο επίπεδο της γάμπας) σε μικρή απόσταση από το φόντο (10 - 20 cm), και δύο λωρίδες στόχων τοποθετήθηκαν μπροστά από το φόντο (σε απόσταση περίπου 15 cm) σε κατακόρυφη διεύθυνση (εικόνα 5.5).



Εικόνα 5.4: Ο τετράγωνος στόχος διαστάσεων (5 x 5) cm



Εικόνα 5.5: Οι λωρίδες στόχων από λευκό χαρτί εκτυπωτή

Για την κατασκευή του τρισδιάστατου μοντέλου του πρώτου ασθενή (ψωριασική πλάκα σε αγκώνα) (εικόνες 5.6 - 5.8), χρησιμοποιήθηκαν οι 15 λήψεις οι οποίες πάρθηκαν με τη φωτογραφική μηχανή Nikon D200. Οι 4 από τις 15 εικόνες λήφθηκαν με εστιακή απόσταση 65 mm και οι υπόλοιπες 11 λήφθηκαν με εστιακή απόσταση 70 mm. Για τη δημιουργία του αραιού νέφους χρησιμοποιήθηκε η υψηλή ακρίβεια και το τελικό νέφος αποτελούνταν από 8.654 σημεία. Για την κατασκευή του πυκνού νέφους χρησιμοποιήθηκε πολύ υψηλή ακρίβεια και το φιλτράρισμα του βάθους έγινε με την επιλογή «mild». Το τελικό πυκνό νέφος αποτελούνταν από 3.238.579 σημεία. Σημειώνεται ότι μετά τη δημιουργία του πυκνού νέφους εφαρμόστηκαν μάσκες για να αφαιρεθούν τα ανεπιθύμητα σημεία.

Για τη δημιουργία του τρισδιάστατου πολυγωνικού πλέγματος έγινε επιλογή της ρύθμισης «arbitrary», ως πηγή δεδομένων επιλέχθηκε το πυκνό νέφος και ενεργοποιήθηκε η παρεμβολή. Το τελικό τρισδιάστατο πολυγωνικό πλέγμα αποτελούνταν από 5.460.377 τρίγωνα. Τέλος, για την εισαγωγή της υφής, έγινε η επιλογή «generic» και ως ρύθμιση «blending» επιλέχθηκε η «mosaic». Υπενθυμίζεται ότι οι τεχνική ορολογία του λογισμικού επεξηγήθηκε στο κεφάλαιο 5.2.

Διευκρινίζεται ότι το μέγεθος του pixel στο χώρο είναι περίπου 0.12 mm, άρα ικανοποιεί τις απαιτήσεις ακρίβειας για τη μέτρηση της εμβάθυνσης καθώς η μικρότερη κλάση έχει εμβάθυνση 0.25 mm (εξέχει από το δέρμα 0.25 mm). Το παραπάνω μέγεθος pixel προκύπτει ως εξής:

Η κλίμακα μίας εικόνας που λήφθηκε με φακό 65 mm και από απόσταση 1 m δίνεται από τη σχέση:

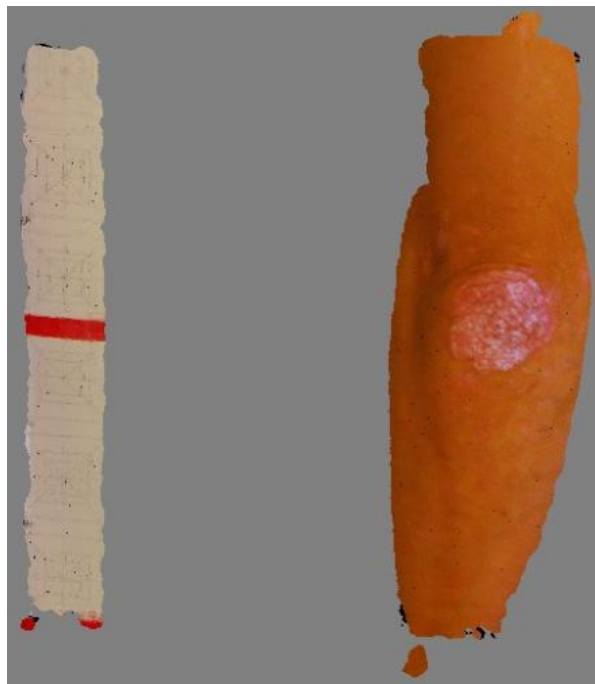
$$\frac{1}{k} = \frac{c}{h} \rightarrow k = \frac{h}{c} = \frac{1000}{65} \approx 15$$

Επομένως, το μέγεθος του pixel στο χώρο είναι $8 \cdot 10^{-3} \cdot 15 = 0.12 \text{ mm}$, καθώς το μέγεθος του sel είναι 8 μm. Στις εικόνες που λήφθηκαν με φακό 70 mm, είναι προφανές ότι το μέγεθος του pixel στο χώρο είναι ελαφρώς μικρότερο.

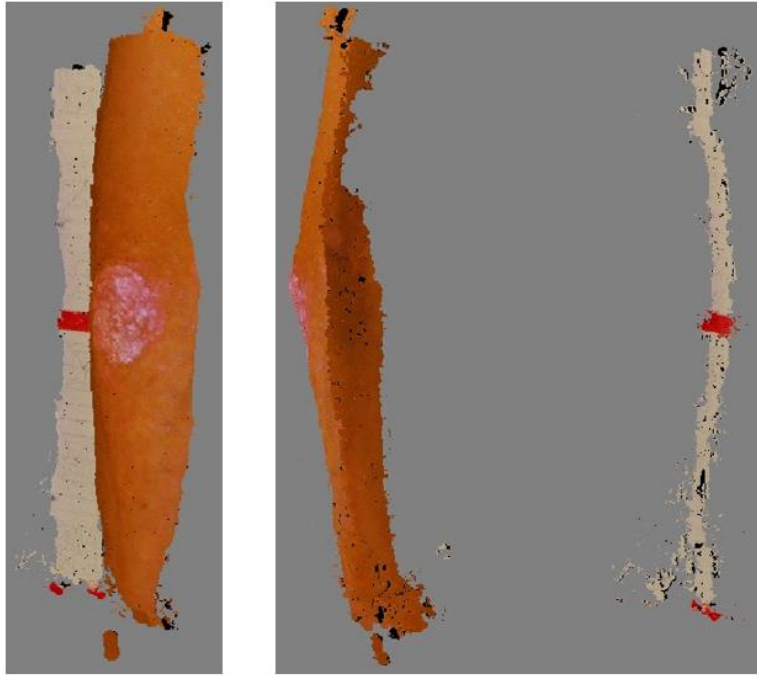
Στις εικόνες 5.6 έως 5.8 παρατηρούμε ότι το μοντέλο του αγκώνα οπτικά φαίνεται να προσομοιάζει αρκετά καλά τον αγκώνα του ασθενή και την ψωριασική πλάκα. Ωστόσο, η λωρίδα των στόχων είναι προφανές ότι δεν έχει ανακατασκευαστεί σωστά. Για αυτόν τον λόγο, στο συγκεκριμένο μοντέλο δεν θεωρήθηκε σκόπιμο να μετρηθούν αποστάσεις. Η προβληματική ανακατασκευή των στόχων οφείλεται κυρίως στο γεγονός ότι δεν μπορούσαν να ληφθούν καλές πλάγιες λήψεις λόγω της στενότητας του χώρου. Επίσης, οφείλεται σε πολύ πιθανή μετακίνηση του αγκώνα του ασθενή (μικρή ταλάντωση μπρος - πίσω). Αξίζει να αναφερθεί ότι το χρώμα του αγκώνα δεν είναι το πραγματικό, καθώς κατά τη λήψη των εικόνων δεν είχε γίνει η κατάλληλη επιλογή της ρύθμισης «white balance».



Εικόνα 5.6: Το μοντέλο του αγκώνα του πρώτου ασθενή



Εικόνα 5.7: Το μοντέλο του αγκώνα του πρώτου ασθενή



Εικόνα 5.8: Το μοντέλο του αγκώνα του πρώτου ασθενή

Για την κατασκευή του τρισδιάστατου μοντέλου του δεύτερου ασθενή (ψωριασική πλάκα σε γόνατο) (εικόνες 5.9 - 5.12), χρησιμοποιήθηκαν 14 λήψεις οι οποίες πάρθηκαν με τη φωτογραφική μηχανή Nikon D70. Οι 3 από τις 14 εικόνες λήφθηκαν με εστιακή απόσταση 70 mm και οι υπόλοιπες 11 λήφθηκαν με εστιακή απόσταση 50 mm. Για τη δημιουργία του αραιού νέφους χρησιμοποιήθηκε η υψηλή ακρίβεια και το τελικό νέφος αποτελούνταν από 11.348 σημεία. Για την κατασκευή του πυκνού νέφους χρησιμοποιήθηκε πολύ υψηλή ακρίβεια και το φιλτράρισμα του βάθους έγινε με την επιλογή «mild». Το τελικό πυκνό νέφος αποτελούνταν από 2.694.037 σημεία. Όπως και στον πρώτο ασθενή, και σε αυτήν την περίπτωση εφαρμόστηκαν μάσκες για να αφαιρεθούν τα ανεπιθύμητα σημεία.

Για τη δημιουργία του τρισδιάστατου πολυγωνικού πλέγματος έγινε επιλογή της ρύθμισης «arbitrary», ως πηγή δεδομένων επιλέχθηκε το πυκνό νέφος και ενεργοποιήθηκε η παρεμβολή. Το τελικό τρισδιάστατο πολυγωνικό πλέγμα αποτελούνταν από 7.629.077 τρίγωνα. Τέλος, για την εισαγωγή της υφής, έγινε η επιλογή «generic» και ως ρύθμιση «blending» επιλέχθηκε η «mosaic». Υπενθυμίζεται ότι οι τεχνική ορολογία του λογισμικού επεξηγήθηκε στο κεφάλαιο 5.2.

Διευκρινίζεται ότι το μέγεθος του pixel στο χώρο είναι περίπου 0.12 mm, άρα ικανοποιεί τις απαιτήσεις ακρίβειας για τη μέτρηση της εμβάθυνσης καθώς η μικρότερη κλάση έχει εμβάθυνση 0.25 mm (εξέχει από το δέρμα 0.25 mm). Το παραπάνω μέγεθος pixel προκύπτει ως εξής:

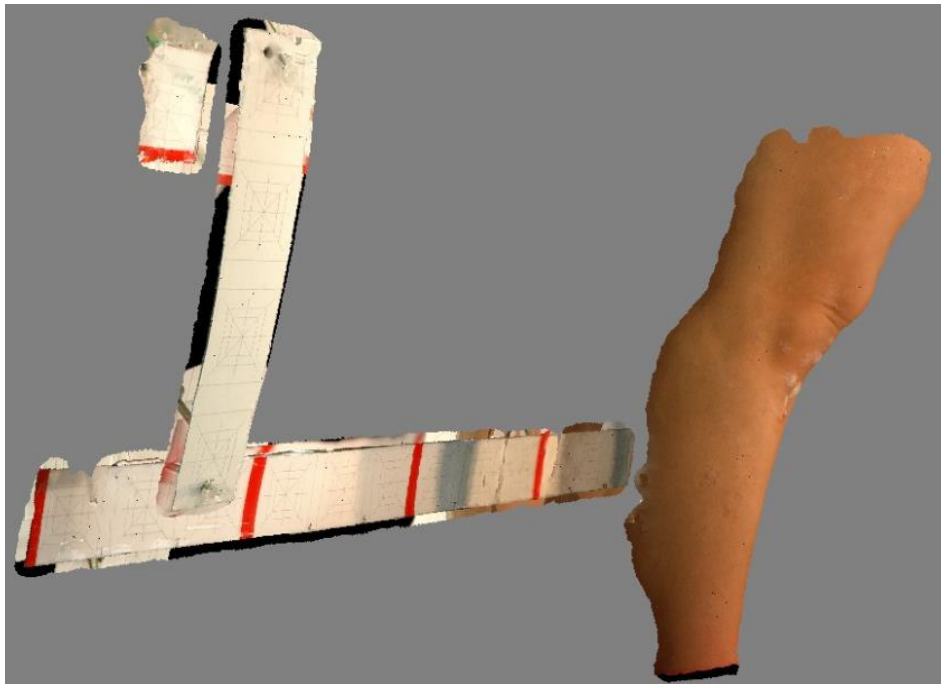
Η κλίμακα μίας εικόνας που λήφθηκε με φακό 65 mm και από απόσταση 1 m δίνεται από τη σχέση:

$$\frac{1}{k} = \frac{c}{h} \rightarrow k = \frac{h}{c} = \frac{1000}{50} \approx 20$$

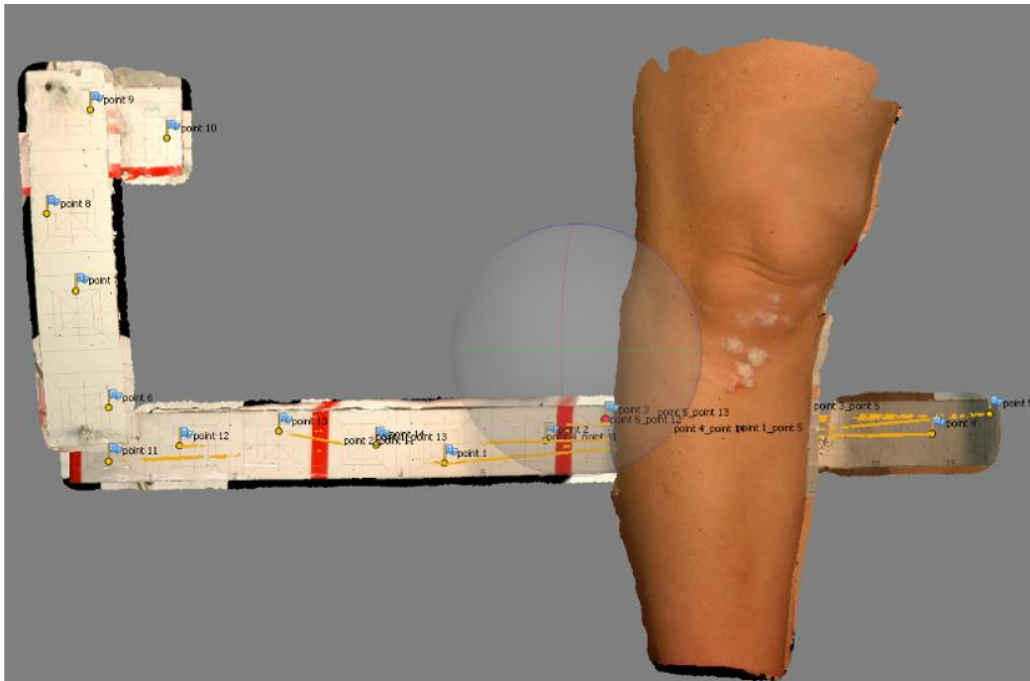
Επομένως, το μέγεθος του pixel στο χώρο είναι $6.2 \cdot 10^{-3} \cdot 20 = 0.12 \text{ mm}$, καθώς το μέγεθος του sel είναι 8 μm . Στις εικόνες που λήφθηκαν με φακό 70 mm, είναι προφανές ότι το μέγεθος του pixel στο χώρο είναι μικρότερο.

Στις εικόνες 5.9 έως 5.12 παρατηρούμε ότι το μοντέλο του γονάτου οπτικά προσομοιάζει αρκετά καλά το γόνατο του ασθενή και την ψωριασική πλάκα. Επίσης, οι λωρίδες των στόχων έχουν απεικονιστεί πολύ καλύτερα από το μοντέλο του πρώτου ασθενή. Αυτό οφείλεται στην μεγαλύτερη επάρκεια πλάγιων λήψεων, στην ακινησία του ασθενή και στην ύπαρξη μίας λωρίδας στόχων σε απόσταση περίπου 15 cm από το φόντο.

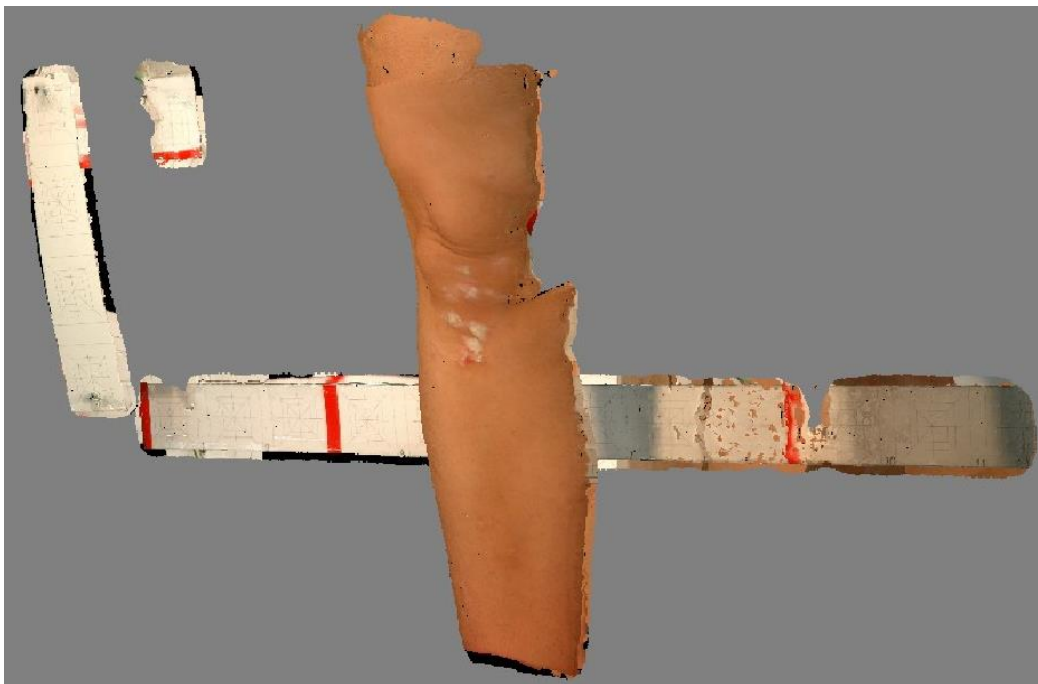
Σε αυτό το μοντέλο ο σχετικός προσανατολισμός βελτιστοποιήθηκε χρησιμοποιώντας τη μέτρηση 8 αποστάσεων ανάμεσα σε 14 σημεία (εικόνα 5.10). Το μέσο σφάλμα της επίλυσης του αεροτριγωνισμού ήταν περίπου 1 mm, πολύ μεγαλύτερο δηλαδή από αυτό που απαιτείται για τον υπολογισμό της εμβάθυνσης. Αξίζει να αναφερθεί ότι οι αποστάσεις που δόθηκαν δεν είχαν την απαιτούμενη ακρίβεια καθώς οι λωρίδες των στόχων παρουσίαζαν ελαφριά καμπυλότητα.



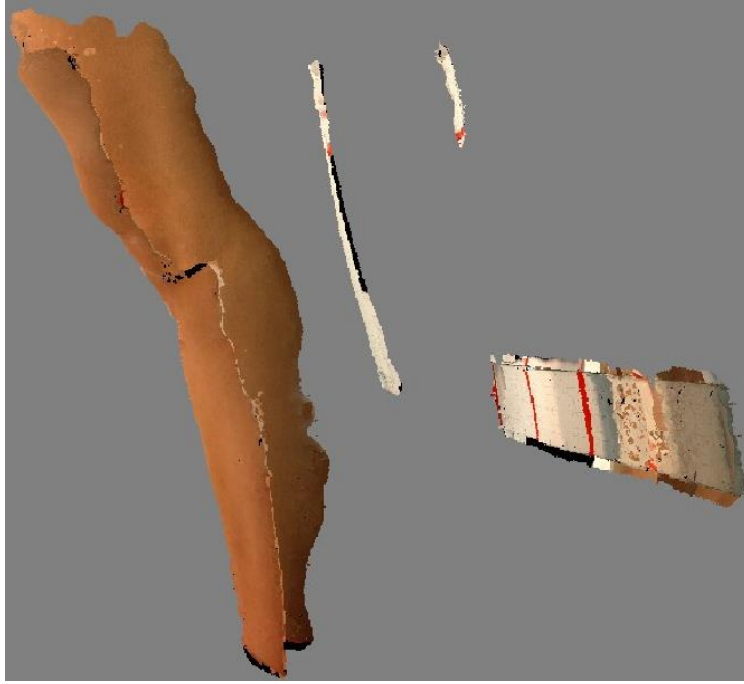
Εικόνα 5.9: Το μοντέλο του γονάτου του δεύτερου ασθενή



Εικόνα 5.10: Το μοντέλο του γονάτου του δεύτερου ασθενή. Εδώ φαίνονται οι μετρημένες αποστάσεις



Εικόνα 5.11: Το μοντέλο του γονάτου του δεύτερου ασθενή



Εικόνα 5.12: Το μοντέλο του γονάτου του δεύτερου ασθενή

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ - ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

Ο στόχος της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας ήταν η δημιουργία αυτόματης μεθόδου οριοθέτησης, αναγνώρισης και ταξινόμησης του ερυθήματος (ποσότητα κόκκινου χρώματος) της ασθένειας της ψωρίασης. Από την ενασχόληση με τη φασματική μελέτη του συγκεκριμένου χαρακτηριστικού της ασθένειας, προέκυψε το γενικό συμπέρασμα ότι η μέθοδος που δημιουργήθηκε θα ήταν ιδιαίτερα χρήσιμη σε κλινικό περιβάλλον, διότι θα αύξανε σημαντικά την αντικειμενικότητα και την ακρίβεια της διάγνωσης. Ωστόσο, υπάρχουν κάποια περιθώρια βελτιστοποίησης τα οποία θα μπορούσαν να μελετηθούν σε μελλοντική έρευνα. Τα ειδικά συμπεράσματα παρατίθενται παρακάτω. Επίσης, μετά τα συμπεράσματα αναφέρονται κάποιες προτάσεις με τις οποίες θα μπορούσε να συνεχιστεί η συγκεκριμένη ερευνητική προσπάθεια.

ΕΙΔΙΚΑ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

- Από την παρατήρηση των διαγραμμάτων ανακλαστικότητας καινούριου χαρτιού εκτυπωτή, προέκυψε το συμπέρασμα ότι η μέση ανακλαστικότητα του χαρτιού είναι περίπου 85%. Η ανακλαστικότητα υπολογίστηκε διαιρώντας διάφορες τιμές ακτινοβολίας του χαρτιού με τις αντίστοιχες τιμές ακτινοβολίας της επιφάνειας Spectralon (Λαμπερτιανή επιφάνεια) που ήταν διαθέσιμη στο Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης.

- Οι φυσικές φασματικές ιδιότητες του ερυθήματος στο εγγύς υπέρυθρο τμήμα του φάσματος δεν ήταν ικανές να το διακρίνουν από τις υπόλοιπες δερματικές κατηγορίες.

- Οι δερματολόγοι στην πλειοψηφία των περιπτώσεων υπερεκτιμούν άλλοτε λιγότερο και άλλοτε περισσότερο την επιφάνεια της ασθένειας. Επίσης, όσον αφορά την κλάση του ερυθήματος, αν και οι δερματολόγοι στις περισσότερες περιπτώσεις εκτιμούν σωστά τη μέγιστη κλάση των αποχρώσεων του κόκκινου, δεν υπάρχει συνέπεια ως προς την επιφάνεια που πρέπει να καταλαμβάνει η μέγιστη κλάση έτσι ώστε να καταγραφεί η δική της απόχρωση στον δείκτη σοβαρότητας της ασθένειας.

- Η αυτόματη μέθοδος της οριοθέτησης του ερυθήματος είναι μικρής πολυπλοκότητας και γρήγορη στην εκτέλεσή της, καθώς χρησιμοποιείται ένα μόνο κανάλι. Μικρής πολυπλοκότητας είναι και η αυτόματη μέθοδος ταξινόμησης του ερυθήματος στην οποία χρησιμοποιούνται δύο κανάλια. Αξίζει να αναφερθεί ότι για την ταξινόμηση της ψωρίασης με επεξεργασία εικόνας, η έρευνα η οποία είναι δημοσιευμένη στη διεθνή βιβλιογραφία είναι ελάχιστη.

- Τα αποτελέσματα ήταν αποτελεσματικά στο σύνολο των περιπτώσεων, με μοναδική άξια αναφοράς εξαίρεση μεμονωμένες περιπτώσεις ήπιου ερυθήματος το οποίο περιβάλλεται από φυσική σκούρα απόχρωση υγιούς δέρματος (συνήθως στην περιοχή γονάτων). Σε αυτές τις περιπτώσεις η αυτόματη μέθοδος οριοθέτησης που αναπτύχθηκε ταξινομεί το σκούρο υγιές δέρμα λανθασμένα στην κατηγορία του ερυθήματος. Επομένως, εδώ χρειάζεται περαιτέρω έρευνα για να βρεθεί τρόπος επίλυσης του συγκεκριμένου προβλήματος.

- Οι αυτόματες μέθοδοι οριοθέτησης και ταξινόμησης του ερυθήματος απέδωσαν ικανοποιητικά σε σοβαρά και σε μη σοβαρά περιστατικά. Επίσης, και οι δύο μέθοδοι αποδείχτηκαν ανθεκτικές στην ανομοιογένεια του φωτισμού και στην επίδραση του αναγλύφου στις υπογραφές καθώς υπερέβησαν τα συγκεκριμένα εμπόδια.

- Σημαντικό πλεονέκτημα και των δύο μεθόδων που αναπτύχθηκαν είναι ότι οριοθετούν και ταξινομούν αντίστοιχα το ερύθημα σε ολόκληρο το σώμα του ασθενή (full - body method).
- Η μέθοδος οριοθέτησης μπορεί να εντοπίζει αυτόματα σε ποιες εικόνες το δέρμα είναι υγιές ή το ερύθημα είναι σχεδόν αμελητέας έκτασης.
- Ο αλγόριθμος της οριοθέτησης δεν εμποδίζεται από την ύπαρξη καφέ στίγμάτων του δέρματος (π.χ. σπίλους), όπως επίσης και από την τριχοφυΐα. Πιο αναλυτικά, τα καφέ στίγματα και η τριχοφυΐα δεν ταξινομούνται στην κατηγορία του ερυθήματος.
- Στα ειδικά φυλλάδια υπολογισμού του δείκτη PASI των είκοσι ασθενών του πειράματος (δείγμα εκπαίδευσης και δείγμα αξιολόγησης), δεν είχε καταγραφεί για κανέναν ασθενή η κλάση 4 από τους ειδικούς δερματολόγους. Επομένως, προέκυψε το συμπέρασμα ότι η συγκεκριμένη κλάση εμφανίζεται με μικρότερη συχνότητα (τουλάχιστον σε μεγάλη έκταση) από τις υπόλοιπες.
- Η παρατήρηση των αμιγών στόχων (endmembers) επιτάχυνε σημαντικά τη διαδικασία παρατήρησης των υπογραφών των διαφορετικών αποχρώσεων του ερυθήματος, διότι μειώθηκε ο όγκος των υπογραφών που θα έπρεπε να παρατηρηθούν.
- Η χρήση μωσαϊκών εικόνων κατά τη φάση σχεδιασμού του αλγόριθμου ταξινόμησης αποδείχτηκε ιδιαίτερα χρήσιμη καθώς επέτρεψε τον γρήγορο έλεγχο των αποτελεσμάτων των ενδιάμεσων βημάτων.
- Ο ανομοιογενής τρόπος φωτισμού των ασθενών και η επίδραση του αναγλύφου του σώματος στις φασματικές υπογραφές, διαδραμάτισαν σημαντικό ρόλο στην επεξεργασία των δεδομένων. Αναλυτικότερα, η ανομοιογένεια του φωτισμού επέβαλε την μετατροπή των τιμών των εικόνων από ακτινοβολία σε ανακλαστικότητα. Επιπλέον, ένας από τους βασικούς λόγους που ώθησαν τη μεθοδολογία επεξεργασίας να επικεντρωθεί στη χρήση υπογραφών μετά την αφαίρεση του συνεχούς, ήταν η ελαχιστοποίηση των επιδράσεων του αναγλύφου.
- Η ακινησία των ασθενών κατά τη διάρκεια της σάρωσης είναι ιδιαίτερα σημαντική, διότι η σάρωση είναι πολύ ευαίσθητη στη μετακίνηση των ασθενών, επομένως απότομες κινήσεις (συνήθως κίνηση χεριών) οι οποίες μπορεί να μοιάζουν στιγμιαίες και ανεπαίσθητες, προκαλούν έντονες παραμορφώσεις στην υπερφασματική απεικόνιση.
- Για να δημιουργηθεί τρισδιάστατο μοντέλο με την απαιτούμενη ακρίβεια (0.25 mm), έτσι ώστε να υπολογιστεί η εμβάθυνση (induration), χρειάζονται φωτοσταθερά ή αποστάσεις μετρημένες με ανάλογη ακρίβεια. Σημειώνεται ότι για την εξαγωγή της εμβάθυνσης δεν έχει δημοσιευτεί καμία ερευνητική προσπάθεια στη διεθνή βιβλιογραφία.

ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ

Προτείνεται:

- Να αξιολογηθούν η μέθοδος οριοθέτησης και η μέθοδος ταξινόμησης του ερυθήματος οι οποίες αναπτύχθηκαν στη συγκεκριμένη διπλωματική σε μεγαλύτερο δείγμα, έτσι ώστε να αξιολογηθεί εκτενέστερα η αποτελεσματικότητα των μεθόδων.

- Να γίνει περισσότερη έρευνα έτσι ώστε να αντιμετωπιστεί η λανθασμένη ταξινόμηση στην κατηγορία του ερυθήματος άλλων δερματικών κατηγοριών. Το ζήτημα που ενδιαφέρει κυρίως (αφορά βέβαια μεμονωμένες περιπτώσεις) είναι το υγιές δέρμα σκούρας φυσικής απόχρωσης το οποίο περιβάλλει περιπτώσεις ήπιου ερυθήματος (συνήθως στην περιοχή γονάτων).
- Οι ασθενείς κατά τη σάρωση να βρίσκονται σε οριζόντια στάση (ξαπλωμένοι), έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθεί η κίνησή τους. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί μέσω της δημιουργίας ειδικής κατασκευής, η οποία θα μετακινεί τον δέκτη στην οριζόντια διεύθυνση. Με αυτόν τον τρόπο θα εξαλειφθούν οι έντονες παραμορφώσεις των υπερφασματικών εικόνων οι οποίες προκαλούνται από απότομες κινήσεις των ασθενών (συνήθως κίνηση χεριών).
- Ο φωτισμός να μετακινείται παράλληλα με το δέκτη έτσι ώστε να εξαλειφθεί το πρόβλημα της ανομοιογένειας, το οποίο αλλοιώνει τις υπογραφές.
- Να εξεταστούν οι φασματικές ιδιότητες του μπλε τμήματος του φάσματος, διότι στο πείραμα το οποίο εκπονήθηκε δεν κατέστη δυνατό να εξασφαλιστεί επαρκής φωτισμός στο συγκεκριμένο τμήμα του ορατού φάσματος.
- Να εξεταστούν οι δυνατότητες της μεθόδου οριοθέτησης και της μεθόδου ταξινόμησης που αναπτύχθηκαν στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία, σε εικόνες οι οποίες θα έχουν ληφθεί από frame κάμερα. Αν χρησιμοποιηθεί frame κάμερα θα εξαλειφθεί το πρόβλημα κίνησης των ασθενών και η διαδικασία λήψης των εικόνων θα είναι ταχύτερη. Ωστόσο, η διάταξη του φωτισμού πρέπει να εξασφαλίζει ομοιογένεια.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Agisoft LLC (2016) *Agisoft Photoscan User Manual, Professional Edition, Version 1.2.*

Akbari, H., Halig, L.V., Schuster, D.M., Osunkoya, A., Master, V., Nieh, P.T., Chen, G.Z. and Fei, B. (2012) 'Hyperspectral imaging and quantitative analysis for prostate cancer detection', *Journal of Biomedical Optics*, vol. 17, no. 7, Ιούλιος.

Andreou, C. and Karathanassi, V. (2014) 'Estimation of the Number of Endmembers Using Robust Outlier Detection Method', *IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing*, vol. 7, no. 1, Ιανουάριος, pp. 247-256.

Averbuch, A., Hulata, E., Zheludev, V. and Kozlov, I. (2001) 'A wavelet packet algorithm for classification and detection of moving vehicles', *Multidimensional Systems and Signal Processing*, vol. 12, no. 1, Ιανουάριος, pp. 9-31.

Averbuch, A.Z., Zheludev, V.A. and Cohen, T. (2006) 'Interpolatory Frames in Signal Space', *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 54, no. 6, Ιούνιος, pp. 2126-2139.

Azar, A.T. and El-Said, S.A. (2014) 'Performance analysis of support vector machines classifiers in breast cancer mammography recognition', *Neural Computing and Application*, vol. 24, no. 5, Απρίλιος, pp. 1163-1177.

Bach, F. (2014) *Breaking the Curse of Dimensionality with Convex Neural Networks*, Paris: INRIA-Sierra Project-team.

Bellman, R. (1961) *Adaptive Control Processes: A Guided Tour*, Princeton, New Jersey: Princeton University Press.

Ben-Gal, I. (2005) 'Outlier Detection', in *Data Mining and Knowledge Discovery Handbook: A Complete Guide for Research Scientists and Practitioners*, Amsterdam, The Netherlands: Kluwer Academic.

Berman, M., Phatak, A. and Traylen, A. (2012) 'Some invariance properties of the minimum noise fraction transform', *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, vol. 117, Αύγουστος, pp. 189-199.

Bidaki, E.Z., Zargari, F., Mansouri, P., Malekian, A. and Najafizade, P. (2011) 'Lesion area assessment in psoriasis patients', *Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 35, no. 3-4, Απρίλιος-Μάιος, pp. 154-160.

Bogo, F., Samory, M., Belloni Fortina, A., Piaserico, S. and Peserico, E. (2012) 'Psoriasis Segmentation through Chromatic Regions and Geometric Active Contours', 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Diego, 5388-5391.

Bradley, A.P. (1997) 'The use of the area under the ROC curve in the evaluation of machine learning algorithms', *Pattern Recognition*, vol. 30, no. 7, Ιούλιος, pp. 1145-1159.

Breiman, L., Friedman, J., Stone, C.J. and Olshen, R.A. (1984) *Classification and Regression Trees*, Boca Raton, Florida: Chapman and Hall/CRC.

Cedeno-Laurent, F., Gomez-Flores, M., Mendez, N., Ancer-Rodríguez, J., Bryant, J., Gaspari, A.A. and Trujillo, J.R. (2011) 'New insights into HIV-1-primary skin disorders', *Journal of the International AIDS Society*, vol. 14, no. 1, Ιανουάριος, pp. 1-11.

Celebi, M.E., Kingravi, H.A., Uddin, B., Lyatomi, H., Aslandogan, Y.A., Stoecker, W.V. and Moss, R.H. (2007) 'A methodological approach to the classification of dermoscopy images', *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 31, no. 6, Σεπτέμβριος, pp. 362-373.

Chai, D. and Bouzerdoum, A. (2000) 'A Bayesian approach to skin color classification in YCbCr color space', *IEEE Region Ten Conference*, 421-424.

Chang, C.-I., Wu, C.-C. and Tsai, C.-T. (2011) 'Random N-Finder (N-FINDR) Endmember Extraction Algorithms for Hyperspectral Imagery', *IEEE-Transactions on Image Processing*, vol. 20, no. 3, Μάρτιος, pp. 641-656.

Cheng, Y. (1995) 'Mean shift, mode seeking, and clustering', *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 17, no. 8, Αύγουστος, pp. 790-799.

Chen, J., Jonsson, P., Tamura, M., Gu, Z., Matsushita, B. and Eklundh, L. (2004) 'A simple method for reconstructing a high-quality NDVI time-series data set based on the Savitzky–Golay filter', *Remote Sensing of the Environment*, vol. 91, no. 3-4, Ιούνιος, pp. 332-344.

Clark, N.R. and Roush, T.L. (1984) 'Reflectance Spectroscopy: Quantitative Analysis Techniques for Remote Sensing Applications', *Journal of Geophysical Research*, vol. 89, no. B7, Ιούνιος, pp. 6239-6340.

Climate Science Investigations (2012), Ιανουάριος, [Online], Available: <http://www.ces.fau.edu/nasa/module-2/radiation-sun.php> [Ιούλιος 2016].

Coifman, R.R. and Lafon, S. (2006) 'Diffusion maps', *Applied and Computational Harmonic Analysis*, vol. 21, no. 1, Ιούλιος, pp. 5-30.

Comaniciu, C. and Meer, P. (2002) 'Mean shift: A robust approach toward feature space analysis', *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 24, no. 5, Μάιος, pp. 603-619.

Delaunay, B. (1934) 'Sur la sphère vide. A la mémoire de Georges Voronoï', *Bulletin de l'Académie des Sciences de l'URSS. Classe des sciences mathématiques et naturelles*, no. 6, pp. 793-800.

Delgado Gomez, D., Butakoff, C., Ersbøll, B. and Carstensen, J.M. (2007) 'Automatic change detection and quantification of dermatological diseases with an application to psoriasis images', *Pattern Recognition Letters*, vol. 28, no. 9, Ιούλιος, pp. 1012-1018.

Delgado Gomez, D., Carstensen, J.M. and Ersbøll, B. (2004a) 'Precise multi-spectral dermatological imaging', *Proceedings of Medical Imaging Conference*, Rome.

Delgado Gomez, D., Carstensen, J.M. and Ersbøll, B. (2004b) 'SHARP: A smart hierarchical algorithm to register psoriasis', Proceedings of 11 International Workshop on Systems, Signals and Image Processing, 43-46.

Delgado Gomez, D., Carstensen, J.M., Ersbøll, B., Skov, L. and Bang, B. (2003) 'Building an image-based system to automatically score psoriasis', Proceedings of 13th Scandinavian Conference, 557-564.

Delgado Gomez, D., Clemmensen, L.H., Ersbøll, B.K. and Carstensen, J.M. (2007) 'Precise acquisition and unsupervised segmentation of multi-spectral images', *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 106, no. 2-3, Μάιος, pp. 183-193.

Delgado Gomez, D., Ersbøll, B.K. and Carstensen, J.M. (2004c) 'Automatic scoring of the severity of psoriasis scaling', Proceedings of Irish Machine Vision and Image Processing, 204-209.

Deshpande, S., Inamdar, A. and Vin, H. (2013) *Slideshare*, Νοέμβριος, [Online], Available: <http://www.slideshare.net/zhengspace/grmse13-164-overview-of-hyperspectral-remote-sensing-of-impervious-surfaces> [Ιούλιος 2016].

Divisão de Sensoriamento Remoto, [Online], Available: <http://www.ltid.inpe.br/tutorial/tut9.htm> [Ιούλιος 2016].

Dois, J.J. and Garcia, N. (2003) 'ace detection based on a new color space YCgCr', IEEE International Conference on Image Processing, Barcelona, 909-912.

Drake, D. (2012) *Github*, [Online], Available: <https://github.com/randomdrake/jenks/blob/master/jenks.php> [Ιούλιος 2016].

Duda, R.O., Hart, P.E. and Stork, D.G. (2000) *Pattern Classification*, 2nd edition, Portola Valley: John Wiley & Sons.

English, D.R., Burton, R.C., del Mar, C.B., Donovan, R.J., Ireland, P.D. and Emery, G. (2003) 'Evaluation of aid to diagnosis of pigmented skin lesions in general practice: controlled trial randomised by practice.', *BMJ*, vol. 327, no. 7411, Αύγουστος, pp. 1-6.

Fredriksson, T. and Pettersson, U. (1978) 'Severe Psoriasis - Oral Therapy with A New Retinoid', *Dermatologica*, vol. 157, no. 4, pp. 238 - 244.

GBS (2015), Ιούνιος, [Online], Available: <http://www.gbslaser.com/ablative-lasers-skin-refurfacing/> [Ιούλιος 2016].

Georgiev, G.T. and Butler, J.J. (2007) 'Long-term calibration monitoring of Spectralon diffusers BRDF in the air-ultraviolet', *Applied Optics*, vol. 46, no. 32, Νοέμβριος.

Gestel, T.V., Suykens, J.A.K., Lanckriet, G., Lambrechts, A., De Moor, B. and Vandewalle, J. (2002) 'Bayesian framework for least squares support vector machine classifiers, gaussian processes and kernel fisher discriminant analysis', *Neural Computation*, vol. 14, no. 5, Μάιος, pp. 1115-1147.

- Goetz, A.F.H., Vane, G., Solomon, J.E. and Rock, B.N. (1985) 'Imaging spectrometry for earth remote sensing', *Science*, vol. 228, no. 4704, Ιούνιος, pp. 1147-1153.
- Gonzalez, R.C. and Woods, R.E. (2002) *Digital Image Processing*, 2nd edition, Upper Saddle River, New Jersey: Prentice-Hall.
- Gramkov, C. (1996) *Registration of 2D and 3D medical images*, Denmark: Technical University of Denmark.
- Green, A.A., Berman, M., Switzer, P. and Craig, M.D. (1988) 'A Transformation for Ordering Multispectral Data in Terms of Image Quality with Implications for Noise Removal', *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 26, no. 1, Ιανουάριος, pp. 65-74.
- Greenman, R.L., Panasyuk, S., Wang, X., Lyons, T.E., Dihn, T., Longoria, L., Giurini, J.M., Freeman, J., Khaodiar, L. and Veves, A. (2005) 'Early changes in the skin microcirculation and muscle metabolism of the diabetic foot', *Lancet*, vol. 366, pp. 1711-1717.
- Guest, P.G. (1961) *Numerical Methods of Curve Fitting*, Cambridge University Press.
- Haifeng, L. (2016) *Haifeng's Random Walk*, Φεβρουάριος, [Online], Available: <https://haifengl.wordpress.com/2016/02/29/there-is-no-big-data-in-machine-learning/> [Ιούλιος 2016].
- Han, J. and Ma, K.K. (2002) 'Fuzzy color histogram and its use in color image retrieval', *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 11, no. 8, Αύγουστος, pp. 944-952.
- Harsanyi, J.C. and Chang, C.I. (1994) 'Hyperspectral image classification and dimensionality reduction: an orthogonal subspace projection approach', *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 32, no. 4, Αύγουστος, pp. 779-785.
- Hawkins, D.M. (1980) *Identification of Outliers*, London, U.K: Chapman and Hall.
- Hughes, G.F. (1968) 'On the Mean Accuracy of Statistical Pattern Recognizers', *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 14, no. 1, Ιανουάριος, pp. 55-63.
- Humzah, M.D. (2003) 'Diagnosing pigmented skin lesions in general practice', *BMJ*, vol. 327, no. 7424, Νοέμβριος.
- Iskin New York* (2015), Ιούνιος, [Online], Available: <http://www.iskinnewyork.com/understanding-your-skin/> [Ιούλιος 2016].
- Jenks, G. (1967) 'The Data Model Concept in Statistical Mapping', *International Yearbook of Cartography* 7, pp. 186-190.
- Jolliffe, I.T. (2002) *Principal Component Analysis*, New York: Springer Series in Statistics.
- Juang, L.-H. and Wu, M.-N. (2011) 'Psoriasis image identification using k-means clustering with morphological processing', *Measurement*, vol. 44, no. 5, Ιούνιος, pp. 895-905.

- Kass, M., Witkin, A. and Terzopoulos, D. (1988) 'Snakes: Active contour models', *International Journal of Computer Vision*, vol. 1, no. 4, Ιανουάριος, pp. 321-331.
- Kazhdan, M., Bolitho, M. and Hoppe, H. (2006) 'Poisson Surface Reconstruction', *Eurographics Symposium on Geometry Processing*, 61-70.
- Kendall, M.G. and Stuart, A. (1966) *The Advanced Theory of Statistics, Design and Analysis, and Time-Series*, New York: Hafner Publishing, Inc.
- Keshava, N. and Mustard, J.F. (2002) 'Spectral unmixing', *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 19, no. 1, Ιανουάριος, pp. 44-57.
- Khaodhiar, L., Dinh, T., Schomacker, K., Panasyuk, S., Freeman, J., Lew, R., Vo, T., Panasyuk, A., Lima, C., Giurini, J.M., Lyons, T.E. and Veves, A. (2007) 'The Use of Medical Hyperspectral Technology to Evaluate Microcirculatory Changes in Diabetic Foot Ulcers and to Predict Clinical Outcomes', *Diabetes Care*, vol. 30, no. 4, Φεβρουάριος, pp. 903-910.
- Kher, S. (2012) *Rapid Uplift*, [Online], Available: <http://suvratk.blogspot.gr/2012/07/hyperspectral-mapping-of-geology-of.html> [Ιούλιος 2016].
- Knighton, N. and Bugbee, B. (2005) 'A Mixture of Barium Sulfate and White Paint is a Low-Cost Substitute Reflectance Standard for Spectralon', *Utah State University*.
- Kokaly, R.F. (2001) 'Investigating a Physical Basis for Spectroscopic Estimates of Leaf Nitrogen Concentration', *Remote Sensing of Environment*, vol. 75, no. 2, Φεβρουάριος, pp. 153-161.
- Kovac, J., Peer, P. and Solina, F. (2003) 'Human Skin Colour Clustering for Face Detection', *EUROCON. Computer as a Tool.*, 144-148.
- Kreft, S., Kreft, M., Resman, A., Marko, P. and Kreft, K. (2006) 'Computer-aided measurement of psoriatic lesion area in a multicenter clinical trial--comparison to physician's estimations', *Journal of Dermatological Science*, vol. 44, no. 1, Ιούλιος, pp. 21-27.
- Krueger, G. and Ellis, C.N. (2005) 'Psoriasis—recent advances in understanding its pathogenesis and treatment', *Journal of the American Academy of Dermatology*, vol. 53, no. 1, Ιούλιος, pp. S94-S100.
- Kubelka, P. and Munk, F. (1931) 'Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche', *Zeitschrift für technische Physik*, vol. 12, pp. 593-601.
- Kung, S.Y. and Taur, J.S. (1995) 'Decision-based neural networks with signal/image classification applications', *IEEE Transactions on Neural Networks*, vol. 6, no. 1, Αύγουστος, pp. 170-181.
- Lambert, J. (1760) *Photometria, sive de Mensura et Gradibus Luminis, Colorum et Umbrae*, Augsburg.

- Langley, R.G. and Ellis, C.N. (2004) 'Evaluating psoriasis with Psoriasis area and Severity Index, Psoriasis Global Assessment, and Lattice System Physician's Global Assessment', *Journal of the American Academy of Dermatology*, vol. 51, no. 4, Οκτώβριος, pp. 563-569.
- Lowe, D.G. (2004) 'Distinctive Image Features from Scale - Invariant Keypoints', *International Journal of Computer Vision*, vol. 60, no. 2, Νοέμβριος, pp. 91-110.
- Luo, G., Chen, G., Tian, L., Qin, K. and Qian, S.-E. (2016) 'Minimum Noise Fraction versus Principal Component Analysis as a Preprocessing Step for Hyperspectral Imagery Denoising', *Canadian Journal of Remote Sensing*, vol. 42, no. 2, Μάρτιος, pp. 106-116.
- Luo, J., Ying, K. and Bai, J. (2005) 'Savitzky–Golay smoothing and differentiation filter for even number data', *Signal Processing*, vol. 85, no. 7, Φεβρουάριος, pp. 1429-1434.
- Madden, H.H. (1978) 'Comments on the Savitzky-Golay Convolution Method for Least-Squares Fit Smoothing and Differentiation of Digital Data', *Analytical Chemistry*, vol. 50, no. 9, Αύγουστος, pp. 1383-1386.
- Mahalanobis, P.C. (1936) 'On the generalised distance in statistics', *In Proceedings National Institute of Science*, vol. 2, no. 1, Απρίλιος, pp. 49-55.
- Maletti, G., Ersboll, B. and Conradsen, K. (2005) 'A combined alignment and registration scheme of lesions with psoriasis', *Information Sciences*, vol. 175, no. 3, Φεβρουάριος, pp. 141-159.
- Mandelbrot, B. (1983) *The Fractal Geometry of Nature*, New York: W.H. Freeman and Company.
- Mathworks*, [Online], Available: <http://www.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html#buff2uu> [Ιούλιος 2016].
- McMaster, R. (1997) 'In Memoriam: George F. Jenks (1916–1996)', *Cartography and Geographic Information Science*, vol. 24, no. 1, pp. 56-59.
- Medical Illustration and Animation*, [Online], Available: <http://www.medillsb.com/ArtistPortfolioLarge.aspx?AID=286&IID=134344> [Ιούλιος 2016].
- Morrow, T. (2004) 'Evaluating new therapies for psoriasis', *Managed care*, vol. 13, no. 10, Νοέμβριος, pp. 34-40.
- Mount, D.M. and Arya, S. *Ann: A Library for Approximate Nearest Neighbor Searching*, [Online], Available: http://www.cs.umd.edu/TDEQN_mount/ANN/.
- Mountrakis, G., Im, J. and Ogole, C. (2011) 'Support vector machines in remote sensing: A review', *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, vol. 66, no. 3, Μάιος, pp. 247-259.
- Naldi, L. (2010) 'Scoring and monitoring the severity of psoriasis. What is the preferred method? What is the ideal method? Is PASI passe´ ? facts and controversies', *Clinics in Dermatology*, vol. 28, no. 1, Φεβρουάριος, pp. 67-72.

National Institute of Arthritis and Musculoskeletal and Skin Diseases (NIH) (2016), Ιούνιος, [Online], Available: http://www.niams.nih.gov/health_info/Psoriasis/default.asp [Ιούλιος 2016].

Nerst, R.R. (1966) *Advances in Magnetic Resonance*, vol. 2, no. 39.

Nielsen, A.A., Conradsen, K. and Simpson, J.J. (1998) 'Multivariate Alteration Detection (MAD) and MAF Postprocessing in Multispectral, Bitemporal Image Data: New Approaches to Change Detection Studies', *Remote Sensing of Environment*, vol. 64, no. 1, Απρίλιος, pp. 1-19.

Nouvong, A., Hoogwerf, B., Mohler, E., Davis, B., Tajaddini, A. and Medenilla, E. (2009) 'Evaluation of Diabetic Foot Ulcer Healing with Hyperspectral Imaging of Oxyhemoglobin and Deoxyhemoglobin', *Diabetes Care*, vol. 32, no. 11, Νοέμβριος, pp. 2056-2061.

Orfanidis, S.J. (2010) *Introduction to Signal Processing*, [Online], Available: www.ece.rutgers.edu/~orfanidi/i2sp.

Orfeo-toolbox (2012), Μάιος, [Online], Available: <https://www.orfeo-toolbox.org/SoftwareGuide/SoftwareGuidech23.html> [Ιούλιος 2016].

Ouyang, W. (2010) 'Distinct roles of IL-22 in human psoriasis and inflammatory bowel disease', *Cytokine and Growth Factor Reviews*, vol. 21, no. 6, Δεκέμβριος, pp. 435-441.

Palfreeman, A.C., McNamee, K.E. and McCann, F.E. (2013) 'New developments in the management of psoriasis and psoriatic arthritis: a focus on apremilast', *Drug Design, Development and Therapy*, vol. 7, Μάρτιος, pp. 201-210.

Parrish, L. (2012) 'Psoriasis: symptoms, treatments and its impact on quality of life', *British Journal of Community Nursing*, vol. 17, no. 11, Νοέμβριος.

Phung, S.I., Chai, D. and Bouzerdoum, A. (2001) 'Skin color based face detection', 7th Australian and New Zealand Intelligent Conference, 171-176.

Pierce, J.R. (1980) *An Introduction to Information Theory: Symbols, Signals and Noise*, 2nd edition, New York, USA: Dover.

Plaza, A. and Chang, C.-I. (2005) 'An Improved N-FINDR Algorithm in Implementation', SPIE Proceedings-Algorithms and Technologies for Multispectral, Hyperspectral, and Ultraspectral Imagery XI.

Plaza, J., Hendrix, E.M.T., Garcia, I., Martin, G. and Plaza, A. (2012) 'On Endmember Identification in Hyperspectral Images Without Pure Pixels: A Comparison of Algorithms', *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, vol. 42, no. 2, Φεβρουάριος, pp. 163-175.

Pratt, K.W. (2007) *Digital Image Processing*, 4th edition, Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.

Queen, M.C. (1967) 'Some methods for classification and analysis of multivariate observation', *Proceedings of the 5th Berkeley Symposium on Mathematics Statistics and Probability*, 281-296.

Radulski, B. *Pasi Scoring*, [Online], Available: <http://www.psoriasisCouncil.org/docs/pasi.pdf>.

Raychaudhuri, S.K., Maverakis, E. and Raychaudhuri, S.P. (2014) 'Diagnosis and classification of psoriasis', *Autoimmunity Reviews*, vol. 13, no. 4-5, Απρίλιος-Μάιος, pp. 490-495.

Richard, M.A., Barnette, T., Horreau, C., Brenaut, E., Pouplard, C., Aractingi, S., Aubin, F., Cribier, B., Joly, P., Jullien, D., Maître, L., Misery, L., Ortonne, J.P. and Paul, C. (2013) 'Psoriasis, cardiovascular events, cancer risk and alcohol use: evidence-based recommendations based on systematic review and expert opinion', *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology*, vol. 27, no. 3, Αύγουστος, pp. 2-11.

Richardson, E.G. (2002) *Video Codec Design*, 1st edition, Chichester: John Wiley & Sons.

Robinson, A., Van Voorhees, A.S., Hsu, S., Korman, N.J., Lebwohl, M.J., Jr, B.B.F. and Kalb, R.E. (2012) 'Treatment of pustular psoriasis: From the Medical Board of the National Psoriasis Foundation', *Journal of the American Academy of Dermatology*, vol. 67, no. 2, Αύγουστος, pp. 279-288.

Rodriguez, J.D., Perez, A. and Lozano, J. (2010) 'Sensitivity Analysis of k-Fold Cross Validation in Prediction Error Estimation', *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, vol. 32, no. 3, Μάρτιος, pp. 569-575.

Sandhu, R., Georgiou, T. and Tannenbaum, A.R. (2008) 'A New Distribution Metric for Image Segmentation', 1-9.

Savitzky, A. and Golay, M.J.E. (1964) 'Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures', *Analytical Chemistry*, vol. 36, no. 8, Ιούλιος, pp. 1627-1639.

Schmidt, K.S. and Skidmore, A.K. (2001) 'Exploring spectral discrimination of grass species in African rangelands', *International Journal of Remote Sensing*, vol. 22, no. 17, Νοέμβριος, pp. 3421-3434.

Schmidt, K.S. and Skidmore, A.K. (2003) 'Spectral discrimination of vegetation types in a coastal wetland', *Remote Sensing of Environment*, vol. 85, no. 1, Απρίλιος, pp. 98-108.

Schowengerdt, R.A. (1997) *Remote Sensing: Models and Methods for Image Processing Processing*, 2nd edition, Elsevier Inc.

Shannon, C.E. (1949) 'Communication in the Presence of Noise', *Proceedings of the Institute of Radio Engineers*, 10-21.

Shrivastava, V.K., Londhe, N.D., Sonawane, R.S. and Suri, J.S. (2015) 'Reliable and accurate psoriasis disease classification in dermatology images using comprehensive feature space in

- machine learning paradigm', *Expert Systems with Applications*, vol. 42, no. 15-16, Σεπτέμβριος, pp. 6184-6195.
- Singer, R.B. and McCord, T.B. (1979) 'Mars: Large scale mixing of bright and dark surface materials and implications for analysis of spectral reflectance', *Proceedings of 10th Lunar Planetary Science Conference*, 18335-1848.
- Smola, A.J. and Scholkopf, B. (2000) 'Sparse greedy matrix approximation for machine learning', *Proceedings of the Seventeenth International Conference on Machine Learning*, San Francisco, CA, 911-918.
- Soh, L.K. and Tsatsoulis, C. (1999) 'Texture analysis of SAR sea ice imagery using gray level co-occurrence matrices', *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 37, no. 2, pp. 780-795.
- Soille, P. (2002) *Morphological Image Analysis: Principles and Applications*, 2nd edition, Springer-Verlag.
- Srisuk, S. and Kurutach, W. (2002) 'A new robust face detection in color images', *Proceedings of the 5th IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition*, Washington, DC, 306-311.
- Stone, M.C. (2001) *A Survey of Color for Computer Graphics*, [Online], Available: <http://lvelho.impa.br/ip01/lectures/color/selection.pdf>.
- Suykens, J.A.K., Gestel, T.V., De Brabanter, J., De moor, B. and Vandewalle, J. (2002) *Least Squares Support Vector Machines*, Singapore: World Scientific.
- Tang, X. (1998) 'Texture information in run-length matrices', *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 7, no. 11, Νοέμβριος, pp. 1602-1609.
- Taur, J.S., Lee, G.H., Tao, C.W., Chen, C.C. and Yang, C.W. (2006) 'Segmentation of psoriasis vulgaris images using multiresolution-based orthogonal subspace techniques', *IEEE Transactions on Systems*, vol. 36, no. 2, Απρίλιος, pp. 390-402.
- Taur, J.S. and Tao, C.W. (1998) 'Texture classification using a fuzzy texture spectrum and neural networks', *Electron Imaging*, vol. 7, no. 1, Ιανουάριος, pp. 29-35.
- Taxt, T., Hjort, L. and Eivik, L. (1991) 'Statistical classification using a linear mixture of two multinormal probability densities', *Pattern Recognition Letters*, vol. 12, pp. 731-737.
- Trudeau, D., Witterbrood, T., Grabelovsky, A. and Young, J. (2004) *The CASI Manual - Volume 1: CASI-550 Instrument Manual*, ITRES Research Ltd.
- Tuchin, V. (2007) *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis*, Second Edition, 2nd edition, SPIE Publications.
- Tukey, J.W. (1977) *Exploratory Data Analysis*, MA, USA: Addison-Wesley.

- Vande Berg, J.S. and Rudolph, R. (1995) 'Pressure (Decubitus) Ulcer: Variation in Histopathology--A Light and Electron Microscope Study', *Human Pathology*, vol. 26, no. 2, Φεβρουάριος, pp. 195-200.
- Vapnik, V. (1998) *Statistical learning theory*, New York: Wiley.
- Vivo-Truyols, G. and Schoenmakers, P.J. (2006) 'Automatic Selection of Optimal Savitzky-Golay Smoothing', *Analytical Chemistry*, vol. 78, no. 13, Μάιος, pp. 4598-5608.
- Wang, C.M., Yang, S.C., Chung, P.C., Chang, C.I., Lo, C.S., Chen, C.C., Yang, C.W. and Wen, C.H. (2001) 'Orthogonal subspace projection-based approaches to classification of MR image sequences', *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 25, no. 6, Δεκέμβριος, pp. 465-476.
- Warren, J. (1966) *Modern Optical Engineering*, McGraw-Hill.
- Weidner, V.R. and Hsia, J.J. (1981) 'Reflection properties of pressed polytetrafluoroethylene powder', *Journal of the Optical Society of America*, vol. 71, no. 7, Ιούλιος, pp. 856-861.
- Weigle, N. and McBane, S. (2013) 'Psoriasis', *American Academy of Family Physicians*, vol. 87, no. 9, pp. 626-633.
- Whittaker, E. and Robinson, G. (1944) *The Calculations of Observations*, 4th edition, London: Blackie and Son, Ltd.
- Wikipedia (2015), [Online], Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Psoriasis> [Αύγουστος 2015].
- Wikipedia (2016), [Online], Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Savitzky%E2%80%93Golay_filter [Ιούλιος 2016].
- Wilke, M. (2012) 'An Iterative Jackknife Approach for Assessing Reliability and Power of fMRI Group Analyses', *Plos One*, vol. 7, no. 4, Απρίλιος.
- Williams, C.K.I. and Seeger, M. (2001) 'Using the Nyström method to speed up kernel machines', *Advances in Neural Information Processing Systems*, Cambridge, 682-688.
- Wilson, P.D. and Edwards, T.H. (1976) 'Sampling and Smoothing of Spectra', *Applied Spectroscopy Reviews*, vol. 12, no. 1.
- Winter, M.E. (1999) 'N-FINDR: an algorithm for fast autonomous spectral end-member determination in hyperspectral data', *SPIE Proceedings-Imaging Spectrometry V*.
- Winter, M.E. (2004) 'A proof of the N-FINDR algorithm for the automated detection of endmembers in a hyperspectral image', *SPIE Proceedings - Algorithms and Technologies for Multispectral, Hyperspectral, and Ultraspectral Imagery X*.
- Yudovsky, D., Nouvong, A. and Pilon, L. (2010) 'Hyperspectral Imaging in Diabetic Foot Wound Care', *Journal of Diabetes Science and Technology*, vol. 4, no. 5, Σεπτέμβριος, pp. 1099-1113.

Yudovsky, D., Nouvong, A., Schomacker, K. and Pilon, L. (2011) 'Assessing diabetic foot ulcer development risk with hyperspectral tissue oximetry', *Journal of Biomedical Optics*, vol. 16, no. 2, Φεβρουάριος.

Zheludev, V., Pölönen, I., Neittaanmäki-Perttu, N., Averbuch, A., Neittaanmäki, P., Grönroos, M. and Saari, H. (2015) 'Delineation of malignant skin tumors by hyperspectral imaging using diffusion maps dimensionality reduction', *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 16, Φεβρουάριος, pp. 48-60.

Zheng, Q.F., Zeng, W., Wen, G. and Wang, W.Q. (2004) 'Shape-based adult images detection', *IEEE Proceedings of the third International Conference on Image and Graphics*, Hong Kong, 150-153.

Zhi, L., Zhang, D., Yan, J.-q., Li, Q.-L. and Tang, Q.-l. (2007) 'Classification of hyperspectral medical tongue images for tongue diagnosis', *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 31, no. 8, Δεκέμβριος, pp. 672-678.

Αργιαλάς, Δ. (1998) *Ψηφιακή Τηλεπισκόπηση*, Αθήνα: Εκδόσεις Πολυτεχνείου.

Βιοχημικός (2014), Ιούνιος, [Online], Available: <http://bioximikos.gr/topics/physiology-anatomy/100-anatomia-dermatos> [Αύγουστος 2015].

Καραθανάση, Β. (2014) *Ειδικά Κεφάλαια Τηλεπισκόπησης*, Αθήνα: Εκδόσεις Πολυτεχνείου.

Κέφαλος, Δ. (2014) *Διπλωματική εργασία: Αξιοποίηση του Παράλληλου Προγραμματισμού σε Γλώσσα C για την Υλοποίηση Αλγορίθμων για την Διαδικασία του Φασματικού Διαχωρισμού*, Αθήνα: Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης, Σχολή Αγρονόμων και Τοπογράφων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.

Κόκας, Κ. (2014) *Διπλωματική εργασία: Σχεδιασμός, υλοποίηση και έλεγχος ακρίβειας γεωμετρικής βαθμονόμησης του υπερφασματικού αερομεταφερόμενου δέκτη CASI-550*, Αθήνα: Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης, Σχολή Αγρονόμων και Τοπογράφων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.

Κρεμεζή, Μ. (2016) *Διπλωματική εργασία: Αυτόματη Υπερφασματική Μέθοδος για την Ανίχνευση, Αναγνώριση και Ταξινόμηση των Λεπιών της Ψωρίασης*, Αθήνα: Εργαστήριο Τηλεπισκόπησης, Σχολή Αγρονόμων και Τοπογράφων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.

Κρεμεζή, Μ. and Κριστολλάρη, Β. (2014) *Προπτυχιακή εργασία: Έλεγχος Ακρίβειας του Λογισμικού Agisoft Photoscan, Μελέτη Περίπτωσης*, Αθήνα: Εργαστήριο Φωτογραμμετρίας, Σχολή Αγρονόμων και Τοπογράφων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο.