



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΟΠΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΟΠΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΗΣ ΒΙΟΦΥΣΙΚΗΣ

**Ανάπτυξη Οπτικών Μεθόδων και Αλγορίθμων
Τρισδιάστατης Ανακατασκευής Βιολογικών
Επιφανειών και Ανίχνευσης Χαρακτηριστικών
Προσώπου με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική**

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

του

ΓΕΩΡΓΙΟΥ ΜΠΑΛΟΓΙΑΝΝΗ

Πτυχιούχου Φυσικού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών
(ΕΚΠΑ)

Διπλωματούχου Μεταπτυχιακού Προγράμματος 'Αστροφυσική-Αστρονομία-
Μηχανική' του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών (ΕΚΠΑ)

Αθήνα 2020



NATIONAL TECHNICAL UNIVERSITY OF ATHENS
SCHOOL OF ELECTRICAL AND COMPUTER ENGINEERING
ELECTROMAGNETICS, ELECTROOPTICS AND ELECTRONIC MATERIALS SECTOR
LABORATORY OF BIOMEDICAL OPTICS AND APPLIED BIOPHYSICS

Development of Optical Methods and Algorithms for 3D Reconstruction of Biological Surfaces and Facial Feature Detection for Biomedical Applications

DOCTORAL DISSERTATION

of

GEORGIOS BALOGIANNIS

B.Sc. in Physics, National and Kapodistrian University of Athens (UOA)

M.Sc. in "*Astrophysics-Astronomy and Mechanics*" postgraduate program,

National and Kapodistrian University of Athens (UOA)

Athens 2020



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΗΛΕΚΤΡΟΜΑΓΝΗΤΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΟΠΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΟΠΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΗΣ ΒΙΟΦΥΣΙΚΗΣ

Ανάπτυξη Οπτικών Μεθόδων και Αλγορίθμων Τρισδιάστατης Ανακατασκευής Βιολογικών Επιφανειών και Ανίχνευσης Χαρακτηριστικών Προσώπου με Εφαρμογές στη Βιοϊατρική

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

του ΓΕΩΡΓΙΟΥ ΜΠΑΛΟΓΙΑΝΝΗ

Πτυχιούχου Φυσικού του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών (ΕΚΠΑ)
Διπλωματούχου Μεταπτυχιακού Προγράμματος 'Αστροφυσική-Αστρονομία-Μηχανική' του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών

Συμβουλευτική Επιτροπή: Διδώ Γιόβα, Ομότιμη Καθηγήτρια ΕΜΠ
Κωνσταντίνος Πολιτόπουλος, Αναπληρωτής Καθηγητής ΕΜΠ
Κυριάκος Χιτζανίδης, Ομότιμος Καθηγητής ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την επταμελή εξεταστική επιτροπή στις 14/07/2020

.....

Κ. Πολιτόπουλος
Αναπληρωτής Καθηγητής
ΕΜΠ

.....

Ε. Γεωργίου
Καθηγητής Ελληνικό
Μεσογειακό Παν/μιο

.....

Δ. Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής ΕΜΠ

.....

Γ. Ματσόπουλος
Καθηγητής ΕΜΠ

.....

Χ. Παπαγεωργίου
Καθηγητής Ιατρικής Σχολής
ΕΚΠΑ

.....

Γ. Σταματάκος
Διευθυντής Ερευνών ΕΠΙΣΕΥ-
ΕΜΠ

.....

Ε. Χριστοφόρου
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα 2020

*Αφιερωμένο στη μνήμη
της μητέρας μου Γεωργίας*

.....

Γεώργιος Μπαλογιάννης

Πτυχιούχος Φυσικός ΕΚΠΑ.

Διπλωματούχος Μεταπτυχιακού Προγράμματος ‘Αστροφυσική-Αστρονομία-
Μηχανική’ του ΕΚΠΑ.

Copyright © Γεώργιος Μπαλογιάννης, 2020.

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

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

Πρόλογος

Η παρούσα Διδακτορική Διατριβή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Βιοϊατρικής Οπτικής και Εφαρμοσμένης Βιοφυσικής της Σχολής Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, υπό την επίβλεψη της Ομότιμης Καθηγήτριας ΕΜΠ κ. Διδώ Γιόβα. Με αφορμή την παρουσίαση της ερευνητικής αυτής εργασίας αισθάνομαι την επιθυμία να ευχαριστήσω όλους εκείνους οι οποίοι συνέβαλαν καθοριστικά στην ολοκλήρωσή της.

Πρωτίστως, θα ήθελα να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα Ομότιμη Καθηγήτρια ΕΜΠ. Διδώ Γιόβα για την επιλογή μου στη θέση του Υποψήφιου Διδάκτορα, την ανάθεση του θέματος και τη συνεχή ενθάρρυνση και εμπιστοσύνη που έδειξε στο πρόσωπό μου σε όλη τη διάρκεια εκπόνησης της διδακτορικής διατριβής. Αισθάνομαι ιδιαίτερα ευγνώμων, όχι μόνο για τις γνώσεις που απέκτησα στο πεδίο της οπτικής απεικόνισης μέσω της διδασκαλίας και των συζητήσεων που είχα μαζί της αλλά και γιατί η δική της συμπαράσταση και καθοδήγηση υπήρξε καθοριστική τόσο στην ερευνητική μου πορεία όσο και στη διαμόρφωση του τρόπου σκέψης μου. Η υποστήριξη και οι παροτρύνσεις που μου παρείχε όλα αυτά τα χρόνια με βοήθησαν να ξεπεράσω τις όποιες δυσκολίες συναντούσα κατά τη μακρά διάρκεια της παρουσίας μου στη θέση αυτή.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω θερμά τον Αναπληρωτή Καθηγητή ΕΜΠ. Κώστα Πολιτόπουλο, μέλους της τριμελούς συμβουλευτικής επιτροπής, για τις σημαντικότερες γνώσεις που απέκτησα στο πεδίο της όρασης υπολογιστών μέσω της συνεργασίας μαζί του. Η βοήθειά του υπήρξε πολύτιμη, τόσο σε θεωρητικό όσο και σε πρακτικό επίπεδο. Η ερευνητική βοήθεια που μου προσέφερε κατά τη διάρκεια της διατριβής συνέβαλε καθοριστικά στην επιτυχή ολοκλήρωσή της.

Ευχαριστώ θερμά και τον Ομότιμο Καθηγητή ΕΜΠ Κυριάκο Χιτζανίδη, μέλους της τριμελούς συμβουλευτικής επιτροπής, για την πολύτιμη βοήθεια που μου προσέφερε κατά την εκπόνηση της παρούσας διατριβής. Οι γνώσεις που απέκτησα μέσω της παρακολούθησης του μαθήματός του *Εφαρμογές της Μη Γραμμικής Οπτικής στις Φωτονικές Επικοινωνίες και Διατάξεις* αλλά και μέσω των συζητήσεων μαζί του με βοήθησαν στο να κατανοήσω καλύτερα το πρόβλημα της διέλευσης της ακτινοβολίας από μη διαυγή μέσα και τη θεωρία των μαθηματικών μοντέλων επίλυσής του.

Τις ειλικρινείς μου ευχαριστίες οφείλω στους Καθηγητές ΕΜΠ Διονύσιο-Δημήτριο Κουτσούρη και Γεώργιο Ματσόπουλο για την παρουσία τους στην πενταμελή επιτροπή της ενδιάμεσης κρίσης και την επταμελή εξεταστική επιτροπή της διδακτορικής μου διατριβής, καθώς και τον Καθηγητή ΕΜΠ Ευάγγελο Χριστοφόρου, τον Καθηγητή Ελληνικού Μεσογειακού Παν/μίου Ευστράτιο Γεωργίου, τον Καθηγητή Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ Χαράλαμπο Παπαγεωργίου και τον Διευθυντή Ερευνών ΕΠΙΣΕΥ-ΕΜΠ Δρ. Γεώργιο Σταματάκο που με προθυμία δέχτηκαν να είναι μέλη της επταμελούς εξεταστικής επιτροπής της διδακτορικής μου διατριβής. Τα σχόλια και οι παρατηρήσεις τους βοήθησαν πραγματικά στην βελτίωση του παρόντος κειμένου.

Ο κ. Παπαγεωργίου επίσης συνέβαλε επίσης τα μέγιστα κατά την διενέργεια των πειραμάτων της προπαλμικής αναστολής στο Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής του ΕΚΠΑ (ΕΠΨΥ), για το οποίο του είμαι ευγνώμων. Στο πλαίσιο αυτό θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά και το ερευνητικό προσωπικό και εξωτερικούς συνεργάτες του ΕΠΨΥ Δρ. Ξ. Σταχτέα, Δρ. Μ. Κιτσώνα και Δ. Τζαφέρη, για την πολύτιμη συνεργασία που είχαμε κατά τη διενέργεια των πειραμάτων της προπαλμικής αναστολής.

Πολύτιμη ήταν όμως η βοήθεια και των υπόλοιπων μελών του εργαστηρίου Βιοϊατρικής Οπτικής και Εφαρμοσμένης Βιοφυσικής. Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω την ΕΔΙΠ ΣΗΜΜΥ και Διδάκτορα ΕΜΠ Ελένη Αλεξανδράτου για τις συμβουλές της και την άριστη συνεργασία που είχαμε όλα αυτά τα χρόνια. Επίσης, πολλές ευχαριστίες οφείλω στη Διδάκτορα ΕΜΠ Ασπασία Πετρή για την άψογη συνεργασία που είχαμε κατά την απεικόνιση των μοντέλων μικρών ζώων, στους Διδάκτορες ΕΜΠ Ανδρέα Στυλιανού και Στέλιο Κοντομάρη, και στους

συνάδελφους Υποψήφιους Διδάκτορες κ.κ Κυριακή Σαμπάνη, Κατερίνα Τρικουράκη και Τάσο Γεωργακόπουλο. Η επικοινωνία που είχα μαζί τους, τόσο σε επιστημονικό όσο και σε φιλικό επίπεδο, οδήγησε στη δημιουργία ενός άριστου κλίματος συνεργασίας και συνύπαρξης, γεγονός που διευκόλυνε κατά πολύ το έργο μου.

Τέλος, δε θα μπορούσα να μην ευχαριστήσω την οικογένειά μου για την αμέριστη στήριξη και τη βοήθεια που μου παρείχαν όλα αυτά τα χρόνια. Στον πατέρα μου Ιωάννη και τη μητέρα μου Γεωργία, στην αδερφή μου Ευαγγελία και τη σύζυγό μου Πέγκυ Αδαμοπούλου χρωστάω κάτι περισσότερο από ένα απλό ευχαριστώ. Χωρίς την αγάπη και την υπομονή τους δε θα μπορούσα ποτέ να βρω το κουράγιο να συνεχίσω στην πολύ απαιτητική και δύσκολη πορεία που διάλεξα στη ζωή μου. Τους αγαπώ πολύ και τους οφείλω τα πάντα.

Γεώργιος Μπαλογιάννης

Αθήνα, Ιούνιος 2020

Περιεχόμενα

Πρόλογος.....	9
Περιεχόμενα.....	13
Κατάλογος Πινάκων	21
Κατάλογος Εικόνων	23
Περίληψη	37
Abstract.....	41
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	45
Αντικείμενα έρευνας	47
Ερευνητική συνεισφορά.....	50
Διάρθρωση κειμένου	53
ΜΕΡΟΣ Ι Τρισδιάστατη Ανακατασκευή Βιολογικών Επιφανειών	57
1. Εισαγωγή 1^{ου} Μέρους	59
2. Οπτικές Ιδιότητες Βιολογικού Ιστού	61
2.1. Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα	61
2.2. Απορρόφηση	63
2.3. Σκέδαση	63
2.4. Ποσοτικοποίηση οπτικών ιδιοτήτων βιολογικού ιστού.....	66
2.4.1. Συντελεστής απορρόφησης	66
2.4.2. Συντελεστής σκέδασης.....	68
2.4.3. Ολικός συντελεστής εξασθένησης	70
2.4.4. Λευκαύγεια.....	71
2.4.5. Συνάρτηση φάσης.....	72
3. Πρότυπα Ανακλαστικότητας Δέρματος.....	75

3.1. Η ανατομία του δέρματος	76
3.1.1. Επιδερμίδα.....	77
Βασική στιβάδα (stratum basale)	78
Ακανθωτή στιβάδα (stratum spinosum).....	78
Κοκκώδης στιβάδα (stratum granulosum)	78
Διαυγής στιβάδα (stratum lucidum)	79
Κεράτινη στιβάδα (stratum corneum)	79
3.1.2. Δερμίδα.....	79
Θηλώδης στιβάδα (papillary layer)	79
Δικτυωτή στιβάδα (reticular layer)	80
3.1.3. Υποδόριος ιστός	80
3.2. Αλληλεπίδραση φωτός-δέρματος	80
3.3. Η συνάρτηση BRDF	82
3.4. Κατοπτρικό πρότυπο.....	82
3.4.1. Πρότυπα με βάση το κατοπτρικό πρότυπο.....	83
3.5. Λαμπερτιανό πρότυπο.....	85
3.6. Συνδυασμός λαμπερτιανού-κατοπτρικού προτύπου.....	87
3.7. Πρότυπα ανάκλασης δέρματος πολλαπλών στρωμάτων	88
3.8. Πρότυπο διακριτών τεταγμένων	92
4. Μέθοδοι Ανακατασκευής Επιφάνειας.....	95
4.1. Μέθοδοι ανακατασκευής με δομημένο φως	95
4.2. Σάρωση με λέιζερ.....	98
4.3. Τεχνικές σχήματος από X	100
4.3.1. Φωτομετρική στερέωση.....	101
4.3.2. Σχήμα από υφή (Shape from Texture).....	102
4.3.3. Σχήμα από περίγραμμα (Shape from Silhouette)	102
4.3.4. Σχήμα από εστίαση/αφεστίαση (Shape from Focus/Defocus)	103
4.3.5. Σχήμα από μεγέθυνση (Shape from Zooming).....	103
4.3.6. Σχήμα από κίνηση (Shape from Motion)	104

4.3.7.	Σχήμα από σκίαση (Shape from Shading-SfS)	104
4.3.8.	Σχήμα από ισόφωτες (Shape from Isophotes).....	105
5.	Θεωρία Ισόφωτων Καμπυλών	107
5.1.	Στοιχεία αναλυτικής γεωμετρίας	107
5.1.1.	Παραμετρική εξίσωση καμπύλης.....	108
5.1.2.	Εφαπτόμενο, πρώτο κάθετο και δεύτερο κάθετο διάνυσμα σε καμπύλη	110
5.1.3.	Παραμετρική εξίσωση επιφάνειας	112
5.1.4.	Εφαπτόμενο και κάθετο διάνυσμα σε επιφάνεια	113
5.2.	Ισόφωτες καμπύλες.....	118
5.3.	Κατεύθυνση φωτισμού και κάμερας.....	119
5.4.	Βασικές εξισώσεις Shape from Isophotes.....	120
5.4.1.	Εξίσωση φωτεινότητας λαμπερτιανής επιφάνειας.....	120
5.4.2.	Σύστημα εξισώσεων SfI στο καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων.....	122
5.4.3.	Σύστημα εξισώσεων SfI στο σφαιρικό σύστημα συντεταγμένων.....	124
5.4.4.	Κάθετο διάνυσμα και κυρτότητα	127
5.4.5.	Υπολογισμός κάθετης απόστασης μεταξύ ισόφωτων καμπυλών	130
5.4.6.	Αρχικές συνθήκες ανακατασκευής	133
5.5.	Παρεμβολή μέσω κυβικών καμπυλών splines.....	136
5.5.1.	Καμπύλες B-splines.....	138
5.6.	Παραγωγή συνθετικών δεδομένων για τον έλεγχο του αλγορίθμου ανακατασκευής	139
5.7.	Ιδιότητες συνόλων και μορφολογικοί τελεστές.....	141
5.8.	Γεωμετρικοί μετασχηματισμοί	147
5.8.1.	Δισδιάστατοι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί.....	147
5.8.2.	Τρισδιάστατοι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί	150
6.	Αλγόριθμος Προτεινόμενης Μεθόδου SfI.....	153
6.1.	Προεπεξεργασία εικόνας	154
6.2.	Αλγόριθμος κατάταξης ισόφωτων καμπυλών	156
6.2.1.	Περιγραφή αλγορίθμου	157

6.2.2. Παράδειγμα κατάταξης	160
6.3. Αλγόριθμος ανακατασκευής επιφάνειας.....	167
6.3.1. Περιγραφή αλγορίθμου	167
6.3.2. Αλγόριθμος ανακατασκευής για εικόνες με περισσότερα μέγιστα στην ένταση της φωτεινότητας.....	194
6.3.3. Εύρεση πρόσημου κλίσης επιφάνειας	203
6.4. Ανακατασκευή επιφάνειας σε συνιστώσες	214
6.4.1. Ανάλυση επιφάνειας σε συνιστώσες	215
6.4.2. Ανακατασκευή συνιστωσών.....	216
6.4.3. Συνδυασμός επιμέρους αποτελεσμάτων.....	217
6.5. Παρατηρήσεις	217
7. Εφαρμογές Προτεινόμενης Μεθόδου	219
7.1. Δοκιμές σε συνθετικές εικόνες προσώπων	219
7.2. Ανακατασκευή δακτυλικών αποτυπωμάτων	221
7.2.1. Περί βιομετρίας	222
7.2.2. Μεθοδολογία ανακατασκευής.....	223
7.2.3. Τρισδιάστατα αποτελέσματα.....	225
7.3. Εφαρμογή στη μελέτη της θερμοδυναμικής θεραπείας.....	226
7.3.1. Το πρόβλημα των επιφανειακών δερματικών δομών.....	226
7.3.2. Μεθοδολογία ανακατασκευής.....	227
7.3.3. Τρισδιάστατα αποτελέσματα.....	227
7.4. Αποτίμηση αποτελεσμάτων δοκιμών.....	228
8. Συζήτηση-Συμπεράσματα 1^{ου} Μέρους Διατριβής.....	231
8.1. Γενικά σχόλια για την προτεινόμενη μέθοδο.....	232
8.2. Πλεονεκτήματα και καινοτομίες προτεινόμενης μεθόδου.....	235
8.3. Σύνοψη και μελλοντικές προοπτικές	238
ΜΕΡΟΣ II Οπτική Μέθοδος Μελέτης και Καταγραφής του	
Αντανεκλαστικού του Ακουστικού Αιφνιδιασμού	241
9. Εισαγωγή 2^{ου} Μέρους	243

10. Θεωρία Προπαλμικής Αναστολής	247
10.1. Προπαλμική αναστολή του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού.....	247
10.1.1. Αντανακλαστικός αιφνιδιασμός.....	247
10.1.2. Αισθητικοκινητικός ηθμός και αισθητηριακός ηθμός	248
10.2. Διαταραχές της προπαλμικής αναστολής	251
10.2.1. Μελέτη προπαλμικής αναστολής και σχιζοφρένεια.....	252
10.2.2. Μελέτη προπαλμικής αναστολής σε άλλες διαταραχές	254
10.2.3. Μελέτη προπαλμικής αναστολής σε σχέση με διάφορες ουσίες	258
10.3. Το νευροβιολογικό υπόστρωμα της προπαλμικής αναστολής	259
10.3.1. Μέθοδοι έρευνας του νευροβιολογικού υποστρώματος	259
10.3.2. Συμπεράσματα έρευνας του νευροβιολογικού υποστρώματος	260
10.4. Η χρησιμότητα της μελέτης της προπαλμικής αναστολής	265
11. Μέθοδος Ηλεκτροεγκεφαλογράφου - Ηλεκτρομυογράφου (ΗΕΓ-ΗΜΓ)..	269
11.1. Πειραματική διαδικασία ΗΕΓ-ΗΜΓ.....	270
11.2. Προεπεξεργασία καμπύλης προκλητών δυναμικών ΗΕΓ-ΗΜΓ	277
11.2.1. Ενίσχυση.....	277
11.2.2. Φιλτράρισμα	278
11.2.3. Κανονικοποίηση - ολοκλήρωση.....	278
11.2.4. Εξομάλυνση.....	280
11.3. Εντοπισμός αντανακλαστικών συσπάσεων	282
11.3.1. Πολυωνυμική προσαρμογή δεδομένων.....	283
11.3.2. Εντοπισμός μεγίστου καμπύλης.....	284
11.3.3. Υπολογισμός χρόνου και έντασης αντανακλαστικής σύσπασης	286
11.4. Προπαλμική αναστολή	290
12. Προτεινόμενη Μέθοδος Οπτικής Καταγραφής του Αντανακλαστικού του Ακουστικού Αιφνιδιασμού	293
12.1. Εισαγωγή	293
12.2. Πειραματική διάταξη	295

12.3. Πειραματική διαδικασία	298
12.4. Αλγόριθμος εντοπισμού χαρακτηριστικών προσώπου	300
12.4.1. Εντοπισμός χαρακτηριστικών εικόνας ουδέτερης έκφρασης.....	300
12.4.2. Εντοπισμός χαρακτηριστικών υπόλοιπων εικόνων της σειράς.....	305
12.5. Αλγόριθμος υπολογισμού κίνησης βλεφάρων	306
12.6. Απομάκρυνση παράσιτης πληροφορίας.....	311
12.7. Προεπεξεργασία χρονοσειράς.....	314
12.7.1. Φιλτράρισμα	315
12.7.2. Κανονικοποίηση - ολοκλήρωση.....	316
12.7.3. Εξομάλυνση.....	316
12.8. Εντοπισμός αντανακλαστικών συσπάσεων	317
12.8.1. Πολυωνυμική προσαρμογή δεδομένων	317
12.8.2. Εντοπισμός μεγίστου καμπύλης	318
12.8.3. Υπολογισμός χρόνου και έντασης αντανακλαστικής σύσπασης.....	319
13. Πείραμα Στάθμισης Προτεινόμενης Μεθόδου	321
13.1. Εισαγωγή.....	321
13.2. Πειραματική διαδικασία	322
13.2.1. Δείγμα εξεταζόμενων	322
13.2.2. Λήψη μετρήσεων.....	322
13.2.3. Επεξεργασία μετρήσεων.....	323
13.2.4. Σύγκριση των δύο μεθόδων	325
13.3. Σύγκριση των δύο μεθόδων	331
13.3.1. Λόγος σήματος προς θόρυβο.....	331
13.3.2. Πιθανότητα απόκρισης.....	335
13.3.3. Στατιστική σημαντικότητα	336
13.4. Αποτίμηση αποτελεσμάτων πειράματος στάθμισης.....	338
14. Συζήτηση – Συμπεράσματα 2^{ου} Μέρους Διατριβής	341
14.1. Πλεονεκτήματα και καινοτομίες προτεινόμενης μεθόδου.....	341
14.2. Εφαρμογές και μελλοντικές προοπτικές	344

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΩΝ.....	347
ΕΠΙΛΟΓΟΣ	349
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	351
ΓΛΩΣΣΑΡΙ.....	361
GLOSSARY.....	365

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 4.1: Κατηγοριοποίηση των μεθόδων Shape from X βάσει του αριθμού των απαιτούμενων για την ανακατασκευή εικόνων.	106
Πίνακας 6.1: Πίνακας κατάταξης M_L που αντιστοιχεί στην Εικόνα 6.10.	164
Πίνακας 6.2: Μονοτονία της επιφάνειας κατά την x διεύθυνση.	210
Πίνακας 6.3: Μονοτονία της επιφάνειας κατά την y διεύθυνση.	211
Πίνακας 12.1: Χαρακτηριστικά κάμερας πειραματικής διάταξης.	297
Πίνακας 12.2: Ρυθμίσεις οπτικής καταγραφής.	298
Πίνακας 12.3: Κλιμακωτή συνέλιξη εντοπισμού προσώπου μέσω της συνέλιξης $I_o * T_f$	304
Πίνακας 13.1: Οι χρονικές υστερήσεις των εντοπισμένων παλμών καθώς και οι εντάσεις τους όπως προκύπτουν από τις δύο μεθόδους για έναν τυχαίο εξεταζόμενο για τα δύο μάτια.	328
Πίνακας 13.2: Οι συντελεστές του Pearson όπως υπολογίστηκαν για τον τυχαίο εξεταζόμενο για τα δύο μάτια.	329
Πίνακας 13.3: Οι λόγοι σήματος προς θόρυβο για τον τυχαίο εξεταζόμενο για κάθε παλμό με τις δύο μεθόδους.	333
Πίνακας 13.4: Οι λόγοι σήματος προς θόρυβο για όλους τους εξεταζόμενους.	335
Πίνακας 13.5: Οι λόγοι σήματος προς θόρυβο για όλους τους εξεταζόμενους.	336
Πίνακας 13.6: Οι τιμές της πιθανότητας p για τις παραμέτρους SNR και RP όπως υπολογίστηκαν από την κατανομή t-student. Οι βαθμοί ελευθερίας τους συστήματος είναι $n-1 = 31$	337

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 2.1: Σχηματική αναπαράσταση της σκέδασης Rayleigh και της σκέδασης Mie.	66
Εικόνα 2.2: Συντελεστής απορρόφησης (σε λογαριθμική κλίμακα) οξυγονωμένου αίματος (HbO_2), αποξυγονωμένου αίματος (Hb), λίπους καθώς και νερού (H_2O) ως συνάρτηση του μήκους κύματος.	68
Εικόνα 2.3: Ιεραρχία υπερδομών σε σχέση με το μήκος κύματος του προσπίπτοντος φωτός. Η σκέδαση από σωματίδια μεγέθους ισοδύναμου ως προς την τάξη με το μήκος κύματος περιγράφεται από τη θεωρία Mie, ενώ το όριο Rayleigh της Mie σκέδασης, ή απλά σκέδαση Rayleigh, συμβαίνει όταν το μέγεθος των σωματιδίων μικραίνει κατά πολύ σε σχέση με το μήκος κύματος.	69
Εικόνα 2.4: Τυπικές τιμές συντελεστή σκέδασης για σκέδαση Rayleigh και σκέδαση Mie στο δέρμα.	70
Εικόνα 2.5: Βάθος διείσδυσης φωτεινής ακτινοβολίας στο δέρμα για διαφορετικά μήκη κύματος.	74
Εικόνα 3.1: Δερματικός ιστός σε εγκάρσια τομή.	77
Εικόνα 3.2: Η κατοπτρική ανάκλαση. Η ανακλώμενη δέσμη σχηματίζει γωνία ανάκλασης θ_r ίση με τη γωνία πρόσπτωσης θ_i , και επιπλέον κείται στο επίπεδο που σχηματίζουν η προσπίπτουσα δέσμη και το μοναδιαίο κάθετο διάνυσμα \hat{n} στο σημείο πρόσπτωσης.	83
Εικόνα 3.3: Γεωμετρία κατοπτρικής ανάκλασης κατά Healy και Binford.	85
Εικόνα 3.4: Η ανακλαστικότητα μίας λαμπερτιανής επιφάνειας συναρτήσει της γωνίας πρόσπτωσης της φωτεινής δέσμης.	87
Εικόνα 3.5: Ανακλαστικό πρότυπο κατά Hanrahan και Krueger.	90
Εικόνα 3.6: Ανακλαστικό πρότυπο κατά Ng και Li.	91

Εικόνα 3.7: Ανακλαστικό πρότυπο κατά Ανακλαστικό πρότυπο κατά Weyrich και Matusik.	92
Εικόνα 3.8: Ανακλαστικό πρότυπο κατά Stam.	94
Εικόνα 4.1: Η βασική γεωμετρία τριγωνισμού (επίπεδο xz). Οι άξονες y και y' είναι κάθετοι προς το επίπεδο του σχήματος.	96
Εικόνα 4.2: Ανακατασκευή αντικειμένου με την τεχνική του δομημένου φωτός με χρώμα από μία εικόνα.	98
Εικόνα 4.3: Τρισδιάστατη ανακατασκευή αντικειμένων που βρίσκονται μέσα σε νερό. Επάνω φαίνονται οι αρχικές εικόνες των αντικειμένων μέσα σε νερό και κάτω οι εικόνες ανακατασκευής.	100
Εικόνα 4.4: Γεωμετρία ενός στερεοσκοπικού συστήματος.	101
Εικόνα 5.1: Διανύσματα τριέδρου Frenet.	112
Εικόνα 5.2: Εφαπτόμενο επίπεδο σε επιφάνεια.	115
Εικόνα 5.3: Παράδειγμα συνεχούς επιφάνεια και τα κάθετα διανύσματα επ' αυτής.	115
Εικόνα 5.4: Καρτεσιανό και σφαιρικό σύστημα συντεταγμένων.	116
Εικόνα 5.5: Ισόφωτες καμπύλες δύο διαφορετικών εντάσεων φωτεινότητας (μπλε και κόκκινο χρώμα) στο συνθετικό αντικείμενο αναφοράς "Utah teapot".	119
Εικόνα 5.6: Κατευθύνσεις φωτισμού και κάμερας.	120
Εικόνα 5.7: Αναπαράσταση ισόφωτης καμπύλης με σημειωμένα τα κάθετα διανύσματα στην επιφάνεια του αντικειμένου, όπου όλα παρουσιάζουν την ίδια πολική γωνία θ_n	125
Εικόνα 5.8: Δύο πιθανές λύσεις του συστήματος Σ_2	128
Εικόνα 5.9: Κώνοι ως γεωμετρικοί τόποι των λύσεων της εξίσωσης Εξ. (5.27) σε δύο σημεία διαφορετικής έντασης φωτεινότητας $I_A < I_B$ όπου για το άνοιγμα των κώνων ισχύει αντίστοιχα $\theta_{nA} < \theta_{nB}$	128
Εικόνα 5.10: Επιλογή κάθετου διανύσματος σε κοίλη (αριστερά) και κυρτή (δεξιά) επιφάνεια.	129
Εικόνα 5.11: Διαφορετικές επιφάνειες: (β) κυρτή, (γ) κοίλη και (δ) κοίλη στο αριστερό τμήμα και κυρτή στο δεξί τμήμα, οι οποίες παρουσιάζουν όλες το ίδια διανύσματα grad (α) [39].	130

Εικόνα 5.12: Προβολή στο xy επίπεδο ενός αντικειμένου με δύο ισόφωτες καμπύλες διαφορετικής έντασης φωτεινότητας $I_A < I_B$ με επισημασμένα δύο σημεία A και B σε κάθε μία καμπύλη, τα οποία ενώνονται με το διάνυσμα AB (προβολή στο xy επίπεδο του κάθετου διανύσματος στο σημείο A.....	131
Εικόνα 5.13: Προβολή στο xz επίπεδο ενός αντικειμένου με δύο καμπύλες διαφορετικής έντασης φωτεινότητας $I_A < I_B$ με επισημασμένα δύο σημεία A και B σε κάθε μία καμπύλη, ένα σημείο B' (μεταφορά του σημείου B στη z συντεταγμένη του σημείου A) και το κάθετο διάνυσμα \hat{n}_A στο σημείο A (η κάμερα βρίσκεται επί του z άξονα).....	132
Εικόνα 5.14: Λεπτομέρεια από την Εικόνα 5.13.	133
Εικόνα 5.15: Προβολή στο xz επίπεδο ενός αντικειμένου με επισημασμένες τρεις καμπύλες δεδομένης έντασης φωτεινότητας, για το οποίο η θέση της φωτεινής πηγής δεν ταυτίζεται με εκείνη της κάμερας και με κόκκινο χρώμα είναι σημειωμένη η αρχική καμπύλη φωτεινότητας I_{in}	134
Εικόνα 5.16: Προβολή στο xy επίπεδο ενός αντικειμένου με επισημασμένες τρεις καμπύλες δεδομένης έντασης φωτεινότητας, για το οποίο η θέση της φωτεινής πηγής δεν ταυτίζεται με εκείνη της κάμερας και με κόκκινο χρώμα είναι σημειωμένη η αρχική καμπύλη φωτεινότητας I_{in}	135
Εικόνα 5.17: Ανάκτηση του τρισδιάστατου σχήματος της αρχικής ισόφωτης καμπύλης.....	136
Εικόνα 5.18: Καμπύλη B-spline $4^{ου}$ βαθμού με 15 σημεία ελέγχου.....	138
Εικόνα 5.19: Εικόνα της έντασης φωτεινότητας για ένα ημισφαίριο ακτίνας $r = 250$ pixel φωτισμένο από πηγή για την οποία ισχύει $[s_x, s_y, s_z] = [0, 0, 1]^T$. Η κατεύθυνση θέασης συμπίπτει με τον άξονα z	141
Εικόνα 5.20: Μετατόπιση, συμμετρικό, συμπλήρωμα και διαφορά δύο συνόλων A και B.	143
Εικόνα 5.21: Μορφολογικό φίλτρο διαστολής.	145
Εικόνα 5.22: Μορφολογικό φίλτρο συστολής.	146
Εικόνα 5.23: Μορφολογικό φίλτρο ανοίγματος.	146
Εικόνα 5.24: Μορφολογικό φίλτρο κλεισίματος.	147
Εικόνα 6.1: Γενικό διάγραμμα ροής της τεχνικής Sfl.....	154

Εικόνα 6.2: Αρχική γκριζα εικόνα I_0 (αριστερά) και ομαλοποιημένη γκριζα εικόνα I_g (δεξιά).	155
Εικόνα 6.3: Εικόνα με επισημασμένη μία ισόφωτη-γονέα με δύο «ισόφωτες-παιδιά» (αριστερά) και μία ισόφωτη-γονέα με μία «ισόφωτη-παιδί» (δεξιά).	161
Εικόνα 6.4: Δυναδική εικόνα ύστερα από καταφλιποίηση στην για τη φωτεινότητα $L_i = 0.5$	161
Εικόνα 6.5: Εικόνα στην οποία η εξωτερική «καμπύλη –γονέας» ($L_i = 0.5$) βρίσκεται εσωτερικά της καμπύλης-γονέα ($L_i = 0.8$).	162
Εικόνα 6.6: Ισόφωτες καμπύλες για φωτεινότητα $L_i = 0.5$ ύστερα από τη χρήση μορφολογικών φίλτρων.	162
Εικόνα 6.7: Δυναδική εικόνα ύστερα από καταφλιποίηση για $L_i = 0.6$	163
Εικόνα 6.8: Στιγμιότυπα της διαδικασίας εύρεσης των υποπεριγραμμάτων μίας «καμπύλης-γονέα» με δύο ισόφωτες «καμπύλες-παιδιά».	163
Εικόνα 6.9: Τελικά υποπεριγράμματα καμπύλης-γονέα με δύο ισόφωτες-καμπύλες παιδιά.	164
Εικόνα 6.10: Εικόνα σε κλίμακα του γκρι με επισημασμένες με ίδια χρώματα διάφορες τιμές φωτεινότητας και τον αύξοντα αριθμό των καμπυλών που αντιστοιχεί σε αυτές, όπως δείχνει ο Πίνακας 6.1.	165
Εικόνα 6.11: Διάγραμμα ροής του αλγορίθμου κατάταξης.	166
Εικόνα 6.12: Τρισδιάστατη μορφή συνθετικού ημισφαιρίου ακτίνας $R = 70$ pixel.	168
Εικόνα 6.13: Δισδιάστατη εικόνα δύο ημισφαιρίων ακτίνας $R = 70$ pixel φωτισμένων από διαφορετική θέση.	169
Εικόνα 6.14: Ισόφωτες καμπύλες για τα ημισφαίρια της Εικόνα 6.13.	169
Εικόνα 6.15: Τρισδιάστατη μορφή της αρχικής καμπύλης φωτεινότητας $I_i = 0.997$ του ημισφαιρίου.	170
Εικόνα 6.16: Προβολή της αρχικής καμπύλης του ημισφαιρίου στο YZ επίπεδο.	171
Εικόνα 6.17: Αρχική καμπύλη ημισφαιρίου ως προς το σύστημα συντεταγμένων της πηγής.	172
Εικόνα 6.18: Προβολή των εφαπτόμενων διανυσμάτων \vec{i}_i της αρχικής καμπύλης στο $x_s y_s$ επίπεδο.	172

Εικόνα 6.19: (α) Κάθετα διανύσματα \hat{n}_s της αρχικής καμπύλης σε προοπτική απεικόνιση στο $ox_s y_s z_s$ σύστημα συντεταγμένων και (β) η προβολή τους στο $y_s z_s$ επίπεδο.	173
Εικόνα 6.20: Προοπτική απεικόνιση των μοναδιαίων διανυσμάτων n_{XYZ} στο παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων $OXYZ$	174
Εικόνα 6.21: Προβολή των διανυσμάτων από την Εικόνα 6.20 στο XY επίπεδο.	175
Εικόνα 6.22: Προοπτική αναπαράσταση για τον υπολογισμό των σημείων τομής της τρέχουσας καμπύλης με τις ευθείες που ορίζονται βάσει των διανυσμάτων n_{XYs}	176
Εικόνα 6.23: Προβολή των διανυσμάτων από την Εικόνα 6.22 στο XY επίπεδο.	176
Εικόνα 6.24: Πρόβλημα στον υπολογισμό των σημείων τομής λόγω της λανθασμένης κατεύθυνσης των κάθετων διανυσμάτων.	177
Εικόνα 6.25: Πρόβλημα στον υπολογισμό των σημείων τομής λόγω της καμπυλότητας και της απόστασης μεταξύ των καμπυλών.	178
Εικόνα 6.26: Καμπύλη φωτεινότητας με σημειωμένα τα σημεία τομής του Βήματος 4, όπου το σημείο 1 προηγείται του σημείου 2.	178
Εικόνα 6.27: Αρχικό βήμα του αλγορίθμου αλληλουχίας. Εύρεση των σημείων που εμπεριέχονται στον κύκλο ακτίνας r με κέντρο το πρώτο σημείο 1.	179
Εικόνα 6.28: Δεύτερο βήμα του αλγορίθμου αλληλουχίας. Εύρεση των σημείων που εμπεριέχονται στον κύκλο ακτίνας r με κέντρο το σημείο P_1	180
Εικόνα 6.29: Τρίτο βήμα του αλγορίθμου αλληλουχίας. Εύρεση των σημείων που εμπεριέχονται στον κύκλο ακτίνας r με κέντρο το σημείο P_2	181
Εικόνα 6.30: Αρχική καμπύλη (μπλε χρώμα) και δεύτερη καμπύλη (κόκκινο χρώμα) για το παράδειγμα του ημισφαιρίου.	183
Εικόνα 6.31: Προβολή της Εικόνα 6.30 στο XY επίπεδο.	183
Εικόνα 6.32: Προβολή της τρέχουσας καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής.	184
Εικόνα 6.33: Υπολογισμός των σημείων τομής της τρέχουσας καμπύλης με τις ευθείες που ορίζονται βάσει των διανυσμάτων n_s στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής.	185

Εικόνα 6.34: Τρισδιάστατη μορφή της τρέχουσας καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής (ο άξονας z_s δεν είναι ορατός διότι περιέχει μηδενικές τιμές).	186
Εικόνα 6.35: Τυχαία καμπύλη φωτεινότητας στο χώρο (α) και οι προβολές της στα επίπεδα $x_s y_s$, $x_s z_s$ και $y_s z_s$ (β , γ και δ αντίστοιχα). Οι κόκκινοι κύκλοι στις εικόνες γ και δ αντιστοιχούν στα ίδια δεδομένα.	187
Εικόνα 6.36: Εφαπτόμενα διανύσματα της τρέχουσας καμπύλης στο επίπεδο $x_s y_s$	188
Εικόνα 6.37: Τρισδιάστατη μορφή (α) και όψη στο επίπεδο $x_s y_s$ των κάθετων διανυσμάτων \hat{n}_s της τρέχουσας καμπύλης πριν τη διόρθωση της κατεύθυνσής τους (β).	189
Εικόνα 6.38: Υπολογισμός των διανυσμάτων grad της εικόνας στα σημεία της τρέχουσας καμπύλης.	190
Εικόνα 6.39: Κάθετα διανύσματα μετά τη διόρθωση της κατεύθυνσης (με κόκκινο χρώμα) στο $o x_s y_s z_s$ σύστημα συντεταγμένων (μπλε χρώμα απεικονίζονται τα κάθετα διανύσματα πριν τη διόρθωση).	190
Εικόνα 6.40: Διόρθωση της αζιμουθιακής γωνίας φ_n των κάθετων διανυσμάτων (πράσινο χρώμα) κατά φ_{cor} προκειμένου μετά τη διόρθωση τα διανύσματα $\hat{n}_{x_s y_s}$ (κόκκινο χρώμα) να είναι σχεδόν διαμετρικά αντίθετα των grad διανυσμάτων (μπλε χρώμα).	191
Εικόνα 6.41: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής ημισφαιρίου για την περίπτωση όπου $[s_x, s_y, s_z] = [0, 0, 1]$	192
Εικόνα 6.42: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής ημισφαιρίου για την περίπτωση όπου $[s_x, s_y, s_z] = [0, 0.259, 0.966]$	192
Εικόνα 6.43: Διάγραμμα ροής απλού αλγορίθμου ανακατασκευής.	193
Εικόνα 6.44: Προοπτική απεικόνιση ενός αντικειμένου αποτελούμενου από δύο ημισφαίρια ακτίνας $r_1 = 50$ pixel και $r_2 = 40$ pixel.	195
Εικόνα 6.45: Όψη στο XY επίπεδο του αντικειμένου σύμφωνα με την Εικόνα 6.44 με επισημασμένες τις καμπύλες φωτεινότητας $L_s = 0.4$ και $L_s = 0.45$ μετά την εξομάλυνση της εικόνας.	195

Εικόνα 6.46: Όψη στο XY επίπεδο του αντικειμένου σύμφωνα με την Εικόνα 6.44 με επισημασμένες τις καμπύλες φωτεινότητας $L_s = 0.4$ και $L_s = 0.45$ πριν την εξομάλυνση της εικόνας.	196
Εικόνα 6.47: (α) Υποπερίγραμμα της καμπύλης με $L_s = 0.4$ που αντιστοιχεί στην άνω αριστερή καμπύλη-παιδί με $L_s = 0.45$ και (β) υπολογισμός των σημείων τομής του εν λόγω υποπεριγράμματος και των κάθετων διανυσμάτων της αντίστοιχης καμπύλης-«παιδί».	197
Εικόνα 6.48: Αποτέλεσμα ανακατασκευής του πρώτου ημισφαιρίου ($r_1=50$) έως $L_s = 0.4$	198
Εικόνα 6.49: Υποπερίγραμμα της καμπύλης με $L_s = 0.4$ που αντιστοιχεί στην κάτω δεξιά καμπύλη-«παιδί» με $L_s = 0.45$	198
Εικόνα 6.50: Αποτέλεσμα ανακατασκευής του δεύτερου ημισφαιρίου ($r_2=40$) έως $L_s = 0.4$	199
Εικόνα 6.51: Αποτέλεσμα της ανακατασκευής του αντικείμενου των δύο ημισφαιρίων έως $I_s = 0.4$ πριν τη διόρθωση ύψους.	199
Εικόνα 6.52: Υποπεριγράμματα της καμπύλης-γονέα $L_s = 0.4$ πριν τη διόρθωση ύψους (επάνω) και λεπτομέρεια των ακραίων σημείων (κάτω).	200
Εικόνα 6.53: Απεικόνιση του αποτελέσματος της ανακατασκευής του αντικείμενου των δύο ημισφαιρίων έως $I_s = 0.4$ μετά τη διόρθωση ύψους.	200
Εικόνα 6.54: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής για το αντικείμενο των δύο ημισφαιρίων ακτίνας $r_1 = 50$ pixel και $r_2 = 40$ pixel σύμφωνα με την Εικόνα 6.44.	201
Εικόνα 6.55: Διάγραμμα ροής αλγορίθμου ανακατασκευής για εικόνες με ≥ 2 μέγιστα φωτεινότητας.	202
Εικόνα 6.56: Προοπτική απεικόνισης της επιφάνειας που ορίζεται από τη συνάρτηση $f(x,y) = x^3 - 10x - 2y^2$	204
Εικόνα 6.57: Όψη στο XY επίπεδο της επιφάνειας σύμφωνα με την Εικόνα 6.56 όταν αυτή φωτιστεί με μία κατακόρυφη φωτεινή πηγή.	204
Εικόνα 6.58: Ισόφωτες καμπύλες για την Εικόνα 6.57.	205
Εικόνα 6.59: Προοπτική απεικόνιση της επιφάνειας που ορίζεται από τη συνάρτηση $f(x,y) = x^3 - 10x - 2y^2$ και περικλείεται από την ισόφωτη $L_s = 0.75$ σε αντιστοιχία με την Εικόνα 6.58.	205

Εικόνα 6.60: Αρνητικό για την Εικόνα 6.57.	207
Εικόνα 6.61: Διαδοχικές επαναλήψεις των βημάτων 3 έως 5 για την εύρεση των ορίων των λεκανών απορροής.	208
Εικόνα 6.62: Διαδοχικά στάδια της διαδικασίας πλημμυρισμού για την εύρεση των λεκανών απορροής.	209
Εικόνα 6.63: Διανυσματικό πεδίο της βαθμίδας φωτεινότητας για την Εικόνα 6.57.	210
Εικόνα 6.64: Μερικό αποτέλεσμα ανακατασκευής για την Εικόνα 6.57 γύρω από το τοπικό μέγιστο έως $L_s = 0.8$	212
Εικόνα 6.65: Μερικό αποτέλεσμα ανακατασκευής για την Εικόνα 6.57 γύρω από το σαγματικό σημείο έως $L_s = 0.8$	213
Εικόνα 6.66: Αποτέλεσμα ανακατασκευής για την Εικόνα 6.57 πριν (επάνω) και μετά (κάτω) τη διόρθωση ύψους έως $L_s = 0.8$	214
Εικόνα 6.67: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής για την Εικόνα 6.57.	214
Εικόνα 7.1: Ανακατασκευή εικόνων προσώπου με την προτεινόμενη μέθοδο SfI δύο ψηφιακών προτύπων προσώπου. Αριστερά: αρχικό πρότυπο, κέντρο: ισόφωτες καμπύλες, δεξιά: αποτέλεσμα ανακατασκευής. Η κλίμακα ύψους επισημαίνεται με ψευδοχρωμία.	221
Εικόνα 7.2: Αριστερά: η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για τα πειράματα ανακατασκευής. Δεξιά: η κάμερα της διάταξης.	224
Εικόνα 7.3: (α) Αρχική δισδιάστατη εικόνα, (β) συνιστώσα μεγάλης κλίμακας, (γ) συνιστώσα υφής.	224
Εικόνα 7.4: Αριστερά: ανακατασκευασμένη συνιστώσα δομής. Δεξιά: ανακατασκευασμένη συνιστώσα υφής.	225
Εικόνα 7.5: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής δακτυλικού αποτυπώματος.	225
Εικόνα 7.6: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής επιφανειακού όγκου.	228
Εικόνα 7.7: Επιφάνεια προσώπου λαμπερτιανής ανακλαστικότητας.	229
Εικόνα 10.1: Ενδεικτική καταγραφή ακουστικού αντανακλαστικού αφινιδιασμού, απουσία προπαλμού και παρουσία προπαλμού, με προπαλμική αναστολή 40%.	250

Εικόνα 10.2: Μελέτη προπαλμικής αναστολής σε υγιείς πληθυσμούς και πάσχοντες από σχιζοφρένεια. Εδώ εξετάζεται και η λειτουργική συνδεσιμότητα των εγκεφαλικών περιοχών από τον έσω προμετωπιαίο φλοιό (medial prefrontal cortex) έως την αριστερή άνω κροταφική έλικα (left superior temporal gyrus). .	254
Εικόνα 10.3: Μελέτη εγκεφαλικής λειτουργίας σε πάσχοντες από διπολική διαταραχή.....	256
Εικόνα 10.4: Επέμβαση στον εγκέφαλο εργαστηριακού πειραματόζωου.	260
Εικόνα 10.5: Ευρήματα μελέτης εγκεφαλικής λειτουργίας σε πάσχοντες από σχιζοφρένεια με μεθόδους VBM (A) και fMRI (B). Με μπλε χρώμα οι περιοχές υπολειτουργίας και με πορτοκαλί οι περιοχές υπερδιέγερσης.	261
Εικόνα 10.6: Σχηματική αναπαράσταση του νευρωνικού υποστρώματος της προπαλμικής αναστολής. Τα μέρη που αναφέρονται στη μεσολάβηση (Mediation) είναι: ηχητικό ερέθισμα (Acoustic Stimuli), κοχλιακοί πυρήνες (Cochlear Nuclei), κάτω διδύμιο (Inferior Colliculus), άνω διδύμιο (Superior Colliculus), σκελογεφυρικός πυρήνας της καλύπτρας (Pedunculopontine tegmental nucleus), οπίσθιος δικτυωτός πυρήνας της γέφυρας (Caudal Pontine Reticular Nucleus), κινητικοί νευρώνες (Motor Neurons), αντανακλαστικός αιφνιδιασμός (Startle Response). Τα μέρη που αναφέρονται στη διαμόρφωση (Modulation) είναι: κοιλιακή καλυπτική περιοχή (Ventral Tegmental Area), έσω πυρήνας του διαφράγματος (Medial Septum), ακουστικός φλοιός (Auditory Cortex), έσω προμετωπιαίος φλοιός (Medial Prefrontal Cortex), κοιλιακός ιππόκαμπος (Ventral Hippocampus), πλάγιος βασικός πυρήνας της αμυγδαλής (Basolateral Amygdala), βασικό κέλυφος του επικλινούς πυρήνα (Core Shell Nucleus Accumbens), ραχιαίος ιππόκαμπος (Dorsal Hippocampus), πυρήνας ραφής (Raphe Nucleus), κοιλιακή ωχρά σφαίρα (Ventral Pallidum).....	264
Εικόνα 10.7: Ενδεικτικό διάγραμμα δημοσιεύσεων σχετικά με έρευνες προπαλμικής αναστολής σε ανθρώπινους πληθυσμούς και πειραματόζωα μεταξύ 1966 και 2000.	267
Εικόνα 11.1: Σχηματική απεικόνιση των μυών της κεφαλής. Ορατός είναι ο περιοφθαλμικός σφινγκτήρας μυς (orbicularis oculi) υπεύθυνος για τη σύσπαση των βλεφάρων.	271

Εικόνα 11.2: Συνδεσμολογία της διάταξης ΗΕΓ-ΗΜΓ του ΕΠΨΥ (1): Ηλεκτρόδια εγκεφαλικού φλοιού του ΗΕΓ. (2): Ηλεκτρόδια ΗΜΓ βλεφαρικών μυών. (3) Ακουστικά ηχητικών παλμών. (4): Ηλεκτρονικό κύκλωμα εγκεφαλογράφου όπου καταλήγουν όλα τα ηλεκτρόδια. (5): Καταγραφή των προκλητών δυναμικών από τα 32 κανάλια του εγκεφαλογράφου.272

Εικόνα 11.3: Σχηματικό διάγραμμα επεξήγησης της προπαλμικής αναστολής. (Επάνω) Το ηχητικό ερέθισμα προκαλεί τη δημιουργία αντανεκλαστικού παλμού. (Κάτω) Η ύπαρξη ενός ασθενέστερου ηχητικού προπαλμού πριν τον κυρίως παλμό οδηγεί συνήθως στη μείωση του αντανεκλαστικού του αιφνιδιασμού.275

Εικόνα 11.4: Ακατέργαστη καμπύλη προκλητών δυναμικών ΗΜΓ όπως καταγράφονται από τα ηλεκτρόδια του ηλεκτρομυογράφου κατά τη διάρκεια μίας συνεδρίας. Τα δεδομένα έχουν υποστεί αναλογική ενίσχυση, φιλτράρισμα και κανονικοποίηση από τη διάταξη του ΗΕΓ-ΗΜΓ. Κάθε απομάκρυνση της καμπύλης από το επίπεδο αναφοράς ερμηνεύεται σαν κίνηση του βλεφάρου. Τα κύρια μέγιστα που παρατηρούνται στην καμπύλη σηματοδοτούν βλεφαρικές συσπάσεις, κάποιες από τις οποίες πιθανόν να οφείλονται σε αντανεκλαστικά λόγω ηχητικών ερεθισμάτων.279

Εικόνα 11.5: Εξομάλυνση θορυβώδους σήματος ΗΜΓ (γαλάζια γραμμή) με φίλτρο S-G τάξης 3 και μεγέθους παραθύρου 150 ms (κόκκινη γραμμή).....282

Εικόνα 11.6: Επάνω: αντανεκλαστικός σπασμός από το ελάχιστο στο μέγιστο (αριστερά) σε σύγκριση με ακούσια βλεφαρική σύσπαση (δεξιά). Είναι εμφανής η διαφορά στο μέγεθος της κίνησης. Κάτω: χρονοσειρά σήματος ΗΜΓ όπου διακρίνονται οι δύο συσπάσεις.283

Εικόνα 11.7: Προσαρμογή καμπύλης αντανεκλαστικής σύσπασης με πολυώνυμα splines 3^{ου} βαθμού.284

Εικόνα 11.8: Καμπύλη δυναμικού ΗΜΓ μαζί με τα εντοπισμένα τοπικά μέγιστα. Η κόκκινη γραμμή αντιπροσωπεύει τη χρονική στιγμή έναρξης του ηχητικού ερεθίσματος t_0 , ενώ η σκιασμένη περιοχή που ακολουθεί απεικονίζει τα παράθυρο 21-120 msec. Μόνο όσοι παλμοί ξεκινούν εντός του διαστήματος 21-120 msec αποθηκεύονται ενώ τα υπόλοιπα διαγράφονται.286

Εικόνα 11.9: Σχηματικό διάγραμμα αντανεκλαστικού παλμού, όπου διακρίνονται όλες οι παράμετροι που τον περιγράφουν.287

Εικόνα 11.10: Υπολογισμός μεγέθους ΔA_m και υστέρησης Δt_r ενός αντανακλαστικού παλμού του ΗΜΓ. Η τιμή της στάθμης υποβάθρου A_b υπολογίζεται από τις τιμές της καμπύλης στο παράθυρο $[-50 t_0]$ ms, το οποίο φαίνεται σκιασμένο (baseline window). Σκιασμένη διακρίνεται και η περιοχή του παραθύρου $[21 \ 120]$ ms που χρησιμοποιείται για την εύρεση της κορυφής του αντανακλαστικού παλμού (latency window). Με κόκκινη γραμμή σημειώνεται η έναρξη του ηχητικού ερεθίσματος t_0 , ενώ σαν έναρξη αντανακλαστικού παλμού ορίζεται η στιγμή t_b που η καμπύλη ξεπερνά την τιμή κατωφλίου A_{thr} για πρώτη φορά. 289

Εικόνα 12.1: Σύστημα οπτικής καταγραφής αντανακλαστικών. (1): Φωτισμός. (2): Κάμερα καταγραφής. (3): Σύστημα ηλεκτροεγκεφαλογράφου – ηλεκτρομυογράφου που χρησιμοποιείται για στάθμιση της μεθόδου. 296

Εικόνα 12.2: Η κάμερα Flea3 USB 3.0 της διάταξης οπτικής καταγραφής. ... 296

Εικόνα 12.3: Εντοπισμός προσώπου με τη μέθοδο της συνέλιξης. (α) Αρχική εικόνα ουδέτερης έκφρασης I_0 . (β) Ψηφιακό πρότυπο προσώπου T_f . (γ) Αποτέλεσμα της συνέλιξης $I_c(i, j) = I_0(i, j) * T_f(i, j)$, όπου διακρίνεται το μέγιστο φωτεινότητα που αντιστοιχεί στο σημείο βέλτιστης ταύτισης. (δ) Απεικόνιση της θέσης και των ορίων του εντοπισμένου προσώπου. 301

Εικόνα 12.4: Εντοπισμός ματιών στην εικόνα ουδέτερης έκφρασης με τη μέθοδο της κλιμακωτής συνέλιξης. 305

Εικόνα 12.5: Αριστερά: Εικόνα που απεικονίζει τα μάτια κατά τη βλεφαρική σύσπαση. Το χρονικό διάστημα που χωρίζει τα στιγμιότυπα είναι 0.083 sec. Δεξιά: Το διανυσματικό διάγραμμα ροής της κίνησης όπως προκύπτει από την επεξεργασία του ζεύγους εικόνων και ψευδοχρωματική απεικόνιση του μέτρου της διανυσματικής ροής. Παρατηρούμε πως οι κινήσεις εκτός της περιοχής του βλεφάρου είναι αμελητέες. 309

Εικόνα 12.6: Υπολογισμός πρόσημου κίνησης βλεφάρων. 310

Εικόνα 12.7: Ακατέργαστη καμπύλη χρονοσειράς της κάμερας ενός τυχαίου δείγματος όπως προκύπτει από τον αλγόριθμο οπτικής ροής των ληφθέντων εικόνων. Τα δεδομένα δεν έχουν υποστεί καμία επεξεργασία. Κάθε απομάκρυνση της καμπύλης από το επίπεδο αναφοράς ερμηνεύεται σαν κίνηση του βλεφάρου. Τα κύρια μέγιστα που παρατηρούνται στην καμπύλη σηματοδοτούν βλεφαρικές

συσπάσεις, κάποιες από τις οποίες πιθανόν να οφείλονται σε αντανακλαστικά λόγω ηχητικών ερεθισμάτων.	311
Εικόνα 12.8: Δημιουργία μάσκας M_i . Επάνω αριστερά: Εικόνα I_{re} δεξιού ματιού. Επάνω δεξιά: Απλοποιημένη και χαμηλοπερατή εικόνα με φίλτρα Gaussian και ASF. Κάτω αριστερά: Εικόνα ακμών I_{grad} . Κάτω δεξιά: Μάσκα M_i με την κόκκινη γραμμή να περικλείει την εντοπισμένη περιοχή το ματιού όπου λαμβάνει τιμές 0.	313
Εικόνα 12.9: Επάνω: Κίνηση βλεφάρων λόγω κατακόρυφης κίνησης της ίριδας του ματιού. Κάτω: Κίνηση βλεφάρων λόγω οριζόντιας κίνησης της ίριδας.	314
Εικόνα 12.10: Η καμπύλη $v_c(t)$ έπειτα από την διαδικασία φιλτραρίσματος.	315
Εικόνα 12.11: Τελική μορφή καμπύλης κίνησης βλεφάρου μετά από ολοκλήρωση και εξομάλυνση.	317
Εικόνα 12.12: Προσαρμογή καμπύλης αντανακλαστικής σύσπασης με πολυώνυμα splines 3 ^{ου} βαθμού.	318
Εικόνα 12.13: Χρονοσειρά οπτικής ροής μαζί με τα εντοπισμένα τοπικά μέγιστα. Η κόκκινη γραμμή αντιπροσωπεύει τη χρονική στιγμή έναρξης του ηχητικού ερεθίσματος t_0 , ενώ η σκιασμένη περιοχή που ακολουθεί απεικονίζει τα παράθυρο 21-120 msec. Μόνο όσοι παλμοί ξεκινούν εντός του διαστήματος 21-120 msec αποθηκεύονται ενώ τα υπόλοιπα διαγράφονται.	319
Εικόνα 12.14: Υπολογισμός μεγέθους ΔA_m και υστέρησης Δt_r ενός αντανακλαστικού παλμού της οπτικής μεθόδου. Η τιμή της στάθμης υποβάθρου A_b υπολογίζεται από τις τιμές της καμπύλης στο παράθυρο $[-50 t_0]$ ms, το οποίο φαίνεται σκιασμένο (baseline window). Σκιασμένη διακρίνεται και η περιοχή του παραθύρου $[21 120]$ ms που χρησιμοποιείται για την εύρεση της κορυφής του αντανακλαστικού παλμού (latency window). Με κόκκινη γραμμή σημειώνεται η έναρξη του ηχητικού ερεθίσματος t_0 , ενώ σαν έναρξη αντανακλαστικού παλμού ορίζεται η στιγμή t_b που η καμπύλη ξεπερνά την τιμή κατωφλίου A_{thr} για πρώτη φορά.	319
Εικόνα 13.1: Σύγκριση χρονοσειρών των δύο μεθόδων για ένα τυχαίο ζεύγος ηχητικών παλμών. Στις καμπύλες έχουν σημειωθεί οι χρονικές στιγμές 0 και t_0 του προπαλμού και του κυρίως παλμού αντίστοιχα, καθώς και οι θέσεις των εντοπισμένων αντανακλαστικών παλμών.	324

Εικόνα 13.2: Γραφήματα που επιδεικνύουν τη γραμμική εξάρτηση μεταξύ των δεδομένων των δύο μεθόδων. Οι συντελεστές Pearson που προκύπτουν μαρτυρούν ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των δύο μεθόδων. 330

Περίληψη

Ο σκοπός της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι η ανάπτυξη καινοτόμων μεθόδων Όρασης Υπολογιστών για την αντιμετώπιση κλασικών προβλημάτων Βιοϊατρικής. Στα πλαίσια της έρευνας που πραγματοποιήθηκε αναπτύχθηκαν δύο συστήματα υπολογιστικής όρασης, το πρώτο με σκοπό την ανακατασκευή βιολογικών επιφανειών και το δεύτερο για τον εντοπισμό και καταγραφή αντανakλαστικών κινήσεων βιομετρικών χαρακτηριστικών του ανθρώπινου προσώπου με εφαρμογή στη μελέτη του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής. Τα παραπάνω αποτελούν δύο κλασικά προβλήματα της Όρασης Υπολογιστών που βρίσκουν εφαρμογή στις Βιοϊατρικές Επιστήμες.

Στο **πρώτο μέρος** της διατριβής περιγράφεται η ανάπτυξη ενός αλγορίθμου τρισδιάστατης ανακατασκευής, εξειδικευμένου στην ανακατασκευή βιολογικών επιφανειών, βασικό πρόβλημα της Όρασης Υπολογιστών. Ο αλγόριθμος αυτός έχει στοχεύει στην ανακατασκευή βιολογικού ιστού λαμπερτιανής ανακλαστικότητας και σταθερής λευκαύγειας υλοποιώντας μία καινοτόμο τεχνική που εμπίπτει στην γενικότερη κατηγορία των μεθόδων *Shape from Shading* (SfS), και ονομάζεται *Shape from Isophotes* (SfI). Οι τεχνικές SfS είναι μέθοδοι ανακατασκευής που επιτυγχάνουν την ανάκτηση ενός τρισδιάστατου σχήματος μέσω της ανάλυσης των χωρικών μεταβολών φωτεινότητας (φωτοσκίασης) μιας εικόνας. Η τεχνική SfI χρησιμοποιεί τις ισόφωτες καμπύλες που εμφανίζονται στη δισδιάστατη εικόνα για τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων στην επιφάνεια του αντικειμένου. Η μέθοδος που θα προταθεί εξειδικεύεται στην ανακατασκευή δερματικών επιφανειών, καθώς χρησιμοποιεί πρότυπα ανακλαστικότητας που λαμβάνουν υπόψη τις ιδιαίτερες ανακλαστικές ιδιότητες του ανθρώπινου δέρματος.

Ο προτεινόμενος αλγόριθμος SFI χωρίζεται σε τρία βασικά βήματα: την προεπεξεργασία της εικόνας, τον αλγόριθμο κατάταξης των ισόφωτων καμπυλών και τον αλγόριθμο ανακατασκευής. Ο αλγόριθμος αυτός εφαρμόστηκε σε συνθετικές επιφάνειες λαμπερτιανής ανακλαστικότητας, οι οποίες παρουσιάζουν διαφοροποιήσεις στη μονοτονία και την καμπυλότητά τους. Η σημαντική καινοτομία του αλγορίθμου είναι η επίλυση των φωτομετρικών εξισώσεων για μονοοπτικά συστήματα, οπτικά συστήματα δηλαδή που διαθέτουν μία κάμερα και όχι στερεοσκοπικό ζεύγος καμερών.

Στο **δεύτερο μέρος** της διατριβής περιγράφεται ο σχεδιασμός και η υλοποίηση ενός συστήματος υψηλής χρονικής δειγματοληψίας με σκοπό την οπτική καταγραφή της κίνησης βιομετρικών χαρακτηριστικών του ανθρώπινου προσώπου, με εφαρμογή στη μελέτη του φαινομένου της *προπαλμικής αναστολής*. Η μελέτη προπαλμικής αναστολής του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού αποτελεί έναν βασικό τομέα της ιατροφαρμακευτικής έρευνας στο πεδίο των ψυχοφυσικών διαταραχών, διαδραματίζοντας σημαντικό ρόλο στο πλαίσιο ανάπτυξης και ελέγχου νέων τύπων αντιψυχωσικής αγωγής.

Η ισχύουσα μέθοδος εργαστηριακής καταγραφής και ανάλυσης της προπαλμικής αναστολής στον άνθρωπο αξιοποιεί τη λήψη μετρήσεων μέσω ηλεκτρομυογραφήματος (ΗΜΓ), όπου ηλεκτρόδια τοποθετούνται στον περιοφθαλμικό μυ και καταγράφουν τους βλεφαρικούς σπασμούς. Δεδομένου ότι το ισχύον πρότυπο χαρακτηρίζεται από σχετική επεμβατικότητα και καθώς η εξέταση αφορά πληθυσμούς που ελέγχονται για εκδήλωση ψυχικών διαταραχών, προτείνεται η ανάπτυξη μιας νέας οπτικής μεθόδου εξ αποστάσεως καταγραφής των αντιδράσεων του εξεταζόμενου ατόμου.

Στην παρούσα έρευνα, περιγράφεται η διαδικασία εκτέλεσης μιας νέας πειραματικής μεθόδου από το στάδιο του σχεδιασμού μέχρι την εφαρμογή της σε εργαστηριακές συνθήκες. Η πειραματική αυτή μέθοδος χρησιμοποιεί οπτικό σύστημα υψηλής χρονικής δειγματοληψίας για τη χρονικά λεπτομερή απεικόνιση

των αντιδράσεων του προσώπου κατά τη διάρκεια της συνεδρίας, με σκοπό να ελαττώσει σημαντικά τον βαθμό επεμβατικότητας και δυσφορίας προς τον ασθενή. Ταυτόχρονα, αναπτύσσεται η αρχή λειτουργίας της ισχύουσας μεθόδου του ΗΜΓ, με σκοπό τη σύγκριση των αποτελεσμάτων των δύο μεθόδων και η εξαγωγή συμπερασμάτων ως προς το βαθμό εγκυρότητας της προτεινόμενης μεθόδου.

Γίνεται ειδικότερη αναφορά στο στάδιο εφαρμογής του εξελιγμένου αλγορίθμου κατάτμησης της ψηφιακής εικόνας. Οι προτεινόμενες μέθοδοι που ακολουθούνται είναι η κατωφλίωση και ο αλγόριθμος watershed. Περιγράφεται το στάδιο προεργασίας των εικόνων με συγκεκριμένες τροποποιήσεις και βελτιστοποιήσεις για την εκτέλεση των αλγορίθμων, και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα σε πρότυπες εικόνες προσώπων ενώ εξάγονται συμπεράσματα από τη σύγκριση των διαφορετικών μεθοδολογιών.

Επιπλέον, αναλύεται η διαδικασία ανίχνευσης χαρακτηριστικών προσώπου με βάση τη μέθοδο της σύμπτωσης προτύπων. Παρουσιάζεται η ανάγκη της σταδιακής (κλιμακωτής) ανίχνευσης χαρακτηριστικών, όπου γίνεται χρήση της τεχνικής κλιμακωτών συνελίξεων. Για τον έλεγχο αξιοπιστίας της νέας οπτικής μεθόδου, πραγματοποιείται στάθμιση των αποτελεσμάτων σε σχέση με τα αντίστοιχα του ισχύοντος προτύπου του ΗΜΓ. Η εξαγωγή συμπερασμάτων από την αντιπαραβολή των μεθόδων επιτρέπει τη διατύπωση προτάσεων και εκτιμήσεων για τις μελλοντικές δυνατότητες ανάπτυξης και χρήσης της πειραματικής μεθόδου.

Λέξεις κλειδιά: Shape from Shading (SfS), Shape from Isophotes (SfI), οπτικές ιδιότητες δέρματος, πρότυπα ανακλαστικότητας, τρισδιάστατη ανακατασκευή, προπαλμική αναστολή, ηλεκτροεγκεφαλογραφία, ηλεκτρομυογραφία, κατάτμηση εικόνας, αναγνώριση χαρακτηριστικών, αλγόριθμος οπτικής ροής.

Abstract

The scope of this PhD dissertation is to develop innovative Computer Vision methods to address classic biomedical problems. Within the framework of the research, two systems of computational vision were developed, the first for the reconstruction of biological surfaces and the second for the detection and recording of biometric features of the human face, applied to the study of the phenomenon of prepulse inhibition. These are two classical problems of Computer Vision that can find many applications in Biomedical Sciences.

The **first part** of the dissertation describes the development of a three-dimensional reconstruction algorithm, specialized in the reconstruction of biological surfaces, a basic problem of Computer Vision. This algorithm aims to reconstruct biological tissue of Lambertian reflectivity and constant albedo by implementing an innovative method that falls within the general category of Shape from Shading (SfS) techniques and is called Shape from Isophotes (SfI). SfS techniques are reconstruction methods that achieve the recovery of a three-dimensional shape by analyzing the spatial variations of brightness (or shading) in an image. The SfI technique uses the isophote curves that appear in a 2D image to calculate the vertical vectors on the surface of the object. The method to be proposed is specialized in the reconstruction of skin surfaces, as it uses reflectivity patterns that consider the special reflective properties of human skin.

The proposed SfI algorithm is divided into three basic parts: *image pre-processing*, *isophote curve classification algorithm*, and *reconstruction algorithm*. This algorithm was applied to synthetic surfaces of Lambertian reflectivity, which exhibit variations in monotony and curvature. The important novelty of the

algorithm is that it solves the photometric equations for mono-optical systems, i.e. optical systems that use a single camera and not a stereo pair of cameras for the image acquisition.

The **second part** of the dissertation describes the design and implementation of a high-rate sampling system for the visual recording of biometric characteristics of the human face, with application in the study of the *prepulse inhibition* phenomenon. The study of prepulse inhibition of startle response is a key area of medical research in the field of schizophrenia and plays an important role in the development and control of new types of antipsychotic treatment.

The current method of laboratory recording and analysis of prepulse inhibition in humans exploits the use of electromyography (EMG) measurements, where electrodes are placed in the periocular muscle and record the eyelid contractions. Since the current standard technique is characterized by relative intrusiveness and the examination concerns populations controlled for the occurrence of mental disorders, the development of a new visual method to remotely record the responses of subjects is necessary.

In the present study, we describe the process of executing a new experimental method from the stage of design up to application in laboratory conditions. This experiment uses a high-rate sampling optical system to temporarily visualize facial reactions during the session to significantly reduce the degree of intrusiveness and discomfort towards the patient. At the same time, the operational principle of the current EMG method is explained, with the intention of comparing the results of the two methods and drawing conclusions on the degree of reliability of the proposed method.

Special weight is devoted to the implementation stage of the advanced segmentation algorithm of the digital image. The proposed methods followed are thresholding and the watershed algorithm. The stage of image preconfiguration is also described thoroughly with specific modifications and optimizations for

algorithms, and results are presented in standard person images, while conclusions are drawn from the comparison of different methodologies.

In addition, the face detection process is analyzed based on the template matching method. The need for gradual (pyramidal) feature detection is presented, where the step-by-step convolution technique is used. To test the reliability of the new optical method the results are weighted against those of the current EMG standard. Drawing conclusions from the comparison of the methods allows the formulation of proposals and assessments for the future development and application of the proposed experimental methodology.

Keywords: Shape from Shading (SfS), Shape from Isophotes (SfI), skin optical properties, reflectivity models, three-dimensional reconstruction, prepulse inhibition, electroencephalography, electromyography, image segmentation, feature detection, optical flow algorithm.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σκοπός της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι η ανάπτυξη μεθόδων εξειδικευμένων στην τρισδιάστατη ανακατασκευή βιολογικών επιφανειών και στη μελέτη της κίνησης βιομετρικών χαρακτηριστικών του ανθρώπινου προσώπου, τα οποία είναι δύο από τα σημαντικότερα προβλήματα της Όρασης Υπολογιστών με εφαρμογή σε Βιοϊατρικές Επιστήμες. Κατά τον σχεδιασμό των προτεινόμενων μεθόδων έχουν ληφθεί υπόψη όλες οι σύγχρονες τεχνικές στα πεδία εφαρμογής και έχει γίνει η προσπάθεια ανάπτυξής τους περαιτέρω με την προσθήκη καινοτόμων στοιχείων, τα οποία θα αναλυθούν στη συνέχεια. Στα πλαίσια της έρευνας που πραγματοποιήθηκε αναπτύχθηκαν δύο συστήματα υπολογιστικής όρασης, πάνω στα οποία εφαρμόστηκαν οι μαθηματικοί αλγόριθμοι της θεωρίας. Το κείμενο της διατριβής χωρίζεται σε δύο ενότητες, οι οποίες πραγματεύονται τα δύο αυτά ερευνητικά εγχειρήματα.

Αντικείμενα έρευνας

Το **πρώτο μέρος** της διατριβής περιγράφει την ανάπτυξη ενός αλγορίθμου τρισδιάστατης ανακατασκευής, εξειδικευμένο στην ανακατασκευή βιολογικών επιφανειών, και πιο συγκεκριμένα του ανθρώπινου δέρματος. Στην Βιοϊατρική ο προτεινόμενος αλγόριθμος μπορεί να βρει εφαρμογή σε μια πληθώρα ερευνητικών πεδίων όπου είναι αναγκαία η τρισδιάστατη ανακατασκευή δερματικών επιφανειών, όπως για παράδειγμα στη μελέτη του μη μελανωματικού δερματικού καρκίνου. Για την επίλυση του προβλήματος της επιφανειακής απεικόνισης στην Βιοϊατρική έχουν διεθνώς υιοθετηθεί πολλές τεχνικές, όπως η *σάρωση γραμμής*

laser, η χρήση *δομημένου φωτός* και η *ανακατασκευή επιφάνειας από δεδομένα φωτοσκίασης* (*Shape-from-Shading, SfS*).

Οι τεχνικές SfS χρησιμοποιούνται ευρύτατα στην τρισδιάστατη ανακατασκευή βιολογικών επιφανειών, καθώς παρουσιάζουν σημαντικά πλεονεκτήματα έναντι των άλλων μεθόδων ανακατασκευής. Το κυριότερο προτέρημα των SfS είναι η ικανότητα στιγμιαίας ανακατασκευής με τη λήψη μίας μόνο εικόνας, εν αντιθέσει με τις τεχνικές σάρωσης γραμμής *laser* που απαιτούν την έλευση αρκετού χρόνου, γεγονός που προϋποθέτει πλήρη ακινησία του αντικειμένου. Επίσης οι τεχνικές SfS εκμεταλλεύονται όλη την ανάλυση που προσφέρει η ψηφιακή εικόνα, ενώ στις μεθόδους *δομημένου φωτός* ένα αρκετά μεγάλο ποσοστό της πληροφορίας χάνεται μεταξύ των σημείων του πλέγματος ανακατασκευής. Τέλος με τη χρήση μιας μεθόδου SfS είναι δυνατή η ανακατασκευή μίας επιφάνειας ομοιογενούς η οποία δεν παρουσιάζει χαρακτηριστικά σημεία ενδιαφέροντος, γεγονός που σε συνδυασμό με τα προηγούμενα την καθιστά καταλληλότερη για τον σκοπό που την επιλέξαμε.

Στο πλαίσιο της έρευνας έχει γίνει προσπάθεια ανάπτυξης μίας μεθόδου που εμπίπτει στη γενικότερη κατηγορία των τεχνικών *φωτοσκίασης*, και ονομάζεται *ανακατασκευή με δεδομένα ισόφωτων* (*Shape-from-Isophotes, Sfi*). Η Sfi προτάθηκε αρχικά το 1981 από τον *T. Kanade* [1], και χρησιμοποιεί δεδομένα από τη *φωτοσκίαση* του αντικειμένου τα οποία μαζί με τις πληροφορίες της *φωτεινής πηγής* και του προτύπου *ανακλαστικότητας* της επιφάνειας χρησιμοποιούνται στην τρισδιάστατη ανακατασκευή της. Έκτοτε διάφορες παραλλαγές της μεθόδου έχουν δημοσιευτεί, όπως οι [2][3]. Ο λόγος επιλογής μιας τεχνικής Sfi μεταξύ όλων των SfS είναι διότι παρέχει τη δυνατότητα *μονοοπτικής ανακατασκευής επιφάνειας*, ανακατασκευής δηλαδή με τη χρήση μίας μόνο κάμερας και όχι *στερεοσκοπικού ζεύγους καμερών*, γεγονός που συμβάλει σημαντικά στην απλοποίηση της διάταξης και των αλγορίθμων, αλλά και την αποφυγή *λαθών αντιστοίχισης*.

Στόχος της παρούσας διατριβής είναι η ανάπτυξη ενός πρωτότυπου αλγορίθμου Sfi, ο οποίος να περιλαμβάνει αρκετά καινοτόμα στοιχεία σε σχέση με τις υπάρχουσες τεχνικές. Ο αλγόριθμος της προτεινόμενης τεχνικής Sfi αποτελείται από τρία βασικά στάδια: την *προεπεξεργασία της εικόνας*, τον *αλγόριθμο κατάταξης των ισόφωτων καμπυλών* και τον *αλγόριθμο ανακατασκευής*. Ο αλγόριθμος αυτός

εφαρμόστηκε σε συνθετικές επιφάνειες λαμπερτιανής ανακλαστικότητας, οι οποίες παρουσιάζουν διαφοροποιήσεις στη μονοτονία και την καμπυλότητά τους. Συγκεκριμένα εκτελέστηκε ανακατασκευή σε μία επιφάνεια ενός ημισφαιρίου, δύο ημισφαιρίων διαφορετικής ακτίνας και σε μία επιφάνεια η οποία περιέχει ένα σημείο σάγματος.

Το **δεύτερο μέρος** της διατριβής πραγματεύεται την ανάπτυξη ενός συστήματος υπολογιστικής όρασης με σκοπό την αναγνώριση και εντοπισμό της αντανακλαστικής κίνησης χαρακτηριστικών του ανθρώπινου προσώπου, με εφαρμογή στη μελέτη του φαινομένου της *προπαλμικής αναστολής*.

Η *προπαλμική αναστολή* ή *αναστολή προπαλμού* του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού (*Prepulse Inhibition, PPI*) αποτελεί ένα βασικό τομέα της ιατροφαρμακευτικής έρευνας στο πεδίο της σχιζοφρένειας, και η μελέτη της διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στο πλαίσιο ανάπτυξης και ελέγχου νέων τύπων αντιψυχωσικής αγωγής. Ως ενδοφαινοτυπικός δείκτης του κεντρικού αισθητικοκινητικού ηθμού, η προπαλμική αναστολή αποτελεί ταυτόχρονα εργαλείο έρευνας στο πλαίσιο μελέτης μιας ευρύτερης σειράς διαταραχών.

Η ισχύουσα μέθοδος εργαστηριακής καταγραφής και ανάλυσης της προπαλμικής αναστολής στον άνθρωπο αξιοποιεί τη λήψη μετρήσεων μέσω *ηλεκτροεγκεφαλογραφήματος-ηλεκτρομυογραφήματος* (HEΓ-ΗΜΓ) [4][5]. Τα ηλεκτρόδια τοποθετούνται στον περιοφθαλμικό μυ και καταγράφουν τους βλεφαρικούς σπασμούς που προκαλούνται από σειρά ακουστικών ερεθισμάτων. Οι προκύπτουσες χρονοσειρές βαθμονομούνται κατάλληλα και αναλύονται για την εκτίμηση της ψυχοφυσικής κατάστασης του ασθενούς. Το ισχύον πρότυπο HEΓ-ΗΜΓ χαρακτηρίζεται από έντονη επεμβατικότητα λόγω των ηλεκτροδίων που χρησιμοποιεί, η οποία ενδεχομένως να δημιουργήσει πρόσθετη πίεση και δυσφορία στον εξεταζόμενο. Επίσης, λόγω του ότι τα προκλητά δυναμικά που παράγονται από την αντανακλαστική σύσπαση των μυών του προσώπου είναι σήματα εξαιρετικά ασθενή, για την καταγραφή τους από το σύστημα του ηλεκτρομυογράφου απαιτούνται ιδιαίτερα πολύπλοκες ηλεκτρονικές διατάξεις, οι οποίες εκτός του αυξημένου κόστους που έχουν είναι και επιρρεπείς σε ηλεκτρονικούς θορύβους και παράσιτα.

Τα σημαντικά μειονεκτήματα της επικρατούσας τεχνικής ΗΕΓ-ΗΜΓ έχουν οδηγήσει την έρευνα στην κατεύθυνση της αναζήτησης εναλλακτικών μεθόδων καταγραφής και μελέτης των ανθρώπινων ανακλαστικών αντιδράσεων. Στην παρούσα διατριβή προτείνεται η ανάπτυξη μιας νέας οπτικής μεθόδου εξ αποστάσεως καταγραφής των αντιδράσεων του εξεταζόμενου ατόμου, πιο απλή και με ελάχιστη επεμβατικότητα σε σχέση με την καθιερωμένη ΗΕΓ-ΗΜΓ.

Η προτεινόμενη πειραματική μέθοδος χρησιμοποιεί κάμερα υψηλής χρονικής δειγματοληψίας για τη χρονικά λεπτομερή απεικόνιση των αντιδράσεων του προσώπου σε ακουστικά ερεθίσματα κατά τη διάρκεια της συνεδρίας. Ειδικό μαθηματικοί αλγόριθμοι χρησιμοποιούνται στον εντοπισμό και την απομόνωση της περιοχής των ματιών και την ανάλυση της ανακλαστικής κίνησής τους κατά τη λήψη εξωτερικών ακουστικών ερεθισμάτων. Στην παρούσα εργασία περιγράφεται η διαδικασία εκτέλεσης της νέας πειραματικής μεθόδου από το στάδιο εφαρμογής της σε εργαστηριακές συνθήκες μέχρι την εξαγωγή των συμπερασμάτων από τη ψηφιακή επεξεργασία των εικόνων. Ταυτόχρονα, αναπτύσσεται η αρχή λειτουργίας της ισχύουσας μεθόδου του ΗΕΓ-ΗΜΓ, όπου διεξάγονται παράλληλες μετρήσεις με σκοπό τη σύγκριση της προτεινόμενης με την καθιερωμένη μέθοδο.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται συνοπτικά τα βήματα κατά τη σχεδίαση των προτεινόμενων μεθόδων επιφανειακής ανακατασκευής και εντοπισμού κίνησης ανθρώπινων χαρακτηριστικών, καθώς και η συνεισφορά στην έρευνα που προέκυψε κατά την υλοποίησή τους.

Ερευνητική συνεισφορά

Κύριος άξονας της παρούσας διατριβής ήταν η ανάπτυξη μαθηματικών αλγορίθμων και οπτικών συστημάτων με εφαρμογές στις Βιοϊατρικές Επιστήμες. Η πρώτη εφαρμογή που επιλέχθηκε είναι η τρισδιάστατη ανακατασκευή βιολογικών επιφανειών. Η συνεισφορά στην έρευνα που προέκυψε από την ανάπτυξη της προτεινόμενης μεθόδου τρισδιάστατης ανακατασκευής, η οποία παρουσιάζεται στο **πρώτο μέρος** της παρούσας διατριβής, είναι η εξής:

- Ανάπτυξη καινοτόμου αλγορίθμου ανακατασκευής επιφάνειας μέσω του εντοπισμού των ισόφωτων. Η μέθοδος αυτή παρέχει τη δυνατότητα ανακατασκευής της επιφάνειας με μη στερεοσκοπικά δεδομένα προερχόμενα από μία κάμερα. Καινοτόμο στοιχείο της μεθόδου αποτελεί η ικανότητα σύνδεσης του διανύσματος της επιφάνειας με την προβολή της καμπύλης των ισόφωτων.
- Ανάπτυξη αλγορίθμου αποσύνθεσης της προς ανακατασκευή εικόνας σε μικρής και μεγάλης κλίμακας συνιστώσες με σκοπό της ξεχωριστή παραμετροποίηση και ανακατασκευή τους. Η διαδικασία αυτή επιτρέπει την προσαρμογή των παραμέτρων ανάλογα με την υφή και ως εκ τούτου τη λεπτομερέστερη ανακατασκευή της επιφάνειας. Η ενσωμάτωση ενός τέτοιου αλγορίθμου σε μία μέθοδο ανακατασκευής αποτελεί καινοτομία.
- Εισαγωγή καινοτόμου προτύπου ανακλαστικότητας του δέρματος, το οποίο λαμβάνει υπόψη τόσο την επιφανειακή ανακλαστικότητα όσο και τη διάχυση που συμβαίνει στα στρώματα που υπόκεινται της επιδερμίδας. Το πρότυπο αυτό αποτελεί εξέλιξη των σύγχρονων προτύπων που υπάρχουν στη διεθνή βιβλιογραφία, και η καινοτομία που παρουσιάζει έγκειται στην προσαρμοστικότητα σε διαφορετικές κατανομές τις φωτεινής ενέργειας της πηγής.
- Ανάπτυξη καινοτόμου μαθηματικού προτύπου ανάλυσης και χαρτογράφησης της πηγής. Ο σκοπός υλοποίησης του προτύπου αυτού ήταν η εφαρμογή του αλγορίθμου ανακατασκευής στην περίπτωση φωτεινών πηγών που αποκλίνουν από τα αυστηρά πλαίσια των ιδανικών. Η δυνατότητα χαρτογράφησης της πηγής και εφαρμογή του αλγορίθμου για οποιαδήποτε κατανομή ακτινοβολίας αποτελεί σημαντική καινοτομία της μεθόδου αυτής.

Ένα επίσης πεδίο της Όρασης Υπολογιστών με πληθώρα εφαρμογών στις Βιοϊατρικές Επιστήμες είναι η αναγνώριση βιομετρικών χαρακτηριστικών του ανθρώπινου προσώπου. Στο **δεύτερο μέρος** της παρούσας διατριβής σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε ένα πλήρες σύστημα εντοπισμού και καταγραφής αντανακλαστικών κινήσεων χαρακτηριστικών του ανθρώπινου προσώπου, με

εφαρμογή στη μελέτη του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής. Κατά την υλοποίηση του συστήματος αυτού προέκυψαν οι εξής συνεισφορές στην έρευνα:

- Σχεδιασμός και υλοποίηση καινοτόμου οπτικού συστήματος για την καταγραφή ταχέων αντανακλαστικών μικροκινήσεων του ανθρώπινου ματιού. Το σύστημα περιλάμβανε κάμερα υψηλής χρονικής δειγματοληψίας και ειδικό λογισμικό για τον έλεγχο της. Ένα τέτοιο σύστημα για την μελέτη της προπαλμικής αναστολής αποτελεί πρωτοτυπία κατά τη σύγχρονη βιβλιογραφία.
- Ανάπτυξη πρωτότυπων μαθηματικών αλγορίθμων κατάτμησης και απομόνωσης της περιοχής του προσώπου σε εικόνες που ελήφθησαν από το οπτικό σύστημα καταγραφής. Ιδιαίτερο βάρος δόθηκε στη μείωση του υπολογιστικού κόστους, καθώς λόγω του μεγάλου ρυθμού χρονικής δειγματοληψίας ο όγκος των δεδομένων είναι τεράστιος. Οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιήθηκαν αποτελούν εξέλιξη των πιο σύγχρονων μεθόδων μορφολογικής κατάτμησης.
- Ανάπτυξη πρωτότυπων μαθηματικών αλγορίθμων εντοπισμού χαρακτηριστικών του προσώπου και συγκεκριμένα της περιοχής των οφθαλμών. Ο πρωτότυπος αυτός αλγόριθμος λειτουργεί με σύστημα πυραμίδας, όπου ο εντοπισμός γίνεται σταδιακά ξεκινώντας από την ευρύτερη περιοχή του προσώπου και σταδιακά εντοπίζεται στην επιθυμητή περιοχή. Ο σκοπός υλοποίησης του κλιμακωτού αλγόριθμου εντοπισμού είναι αφενός η εξάλειψη των ψευδώς θετικών αποτελεσμάτων και αφετέρου η μείωση του υπολογιστικού χρόνου. Ένας τέτοιος αλγόριθμος αποτελεί πρωτοτυπία κατά τη διεθνή βιβλιογραφία.
- Πραγματοποίηση πειράματος στάθμισης της προτεινόμενης μεθόδου οπτικής καταγραφής των αντανακλαστικών αντιδράσεων του ανθρώπου διενεργώντας παράλληλες μετρήσεις με την καθιερωμένη μέθοδο του ηλεκτρομυογράφου, η οποία χρησιμοποιείται σαν πρότυπο σύγκρισης της εγκυρότητας της πρώτης. Στο πείραμα στάθμισης χρησιμοποιήθηκαν μετρήσεις από συνεδρίες δείγματος εθελοντών και αποτελεί το πρώτο πείραμα του είδους του που εμφανίζεται στη διεθνή βιβλιογραφία.

Διάρθρωση κειμένου

Το **πρώτο μέρος** της διατριβής, που ξεκινά με το **Κεφάλαιο 1.**, περιλαμβάνει τα 8 πρώτα κεφάλαια και πραγματεύεται τη θεμελίωση της προτεινόμενης μεθόδου τρισδιάστατης ανακατασκευής επιφάνειας με δεδομένα φωτοσκίασης.

Το **Κεφάλαιο 1.** περιλαμβάνει την εισαγωγή του 1^{ου} μέρους.

Στο **Κεφάλαιο 2.** της διατριβής πραγματοποιείται μία συνοπτική ανάλυση των οπτικών ιδιοτήτων του βιολογικού ιστού. Παρουσιάζονται όλα εκείνα τα μεγέθη τα οποία ποσοτικοποιούν την αλληλεπίδραση της οπτικής ακτινοβολίας με τον ιστό: *συντελεστής σκέδασης, συντελεστής απορρόφησης, ολικός συντελεστής εξασθένησης, λευκαύγεια και συνάρτηση φάσης.*

Στο **Κεφάλαιο 3.** Αναλύεται η βασική ανατομία του ανθρωπίνου δέρματος και παρουσιάζονται τα κυριότερα πρότυπα ανακλαστικότητας που χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία, με σκοπό τη σωστή θεμελίωση του προτεινόμενου προτύπου που θα πραγματοποιηθεί στη συνέχεια. Περιγράφονται συνοπτικά το κατοπτρικό και το λαμπερτιανό πρότυπο, ενώ ιδιαίτερη προσοχή δίνεται στη συνέχεια στα πρότυπα ανακλαστικότητας που λαμβάνουν υπόψη τη διάχυση στα υποδόρια στρώματα και εξειδικεύονται περισσότερο στην περίπτωση του δέρματος.

Στο **Κεφάλαιο 4.** αναλύονται οι κυριότερες μέθοδοι ανακατασκευής που χρησιμοποιούνται σήμερα, με σκοπό να αναδειχθούν οι προκλήσεις που παρουσιάζονται στο πεδίο της 3Δ ανακατασκευής.

Στο **Κεφάλαιο 5.** αναπτύσσεται το απαραίτητο μαθηματικό πλαίσιο για τη θεωρητική θεμελίωση της προτεινόμενης μεθόδου ανακατασκευής. Τα μαθηματικά εργαλεία που παρατίθενται αφορούν τη *θεωρία καμπυλών*, τη *φωτογραμμετρία* και διάφορους γεωμετρικούς μετασχηματισμούς που θα χρησιμοποιηθούν.

Στο **Κεφάλαιο 6.** περιγράφεται ο προτεινόμενος *αλγόριθμος ανακατασκευής* επιφάνειας. Περιλαμβάνει τα επιμέρους βήματα της προεπεξεργασίας εικόνας, της κατάταξης των ισόφωτων καμπυλών και την κλιμακωτή ανακατασκευή της επιφάνειας με τη χρήση του κατάλληλου προτύπου ανακλαστικότητας.

Στο **Κεφάλαιο 7.** πραγματοποιούνται κάποιες δοκιμές της προτεινόμενης μεθόδου σε συνθετικές επιφάνειες προσώπου και γίνεται εκτίμηση της ακρίβειας και της αξιοπιστίας της.

Στο **Κεφάλαιο 8.** , που αποτελεί και το τέλος του πρώτου μέρους της διατριβής, γίνεται μία ανακεφαλαίωση των αποτελεσμάτων των δοκιμαστικών πειραμάτων και μία αποτίμηση της γενικότερης ερευνητικής συνεισφοράς της μεθόδου.

Τα **Κεφάλαια 9.** έως **14.** αποτελούν το **δεύτερο μέρος** της διατριβής που αφορά την περιγραφή μίας καινοτόμου τεχνικής μέτρησης του φαινομένου της *προπαλμικής αναστολής*. Συγκεκριμένα:

Το **Κεφάλαιο 9.** περιλαμβάνει την εισαγωγή του 2^{ου} μέρους.

Στο **Κεφάλαιο 10.** αναλύεται η θεωρία της *προπαλμικής αναστολής*. Σκοπός είναι να παρουσιαστεί σε γενικές γραμμές ο ψυχοφυσικός μηχανισμός που κρύβεται πίσω από το φαινόμενο αυτό, ούτως ώστε να κατανοηθούν οι παράμετροι που το διέπουν. Η γνώση του μηχανισμού λειτουργίας της προπαλμικής αναστολής είναι αναγκαία για τη βελτιστοποίηση της προτεινόμενης μεθόδου καταγραφής και μελέτης της.

Στο **Κεφάλαιο 11.** αναλύεται η κλασική μέθοδος του *Ηλεκτροεγκεφαλογράφου* – *Ηλεκτρομυογράφου* (HEG–HMG), η οποία αποτελεί την καθιερωμένη μεθοδολογία καταγραφής της προπαλμικής αναστολής σήμερα. Η μέθοδος αυτή αποτελεί ένα αξιόπιστο και διεθνώς αναγνωρισμένο πρότυπο, το οποίο θα χρησιμεύσει σαν μέτρο σύγκρισης της αξιοπιστίας της προτεινόμενης μεθόδου στο πείραμα στάθμισης που θα διεξαχθεί.

Στο **Κεφάλαιο 12.** παρουσιάζεται η *προτεινόμενη μέθοδος* καταγραφής του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής. Αναλύεται τόσο η πειραματική διάταξη που αναπτύχθηκε όσο και ο μαθηματικός αλγόριθμος που χρησιμοποιήθηκε για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων.

Στο **Κεφάλαιο 13.** περιγράφεται ο σχεδιασμός και η υλοποίηση του *πειράματος στάθμισης* που διεξήχθη με σκοπό τον προσδιορισμό του βαθμού αξιοπιστίας της προτεινόμενης μεθόδου. Στο πείραμα λαμβάνονται ταυτόχρονα μετρήσεις τόσο με την προτεινόμενη μέθοδο όσο και με τη μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ, η οποία χρησιμεύει σαν πρότυπο σύγκρισης.

Στο **Κεφάλαιο 14.** γίνεται σχολιασμός των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από τα πειράματα προπαλμικής αναστολής και μία γενικότερη αποτίμηση του ερευνητικού έργου που προήλθε από την υλοποίηση της προτεινόμενης μεθόδου.

Στον **ΚΑΤΑΛΟΓΟ ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΩΝ** παρουσιάζονται όλες οι δημοσιεύσεις που προέκυψαν κατά την διάρκεια συγγραφής της διδακτορικής διατριβής ενώ στον **ΕΠΙΛΟΓΟ** γίνεται μία γενική αποτίμηση του ερευνητικού έργου της παρούσας διατριβής και των συνεισφορών που είχε αυτή στην ερευνητική καινοτομία. Στην **ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ** απαριθμούνται όλες οι παραπομπές που αναφέρονται στο κείμενο ενώ στο τέλος παρατίθενται δύο **ΓΛΩΣΣΑΡΙΑ** Ελληνο-αγγλικών και Αγγλο-ελληνικών τεχνικών όρων.

ΜΕΡΟΣ Ι

Τρισδιάστατη Ανακατασκευή Βιολογικών Επιφανειών

1. Εισαγωγή 1^{ου} Μέρους

Σε αυτό το πρώτο μέρος της διατριβής θα παρουσιάσουμε μία καινοτόμο τεχνική τρισδιάστατης ανακατασκευής βιολογικών επιφανειών. Η τεχνική αυτή ονομάζεται *Shape from Isophotes* (SfI) και ανήκει στην οικογένεια των τεχνικών φωτοσκίασης (*Shape from Shading*, SfS). Η τεχνική SfI παρουσιάστηκε πρώτα από τους Dragnea et al [34] και αποτελεί μία πολλά υποσχόμενη μέθοδο ανακατασκευής λόγω της ευελιξίας που παρέχει στην προσαρμογή των παραμέτρων επιφάνειας και φωτισμού για τη βέλτιστη προσομοίωση της πραγματικής επιφάνειας. Ο κύριος χαρακτήρας της μεθόδου είναι ο χωρισμός της εικόνας σκίασης σε ισόφωτες καμπύλες και η προσπάθεια ανακατασκευής των καμπυλών αυτών στον τρισδιάστατο χώρο.

Οι καινοτομίες που εισήχθησαν στην μέθοδο SfI αφορούν τον τρόπο εύρεσης των κάθετων διανυσμάτων στην επιφάνεια καθώς και τον τρόπο ολοκλήρωσης για την εύρεση του σχετικού ύψους. Στις παραδοσιακές τεχνικές η εύρεση των κάθετων διανυσμάτων γινόταν συνήθως με ελαχιστοποίηση κάποιας συνάρτησης ενέργειας και η ολοκλήρωση ακολουθούσε κάποιο μονοπάτι ελάχιστης απόκλισης. Στην προτεινόμενη μέθοδο η επίλυση του φωτομετρικού προβλήματος γίνεται με αναλυτικό τρόπο μέσω της εισαγωγής μίας επιπλέον εξίσωσης που περιγράφει τα κάθετα διανύσματα, της λεγόμενης εξίσωσης καθετότητας. Το γεγονός αυτό επιτρέπει την αναλυτική επίλυση των φωτομετρικών εξισώσεων, καθιστώντας το σύστημα πιο ευσταθές. Επίσης η ολοκλήρωση των κάθετων διανυσμάτων γίνεται

κατά μήκος των ισόφωτων οι οποίες είναι πραγματικές καμπύλες στην επιφάνεια του αντικειμένου, γεγονός που βοηθάει στην αποφυγή ασυνεχειών στην ολοκλήρωση.

Μια επιπλέον καινοτομία της προτεινόμενης μεθόδου είναι ο διαχωρισμός της προς ανακατασκευής εικόνας σε δύο μέρη ανάλογα με το μέγεθος των στοιχείων και η ξεχωριστή ανακατασκευή τους. Με τον τρόπο αυτό είναι δυνατή η χρήση εξατομικευμένων παραμέτρων ανάλογα με την υφή της επιφάνειας και ο μετέπειτα συνδυασμός των δύο συνιστωσών.

Η προτεινόμενη μέθοδος είναι μονοοπτική, χρησιμοποιεί δηλαδή μόνο μία κάμερα για τη λήψη εικόνων προς ανακατασκευή, γεγονός που την κάνει να υπερέχει έναντι των στερεοσκοπικών μεθόδων λόγω της απλότητάς της. Η πειραματική διάταξη της μεθόδου δημιουργήθηκε εξ ολοκλήρου στο εργαστήριο *Βιοϊατρικής Οπτικής και Εφαρμοσμένης Βιοφυσικής* της Σχολής ΗΜΜΥ.

Στο πρώτο μέρος της διατριβής θα παρουσιάσουμε τον αλγόριθμο της προτεινόμενης μεθόδου ανακατασκευής μαζί με δοκιμές πάνω σε πραγματικές επιφάνειες και σύγκριση των αποτελεσμάτων με αυτά των παραδοσιακών μεθόδων SfS.

2.

Οπτικές Ιδιότητες Βιολογικού Ιστού

Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία αποτελείται από ταλαντευόμενα ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία και διακρίνεται στις ραδιοσυχνότητες, τα μικροκύματα, την υπέρυθρη, την ορατή και την υπεριώδη ακτινοβολία, και τις ακτίνες X και γ . Όλες οι μορφές ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας διαδίδονται τόσο στον ελεύθερο χώρο, όσο και στην ύλη, ενώ ταξινομημένες κατά μειούμενο μήκος κύματος (ή αυξανόμενη συχνότητα) σχηματίζουν το λεγόμενο ηλεκτρομαγνητικό φάσμα. Στο κεφάλαιο αυτό θα αναφέρουμε κάποιες βασικές ιδιότητες του φωτός που θα χρειαστούν στην περαιτέρω πορεία της εργασίας.

2.1. Ηλεκτρομαγνητικό φάσμα

Σαν κυματικό φαινόμενο, η διάδοση του φωτός περιγράφεται από το μήκος κύματος, λ , και τη συχνότητα, f , της ακτινοβολίας. Τα μεγέθη αυτά συνδέονται με τη σχέση:

$$c = \lambda \cdot f \quad (2.1)$$

όπου $c = 3 \cdot 10^8 \text{ m} \cdot \text{sec}^{-1}$ είναι η ταχύτητα του φωτός στο κενό.

Η οπτική ακτινοβολία είναι η περιοχή εκείνη του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος που βρίσκεται μεταξύ των ακτίνων X και των μικροκυμάτων και υποδιαιρείται σε τρεις κύριες περιοχές. Η πρώτη εξ αυτών είναι η περιοχή της υπεριώδους ακτινοβολίας (UV, από 185 έως 400 nm). Η δεύτερη περιοχή είναι η ορατή (από 400 έως 700 nm), ενώ η τρίτη και τελευταία περιοχή της οπτικής ακτινοβολίας είναι η περιοχή του υπέρυθρου (IR, από 700 έως 10,600 nm). Η οπτική περιοχή του φάσματος είναι πολύ σημαντική για τις βιοϊατρικές επιστήμες, καθώς όλα τα μήκη κύματος που περιλαμβάνει έχουν παρόμοια επίδραση στον βιολογικό ιστό.

Σε πολλές εφαρμογές της Βιοϊατρικής σημαντικό ρόλο παίζει η κατανόηση της αλληλεπίδρασης της φωτεινής ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς. Για θεμελίωση ενός ισχυρού πρότυπου τρισδιάστατης ανακατασκευής βιολογικών επιφανειών κρίνεται αναγκαία η αποσαφήνιση όλων των παραμέτρων που διέπουν την αλληλεπίδραση φωτός και βιολογικού ιστού.

Κατά την πρόσπτωση μίας δέσμης ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας σε μία βιολογική επιφάνεια αρχικά ένα ποσοστό της υφίσταται ολική ανάκλαση και δεν εισέρχεται στον ιστό. Το ποσοστό της προσπίπτουσας ακτινοβολίας που ανακλάται εξαρτάται από τη διαφορά μεταξύ των δεικτών διάθλασης του αέρα και του ιστού, και συνήθως κυμαίνεται από 3 έως 5% [6]. Το ποσοστό αυτό απομακρύνεται από τη δέσμη και δεν προκαλεί καμία επίδραση στον ιστό.

Το μεγαλύτερο ποσοστό του φωτός που εισέρχεται στον ιστό και διαδίδεται μέσα σε αυτόν μπορεί να υποστεί πολλαπλή σκέδαση ή ακόμη και να απορροφηθεί. Το ποσοστό αυτό εξαρτάται από το μήκος κύματος του προσπίπτοντος φωτός και τις οπτικές ιδιότητες του ιστού. Η απορροφούμενη ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει τη θέρμανση του ιστού, την εκπομπή φθορισμού ή/και φωτοχημικές αντιδράσεις.

Τέλος, ορισμένα μήκη κύματος μπορούν να διέλθουν μέσα από τον ιστό, χωρίς να προκαλέσουν κανένα θερμικό, ή οποιοδήποτε άλλο, αποτέλεσμα. Σε αυτή την περίπτωση, λέγεται ότι ο ιστός είναι διάφανος για τα συγκεκριμένα μήκη κύματος.

2.2. Απορρόφηση

Μία από τις βασικές αλληλεπιδράσεις φωτός-βιολογικού ιστού είναι η απορρόφηση. Η απορρόφηση εκφράζει τη διαδικασία κατά την οποία μέρος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας στο μέσο απορρόφησης μετατρέπεται σε θερμική κίνηση ή σε δονήσεις των μορίων του μέσου. Η απορρόφηση εξαρτάται από το μήκος κύματος της ακτινοβολίας, την ηλεκτρονιακή σύσταση των ατόμων και των μορίων του μέσου απορρόφησης, το πάχος του στρώματος απορρόφησης, και από διάφορες εσωτερικές παραμέτρους όπως συγκέντρωση και θερμοκρασία. Έτσι, στην περίπτωση ενός βιολογικού ιστού διαφορετικές ουσίες παρουσιάζουν διαφορετικά φάσματα απορρόφησης, όπως αναπαρίσταται σχηματικά στην Εικόνα 2.2.

Οι ενεργειακές καταστάσεις των μορίων είναι κβαντισμένες, ως εκ τούτου, η απορρόφηση ενός φωτονίου λαμβάνει χώρα μόνο όταν η ενέργειά του αντιστοιχεί στη διαφορά ενέργειας μεταξύ αυτών των κβαντισμένων καταστάσεων [7]. Η απορρόφηση ενός φωτονίου από ένα χρωμοφόρο προκαλεί είτε μία κβαντισμένη μετάβαση των ελευθέρων ηλεκτρονίων από μία βασική κατάσταση σε μία διεγερμένη ή μία κβαντισμένη μεταβολή των τρόπων ταλάντωσης του μορίου.

Το φαινόμενο της απορρόφησης στους βιολογικούς ιστούς υπερτερεί έναντι της σκέδασης, για μήκη κύματος που λαμβάνουν τιμές $\lambda < 250$ nm και $\lambda > 2000$ nm. Η απορρόφηση του φωτός στο υπεριώδες οφείλεται στην παρουσία διαφόρων μακρομορίων, όπως πρωτεϊνών και DNA, ενώ στο ορατό και το εγγύς υπέρυθρο καθορίζεται από τη συγκέντρωση χρωμοφόρων, όπως είναι η αιμοσφαιρίνη και η μελανίνη, και για μεγαλύτερα μήκη κύματος έντονη απορρόφηση παρουσιάζει το νερό. Στα μήκη κύματος του ορατού και στο εγγύς υπέρυθρο υπερτερεί το φαινόμενο της σκέδασης.

2.3. Σκέδαση

Η σκέδαση αποτελεί ένα ακόμη φαινόμενο που λαμβάνει χώρα σε έναν ακτινοβολούμενο ιστό. Συμβαίνει σε συχνότητες που δεν ανταποκρίνονται στις

φυσικές συχνότητες των σωματιδίων, με αποτέλεσμα η εφαρμογή του ηλεκτρομαγνητικού κύματος να προκαλεί ταλάντωση του σωματιδίου/δίπολου και κατ' επέκταση δημιουργία νέας ακτινοβολίας που αποτελεί τη σκέδαση. Το ποσοστό του σκεδαζόμενου φωτός που ανακλάται από έναν ιστό ή διαδίδεται μέσω αυτού, εξαρτάται από τις εσωτερικές ιδιότητες ανάκλασης και απορρόφησης του ιστού.

Ο ιστός θεωρείται ως ένα τυχαίο, μη διαυγές μέσο, με διακυμάνσεις στις οπτικές του ιδιότητες αρκετά μικρές ούτως ώστε να παρεμποδιστεί η τοπική απορρόφηση. Παρόλο που τόσο η σκέδαση, όσο και η απορρόφηση, είναι εξαιρετικά σημαντικές παράμετροι για την περιγραφή των οπτικών ιδιοτήτων ενός ιστού, ως κυρίαρχος μηχανισμός στα μήκη κύματος από 600 έως 1300 nm θεωρείται η σκέδαση [7][8]. Στο γεγονός αυτό οφείλεται και η δυνατότητα της προσπίπτουσας ακτινοβολίας να διεισδύει έως και μερικά εκατοστά στους ιστούς, προσδίδοντας στην περιοχή αυτή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος και την ονομασία “οπτικό παράθυρο” [9]. Αντιθέτως σε αυτά τα μήκη κύματος η σκέδαση είναι πολύ έντονη στον ιστό, που ακόμη και σε λεπτά, με πάχος κάτω από ένα χιλιοστό, τμήματα ιστού τα διερχόμενα φωτόνια είναι πολύ πιθανό να υποστούν σκέδαση αρκετές φορές, μέχρι να φτάσουν στο σύνορο αυτού.

Το φαινόμενο της σκέδασης περιγράφει τον τρόπο με τον οποίο η ένταση του φωτός κατανέμεται εντός του ιστού λόγω αλλαγής κατεύθυνσης. Η σκέδαση ενός φωτονίου συνοδεύεται από μία μεταβολή στην κατεύθυνση διάδοσης χωρίς απώλεια ενέργειας. Οι δομές του ιστού μπορούν να είναι μακροσκοπικής κλίμακας, όπως για παράδειγμα οι μυϊκές ίνες, ή μικροσκοπικής, όπως κύτταρα, ενδοκυτταρικά σωματίδια, αλλά ακόμη και μακρομόρια ή νανοσωματίδια.

Ανάλογα με το μέγεθος των δομών σκέδασης, το φαινόμενο της σκέδασης μπορεί να χωριστεί σε διαφορετικές κατηγορίες. Έτσι, γίνεται λόγος για σκέδαση Rayleigh όταν το μέγεθος της δομής σκέδασης είναι πολύ μικρότερο από το μήκος κύματος ακτινοβολίας, δηλαδή $d \ll \lambda$, ενώ η σκέδαση Mie αναφέρεται στην περίπτωση που το μέγεθος του σκεδαστικού σωματιδίου είναι μεγαλύτερο ή ίσο του μήκος κύματος, δηλαδή $d \geq \lambda$. Σε επίπεδο βιολογικού ιστού, λαμβάνει χώρα ένας συνδυασμός των δύο σκεδάσεων σε κυμαινόμενο ποσοστό ανάλογα με το

ποιες δομές κυριαρχούν, όπως λ.χ. λιπίδια μεμβρανών, κυτταρικοί πυρήνες, ίνες κολλαγόνου, νερό κ.α.

Η σκέδαση *Rayleigh* είναι σχεδόν ισοτροπική και εξαρτάται από την πόλωση και το μήκος κύματος. Η ένταση I του φωτός που σκεδάζεται από ένα σφαιρικό σωματίδιο δίνεται από τον τύπο:

$$I = I_0 \frac{1 + \cos^2 \theta}{2R^2} \left(\frac{2\pi}{\lambda} \right)^4 \left(\frac{n_s^2 - n^2}{n_s^2 + 2n^2} \right) \left(\frac{d}{2} \right)^6 \quad (2.2)$$

όπου d είναι η διάμετρος του μέσου σκέδασης,

θ είναι η γωνία σκέδασης,

R είναι η απόσταση από το σωματίδιο,

n_s είναι ο δείκτης διάθλασης του μέσου σκέδασης, και

n είναι ο δείκτης διάθλασης του αέρα.

Λαμβάνοντας το μέσο όρο για όλες τις γωνίες προκύπτει η έκφραση για τη διατομή σκέδασης *Rayleigh*:

$$\sigma_s = \frac{2\pi^5 d^6}{3\lambda^4} \left(\frac{n_s^2 - n^2}{n_s^2 + 2n^2} \right)^2 \quad (2.3)$$

Η σκέδαση *Mie*, η οποία χωρίζεται σε κοντινού πεδίου και μακρινού πεδίου, δημιουργείται όταν τα σκεδάζοντα σωματίδια παρουσιάζουν διάμετρο συγκρίσιμη ή μεγαλύτερη από το μήκος κύματος του ακτινοβολούμενου φωτός. Κατά κύριο λόγο η σκέδαση *Mie* μπορεί να υπολογιστεί με βάση την κλασική θεωρία του *Maxwell*. Στην Εικόνα 2.1 φαίνεται μία σχηματική αναπαράσταση των σκεδάσεων *Mie* και *Rayleigh*.

Τα κυρίαρχα φαινόμενα που θα μας απασχολήσουν κατά την κατασκευή του προτύπου ανακλαστικότητας είναι η επιφανειακή σκέδαση και το ποσοστό της υποδόριας σκέδασης που επιστρέφει στην επιφάνεια και προστίθεται στην επιφανειακή σκέδαση. Σπουδαίας σημασίας για την επιτυχία της προτεινόμενης

μεθόδου ανακατασκευής είναι η αληθοφανής προσομοίωση της σκέδασης του φωτός από τα στρώματα της επιφάνειας που βρίσκονται κάτω από την επιδερμίδα.



Εικόνα 2.1: Σχηματική αναπαράσταση της σκέδασης Rayleigh και της σκέδασης Mie.

2.4. Ποσοτικοποίηση οπτικών ιδιοτήτων βιολογικού ιστού

Για τη σωστή προσομοίωση των ιδιοτήτων του ιστού πρέπει να ορίσουμε κάποια μεγέθη τα οποία ποσοτικοποιούν τα μεγέθη της σκέδασης και της απορρόφησης. Τα μεγέθη που θα περιγράψουμε είναι ο *συντελεστής απορρόφησης*, ο *συντελεστής σκέδασης*, το *βάθος διείσδυσης*, ο *ολικός συντελεστής εξασθένησης* και η *συνάρτηση φάσης*.

2.4.1. Συντελεστής απορρόφησης

Στους βιολογικούς ιστούς τα μόρια, τα οποία ευθύνονται κατά κύριο λόγο για την απορρόφηση είναι η *προφυρίνη*, η *αιμοσφαιρίνη*, η *μελανίνη*, η *φλαβίνη*, η *ρετινόλη*, τα *πυρηνικά οξέα*, το *δεσοξυριβονουκλεϊνικό οξύ (DNA)*, το *ριβονουκλεϊκό οξύ (RNA)*, και το *δινουκλεοτίδιο νικοτιναμιδίου-αδενίνης (NAD)*. Στην περιοχή του εγγύς υπέρυθρου (NIR) και του κεντρικού υπέρυθρου (MIR), η απορρόφηση που λαμβάνει χώρα στους ιστούς οφείλεται κυρίως στα μόρια του νερού, με μέγιστο βάθος στην περιοχή των 2,5 με 3 μm .

Η απορρόφηση χαρακτηρίζεται από το *συντελεστή απορρόφησης* (*absorption coefficient*) μ_a . Ο συντελεστής απορρόφησης ενός μέσου προκύπτει από την εφαρμογή του νόμου *Beer-Lambert*, ο οποίος περιγράφει το ποσοστό μείωσης της ακτινοβολίας η οποία περνά από ένα απορροφητικό μέσο. Αρχικά η εξασθένηση dI λόγω απορρόφησης μίας σύμφωνης δέσμης αρχικής έντασης I που διέρχεται μέσω ενός υλικού απειροστού πάχους dx , δίνεται από τη σχέση [10]:

$$dI = -\mu_a \cdot I \cdot dx \quad (2.4)$$

όπου μ_a είναι ο συντελεστής απορρόφησης, ο οποίος έχει διαστάσεις αντιστρόφου μήκους (cm^{-1}) και αντίστροφη ποσότητα εκφράζει τη μέση ελεύθερη διαδρομή ενός φωτονίου μέχρι να συμβεί η απορρόφηση.

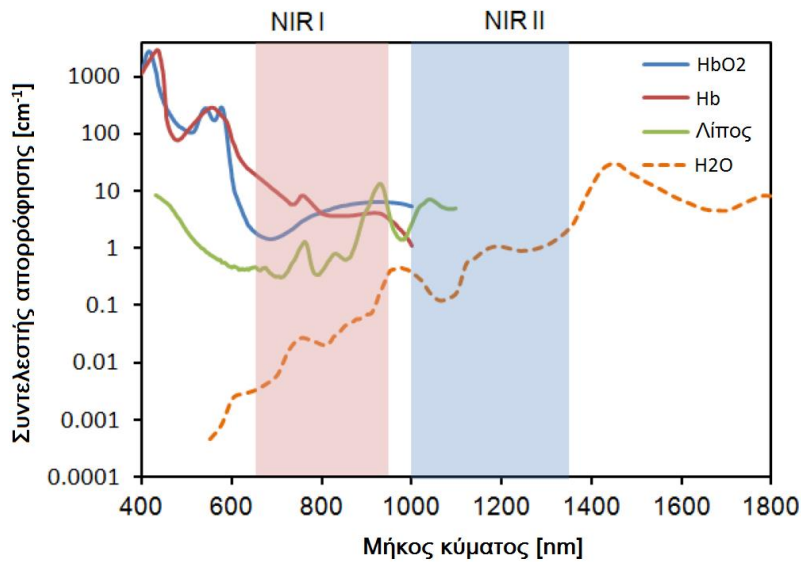
Ο συντελεστής απορρόφησης, περιγράφοντας ένα μέσο που περιέχει πολλά σωματίδια απορροφητές της ακτινοβολίας μπορεί να εκφραστεί και με την ακόλουθη σχέση:

$$\mu_a = \rho_a \cdot \sigma_a \quad (2.5)$$

όπου το ρ_a λαμβάνει μονάδες αντιστρόφου όγκου, (cm^{-3}), κι εκφράζει την πυκνότητα όγκου, ενώ το σ_a με μονάδες εμβαδού, (cm^{-2}), εκφράζει την περιοχή της ενεργού διατομής της απορρόφησης. Με ολοκλήρωση της Εξ. (2.4) σε ένα πάχος x και αντικατάσταση του συντελεστή απορρόφησης από την εξίσωση (2.5), προκύπτει ο νόμος των *Beer-Lambert*:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\rho_a \cdot \sigma_a \cdot x} \quad (2.6)$$

όπου I_0 είναι η αρχική ένταση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Η παραπάνω σχέση ισχύει μόνο στην περίπτωση που η σκέδαση στο μέσο διάδοσης θεωρείται αμελητέα σε σχέση με την απορρόφηση.



Εικόνα 2.2: Συντελεστής απορρόφησης (σε λογαριθμική κλίμακα) οξυγονωμένου αίματος (HbO_2), αποξυγονωμένου αίματος (Hb), λίπους καθώς και νερού (H_2O) ως συνάρτηση του μήκους κύματος.

2.4.2. Συντελεστής σκέδασης

Ο συντελεστής σκέδασης (*scattering coefficient*), μ_s , ορίζεται ως η ικανότητα του ιστού να σκεδάζει το φως. Η εξίσωση *Beer-Lambert* στην περίπτωση που ο συντελεστής απορρόφησης είναι αμελητέος σε σχέση με αυτόν της σκέδασης είναι:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu_s \cdot x} \quad (2.7)$$

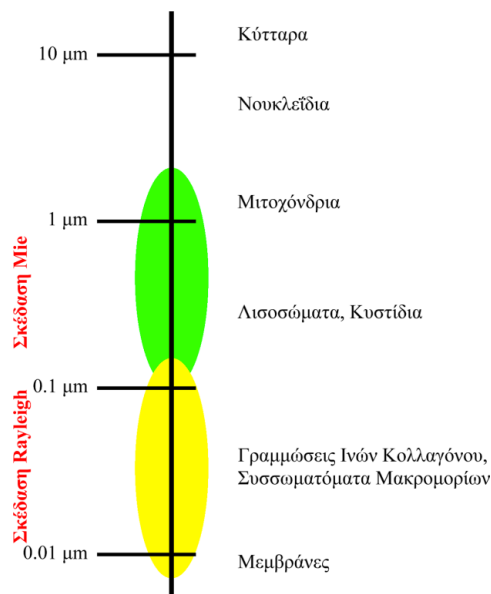
όπου I είναι το ποσό του φωτός που δεν έχει σκεδαστεί, μετά από διαδρομή μήκους x μέσα σε ένα σκεδαστικό μέσο που δεν απορροφά. Ο συντελεστής σκέδασης, όπως και ο συντελεστής απορρόφησης, μετριέται σε μονάδες αντιστρόφου μήκους, (cm^{-1}), ενώ η αντίστροφη ποσότητά του εκφράζει τη μέση ελεύθερη διαδρομή ενός φωτονίου, μέχρι να σκεδαστεί.

Επίσης, ο συντελεστής σκέδασης περιγράφοντας ένα μέσο που περιέχει μεγάλο αριθμό σκεδαστικών σωματιδίων, μπορεί να εκφραστεί και με την ακόλουθη σχέση [10]:

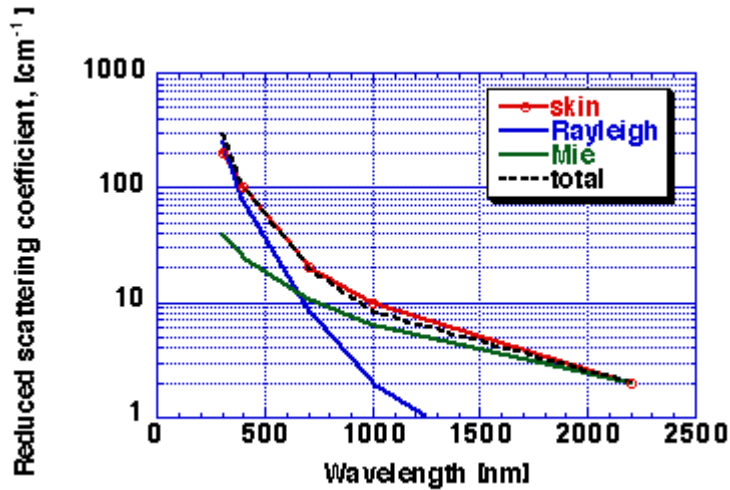
$$\mu_s = \rho_s \cdot \sigma_s \quad (2.8)$$

όπου το ρ_s το οποίο μετρείται σε μονάδες αντιστρόφου όγκου, (cm^{-3}), εκφράζει την πυκνότητα του όγκου ενώ η περιοχή ενεργού διατομής σκέδασης συμβολίζεται με σ_s , (μονάδες cm^{-2}).

Στο ανθρώπινο δέρμα για τα οπτικά μήκη κύματος ο συντελεστής σκέδασης είναι πολύ μεγαλύτερος από τον συντελεστή απορρόφησης, με αποτέλεσμα το μέσο ελεύθερο μήκος διαδρομής για να συμβεί απορρόφηση να είναι 5 mm, ενώ το μέσο ελεύθερο μήκος διαδρομής για σκέδαση 50 μm . Αυτό σημαίνει ότι, στατιστικά, ένα φωτόνιο σκεδιάζεται 100 φορές μέχρι να απορροφηθεί.



Εικόνα 2.3: Ιεραρχία υπερδομών σε σχέση με το μήκος κύματος του προσπίπτοντος φωτός. Η σκέδαση από σωματίδια μεγέθους ισοδύναμου ως προς την τάξη με το μήκος κύματος περιγράφεται από τη θεωρία Mie, ενώ το όριο Rayleigh της Mie σκέδασης, ή απλά σκέδαση Rayleigh, συμβαίνει όταν το μέγεθος των σωματιδίων μικραίνει κατά πολύ σε σχέση με το μήκος κύματος.



Εικόνα 2.4: Τυπικές τιμές συντελεστή σκέδασης για σκέδαση Rayleigh και σκέδαση Mie στο δέρμα.

2.4.3. Ολικός συντελεστής εξασθένησης

Το άθροισμα του συντελεστή σκέδασης μ_s και του συντελεστή ανάκλασης μ_a ονομάζεται ολικός συντελεστής εξασθένησης, μ_t , και έχει και αυτός μονάδες αντιστρόφου μήκους (cm^{-1}) [10]:

$$\mu_t = \mu_a + \mu_s \quad (2.9)$$

Η μέτρηση των παραπάνω οπτικών σταθερών των βιολογικών ιστών είναι κάθε άλλο παρά εύκολη. Ο ολικός συντελεστής εξασθένησης μ_t μπορεί να μετρηθεί στην περίπτωση, όπου μία παράλληλη δέσμη προσπίπτει σε ένα δείγμα ιστού καθορισμένου πάχους και μόνο τα φωτόνια που διέρχονται από μέσο σκέδασης φτάνουν στον ανιχνευτή.

Το βάθος διείσδυσης ορίζεται ως η μέση απόσταση που δύναται να ταξιδέψει το φως πριν απορροφηθεί ή/και σκεδαστεί, και μετριέται σε μονάδες μήκους (cm). Υπολογίζεται ως το αντίστροφο του ολικού συντελεστή εξασθένησης μ_t :

$$\delta = \frac{1}{\mu_t} = \frac{1}{\mu_a + \mu_s} \quad (2.10)$$

Το βάθος διείσδυσης εκφράζει το πάχος του ιστού στο οποίο το μέτρο της έντασης της ακτινοβολίας ελαττώνεται στο e^{-1} (37%) της έντασης της αρχικής προσπίπτουσας ακτινοβολίας.

Ο ολικός συντελεστής εξασθένησης και το βάθος διείσδυσης είναι μεγέθη εξαιρετικά χρήσιμα, καθώς στις περισσότερες περιπτώσεις βιολογικών μέσων τόσο η απορρόφηση όσο και η σκέδαση έχουν εξίσου υπολογίσιμη συνεισφορά στην εξασθένηση της δέσμης.

Το βάθος διείσδυσης της φωτεινής ακτινοβολίας στον ιστό είναι μεγαλύτερο στην περιοχή μηκών κύματος από 700 έως 900 nm, αυτή η περιοχή ονομάζεται *οπτικό παράθυρο* (*optical window*). Αυτό συμβαίνει επειδή σε αυτήν την περιοχή παρουσιάζουν την ελάχιστη απορρόφηση τα κύρια συστατικά απορρόφησης στον ιστό, δηλαδή το αίμα, το νερό και η μελανίνη.

Το *οπτικό βάθος*, τ , είναι το γινόμενο του πάχους του ιστού d με το άθροισμα των συντελεστών σκέδασης και απορρόφησης [10][11]:

$$\tau = d \cdot (\mu_a + \mu_s) \quad (2.11)$$

Στην περίπτωση που το οπτικό βάθος ισούται με τη μονάδα, η πιθανότητα το φως να ταξιδέψει την απόσταση d , χωρίς να υποστεί σκέδαση ή απορρόφηση, ισούται με e^{-1} , δηλαδή με 37%.

2.4.4. Λευκαύγεια

Η *λευκαύγεια*, (*albedo*), a , είναι μία αδιάστατη παράμετρος που ορίζεται ως ο λόγος της σκέδασης προς τον ολικό συντελεστή εξασθένησης [11][12]:

$$a = \frac{\mu_s}{\mu_t} = \frac{\mu_s}{\mu_a + \mu_s} \quad (2.12)$$

Από την παραπάνω σχέση προκύπτει άμεσα ότι όταν η λευκαύγεια ισούται με τη μονάδα υπάρχει μόνο σκέδαση, ενώ όταν ισούται με το μηδέν το μέσο δεν παρουσιάζει την ιδιότητα της σκέδασης της ακτινοβολίας. Οι τιμές που λαμβάνει η λευκαύγεια στην περίπτωση των ιστών κυμαίνονται από ~ 0.99 έως ~ 0.999 , για μήκη κύματος μεταξύ των 600 nm και των 1300 nm περίπου, και αποτελεί έναν ακόμη δείκτη της επικράτησης της σκέδασης έναντι της απορρόφησης σε αυτή την περιοχή του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος [12].

2.4.5. Συνάρτηση φάσης

Ένα επιπλέον μέγεθος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει την αλλαγή κατεύθυνσης λόγω σκέδασης είναι η *συνάρτηση φάσης* $g(s',s)$, η οποία εκφράζει την πιθανότητα μία ακτίνα με αρχική κατεύθυνση s να σκεδαστεί προς μία καινούρια κατεύθυνση s' . Ως προσέγγιση αυτής της πιθανότητας έχουν χρησιμοποιηθεί πολλές μαθηματικές συναρτήσεις, ωστόσο στην περίπτωση του βιολογικού ιστού έχει επικρατήσει η συνάρτηση φάσης των *Henyey-Greenstein*, η οποία εξαρτάται μόνο από τη γωνία φ μεταξύ s' και s [13].

$$p(\varphi) = \frac{1}{4\pi} \cdot \frac{a \cdot (1 - g^2)}{(1 + g^2 - 2 \cdot g \cdot \cos \varphi)^{3/2}} \quad (2.13)$$

όπου a είναι η λευκαύγεια της επιφάνειας. Το μέγεθος g καλείται *παράγοντας ανισοτροπίας* (*anisotropy factor*), είναι αδιάστατο μέγεθος και λαμβάνει απόλυτες τιμές από -1 έως 1, με τη μηδενική τιμή να χαρακτηρίζει την ισότροπη σκέδαση ($g = 0$), τις αρνητικές τιμές την οπισθοσκέδαση (πιθανότερη γωνία σκέδασης οι 0°) και τις θετικές τιμές την εμπροσθοσκέδαση (πιθανότερη γωνία σκέδασης οι 180°). Η μοναδιαία τιμή αντιστοιχεί στην πλήρη εμπροσθοσκέδαση ($g = 1$). Στο βιολογικό ιστό ο παράγοντας g λαμβάνει τιμές από 0,6 έως 0,9, η σκέδαση δηλαδή είναι εντόνως εμπρόσθια.

Λαμβάνοντας υπόψη την τιμή του παράγοντα ανισοτροπίας, μπορεί να οριστεί ο ενεργός συντελεστής σκέδασης (*reduced scattering coefficient*) μ'_s , ο οποίος έχει μονάδες cm^{-1} και ορίζεται ως:

$$\mu'_s = \mu_s (1 - g) \quad (2.14)$$

Ο σκοπός του μ'_s είναι να περιγράψει τη διάχυση των φωτονίων σε μία πορεία από τυχαία βήματα μεγέθους $1/\mu'_s$ (cm), όπου κάθε βήμα περιλαμβάνει και μία ισοτροπική σκέδαση.

Σε αντιστοιχία με τον ολικό συντελεστή εξασθένησης, ορίζεται ο ολικός ενεργός συντελεστής εξασθένησης (*transport attenuation coefficient*) μ_{tr} με μονάδες αντιστρόφου μήκους (cm^{-1}):

$$\mu_{tr} = \mu_a + \mu'_s \quad (2.15)$$

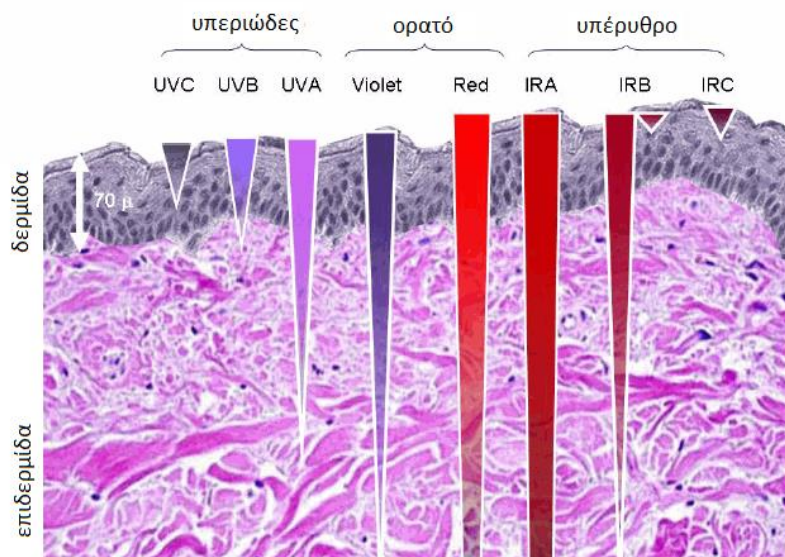
όπου η αντίστροφη ποσότητα εκφράζει τη μέση ελεύθερη διαδρομή που μπορεί να διανύσει ένα φωτόνιο χωρίς να υποστεί απορρόφηση ή/και ισότροπη σκέδαση.

Η επιλογή του κατάλληλου προτύπου για τον υπολογισμό της κατανομής των φωτονίων και της διείσδυσης εντός του ιστού εξαρτάται από τις τιμές που λαμβάνουν οι συντελεστές μ_a και μ'_s [14]. Έτσι, μπορεί να γίνει διάκριση στις εξής περιπτώσεις:

- $\mu_a > \mu'_s$: στην περιοχή αυτή επικρατεί το φαινόμενο της απορρόφησης, άρα υπερισχύει ο νόμος των *Beer–Lambert* ($\lambda < 200$ nm και $\lambda > 2000$ nm)
- $\mu_a < \mu'_s$: στην περιοχή αυτή επικρατεί η σκέδαση (300 nm $< \lambda < 1150$ nm)
- $\mu_a \approx \mu'_s$: στην περιοχή αυτή τα δύο φαινόμενα είναι συγκρίσιμα.

Στην Εικόνα 2.5 αναπαρίσταται σχηματικά η διείσδυση φωτεινής ακτινοβολίας διαφόρων μηκών κύματος σε δερματικό ιστό, εξασθένηση μέχρι 1% παρατηρείται:

- σε μήκη κύματος 250-280 nm σε βάθος 40 μm
- στα 300 nm σε βάθος 100 μm
- στα 360 nm σε βάθος 190 μm
- στα 400 nm σε βάθος 250 μm
- στα 700 nm σε βάθος 400 μm
- στα 1,2 μm σε βάθος 800 μm
- στα 2 μm σε βάθος 400 μm
- στα 2,5 μm σε βάθος 1 μm



Εικόνα 2.5: Βάθος διείσδυσης φωτεινής ακτινοβολίας στο δέρμα για διαφορετικά μήκη κύματος.

3. Πρότυπα Ανακλαστικότητας Δέρματος

Κρίσιμη για την επιτυχία της μεθόδου τρισδιάστατης ανακατασκευής είναι η σωστή επιλογή του προτύπου που θα προσομοιώσει με βέλτιστο τρόπο την ανακλαστικότητα της εξεταζόμενης επιφάνειας. Όπως ειπώθηκε στην Παράγραφο 2.4. , κατά την πρόσπτωση μίας δέσμης πάνω σε μία επιφάνεια, ένα μέρος της ανακλάται και το υπόλοιπο, δεδομένου ότι η επιφάνεια έχει τουλάχιστον μερική διαφάνεια σε αυτά τα μήκη κύματος, εισέρχεται στα υποκείμενα στρώματα αυτής.

Το ποσοστό του ανακλώμενου στην επιφάνεια φωτός καθώς και ο τρόπος που αυτό ανακλάται, παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο στο πως το ανθρώπινο μάτι αντιλαμβάνεται την επιφάνεια αυτή. Τα πρότυπα ανακλαστικότητας είναι μία προσπάθεια προσομοίωσης των οπτικών ιδιοτήτων μίας επιφάνειας. Στο κεφάλαιο αυτό θα αναφέρουμε τις βασικές ιδιότητες του ανθρώπινου δέρματος καθώς και τα βασικότερα πρότυπα ανακλαστικότητας που χρησιμοποιούνται σήμερα.

Ορισμένες βιολογικές επιφάνειες, όπως το δέρμα που εξετάζουμε εδώ, παρουσιάζουν κάποιο βαθμό διαφάνειας σε ορισμένα μήκη κύματος, με αποτέλεσμα ένα ποσοστό της εισερχόμενης ακτινοβολίας ύστερα από σκεδάσεις στα υποδόρια στρώματα να επιστρέφει στην επιφάνεια και να προστίθεται στην ανακλώμενη δέσμη. Η διάχυση στο εσωτερικό του ιστού είναι μία εξαιρετικά πολύπλοκη διαδικασία και εξαρτάται από τη σύσταση των διαφόρων στρωμάτων του. Όλες αυτές οι ιδιαιτερότητες πρέπει να ληφθούν υπόψη στην επιλογή του

προτύπου ανακλαστικότητας που θα χρησιμοποιηθεί για την τρισδιάστατη ανακατασκευή μιας τέτοιας επιφάνειας.

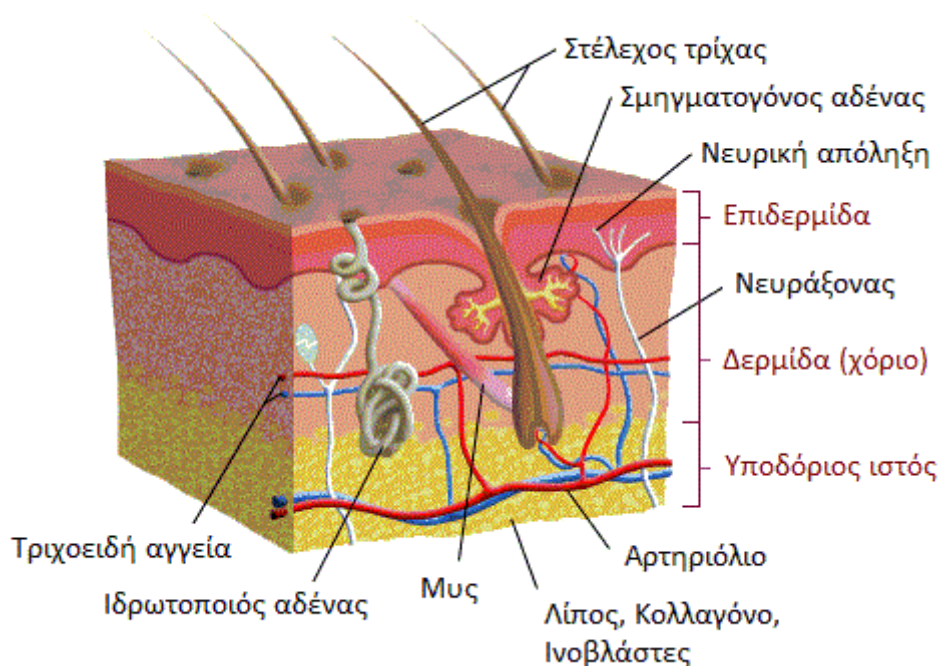
Το δέρμα αποτελεί τη βιολογική επιφάνεια πάνω στην οποία προσανατολίζεται η πλειοψηφία των μεθόδων επιφανειακής ανακατασκευής στην Βιοϊατρική. Λόγω των ιδιαίτερων προκλήσεων που παρουσιάζει αποφασίσαμε να προσανατολίσουμε την έρευνά μας προς αυτή την κατεύθυνση.

Στη συνέχεια του κεφαλαίου αφού περιγράψουμε εν συντομία τη βασική ανατομία του ανθρωπίνου δέρματος θα αναλύσουμε τη συνάρτηση BRDF, ενός σημαντικότερου μεγέθους μέτρησης της ανακλαστικότητας μίας επιφάνειας. Ακολούθως θα παρουσιάσουμε κάποια απλά πρότυπα ανακλαστικότητας, με σκοπό την κατανόηση των βασικών αρχών της γεωμετρικής οπτικής, καθώς και ορισμένα πιο εξειδικευμένα κατάλληλα για την περίπτωση πολυστρωματικών βιολογικών επιφανειών, πριν καταλήξουμε στο πρότυπο που θα χρησιμοποιήσουμε στην προτεινόμενη μέθοδο ανακατασκευής.

3.1. Η ανατομία του δέρματος

Το δέρμα αποτελεί το μεγαλύτερο όργανο του ανθρώπινου σώματος, καταλαμβάνοντας το 16% του σωματικού βάρους και έχοντας μέση επιφάνεια 1,8 m² [15]. Η σημαντικότερη λειτουργία του είναι ο σχηματισμός ενός φυσικού φράγματος προστασίας μεταξύ των ευαίσθητων εσωτερικών οργάνων και του περιβάλλοντος, ενώ παράλληλα ρυθμίζει τη θερμοκρασία του σώματος, ελέγχει δια μέσου του τη διέλευση νερού, ηλεκτρολυτών και διάφορων άλλων ουσιών, και επίσης παρέχει προστασία από μικροοργανισμούς, τοξικούς παράγοντες και την υπερϊώδη ακτινοβολία.

Το δέρμα αποτελείται από τρία δομικά στρώματα: την *επιδερμίδα*, το *χόριο* και το *υποδόριο*. Τα μαλλιά, τα νύχια, οι σμηγματογόνοι και οι αποκρινείς ιδρωτοποιοί αδένες θεωρούνται παράγωγα του δέρματος (Εικόνα 3.1). Τα κύτταρα των εξωτερικών στρωμάτων συνεχώς αντικαθίστανται από εσωτερικά κύτταρα που κινούνται προς την επιφάνεια, ενώ το πάχος του δέρματος ποικίλλει ανάλογα με την ανατομική θέση και την ηλικία του ατόμου.



Εικόνα 3.1: Δερματικός ιστός σε εγκάρσια τομή.

Η *επιδερμίδα* είναι το εξωτερικό στρώμα, που χρησιμεύει ως το φυσικό φράγμα μεταξύ του εσωτερικού του σώματος και του εξωτερικού περιβάλλοντος [16][17]. Η *δερμίδα* είναι το βαθύτερο στρώμα που παρέχει τη δομική υποστήριξη του δέρματος, κάτω από το οποίο βρίσκεται ένα χαλαρό στρώμα συνδετικού ιστού, το *υποδόριο* ή *υποδερμίδα*, στο οποίο συσσωρεύεται λίπος.

3.1.1. *Επιδερμίδα*

Η επιδερμίδα αποτελείται από το *πλακώδες επιθήλιο*. Τα κύρια κύτταρα της ονομάζονται κερατινοκύτταρα, και συνθέτουν την πρωτεΐνη κερατίνη. Τα δεσμοσώματα συνδέουν τα κερατινοκύτταρα, τα οποία βρίσκονται σε μία διαρκή κατάσταση μετάβασης από τα βαθύτερα στρώματα προς την επιφάνεια. Στην επιδερμίδα υπάρχουν επίσης τα μελανοκύτταρα, από τα οποία παράγεται η μελανίνη. Η μελανίνη έχει δύο διαφορετικούς τύπους: τη *φαιομελανίνη* και την *ευμελανίνη* [18]. Η ευμελανίνη είναι πιο πλούσια σε άτομα με σκούρο δέρμα, ενώ η φαιομελανίνη υπάρχει τόσο σε ανοιχτόχρωμα όσο και σκουρόχρωμα δέρματα.

Το πάχος της επιδερμίδας κυμαίνεται από 0.05 mm στα βλέφαρα έως $0,8 \pm 1.5$ mm στα πέλματα και τις παλάμες.

Τα πέντε στρώματα της επιδερμίδας, ξεκινώντας από το εσωτερικό προς την επιφάνεια, είναι τα εξής: (i) η *βασική στιβάδα*, (ii) η *ακανθωτή στιβάδα* ή *διαυγαστική στιβάδα*, (iii) η *κοκκώδης στιβάδα*, (iv) η *διαυγαστική στιβάδα* και (v) η *κεράτινη στιβάδα*.

Βασική στιβάδα (stratum basale)

Είναι η βαθύτερη στιβάδα της επιδερμίδας και αποτελεί το όριο μεταξύ δερμίδας και επιδερμίδας. Αποτελείται μόνο από ένα στρώμα βασίφιλων κυττάρων, η βασική επιφάνεια των οποίων προσφύεται στη βασική μεμβράνη. Η στιβάδα αυτή χαρακτηρίζεται από έντονη μιτωτική δραστηριότητα και είναι υπεύθυνη για τη συνεχή ανανέωση των επιδερμικών στοιβάδων. Σε αυτήν παράγονται τα κερατινοκύτταρα και περιλαμβάνει περίπου το 8% του νερού που βρίσκεται αποθηκευμένο στην επιδερμίδα. Κατά τη γήρανση, γίνεται όλο και λεπτότερη και χάνει την ικανότητα να συγκρατεί νερό.

Ακανθωτή στιβάδα (stratum spinosum)

Αποτελείται από 5 έως 15 στρώματα βασίφιλων κυττάρων, τα οποία παράγουν την πρωτεΐνη κυτταροκερατίνη. Η κυτταροκερατίνη σχηματίζει κάποια ινίδια, τα τανοϊνίδια, τα οποία είναι υπεύθυνα για την ακανθώδη εμφάνιση των κυττάρων αυτής της στιβάδας. Το πάχος αυτής της στιβάδας ανέρχεται τυπικά από 50 έως 150 μm .

Κοκκώδης στιβάδα (stratum granulosum)

Αποτελείται από 3 έως 5 στρώματα κοκκωδών κυττάρων και έχει πάχος συνήθως 3 μm . Σε αυτήν την υποστιβάδα ξεκινά η κερατινοποίηση των κερατινοκυττάρων, δηλαδή η δημιουργία ώριμου συμπλέγματος κερατίνης από τατοϊνίδια και κερατοϋαλίνη κατά την οποία τα οργανίδιά τους, όπως ο πυρήνας και τα μιτοχόνδρια λύνονται. Τα κύτταρα πληρώνονται με όλο και μεγαλύτερη ποσότητα ινών κερατίνης και μειώνεται η υγρασία. Τέλος το σχήμα τους αλλάζει και γίνονται πεπλατυσμένα.

Διαυγής στιβάδα (*stratum lucidum*)

Βρίσκεται μόνο στις περιοχές με παχύ δέρμα, παραδείγματος χάρη τα πέλματα και τις παλάμες. Είναι ημιδιαφανής και αποτελείται από ένα στρώμα ηωσινόφιλων κυττάρων.

Κεράτινη στιβάδα (*stratum corneum*)

Είναι η εξωτερική υποστιβάδα της επιδερμίδας, αποτελείται από 15 έως 20 στρώματα απύρηνων, κερατοποιημένων κυττάρων και έχει πάχος από 8-15 μm. Συγκροτείται από αρκετά στρώματα εξαγωνικών επίπεδων κερατινοκυττάρων, τα οποία περιβάλλονται από λιπίδια. Τα κερατινοκύτταρα σε αυτήν τη στιβάδα είναι αφυδατωμένα, χωρίς οργανίδια και πληρωμένα με ίνες κερατίνης. Αυτή η στιβάδα παίζει σπουδαίο ρόλο στη διατήρηση της υγρασίας του δέρματος και περιέχει και το 10%-15% της συνολικής ποσότητας νερού που είναι αποθηκευμένο στην επιδερμίδα. Πλησιάζοντας προς την επιφάνεια, λαμβάνει χώρα η διαδικασία της αποφολίδωσης, όπου καταστρέφεται η εσωτερική δομή των κυττάρων.

3.1.2. Δερμίδα

Η δερμίδα (ή αλλιώς χόριο) ποικίλει σε πάχος, που κυμαίνεται από 0.6 mm στα βλέφαρα 3 mm στην πλάτη, τις παλάμες και τα πέλματα. Βρίσκεται κάτω από την επιδερμίδα και αποτελείται από ινοβλάστες, οι οποίοι παράγουν κολλαγόνο, ελαστίνη και πρωτεογλυκάνες, καθώς και από ιστιοκύτταρα και μακροφάγα. Οι ίνες κολλαγόνου αποτελούν το 70% του δερμίδας, δίνοντας αντοχή και σκληρότητα. Η ελαστίνη διατηρεί την ελαστικότητα, ενώ οι πρωτεογλυκάνες παρέχουν ιξώδες και ενυδάτωση. Εντός του ινώδους ιστού της δερμίδας περιέχονται η δερματική αγγείωση, λεμφαγγεία, νευρικά κύτταρα και ίνες, ιδρωτοποιοί αδένες, οι ρίζες των τριχών και μικρές ποσότητες γραμμωτών μυών. Διαιρείται σε δύο στιβάδες: (i) τη *θηλώδη στιβάδα* και (ii) τη *δικτυωτή στιβάδα*.

Θηλώδης στιβάδα (*papillary layer*)

Είναι η στιβάδα που βρίσκεται κάτω και συνδέεται με την επιδερμίδα. Συγκροτείται από χαλαρό συνδετικό ιστό και περιέχει μεγάλο αριθμό νευρικών

ινών, τριχοειδή αγγεία, νερό και ίνες κολλαγόνου, οι οποίες συγκρατούν την επιδερμίδα επί της δερμίδας (ινίδια αγκυροβολίας).

Δικτυωτή στιβάδα (reticular layer)

Είναι η στιβάδα που εκτείνεται από τη βάση της θηλώδους στιβάδας προς τον υποδόριο ιστό. Συνιστά τον κύριο όγκο της δερμίδας και ονομάζεται έτσι λόγω της δικτυωτής κατανομής των ινών κολλαγόνου. Αποτελείται από πυκνό συνδετικό ιστό, κυρίως κολλαγόνο τύπου I, και ίνες ελαστίνης.

3.1.3. Υποδόριος ιστός

Ο υποδόριος ιστός (ή επιπολής περιτονία) είναι μία ελαστική στιβάδα που αποτελείται από χαλαρό συνδετικό ιστό και μεγάλη ποσότητα λιπώδων κυττάρων. Χάρη σε αυτό, αυξάνεται η κινητικότητα του δέρματος, καθώς μπορεί να ολισθαίνει πάνω στα υποκείμενα όργανα. Επιπλέον, λόγω του λιπώδους ιστού αυξάνεται η θερμομόνωση, αποθηκεύεται ενέργεια και απορροφούνται οι κραδασμοί, προστατεύοντας τα αγγεία του αίματος και τις νευρικές απολήξεις. Έχει πάχος 4mm - 9mm κατά μέσο όρο, το οποίο διαφέρει από άνθρωπο σε άνθρωπο και εξαρτάται από την κατανομή λίπους στο σώμα, καθώς μπορεί να φτάσει τα 3 cm στην κοιλιακή χώρα.

3.2. Αλληλεπίδραση φωτός-δέρματος

Λαμβάνοντας υπόψη την παραπάνω δομή του δέρματος, στην περίπτωση όπου φως προσπίπτει σε αυτό λαμβάνουν χώρα διαφορετικά φαινόμενα σε κάθε στιβάδα δέρματος. Έτσι, μέρος του φωτός μπορεί να υποστεί ανάκλαση και ανάλογα με τη σύσταση κάθε στιβάδας μπορεί να υποστεί σε διαφορετικό βαθμό απορρόφηση και σκέδαση ακολουθώντας διαφορετικές πορείες.

Το πρώτο στρώμα του δέρματος που αλληλοεπιδρά με την προσπίπτουσα ακτινοβολία είναι η επιδερμίδα. Λόγω των διαφορετικών δεικτών διάθλασης μεταξύ αέρα ($n_{\text{αέρα}} \approx 1.0$) και επιδερμίδας ($n_{\text{επιδ}} \approx 1.37-1.5$) ένα ποσοστό της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, που κυμαίνεται από 4 έως 7% της αρχικής έντασής

του, υφίσταται ανάκλαση, όπως περιγράφουν οι εξισώσεις Fresnel [19]. Οι τρίχες, που κατανέμονται σε όλη την επιφάνεια του σώματος εκτός από τις παλάμες των χεριών, τα πέλματα, το άνω μέρος των ποδιών και τις κοιλότητες που καλύπτονται από βλεννογόνο, συμπεριφέρονται ως ισχυροί σκεδαστές της προσπίπτουσας ακτινοβολίας και επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό την ανακλαστικότητα του δέρματος. Οι λεπτές ρυτίδες που παρατηρούνται στα επιφανειακά στρώματα του δέρματος κάνουν τη μορφολογία του δέρματος τραχιά και επομένως συμβάλλουν στην διάχυση του φωτός που προσπίπτει στην επιφάνεια του δέρματος.

Στη συνέχεια, το υπόλοιπο μέρος του προσπίπτοντος φωτός διεισδύει στο εσωτερικό της επιδερμίδας. Η επιδερμίδα περιέχει μεγάλη ποσότητα μελανίνης, κυρίως κατά μήκος της διεπαφής με τη στιβάδα της δερμίδας. Λόγω της χρωστικής αυτής λαμβάνει χώρα σημαντική απορρόφηση, η οποία συμβάλει στην διαμόρφωση του χρώματος του δέρματος. Η απορρόφηση λόγω μελανίνης έχει τοπική επίδραση με υψηλή χωρική διακύμανση λόγω των θυλάκων των τριχών, των ιδρωτοποιών αδένων, φακίδων κ.ά.

Σε αντίθεση με την επιδερμίδα, το χόριο παρουσιάζει διαφορετικές οπτικές ιδιότητες λόγω της διαφορετικής σύστασής του. Οι χρωστικές που κυριαρχούν εδώ είναι η αιμοσφαιρίνη (στις δύο μορφές της - οξυγονωμένη και μη οξυγονωμένη) και το β-καροτένιο [20]. Ως εκ τούτου, στην περιοχή του πράσινου και του μπλε υπάρχει μεγάλη απορρόφηση, κυρίως λόγω της αιμοσφαιρίνης των τριχοειδών αγγείων και των άνω αρτηριολίων και φλεβιδίων. Στην περιοχή του κόκκινου κυριαρχεί η σκέδαση, οπότε αυξάνεται και το βάθος στο οποίο μπορεί να διεισδύσει το φως. Εδώ η σκέδαση του φωτός είναι ένα μη-τοπικό, αργά μεταβαλλόμενο φαινόμενο. Και στα δύο στρώματα, την επιδερμίδα και τη δερμίδα, έχει πειραματικάδειχθεί ότι η σκέδαση είναι ανισοτροπική και κυρίως πρόσθια.

Τέλος, στον υποδόριο ιστό παρατηρείται ελάχιστη απορρόφηση καθώς τα λιπώδη κύτταρα ανακλούν την ακτινοβολία στα ανώτερα στρώματα.

3.3. Η συνάρτηση BRDF

Βασικό μέγεθος στη μελέτη της επιφανειακής ανάκλασης είναι η αναλυτική συνάρτηση BRDF (*Bidirectional Reflectance Distribution Function - BRDF*), f_r , η οποία μετρά τη φαινόμενη λαμπρότητα μίας επιφάνειας από οποιαδήποτε γωνία θέασης και για οποιαδήποτε γωνία πρόσπτωσης της φωτεινής ακτινοβολίας. Ο ορισμός της κατάλληλης BRDF θα βασιστεί στις γνώσεις πάνω στην συνάρτηση φάσης που περιγράφηκε στην Παράγραφο 2.4.5.

3.4. Κατοπτρικό πρότυπο

Το πρώτο και απλούστερο πρότυπο ανακλαστικότητας είναι το *κατοπτρικό*, στο οποίο η επιφάνεια θεωρείται πλήρως αδιαφανής στα μήκη κύματος της προσπίπτουσας ακτινοβολίας. Μια κατοπτρική επιφάνεια αντανακλά το φως που προσπίπτει σε αυτή από μία κατεύθυνση (θ_i, φ_i) μόνο σε μία κατεύθυνση ανάκλασης $(\theta_r, \varphi_r) = (\pi - \theta_i, \varphi_i)$ χωρίς απώλειες (Εικόνα 3.2). Εν προκειμένω η συνάρτηση BRDF είναι:

$$f_{br}(\theta_i, \varphi_i, \theta_r, \varphi_r) = \frac{\delta(\theta_r - \theta_i) \delta(\varphi_r - \varphi_i - \pi)}{\sin \theta_i \cos \theta_i} \quad (3.1)$$

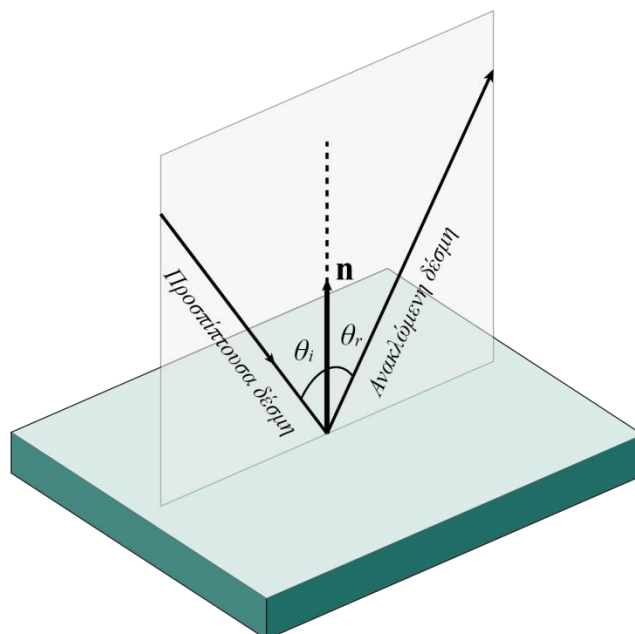
και προκύπτει ότι η ανακλώμενη λαμπρότητα σχετίζεται με την προσπίπτουσα λαμπρότητα ως εξής:

$$L_r(\theta_r, \varphi_r) = L_i(\pi - \theta_r, \varphi_r) \quad (3.2)$$

που αποτελεί το νόμο της τέλει ανάκλασης.

Πρέπει να ληφθεί υπόψη πως το κατοπτρικό πρότυπο ανακλαστικότητας αποτελεί μία θεωρητική μόνο προσέγγιση της πραγματικότητας, αν και σήμερα

έχουν κατασκευαστεί ανακλαστικές επιφάνειες από προηγμένα υλικά με χαρακτηριστικά πολύ κοντά σε αυτά μιας τέλει κατοπτρικής επιφάνειας.



Εικόνα 3.2: Η κατοπτρική ανάκλαση. Η ανακλώμενη δέσμη σχηματίζει γωνία ανάκλασης θ_r , ίση με τη γωνία πρόσπτωσης θ_i , και επιπλέον κείται στο επίπεδο που σχηματίζουν η προσπίπτουσα δέσμη και το μοναδιαίο κάθετο διάνυσμα \hat{n} στο σημείο πρόσπτωσης.

3.4.1. Πρότυπα με βάση το κατοπτρικό πρότυπο

Το πρότυπο *Torrance-Sparrow* είναι μία πιο ρεαλιστική προσέγγιση της πραγματικότητας, η οποία βασίζεται στο πρότυπο της κατοπτρικής ανάκλασης [21]. Σύμφωνα με το πρότυπο *Torrance-Sparrow*, η επιφάνεια αποτελείται από μικρές, τυχαία προσανατολισμένες κατοπτρικές όψεις και η προκύπτουσα ένταση της επιφάνειας ισούται με:

$$I_s = E \cdot F \cdot D \cdot A \quad (3.3)$$

όπου E είναι η ενέργεια του προσπίπτοντος φωτός, F ο συντελεστής *Fresnel*, D η συνάρτηση κατανομής του προσανατολισμού των επιμέρους όψεων της επιφάνειας σε σχέση με το μέσο κάθετο μοναδιαίο διάνυσμα \hat{n} , και A ο γεωμετρικός παράγοντας εξασθένησης.

Ο συντελεστής Fresnel μοντελοποιεί την ποσότητα του φωτός που αντανακλάται από τις επιμέρους όψεις της επιφάνειας και εξαρτάται από τη γωνία πρόσπτωσης και το δείκτη διάθλασης του υλικού. Για υλικά με μεγάλο συντελεστή απόσβεσης, σύμφωνα με τις εξισώσεις Fresnel, ο συντελεστής F είναι μία σχεδόν συνεχής συνάρτηση της γωνίας πρόσπτωσης.

Οι *Healy και Binford* [22] απλοποίησαν το πρότυπο των *Torrance-Sparrow* χρησιμοποιώντας μία γκαουσιανή συνάρτηση κατανομής για να περιγράψουν τη συνάρτηση κατανομής πιθανότητας D :

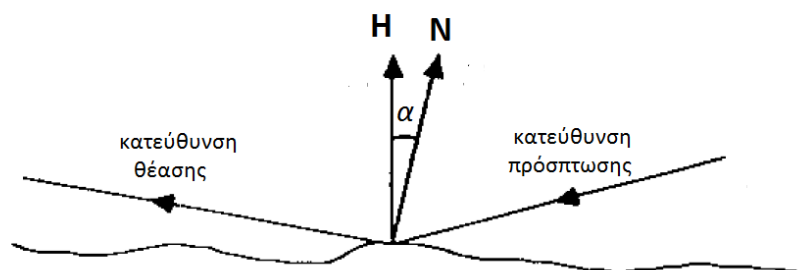
$$D(a) = K \cdot e^{-(a/m)^2} \quad (3.4)$$

όπου K είναι μία σταθερά κανονικοποίησης, a είναι η γωνία μεταξύ του κάθετου μοναδιαίου διανύσματος \hat{n} και της διχοτόμου H της κατεύθυνσης πρόσπτωσης και της κατεύθυνσης θέασης (Εικόνα 3.3), και m μία σταθερά που υποδεικνύει την επιφανειακή τραχύτητα και αναλογεί στην τυπική απόκλιση της γκαουσιανής.

Μικρές τιμές της σταθεράς m αντιστοιχούν σε λείες επιφάνειες, για τις οποίες το μεγαλύτερο μέρος της κατοπτρικής ανάκλασης είναι συγκεντρωμένο σε μία κατεύθυνση, ενώ μεγάλες τιμές περιγράφουν πιο τραχιές επιφάνειες με μεγαλύτερες διαφορές στον προσανατολισμό μεταξύ γειτονικών όψεων. Τελικά προκύπτει μία πιο απλοποιημένη έκφραση για τη φωτεινότητα:

$$I_s = K' \cdot e^{-(a/m)^2} \quad (3.5)$$

όπου K' είναι μία σταθερά.



Εικόνα 3.3: Γεωμετρία κατοπτρικής ανάκλασης κατά Healy και Binford.

3.5. Λαμπερτιανό πρότυπο

Το λαμπερτιανό πρότυπο ανακλαστικότητας είναι ένα θεωρητικό πρότυπο, στο οποίο η ανακλαστική επιφάνεια, δηλαδή μία επιφάνεια η οποία παρουσιάζει την ίδια φαινόμενη λαμπρότητα ανεξάρτητα από τη διεύθυνση θέασης. Μία επιφάνεια με αυτή την ιδιότητα ονομάζεται *ιδανική λαμπερτιανή επιφάνεια (Lambertian surface)* [23]. Η λαμπρότητα μίας τέτοιας επιφάνειας εξαρτάται από την ένταση, το μήκος κύματος και τη γωνία πρόσπτωσης της φωτεινής ακτινοβολίας, και όχι από τη διεύθυνση θέασης.

Στην περίπτωση του λαμπερτιανού πρότυπου η συνάρτηση BRDF f_r είναι ανεξάρτητη από τις γωνίες πρόσπτωσης (θ_i, φ_i) και τις γωνίες ανάκλασης (θ_r, φ_r) και ισούται με:

$$f_r(\theta_i, \varphi_i, \theta_r, \varphi_r) \leq \frac{1}{\pi} \quad (3.6)$$

Στην οριακή περίπτωση ιδανικής λαμπερτιανής επιφάνειας όπου λαμβάνει χώρα μόνο σκέδαση και όχι απορρόφηση του φωτός, από την παραπάνω σχέση προκύπτει:

$$f_{r_IL}(\theta_i, \varphi_i, \theta_r, \varphi_r) = \frac{1}{\pi} \quad (3.7)$$

όπου με f_{r_IL} συμβολίζεται η BRDF μιας ιδανικής λαμπερτιανής επιφάνειας.

Ένα επιπλέον χρήσιμο μέγεθος είναι η *λαμπρότητα* (*radiance*) της επιφάνειας, δηλαδή η ακτινοβολία ισχύς ανά μονάδα κάθετης επιφάνειας και ανά μονάδα στερεάς γωνίας. Αν θεωρηθεί μία σημειακή φωτεινή πηγή στο άπειρο σε μία κατεύθυνση (θ_s, φ_s) σε σχέση με το κάθετο μοναδιαίο διάνυσμα σε ένα σημείο της επιφάνειας του φωτιζόμενου αντικειμένου, τότε η λαμπρότητα της πηγής δίνεται από τη σχέση:

$$L_i(\theta_i, \varphi_i) = I_0 \frac{\delta(\theta_i - \theta_s) \delta(\varphi_i - \varphi_s)}{\sin \theta_i} \quad (3.8)$$

όπου θ_i είναι η γωνία θέασης και I_0 είναι η σταθερή συνολική εκπεμπόμενη φωτεινή ροή (*illumination*) της πηγής. Ουσιαστικά, οι συναρτήσεις δ απλώς περιορίζουν τις κατευθύνσεις από τις οποίες η ακτινοβολία φτάνει στην επιφάνεια στην κατεύθυνση (θ_s, φ_s) . Αν τώρα για μία ιδανική λαμπερτιανή επιφάνεια συνδυαστούν οι δύο παραπάνω εξισώσεις, η εκπεμπόμενη λαμπρότητα από την επιφάνεια ισούται με:

$$\begin{aligned} L_r(\theta_r, \varphi_r) &= \int_0^{2\pi} \int_0^{\frac{\pi}{2}} f_{r_IL} L_i(\theta_i, \varphi_i) \sin \theta_i \cos \theta_i d\theta_i d\varphi_i = \frac{1}{\pi} I_0 \cos \theta_s \Rightarrow \\ L_r(\theta_r, \varphi_r) &= \int_0^{2\pi} \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{1}{\pi} I_0 \frac{\delta(\theta_i - \theta_s) \delta(\varphi_i - \varphi_s)}{\sin \theta_i} \sin \theta_i \cos \theta_i d\theta_i d\varphi_i = \frac{1}{\pi} I_0 \cos \theta_s \end{aligned} \quad (3.9)$$

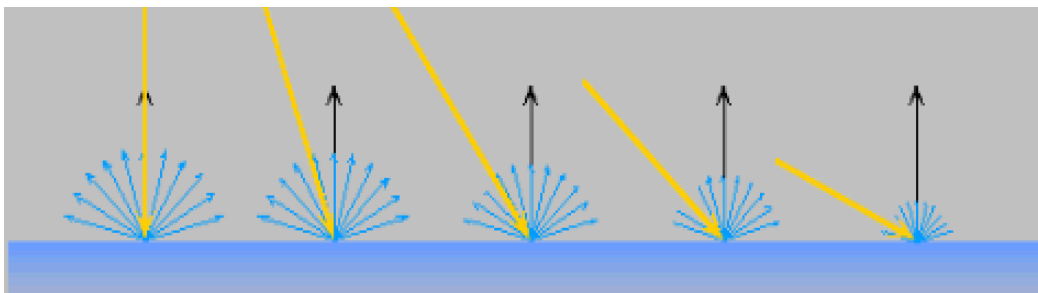
Αν τώρα θεωρηθεί ότι η λαμπερτιανή επιφάνεια παρουσιάζει λευκαύγεια a , η ανακλώμενη λαμπρότητα γίνεται:

$$L_r(\theta_r, \varphi_r) = \frac{1}{\pi} I_0 a (\vec{s} \cdot \vec{n}) = \frac{1}{\pi} I_0 a \cos \theta_s \quad (3.10)$$

όπου \vec{n} είναι το μοναδιαίο διάνυσμα κάθετο στην ακτινοβολούμενη επιφάνεια και \vec{s} μοναδιαίο διάνυσμα κατεύθυνσης της πηγής.

Η παραπάνω σχέση αποτελεί το νόμο των συνημίτονων του *Lambert*, σύμφωνα με τον οποίο η φαινόμενη λαμπρότητα μίας επιφάνειας που φωτίζεται από μία σημειακή πηγή εξαρτάται μόνο από τη γωνία πρόσπτωσης της ακτινοβολίας σε σχέση με το κάθετο επιφανειακό διάνυσμα και όχι από τη γωνία θέασης (Εικόνα 3.4). Συνεπώς η επιφανειακή λαμπρότητα μίας επιφάνειας αυξάνεται όσο η κατεύθυνση της φωτεινής δέσμης πλησιάζει στο κάθετο διάνυσμα της επιφάνειας.

Στο λαμπεριανό πρότυπο ανακλαστικότητας η επιφάνεια θεωρείται απολύτως αδιαφανής σε όλα τα μήκη, με αποτέλεσμα το συνολικό ποσό της ανακλώμενης ενέργειας να θεωρείται πάντα ίσο με αυτό της προσπίπτουσας. Το κύριο χαρακτηριστικό των λαμπεριανών επιφανειών είναι πως παρουσιάζουν την ίδια φαινόμενη λαμπρότητα από οποιαδήποτε γωνία θέασης. Πρέπει να τονιστεί και εδώ πως οι ιδανικές λαμπεριανές επιφάνειες, όπως και οι κατοπτρικές, αποτελούν θεωρητικές μόνο εξιδανικεύσεις της πραγματικότητας και δεν απαντώνται σε κανονικές συνθήκες.



Εικόνα 3.4: Η ανακλαστικότητα μίας λαμπεριανής επιφάνειας συναρτήσσει της γωνίας πρόσπτωσης της φωτεινής δέσμης.

3.6. Συνδυασμός λαμπεριανού-κατοπτρικού προτύπου

Σε πολλές περιπτώσεις χρησιμοποιείται ένας συνδυασμός του λαμπεριανού και του κατοπτρικού προτύπου. Σε αυτήν την περίπτωση η BRDF ισοδυναμεί με:

$$f_{br}(\theta_i, \varphi_i, \theta_r, \varphi_r) = \frac{c}{\pi} + (1-c) \frac{\delta(\theta_r - \theta_i) \delta(\varphi_r - \varphi_i - \pi)}{\sin \varphi_i \cos \varphi_i} \quad (3.11)$$

όπου η σταθερά c εκφράζει τη συνεισφορά της λαμπερτιανής συνιστώσας. Αντίστοιχα η εκπεμπόμενη λαμπρότητα μιας τέτοιας επιφάνειας ορίζεται ως:

$$L_r = cL_{iL} + (1-c)L_{iS} \quad (3.12)$$

όπου L_{iL} και L_{iS} η λαμπερτιανή και η κατοπτρική συνιστώσα της προσπίπτουσας ακτινοβολίας αντίστοιχα.

3.7. Πρότυπα ανάκλασης δέρματος πολλαπλών στρωμάτων

Από τη στιγμή που οι περισσότερες βιολογικές επιφάνειες παρουσιάζουν υπολογίσιμη διαφάνεια στα οπτικά μήκη κύματος, είναι αδύνατο αδιαφανή πρότυπα όπως το λαμπερτιανό και το κατοπτρικό να προσομοιώσουν ικανοποιητικά τις ανακλαστικές ιδιότητες του δέρματος. Για το λόγο αυτό έχουν αναπτυχθεί πρότυπα που λαμβάνουν υπόψη τη διείσδυση της ακτινοβολίας στα υποκείμενα στρώματα του βιολογικού ιστού και τη σκέδασή του σε αυτά. Ένα τέτοιου είδους πρότυπο ανέπτυξαν οι *Hanrahan* και *Krueger*, οι οποίοι μοντελοποιούν τη σκέδαση του φωτός σε δέρμα αποτελούμενο από τρία ομαλά οριοθετημένα εσωτερικά στρώματα [24].

Η βασική ιδέα του προτύπου *Hanrahan - Krueger* είναι ότι η ποσότητα του φωτός που ανακλάται από ένα υλικό που εμφανίζει υποδόρια σκέδαση υπολογίζεται αθροίζοντας την ποσότητα του φωτός που ανακλάται από κάθε στρώμα επί το ποσοστό του φωτός που φτάνει πραγματικά το στρώμα. Στον αλγόριθμο αυτό το δέρμα μοντελοποιείται ως ένα υλικό δύο στρωμάτων, την επιδερμίδα και το χόριο, όπου το κάθε στρώμα έχει διαφορετικές παραμέτρους

ανάκλασης που καθορίζουν τον τρόπο με τον οποίο το φως μπορεί να ανακλάται από αυτό.

Εάν ένα υλικό αποτελείται ένα μίγμα από διάφορα υλικά, το μίγμα μπορεί να θεωρηθεί ως ένας ενιαίος και ομοιογενής συνδυασμός, του οποίου οι ιδιότητες υπολογίζονται από το άθροισμα των χαρακτηριστικών των επιμέρους συστατικών, τα οποία έχουν σταθμιστεί με τα αντίστοιχα βάρη. Εν προκειμένω, κάθε στρώμα μπορεί να χαρακτηριστεί από τις εξής μακροσκοπικές παραμέτρους:

- τον δείκτη διάθλασης n ,
- τη διατομή απορρόφησης σ_a ,
- τη διατομή σκέδασης σ_s ,
- το πάχος του στρώματος d ,
- το μέτρο ανισοτροπίας g , και
- τη συνάρτηση φάσης $p(\varphi)$.

Οι διατομές απορρόφησης και σκέδασης εκφράζουν την πιθανότητα ανά μονάδα μήκους να συμβεί απορρόφηση ή αντίστοιχα σκέδαση εντός του στρώματος. Η συνολική διατομή σκέδασης ορίζεται ως σ_t , όπου $\sigma_t = \sigma_a + \sigma_s$. Η μέση ελεύθερη διαδρομή είναι ίση με το αντίστροφο της συνολικής διατομής.

Η λευκαύγεια a ισούται με σ_s/σ_t και εάν η τιμή της είναι κοντά στη μονάδα, η διατομή σκέδασης είναι πολύ μεγαλύτερη από τη διατομή απορρόφησης, ενώ εάν η τιμή της είναι κοντά στο μηδέν ισχύει το αντίστροφο και η απορρόφηση είναι πολύ πιο πιθανή από σκέδαση.

Η συνάρτηση φάσης $p(\varphi)$, είναι ουσιαστικά η σχέση των *Henyey-Greenstein* όπως ορίστηκε στην Παράγραφο 2.4.5, η οποία καθορίζει σε ποια κατεύθυνση το φως είναι πιθανό να σκεδαστεί, όπου φ είναι η γωνία μεταξύ της προσπίπτουσας ακτίνας και της κατεύθυνσης θέασης. Η συνάρτηση αυτή, κατά τα γνωστά, παρουσιάζει εξάρτηση μόνο από το μέτρο ανισοτροπίας g , δηλαδή το μέσο συνημίτονο του διάχυτου φωτός.

Στην προκειμένη περίπτωση γίνεται η υπόθεση ότι η ανακλώμενη ακτινοβολία L_r από μία επιφάνεια έχει δύο συνιστώσες. Η πρώτη συνιστώσα προκύπτει λόγω

της επιφανειακής ανάκλασης, ενώ η δεύτερη λόγω της σκέδασης κάτω από την επιφάνεια, δηλαδή:

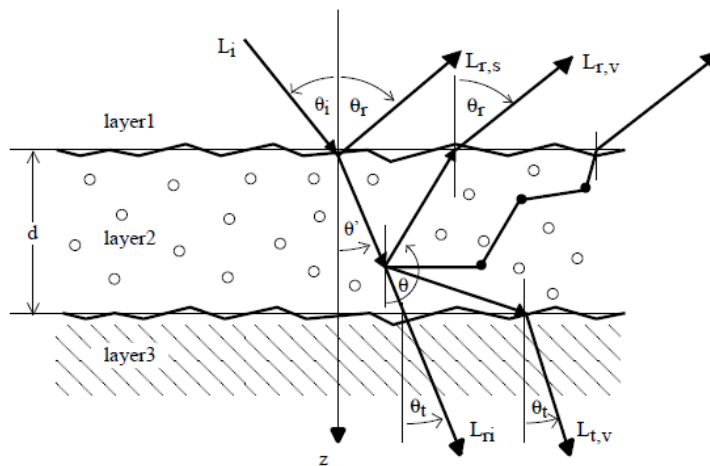
$$L_r(\theta_r, \varphi_r) = L_{r,s}(\theta_r, \varphi_r) + L_{r,u}(\theta_r, \varphi_r) \quad (3.13)$$

όπου $L_{r,s}(\theta_r, \varphi_r)$ είναι η ανακλώμενη ακτινοβολία λόγω της επιφανειακής σκέδασης και $L_{r,u}(\theta_r, \varphi_r)$ είναι η ανακλώμενη ακτινοβολία λόγω της σκέδασης κάτω από την επιφάνεια με τις γωνίες θ_r και φ_r όπως φαίνονται στην Εικόνα 3.5.

Αντίστοιχα, μπορεί να οριστεί η μεταδιδόμενη ακτινοβολία, η οποία αποτελείται επίσης από δύο συνιστώσες. Η πρώτη καλείται μειωμένη ένταση και αποτελεί το ποσοστό του προσπίπτοντος φωτός που διαδίδεται διαμέσου του στρώματος χωρίς σκέδαση, αλλά υφίσταται απορρόφηση, ενώ η δεύτερη οφείλεται στη σκέδαση εντός του στρώματος:

$$L_t(\theta_t, \varphi_t) = L_{ri}(\theta_t, \varphi_t) + L_{t,u}(\theta_t, \varphi_t) \quad (3.14)$$

όπου $L_{ri}(\theta_t, \varphi_t)$ είναι η μειωμένη ένταση και $L_{t,u}(\theta_t, \varphi_t)$ είναι η μεταδιδόμενη ακτινοβολία λόγω της σκέδασης.

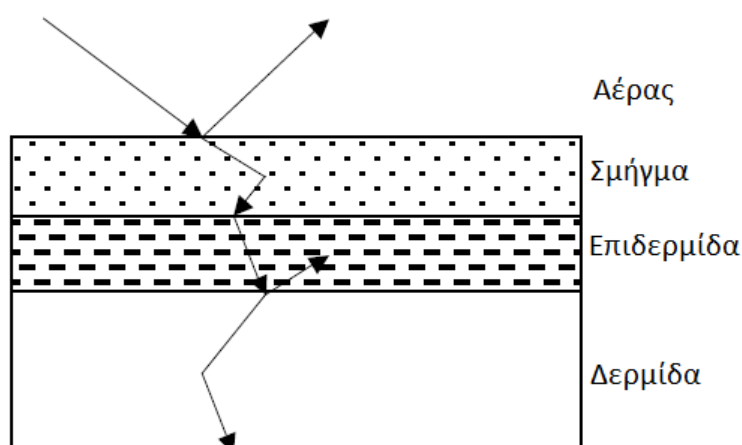


Εικόνα 3.5: Ανακλαστικό πρότυπο κατά Hanrahan και Krueger.

Και σε αυτήν την προσέγγιση της μοντελοποίησης του δέρματος χρησιμοποιείται η συνάρτηση BRDF, f_r , και η συνάρτηση κατανομής αμφίδρομης διάδοσης (*Bidirectional Transmission Distribution Function - BTDF*), f_t . Αμφότερες οι f_r και f_t μπορούν να χωριστούν σε δύο συνιστώσες, όπως και οι L_r και L_t :

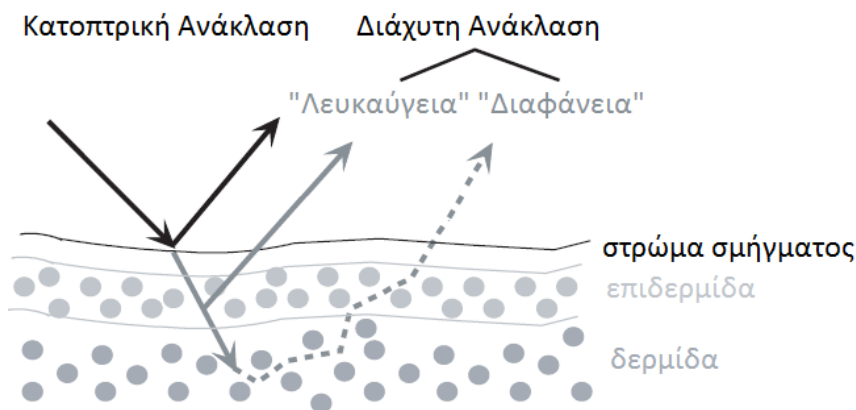
$$\begin{aligned} f_r &= f_{r,s} + f_{r,u} \\ f_t &= f_{t,i} + f_{t,u} \end{aligned} \quad (3.15)$$

Οι Ng και Li [25] πρότειναν μία επέκταση αυτού του προτύπου με την προσθήκη ενός στρώματος που προσομοιάζει τις εκκρίσεις σμήγματος και ιδρώτα στην επιφάνεια στην επιφάνεια της επιδερμίδας. Συνολικά στο πρότυπο θεωρείται ότι η αλληλεπίδραση του φωτός με τον ιστό λαμβάνει χώρα σε τρία στρώματα, το στρώμα σμήγματος, την επιδερμίδα και τη δερμίδα. (Εικόνα 3.6). Στο στρώμα σμήγματος αποδίδεται η κατοπτρική ανάκλαση της φωτεινής ακτινοβολίας, ενώ στα υποστρώματα αποδίδεται η διάχυτη ανάκλαση. Το προτεινόμενο πρότυπο ανακλαστικότητας προσομοιώνεται με τη μέθοδο *Monte Carlo*, τα αποτελέσματα της οποίας στη συνέχεια συγκρίνονται με πραγματικά μετρήσιμα δεδομένα.



Εικόνα 3.6: Ανακλαστικό πρότυπο κατά Ng και Li.

Ακολουθώντας την ίδια λογική οι *Weyrich* και *Matusik* [26] μοντελοποίησαν την ανακλαστικότητα του δέρματος ως το άθροισμα της κατοπτρικής ανάκλασης στην επιφάνεια του δέρματος, όπου υπάρχει ένα στρώμα σμήγματος, και της διάχυτης ανάκλασης, η οποία οφείλεται στη σκέδαση στην υποεπιφάνεια (Εικόνα 3.7). Η διάχυτη ανάκλαση, από την πλευρά της, θεωρείται ότι οφείλεται σε δύο συνιστώσες, τη συνιστώσα της «λευκαύγειας» και τη συνιστώσα της «διαφάνειας». Η πρώτη αντιπροσωπεύει διάχυση υψηλής συχνότητας που οφείλεται στην απορρόφηση και τη σκέδαση που λαμβάνουν χώρα στο στρώμα της επιδερμίδας, ενώ η δεύτερη αναφέρεται στη χαμηλής συχνότητας απορρόφηση εντός της δερμίδας.



Εικόνα 3.7: Ανακλαστικό πρότυπο κατά Weyrich και Matusik.

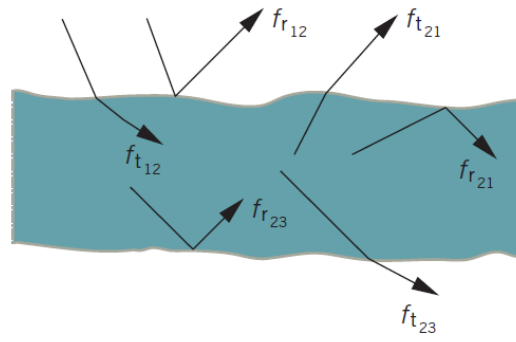
3.8. Πρότυπο διακριτών τεταγμένων

Ένα περαιτέρω πρότυπο ανακλαστικότητας ανέπτυξε και πρότεινε ο *Stam* [27], το οποίο εφαρμόζεται μία αναλυτική προσέγγιση για την πολλαπλή σκέδαση κάτω από την επιφάνεια του δέρματος με μία τραχιά επιφάνεια. Πρόκειται για ένα πρότυπο διακριτών τεταγμένων. Οι φασματικές ποσότητες που σχετίζονται με την ανάκλαση και τη διάδοση του φωτός εισάγονται στο πρότυπο ως παράμετροι εισόδου.

Στο πρότυπο αυτό, το δέρμα αντιπροσωπεύεται από ένα μόνο στρώμα με σταθερές οπτικές ιδιότητες και έναν ομοιόμορφο δείκτη διάθλασης. Επιπλέον, αυτό το στρώμα οριοθετείται από μέσα που παρουσιάζουν επίσης ομοιόμορφους δείκτες διάθλασης (Εικόνα 3.8). Και εδώ το βάθος του δέρματος αναπαρίσταται κατά μήκος της κατεύθυνσης z και υποθέτει ότι οι ιδιότητες του δέρματος είναι ομοιόμορφες σε κάθε επίπεδο xy , δηλαδή, το δέρμα είναι ομοιόμορφο στην οριζόντια κατεύθυνση. Οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται για τη μοντελοποίηση είναι το οπτικό βάθος, η λευκαύγεια, και το μέτρο ανισοτροπίας της συνάρτησης φάσης. Κάθε παράμετρος που χρησιμοποιείται σε αυτό το πρότυπο είναι αδιάστατη και κυμαίνεται από το 0 έως 1.

Πέραν τούτου, το πρότυπο χρησιμοποιεί μία παράμετρο για την τραχύτητα των επιφανειών που οριοθετούν το στρώμα του δέρματος. Αυτή η παράμετρος καθορίζει τη χωρική κατανομή του φωτός που διαδίδεται διαμέσου αυτών των διεπιφανειών. Η επιφανειακή τραχύτητα θεωρείται ότι είναι ισότροπη, δηλαδή ρόλο παίζει μόνο η πολική γωνία του προσπίπτοντος φωτός επί των τραχειών επιφανειών. Επομένως, το πρότυπο DO μπορεί να χαρακτηριστεί ως ισότροπο.

Οι τιμές των BRDF και BTDF, f_r και f_t αντίστοιχα (Εικόνα 3.8), σχετίζονται με τις τιμές της ακτινοβολίας στις διεπιφάνειες αέρα - δέρματος και διακριτοποιούνται σε σχέση με έναν αριθμό κατευθύνσεων δειγματοληψίας. Ως αποτέλεσμα αυτής της διαδικασίας διακριτοποίησης προκύπτει ένα σύνολο πινάκων, οι οποίοι έχουν υπολογιστεί εκ των προτέρων για διαφορετικές τιμές των παραμέτρων που χρησιμοποιούνται στο πρότυπο διακριτών τεταγμένων. Κατά τη διάρκεια αυτής της διαδικασίας, η συνάρτηση φάσης αναπτύσσεται σε μία σειρά συνημίτονων, των οποίων οι συντελεστές εκφράζονται βάσει συναρτήσεων *Legendre*. Το αντίστοιχο σύστημα εξισώσεων που αναπαριστά N διακριτές ροές περιγράφεται από N εξισώσεις με N αγνώστους και επιλύεται αριθμητικά με τη χρήση μετασχηματισμών *Fourier* και ιδιοανυσματικής ανάλυσης.



Εικόνα 3.8: Ανακλαστικό πρότυπο κατά Stam.

4.

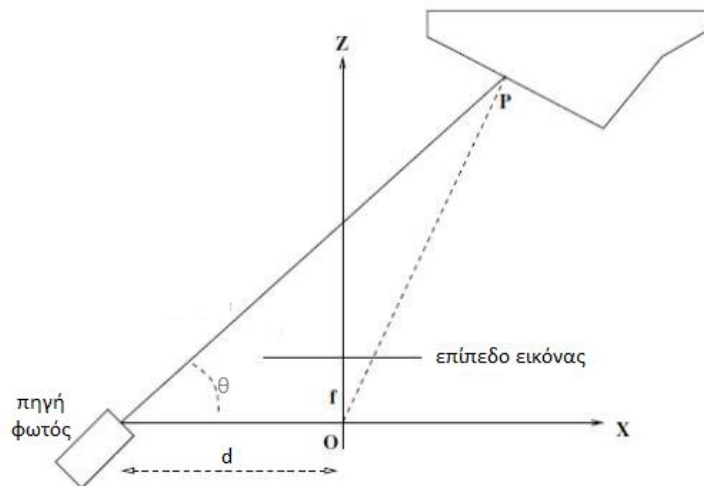
Μέθοδοι Ανακατασκευής Επιφάνειας

Οι εικόνες είναι δισδιάστατες προβολές τρισδιάστατων αντικειμένων στο επίπεδο του αισθητήρα της φωτογραφικής μηχανής. Η διάσταση που είναι κάθετη στο επίπεδο της εικόνας, και ονομάζεται *βάθος* του αντικειμένου, χάνεται κατά την προβολή και πρέπει να ανακτηθεί. Ο στόχος της μεθόδου ανακατασκευής είναι η ανάκτηση αυτής της χαμένης πληροφορίας χρησιμοποιώντας μία ή περισσότερες εικόνες του ίδιου αντικειμένου. Οι υπάρχουσες μέθοδοι ανακατασκευής διαφοροποιούνται ανάλογα με την οπτική διάταξη αλλά και τον μαθηματικό αλγόριθμο που χρησιμοποιούν για να πετύχουν την ανάκτηση της τρισδιάστατης πληροφορίας. Οι πιο αντιπροσωπευτικές τεχνικές τρισδιάστατης ανακατασκευής περιγράφονται εν συντομία στη συνέχεια του κεφαλαίου.

4.1. Μέθοδοι ανακατασκευής με δομημένο φως

Οι μέθοδοι ανακατασκευής με *δομημένο φως* (*structured light*) χρησιμοποιούνται σε συστήματα στα οποία το αντικείμενο φωτίζεται με μία εκ των προτέρων γνωστή γεωμετρική κατανομή φωτός (*pattern*) [28]. Μέσω της ανάλυσης του τρόπου παραμόρφωσης της κατανομής του φωτός πάνω στην

επιφάνεια επιτυγχάνεται και η ανακατασκευή της. Σε ένα απλό σύστημα προβολής, ένας προβολέας δομημένου φωτός και μία κάμερα απέχουν μεταξύ τους κατά μία αρχική απόσταση d , όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.1. Η πληροφορία του βάθους εξάγεται από την παραμόρφωση της γεωμετρικής κατανομής της προβαλλόμενης δέσμης στην επιφάνεια του αντικειμένου.



Εικόνα 4.1: Η βασική γεωμετρία τριγωνισμού (επίπεδο xz). Οι άξονες y και y' είναι κάθετοι προς το επίπεδο του σχήματος.

Η προβαλλόμενη δέσμη δομημένου φωτός μπορεί να έχει πολλές μορφές, αλλά συνήθως αποτελείται από παράλληλες φωτεινές γραμμές ή φωτεινά σημεία. Το βάθος σε κάθε σημείο της επιφάνειας υπολογίζεται στη συνέχεια χρησιμοποιώντας τη διαφοροποίηση του μοτίβου στη λαμβανόμενη εικόνα λόγω της ύπαρξης της επιφάνειας. Το προβαλλόμενο στην επιφάνεια του αντικειμένου πρότυπο λαμβάνεται από μία κάμερα, η οποία είναι μετατοπισμένη σε σχέση με την πηγή του φωτός. Η παρατηρούμενη εικόνα είναι παραμορφωμένη, δηλαδή περιλαμβάνει ασυνέχειες ή μεταβολές στον προσανατολισμό και την καμπυλότητα λόγω του σχήματος και του προσανατολισμού της επιφάνειας του αντικειμένου, πάνω στο οποίο προβάλλονται τα μοτίβα. Οι συντεταγμένες του τρισδιάστατου αντικειμένου, οι οποίες αντιστοιχούν σε κάθε σημείο στο επίπεδο εικόνας μπορούν να υπολογιστούν από την τομή μεταξύ της γραμμής οπτικής επαφής με την κάμερα και του επιπέδου του φωτός. Με τη σύγκριση υπολογίζονται όλες οι αποκλίσεις

στα αντίστοιχα σημεία και μπορεί, με τον έμμεσο αυτό τρόπο, να ανακτηθεί η τρίτη διάσταση. Οι διαφορετικές επιφάνειες ανιχνεύονται με την ομαδοποίηση των λωρίδων του φωτός που έχουν παρόμοιες χωρικές ιδιότητες (Εικόνα 4.2).

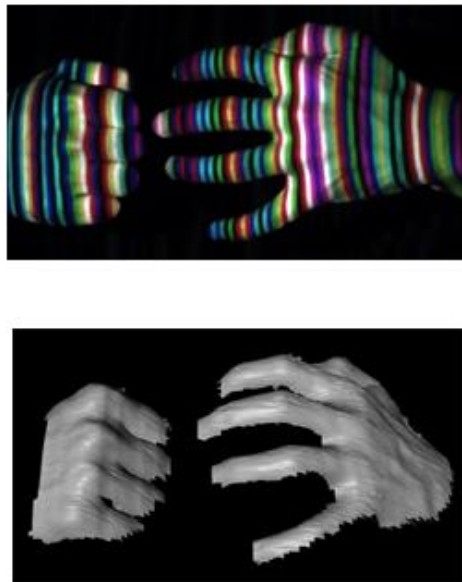
Η μέθοδος αυτή δεν είναι κατάλληλη για σκηνές που μεταβάλλονται δυναμικά με τον χρόνο. Σε δυναμικά μεταβαλλόμενες καταστάσεις μπορεί να μην είναι επωφελές να προβάλλονται φωτεινές γραμμές στη σειρά για να αποκτηθεί το πλήρες σύνολο των εικόνων που αποτελούν ολόκληρη τη σκηνή. Εάν πολλαπλές γραμμές φωτός προβληθούν ταυτόχρονα ενδέχεται να προκύψουν ασάφειες κατά το ταίριασμα των τμημάτων που προκύπτουν από τις επιφάνειες σε διαφορετικά βάθη. Σε μία τέτοια περίπτωση, προβάλλονται πρότυπα πολλαπλών γραμμών φωτός στα οποία κάθε γραμμή είναι κωδικοποιημένη με μοναδικό τρόπο.

Για παράδειγμα, χρησιμοποιείται ένα δυαδικό σχήμα κωδικοποίησης με το οποίο είναι δυνατό να αποκτηθεί ένα πλήρες σύνολο των δεδομένων προβάλλοντας μόνο μοτίβα $\log_2 N$ όπου $(N - 1)$ είναι ο συνολικός αριθμός των γραμμών. Επίσης, η κωδικοποίηση μπορεί να γίνει με ποικίλες μεθόδους. Δημοφιλέστερες είναι η μεταβλητή φωτεινότητα χρωμάτων και η μεταβλητή πυκνότητα των σχημάτων που φέρει ένα μοτίβο. Ο κύριος στόχος της προβολής των κωδικοποιημένων μοτίβων είναι ο εύκολος διαχωρισμός των εικονοστοιχείων.

Μεγάλο πλεονέκτημα των τεχνικών δομημένου φωτός είναι η απλότητα και η ταχύτητα τους, καθώς απαιτούν συνήθως τη λήψη μίας μόνο εικόνας για την ανακατασκευή της επιφάνειας. Για το λόγο αυτό οι τεχνικές αυτές χρησιμοποιούνται σε μεγάλο βαθμό σε βιομηχανικές εφαρμογές, όπου είναι δυνατόν να ελέγχεται εύκολα ο φωτισμός της σκηνής. Σε μία τυπική εφαρμογή, αντικείμενα που βρίσκονται επί ενός μεταφορικού ιμάντα διέρχονται από ένα επίπεδο φωτός οπότε δημιουργείται μία παραμόρφωση στη λαμβανομένη εικόνα. Στη συνέχεια υπολογίζεται το προφίλ του αντικειμένου στο επίπεδο της φωτεινής δέσμης. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται ανά τακτά χρονικά διαστήματα για να ανακτηθεί το σχήμα του αντικειμένου.

Ωστόσο, οι τεχνικές αυτές ίσως να μην είναι απολύτως κατάλληλες για την ανακατασκευή βιολογικών επιφανειών. Αυτό διότι λόγω της διακριτής μορφής των σχεδίων δομημένων φωτός παρουσιάζεται απώλεια μεγάλου ποσοστού πληροφορίας ενδιάμεσα των φωτεινών σημείων ή γραμμών της προβαλλόμενης

δέσμης. Το γεγονός αυτό είναι πολύ σημαντικό καθώς όπως γνωρίζουμε οι βιολογικές επιφάνειες παρουσιάζουν μορφοποιήσεις πολύ μικρής κλίμακας και επομένως η λεπτομέρεια στην ανακατασκευή είναι ζητούμενο για τη μέθοδο που θα επιλέξουμε. Παρόλα αυτά, μπορούν να συνδυαστούν με μία πιο λεπτομερή μέθοδο ανακατασκευής, όπως οι τεχνικές φωτοσκίασης που θα αναλύσουμε πιο κάτω, και το αποτέλεσμα να είναι ικανοποιητικό όπως έχει δειχθεί στην [29].



Εικόνα 4.2: Ανακατασκευή αντικειμένου με την τεχνική του δομημένου φωτός με χρώμα από μία εικόνα.

4.2. Σάρωση με λέιζερ

Η ανάκτηση της τρισδιάστατης πληροφορίας ενός αντικειμένου μπορεί να γίνει με *σάρωση γραμμής λέιζερ (laser scanning)*. Μία λεπτή γραμμή λέιζερ διαγράφει την επιφάνεια του αντικειμένου και μέσω της παραμόρφωσής της λαμβάνονται πληροφορίες για το σχήμα του με τον ίδιο τρόπο που επιτυγχάνεται στην περίπτωση του δομημένου φωτός. Για να γίνει αυτό, το αντικείμενο μετακινείται και περιστρέφεται σε σχέση με την ακτίνα λέιζερ, ή εναλλακτικά πραγματοποιείται μετακίνηση της ακτίνας πάνω στο αντικείμενο. Η μετακίνηση

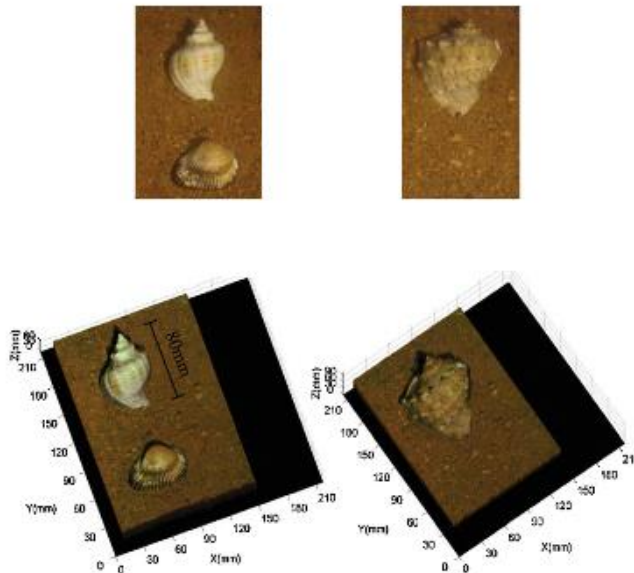
της δέσμης ή του αντικειμένου γίνεται με διακριτό τρόπο και συνήθως απαιτούνται πολλές επαναλήψεις προκειμένου τα προκύπτοντα δεδομένα να αντιστοιχηθούν σε ένα κοινό σύστημα αναφοράς. Οι σαρωτές λέιζερ μπορούν να χωριστούν σε κατηγορίες ανάλογα με την τεχνολογία που χρησιμοποιούν.

Η πρώτη και πιο κοινή κατηγορία βασίζεται στην αρχή του *τριγωνισμού* (*triangulation*) [30]. Κατά τη διαδικασία τριγωνισμού, ο σαρωτής προβάλλει μία ακτίνα λέιζερ στην επιφάνεια του αντικειμένου και μία κάμερα υπό γωνία χρησιμοποιείται για τον εντοπισμό της θέσης του σημείου στο οποίο προσπίπτει η ανακλώμενη ακτινοβολία. Η πληροφορία από τον εντοπισμό της ακτίνας λέιζερ στο πεδίο της κάμερας χρησιμοποιείται για να καθοριστεί πόσο μακριά βρίσκεται το αντικείμενο. Η ονομασία τριγωνισμός προκύπτει από το γεγονός ότι η πηγή λέιζερ, το αντικείμενο (το σημείο ανάκλασης) και η κάμερα σχηματίζουν ένα τρίγωνο. Η απόσταση μεταξύ της κάμερας και της πηγής λέιζερ καθώς και η γωνία της πηγής λέιζερ είναι γνωστές. Η γωνία της κάμερας μπορεί έτσι να προσδιοριστεί εξετάζοντας τη θέση του σημείου του λέιζερ στο οπτικό πεδίο της κάμερας. Η πληροφορία αυτή είναι αρκετή για να προσδιοριστεί το μέγεθος και το σχήμα του τριγώνου.

Τα συστήματα τριγωνισμού αναφέρονται ως συστήματα μικρής εμβέλειας και είναι τα πλέον κατάλληλα για τη σάρωση μικρότερων αντικειμένων που κυμαίνονται σε μέγεθος από 1 cm μέχρι 2-3 m. Οι σαρωτές τριγωνισμού τυπικά έχουν ένα εύρος λειτουργίας μικρότερο από 5 m λόγω του περιορισμένου οπτικού πεδίου μεταξύ πηγής λέιζερ και κάμερας. Συνήθως, το εύρος λειτουργίας τους ανέρχεται σε 0.5-2 m και η ακρίβεια τους είναι της τάξης αρκετών μικρομέτρων [31].

Δύο άλλες κατηγορίες είναι οι σαρωτές *μετατόπισης φάσης* (*phase shift*) και οι σαρωτές *χρόνου πτήσης* (*time of flight*), οι οποίοι είναι κατάλληλοι για τη σάρωση μεγαλύτερων αντικειμένων. Στην τεχνολογία μετατόπισης φάσης εκπέμπεται ακτινοβολία λέιζερ σε εναλλασσόμενες συχνότητες και μετριέται η διαφορά μεταξύ των εκπεμπόμενων και ανακλώμενων σημάτων για τον προσδιορισμό της απόστασης από ένα αντικείμενο. Τα συστήματα μετατόπισης είναι πολύ γρήγορα με ρυθμούς συλλογής έως 100000 σημεία/sec, αλλά τα περισσότερα παρουσιάζουν ένα μέγιστο εύρος 80 m με ορισμένα να φθάνουν μέχρι και τα 120 m.

Στα συστήματα χρόνου πτήσης εκπέμπεται ένας παλμός λέιζερ και ένα μέρος του παλμού ανακλάται από την επιφάνεια του αντικειμένου και επιστρέφει στη μονάδα. Η απόσταση από την επιφάνεια υπολογίζεται από τον χρόνο πτήσης του παλμού. Τα συστήματα χρόνου πτήσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε μεγάλες αποστάσεις, με τυπικό εύρος λειτουργίας τα σύστημα 5-300 m, αν και κάποια μπορούν να ξεπεράσουν το 1 km, με τυπική ακρίβεια 4-10 mm.



Εικόνα 4.3: Τρισδιάστατη ανακατασκευή αντικειμένων που βρίσκονται μέσα σε νερό. Επάνω φαίνονται οι αρχικές εικόνες των αντικειμένων μέσα σε νερό και κάτω οι εικόνες ανακατασκευής.

4.3. Τεχνικές σχήματος από X

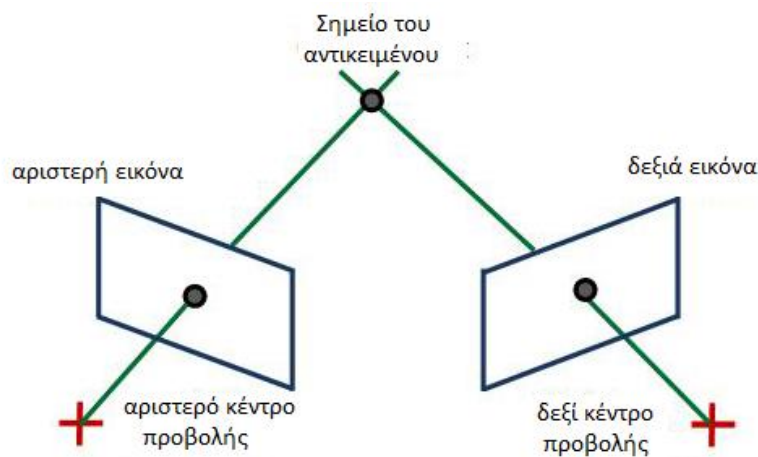
Μία άλλη κατηγορία μεθόδων την ανάκτηση της τρισδιάστατης πληροφορίας από δισδιάστατες εικόνες έντασης είναι η οικογένεια τεχνικών *σχήματος από X* (*Shape from X*), όπου το X μπορεί να υποδηλώνει κάποια από τις παρακάτω περιπτώσεις: *στερέωση* (*stereo*), *υφή* (*texture*), *περίγραμμα* (*contour*), *εστίαση/αφεστίαση* (*focus/defocus*), *μεγέθυνση* (*zooming*), *κίνηση* (*motion*), *φωτοσκίαση* (*shading*), *ισόφωτες* (*isophotes*) κ.ά. Για την ανάκτηση της πληροφορίας βάθους οι μέθοδοι αυτές εκτιμούν το διαφορικό προσανατολισμό τοπικών επιφανειών και όχι την απόλυτη μορφή τους [32]. Αν το βάθος είναι

γνωστό σε τουλάχιστον ένα σημείο στο αντικείμενο, τότε η πληροφορία βάθους στα υπόλοιπα σημεία του αντικειμένου, μπορεί να ληφθεί με ολοκλήρωση του προσανατολισμού στις τοπικές επιφάνειες.

Στην συνέχεια θα παρουσιαστούν συνοπτικά ορισμένες από τους σημαντικότερους εκπροσώπους των τεχνικών σχήματος από X, για να επικεντρωθούμε στο τέλος στις τεχνικές σχήματος από ισόφωτες, όπου ανήκει και η προτεινόμενη μέθοδος.

4.3.1. Φωτομετρική στερέωση

Η φωτομετρική στερέωση (Shape-from-Stereo), είναι μία οικογένεια τεχνικών στις οποίες η ανάκτηση της τρισδιάστατης μορφής μίας επιφάνειας επιτυγχάνεται με την ανάλυση δύο ή περισσότερων εικόνων του ίδιου αντικειμένου από διαφορετικές γωνίες (Εικόνα 4.4). Τόσο το αντικείμενο όσο και οι κάμερες πρέπει να είναι σταθερά κατά τη λήψη της εικόνας για να διασφαλισθεί πως τηρείται αυστηρά η γεωμετρία που είχε ορισθεί κατά τη βαθμονόμηση του συστήματος. Η πληροφορία βάθους προέρχεται από τη σύγκριση των εικόνων με βάση τη σχετική θέση μεταξύ των καμερών. Σημαντικό σε αυτήν τη διαδικασία είναι να γίνει η σωστή αντιστοίχιση μεταξύ σταθερών σημείων των δύο εικόνων. Για τη βαθμονόμηση του συστήματος πριν τη λήψη των εικόνων χρησιμοποιείται συνήθως ένα αντικείμενο γνωστής γεωμετρίας που ονομάζεται *αντικείμενο βαθμονόμησης*.



Εικόνα 4.4: Γεωμετρία ενός στερεοσκοπικού συστήματος.

4.3.2. Σχήμα από υφή (*Shape from Texture*)

Οι μέθοδοι σχήματος από υφή εκμεταλλεύονται τις μεταβολές των ιδιοτήτων υφής στο επίπεδο της εικόνας. Το μέτρο και η κατεύθυνση της μέγιστης μεταβολής στο μέγεθος των στοιχείων της εικόνας μπορεί να καθορίσει τον προσανατολισμό της επιφάνειας. Η ποσοτικοποίηση των μεταβολών στο σχήμα των στοιχείων υφής (π.χ. κύκλοι που εμφανίζονται ως ελλείψεις) είναι επίσης χρήσιμη για τον προσδιορισμό του προσανατολισμού της επιφάνειας. Από τις εικόνες των επιφανειών με υφές που αποτελούνται από πλέγματα γραμμών, πιθανόν λόγω δομημένου φωτισμού, ο προσανατολισμός μπορεί να προσδιορίζεται μοναδικά από την εύρεση των σημείων φυγής. Πέραν του ότι αποτελεί μία έμμεση μέθοδο για τον υπολογισμό του βάθους, το σχήμα από υφή αντιμετωπίζει επίσης δυσκολίες στον ακριβή εντοπισμό και την ποσοτικοποίηση των αρχικών χαρακτηριστικών υφής.

4.3.3. Σχήμα από περίγραμμα (*Shape from Silhouette*)

Το σχήμα από περίγραμμα είναι μία απλή μέθοδος ανακατασκευής με τη χρήση πολλών καμερών [33]. Βασίζεται στο περίγραμμα του αντικειμένου και παρουσιάζει μικρή υπολογιστική πολυπλοκότητα. Η βασική ιδέα της μεθόδου είναι ότι το περίγραμμα της προβολής ενός αντικειμένου αλλάζει ανάλογα με τη γωνία θέασης, οπότε αν ληφθούν εικόνες του αντικειμένου από διαφορετικές θέσεις, θα είναι εφικτή η ανακατασκευή του τρισδιάστατου σχήματός του.

Όταν ένα αντικείμενο είναι ορατό από μία συγκεκριμένη διεύθυνση οι ακτίνες από το οπτικό κέντρο που διέρχονται από το περίγραμμα διαμορφώνουν έναν κώνο θέασης. Οι είσοδοι είναι δυαδικές μάσκες με την τιμή σε ένα σημείο να δείχνει αν διέρχεται από αυτό οπτική ακτίνα. Ο κώνος θέασης καθορίζει ένα άνω όριο για το σχήμα του αντικειμένου, το κανονικό αντικείμενο καταλαμβάνει όγκο ίσο ή μικρότερο σε σχέση με την προκαταρκτική προσέγγιση του περιγράμματος. Για κάθε κάμερα που βλέπει το αντικείμενο, διαμορφώνεται, με βάση το περίγραμμα, ένας κώνος θέασης που περιέχει ολόκληρο το αντικείμενο. Όποτε το αντικείμενο βρίσκεται στον όγκο που οριοθετείται από την τομή των κώνων θέασης. Μόνο τα σημεία που βρίσκονται στο τρισδιάστατο αυτό χώρο ανήκουν

στο αντικείμενο που θα ανακατασκευαστεί. Η τομή όλων των κώνων θέασης υπολογίζεται με ακρίβεια με πολυεδρικές αναπαραστάσεις. Ωστόσο δεν μπορούν να ανακατασκευαστούν όλα τα σχήματα με μεθόδους που βασίζονται στο περίγραμμα, όταν για παράδειγμα υπάρχουν κοιλότητες.

4.3.4. Σχήμα από εστίαση/αφεστίαση (*Shape from Focus/Defocus*)

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί διαφορετικά επίπεδα εστίασης για να ληφθεί μία αλληλουχία εικόνων του αντικειμένου. Λόγω του πεπερασμένου βάθους πεδίου των οπτικών συστημάτων μόνο σημεία τα οποία βρίσκονται σε κατάλληλη απόσταση εμφανίζονται εστιασμένα στην εικόνα, ενώ σε άλλα βάθη παρουσιάζονται αφεστιασμένα ανάλογα με τις αποστάσεις τους. Έχουν αναπτυχθεί αλγόριθμοι που συνδέουν τον βαθμό της αφεστίασης με την απόσταση του σημείου από την κάμερα, λαμβάνοντας υπόψη τις γεωμετρικές ιδιότητες του οπτικού συστήματος.

Η εικόνα διαμορφώνεται ως συνέλιξη εστιασμένων εικόνων με μία συνάρτηση διασποράς σημείου που καθορίζεται από τις παραμέτρους της κάμερας και την απόσταση του αντικειμένου από την κάμερα. Το βάθος ανακτάται από τον υπολογισμό του ποσού αφεστίασης στην εικόνα χρησιμοποιώντας τη γνωστή ή εκτιμώμενη συνάρτηση διασποράς γραμμής. Αυτή η μέθοδος είναι χρήσιμη σε εφαρμογές που απαιτούν πληροφορίες ποιοτικού βάθους.

4.3.5. Σχήμα από μεγέθυνση (*Shape from Zooming*)

Εδώ χρησιμοποιείται ένας φακός μεταβλητής εστιακής απόστασης (zoom lens) για την ανάκτηση της τρισδιάστατης πληροφορίας από ένα σύνολο εικόνων. Από τη μελέτη των οπτικών ιδιοτήτων ενός τέτοιου φακού προκύπτει πως η τομή μεταξύ του οπτικού άξονα και του επιπέδου της εικόνας μπορεί να προσδιοριστεί ανεξάρτητα και με ακρίβεια, και πως επίσης το μοντέλο μικροσκοπικής οπής δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί άμεσα για την προσέγγιση ενός τέτοιου συστήματος. Για την επεξήγηση των οπτικών φαινομένων κατά τη διάρκεια μεταβολής της εστιακής απόστασης του φακού, πρέπει να θεωρηθεί ένα λιγότερο ιδανικό οπτικό μοντέλο.

Κατά τη διάρκεια της μεταβολής της εστιακής απόστασης, το οπτικό κέντρο της κάμερας μετατοπίζεται κατά μήκος του οπτικού άξονα, με αποτέλεσμα να αλλάζει η απόσταση μεταξύ του αντικειμένου και του οπτικού κέντρου. Για την απόκτηση ακριβών αποτελεσμάτων κατά τη χρήση ενός τέτοιου οπτικού συστήματος, είναι αναγκαία η βαθμονόμηση για τον καθορισμό των εγγενών και εξωγενών παραμέτρων της κάμερας.

4.3.6. Σχήμα από κίνηση (Shape from Motion)

Όταν οι εικόνες μίας σταθερής σκηνής λαμβάνονται με τη χρήση μίας κινητής κάμερας, η μετατόπιση των συντεταγμένων του επιπέδου της εικόνας ενός σημείου της σκηνής από το ένα στιγμιότυπο στο επόμενο εξαρτάται από την απόσταση του σημείου της σκηνής από την κάμερα. Εναλλακτικά, αντί να υπάρχει κινητή κάμερα, μπορεί το αντικείμενο να είναι κινούμενο και η κάμερα στατική, οπότε υπάρχει εξάρτηση από τη θέση και την ταχύτητα του αντικειμένου. Και στην περίπτωση αυτή, το στοιχείο που χρησιμοποιείται για την εξαγωγή της πληροφορίας βάθους είναι η μεταβολή στις θέσεις στις οποίες προβάλλονται κάποια χαρακτηριστικά σημεία ενδιαφέροντος της σκηνής. Ως χαρακτηριστικά ενδιαφέροντος μπορούν να χρησιμοποιηθούν μεμονωμένα σημεία, ευθείες, καμπύλες, επίπεδα επί της σκηνής ή/και τυχαίες επιφάνειες.

4.3.7. Σχήμα από σκίαση (Shape from Shading-SfS)

Οι μέθοδοι σχήματος από σκίαση εκμεταλλεύονται τις μεταβολές στην ένταση της φωτεινότητας της εικόνας (σκίαση) για να ανακτήσουν τις πληροφορίες του σχήματος της επιφάνειας. Η φωτεινότητα μίας επιφάνειας σε ένα σημείο εξαρτάται από την ένταση της πηγής και τον προσανατολισμό της επιφάνειας σε σχέση με τη φωτεινή δέσμη στο δεδομένο σημείο. Με διάφορους αλγορίθμους γίνεται υπολογισμός του προσανατολισμού της επιφάνειας που αντιστοιχεί σε κάθε σημείο (x, y) στην εικόνα. Συνήθως θεωρείται ότι οι επιφάνειες που εξετάζονται προκαλούν μόνο διάχυση του φωτός, και επομένως η φωτεινότητα (ή ισοδύναμα η σκίαση) που παρατηρείται στις εικόνες εξαρτάται μόνο από της πηγές φωτισμού

και από τη γωνία που σχηματίζουν οι επιφάνειες σε σχέση με το σημείο παρατήρησης (δηλαδή τον φακό της κάμερας).

Οι τεχνικές φωτοσκίασης αποσκοπούν στη εύρεση της τοπικής κλίσης των επιφανειών, και κατ' επέκταση, μέσω ολοκλήρωσης, στην εύρεση της συνάρτησης βάθους για όλη την εικόνα. Πλεονέκτημά τους είναι ότι απαιτούν τη λήψη μίας μόνο εικόνας για την ανακατασκευή της επιφάνειας. Οι τεχνικές αυτές μπορούν να χωριστούν σε τέσσερις κατηγορίες: τις μεθόδους ελαχιστοποίησης, τις μεθόδους διάδοσης, τις τοπικές μεθόδους και τις γραμμικές μεθόδους.

Οι μέθοδοι ελαχιστοποίησης καλούνται να ελαχιστοποιήσουν μία συνάρτηση ενέργειας η οποία πρέπει να πληροί δύο περιορισμούς, ένα περιορισμό φωτεινότητας και έναν περιορισμό ομαλότητας. Σύμφωνα με τον πρώτο περιορισμό το ανακατασκευασμένο σχήμα πρέπει να παρουσιάζει την ίδια φωτεινότητα με την αρχική εικόνα σε κάθε σημείο της επιφάνειας του αντικειμένου, ενώ ο δεύτερος περιορισμός απαιτεί η ανακατασκευή να είναι ομαλή. Για να διασφαλιστεί ότι υπάρχει σύγκλιση δίνεται το σχήμα στο όριο του αντικειμένου. Το μεγαλύτερο ελάττωμα αυτών των μεθόδων είναι η αργή σύγκλισή τους.

Όσον αφορά τις μεθόδους διάδοσης, αυτές κατασκευάζουν κάποιες αρχικές επιφανειακές καμπύλες γύρω από σημεία με τη μέγιστη φωτεινότητα. Για την τελική ανακατασκευή γίνεται διάδοση της πληροφορίας σχήματος κατά μήκος χαρακτηριστικών διαδρομών, όπου μπορεί να υπολογιστεί το βάθος και ο προσανατολισμός, χωρίς αυτές οι διαδρομές να τέμνονται.

Οι τοπικές μέθοδοι χρησιμοποιούν την ένταση της φωτεινότητας καθώς και την πρώτη και τη δεύτερη παράγωγό της για την ανάκτηση της πληροφορίας του σχήματος, ενώ οι γραμμικές χρησιμοποιούν τη γραμμική προσέγγιση της συνάρτησης ανάκλασης σε σχέση με την κλίση της επιφάνειας και εφαρμόζουν μετασχηματισμούς *Fourier*, προκειμένου να ληφθεί μία κλειστού τύπου λύση για το βάθος σε κάθε σημείο.

4.3.8. Σχήμα από ισόφωτες (*Shape from Isophotes*)

Η τεχνική σχήμα από ισόφωτες (*Shape from Isophotes - Sfi*) είναι μία σχετικά νέα μέθοδος της οικογένειας *Shape from Shading*, στην οποία χρησιμοποιούνται

ισόφωτες καμπύλες για την ανάκτηση του σχήματος της επιφάνειας [29][34]. Η τεχνική αυτή ανήκει στις μεθόδους διάδοσης και βασίζεται στη χρήση των ισόφωτων καμπυλών για τον προσδιορισμό των καθέτων διανυσμάτων \vec{n} της επιφάνειας. Η προτεινόμενη μέθοδος ανακατασκευής εμπίπτει σε αυτή την κατηγορία, και θα αναλυθεί στο κεφάλαιο που ακολουθεί.

Στον πίνακα που ακολουθεί παραθέτουμε την κατάταξη των διαφόρων μεθόδων σχήματος από X ανάλογα με τον αριθμό εικόνων που απαιτούν για να επιτύχουν την ανακατασκευή του αντικειμένου. Παρατηρούμε πως η μέθοδος των ισόφωτων απαιτεί τον μικρότερο δυνατό αριθμό εικόνων, γεγονός που αποτελεί ένα από τα σημαντικά της πλεονεκτήματα.

Πίνακας 4.1: Κατηγοριοποίηση των μεθόδων *Shape from X* βάσει του αριθμού των απαιτούμενων για την ανακατασκευή εικόνων.

Μέθοδος	Αριθμός απαιτούμενων εικόνων
Στερέωση	≥ 2
Κίνηση	σειρά εικόνων
Εστίαση/Αφεστίαση	≥ 2
Μεγέθυνση	≥ 2
Υφή	1
Σκίαση	1
Ισόφωτες	1

5. Θεωρία Ισόφωτων Καμπυλών

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζεται το θεωρητικό υπόβαθρο της μεθοδολογίας που θα χρησιμοποιηθεί για την ανακατασκευή ενός αντικειμένου από μία διδιάστατη εικόνα χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των *ισόφωτων καμπυλών* (*Shape from Isophotes*). Αρχικά αναφέρονται κάποια στοιχεία αναλυτικής γεωμετρίας περί καμπυλών και επιφανειών, τα οποία είναι χρήσιμα για την κατανόηση των κύριων εννοιών και των εξισώσεων της μεθόδου που περιγράφονται στη συνέχεια. Τέλος αναφέρονται κάποιες βασικές έννοιες της θεωρίας συνόλων και της Όρασης Υπολογιστών που θα χρησιμοποιηθούν στη μεθοδολογία του επόμενου κεφαλαίου.

5.1. Στοιχεία αναλυτικής γεωμετρίας

Για να περιγραφεί μία καμπύλη στο χώρο είναι αναγκαίος ο ορισμός μίας εξίσωσης που να περιλαμβάνει τον γεωμετρικό τόπο όλων των σημείων της καμπύλης. Η παραμετρική εξίσωση καμπύλης επιτυγχάνει τον ορισμό της καμπύλης με την εισαγωγή μίας μόνο παραμέτρου, γεγονός που απλοποιεί πολύ τους αλγεβρικούς υπολογισμούς.

5.1.1. Παραμετρική εξίσωση καμπύλης

Έστω μία καμπύλη C στο χώρο. Η εξίσωση $f(x,y,z) = 0$ που επαληθεύεται από κάθε σημείο της καμπύλης ονομάζεται αναλυτική ή παραμετρική εξίσωση της καμπύλης C . Εάν θεωρήσουμε ένα σημείο που κινείται κατά μήκος της καμπύλης, η θέση του $P(t)$ τη χρονική στιγμή t σε ένα καρτεσιανό τρισσορθόγωνιο σύστημα συντεταγμένων $Oxyz$ μπορεί να εκφραστεί ως συνάρτηση της ανεξάρτητης μεταβλητής t ως: $x = X(t)$, $y = Y(t)$ και $z = Z(t)$. Οι εξισώσεις αυτές ονομάζονται παραμετρικές εξισώσεις της καμπύλης C και λαμβάνουν πραγματικές τιμές σε ένα θεωρούμενο διάστημα παραμετροποίησης $t \in [a, b] \subseteq \mathbb{R}$. Η παράμετρος t εκτός από χρόνος μπορεί επίσης να είναι γωνία ή μήκος τόξου, όμως με την έννοια του χρόνου γίνεται καλύτερα αντιληπτή η παραμετροποίηση.

Εάν $\vec{i}, \vec{j}, \vec{k}$ είναι τα μοναδιαία διανύσματα των αξόνων Ox, Oy, Oz αντίστοιχα, τότε το διάνυσμα με αρχή το κέντρο των αξόνων και πέρας το σημείο (x, y, z) : $\vec{r}(t) = X(t) \cdot \hat{i} + Y(t) \cdot \hat{j} + Z(t) \cdot \hat{k}$ ονομάζεται διανυσματική ακτίνα του αντίστοιχου σημείου της καμπύλης και η εξίσωση αυτή καλείται *διανυσματική παραμετρική εξίσωση* ή απλά *διανυσματική εξίσωση* της καμπύλης. Όταν η συνάρτηση της καμπύλης έχει την ανωτέρω διανυσματική μορφή, η μελέτη των ιδιοτήτων της ανάγεται στην μελέτη των ιδιοτήτων των συναρτήσεων X, Y, Z . Όταν η παράμετρος t μεταβάλλεται στο παραμετρικό της διάστημα, η διανυσματική ακτίνα $\vec{r}(t)$ μεταβάλλεται εν γένει και κατά το μήκος της και κατά την κατεύθυνσή της. Εφόσον ορίζεται η παράγωγος της $\vec{r}(t)$ στη θέση t , το διάνυσμα $\vec{v}(t): \vec{r}'(t) = X'(t) \cdot \hat{i} + Y'(t) \cdot \hat{j} + Z'(t) \cdot \hat{k}$ λέγεται *διανυσματική ταχύτητα*, ενώ το μέτρο αυτής $|\vec{v}(t)|$ *επιτόχια ταχύτητα*.

Αν για ένα σημείο της καμπύλης $(x, y, z) = (X(t), Y(t), Z(t))$ ορίζεται το $\vec{r}'(t)$ και δεν είναι το μηδενικό διάνυσμα, η ευθεία που διέρχεται από το σημείο αυτό και είναι παράλληλη στο διάνυσμα $\vec{r}'(t)$ ονομάζεται *εφαπτομένη* της καμπύλης στο συγκεκριμένο σημείο. Όταν για όλα τα σημεία της καμπύλης C ορίζεται η παράγωγός της ως προς t , δηλαδή η $\vec{r}'(t)$, η οποία επιπλέον είναι συνεχής και πάντοτε διάφορη του μηδενικού διανύσματος, τότε η καμπύλη C είναι μία λεία ή ομαλή καμπύλη. Έτσι η καμπύλη αυτή έχει μία καλώς ορισμένη εφαπτομένη σε

κάθε σημείο της και η εφαπτομένη αυτή αλλάζει συνεχώς διεύθυνση κατά μήκος της καμπύλης. Για κάθε t ορίζεται ένας αριθμός $s(t)$, ο οποίος παριστάνει την απόσταση που έχει διανύσει το κινητό πάνω στην καμπύλη από κάποια στιγμή t_0 μέχρι τη στιγμή t . Η συνάρτηση αυτή s που μετράει το μήκος του τόξου έχει την ιδιότητα η παράγωγός της να είναι ίση με την επιτόχια ταχύτητα. Δηλαδή, για κάθε t είναι $s'(t) = v(t)$. Μπορεί να υπολογιστεί το μήκος του τόξου που έχει διανύσει το κινητό πάνω στην καμπύλη από κάποια στιγμή t_0 μέχρι τη στιγμή t_1 , ολοκληρώνοντας την προηγούμενη σχέση στο διάστημα $[t_0, t_1]$, δηλαδή:

$$s(t_1) - s(t_0) = \int_{t_0}^{t_1} v(t) dt = \int_{t_0}^{t_1} \left| \frac{d\vec{r}'(t)}{dt} \right| dt = \int_{t_0}^{t_1} \sqrt{\frac{dx^2}{dt} + \frac{dy^2}{dt} + \frac{dz^2}{dt}} dt \quad (5.1)$$

Εάν η κίνηση του σημείου αρχίζει τη στιγμή $t = \tau$, τότε $s(\tau) = 0$ και η απόσταση που κάλυψε μέχρι τη στιγμή t_1 είναι: $s(t_1) = \int_{\tau}^{t_1} v(t) dt$. Ένα σημείο $P_0(t_0)$ λέγεται

ομαλό σημείο της καμπύλης, εάν $\left. \frac{d\vec{r}}{dt} \right|_{P_0} \neq \vec{0}$ δηλαδή εάν και μόνο εάν μία

τουλάχιστον από τις παραγώγους $\left. \frac{dx}{dt} \right|_{P_0}$, $\left. \frac{dy}{dt} \right|_{P_0}$, $\left. \frac{dz}{dt} \right|_{P_0}$ είναι διάφορη του μηδενός.

Άρα για τα ομαλά σημεία μίας καμπύλης ισχύει $ds/dt \neq \vec{0}$ και η $s = s(t)$ μπορεί να λυθεί ως προς t , δηλαδή $t = t(s)$. Επομένως, εάν η καμπύλη είναι λεία μπορεί να γραφεί με νέα παράμετρο την s , ως εξής:

$$\vec{r}(s) = X(t(s))\hat{i} + Y(t(s))\hat{j} + Z(t(s))\hat{k} = X(s)\hat{i} + Y(s)\hat{j} + Z(s)\hat{k} \quad (5.2)$$

όπου με s συμβολίζεται η φυσική παράμετρος της καμπύλης.

5.1.2. Εφαπτόμενο, πρώτο κάθετο και δεύτερο κάθετο διάνυσμα σε καμπύλη

Το μοναδιαίο εφαπτόμενο διάνυσμα \vec{T} ορίζεται για κάθε t για το οποίο $v(t) \neq 0$ ως:

$$\vec{T}(t) = \frac{1}{v(t)} \vec{v}(t) = \frac{\frac{d\vec{r}}{dt}}{\left| \frac{d\vec{r}}{dt} \right|} \quad (5.3)$$

Οπότε εξ ορισμού $|\vec{T}(t)| = T(t) = 1$.

Όταν το σημείο διαγράφει την καμπύλη, το αντίστοιχο διάνυσμα \vec{T} μεταβάλλεται μόνο κατά διεύθυνση αφού το μέτρο του παραμένει ίσο με τη μονάδα. Εάν η καμπύλη εκφράζεται με τη φυσική της παράμετρο s , τότε είναι:

$$\vec{T}(s) = \frac{d\vec{r}}{ds} = \frac{\frac{d\vec{r}}{dt}}{\frac{ds}{dt}} = \frac{\frac{d\vec{r}}{dt}}{\left| \frac{d\vec{r}}{dt} \right|} \quad (5.4)$$

Η τάση του \vec{T} για μεταβολή της διεύθυνσής του μετριέται με την παράγωγο του \vec{T}' . Είναι γνωστό ότι, η παράγωγος μιας διανυσματικής συνάρτησης με σταθερό μέτρο, είναι διανυσματική συνάρτηση κάθετη προς την αρχική συνάρτηση. Άρα για κάθε t για το οποίο ισχύει $v(t) \neq 0$, το \vec{T}' είναι κάθετο προς το \vec{T} . Ορίζεται, τότε, ένα άλλο διανυσματικό μέγεθος \vec{n} , το οποίο είναι το μοναδιαίο διάνυσμα με κατεύθυνση την κατεύθυνση του \vec{T}' ονομάζεται *πρώτο κάθετο διάνυσμα* στην καμπύλη C και δίνεται για κάθε t για το οποίο είναι $\vec{T}' \neq 0$ από τη σχέση:

$$\vec{n}(t) = \frac{1}{T'(t)} \vec{T}'(t) \quad (5.5)$$

Οπότε εξ ορισμού $|\vec{n}(t)| = n(t) = 1$.

Όταν για κάποιο t ορίζονται τα δύο μοναδιαία διανύσματα \vec{n} και $\vec{T}(t)$ και ως αρχή τους θεωρηθεί το αντίστοιχο σημείο $P(t)$ της καμπύλης, τότε ορίζουν ένα επίπεδο που ονομάζεται εγγύτατο επίπεδο της καμπύλης στο σημείο αυτό. Αν t_1, t_2, t_3 , είναι τρεις οποιεσδήποτε τιμές του t και θεωρήσουμε το επίπεδο που ορίζεται από τα σημεία $P_1(t_1), P_2(t_2), P_3(t_3)$, της καμπύλης, μπορεί να αποδειχθεί ότι το επίπεδο που ορίζεται από τα σημεία αυτά πλησιάζει τη θέση του εγγύτατου επιπέδου της καμπύλης στο t_2 , εφόσον ορίζεται, όταν τα t_1, t_3 πλησιάζουν το t_2 . Όταν η καμπύλη είναι επίπεδη, όχι όμως ευθεία, το εγγύτατο επίπεδο, για όλα τα σημεία αυτής για τα οποία ορίζεται, ταυτίζεται με το επίπεδο της καμπύλης.

Η παράγωγος $\vec{T}'(t)$ μετρά την τάση της εφαπτομένης να αλλάξει κατεύθυνση. Ο συντελεστής μεταβολής του εφαπτόμενου διανύσματος ως προς το μήκος του τόξου που διαγράφει το τυχόν σημείο της καμπύλης, $\frac{d\vec{T}'}{ds}$, ονομάζεται *διανυσματική καμπυλότητα* της καμπύλης. Η διανυσματική καμπυλότητα μπορεί να γραφεί:

$$\frac{d\vec{T}}{ds} = \frac{dt}{ds} \frac{d\vec{T}}{dt} = \frac{1}{s'(t)} \vec{T}'(t) = \frac{1}{v(t)} \vec{T}'(t) = \frac{T'(t)}{v(t)} \vec{n}(t) \quad (5.6)$$

Από τον παραπάνω τύπο φαίνεται ότι η διανυσματική καμπυλότητα και το πρώτο κάθετο διάνυσμα έχουν την ίδια διεύθυνση. Η βαθμωτή ποσότητα $\frac{T'(t)}{v(t)}$ ονομάζεται καμπυλότητα της καμπύλης στο σημείο $P(t)$ και συμβολίζεται με κ . Δεδομένου ότι το μέτρο του πρώτου κάθετου διανύσματος $\vec{n}(t)$ ισούται με τη μονάδα μπορεί να γραφεί ότι $\kappa(t) = \frac{T'(t)}{v(t)} = \left| \frac{d\vec{T}}{ds} \right|$.

Η καμπυλότητα της καμπύλης δίνει ένα μέτρο του ρυθμού μεταβολής του εφαπτόμενου διανύσματος κατά μήκος της καμπύλης. Όσο πιο γρήγορα αλλάζει κατεύθυνση η καμπύλη στο σημείο P , τόσο μεγαλύτερη είναι η καμπυλότητά της. Η καμπυλότητα σε κάθε σημείο μιας ευθείας είναι προφανώς μηδέν. Όταν

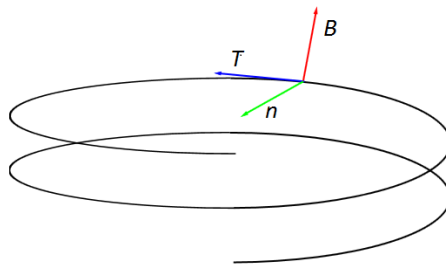
$\kappa(t) \neq 0$, τότε ορίζεται η αντίστροφη ποσότητα $\rho(t) = \frac{1}{\kappa(t)}$ και ονομάζεται ακτίνα καμπυλότητας της καμπύλης στο σημείο $P(t)$.

Εάν τώρα η καμπύλη εκφραστεί με τη φυσική παράμετρο s τότε το εφαπτόμενο διάνυσμα είναι $\vec{T}(s) = \frac{d\vec{r}}{ds}$ και η παράγωγός του είναι το πρώτο κάθετο διάνυσμα

$\vec{n}(s) = \frac{\frac{d\vec{T}}{ds}}{\left| \frac{d\vec{T}}{ds} \right|}$. Επειδή όμως ισχύει ότι $\kappa(t) = \left| \frac{d\vec{T}}{ds} \right|$ μπορεί να γραφεί

$\vec{n}(s) = \frac{1}{\kappa(t)} \frac{d\vec{T}}{ds}$. Λαμβάνοντας το εξωτερικό γινόμενο των διανυσμάτων ορίζεται

το δεύτερο κάθετο διάνυσμα της καμπύλης που είναι κάθετο ως προς αυτά στο σημείο $P(s)$ ως: $\vec{B}(s) = \vec{T}(s) \times \vec{N}(s)$. Η τριάδα $\{\vec{T}(s), \vec{N}(s), \vec{B}(s)\}$ σχηματίζει μία ορθοκανονική βάση στον τρισδιάστατο ευκλείδειο χώρο και ονομάζεται *τριέδρου Frenet* [35] (Εικόνα 5.1).



Εικόνα 5.1: Διανύσματα τριέδρου Frenet.

5.1.3. Παραμετρική εξίσωση επιφάνειας

Μία επιφάνεια ορίζεται ως ο γεωμετρικός τόπος των σημείων στο χώρο που ικανοποιούν μία συνθήκη της μορφής:

$$F(x, y, z) = 0 \quad (5.7)$$

η οποία είναι μία μη παραμετρική παράσταση και καλείται πεπλεγμένη εξίσωση της επιφάνειας. Στην περίπτωση των επιφανειών χρησιμοποιείται η παραμετρική αναπαράσταση, με εξισώσεις της μορφής:

$$S(u, v) = (X(u, v), Y(u, v), Z(u, v)) \quad (5.8)$$

Όπου X , Y και Z , είναι κατάλληλες συναρτήσεις των δύο παραμέτρων u , v , όπου τα σημεία (u, v) κατά κανόνα θεωρείται ότι ανήκουν σε ένα συνεκτικό χωρίο, υποσύνολο του \mathbb{R}^2 .

Σε μία παραμετρική επιφάνεια ορίζονται δύο οικογένειες ισοπαραμετρικών καμπυλών. Η πρώτη δημιουργείται θέτοντας $u = c$ και η δεύτερη θέτοντας $v = c$, όπου c μία σταθερά. Μία ισοπαραμετρική καμπύλη με σταθερό u έχει το v ως παράμετρο ορισμού της και αντίστροφα. Τότε το διάνυσμα $\frac{\partial S}{\partial u} \times \frac{\partial S}{\partial v}$ είναι κάθετο στην επιφάνεια σε κάθε σημείο αυτής, όπου τα $\frac{\partial S}{\partial u}$ και $\frac{\partial S}{\partial v}$ ορίζονται και δεν είναι συγγραμμικά.

5.1.4. Εφαπτόμενο και κάθετο διάνυσμα σε επιφάνεια

Σε κάθε σημείο της επιφάνειας υπάρχουν δύο εφαπτόμενα διανύσματα, ένα κατά τη διεύθυνση u και ένα κατά τη διεύθυνση v κατά μήκος των ισοπαραμετρικών καμπύλων, που δίνονται από τις ακόλουθες σχέσεις:

$$\begin{aligned} P_u(u, v) &= \frac{\partial P}{\partial u} = \frac{\partial x}{\partial u} \hat{i} + \frac{\partial y}{\partial u} \hat{j} + \frac{\partial z}{\partial u} \hat{k} \\ P_v(u, v) &= \frac{\partial P}{\partial v} = \frac{\partial x}{\partial v} \hat{i} + \frac{\partial y}{\partial v} \hat{j} + \frac{\partial z}{\partial v} \hat{k} \end{aligned} \quad (5.9)$$

Προφανώς, διαφορετική παραμετροποίηση έχει ως αποτέλεσμα και διαφορετικά εφαπτόμενα διανύσματα. Εάν το εσωτερικό γινόμενο των δύο διανυσμάτων είναι μηδέν σε ένα σημείο, τότε τα δύο διανύσματα είναι κάθετα μεταξύ τους. Τα σημεία της επιφάνειας, στα οποία το εξωτερικό γινόμενο $S_u \times S_v$

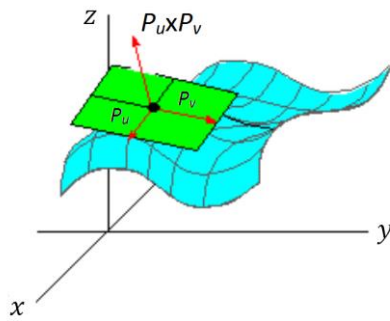
είναι διάφορο του μηδενός ονομάζονται ομαλά (*regular*) σημεία και σε αυτά μπορεί να οριστεί το εφαπτόμενο επίπεδο προς την επιφάνεια καθώς και το κάθετο διάνυσμα. Το μέτρο των διανυσμάτων και τα μοναδιαία διανύσματα ορίζονται από τις σχέσεις:

$$\begin{aligned} |P_u| &= \sqrt{\left(\frac{\partial x}{\partial u}\right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial u}\right)^2 + \left(\frac{\partial z}{\partial u}\right)^2} \\ |P_v| &= \sqrt{\left(\frac{\partial x}{\partial v}\right)^2 + \left(\frac{\partial y}{\partial v}\right)^2 + \left(\frac{\partial z}{\partial v}\right)^2} \end{aligned} \quad (5.10)$$

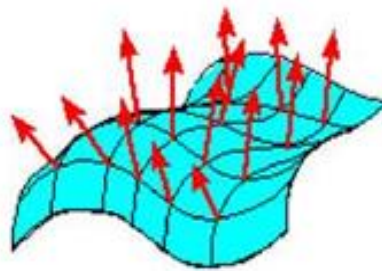
Το κάθετο διάνυσμα στην επιφάνεια σε ένα σημείο μιας επιφάνειας, είναι το διάνυσμα που είναι κάθετο προς τα δύο εφαπτόμενα διανύσματα της επιφάνειας αυτής στο συγκεκριμένο σημείο, και ορίζεται από το εξωτερικό γινόμενο των δύο εφαπτόμενων διανυσμάτων: $n(u, v) = P_u \times P_v = \frac{\partial P}{\partial u} \times \frac{\partial P}{\partial v}$ (Εικόνα 5.2) και το μοναδιαίο κάθετο διάνυσμα από τη σχέση:

$$\hat{n} = \frac{\vec{n}}{|\vec{n}|} = \frac{P_u \times P_v}{|P_u \times P_v|} \quad (5.11)$$

Ως προς την προσανατολισσιμότητα του κάθετου διανύσματος, θεωρούμε ότι μία επιφάνεια είναι ομαλή όταν είναι επίσης προσανατολίσιμη. Όταν μία επιφάνεια είναι προσανατολίσιμη τότε το κάθετο διάνυσμα \hat{n} μεταβάλλεται συνεχώς σε όλη την επιφάνεια. Διαισθητικά, προσανατολίσιμο σημαίνει ότι εάν τα αρχικά σημεία του μοναδιαίου κάθετου διανύσματος \hat{n} τοποθετηθούν επί της επιφάνειας, τότε όλα τα τερματικά σημεία τους βρίσκονται στην ίδια πλευρά της επιφάνειας (Εικόνα 5.3). Εάν μία επιφάνεια είναι κλειστή, για παράδειγμα μία σφαίρα, τότε υποτίθεται ότι όλα τα μοναδιαία κάθετα διανύσματα \hat{n} είναι στραμμένα προς το εξωτερικό της επιφάνειας, οπότε μιλούμε για εξωτερικό κάθετο διάνυσμα.



Εικόνα 5.2: Εφαπτόμενο επίπεδο σε επιφάνεια.



Εικόνα 5.3: Παράδειγμα συνεχούς επιφάνεια και τα κάθετα διανύσματα επ' αυτής.

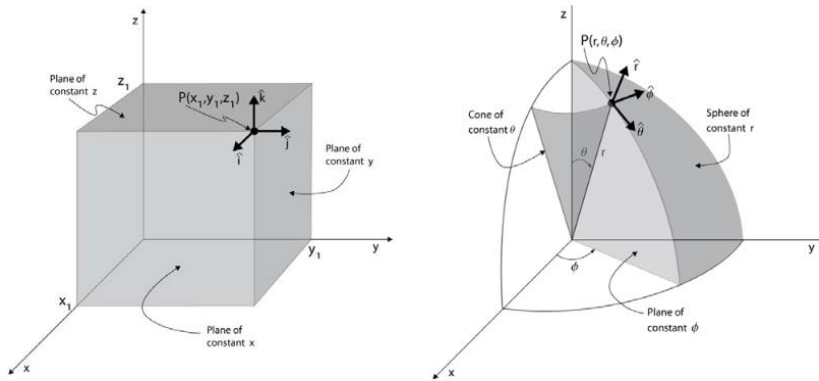
Για τους υπολογισμούς που πρόκειται να ακολουθήσουν είναι χρήσιμο να γίνει χρήση των σφαιρικών συντεταγμένων αντί των καρτεσιανών. Τα δύο συστήματα συντεταγμένων απεικονίζονται στην Εικόνα 5.4. Στις σφαιρικές συντεταγμένες υπάρχει εξάρτηση από ένα γραμμικό και δύο γωνιακά στοιχεία. Το κάθε σημείο του χώρου περιγράφεται με τον προσανατολισμό μίας ημιευθείας που ξεκινά από την αρχή των αξόνων και τη θέση του σημείου πάνω σε αυτήν την ημιευθεία. Τα τρία βασικά στοιχεία είναι η ακτινική συνιστώσα r , η πολική γωνία θ και η αζιμουθιακή γωνία φ .

Οι σφαιρικές συντεταγμένες συνδέονται με τις καρτεσιανές μέσω των σχέσεων:

$$\begin{aligned} x &= r \cos \theta \cdot \sin \varphi, \quad r \in [0, +\infty) \\ y &= r \sin \theta \cdot \sin \varphi, \quad \theta \in [0, \pi), \varphi \in [0, 2\pi) \\ z &= r \cos \theta \end{aligned} \quad (5.12)$$

και αντίστοιχα:

$$\begin{aligned}
 r &= \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \\
 \theta &= \tan^{-1}\left(\frac{y}{x}\right) \\
 \varphi &= \tan^{-1}\left(\frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{z}\right), \quad x, y, z \in (-\infty, +\infty)
 \end{aligned}
 \tag{5.13}$$



Εικόνα 5.4: Καρτεσιανό και σφαιρικό σύστημα συντεταγμένων.

Ως εκ τούτου, το κάθετο διάνυσμα $\hat{n} = (n_x, n_y, n_z)$ στο σημείο (x, y, z) μίας επιφάνειας στις σφαιρικές συντεταγμένες μπορεί να καθορίζεται από την αζιμουθιακή γωνία του, $\varphi_{\hat{n}}$, η οποία αποτελεί τη γωνία μεταξύ του x -άξονα και της προβολής του \hat{n} στο επίπεδο xy , και από την πολική γωνία $\theta_{\hat{n}}$, η οποία αποτελεί τη γωνία μεταξύ του z -άξονα και του κάθετου διανύσματος. Από τη σχέση μεταξύ των καρτεσιανών και σφαιρικών συντεταγμένων, όπως αναλύθηκε προηγουμένως, μπορεί να βρεθεί ότι: $\varphi_{\hat{n}} = \tan^{-1}\left(\frac{n_x}{n_y}\right)$ και $\theta_{\hat{n}} = \cos^{-1}(n_z)$, οπότε το κάθετο διάνυσμα μπορεί να γραφεί ως:

$$\hat{n} = (n_x, n_y, n_z) = [\sin \theta_{\hat{n}} \cdot \cos \varphi_{\hat{n}}, \sin \theta_{\hat{n}} \cdot \sin \varphi_{\hat{n}}, \cos \theta_{\hat{n}}]^T \tag{5.14}$$

Ένας άλλος τρόπος αναπαράστασης μίας επιφάνειας $f(x,y,z)$ είναι να γραφεί η ισότητα ως $z = z(x,y)$. Στην περίπτωση αυτή οι παράγωγοι ως προς x,y αποτελούν ένα διανυσματικό σύστημα περιγραφής της επιφάνειας. Κάθε στοιχείο της επιφάνειας μπορεί να χαρακτηριστεί από το διάνυσμα $\vec{S} = (x, y, z)^T$. Η κλίση $(p,q)^T$ στο σημείο $(x,y,z(x,y))$ είναι απλά η μερική παράγωγος του $z(x,y)$ στην κατεύθυνση x και στην κατεύθυνση y , οπότε προκύπτει $\frac{\partial S}{\partial x} = \left(1, 0, \frac{\partial z(x,y)}{\partial x}\right)^T$ και

$$\frac{\partial S}{\partial y} = \left(0, 1, \frac{\partial z(x,y)}{\partial y}\right)^T.$$

Ορίζοντας

$$p = \frac{\partial z(x,y)}{\partial x}, q = \frac{\partial z(x,y)}{\partial y} \quad (5.15)$$

η σχέση των μερικών παραγώγων γίνεται:

$$\frac{\partial S}{\partial x} = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ p \end{bmatrix}, \quad \frac{\partial S}{\partial y} = \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ q \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

Το κάθετο διάνυσμα μπορεί να συναχθεί υπολογίζοντας το εξωτερικό γινόμενο αυτών των διανυσμάτων, οπότε προκύπτει ένα διάνυσμα κάθετο προς το εφαπτόμενο επίπεδο σύμφωνα με τη σχέση:

$$\vec{n} = \frac{\partial S}{\partial x} \times \frac{\partial S}{\partial y} = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ p \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \\ q \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -p \\ -q \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5.17)$$

Με την κανονικοποίηση αυτού του διανύσματος προκειμένου να γίνει μοναδιαίο, μπορεί να εκφραστεί ως:

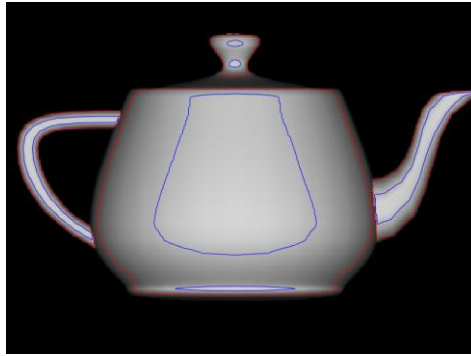
$$\hat{n} = \frac{\vec{n}}{\sqrt{p^2 + q^2 + 1}} = \frac{[-p, -q, 1]^T}{\sqrt{p^2 + q^2 + 1}} \quad (5.18)$$

5.2. Ισόφωτες καμπύλες

Όταν μία επιφάνεια φωτίζεται από μία φωτεινή πηγή σχηματίζονται πάνω της καμπύλες διαφορετικής έντασης φωτεινότητας [36]. *Ισόφωτες καμπύλες* καλούνται οι γεωμετρικοί τόποι των σημείων της επιφάνειας τα οποία παρουσιάζουν την ίδια ένταση φωτεινότητας. Η φωτεινότητα ενός σημείου μιας επιφάνειας εξαρτάται άμεσα από τον προσανατολισμό του κάθετου διανύσματος \vec{n} στο σημείο αυτό σε σχέση με την προσπίπτουσα φωτεινή δέσμη. Προκύπτει πως αν μία επιφάνεια είναι συνεχής τότε και οι ισόφωτες που σχηματίζονται πάνω σε αυτή είναι επίσης συνεχείς καμπύλες.

Προκειμένου να μπορέσει να χρησιμοποιηθεί η πληροφορία που παρέχεται από τις ισόφωτες καμπύλες, γίνεται η παραδοχή ότι αυτές δεν τέμνονται και δεν εκφυλίζονται σε επιφάνειες, κάτι που ισχύει για την πλειοψηφία των επιφανειών που εμφανίζονται στη φύση. Οι ισόφωτες μπορούν να κατασκευαστούν επιλέγοντας διαφορετικές τιμές έντασης φωτεινότητας, οπότε προκύπτουν καμπύλες όπως στην Εικόνα 5.5.

Αυτές οι καμπύλες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανακατασκευή του τρισδιάστατου σχήματος ενός αντικειμένου [3][29], όπως επιχειρείται στην παρούσα εργασία, αλλά και για την ανίχνευση ανωμαλιών και ασυνεχειών πάνω σε μία επιφάνεια, οι οποίες δεν μπορούν να γίνουν εύκολα αντιληπτές π.χ. με τη σκίαση της επιφάνειας [37][38]. Οι ισόφωτες καμπύλες κείνται στην επιφάνεια του απεικονιζόμενου αντικειμένου και χρησιμοποιώντας την πληροφορία της διαφοροποίησης των τιμών των ισοφώτων μπορούμε να υπολογίσουμε το κάθετο διάνυσμα στην επιφάνεια.



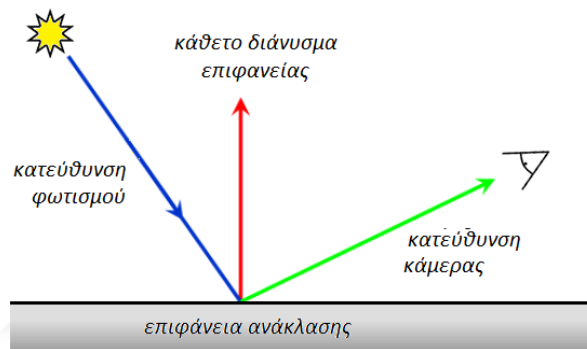
Εικόνα 5.5: Ισόφωτες καμπύλες δύο διαφορετικών εντάσεων φωτεινότητας (μπλε και κόκκινο χρώμα) στο συνθετικό αντικείμενο αναφοράς “Utah teapot”.

5.3. Κατεύθυνση φωτισμού και κάμερας

Η κατεύθυνση φωτισμού (*illumination direction*) είναι η κατεύθυνση από την οποία φωτίζεται το αντικείμενο. Σε αντιστοιχία με την ανάλυση που έγινε για το κάθετο διάνυσμα, η κατεύθυνση φωτισμού μπορεί να περιγραφεί επίσης στις σφαιρικές συντεταγμένες μέσω της πολικής γωνίας θ_s , και της αζιμουθιακής γωνίας φ_s , οπότε περιγράφεται ως εξής:

$$\vec{s} = (s_x, s_y, s_z) = [\sin \theta_s \cdot \cos \varphi_s, \sin \theta_s \cdot \sin \varphi_s, \cos \theta_s]^T \quad (5.19)$$

Η κάμερα είναι ένα οπτικό σύστημα το οποίο μέσω ενός φακού προβάλλει ένα τρισδιάστατο αντικείμενο πάνω στη συστοιχία των εικονοστοιχείων (*pixels*) του αισθητήρα που σχηματίζουν την εικόνα. Για τη μοντελοποίηση της λειτουργίας της κάμερας χρησιμοποιούνται μοντέλα προβολής, όπως η *προοπτική* και *ορθογραφική προβολή*. Εάν υποθεθεί ορθογραφική προβολή, ένα σημείο (X, Y, Z) μπορεί να προβάλλεται σε ένα σημείο (x, y) της εικόνας κατά τέτοιο τρόπο, ώστε $x = mX$ και $y = mY$, όπου m είναι ένας παράγοντας μεγέθυνσης. Αντίθετα εάν υποθεθεί προοπτική προβολή ένα σημείο της εικόνας ορίζεται ως $x = X/Z$ και $y = Y/Z$. Στην παρούσα εργασία θεωρείται ότι η κάμερα ακολουθεί το πρότυπο της ορθογραφικής προβολής.



Εικόνα 5.6: Κατευθύνσεις φωτισμού και κάμερας.

5.4. Βασικές εξισώσεις *Shape from Isophotes*

Με την γνώση περί παραμετρικών καμπυλών μπορούμε να εκφράσουμε την ισόφωτη με την παραμετρική της μορφή. Αρχικά θα θεωρήσουμε πως η επιφάνεια ακολουθεί το λαμπερτιανό πρότυπο.

5.4.1. Εξίσωση φωτεινότητας λαμπερτιανής επιφάνειας

Όπως ειπώθηκε στο Κεφάλαιο 2. όταν μία φωτεινή δέσμη προσπίπτει σε μία οποιαδήποτε επιφάνεια κάποιο ποσοστό της ανακλάται και το υπόλοιπο διαδίδεται στο εσωτερικό του σώματος όπου απορροφάται εν μέρει. Το ποσοστό ανάκλασης καθορίζει την ανακλαστικότητα της επιφάνειας, η οποία είναι το κλάσμα της ανακλώμενης προς την προσπίπτουσα ένταση.

Η ανακλαστικότητα μίας επιφάνειας είναι συνάρτηση των κατευθύνσεων πρόσπτωσης και ανάκλασης και, ως εκ τούτου, έχει κατευθυντική ιδιότητα. Οι περισσότερες από τις επιφάνειες μπορούν να χωριστούν ως προς την κατευθυντικότητα της ανακλαστικότητάς τους σε *κατοπτρικές* και *διάχυτες*. Για τις κατοπτρικές επιφάνειες, όπως το γυαλί ή το στιλβωμένο μέταλλο, η ανακλαστικότητα είναι σχεδόν μηδενική σε όλες τις γωνίες, εκτός από μία συγκεκριμένη η οποία υπακούει στον νόμο της γεωμετρικής ανάκλασης (Παράγραφος 3.4.). Για τις διάχυτες επιφάνειες, η ανακλαστικότητα είναι

ομοιόμορφη, και το φως ανακλάται προς όλες τις γωνίες. Αν η ένταση είναι η ίδια ανεξαρτήτως της γωνίας ανάκλασης τότε οι επιφάνειες αυτές καλούνται όπως έχουμε πει *λαμπερτιανές επιφάνειες* (Παράγραφος 3.5.).

Τα περισσότερα πραγματικά αντικείμενα παρουσιάζουν κάποιο συνδυασμό διάχυτων και κατοπτρικών ανακλαστικών ιδιοτήτων. Για μία λαμπερτιανή επιφάνεια, η ένταση εξαρτάται μόνο από τη γωνία θ μεταξύ της κατεύθυνσης φωτισμού και του κάθετου διανύσματος. Στο λαμπερτιανό μοντέλο, η ανακλαστικότητα σε ένα σημείο (x,y,z) σύμφωνα με τη Εξ. (3.10) είναι μία συνάρτηση της γωνίας θ και της λευκαύγειας (*albedo*) a .

Στην παρούσα εργασία θεωρούμε πως η πηγή αποτελείται από δέσμη παράλληλων ακτινών, συνεπώς η γωνία θ μεταξύ της κατεύθυνσης φωτισμού και του κάθετου διανύσματος εξαρτάται μόνο από τον προσανατολισμό της επιφάνειας σε κάθε σημείο. Ανάλογα με τις ιδιότητες του κάθε υλικού η λευκαύγεια μπορεί να μεταβάλλεται από το ένα σημείο στο άλλο. Για τη διευκόλυνση της επίλυσης του προβλήματος της ανακατασκευής η λευκαύγεια θεωρείται σταθερή για όλη την επιφάνεια, αν και αυτή υπόθεση δεν ανταποκρίνεται πάντα στην πραγματικότητα.

Χρησιμοποιώντας μοναδιαία διανύσματα για την κατεύθυνση φωτισμού και το κάθετο διάνυσμα και θεωρώντας για λόγους απλοποίησης ότι $a(x,y,z) = a = \text{σταθ.}$, η εξίσωση της λαμπερτιανής ανακλαστικότητας μπορεί να γραφτεί ως:

$$L_r(p,q) = a \cdot \hat{s} \cdot \hat{n} = \frac{a}{\sqrt{p^2 + q^2 + 1}} \cdot [-p, -q, 1]^T \cdot \hat{s} \quad (5.20)$$

Ο αλγόριθμος της ανακατασκευής, όπως θα περιγραφεί στο επόμενο κεφάλαιο, βασίζεται σε μία απλοποιημένη περίπτωση ενός συστήματος φωτεινής πηγής, αντικειμένου και κάμερας. Ξεκινώντας από απλές παραδοχές μπορεί να κατασκευαστεί ένας αλγόριθμος, ο οποίος στη συνέχεια μπορεί να αποτελέσει βάση για πιο πολύπλοκα συστήματα με ιδιότητες που να προσεγγίζουν καλύτερα την πραγματικότητα. Ο προτεινόμενος αλγόριθμος ανακατασκευής θεωρεί ότι η κάμερα εκτελεί ορθογραφική προβολή, η επιφάνεια του αντικειμένου είναι μία τέλεια λαμπερτιανή επιφάνεια, η κατεύθυνση φωτισμού είναι γνωστή και η λευκαύγεια είναι σταθερή και ίση μονάδα ($a=1$).

Η φωτεινότητα της εικόνας (*image irradiance*) $I(x,y)$, είναι ανάλογη της ανακλώμενης έντασης της επιφάνειας, δηλαδή:

$$I(x, y) = L_r(p, q) \quad (5.21)$$

Η παραπάνω σχέση, που στο εξής θα καλείται *εξίσωση φωτεινότητας*, αποτελεί την αφετηρία πολλών τεχνικών SfS, αλλά παρουσιάζει μεγάλη μαθηματική πολυπλοκότητα. Έχει γίνει η παραδοχή πως η απόκριση του αισθητήρα της κάμερας είναι γραμμική, δηλαδή ίδια για όλο το δυναμικό εύρος φωτεινότητας. Η εξίσωση φωτεινότητας είναι μία μη γραμμική μερική διαφορική εξίσωση των $p = p(x,y)$ και $q = q(x,y)$, που είναι οι κλίσεις της άγνωστης επιφάνειας $z = z(x,y)$ και εξαρτάται από ποσότητες, οι οποίες δεν είναι απαραίτητα γνωστές, όπως είναι η λευκαύγεια a , η κατεύθυνση φωτισμού και οι οριακές συνθήκες. Επί της ουσίας η επίλυση της εξίσωσης είναι εφικτή μόνο εάν είναι εκ των προτέρων διαθέσιμες κάποιες πληροφορίες. Αυτές οι πληροφορίες συνήθως δίνονται στα όρια της περιοχής ενδιαφέροντος, όπως για παράδειγμα στα όρια της εικόνας ή στα τοπικά μέγιστα της φωτεινότητας.

5.4.2. Σύστημα εξισώσεων SfI στο καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων

Η *εξίσωση φωτεινότητας* μπορεί, θεωρώντας ότι η λευκαύγεια ισούται με τη μονάδα, να αποδοθεί σε καρτεσιανές συντεταγμένες ως εξής:

$$I = \hat{s} \cdot \hat{n} = s_x n_x + s_y n_y + s_z n_z \quad (5.22)$$

Η παραπάνω εξίσωση θα ισχύει για κάθε σημείο της επιφάνειας. Δεδομένου ότι η φωτεινότητα και το διάνυσμα της φωτεινής πηγής είναι γνωστά, οι άγνωστοι που πρέπει να προσδιοριστούν σε κάθε σημείο (x,y) της εικόνας είναι οι συνιστώσες n_x , n_y και n_z των κάθετων διανυσμάτων. Από τα παραπάνω προκύπτει πως κάθε σημείο της επιφάνειας προσδιορίζεται από τρεις αγνώστους, οι οποίοι απαιτούν

ισάριθμες εξισώσεις για να υπολογιστούν. Σαν πρώτη εξίσωση για το σύστημα επίλυσης των αγνώστων μπορεί να χρησιμοποιηθεί η *εξίσωση φωτεινότητας* (5.22).

Η δεύτερη εξίσωση που εξάγεται από τις γεωμετρικές ιδιότητες των ομαλών επιφανειών ονομάζεται *εξίσωση καθετότητας*. Η εξίσωση αυτή επιβάλλει πως σε κάθε σημείο της επιφάνειας το κάθετο διάνυσμα \hat{n} και το εφαπτόμενο στην ισόφωτη καμπύλη \hat{T} που διέρχονται από αυτό το σημείο είναι πάντα κάθετα μεταξύ τους:

$$\begin{aligned}\hat{T} \cdot \hat{n} &= 0 \Rightarrow \\ T_x n_x + T_y n_y + T_z n_z &= 0\end{aligned}\quad (5.23)$$

Η εξίσωση της καθετότητας μπορεί να βοηθήσει στην λύση του προβλήματος μόνο εάν το εφαπτόμενο διάνυσμα \hat{T} είναι γνωστό. Σε επόμενες παραγράφους θα δείξουμε πως αυτό υπολογίζεται από τα δεδομένα της εικόνας. Τέλος, συνδυάζοντας τις εξισώσεις (5.22) και (5.23) με την εξίσωση του μέτρου του μοναδιαίου διανύσματος:

$$\begin{aligned}\|\hat{n}\| &= 1 \Rightarrow \\ \sqrt{n_x^2 + n_y^2 + n_z^2} &= 1\end{aligned}\quad (5.24)$$

προκύπτει το σύστημα Σ_1 με τρεις εξισώσεις και τρεις αγνώστους:

$$\Sigma_1 \begin{cases} s_x n_x + s_y n_y + s_z n_z = I \\ T_x n_x + T_y n_y + T_z n_z = 0 \\ \sqrt{n_x^2 + n_y^2 + n_z^2} = 1 \end{cases}\quad (5.25)$$

Από την επίλυση του Σ_1 μπορούν να υπολογιστούν οι τρεις άγνωστοι n_x , n_y και n_z , οι οποίοι είναι απαραίτητοι για την ανάκτηση του τρισδιάστατου σχήματος του αντικειμένου.

5.4.3. Σύστημα εξισώσεων SFI στο σφαιρικό σύστημα συντεταγμένων

Για την αποδοτικότερη και ευκολότερη λύση του συστήματος των τριών εξισώσεων του συστήματος Σ_1 πρέπει να γίνει μετασχηματισμός τους σε σφαιρικές συντεταγμένες. Όπως αναφέραμε προηγουμένως, η φωτεινή πηγή που θα χρησιμοποιηθεί στον αλγόριθμο ανακατασκευής είναι μία ισότροπη σημειακή πηγή που βρίσκεται στο άπειρο, η οποία μπορεί να προσομοιωθεί από μία δέσμη παράλληλων ακτινών. Για την απλοποίηση των υπολογισμών και χωρίς βλάβη της γενικότητας θεωρούμε πως η διεύθυνση της φωτεινής δέσμης συμπίπτει με τον άξονα z . Με την απλοποίηση αυτή το μοναδιαίο διάνυσμα \hat{s} της πηγής μετασχηματίζεται σε $[0,0,1]$, καθώς ισχύει: $s_x = s_y = 0$ και $s_z = 1$. Η απλοποιημένη εξίσωση φωτεινότητας (5.22) θα είναι:

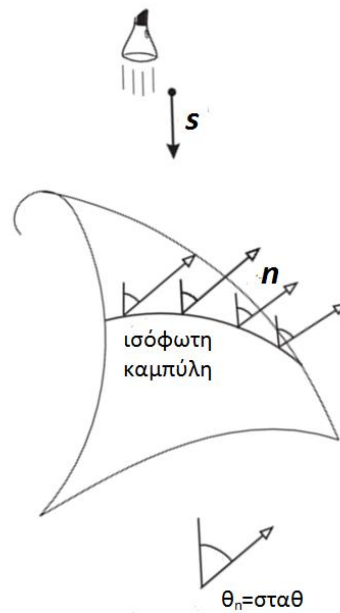
$$I = \hat{s} \cdot \hat{n} = s_z n_z \quad (5.26)$$

Μετατρέποντας την παραπάνω εξίσωση σε σφαιρικές συντεταγμένες προκύπτει:

$$I = \cos \theta_n \quad (5.27)$$

όπου τα μεγέθη με δείκτη « n » από εδώ και στο εξής θα αναφέρονται στο κάθετο μοναδιαίο διάνυσμα της επιφάνειας \hat{n} .

Η γωνία θ_n σχηματίζεται μεταξύ του κάθετου διανύσματος της επιφάνειας και του άξονα z , και προφανώς θα ισχύει $0 \leq \theta_n \leq 90^\circ$. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι κατά μήκος μίας καμπύλης σταθερής έντασης φωτεινότητας τα μοναδιαία κάθετα διανύσματα \hat{n} δεν μεταβάλλονται ως προς την πολική τους γωνία θ_n , σε αντίθεση με την αζιμουθιακή γωνία φ_n , όπως αναπαρίσταται στην Εικόνα 5.7. Διαπιστώνεται, λοιπόν, ότι η πολική γωνία του κάθετου διανύσματος της επιφάνειας του αντικειμένου μπορεί να υπολογιστεί μόνο γνωρίζοντας την ένταση της ανακλώμενης έντασης φωτεινότητας σε κάθε σημείο της εικόνας.



Εικόνα 5.7: Αναπαράσταση ισόφωτης καμπύλης με σημειωμένα τα κάθετα διανύσματα στην επιφάνεια του αντικειμένου, όπου όλα παρουσιάζουν την ίδια πολική γωνία θ_n .

Για να προσδιοριστεί πλήρως το διάνυσμα \hat{n} πρέπει να βρεθεί μία έκφραση για την αζιμουθιακή γωνία του φ_n . Περνώντας, τώρα, στην εξίσωση καθετότητας (5.23), το εφαπτόμενο διάνυσμα της ισόφωτης καμπύλης γίνεται:

$$\hat{T} = \sin \theta_T \cos \varphi_T \hat{i} + \sin \theta_T \sin \varphi_T \hat{j} + \cos \theta_T \hat{k} \quad (5.28)$$

και η εξίσωση καθετότητας παίρνει τη μορφή:

$$\begin{aligned} \hat{T} \cdot \hat{n} &= \sin \theta_T \cos \varphi_T \sin \theta_n \cos \varphi_n \\ &+ \sin \theta_T \sin \varphi_T \sin \theta_n \sin \varphi_n + \cos \theta_T \cos \theta_n \end{aligned} \quad (5.29)$$

Θέτοντας τώρα:

$$\begin{aligned} A &= \sin \theta_T \cos \varphi_T \sin \theta_n \\ B &= \sin \theta_T \sin \varphi_T \sin \theta_n \\ C &= \cos \theta_T \cos \theta_n \end{aligned} \quad (5.30)$$

η προηγούμενη εξίσωση παίρνει τη μορφή:

$$\hat{T} \cdot \hat{n} = A \cos \varphi_n + B \sin \varphi_n + C \quad (5.31)$$

Για λόγους απλοποίησης το σύστημα συντεταγμένων μπορεί να στραφεί γύρω από τον άξονα z έτσι ώστε να προκύπτει $\varphi_T = 0$. Στην περίπτωση αυτή, ο όρος B μηδενίζεται (οι γωνίες θ_T, θ_n προφανώς παραμένουν αμετάβλητες) και η εξίσωση γίνεται:

$$\begin{aligned} A \cos \varphi_n &= -C \\ \cos \varphi_n &= -\frac{C}{A} = \frac{\cos \theta_T \cos \theta_n}{\sin \theta_T \cos \varphi_T \sin \theta_n} \Rightarrow \\ \cos \varphi_n &= \cot \theta_T \cot \theta_n \end{aligned} \quad (5.32)$$

οπότε προκύπτει και η έκφραση για την εύρεση της αζιμουθιακής γωνίας φ_n του καθέτου διανύσματος.

Από κοινού οι εξισώσεις (5.27) και (5.32) αποτελούν ένα σύστημα Σ_2 με δύο αγνώστους, τις γωνίες θ_n και φ_n :

$$\Sigma_2 \left\{ \begin{array}{l} I = \cos \theta_n \\ \cos \varphi_n = \cot \theta_T \cot \theta_n \end{array} \right. \quad (5.33)$$

Δεδομένου ότι για τη συγκεκριμένη ανάλυση έχει γίνει η θεώρηση ότι όλα τα διανύσματα είναι μοναδιαία, δηλαδή $r_n = 1$, δε χρειάζεται η μετατροπή της εξίσωσης του μέτρου στις σφαιρικές συντεταγμένες. Επομένως, επιλύοντας το σύστημα Σ_2 προκύπτει η έκφραση του μοναδιαίου κάθετου διανύσματος για κάθε σημείο της επιφάνειας του αντικειμένου από το οποίο διέρχεται η ισόφωτη καμπύλη.

5.4.4. Κάθετο διάνυσμα και κυρτότητα

Παρατηρώντας με μεγαλύτερη προσοχή τα συστήματα Σ_1 και Σ_2 , φαίνεται ότι η λύση τους δεν είναι μοναδική. Πράγματι, η ύπαρξη του τετραγώνου στην εξίσωση του μέτρου καθώς και η ύπαρξη τριγωνομετρικών αριθμών στις εξισώσεις του Σ_2 έχουν ως αποτέλεσμα δύο πιθανές λύσεις για το κάθετο επιφανειακό διάνυσμα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 5.8. Λόγω της εξίσωσης φωτεινότητας αρχικά προκύπτει ότι οι πιθανές λύσεις για τα κάθετα επιφανειακά διανύσματα κείνται επί ενός κώνου, του οποίου ο άξονας είναι η κατεύθυνση της φωτεινής πηγής $\hat{\mathcal{S}}$ και το γωνιακό άνοιγμα ισούται με την πολική γωνία θ_n . Στη συνέχεια, η εξίσωση καθετότητας αναγκάζει τα κάθετα επιφανειακά διανύσματα να βρίσκονται επί του κάθετου στο εφαπτόμενο διάνυσμα επιπέδου.

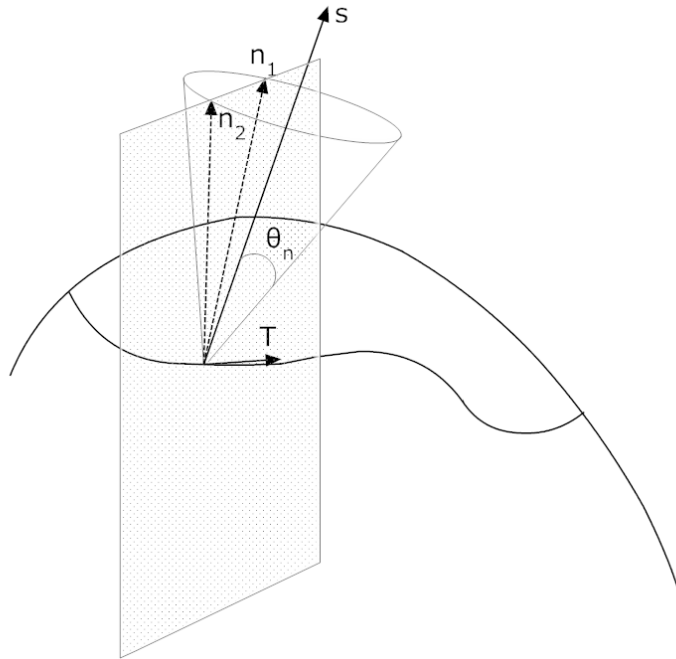
Η τομή αυτών των δύο γεωμετρικών τόπων είναι τα δύο σημεία που επισημαίνονται στην εικόνα, τα οποία ορίζουν και τις δύο πιθανές λύσεις για τα κάθετα διανύσματα, \hat{n}_1, \hat{n}_2 . Στην οριακή περίπτωση, το κάθετο επίπεδο τέμνει εφαπτομενικά το κώνο, οπότε προκύπτει μία μόνο λύση. Για την εξασφάλιση της ύπαρξης λύσης πρέπει το εφαπτόμενο διάνυσμα \hat{T} να μην σχηματίζει με τον άξονα της φωτεινής πηγής γωνία μεγαλύτερη από $\theta_n + 90^\circ$. Ο περιορισμός αυτός πληρείται ευκολότερα κατά τη μετάβαση από περιοχές υψηλότερης φωτεινότητας σε περιοχές χαμηλότερης φωτεινότητας καθώς το άνοιγμα του κώνου για τις πιθανές λύσεις της (5.27) αυξάνεται, όπως φαίνεται στην Εικόνα 5.8, όπου $\theta_{nA} < \theta_{nB}$.

Περνώντας, τώρα, στο επίπεδο της εικόνας, για κάθε σημείο της καμπύλης μίας δεδομένης τιμής φωτεινότητας προκύπτουν δύο πιθανές επιλογές για το διάνυσμα $n_{xy} = [n_x, n_y]$, αλλά μόνο ένα διάνυσμα για το grad της φωτεινότητας, $\nabla I = [g_x, g_y]$, το οποίο δείχνει την κατευθυντική μεταβολή θ_g στη φωτεινότητα της εικόνας, όπου:

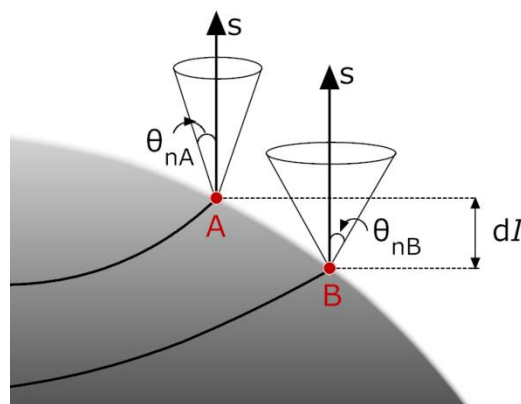
$$\theta_g = \text{atan2}(g_x, g_y) \quad (5.34)$$

Το εσωτερικό γινόμενο αυτών των δύο διανυσμάτων μπορεί να γραφεί:

$$\vec{\nabla}I \cdot \hat{n} = g_x n_x + g_y n_y = |\vec{\nabla}I| |\hat{n}| \cos \varphi \quad (5.35)$$

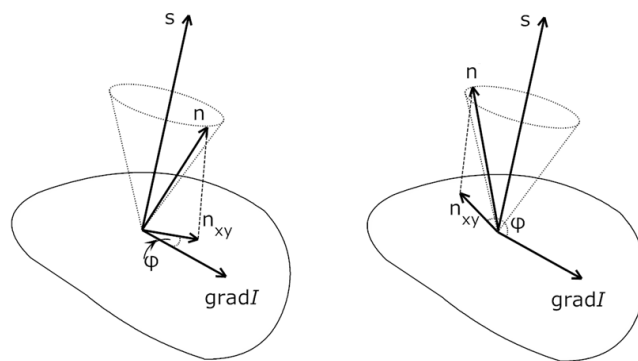


Εικόνα 5.8: Δύο πιθανές λύσεις του συστήματος Σ_2 .



Εικόνα 5.9: Κώνοι ως γεωμετρικοί τόποι των λύσεων της εξίσωσης Εξ. (5.27) σε δύο σημεία διαφορετικής έντασης φωτεινότητας $I_A < I_B$ όπου για το άνοιγμα των κώνων ισχύει αντίστοιχα $\theta_{nA} < \theta_{nB}$.

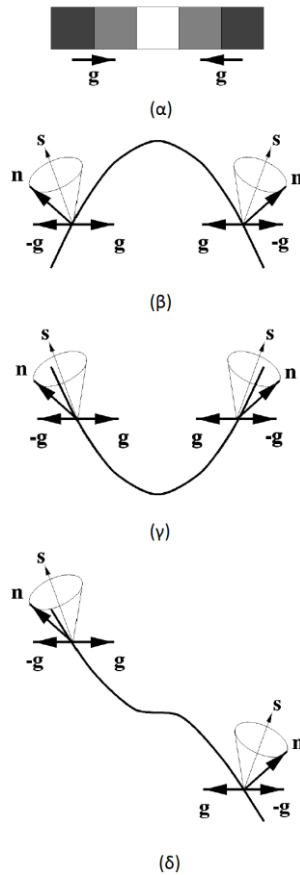
Οι δύο πιθανές λύσεις, ουσιαστικά, αντιστοιχούν στον χαρακτηρισμό της εξεταζόμενης επιφάνειας ως κοίλη ή κυρτή [39]. Στην περίπτωση που το παραπάνω εσωτερικό γινόμενο είναι θετικό, που σημαίνει $\varphi < 90^\circ$, η επιφάνεια είναι κοίλη, ενώ στην περίπτωση που είναι αρνητικό, δηλαδή $\varphi > 90^\circ$, η επιφάνεια είναι κυρτή. Στην παρούσα εργασία, από τις δύο δυνατές λύσεις ως κάθετο διάνυσμα επιλέγεται εν γένει εκείνο, του οποίου η προβολή στο επίπεδο της εικόνας βρίσκεται στην αντίθετη κατεύθυνση προς την κατεύθυνση του grad της εικόνας, όπως φαίνεται στο δεξί μέρος στην Εικόνα 5.10.



Εικόνα 5.10: Επιλογή κάθετου διανύσματος σε κοίλη (αριστερά) και κυρτή (δεξιά) επιφάνεια.

Κάνοντας αυτήν την επιλογή στην πραγματικότητα υπάρχει μία μεροληψία υπέρ των κυρτών επιφανειών, παρά των κοίλων. Με άλλα λόγια, οι φωτεινές περιοχές της εικόνας υποτίθεται ότι αντιστοιχούν σε κορυφές, και η κατεύθυνση του grad της εικόνας δείχνει προς αυτές τις κορυφές. Όπως φαίνεται στο επάνω μέρος στην Εικόνα 5.11, η φωτεινή περιοχή της εικόνας περιβάλλεται από σκοτεινότερες περιοχές, με αποτέλεσμα το grad της φωτεινότητας της εικόνας να δείχνει προς τη φωτεινή περιοχή, η οποία είναι και η κορυφή του αντικειμένου. Θεωρώντας ότι το κάθετο επιφανειακό διάνυσμα δείχνει προς την αντίθετη κατεύθυνση, όπως και το αρνητικό διάνυσμα του grad της φωτεινότητας σημαίνει ότι η φωτεινή περιοχή πάντα υποτίθεται ότι είναι μία κορυφή. Ωστόσο, από το μεσαίο και το κάτω διάγραμμα στην Εικόνα 5.11 μπορεί να φανεί, επίσης, ότι υπάρχουν επιφάνειες, οι οποίες αντιστοιχούν στην ίδια εικόνα φωτεινότητας, αλλά για τις οποίες η αρχική θεώρηση δεν οδηγεί στο σωστό αποτέλεσμα. Στο επόμενο

κεφάλαιο περιγράφεται μία μεθοδολογία με σκοπό τον ορθό χαρακτηρισμό των επιφανειών ως κοίλες ή κυρτές.



Εικόνα 5.11: Διαφορετικές επιφάνειες: (β) κυρτή, (γ) κοίλη και (δ) κοίλη στο αριστερό τμήμα και κυρτή στο δεξί τμήμα, οι οποίες παρουσιάζουν όλες το ίδια διανύσματα $grad$ (α) [39].

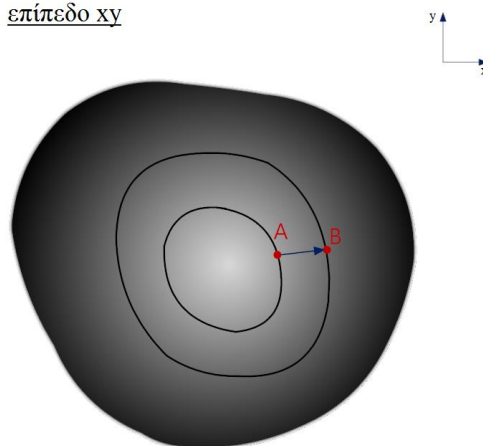
5.4.5. Υπολογισμός κάθετης απόστασης μεταξύ ισόφωτων καμπυλών

Από την παραπάνω ανάλυση ωστόσο δεν έχει καταστεί σαφής ο τρόπος με τον οποίο η γνώση του κάθετου διανύσματος σε μία επιφάνεια μεταφράζεται σε υπολογισμό του τρισδιάστατου σχήματος του αντικειμένου. Προς το παρόν έχουν περιγραφεί οι εξισώσεις που ισχύουν σε κάθε σημείο της εξεταζόμενης επιφάνειας που αντιστοιχεί σε μία ισόφωτη καμπύλη και από τις οποίες προκύπτει το κάθετο διάνυσμα σε αυτό το σημείο. Αν το σύστημα Σ_2 επιλυθεί για όλα τα σημεία που ανήκουν σε μία ισόφωτη καμπύλη, της οποίας η τρισδιάστατη μορφή είναι γνωστή,

μπορεί να υπολογιστεί η κάθετη απόσταση από μία επόμενη καμπύλη δεδομένης, μικρότερης ή μεγαλύτερης, έντασης φωτεινότητας, της οποίας είναι γνωστή μόνο η δισδιάστατη μορφή. Αυτό περιγράφεται παρακάτω με τη βοήθεια των ακόλουθων Εικόνων.

Στην Εικόνα 5.12 απεικονίζεται ένα αντικείμενο λαμπερτιανής ανακλαστικότητας, το οποίο φωτίζεται από μία πηγή επί του z άξονα (κάθετου στο επίπεδο του σχήματος). Πάνω στη δισδιάστατη εικόνα του αντικειμένου έχουν επισημανθεί δύο καμπύλες διαφορετικής έντασης φωτεινότητας μαζί με δύο σημεία A και B , τα οποία ανήκουν στην πρώτη και τη δεύτερη καμπύλη αντίστοιχα. Για τη συγκεκριμένη περίπτωση, στην οποία οι καμπύλες απεικονίζονται μόνο σχηματικά και για χάρη παραδείγματος, θεωρείται γνωστό το τρισδιάστατο σχήμα της καμπύλης της χαμηλότερης φωτεινότητας που διέρχεται από το σημείο A , ενώ για την καμπύλη που διέρχεται από το σημείο B γνωστή είναι μόνο η προβολή της στο xy επίπεδο. Τα σημεία A και B είναι συνδεδεμένα μεταξύ τους με το διάνυσμα \overline{AB} . Το σημείο B δεν έχει επιλεγεί τυχαία, αλλά αποτελεί το σημείο τομής της επέκτασης της προβολής στο xy επίπεδο του κάθετου στο σημείο A διανύσματος \hat{n}_A με τη δεύτερη καμπύλη. Προφανώς, το διάνυσμα \overline{AB} είναι ένα τρισδιάστατο διάνυσμα, του οποίου η z συνιστώσα δεν είναι ορατή στη δισδιάστατη εικόνα.

επίπεδο xy



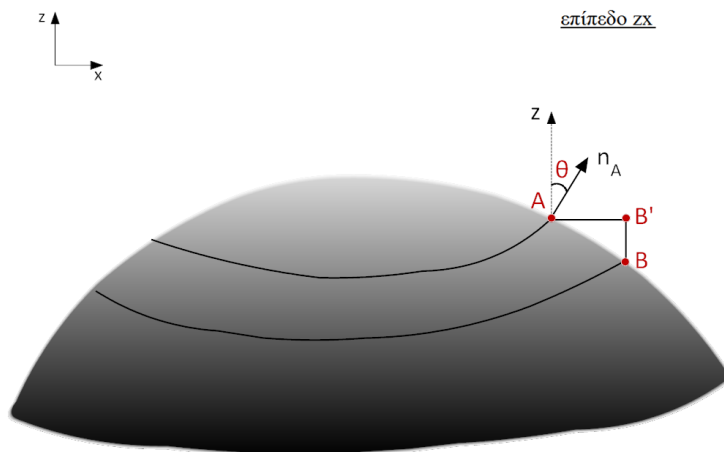
Εικόνα 5.12: Προβολή στο xy επίπεδο ενός αντικειμένου με δύο ισόφωτες καμπύλες διαφορετικής έντασης φωτεινότητας $I_A < I_B$ με επισημασμένα δύο σημεία A και B σε κάθε μία καμπύλη, τα οποία ενώνονται με το διάνυσμα \overline{AB} (προβολή στο xy επίπεδο του κάθετου διανύσματος στο σημείο A).

Η Εικόνα 5.13 δείχνει μία πλάγια όψη του εικονιζόμενου στην Εικόνα 5.12 αντικειμένου, στην οποία μπορεί να φανεί η κάθετη απόσταση $B'B$ μεταξύ του σημείου A και του σημείου B , η οποία και ζητείται να βρεθεί. Σε αυτήν απεικονίζονται, επίσης, το κάθετο διάνυσμα \hat{n}_A στο σημείο A καθώς και η γωνία θ που σχηματίζει με τον z άξονα, δηλαδή η πολική γωνία του διανύσματος \hat{n}_A στις σφαιρικές συντεταγμένες.

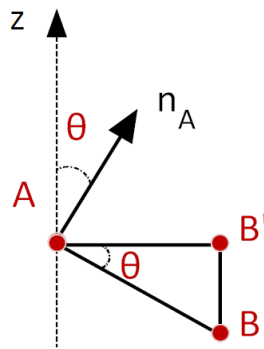
Παρατηρώντας πιο προσεκτικά τη γεωμετρία μεταξύ των σημείων A , B' και B , (Εικόνα 5.14) μπορεί να φανεί ότι λόγω της καθετότητας του διανύσματος \hat{n}_A προς την επιφάνεια του αντικειμένου η γωνία μεταξύ των τμημάτων AB' και AB ισούται περίπου με τη γωνία θ . Συνεπώς, από το τρίγωνο $AB'B$ προκύπτει:

$$\begin{aligned} \tan \theta &= \frac{B'B}{AB'} \Rightarrow \\ B'B &= AB' \cdot \tan \theta \end{aligned} \quad (5.36)$$

Επαναλαμβάνοντας την παραπάνω διαδικασία για περισσότερα σημεία επί της καμπύλης που διέρχεται από το σημείο B μπορεί κανείς να υπολογίσει την τρισδιάστατη μορφή αυτής.



Εικόνα 5.13: Προβολή στο xz επίπεδο ενός αντικειμένου με δύο καμπύλες διαφορετικής έντασης φωτεινότητας $I_A < I_B$ με επισημασμένα δύο σημεία A και B σε κάθε μία καμπύλη, ένα σημείο B' (μεταφορά του σημείου B στη z συντεταγμένη του σημείου A) και το κάθετο διάνυσμα \hat{n}_A στο σημείο A (η κάμερα βρίσκεται επί του z άξονα).



Εικόνα 5.14: Λεπτομέρεια από την Εικόνα 5.13.

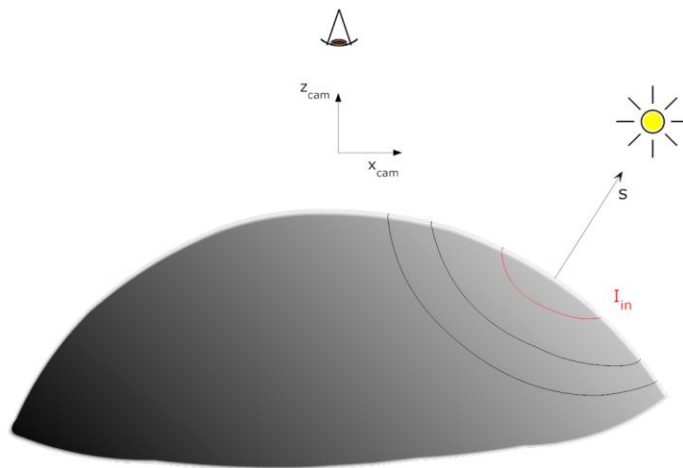
5.4.6. Αρχικές συνθήκες ανακατασκευής

Για την έναρξη της διαδικασίας της ανακατασκευής επιβάλλεται η θεώρηση κάποιων αρχικών συνθηκών. Για την προκειμένη μέθοδο ανακατασκευής θεωρείται γνωστή η τρισδιάστατη μορφή των ισόφωτων καμπυλών για κάποιες δεδομένες τιμές έντασης φωτεινότητας. Αυτές οι τιμές επιλέγονται κοντά στα τοπικά μέγιστα της φωτεινότητας στη δισδιάστατη εικόνα. Δεδομένου ότι σε μία μικρή περιοχή γύρω από τα τοπικά μέγιστα μπορεί να υποθεθεί ότι η κλίση της επιφάνειας εξαρτάται από την κλίση της φωτεινότητας, η οποία εκεί είναι πρακτικά μηδενική, μπορεί να υποθεθεί ότι αυτή η μικρή περιοχή είναι επίπεδη [40].

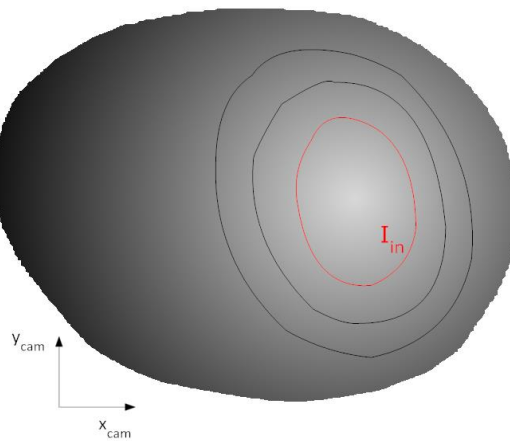
Αυτό σημαίνει ότι για παράδειγμα η ισόφωτη καμπύλη που διέρχεται από το σημείο A στην Εικόνα 5.12 μπορεί να θεωρηθεί ότι έχει μηδενική z συνιστώσα. Πρέπει να σημειωθεί εδώ ότι η επιφάνεια που ορίζεται από τις αρχικές καμπύλες θεωρείται επίπεδη ως προς το σύστημα συντεταγμένων της φωτεινής πηγής και όχι απαραίτητα της κάμερας. Στην Εικόνα 5.12 η θέση της φωτεινής πηγής ταυτίζεται με αυτήν της κάμερας, συνεπώς το τρισδιάστατο σχήμα της αρχικής καμπύλης δεν είναι παρά αυτό που είναι ορατό στην Εικόνα 5.13, όπου η z συνιστώσα μπορεί να λάβει κάποια αυθαίρετη τιμή, έστω τη μηδενική.

Στην περίπτωση, αντιθέτως, που η θέση της φωτεινής πηγής δεν ταυτίζεται με αυτήν της κάμερας πρέπει να αρθεί η προοπτική παραμόρφωση και να υπολογιστεί και η μη μηδενική πλέον τιμή της z συνιστώσας του τρισδιάστατου σχήματος της αρχικής ισόφωτης καμπύλης. Στην πράξη είναι γνωστή μόνο η αρχική καμπύλη στο δισδιάστατο επίπεδο της εικόνας, αλλά και οι συντεταγμένες της φωτεινής

πηγής στο σύστημα συντεταγμένων της κάμερας ($Ox_{cam}y_{cam}z_{cam}$). Αυτές οι δύο πληροφορίες, όμως, μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ανάκτηση του τρισδιάστατου σχήματος της αρχικής καμπύλης. Στην Εικόνα 5.15 αναπαρίσταται ένα παράδειγμα ενός αντικειμένου, στο οποίο το διάνυσμα της πηγής σχηματίζει γωνία με τον οπτικό άξονα της κάμερας. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να δημιουργηθούν καμπύλες φωτεινότητας της μορφής που φαίνονται στην εικόνα, από τις οποίες με κόκκινο χρώμα έχει σημειωθεί η αρχική ισόφωτη, η οποία θεωρείται επίσης επίπεδη ως προς την πηγή. Η δισδιάστατη εικόνα αυτού του αντικειμένου που λαμβάνεται από την κάμερα φαίνεται σχηματικά στην Εικόνα 5.16. Συνεπώς το πρόβλημα έγκειται στην ανάκτηση της αρχικής ισόφωτης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 5.15 έχοντας ως δεδομένο μόνο την Εικόνα 5.16.



Εικόνα 5.15: Προβολή στο xz επίπεδο ενός αντικειμένου με επισημασμένες τρεις καμπύλες δεδομένης έντασης φωτεινότητας, για το οποίο η θέση της φωτεινής πηγής δεν ταυτίζεται με εκείνη της κάμερας και με κόκκινο χρώμα είναι σημειωμένη η αρχική καμπύλη φωτεινότητας I_{in} .



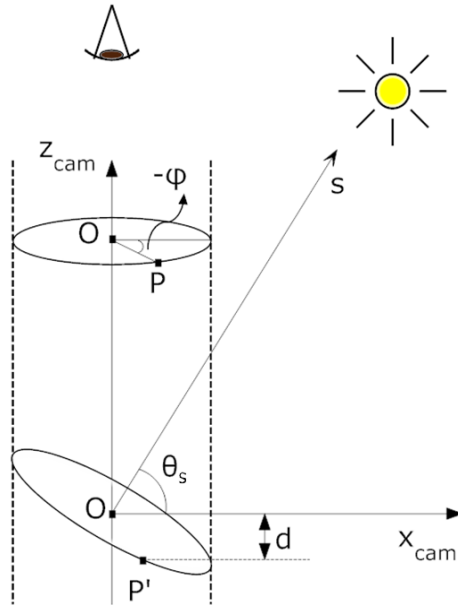
Εικόνα 5.16: Προβολή στο xy επίπεδο ενός αντικειμένου με επισημασμένες τρεις καμπύλες δεδομένης έντασης φωτεινότητας, για το οποίο η θέση της φωτεινής πηγής δεν ταυτίζεται με εκείνη της κάμερας και με κόκκινο χρώμα είναι σημειωμένη η αρχική καμπύλη φωτεινότητας I_{in} .

Για τη λύση αυτού του προβλήματος στην Εικόνα 5.17 απομονώνεται η αρχική καμπύλη και συγκεκριμένα στο επάνω μέρος της φαίνεται η αρχική καμπύλη στο $x_{cam}y_{cam}$ επίπεδο της εικόνας, ενώ στο κάτω μέρος της φαίνεται το στην πραγματικότητα άγνωστο, τρισδιάστατο σχήμα της καμπύλης αυτής. Έστω, λοιπόν ότι η φωτεινή πηγή σχηματίζει γωνία θ_s με τον άξονα y_{cam} του παγκόσμιου συστήματος συντεταγμένων, όπως σημειώνεται στην εικόνα. Το κέντρο της ισόφωτης καμπύλης O στο $x_{cam}y_{cam}$ επίπεδο μπορεί να υπολογιστεί απλά ως ο μέσος όρος των συντεταγμένων των σημείων που αποτελούν την καμπύλη. Για κάθε σημείο P επί της ισόφωτης στο $x_{cam}y_{cam}$ επίπεδο της εικόνας, μπορεί να υπολογιστεί η τιμή της z συντεταγμένης του σημείου P' του τρισδιάστατου σχήματος ως εξής: Ουσιαστικά η z συντεταγμένη του P' αποκλίνει κατά d από τη θεωρούμενη μηδενική z συντεταγμένη του σημείου P . Η απόσταση d εξαρτάται από τη θέση του εκάστοτε σημείου P και υπολογίζεται με τη σχέση:

$$d = OP \cdot \sin \theta_s \cdot \cos \varphi \quad (5.37)$$

όπου φ είναι η γωνία που σχηματίζει το διάνυσμα OP με την προβολή του διανύσματος της πηγής στο $x_{cam}y_{cam}$ επίπεδο, η οποία εν προκειμένω ταυτίζεται με τον ημιάξονα Ox_{cam} κατά την αριστερόστροφη φορά. Πράγματι, όταν το P έχει

μόνο y_{cam} συνιστώσα η απόσταση d μηδενίζεται εφόσον $d = OP \cdot \sin \theta_s \cdot \cos 90^\circ$, ενώ όταν το P έχει μόνο x_{cam} συνιστώσα η απόσταση d μεγιστοποιείται αφού $d = OP \cdot \sin \theta_s \cdot \cos 0^\circ = OP \cdot \sin \theta_s$.



Εικόνα 5.17: Ανάκτηση του τρισδιάστατου σχήματος της αρχικής ισόφωτης καμπύλης.

5.5. Παρεμβολή μέσω κυβικών καμπυλών splines

Κατά την εκτέλεση της ανακατασκευής, εκτελώντας επαναλαμβανόμενα τη διαδικασία υπολογισμού της κάθετης απόστασης, λαμβάνονται αρκετές διακριτές, έστω $n+1$ τιμές για τις συντεταγμένες μίας καμπύλης φωτεινότητας. Για την λεπτομερέστερη ανακατασκευή των καμπυλών είναι πολύ χρήσιμο και αναγκαίο, να μπορούν να γίνουν εκτιμήσεις για τις τιμές των συντεταγμένων ανάμεσα στις διακριτές τιμές που έχουν υπολογιστεί. Εν προκειμένω είναι χρήσιμο, η αναπαράσταση των καμπυλών να γίνεται με τη χρήση πεπλεγμένων ή παραμετρικών σχέσεων. Στην περίπτωση αυτή οι συντεταγμένες κάθε σημείου

μίας καμπύλης, για παράδειγμα στο επίπεδο xy υπολογίζονται ξεχωριστά με τη βοήθεια μίας ανεξάρτητης παραμέτρου t : $x = x(t)$, $y = y(t)$. Αντίστοιχα, στην παραμετρική μορφή της, η αναπαράσταση της καμπύλης μπορεί να έχει μορφή: $P(t) = [x(t), y(t)]$.

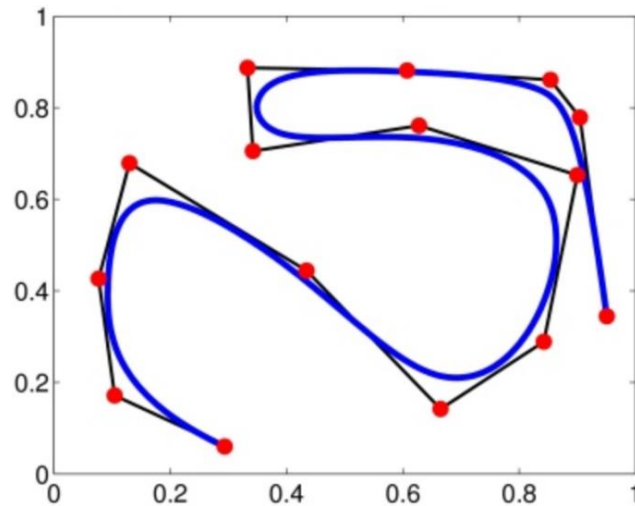
Το πρόβλημα, συνεπώς, είναι γνωρίζοντας τις τιμές ενός μεγέθους A , με $A = P(t)$, για $t = t_0, t_1, \dots, t_n$ και $n \in \mathbb{N}$, να μπορεί να γίνει μία όσο το δυνατόν ακριβέστερη εκτίμηση για τις τιμές του A για $t \neq t_i$, με $i = 0, 1, \dots, n$, αφού προφανώς οι εκτιμήσεις που προκύπτουν δεν ταυτίζονται απαραίτητα με τις πραγματικές τιμές του μεγέθους A . Γνωρίζοντας, λοιπόν, τα $A(t_i)$ να μπορούν να υπολογιστούν όλα τα υπόλοιπα $A(t_j)$ στο εύρος τιμών από t_0 έως t_n . Αυτό μεταφράζεται αλγεβρικά στην προσπάθεια υπολογισμού μίας συνάρτησης $A' = f(t)$ η οποία για $t \in (t_0, t_n)$ προσεγγίζει όσο το δυνατόν καλύτερα την $A = f(t)$. Η διαδικασία αυτή καλείται *παρεμβολή (interpolation)*, τα σημεία $t = t_0, t_1, \dots, t_n$ καλούνται σημεία παρεμβολής και η A' καλείται συνάρτηση παρεμβολής που αντιστοιχεί σε μία καμπύλη παρεμβολής.

Υπάρχουν δύο γενικές προσεγγίσεις σε αυτή την προσπάθεια που διαχωρίζονται με βάση το ποσοστό του σφάλματος που σχετίζεται με τα δεδομένα. Η πρώτη, όπου τα δεδομένα παρουσιάζουν σημαντικό βαθμό απόκλισης ή θορύβου, βασίζεται στην παραγωγή μιας καμπύλης, η οποία προσπαθεί να αποδώσει τη γενική τάση του μεγέθους που μελετάται. Η καμπύλη αυτή εκ φύσεως τείνει να ακολουθήσει το «πρότυπο» των σημείων που είναι γνωστά. Η δεύτερη, όπου τα δεδομένα είναι γνωστά με ακρίβεια, προσπαθεί να παράγει μία καμπύλη που να διατρέχει όλα τα σημεία παρεμβολής ένα προς ένα.

Η επιλογή της κατηγορίας και της συγκεκριμένης μεθόδου που θα εφαρμοστεί κάθε φορά εξαρτάται ιδιαίτερα από τη φύση των δεδομένων εισόδου - σημείων παρεμβολής - και πρέπει να εξετάζεται κατά περίπτωση. Στη συγκεκριμένη εργασία εφαρμόζεται παρεμβολή μέσω κυβικών καμπυλών *splines*, όπου δεν είναι απαραίτητο η παραγόμενη καμπύλη να διέρχεται από όλα τα σημεία παρεμβολής.

5.5.1. Καμπύλες B-splines

Στην γενική περίπτωση για τη σχεδίαση μίας καμπύλης *B-spline* απαιτείται ένα σύνολο σημείων ελέγχου (*control points*), P_0, P_1, \dots, P_n . Το πλήθος $n+1$ των σημείων ελέγχου είναι ανεξάρτητο από τον βαθμό d της καμπύλης και εξαρτάται μονό από το πλήθος των πολυωνυμικών τμημάτων που την αποτελούν [41]. Τα πολυωνυμικά τμήματα που αποτελούν την καμπύλη ορίζονται σε παραμετρικά διαστήματα της μορφής $[t_i, t_{i+1}]$, το οποίο είναι και το διάστημα ορισμού της καμπύλης. Οι τιμές της παραμέτρου t_i στα όρια των υποδιαστημάτων ονομάζονται *κόμβοι* (*knots*) της καμπύλης. Το πλήθος των κόμβων, m , εξαρτάται από το βαθμό της καμπύλης και από το πλήθος των σημείων ελέγχου αυτής και είναι $m = n + d + 1$, και από ένα σύνολο συντελεστών (*coefficients*), ένα για κάθε σημείο ελέγχου, έτσι ώστε όλα τα τμήματα καμπυλών να ενώνονται μαζί ικανοποιώντας ορισμένες συνθήκες συνοχής. Στην Εικόνα 5.18 φαίνεται η γενική μορφή μίας *B-spline* 4^{ου} βαθμού με σημειωμένα 15 σημεία ελέγχου.



Εικόνα 5.18: Καμπύλη *B-spline* 4^{ου} βαθμού με 15 σημεία ελέγχου.

Έτσι μία καμπύλη *B-Spline* βαθμού d και πλήθους σημείων ελέγχου $n + 1$ δίνεται από την ακόλουθη σχέση [42]:

$$P(t) = \sum_{i=0}^n N_i^d(t) P_i, \quad t \in [a, b] \quad (5.38)$$

όπου $N_i^d(t)$ είναι οι συναρτήσεις βάσης:

$$N_i^k(t) = \frac{t-t_i}{t_{i+k}-t_i} N_i^{k-1}(t) + \frac{t_{i+k+1}-t}{t_{i+k+1}-t_{i+1}} N_{i+1}^{k-1}(t) \quad (5.39)$$

όπου:

$$k = 1, 2, \dots, d$$

$$i = 0, 1, \dots, n+d-k$$

$$N_i^0(t) = \begin{cases} 1 & t_i \leq t \leq t_{i+1}, \quad i = 0, 1, \dots, n+d \\ 0 & \text{αλλού} \end{cases}$$

Εάν στην παραπάνω γενική περίπτωση θεωρηθεί ότι $d = 3$, δηλαδή ότι το $P(t)$ είναι ένα πολυώνυμο 3^{ου} βαθμού σε κάθε υποδιάστημα $[x_i, x_{i+1}]$, $0 \leq i \leq n-1$, και ότι η πρώτη και δεύτερη παράγωγός της, δηλαδή οι $P'(t)$ και $P''(t)$, είναι συνεχείς συναρτήσεις στο διάστημα $[t_0, t_n]$, τότε η καμπύλη $P(t)$ καλείται κυβική καμπύλη.

Ως παράδειγμα μπορεί να πάρει κανείς την περίπτωση όπου είναι γνωστά τέσσερα σημεία παρεμβολής, άρα $n = 3$. Η $P(t)$ θα αποτελείται από τα κυβικά πολυώνυμα $P_0(t)$ στο $[t_0, t_1]$, $P_1(t)$ στο $[t_1, t_2]$ και $P_2(t)$ στο $[t_2, t_3]$. Κάθε ένα από τα $P_i(t)$ είναι ένα πολυώνυμο τρίτου βαθμού και, συνεπώς, έχει τέσσερις συντελεστές που πρέπει να υπολογιστούν έτσι ώστε να ικανοποιούνται οι περιορισμοί που προαναφέρθηκαν για το $P(t)$.

5.6. Παραγωγή συνθετικών δεδομένων για τον έλεγχο του αλγορίθμου ανακατασκευής

Για τον έλεγχο της προτεινόμενης μεθόδου που θα παρουσιαστεί στο επόμενο κεφάλαιο θα παραχθεί ένα συνθετικό τρισδιάστατο αντικείμενο με ιδανική

λαμπερτιανή επιφάνεια υπολογίζοντας αναλυτικά την εξίσωση του ύψους του $z = z(x,y)$. Το αντικείμενο αυτό στη συνέχεια θα φωτιστεί από μία καθορισμένη κατεύθυνση φωτισμού και θα ληφθεί μία δισδιάστατη εικόνα του. Δεδομένη της σχέσης $z = z(x,y)$ θα υπολογιστούν οι μερικές παράγωγοι ως προς x και y , βάσει των οποίων θα υπολογιστεί η αναλυτική έκφραση της φωτεινότητας I .

Επιλέγοντας το συνθετικό αντικείμενο να είναι μία σφαίρα με κέντρο την αρχή των αξόνων $(0,0,0)$ και ακτίνα r , η εξίσωση που το περιγράφει σε καρτεσιανές συντεταγμένες είναι:

$$\begin{aligned} x^2 + y^2 + z^2 &= r^2 \Rightarrow \\ z &= \pm \sqrt{r^2 - x^2 - y^2} \end{aligned} \quad (5.40)$$

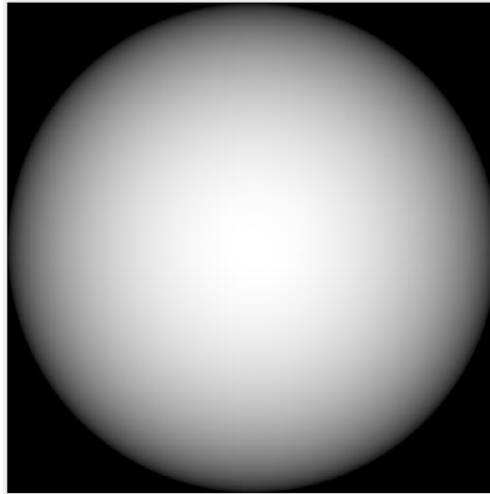
Από την παραπάνω σχέση θα επιλεγεί μόνο το θετικό πρόσημο που αντιστοιχεί στο θετικό ημισφαίριο της σφαίρας, εφόσον το άλλο εξάλλου δε θα είναι ορατό. Στην συνέχεια υπολογίζονται οι μερικές παράγωγοι της z :

$$\begin{aligned} p &= \frac{\partial z}{\partial x} = \frac{1}{2} (r^2 - x^2 - y^2)^{-1/2} (-2x) = -x (r^2 - x^2 - y^2)^{-1/2} \\ q &= \frac{\partial z}{\partial y} = \frac{1}{2} (r^2 - x^2 - y^2)^{-1/2} (-2y) = -y (r^2 - x^2 - y^2)^{-1/2} \end{aligned} \quad (5.41)$$

Τελικά, εφαρμόζοντας τα p και q που υπολογίστηκαν στη σχέση (2.21) προκύπτει η αναλυτική σχέση της φωτεινότητας:

$$\begin{aligned} I &= \left(s_x \frac{x}{\sqrt{r^2 - x^2 - y^2}} + s_y \frac{y}{\sqrt{r^2 - x^2 - y^2}} + s_z \right) \\ &\quad \cdot \left(\frac{x^2}{r^2 - x^2 - y^2} + \frac{y^2}{r^2 - x^2 - y^2} + 1 \right)^{1/2} \end{aligned} \quad (5.42)$$

Έτσι για παράδειγμα για ένα ημισφαίριο ακτίνας $r = 250 \text{ pixel}$ και διάνυσμα πηγής $\hat{s} = [s_x, s_y, s_z]^T = [0, 0, 1]^T$ προκύπτει η ένταση της φωτεινότητας που φαίνεται στην Εικόνα 5.19.



Εικόνα 5.19: Εικόνα της έντασης φωτεινότητας για ένα ημισφαίριο ακτίνας $r = 250 \text{ pixel}$ φωτισμένο από πηγή για την οποία ισχύει $[s_x, s_y, s_z] = [0, 0, 1]^T$. Η κατεύθυνση θέασης συμπίπτει με τον άξονα z .

5.7. Ιδιότητες συνόλων και μορφολογικοί τελεστές

Η μαθηματική μορφολογία είναι ένα εργαλείο για την εξαγωγή χαρακτηριστικών από μία εικόνα, τα οποία είναι χρήσιμα στην αναπαράσταση και την περιγραφή του σχήματος μίας περιοχής, όπως είναι η εξαγωγή ορίων ενός αντικειμένου, η κατάτμησή του, η λέπτυνση ή η περικοπή του κ.ά. Οι μορφολογικές λειτουργίες συνήθως εφαρμόζονται για την απομάκρυνση ατελειών που εισάγονται κατά την κατάτμηση και για το λόγο αυτό τυπικά εφαρμόζονται σε δυαδικές εικόνες. Η θεωρία συνόλων είναι ουσιαστική η γλώσσα της μαθηματική μορφολογίας και τα σύνολα σε αυτήν αντιπροσωπεύουν αντικείμενα σε μία εικόνα. Για παράδειγμα σε μία δυαδική εικόνα, όπου η μονάδα αντιστοιχεί στο λευκό χρώμα, ενώ το μηδέν στο μαύρο, ένα στοιχείο του συνόλου αποτελεί τις (x, y) συντεταγμένες του εικονοστοιχείου του αντικειμένου στο χώρο Z^2 . Σε μία τονική εικόνα όπου δεν παρατηρούνται χρώματα αλλά μόνο επίπεδα του γκριζου,

ένα στοιχείο του συνόλου αποτελεί τις (x,y) συντεταγμένες του εικονοστοιχείου του αντικειμένου για τα επιμέρους επίπεδα του γκρι στο χώρο Z^3 .

Αρχικά αναφέρονται ορισμένες βασικές έννοιες για τα σύνολα (Εικόνα 5.20).

Έστω δύο σύνολα A και B του συνόλου \mathbb{R}^2 .

-Μετατόπιση του A κατά z ορίζεται ως:

$$A^z \stackrel{\Delta}{=} \{c \mid c = b + z, \quad \forall b \in A\} \quad (5.43)$$

-Συμμετρικό του B ορίζεται ως:

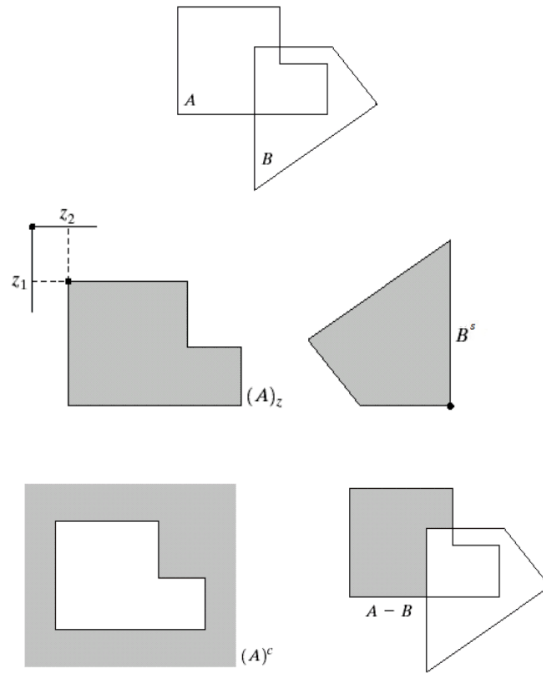
$$B^s \stackrel{\Delta}{=} \{w \mid w = -b, \quad \forall b \in A\} \quad (5.44)$$

-Συμπλήρωμα του A ορίζεται ως:

$$A^c \stackrel{\Delta}{=} \{w \mid w \notin A\} \quad (5.45)$$

-Διαφορά των συνόλων A και B ορίζεται ως:

$$A - B \stackrel{\Delta}{=} \{w \mid w \in A, w \notin B\} \equiv A \cap B^c \quad (5.46)$$



Εικόνα 5.20: Μετατόπιση, συμμετρικό, συμπλήρωμα και διαφορά δύο συνόλων A και B.

Έστω μία εικόνα $f(x)$ ορισμένη στο συνεχές ή διακριτό επίπεδο $\mathbb{E} = \mathbb{Z}^2$. Η κατωφλιοποίηση της $f(x)$ σε όλα τα επίπεδα πλάτους v παράγει ένα σύνολο (*ensemble*) από δυαδικές εικόνες που αντιπροσωπεύονται από τα άνω επιπεδοσύνολα (*upper level sets*) [43]:

$$X_v(f) \triangleq \{x \in \mathbb{E} : f(x) \geq v\}, -\infty < v < +\infty \quad (5.47)$$

Η εικόνα μπορεί να ανακατασκευαστεί πλήρως από όλα τα επιπεδοσύνολά της ως εξής:

$$f(x) = \sup\{v \in \mathbb{R} : x \in X_v(f)\} \quad (5.48)$$

Μετασχηματίζοντας τα επιπεδοσύνολα της $f(x)$ μέσω ενός τελεστή συνόλων Ψ και θεωρώντας τα μετασχηματισμένα επιπεδοσύνολα ως μία νέα εικόνα, ορίζεται ένας επίπεδος τελεστής εικόνας ψ του οποίου η έξοδος είναι:

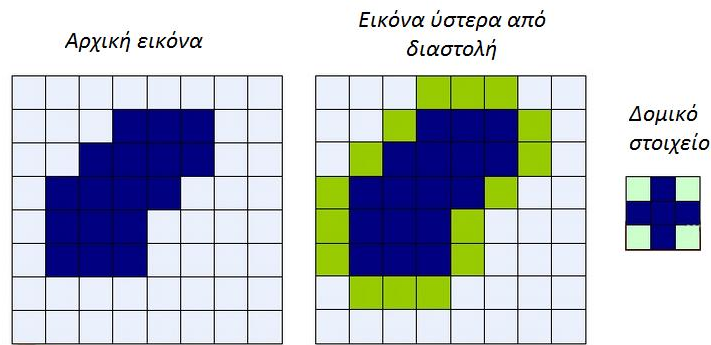
$$\psi(f)(x) = \sup\{v \in \mathbb{R} : x \in \psi[X_v(f)]\} \quad (5.49)$$

Ο τελεστής συνόλων Ψ μπορεί να λάβει διάφορες μορφές και καλείται, επίσης, μορφολογικός τελεστής ή μορφολογικό φίλτρο. Ένα τέτοιο φίλτρο συνήθως χρησιμοποιείται για την εξαγωγή δεδομένων από μία δυαδική ή τονική εικόνα και είναι χρήσιμο στην αναπαράσταση και την περιγραφή σχημάτων. Χρησιμοποιεί μία δυαδική ή τονική εικόνα και ένα δομικό στοιχείο (*structure element - se*) ως είσοδο και τα συνδυάζει χρησιμοποιώντας έναν τελεστή συνόλων (*set operator*) (τομή, ένωση, κ.τ.λ.) [43]. Στην πράξη το δομικό στοιχείο *se* έχει συνήθως ένα απλό γεωμετρικό σχήμα, όπως δίσκος, και το μέγεθός του είναι μικρότερο από αυτό της εικόνας X . Ο τελεστής συνόλων Ψ μπορεί να εκτελεί επεξεργασίες όπως είναι η *συστολή* (*erosion*), η *διαστολή* (*dilation*), το *άνοιγμα* (*opening*) και το *κλείσιμο* (*closing*). Τα δομικά στοιχεία διαφοροποιούνται ανάλογα με το αν η εικόνα που εφαρμόζονται είναι δυαδική (επίπεδο *se*) ή grayscale (μη επίπεδο *se*) [44].

Έτσι, όταν το Ψ είναι η διαστολή με το σύνολο B , η παραπάνω διαδικασία ορίζει τον ακόλουθο τελεστή:

$$(f \oplus B)(x) \triangleq \sup(x - y) : y \in B = \{z : (B^s)_{+z} \cap X \neq \emptyset\} \quad (5.50)$$

όπου το *sup* συμβολίζει το *supremum* και ο δείκτης “*s*” δηλώνει το συμπλήρωμα του συνόλου B . Η παραπάνω σχέση πρακτικά σημαίνει ότι η διαστολή της εικόνας X , με δομικό στοιχείο B ορίζεται σαν το σύνολο των σημείων z , τέτοιων ώστε η μετατόπιση του συνόλου B^s κατά z και η εικόνα X να έχουν μη κενή τομή. Κατά τη διαστολή υπολογίζεται μία νέα τιμή σε κάθε θέση της αρχικής εικόνας X . Η νέα αυτή η τιμή είναι η μέγιστη τιμή όλων των εικονοστοιχείων στη γειτονιά του κεντρικού εικονοστοιχείου. Άρα αν έστω και ένα από τα γειτονικά εικονοστοιχεία έχει τιμή 1 τότε η νέα τιμή του κεντρικού εικονοστοιχείου θα γίνει 1. Εν γένει, η διαστολή μίας συνάρτησης f με ένα μικρό κυρτό σύνολο B αυξάνει τις «κοιλιάδες», διευρύνοντας τα σύνορα των περιοχών των εικονοστοιχείων που βρίσκονται στο προσκήνιο (π.χ. λευκά εικονοστοιχεία).



Εικόνα 5.21: Μορφολογικό φίλτρο διαστολής.

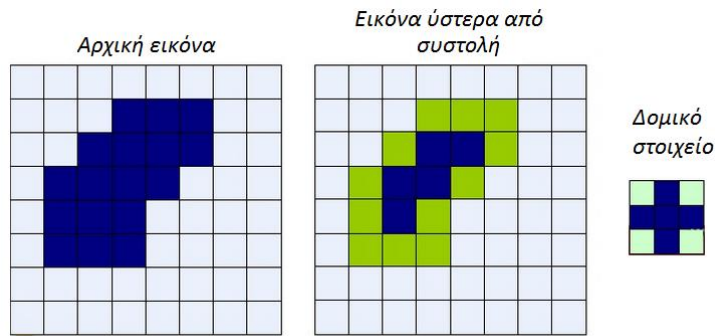
Αντίστοιχα όταν το Ψ είναι η συστολή με το σύνολο B ο τελεστή συστολής ορίζεται ως:

$$(f \ominus B)(x) \triangleq \inf(x = y) : y \in B = \{z : (B)_{+z} \subseteq X\} \quad (5.51)$$

όπου το \inf συμβολίζει το *infimum*. Η παραπάνω σχέση δηλώνει ότι η συστολή είναι το σύνολο όλων των σημείων z έτσι ώστε το B μετατοπισμένο κατά z να εμπεριέχεται στην εικόνα X . Σε αντίθεση με τη διαστολή, εδώ, εάν έστω και ένα από τα γειτονικά εικονοστοιχεία έχει τιμή 0 τότε η νέα τιμή του κεντρικού εικονοστοιχείου θα γίνει 0. Η βασική επίδραση αυτού του τελεστή είναι να διαβρώνει τα σύνορα της περιοχής των εικονοστοιχείων που βρίσκονται στο προσκήνιο (π.χ. λευκά εικονοστοιχεία) και μειώνοντας τις κορυφές και επεκτείνοντας τα ελάχιστα.

Η διαστολή και η συστολή είναι δυαδικές διαδικασίες:

$$X \ominus B = (X^c \oplus B^s) \quad (5.52)$$

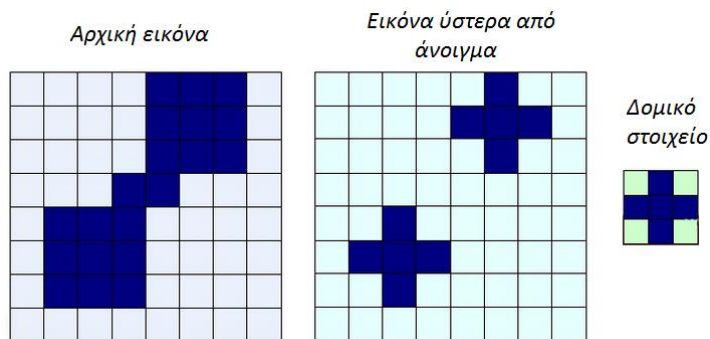


Εικόνα 5.22: Μορφολογικό φίλτρο συστολής.

Δύο επιπλέον μορφολογικοί τελεστές αποτελούν συνδυασμό της διαστολής και συστολής. Ο τελεστής ανοίγματος (*opening*) της συνάρτησης f από το σύνολο B ορίζεται ως:

$$f \circ B = (f \ominus B) \oplus B \quad (5.53)$$

δηλαδή πρώτα εφαρμόζεται η συστολή και ύστερα η διαστολή. Ο ρόλος του είναι να ομαλοποιήσει το γράφημα της f από χαμηλά, αποκόβοντας τις κορυφές. Η δράση του πρακτικά εξομαλύνει το περίγραμμα της εικόνας, σπάζει τους στενούς ισθμούς και εξαλείφει τις λεπτές προεξοχές.

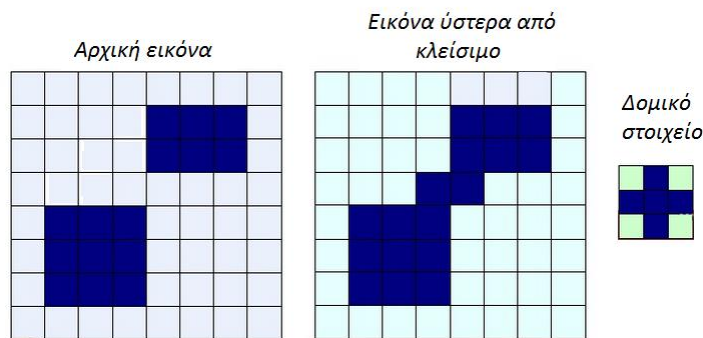


Εικόνα 5.23: Μορφολογικό φίλτρο ανοίγματος.

Ο τελεστής κλεισίματος (*closing*) αντίθετα ορίζεται ως:

$$f \bullet B = (f \oplus B) \ominus B \quad (5.54)$$

δηλαδή είναι μία διαστολή η οποία ακολουθείται από μία συστολή. Ο τελεστής αυτός ενώνει τα στενά σπασίματα και τους μακριούς, λεπτούς κοιλίσκους, σβήνει τις μικρές τρύπες και γεμίζει τα κενά των περιγραμμάτων, οπότε ουσιαστικά ομαλοποιεί το γράφημα από ψηλά, γεμίζοντας τις κοιλάδες.



Εικόνα 5.24: Μορφολογικό φίλτρο κλεισίματος.

5.8. Γεωμετρικοί μετασχηματισμοί

Οι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί αντικειμένων αναφέρονται σε μεθόδους μεταβολής των συντεταγμένων κάθε σημείου ενός σχήματος χωρίς μεταβολή του συστήματος συντεταγμένων στο οποίο αναφέρονται τα σημεία αυτά.

5.8.1. Δισδιάστατοι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί

Ένας δισδιάστατος γεωμετρικός μετασχηματισμός απεικονίζει κάθε σημείο $A(x_A, y_A)$ του επιπέδου σε ένα άλλο σημείο $B(x_B, y_B)$ μέσω μίας συνάρτησης μετασχηματισμού T έτσι ώστε:

$$T(x_A, y_A) = (x_B, y_B) \quad \text{ή} \quad T(A) = B \quad (5.55)$$

Μία χρήσιμη υποκατηγορία των δισδιάστατων γεωμετρικών μετασχηματισμών είναι οι *αφινικοί* (*affine*) μετασχηματισμοί. Οι μετασχηματισμοί αυτοί έχουν μία αρκετά απλή μορφή. Πιο συγκεκριμένα, αν ένας τέτοιος μετασχηματισμός απεικονίζει το σημείο A σε ένα σημείο B τότε οι συντεταγμένες των δύο σημείων θα συνδέονται με τους τύπους:

$$\begin{aligned}x_B &= ax_A + cy_A + l_x \\ y_B &= bx_A + dy_A + l_y\end{aligned}\tag{5.56}$$

όπου τα a, b, c, d, l_x, l_y είναι σταθερές τέτοιες ώστε $a \cdot d \neq b \cdot c$. Η μορφή αυτή μπορεί να εκφραστεί σε μορφή πινάκων ως:

$$(x_B, y_B) = (x_A, y_A) * M + (l_x, l_y)\tag{5.57}$$

όπου ο M είναι ένας 2×2 πίνακας με τη μορφή $\begin{bmatrix} a & b \\ c & d \end{bmatrix}$.

Η παραπάνω γενική μορφή του αφινικού μετασχηματισμού χρησιμοποιείται για την υλοποίηση τεσσάρων πρωτογενών μετασχηματισμών που από τη σύνθεση τους μπορεί να προκύψει οποιοσδήποτε άλλος μετασχηματισμός. Οι πρωτογενείς μετασχηματισμοί είναι: η *μετατόπιση* (*translation*), η *κλιμάκωση* (*scaling*), η *περιστροφή* (*rotation*) και η *κύρτωση* (*shear*).

Μετατόπιση

Η μετατόπιση ενός σημείου σε ένα γεωμετρικό μετασχηματισμό περιγράφεται από τις συντεταγμένες του σημείου $l(l_x, l_y)$. Στον συγκεκριμένο μετασχηματισμό ο πίνακας M έχει τη μορφή $\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$. Το αποτέλεσμα της εφαρμογής ενός τέτοιου μετασχηματισμού σε ένα σημείο A είναι η μετατόπιση του A κατά l_x και κατά l_y αντίστοιχα στους άξονες x και y .

Περιστροφή

Στον μετασχηματισμό της περιστροφής ενός σημείου κατά γωνία θ ως προς το κέντρο των αξόνων του συστήματος συντεταγμένων ο πίνακας M έχει τη μορφή

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \text{ και το } l \text{ έχει τη μορφή } (0,0).$$

Κλιμάκωση

Η κλιμάκωση ενός σχήματος κατά S_x και S_y αντίστοιχα στους άξονες x και y επιτυγχάνεται με τον πολλαπλασιασμό των αντίστοιχων συντεταγμένων κάθε σημείου του με τα δύο ποσοστά κλιμάκωσης. Για την υλοποίηση της παραπάνω

λειτουργίας ο πίνακας M έχει τη μορφή $\begin{bmatrix} S_x & 0 \\ 0 & S_y \end{bmatrix}$ και το l έχει τη μορφή $(0,0)$.

Κύρτωση

Η κύρτωση περιλαμβάνει τη μεταβολή των συντεταγμένων στον άξονα των x ενός σημείου κατά ένα ποσό που είναι ανάλογο της συντεταγμένης του ίδιου σημείου κατά τον άξονα των y . Κατά το μετασχηματισμό αυτό η γενική μορφή του

πίνακα M είναι: $\begin{bmatrix} 1 & g \\ h & 1 \end{bmatrix}$ και το l έχει τη μορφή $(0,0)$.

Αντίστροφος Αφινικός Μετασχηματισμός

Δοθέντος ενός αφινικού μετασχηματισμού με πίνακα M της μορφής $\begin{bmatrix} a & b \\ c & d \end{bmatrix}$, όπου $a \cdot d - b \cdot c \neq 0$ τότε μπορεί να υπολογιστεί ο αντίστροφος μετασχηματισμός υπολογίζοντας τον αντίστροφο πίνακα $M^{-1} = k * A$, όπου $k = 1/(ad - bc)$ και ο πίνακας A έχει τη μορφή $\begin{bmatrix} d & -b \\ -c & a \end{bmatrix}$.

Σύνθεση αφινικών μετασχηματισμών

Εάν υποθεθεί ότι οι μετασχηματισμοί $T_1()$ και $T_2()$ περιγράφουν δύο αφινικούς μετασχηματισμούς με πίνακες M_1 και M_2 και μετατόπιση L_1 και L_2 αντίστοιχα, ο μετασχηματισμός που προκύπτει αν σε ένα σημείο A εφαρμόσουμε διαδοχικά τον

T_1 και T_2 είναι ένας αφινικός μετασχηματισμός με πίνακα M ίσο με το γινόμενο των πινάκων των επιμέρους μετασχηματισμών με τη σειρά που εφαρμόζονται και με μετατόπιση L που δίνεται από τον τύπο:

$$L = L_1 * M_2 + L_2 \quad (5.58)$$

Με την ίδια λογική, ο παραπάνω τύπος μπορεί να γενικευθεί για τη σύνθεση περισσότερων από δύο μετασχηματισμών.

5.8.2. Τρισδιάστατοι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί

Κατ' αναλογία με τη δισδιάστατη περίπτωση, οι μετασχηματισμοί στον τρισδιάστατο χώρο περιγράφονται από μία εξίσωση της μορφής:

$$(x_B, y_B, z_B) = (x_A, y_A, z_A) * M + L \quad (5.59)$$

όπου ο πίνακας M είναι ένας πίνακας 3x3 ενώ ο πίνακας L έχει διάσταση 1x3 (l_x, l_y, l_z). Για καθένα από τους μετασχηματισμούς της μετατόπισης, της περιστροφής, της κύρτωσης και της κλιμάκωσης οι δύο αυτοί πίνακες παίρνουν τις αντίστοιχες τιμές.

Μετατόπιση

Ο M είναι ο μοναδιαίος πίνακας ενώ τα στοιχεία του πίνακα L περιγράφουν τη μετατόπιση σε καθέναν από τους άξονες xyz .

Περιστροφή

Η περιστροφή στον τρισδιάστατο χώρο είναι πιο σύνθετη από την περίπτωση του δισδιάστατου, επειδή εδώ υπάρχει η δυνατότητα περιστροφής γύρω από έναν άξονα περιστροφής και όχι μόνο γύρω από ένα σημείο. Η πιο απλή περίπτωση του συγκεκριμένου μετασχηματισμού αφορά την περιστροφή ενός σημείου γύρω από κάποιον από τους άξονες xyz . Εάν υποτεθεί ένα δεξιόστροφο σύστημα

συντεταγμένων, τότε η περιστροφή γύρω από κάποιο από τους άξονες κατά μία γωνία θ περιγράφεται από τον πίνακα M με την ακόλουθη μορφή:

Περιστροφή γύρω από τον άξονα x :

$$M = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & \sin \theta \\ 0 & -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (5.60)$$

Περιστροφή γύρω από τον άξονα y :

$$M = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (5.61)$$

Περιστροφή γύρω από τον άξονα z :

$$M = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.62)$$

Κύρτωση

Η κύρτωση εκφράζεται με έναν πίνακα M της μορφής:

$$M = \begin{bmatrix} 1 & h_{xy} & h_{xz} \\ h_{yx} & 1 & h_{yz} \\ h_{zx} & h_{zy} & 1 \end{bmatrix} \quad (5.63)$$

Κλιμάκωση

Η κλιμάκωση εκφράζεται με έναν πίνακα M της μορφής:

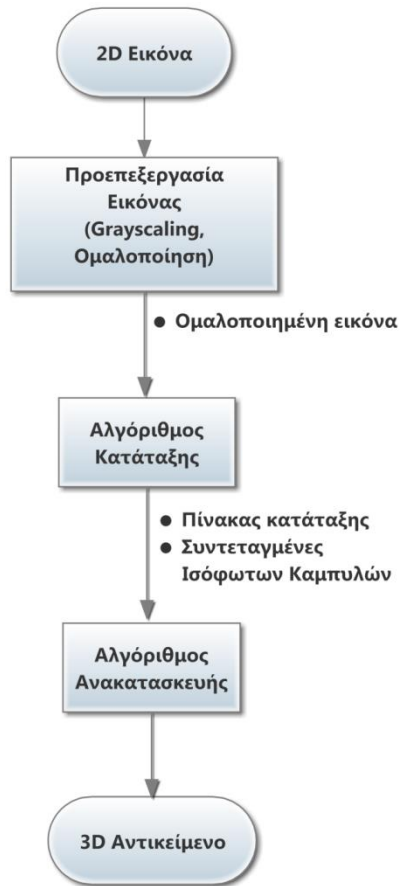
$$M = \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & S_z \end{bmatrix} \quad (5.64)$$

6.

Αλγόριθμος Προτεινόμενης Μεθόδου SFI

Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφεται αναλυτικά ο αλγόριθμος της τεχνικής SFI βάσει της θεωρίας που αναπτύχθηκε στο Κεφάλαιο 5. Ο αλγόριθμος αυτός χωρίζεται σε τρία βασικά στάδια: την προεπεξεργασία της εικόνας, τον αλγόριθμο κατάταξης των ισόφωτων καμπυλών και τον αλγόριθμο ανακατασκευής του αντικειμένου. Τα τρία στάδια της τεχνικής SFI φαίνονται στο διάγραμμα ροής στην Εικόνα 6.1.

Στο πρώτο στάδιο γίνεται μία προεπεξεργασία της δισδιάστατης εικόνας, προκειμένου να ομαλοποιηθεί η εικόνα και να ελαττωθεί ο αριθμός των ισόφωτων καμπυλών της εικόνας. Έπειτα ακολουθεί ο αλγόριθμος εντοπισμού και κατάταξης των ισόφωτων, ο οποίος είναι υπεύθυνος για την προετοιμασία των δεδομένων για το τρίτο και σημαντικότερο στάδιο της τεχνικής SFI, αυτό του αλγορίθμου τρισδιάστατης ανακατασκευής. Και τα τρία βήματα θα επεξηγηθούν λεπτομερώς βάσει παραδειγμάτων υλοποίησης απλών εικόνων για την καλύτερη κατανόηση τους, ξεκινώντας από ένα απλό παράδειγμα, όπου εμφανίζεται ένα μόνο μέγιστο φωτεινότητας, όπου στη συνέχεια αναπτύσσεται μία μέθοδος για την ορθή ανακατασκευή πιο πολύπλοκων επιφανειών.



Εικόνα 6.1: Γενικό διάγραμμα ροής της τεχνικής SFI.

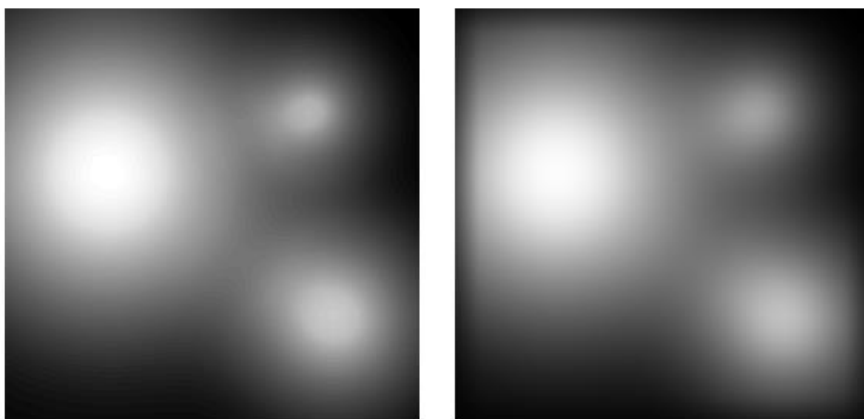
6.1. Προεπεξεργασία εικόνας

Δεδομένης μίας αρχικής εικόνας είναι απαραίτητο αυτή να υποβληθεί σε κάποια προεπεξεργασία, προτού προχωρήσουμε στην ανάκτηση του τρισδιάστατου σχήματος του αντικειμένου που απεικονίζει. Κατά την προεπεξεργασία γίνεται αρχικά απόδοση των χρωμάτων της αρχικής εικόνας στην κλίμακα του γκρι (*grayscale*). Στη συνέχεια πραγματοποιείται εξομάλυνση της αρχικής γκριζας εικόνας I_0 , με αποτέλεσμα να προκύψει μία απλούστερη εικόνα I_g . Ο σκοπός της εξομάλυνσης είναι η απομάκρυνση των στοιχείων υφής της εικόνας, τα οποία λόγω της μικρής τους κλίμακας προσθέτουν ένα τεράστιο αριθμό ισόφωτων καμπυλών, δυσκολεύοντας κατά πολύ την ανακατασκευή. Η εξομαλυμένη εικόνα I_g προκύπτει από τη συνέλιξη της αρχικής εικόνας I_0 με ένα

δισδιάστατο Γκαουσιανό φίλτρο (Gaussian filter) ομαλοποίησης $G_\sigma(x,y)$ με τυπική απόκλιση σ , σύμφωνα με τον τύπο:

$$I_g = G_\sigma * I_0(x,y) \quad (6.1)$$

Σκοπός αυτής της εξομάλυνσης είναι η απομάκρυνση λεπτομερειών και ηλεκτρονικού θορύβου έτσι ώστε να ληφθούν όσο το δυνατόν πιο λείες ισόφωτες καμπύλες, κάτι που στη συνέχεια θα διευκολύνει τον αλγόριθμο ανακατασκευής και θα δώσει περισσότερο αντιπροσωπευτικά αποτελέσματα. Στην Εικόνα 6.2 αριστερά φαίνεται μία αρχική γκριζα εικόνα I_0 και δεξιά μία ομαλοποιημένη εκδοχή της με τυπική απόκλιση $\sigma = 30$. Παρατηρούμε πως στην μη εξομαλυμένη εκδοχή της εικόνας η πολυπλοκότητα των ισόφωτων καμπυλών είναι τεράστια, γεγονός που καθιστά την ανακατασκευή σχεδόν αδύνατη.



Εικόνα 6.2: Αρχική γκριζα εικόνα I_0 (αριστερά) και ομαλοποιημένη γκριζα εικόνα I_g (δεξιά).

Το επόμενο βήμα της προεπεξεργασίας είναι η κανονικοποίηση των εντάσεων της εικόνας I_g στο δυναμικό εύρος $[0,1]$. Η τιμή της φωτεινότητας σε κάθε σημείο της εικόνας I_g διαιρείται με τη μέγιστη τιμή της φωτεινότητας της εικόνας αυτής, με αποτέλεσμα να προκύψει η κανονικοποιημένη εικόνα I_{gn} . Ο γενικός τύπος της γραμμικής κανονικοποίησης μιας εικόνας από ένα δυναμικό εύρος $[\min_1, \max_1]$ σε ένα άλλο $[\min_2, \max_2]$ είναι:

$$I_{gn} = (I_g - \min_1) \frac{\max_2 - \min_2}{\max_1 - \min_1} + \min_2 \quad (6.2)$$

Στην περίπτωση μας προφανώς ισχύει $[\min_2, \max_2] = [0, 1]$. Από εδώ και στο εξής όλες οι εικόνες που χρησιμοποιούνται θα θεωρούμε πως βρίσκονται στο δυναμικό εύρος $[0,1]$.

6.2. Αλγόριθμος κατάταξης ισόφωτων καμπυλών

Ισόφωτη καμπύλη μιας εικόνας είναι ο γεωμετρικός τόπος των σημείων που παρουσιάζουν την ίδια φωτεινότητα. Ο όρος «καμπύλη» χρησιμοποιείται με την ευρεία της έννοια, καθώς οι γεωμετρικοί τόποι ίσης φωτεινότητας μπορεί να είναι κλειστές ή ανοιχτές καμπύλες, ή συνδυασμοί και των δύο. Οι ισόφωτες αποτελούν πραγματικές καμπύλες στην επιφάνεια του αντικειμένου, γεγονός που εκμεταλλευόμαστε για την τρισδιάστατη ανακατασκευή του. Δύο ισόφωτες καμπύλες διαφορετικής έντασης ποτέ δεν τέμνονται, ενώ είναι πιθανόν να εφάπτονται μεταξύ τους σε ένα ή περισσότερα σημεία.

Σκοπός του αλγορίθμου κατάταξης είναι η δημιουργία ενός «γενεαλογικού δέντρου», το οποίο θα παρέχει πληροφορίες σχετικά με τη «σχέση» μεταξύ δύο ή περισσότερων μεμονωμένων ισόφωτων καμπυλών, ίδιας ή διαφορετικής έντασης φωτεινότητας. Υπενθυμίζεται ότι για μία συγκεκριμένη ένταση φωτεινότητας είναι δυνατόν να σχηματίζονται περισσότερες επιμέρους συνεχείς κλειστές ή ανοικτές ισόφωτες καμπύλες. Εφεξής με τον όρο *μεμονωμένη ισόφωτη καμπύλη φωτεινότητας*, ή απλώς *ισόφωτη καμπύλη*, εννοείται μία απομονωμένη επιμέρους συνεχής, κλειστή ή ανοιχτή, καμπύλη δεδομένης τιμής φωτεινότητας.

Στο εν λόγω «γενεαλογικό δέντρο» ως ανιόντες συγγενείς θεωρούνται εκείνοι με τη χαμηλότερη ένταση φωτεινότητας, ενώ ως κατιόντες εκείνοι με υψηλότερη ένταση φωτεινότητας. Προφανώς οι καμπύλες φωτεινότητας πιθανόν να έχουν οριζόντια συγγένεια, εφόσον έχουν κάποιο κοινό «πρόγονο». Μία καμπύλη μπορεί

να αποτελεί «παιδί» μίας καμπύλης χαμηλότερης φωτεινότητας και ταυτόχρονα «γονέα» μίας καμπύλης υψηλότερης φωτεινότητας. Μία συγκεκριμένη καμπύλη μπορεί να έχει μόνο ένα «γονέα» ενώ δύναται να έχει πάνω από ένα «παιδιά».

Στην πράξη, αυτό το «γενεαλογικό δέντρο» αποτυπώνεται στη μορφή ενός δισδιάστατου πίνακα κατάταξης, ο οποίος αποτελείται από τέσσερις στήλες και γραμμές τόσες, όσες είναι και ο αριθμός των μεμονωμένων καμπυλών. Για την υλοποίηση του πίνακα αυτού πρέπει να καθοριστούν ο συνολικός αριθμός και οι τιμές της έντασης των ισόφωτων. Στον πίνακα κατάταξης η πρώτη στήλη αποτελείται από τον αύξοντα αριθμό των καμπυλών, η δεύτερη στήλη από την αντίστοιχη τιμή φωτεινότητας, ξεκινώντας από την υψηλότερη τιμή φωτεινότητας, η τρίτη περιέχει τον αύξοντα αριθμό του πατέρα της εκάστοτε καμπύλης, και, τέλος, η τέταρτη περιέχει τον αριθμό των παιδιών, εφόσον υπάρχουν.

Η κατασκευή του πίνακα κατάταξης είναι μεγάλης σημασίας για τη μέθοδο ανακατασκευής που θα ακολουθήσει, καθώς καθορίζει τη σειρά με την οποία θα ανακατασκευαστούν οι ισόφωτες καμπύλες έτσι ώστε το αποτέλεσμα να αντιστοιχεί στην πραγματική επιφάνεια. Στην παράγραφο που ακολουθεί θα περιγράψουμε αναλυτικά τα βήματα του αλγορίθμου κατάταξης.

6.2.1. Περιγραφή αλγορίθμου

Ο αλγόριθμος κατάταξης αποτελεί μία επαναληπτική διαδικασία που περιλαμβάνει συνολικά τα εξής βήματα:

Βήμα 1^ο: Ορισμός αριθμού N_{is} ισόφωτων καμπυλών

Αρχικά επιλέγεται ο αριθμός N_{is} των τιμών φωτεινότητας $L_i = \{L_1, L_2, \dots, L_{N_{is}}\}$ για τις οποίες θα αναζητηθούν οι ισόφωτες καμπύλες. Συνήθως διαλέγουμε $L_1 = \min(L_{gn}) = 0$ $L_{N_{is}} = \max(L_{gn}) = 1$. Από αυτές τις N_{is} τιμές φωτεινότητας θα προκύψουν τουλάχιστον N_{is} ισόφωτες καμπύλες. Γίνεται εύκολα αντιληπτό πως όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός N_{is} , τόσο λεπτομερέστερη θα είναι η τελική ανακατασκευή της επιφάνειας. Ασφαλώς όμως το N_{is} δεν μπορεί να αυξηθεί απεριόριστα, καθώς το υπολογιστικό κόστος θα γίνει απαγορευτικό, χωρίς να υπάρχει ουσιαστικό κέρδος από πλευράς τελικής ανάλυσης. Σαν όριο στον αριθμό των επιπέδων φωτεινότητας μπορεί να θεωρηθεί το δυναμικό εύρος της εικόνας.

Για παράδειγμα σε μία μονόχρωμη εικόνα 8-bit τα επίπεδα φωτεινότητας είναι $2^8 = 256$, ενώ για μία εικόνα 16-bit περιλαμβάνει $2^{16} = 65536$ επίπεδα φωτεινότητας.

Βήμα 2^ο: Κατωφλιοποίηση εικόνας στην φωτεινότητα L_i για $i = N_{is}$

Για τιμή φωτεινότητας L_i πραγματοποιείται κατωφλιοποίηση της εικόνας I_{gn} , ξεκινώντας από $i = N_{is}$. Κατά την κατωφλιοποίηση κάθε εικονοστοιχείο με τιμή φωτεινότητας μεγαλύτερη ή ίση με L_i να λαμβάνει την τιμή 1, ενώ τα υπόλοιπα την τιμή 0. Ως αποτέλεσμα προκύπτει μία δυαδική εικόνα η οποία αποτελείται από έναν αριθμό κλειστών χωρίων S_{Li} με τιμή 1. Η μέτρηση του αριθμού των χωρίων S_{Li} μπορεί να γίνει εύκολα καλώντας τη συνάρτηση `regionprops` του Matlab, απ' όπου προκύπτει ο αριθμός τους N_{SLi} . Τα χωρία αυτά καταχωρούνται με διαδοχικούς αύξοντες αριθμούς στην πρώτη στήλη του πίνακα κατάταξης M_L και στις αντίστοιχες γραμμές της δεύτερης στήλης εισάγεται η τιμή L_i της τρέχουσας φωτεινότητας. Στην Εικόνα 6.4 μπορεί να φανεί ένα παράδειγμα μίας τέτοιας κατωφλιοποίησης της Εικόνα 6.3 για $L_i = 0.5$ όπου προκύπτουν δύο χωρία.

Βήμα 3^ο: Προχωράμε στην φωτεινότητα L_{i-1}

Κατωφλιοποιούμε την εικόνα I_{gn} χρησιμοποιώντας των φωτεινότητα L_{i-1} , ακολουθώντας την ίδια διαδικασία που περιεγράφηκε στο Βήμα 2. Στο βήμα αυτό υπολογίζονται τα καινούρια χωρία S_{Li-1} που απεικονίζονται στην Εικόνα 6.7.

Βήμα 4^ο: Βρίσκουμε τους «γονείς» των καμπυλών S_{Li} μέσω τομών με τα χωρία S_{Li-1} .

Στο επόμενο βήμα του αλγορίθμου γίνεται έλεγχος προκειμένου να βρεθεί σε ποιους «γονείς» S_{Li-1} ανήκουν τα χωρία S_{Li} . Γνωρίζουμε πως ένα «παιδί» θα είναι πάντα υποσύνολο του «γονέα» του, οπότε εάν η τομή ενός υποψήφιου «παιδιού» και ενός υποψήφιου «γονέα» ισοδυναμεί με το υποψήφιο «παιδί», τότε όντως υπάρχει σχέση «γονέα-παιδιού» μεταξύ τους. Σε αυτή την περίπτωση, ο αύξων αριθμός του «γονέα» S_{Li-1} καταχωρείται στην γραμμή της τρίτης στήλης του αντίστοιχου «παιδιού» S_{Li} . Επιστρέφοντας στο παράδειγμα μας, όπου $L = 0.6$, τα σύνολα φωτεινότητας #3 και #4 είναι «παιδιά» του συνόλου #1, ενώ το σύνολο #5 είναι «παιδί» του συνόλου #2.

Παρατηρείται, εδώ, ότι μία καμπύλη «γονέας» μπορεί να περιέχει ένα ή περισσότερα «παιδιά», ενώ επιτρεπτή είναι και η περίπτωση να μην έχει κανένα «παιδί». Στην περίπτωση ύπαρξης άνω του ενός «παιδιών», πρέπει να εφαρμοστεί ένας αλγόριθμος διαίρεσης της «ισόφωτης-γονέα», προκειμένου να χωριστεί σε ισάριθμες κλειστές καμπύλες, με κάθε μία να αντιστοιχεί σε ένα «παιδί». Αυτή η διαδικασία εκτελείται επαναληπτικά χρησιμοποιώντας και πάλι το μορφολογικό φίλτρο της διαστολής και έχει ως εξής: κάθε ένα από τα «παιδιά» υφίσταται διαδοχικά διαστολή με δομικό στοιχείο μορφής δίσκου και μεγέθους 1px , λαμβάνοντας ωστόσο μέτρα προκειμένου η διεσταλμένη εκδοχή της περιοχής κάθε παιδιού να μην ξεπερνά τα όρια της «ισόφωτης-πατέρα» αλλά ούτε και τα όρια των διεσταλμένων «αδερφών» («παιδιών» που ανήκουν στον ίδιο «γονέα»). Η διαδικασία σταματά όταν οι διεσταλμένες εκδοχές των παιδιών γίνουν ίσες με την περιοχή του πατέρα. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι ο αλγόριθμος διαίρεσης παύει να μεταβάλλει το τελικό αποτέλεσμα της διαστολής.

Στην Εικόνα 6.8 φαίνονται κάποιες μεμονωμένες επαναλήψεις του αλγόριθμου διαίρεσης. Τελικά, μπορεί να υπολογιστεί και να αποθηκευτεί το περίγραμμα κάθε τελικής διεσταλμένης περιοχής των «ισόφωτων-παιδιών» και από εκεί, αφαιρώντας τη γραμμή που διαιρεί την «καμπύλη-πατέρα» σε επιμέρους περιοχές, μπορεί να υπολογιστεί το ανοιχτό περίγραμμα που αντιστοιχεί σε κάθε «ισόφωτη-παιδί». Στο προκείμενο παράδειγμα προκύπτουν τα ανοικτά υπό-περιγράμματα που φαίνονται στην Εικόνα 6.9.

Βήμα 5^ο: Εύρεση περιγράμματος χωρίων S_{Li}

Στη συνέχεια εντοπίζεται το περίγραμμα των χωρίων S_{Li} τα οποία θα είναι και οι ισόφωτες καμπύλες γ_{Li} που ψάχνουμε. Για να επιτευχθεί αυτό γίνεται χρήση των μορφολογικών φίλτρων διαστολής (*dilation*) και συστολής (*erosion*), όπως αυτά περιγράφηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο. Συγκεκριμένα, σε κάθε ένα από τα σύνολα φωτεινότητας της δυαδικής εικόνας εφαρμόζεται μία φορά διαστολή με ένα μορφολογικό δομικό στοιχείο μορφής δίσκου διαμέτρου 1px και έπειτα εφαρμόζεται συστολή με το ίδιο δομικό στοιχείο. Τελικά παραμένει μόνο το περίγραμμα των συνόλων της δοσμένης φωτεινότητας L_i πάχους ενός εικονοστοιχείου από τα οποία προκύπτουν οι συντεταγμένες $\{x,y\}$ των σημείων

της καμπύλης γ_{Li} οι οποίες επίσης καταχωρούνται σε ξεχωριστό αρχείο. Το αποτέλεσμα αυτής της διαδικασίας για το παρόν παράδειγμα απεικονίζεται στην Εικόνα 6.6.

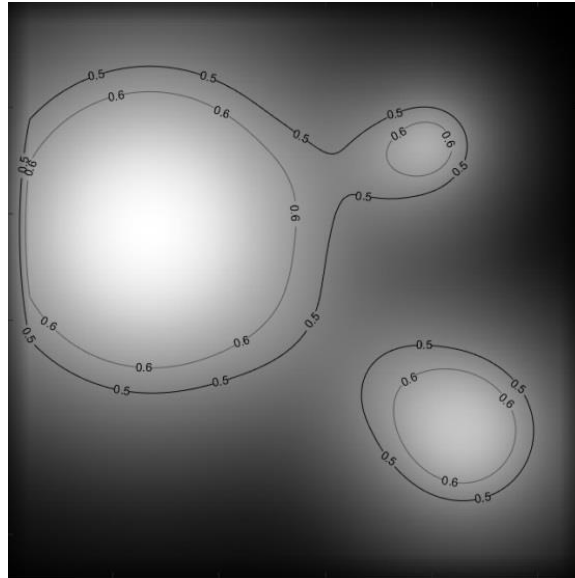
Βήμα 6^ο: Επανάληψη βημάτων

Επιστρέφουμε στο Βήμα 3 μειώνοντας τον συντελεστή i κατά 1 και επαναλαμβάνοντας τα ίδια βήματα μέχρι το $i = 1$.

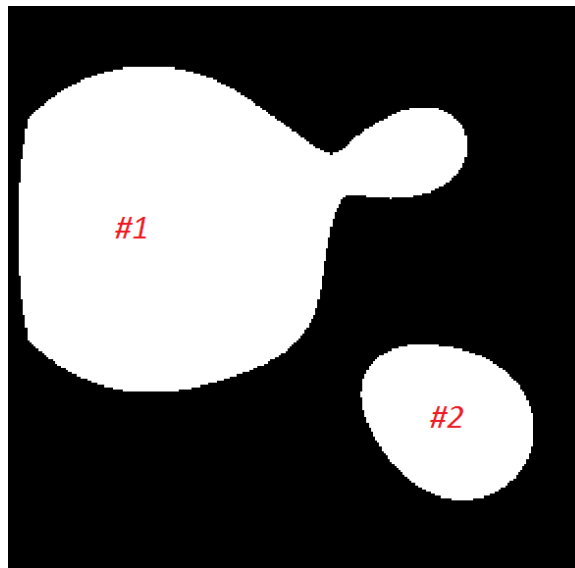
6.2.2. Παράδειγμα κατάταξης

Για την καλύτερη κατανόηση του αλγορίθμου, παράλληλα με την περιγραφή του, θα δοθεί ένα παράδειγμα υλοποίησής του μέσω εικόνων. Η σχέση «γονέα-παιδιού» καθορίζεται από το εάν για δεδομένη τιμή φωτεινότητας η περιοχή που ορίζεται από την εκάστοτε καμπύλη αποτελεί υποσύνολο της περιοχής που ορίζεται για την επόμενη, χαμηλότερη τιμή φωτεινότητας. Σε αυτήν την περίπτωση, η πρώτη καμπύλη θεωρείται «παιδί» της δεύτερης, και αντίστοιχα η δεύτερη θεωρείται «γονέας» της πρώτης.

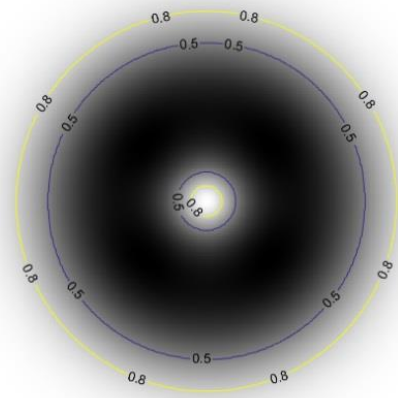
Αυτή η «συγγενική» σχέση αναπαρίσταται στην Εικόνα 6.3, όπου η αριστερά επισημασμένη με τιμή φωτεινότητας 0.5 καμπύλης είναι «γονέας» δύο ισόφωτων καμπυλών επισημασμένων με τιμή φωτεινότητας 0.6, και αντίστοιχα η αριστερή δεξιά καμπύλη φωτεινότητας 0.5 είναι «γονέας» μίας καμπύλης φωτεινότητας 0.6. Πρέπει να σημειωθεί εδώ ότι μία καμπύλη-«παιδί» δεν «εμπεριέχεται» πάντα σε μία καμπύλη-«γονέα». Αυτό μπορεί να φανεί στην Εικόνα 6.5, όπου μπορεί να φανεί ότι η εξωτερική ισόφωτη φωτεινότητας 0.8 έχει ως γονέα την αμέσως εσωτερική ισόφωτη φωτεινότητας 0.5.



Εικόνα 6.3: Εικόνα με επισημασμένη μία ισόφωτη-γονέα με δύο «ισόφωτες-παιδιά» (αριστερά) και μία ισόφωτη-γονέα με μία «ισόφωτη-παιδί» (δεξιά).

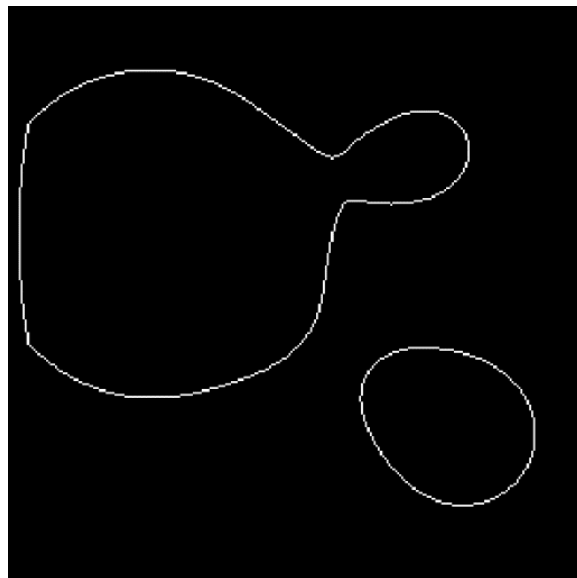


Εικόνα 6.4: Διαδική εικόνα ύστερα από κατωφλιοποίηση στην για τη φωτεινότητα $L_i = 0.5$.

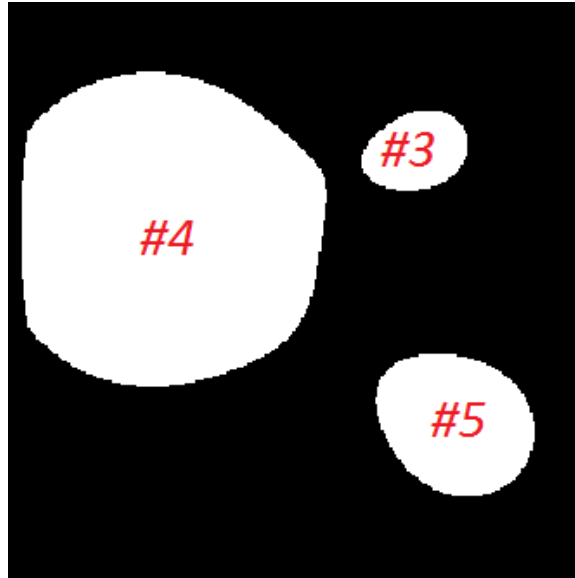


Εικόνα 6.5: Εικόνα στην οποία η εξωτερική «καμπύλη –γονέα» ($L_i = 0.5$) βρίσκεται εσωτερικά της καμπύλης-γονέα ($L_i = 0.8$).

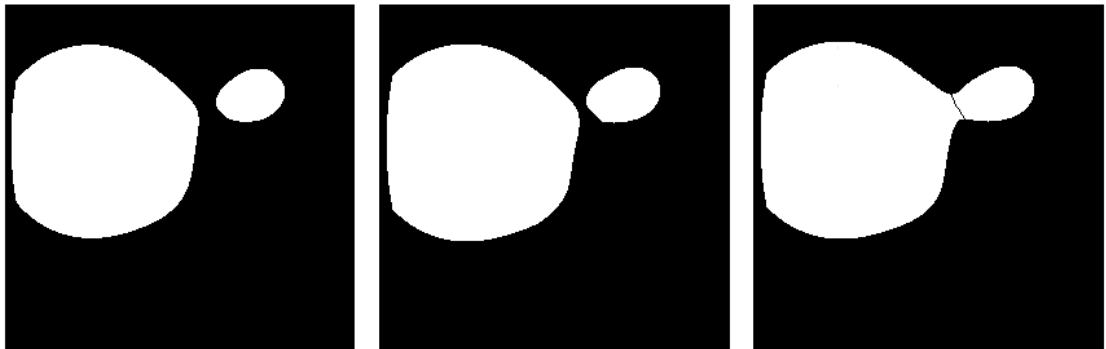
Στην περίπτωση της πρώτης φωτεινότητας L_{Nis} δεν υπάρχουν «παιδιά» καθώς είναι η μεγαλύτερη δυνατή φωτεινότητα, ενώ οι θέσεις του «γονέα» θα συμπληρωθούν στο επόμενο βήμα.



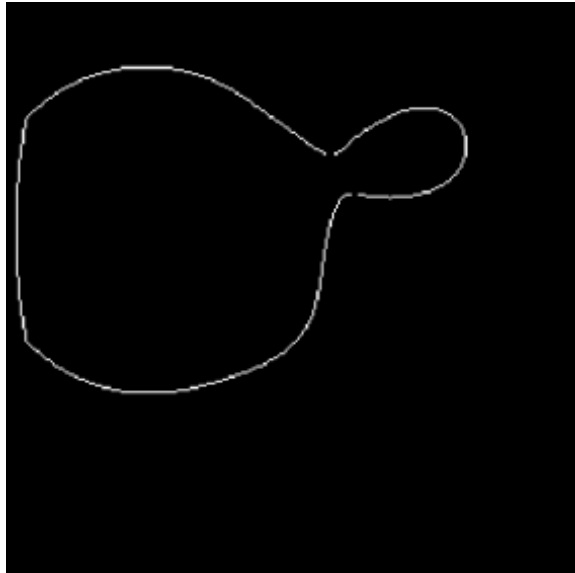
Εικόνα 6.6: Ισόφωτες καμπύλες για φωτεινότητα $L_i = 0.5$ ύστερα από τη χρήση μορφολογικών φίλτρων.



Εικόνα 6.7: Διαδική εικόνα ύστερα από κατοφλιοποίηση για $L_i = 0.6$.



Εικόνα 6.8: Στιγμιότυπα της διαδικασίας εύρεσης των υποπεριγραμμάτων μίας «καμπύλης-γονέα» με δύο ισόφωτες «καμπύλες-παιδιά».

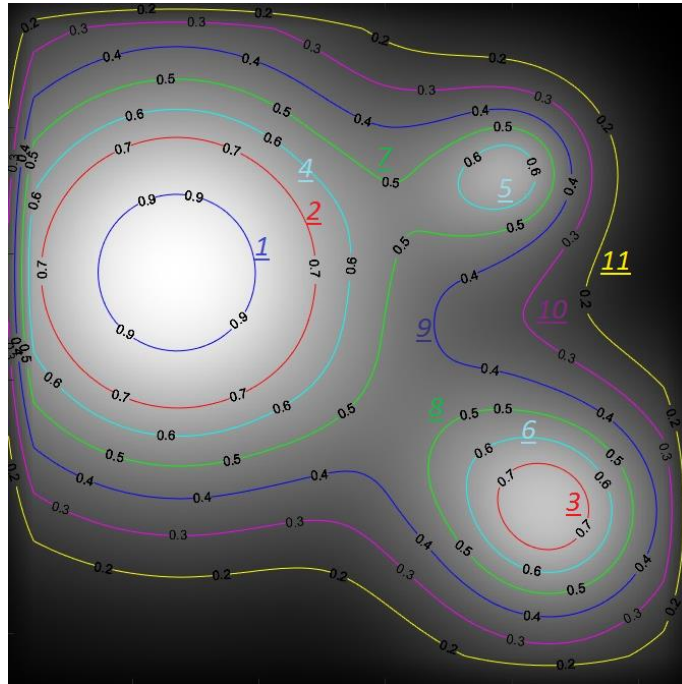


Εικόνα 6.9: Τελικά υποπεριγράμματα καμπύλης-γονέα με δύο ισόφωτες- καμπύλες παιδιά.

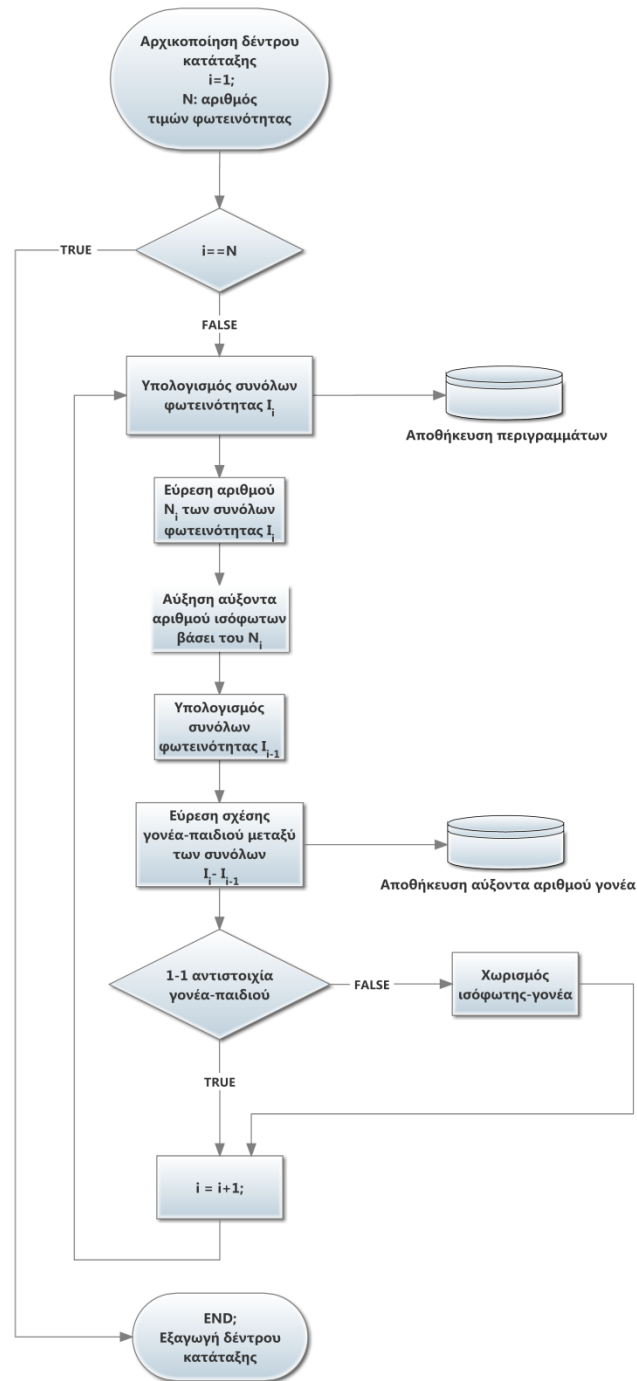
Ο αλγόριθμος της κατάταξης επαναλαμβάνεται για όλες τις τιμές φωτεινότητας που έχουν καθοριστεί. Ο Πίνακας 6.1 περιλαμβάνει τα τελικά αποτελέσματα της κατάταξης, όπως απεικονίζονται στην Εικόνα 6.10. Συνοπτικά ο αλγόριθμος κατάταξης περιγράφεται στο διάγραμμα ροής που απεικονίζεται στην Εικόνα 6.11.

Πίνακας 6.1: Πίνακας κατάταξης M_L που αντιστοιχεί στην Εικόνα 6.10.

A/A Ισόφωτης γ_{Li}	Τιμή Φωτεινότητας L_i	A/A γονέα	Αριθμός Παιδιών
1	0.90	2	-
2	0.70	4	1
3	0.70	6	1
4	0.60	7	1
5	0.60	7	1
6	0.60	8	1
7	0.50	9	2
8	0.50	9	1
9	0.40	10	2
10	0.30	11	1
11	0.20	-	1



Εικόνα 6.10: Εικόνα σε κλίμακα του γκρι με επισημασμένες με ίδια χρώματα διάφορες τιμές φωτεινότητας και τον αύξοντα αριθμό των καμπυλών που αντιστοιχεί σε αυτές, όπως δείχνει ο Πίνακας 6.1.



Εικόνα 6.11: Διάγραμμα ροής του αλγορίθμου κατάταξης.

6.3. Αλγόριθμος ανακατασκευής επιφάνειας

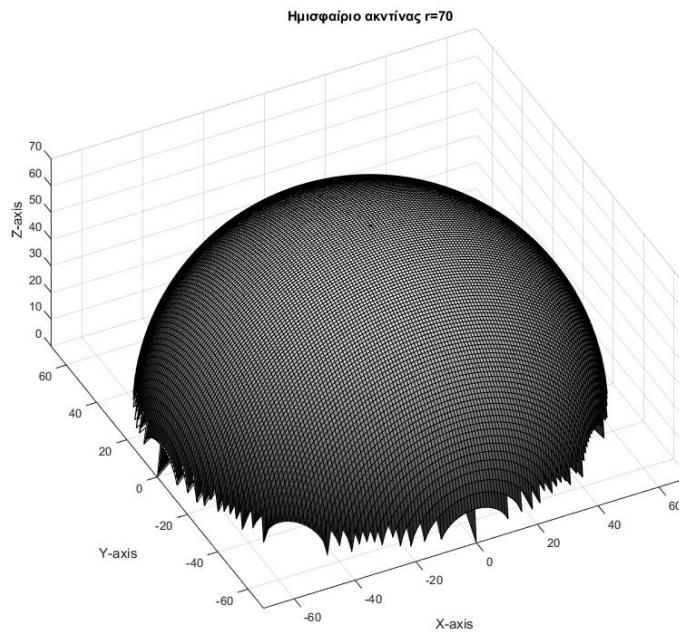
Ο αλγόριθμος της ανακατασκευής εκτελείται μετά τον αλγόριθμο της κατάταξης, έχοντας ως είσοδο το πίνακα κατάταξης M_L μαζί με τις συντεταγμένες $\{x,y\}$ κάθε ισόφωτης που προκύπτουν από αυτήν. Επιπλέον απαιτείται η γνώση του διανύσματος της φωτεινής πηγής, $\vec{s} = [s_x, s_y, s_z]^T$, προκειμένου να υπολογιστεί η γωνία θ_s μεταξύ του συστήματος συντεταγμένων της πηγής και της κάμερας, το οποίο στο εξής θα αναφέρεται και ως *παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων OXYZ*. Ακολούθως αναλύεται ο αλγόριθμος ανακατασκευής στην περίπτωση που παρουσιάζεται ένα μόνο μέγιστο φωτεινότητας στην εικόνα, ενώ στη συνέχεια της ενότητας περιγράφεται η μέθοδος που ακολουθείται όταν παρουσιάζονται περισσότερα του ενός τοπικά μέγιστα.

6.3.1. Περιγραφή αλγορίθμου

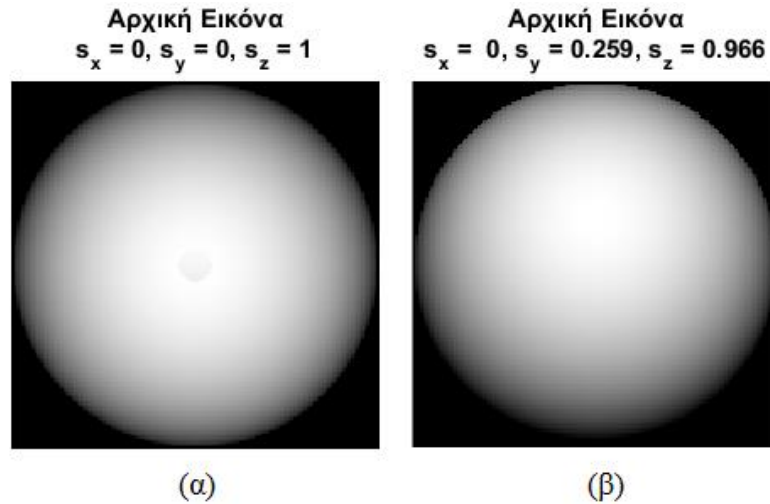
Ο αλγόριθμος που θα περιγραφεί παρακάτω αναφέρεται στη γενική περίπτωση όπου η θέση της φωτεινής πηγής δε συμπίπτει με αυτήν της κάμερας, οπότε είναι απαραίτητο να γίνονται μετασχηματισμοί από το σύστημα συντεταγμένων της πηγής, $ox_s y_s z_s$, στο παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων της κάμερας $OXYZ$. Σε αντίθετη περίπτωση οι μετασχηματισμοί αυτοί παραλείπονται.

Για την καλύτερη κατανόηση του αλγορίθμου παράλληλα με την επεξήγηση θα παρουσιαστεί ένα απλό παράδειγμα ανακατασκευής ενός ημισφαιρίου ιδανικής λαμπερτιανής επιφάνειας. Για αυτόν το λόγο κατασκευάζεται ένα ημισφαίριο ακτίνας $R = 70 \text{ pixel}$ στην κλίμακα του γκρι όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.12. Στη συνέχεια εφαρμόζοντας την Εξ. (5.42) λαμβάνεται α) μία εικόνα (Εικόνα 6.13α) του ημισφαιρίου με την διεύθυνση παρατήρησης παράλληλη με τον άξονα του ημισφαιρίου και φωτιζόμενη από μία φωτεινή πηγή με μοναδιαίο διάνυσμα $\vec{s} = [0, 0, 1]^T$, και β) μία εικόνα (Εικόνα 6.13β) φωτιζόμενη από μία φωτεινή πηγή με μοναδιαίο διάνυσμα $\vec{s} = [0, 0.259, 0.966]^T$, η οποία σχηματίζει γωνία $\theta_s = 15^\circ$ με τον Z άξονα του παγκόσμιου συστήματος συντεταγμένων $OXYZ$.

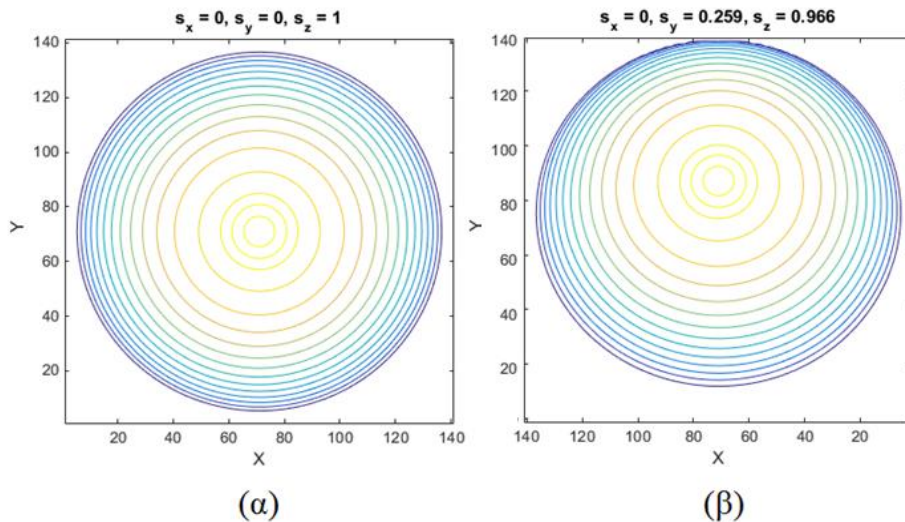
Στη συνέχεια, χρησιμοποιώντας την εντολή `contour()` του Matlab λαμβάνονται οι ισόφωτες καμπύλες στις δύο αυτές εικόνες και τα αποτελέσματα εμφανίζονται στην Εικόνα 6.14. Είναι εμφανές πως οι ισόφωτες καμπύλες στην πρώτη περίπτωση είναι ομόκεντροι κύκλοι, ενώ στη δεύτερη ελλείψεις, των οποίων το κέντρο είναι μετατοπισμένο προς τον θετικό Y ημιάξονα, καθώς το διάνυσμα της φωτεινής έχει πλέον και Y συνιστώσα. Ας σημειωθεί εδώ ότι στην προκειμένη περίπτωση λόγω της μικρής γωνίας περιστροφής θ , οι ελλείψεις δε διαφέρουν πολύ από κύκλους. Στην συνέχεια παραθέτουμε τα βήματα του αλγόριθμου ανακατασκευής.



Εικόνα 6.12: Τρισδιάστατη μορφή συνθετικού ημισφαιρίου ακτίνας $R = 70$ pixel.



Εικόνα 6.13: Δισδιάστατη εικόνα δύο ημισφαιρίων ακτίνας $R = 70$ pixel φωτισμένων από διαφορετική θέση.



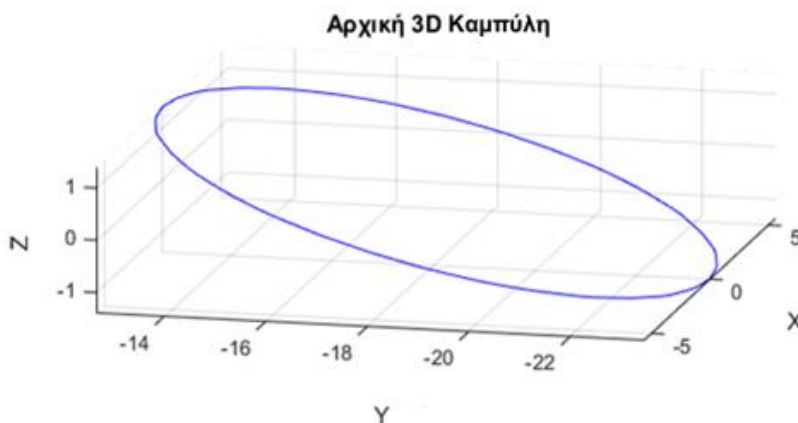
Εικόνα 6.14: Ισόφωτες καμπύλες για τα ημισφαίρια της Εικόνα 6.13.

Βήμα 1^ο: Υπολογισμός τρισδιάστατου σχήματος της αρχικής ισόφωτης καμπύλης

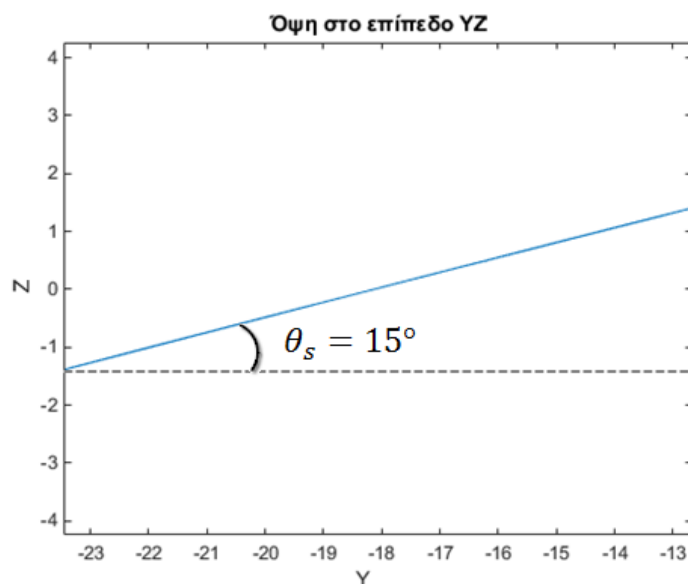
Έχοντας ήδη εκτελέσει τον αλγόριθμο της κατάταξης, η ανακατασκευή ξεκινά επιλέγοντας τη μέγιστη τιμή της φωτεινότητας που εμφανίζεται στο γενεαλογικό δέντρο. Αυτή, όπως εξηγήθηκε στο Κεφάλαιο 5, εάν είναι μικρή σε διαστάσεις μπορεί να θεωρηθεί επίπεδη και με μηδενική z_s συνιστώσα, οπότε είναι εύκολο να

υπολογιστεί η τρισδιάστατη μορφή της στο παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων $OXYZ$. Για να γίνει αυτό αρχικά επιλέγονται οι XY συντεταγμένες της αρχικής ισόφωτης και γνωρίζοντας την απόσταση κάθε σημείου από το κέντρο της ισόφωτης καθώς και τη γωνία θ_s υπολογίζεται η Z συνιστώσα κάθε σημείου με βάση τη μέθοδο υπολογισμού που παρουσιάστηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο (Εξ. (5.37)).

Υπάρχει περίπτωση, ωστόσο, η περιοχή που περικλείεται από την αρχική ισόφωτη καμπύλη να είναι πολύ μικρή και να ορίζεται από λίγα μόνο σημεία της δεδομένης τιμής φωτεινότητας. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα το σχήμα που προκύπτει να είναι «τετραγωνισμένο» και να παρουσιάζει ακμές. Για την αποφυγή αυτού στο τρισδιάστατο σχήμα της καμπύλης εκτελείται παρεμβολή με *B-splines*, με σκοπό το σχήμα που θα προκύπτει να είναι πιο ομαλό. Προτρέχοντας, μπορεί να αναφερθεί εδώ ότι αυτό θα αποδειχτεί ιδιαίτερα ωφέλιμο κατά τον υπολογισμό των εφαπτόμενων διανυσμάτων της αρχικής καμπύλης. Στο παράδειγμα του ημισφαιρίου στην Εικόνα 6.15 φαίνεται το τρισδιάστατο σχήμα της αρχικής καμπύλης για $L_i = 0.997$ ενώ στην Εικόνα 6.16 η προβολή του στο YZ επίπεδο, όπου πράγματι η γωνία που σχηματίζεται ισοδυναμεί με την $\theta_s = 15^\circ$.



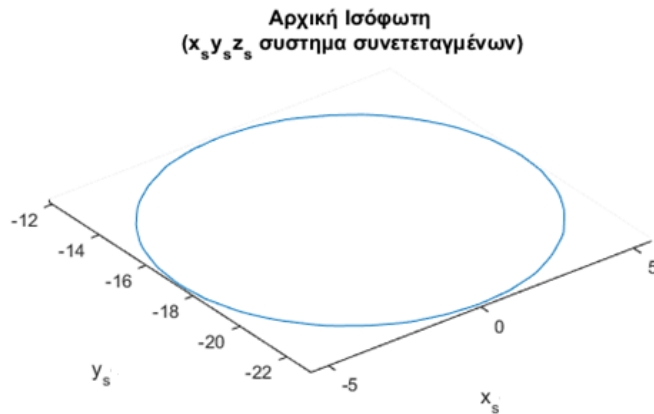
Εικόνα 6.15: Τρισδιάστατη μορφή της αρχικής καμπύλης φωτεινότητας $L_i = 0.997$ του ημισφαιρίου.



Εικόνα 6.16: Προβολή της αρχικής καμπύλης του ημισφαιρίου στο YZ επίπεδο.

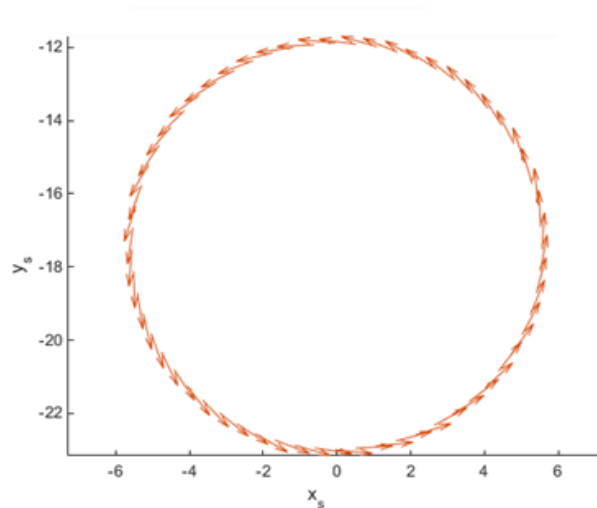
Βήμα 2^ο: Προβολή της αρχικής καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής και υπολογισμός των κάθετων διανυσμάτων

Γνωρίζοντας το τρισδιάστατο σχήμα της αρχικής καμπύλης φωτεινότητας μπορούν στη συνέχεια να υπολογιστούν οι συντεταγμένες της στο $x_s y_s$ επίπεδο του συστήματος συντεταγμένων της φωτεινής πηγής. Με αυτόν τον τρόπο συμπεραίνεται ουσιαστικά ο τρόπος με τον οποίο βλέπει η πηγή το αντικείμενο που φωτίζει. Όπως εξηγήθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο ο μετασχηματισμός αυτός είναι απαραίτητος, επειδή οι εξισώσεις που αποτελούν την ουσία του αλγορίθμου ανακατασκευής (Σύστημα εξισώσεων Σ_2) αναφέρονται πάντα στο $ox_s y_s z_s$ σύστημα συντεταγμένων. Επομένως, με τον πολλαπλασιασμό των συντεταγμένων της αρχικής καμπύλης με τον πίνακα περιστροφής για τη γωνία θ_s προκύπτουν οι $x_s y_s z_s$ συντεταγμένες της, όπου με βάση τα παραπάνω η z_s τιμή πρέπει να είναι μηδενική. Στο παράδειγμα του ημισφαιρίου αυτό επιβεβαιώνεται όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.17.



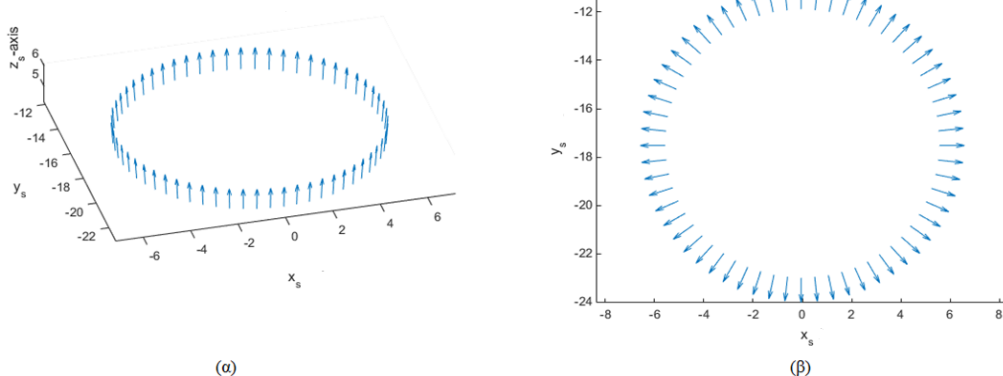
Εικόνα 6.17: Αρχική καμπύλη ημισφαιρίου ως προς το σύστημα συντεταγμένων της πηγής.

Ακολουθώς υπολογίζονται τα εφαπτόμενα διανύσματα \vec{i}_s της περιστρεφμένης καμπύλης στα τρία επίπεδα $x_s y_s$, $y_s z_s$ και $z_s x_s$, οπότε στο συγκεκριμένο παράδειγμα προκύπτουν τα διαγράμματα της μορφής που εμφανίζεται στην Εικόνα 6.18. Εδώ δεν είναι αναγκαίο να υπολογιστεί η z_s συνιστώσα του εφαπτόμενου διανύσματος \vec{i}_s της πρώτης ισόφωτης, αλλά μπορεί να τεθεί απευθείας ίση με μηδέν επειδή η καμπύλη θεωρείται επίπεδη.



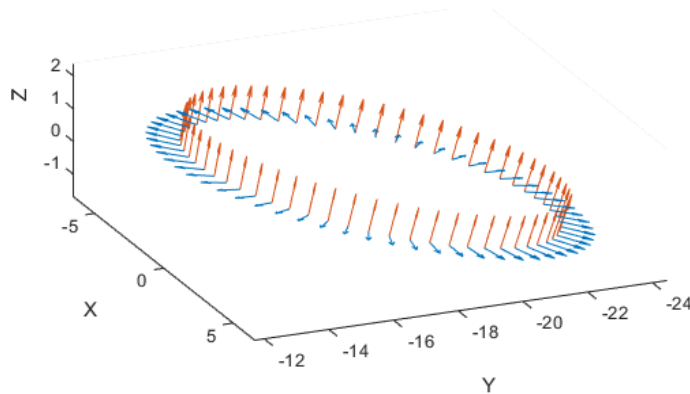
Εικόνα 6.18: Προβολή των εφαπτόμενων διανυσμάτων \vec{i}_s της αρχικής καμπύλης στο $x_s y_s$ επίπεδο.

Έχοντας εκτελέσει τα παραπάνω, είναι πλέον γνωστά όλα τα δεδομένα που απαιτούνται για την επίλυση του συστήματος Σ_2 και τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων \hat{n}_s της αρχικής καμπύλης. Επιλέγοντας τη σωστή κατεύθυνση για τα κάθετα διανύσματα (βλ. Βήμα 11) προκύπτουν τα τελικά αποτελέσματα για τα μέτρα της κάθε συνιστώσας τους (Εικόνα 6.19α). Σημαντικό ρόλο στο επόμενο βήμα θα παίζει η προβολή $\hat{n}_{s,xy}$ των διανυσμάτων \hat{n}_s στο επίπεδο $x_s y_s$, η οποία φαίνεται στην (Εικόνα 6.19β). Όπως φαίνεται εκεί τα διανύσματα δείχνουν προς το εξωτερικό της καμπύλης, κάτι που συμφωνεί με υπόθεση μίας κυρτής επιφάνειας όπως συζητήθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Στη συνέχεια το σύστημα στρέφεται κατά τη γωνία περιστροφής θ_s , οπότε μπορεί να βρεθεί η μορφή των κάθετων διανυσμάτων \hat{n}_{XYZ} , όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 6.20 με κόκκινο χρώμα. Το ίδιο γίνεται και για τα διανύσματα $\hat{n}_{s,xy}$, όπου η στροφή τους στο σύστημα συντεταγμένων $OXYZ$ συμβολίζεται με \hat{n}_{XYs} και απεικονίζεται στην ίδια εικόνα με γαλάζιο χρώμα.



Εικόνα 6.19: (α) Κάθετα διανύσματα \hat{n}_s της αρχικής καμπύλης σε προοπτική απεικόνιση στο $ox_s y_s z_s$ σύστημα συντεταγμένων και (β) η προβολή τους στο $y_s z_s$ επίπεδο.

Στο σημείο αυτό είναι πλέον γνωστές οι αρχικές συνθήκες και μπορεί πλέον να ξεκινήσει το επαναληπτικό μέρος του αλγορίθμου ανακατασκευής.



Εικόνα 6.20: Προοπτική απεικόνιση των μοναδιαίων διανυσμάτων n_{XYZ} στο παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων $OXYZ$.

Βήμα 3^ο: Εύρεση της φωτεινότητας της τρέχουσας καμπύλης και φόρτωση των συντεταγμένων της

Αφότου έχουν βρεθεί οι τρισδιάστατες συντεταγμένες και τα κάθετα διανύσματα της προηγούμενης καμπύλης στο παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων, επιλέγεται η αμέσως χαμηλότερη τιμή φωτεινότητας L_{i-1} που εμφανίζεται στον πίνακα κατάταξης και φορτώνονται οι $\{X,Y\}$ συντεταγμένες της καμπύλης που αντιστοιχούν σε αυτή.

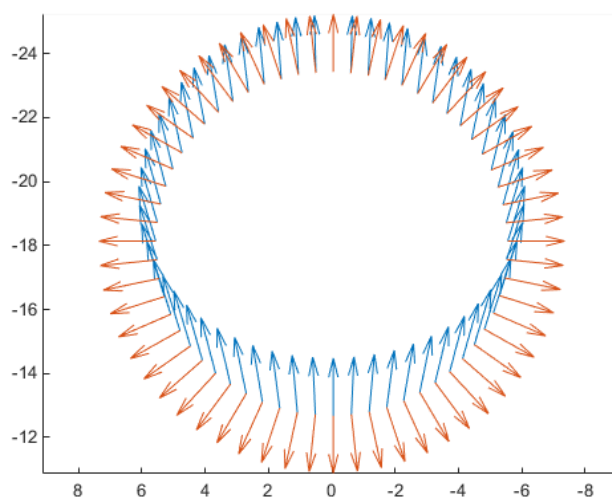
Βήμα 4^ο: Εύρεση της οριζόντιας απόστασης μεταξύ της τρέχουσας και της προηγούμενης καμπύλης στο παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων

Ο αριθμός των σημείων που αποτελούν την τρέχουσα καμπύλη προφανώς διαφέρει από αυτών της προηγούμενης και πρέπει να βρεθούν τα κατάλληλα σημεία για τον υπολογισμό της οριζόντιας απόστασης μεταξύ των καμπυλών διαφορετικής έντασης φωτεινότητας. Έτσι, σχηματίζονται οι ευθείες που ορίζονται από τα διανύσματα \hat{n}_{XYs} και υπολογίζονται τα σημεία τομής τους με την τρέχουσα ισόφωτη καμπύλη στο XY επίπεδο.

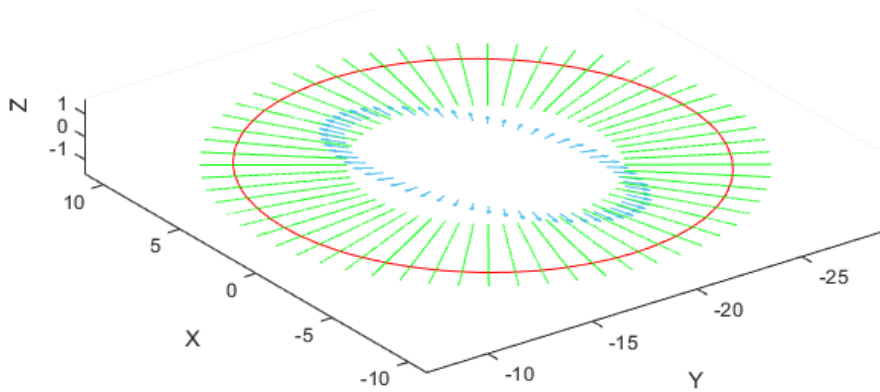
Θα μπορούσε να αναρωτηθεί κανείς για ποιο λόγο οι ευθείες σχηματίζονται βάσει των διανυσμάτων \hat{n}_{XYs} και όχι βάσει των προβολών των \hat{n}_{XYZ} στο XY επίπεδο. Λόγω της διαφοράς στη θέση μεταξύ κάμερας και φωτεινής πηγής, κατά τη στροφή των κάθετων διανυσμάτων \hat{n}_s στο $OXYZ$ αλλοιώνεται η αξιμουθιακή

τους γωνία φ_{ns} , η οποία αποτελεί το βασικό μέγεθος, το οποίο καθορίζει τη «διαδρομή» μετάβασης από την προηγούμενη καμπύλη στην επόμενη (βλ. Κεφάλαιο 5.). Αυτό μπορεί να φανεί καλύτερα στην Εικόνα 6.21 στην οποία φαίνονται οι κανονικοποιημένες προβολές των διανυσμάτων \hat{n}_{XYZ} και \hat{n}_{sxy} στο XY επίπεδο. Εκεί μπορεί να παρατηρήσει κανείς ότι η προβολή των διανυσμάτων \hat{n}_{XYZ} δεν έχει την ίδια διεύθυνση με αυτήν των διανυσμάτων \hat{n}_{XYs} . Εδώ υπολογίζονται και αποθηκεύονται τα εσωτερικά γινόμενα μεταξύ των κανονικοποιημένων προβολών των διανυσμάτων \hat{n}_{XYZ} και \hat{n}_{XYs} στο XY επίπεδο, τα οποία αντιστοιχούν ουσιαστικά στο συνημίτονο της γωνίας που σχηματίζεται μεταξύ τους.

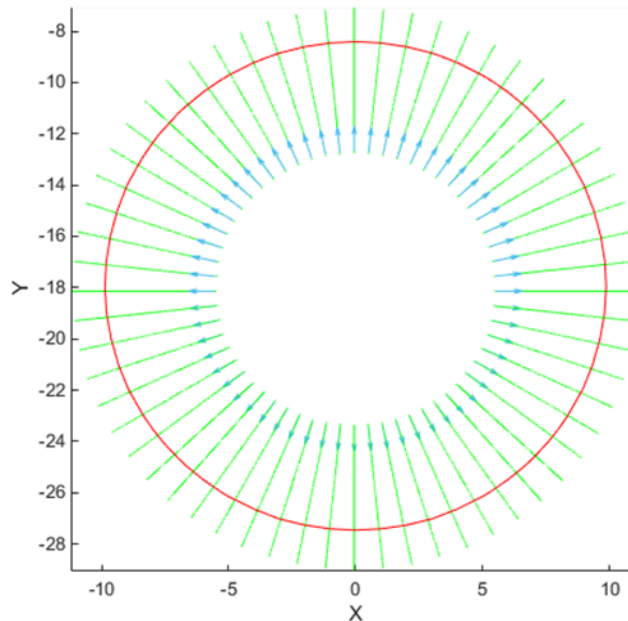
Επιστρέφοντας τώρα στον υπολογισμό των σημείων τομής, στις παρακάτω εικόνες αναπαρίσταται ο τρόπος υπολογισμού τους. Με κόκκινο χρώμα απεικονίζεται η τρέχουσα καμπύλη στο XY επίπεδο, με πράσινο χρώμα φαίνονται οι ευθείες που την τέμνουν και με γαλάζιο χρώμα τα διανύσματα \hat{n}_{XYs} που τις ορίζουν.



Εικόνα 6.21: Προβολή των διανυσμάτων από την Εικόνα 6.20 στο XY επίπεδο.



Εικόνα 6.22: Προοπτική αναπαράσταση για τον υπολογισμό των σημείων τομής της τρέχουσας καμπύλης με τις ευθείες που ορίζονται βάσει των διανυσμάτων n_{XY} .

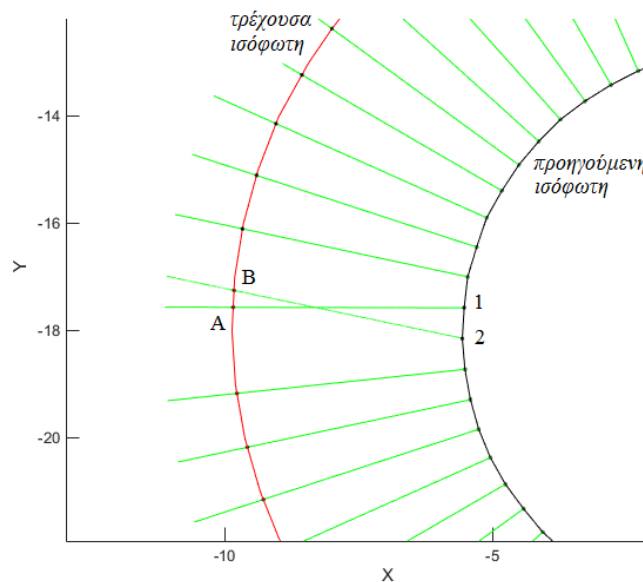


Εικόνα 6.23: Προβολή των διανυσμάτων από την Εικόνα 6.22 στο XY επίπεδο.

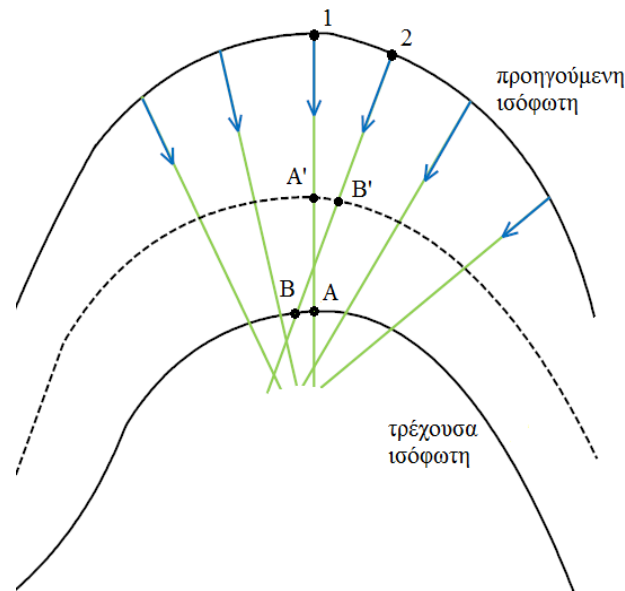
Κατά την εύρεση των σημείων τομής υπάρχει το ενδεχόμενο οι επιμέρους ευθείες να τέμνονται μεταξύ τους πριν φτάσουν στην τρέχουσα καμπύλη. Αυτό μπορεί να συμβεί για παράδειγμα λόγω των σφαλμάτων που υπεισέρχονται κατά τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.24, όπου ενώ στην προηγούμενη καμπύλη το σημείο 1 προηγείται του σημείου 2, στην τρέχουσα καμπύλη το σημείο A έπεται του σημείου B. Το ίδιο φαινόμενο μπορεί

να προκύψει εάν οι καμπύλες παρουσιάζουν απότομες μεταβολές στην καμπυλότητα και απέχουν αρκετά μεταξύ τους.

Αυτό μπορεί να γίνει καλύτερα αντιληπτό με τη παρατηρώντας την Εικόνα 6.25, όπου ενώ η κατεύθυνση των κάθετων διανυσμάτων είναι σωστή, η καμπυλότητα και η απόσταση μεταξύ των καμπυλών είναι τέτοια ώστε και πάλι το σημείο A να έπεται του B. Εάν, ωστόσο, είχε επιλεγεί μία καμπύλη ενδιάμεσης φωτεινότητας, όπως αυτή που απεικονίζεται με διακεκομμένη γραμμή, το λάθος θα διορθωνόταν. Αυτό στη συνέχεια αναμένεται να δημιουργήσει προβλήματα καθώς η καμπύλη που θα ορίζεται από τα σημεία τομής θα παρουσιάζει θηλιές μεταξύ των σημείων A και B, κάτι που δε δύναται να παρουσιαστεί σε μία πραγματική ισόφωτη καμπύλη. Ως εκ τούτου, τα σημεία τομής πρέπει να τεθούν σε μία τέτοια σειρά, ώστε το σχήμα της να μην περιέχει τέτοιες ασυνέχειες.



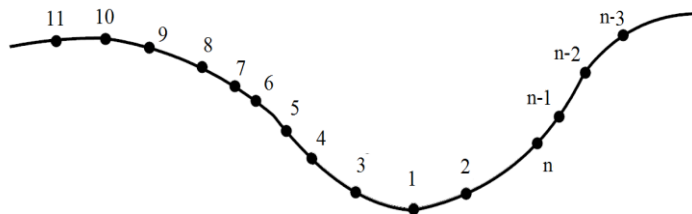
Εικόνα 6.24: Πρόβλημα στον υπολογισμό των σημείων τομής λόγω της λανθασμένης κατεύθυνσης των κάθετων διανυσμάτων.



Εικόνα 6.25: Πρόβλημα στον υπολογισμό των σημείων τομής λόγω της καμπυλότητας και της απόστασης μεταξύ των καμπυλών.

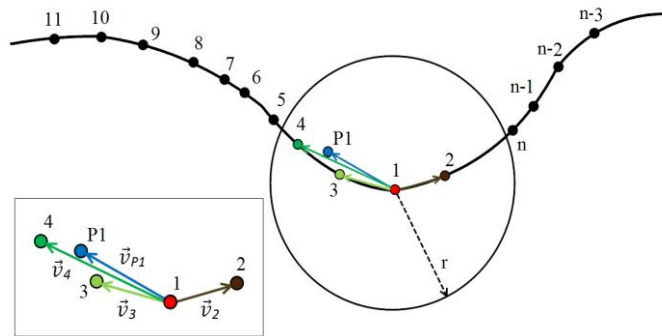
Αλγόριθμος αλληλουχίας

Η διαδικασία του προσδιορισμού της αλληλουχίας εκτελείται με τον τρόπο που θα περιγραφεί στη συνέχεια. Έστω μία ακολουθία σημείων τομής $1, 2, \dots, n$ πάνω στην τρέχουσα καμπύλη, όπως αναπαρίσταται στο παράδειγμα στην Εικόνα 6.26. Εκεί παρατηρείται το φαινόμενο που περιγράφηκε ανωτέρω, δηλαδή ενώ το σημείο 2 βρίσκεται δεξιά του σημείου 1, από το σημείο 3 και έπειτα και η φορά αλλάζει μέχρι το σημείο n . Σκοπός, εν προκειμένου για να μην υπάρχουν θηλές, είναι τα σημεία να τεθούν στη σειρά $2, 1, 3, \dots, n$ η οποία καλείται *σειρά αλληλουχίας*.



Εικόνα 6.26: Καμπύλη φωτεινότητας με σημειωμένα τα σημεία τομής του Βήματος 4, όπου το σημείο 1 προηγείται του σημείου 2.

Αρχικά, ως πρώτο στοιχείο της σειράς αλληλουχίας επιλέγεται το πρώτο σημείο 1. Έπειτα επιλέγοντας μία τιμή κατωφλίου r , ο αλγόριθμος της αλληλουχίας αναζητά τα σημεία εκείνα της αρχικής ακολουθίας, τα οποία απέχουν από το αρχικό σημείο κατά μέτρο μικρότερο ή ίσο με r . Αυτό μπορεί να αναπαρασταθεί γραφικά σχηματίζοντας έναν κύκλο ακτίνας r γύρω από το αρχικό σημείο 1, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.27. Στο συγκεκριμένο παράδειγμα, διαπιστώνεται ότι μέσα στο νοητό κύκλο βρίσκονται τα σημεία 2, 3 και 4.

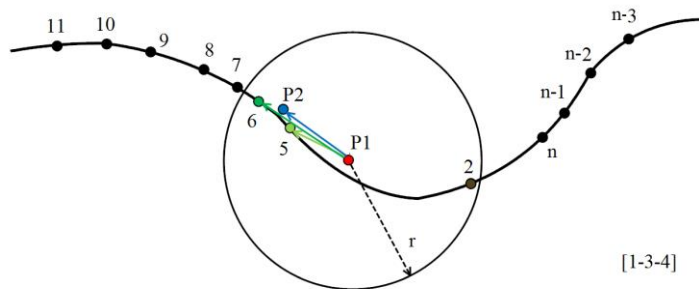


Εικόνα 6.27: Αρχικό βήμα του αλγορίθμου αλληλουχίας. Εύρεση των σημείων που εμπεριέχονται στον κύκλο ακτίνας r με κέντρο το πρώτο σημείο 1.

Στη συνέχεια υπολογίζεται το κέντρο βάρους των σημείων που εντοπίστηκαν ως η μέση τιμή των επιμέρους συντεταγμένων αυτών. Έστω στο προκείμενο παράδειγμα ότι προκύπτει το σημείο P_1 . Το διάνυσμα που έχει ως αφετηρία το αρχικό σημείο 1 και πέρας το σημείο P_1 καθορίζει στην κατεύθυνση αλληλουχίας. Έπειτα υπολογίζεται η προβολή των διανυσμάτων με αφετηρία το αρχικό σημείο 1 και πέρας τα σημεία που έχουν εντοπιστεί εντός του νοητού κύκλου (διανύσματα \vec{v}_2 , \vec{v}_3 και \vec{v}_4) στο διάνυσμα \vec{v}_{P_1} , οπότε προκύπτει ότι οι προβολές των \vec{v}_3 και \vec{v}_4 είναι ομόρροπες του \vec{v}_{P_1} , ενώ η προβολή του \vec{v}_2 είναι αντίρροπη του \vec{v}_{P_1} . Βάσει αυτού, τα σημεία 3 και 4 είναι σύμφωνα με την κατεύθυνση αλληλουχίας, ενώ το σημείο 2 αντίθετο. Το σημείο 2 αποκλείεται από το συγκεκριμένο βήμα της αλληλουχίας, ενώ οι συντεταγμένες του αποθηκεύονται σε μία ξεχωριστή λίστα. Συνεπώς, οι πιθανές επιλογές για τη λίστα αλληλουχίας είναι τα σημεία 3 και 4. Επειδή η αλγεβρική τιμή της προβολής του σημείου 3 είναι μικρότερη από αυτήν του σημείου 4, το σημείο 3 εισάγεται πρώτο στη λίστα

αλληλουχίας, και ακολουθεί το σημείο 4 και τέλος τα σημεία 1, 3, και 4 αφαιρούνται από τη συνέχεια του αλγορίθμου αλληλουχίας.

Στο επόμενο βήμα, ο κύκλος ακτίνας r μεταφέρεται ώστε να έχει κέντρο το σημείο της μέσης τιμής P_1 του προηγούμενου βήματος. Αν και ο κύκλος αυτός είναι μετατοπισμένος κατά την κατεύθυνση αλληλουχίας, ενδέχεται να περιέχει και σημεία, τα οποία στο αρχικό βήμα ήταν αντίθετα προς την κατεύθυνση αλληλουχίας, όπως στην Εικόνα 6.28 στο νέο κύκλο περιέχεται το σημείο 2. Οι συντεταγμένες αυτού του σημείου, ωστόσο, έχουν αποθηκευτεί στο προηγούμενο βήμα σε μία ξεχωριστή λίστα, οπότε αυτό το σημείο μπορεί να εξαιρεθεί από το υπολογισμό του νέου σημείου μέσης τιμής P_2 . Εδώ, επομένως, το σημείο P_2 υπολογίζεται ως η μέση τιμή των συντεταγμένων των σημείων 5 και 6. Στην συνέχεια, τα διανύσματα με αφετηρία το σημείο P_1 και πέρας τα εντοπισμένα σημεία 5 και 6 προβάλλονται στο διάνυσμα $\overline{P_1P_2}$. Βάσει των αλγεβρικών τιμών των προβολών αυτών, τα σημεία 5 και 6 εισάγονται στη λίστα αλληλουχίας με αυτήν τη σειρά.

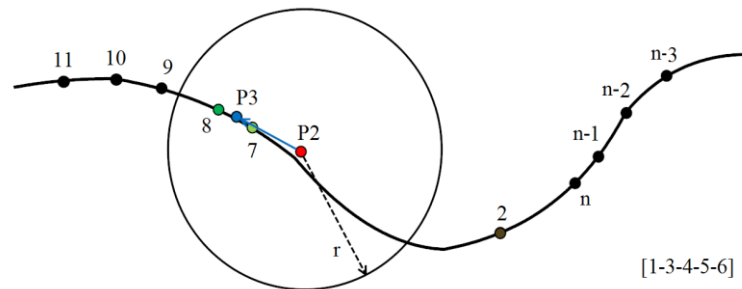


Εικόνα 6.28: Δεύτερο βήμα του αλγορίθμου αλληλουχίας. Εύρεση των σημείων που εμπεριέχονται στον κύκλο ακτίνας r με κέντρο το σημείο P_1 .

Ακολουθώντας την ίδια λογική ο αλγόριθμος προχωρά και εντοπίζονται τα σημεία (7 και 8, Εικόνα 6.29) που περιέχονται στον κύκλο ακτίνας r και κέντρο P_2 . Έπειτα υπολογίζεται το νέο σημείο μέσης τιμής P_3 και οι προβολές των διανυσμάτων που ορίζονται από τα εντοπισμένα σημεία στα διάνυσμα $\overline{P_2P_3}$. Η σειρά αλληλουχίας αυξάνεται και πάλι βάσει των αλγεβρικών τιμών των προβολών αυτών. Εδώ, ακόμη και αν η καμπυλότητα της καμπύλης είναι τέτοια

ώστε να βρεθεί κάποια προβολή αντίρροπή προς τα διάνυσμα $\overline{P_2P_3}$, αυτό θα οδηγήσει στο να εισαχθεί το σημείο που αντιστοιχεί σε αυτήν την προβολή πρώτο στη λίστα αλληλουχίας, αφού η αλγεβρική τιμή της προβολής θα ήταν αρνητική, άρα μικρότερη από τις υπόλοιπες. Με τον τρόπο αυτόν αποφεύγεται η εμφάνιση θηλιών στη σειρά αλληλουχίας.

Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται $k \leq n$ φορές μέχρι την πλήρη συμπλήρωση της λίστας αλληλουχίας. Στο προκείμενο παράδειγμα το σημείο 2 είχε εξαιρεθεί από τον κύκλο με κέντρο P_2 , οπότε μπορεί να συμπεριληφθεί στην κύκλο με κέντρο P_k και να εισαχθεί τελευταίο στη λίστα αλληλουχίας. Τελικά προκύπτει η επιθυμητή λίστα αλληλουχίας, $3, \dots, n, 2$.



Εικόνα 6.29: Τρίτο βήμα του αλγορίθμου αλληλουχίας. Εύρεση των σημείων που εμπεριέχονται στον κύκλο ακτίνας r με κέντρο το σημείο P_2 .

Βήμα 5^ο: Εύρεση της τρισδιάστατου σχήματος της τρέχουσας καμπύλης στο παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων

Γνωρίζοντας την οριζόντια απόσταση μεταξύ των καμπυλών διαφορετικής φωτεινότητας σημείο προς σημείο καθώς την πολική γωνία θ_n των κάθετων διανυσμάτων στο παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων μπορεί να υπολογιστεί η κάθετη απόσταση της τρέχουσας καμπύλης από την προηγούμενη με τη βοήθεια της Εξ. (5.36).

Εδώ πρέπει να δοθεί κάποια προσοχή ωστόσο, καθώς η εξίσωση αυτή αναφέρεται στην περίπτωση όπου η θέση της πηγής ταυτίζεται με αυτήν της κάμερας, δηλαδή το εσωτερικό γινόμενο των διανυσμάτων \hat{n}_{XY} και \hat{n}_{XYs} να ισούται με τη μονάδα. Στη γενική περίπτωση, ωστόσο, πρέπει να ληφθεί υπόψη

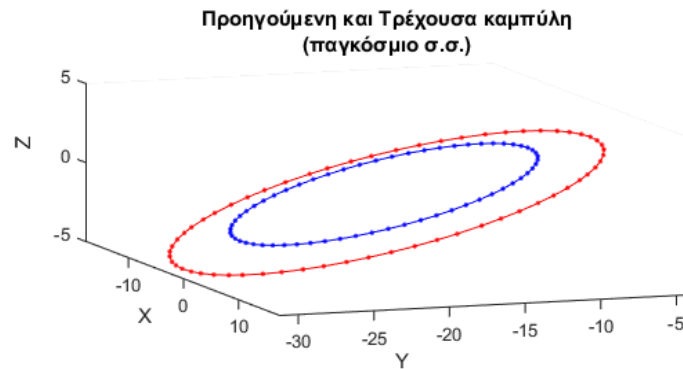
και το συνημίτονο της γωνίας που σχηματίζουν τα παραπάνω διανύσματα και το οποίο υπολογίστηκε στο 4^ο βήμα, οπότε η κάθετη απόσταση μεταξύ των καμπυλών υπολογίζεται από τον τύπο:

$$d_{\perp} = d_{-} * \tan \theta_{n_{XZ}} * (\hat{n}_{XY} \cdot \hat{n}_{XYs}) \quad (6.3)$$

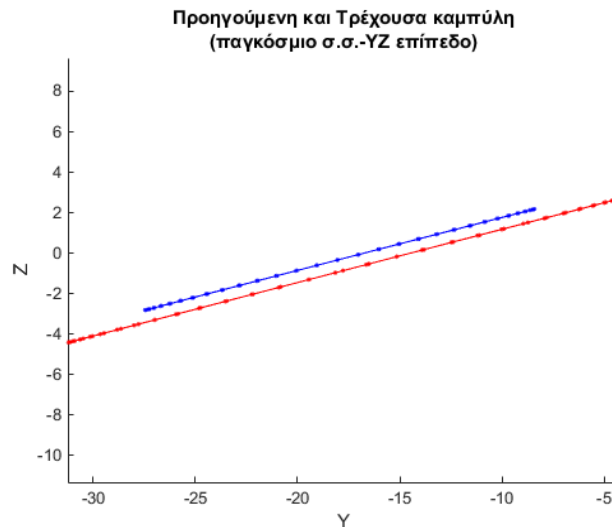
όπου d_{\perp} είναι η κάθετη απόσταση μεταξύ των καμπυλών και d_{-} η οριζόντια. Εφόσον τα διανύσματα \hat{n}_{XY} και \hat{n}_{XYs} είναι μοναδιαία, το εσωτερικό τους γινόμενο ισούται με το συνημίτονο της μεταξύ τους γωνίας.

Από το πρόσημο αυτού του συνημίτονου καθίσταται αμέσως γνωστό αν το αντίστοιχο σημείο της τρέχουσας καμπύλης έχει υψηλότερη η χαμηλότερη τιμή στη Z συντεταγμένη σε σχέση με την προηγούμενη καμπύλη. Όταν η φωτεινή πηγή και κάμερα ταυτίζονται η τρέχουσα καμπύλη βρίσκεται πάντα χαμηλότερα στον Z άξονα σε σχέση με την προηγούμενη, καθώς γίνεται πάντα η θεώρηση ότι οι εξεταζόμενες επιφάνειες είναι κυρτές. Σε αντίθετη περίπτωση, ωστόσο, αυτό δεν είναι απαραίτητο, όπως στο προκείμενο παράδειγμα του ημισφαιρίου, όπου είναι προφανές ότι το σημείο με τη μέγιστη φωτεινότητα βρίσκεται χαμηλότερα του σημείου με την υψηλότερη τιμή στη Z συντεταγμένη.

Μετά τον υπολογισμό της κάθετης απόστασης, αυτή αφαιρείται από την αντίστοιχη Z συντεταγμένη της προηγούμενης καμπύλης και έτσι λαμβάνονται οι τιμές των Z συντεταγμένων της τρέχουσας καμπύλης. Επομένως εάν η κάθετη απόσταση λόγω του πρόσημου του συνημίτονου της γωνίας μεταξύ των διανυσμάτων \hat{n}_{XY} και \hat{n}_{XYs} έχει αρνητική τιμή, το μέτρο της τελικά προστίθεται. Στην Εικόνα 6.30 απεικονίζεται με κόκκινο χρώμα το τρισδιάστατο σχήμα της τρέχουσας καμπύλης, όπως υπολογίστηκε βάσει των παραπάνω από την προηγούμενη καμπύλη που απεικονίζεται με μπλε χρώμα. Κοιτώντας την όψη στο επίπεδο YZ (Εικόνα 6.31) παρατηρείται ότι η τρέχουσα καμπύλη έχει πράγματι Z τιμές υψηλότερες σε σχέση με την προηγούμενη καμπύλη.



Εικόνα 6.30: Αρχική καμπύλη (μπλε χρώμα) και δεύτερη καμπύλη (κόκκινο χρώμα) για το παράδειγμα του ημισφαιρίου.

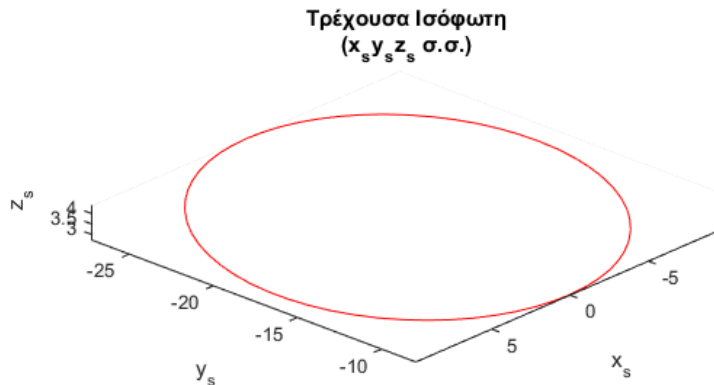


Εικόνα 6.31: Προβολή της Εικόνα 6.30 στο XY επίπεδο.

Έπειτα, επιλέγεται να γίνει παρεμβολή μέσω B splines μεταξύ των σημείων που ορίζουν την καμπύλη προκειμένου να ληφθούν περισσότερα σημεία δειγματοληψίας, κάτι που είναι χρήσιμο για την αύξηση της ποιότητας του τελικού αποτελέσματος. Επιπλέον, με την επιλογή της εκτέλεσης χαλαρής παρεμβολής γίνεται ταυτόχρονα μία ομαλοποίηση, η οποία καθιστά δυνατό τον περιορισμό των μεγάλων διακυμάνσεων στο ύψος μεταξύ γειτονικών σημείων.

Βήμα 6^ο: Προβολή της τρέχουσας καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής

Έως αυτό το σημείο έχει υπολογιστεί το τρισδιάστατο σχήμα της τρέχουσας καμπύλης και, συνεπώς, το σχήμα του αντικειμένου μέχρι τη δεδομένη φωτεινότητα L_i . Ωστόσο, για τη μετάβαση στην καμπύλη της επόμενης τιμής φωτεινότητας L_{i-1} πρέπει να υπολογιστούν τα κάθετα διανύσματα σε αυτήν. Για αυτό το σκοπό είναι αναγκαίος ο μετασχηματισμός των δεδομένων στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής (x_s, y_s, z_s) (Εικόνα 6.32). Η καμπύλη δύναται να έχει μη μηδενικές z_s τιμές, το σχήμα όμως αυτό δεν αναφέρεται στην τρισδιάστατη μορφή της καμπύλης ως προς τη φωτεινή πηγή. Από αυτήν την προβολή θα χρησιμοποιηθούν μόνο οι (x_s, y_s) συντεταγμένες της καμπύλης, δηλαδή η δισδιάστατη καμπύλη όπως προβάλλεται στη φωτεινή πηγή.

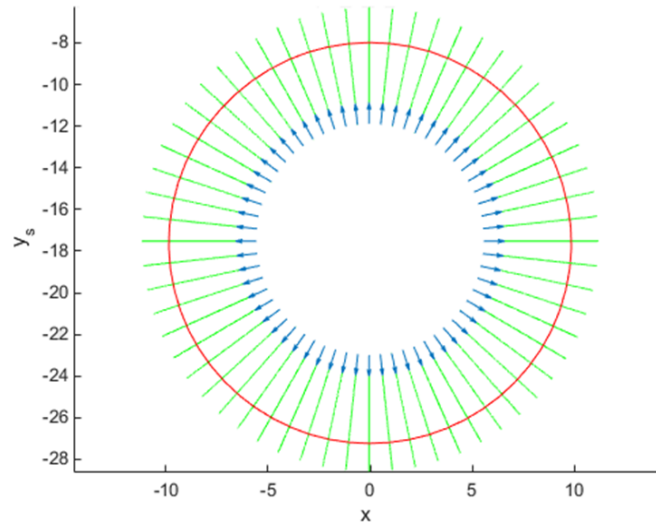


Εικόνα 6.32: Προβολή της τρέχουσας καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής.

Βήμα 7^ο: Εύρεση της οριζόντιας απόστασης μεταξύ της τρέχουσας και της προηγούμενης καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής

Η διαδικασία που ακολουθείται εδώ είναι παρόμοια με αυτή του 4ου βήματος του παρόντος αλγορίθμου. Βάσει των προβολών των κάθετων στο x_s, y_s επίπεδο διανυσμάτων \hat{n}_{xy} , σχηματίζονται οι ευθείες που ξεκινούν από τα σημεία που ορίζουν την προηγούμενη καμπύλη και τέμνουν την τρέχουσα καμπύλη, οπότε

σχηματίζεται μία εικόνα παρόμοια με εκείνη στο 4ο βήμα (Εικόνα 6.33). Στην συνέχεια υπολογίζονται, ομοίως, οι οριζόντιες αποστάσεις των σημείων της τρέχουσας καμπύλης από την προηγούμενη.



Εικόνα 6.33: Υπολογισμός των σημείων τομής της τρέχουσας καμπύλης με τις ευθείες που ορίζονται βάσει των διανυσμάτων n_s στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής.

Βήμα 8^ο: Εύρεση του τρισδιάστατου σχήματος της τρέχουσας καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής

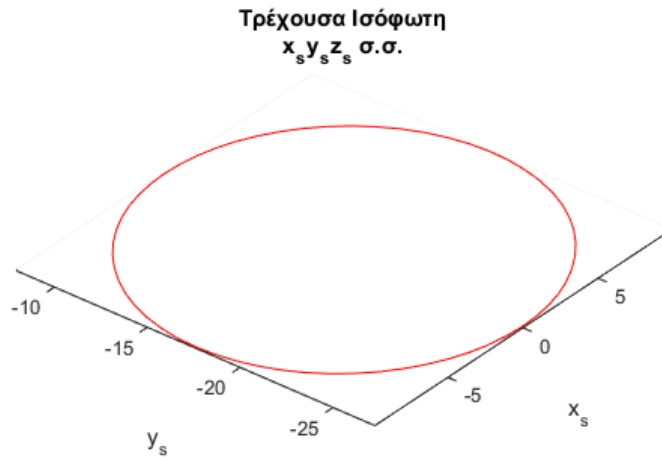
Αντίστοιχα προς το 5^ο βήμα εδώ υπολογίζεται η κάθετη απόσταση μεταξύ τρέχουσας και προηγούμενης καμπύλης. Βεβαίως σε αυτό το σύστημα εφαρμόζεται απευθείας η σχέση:

$$d_{\perp} = d_{\perp} * \tan \theta_{\hat{n}_s} \quad (6.4)$$

όπου εδώ χρησιμοποιείται η πολική γωνία $\theta_{\hat{n}_s}$ των κάθετων διανυσμάτων \hat{n}_s της προηγούμενης ισόφωτης.

Αυτή η απόσταση στη συνέχεια αφαιρείται από τις (x_s, y_s, z_s) συντεταγμένες τις προηγούμενης καμπύλης, οπότε λαμβάνεται η τρισδιάστατη μορφή της τρέχουσας καμπύλης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.34. Σε αυτήν ως προς τη φωτεινή πηγή η τρέχουσα καμπύλη έχει σχεδόν μηδενικές z_s τιμές, κάτι που ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα για το παράδειγμα ενός ημισφαιρίου.

Για τους ίδιους λόγους που αναφέρθηκαν στο 5^ο βήμα, επιλέγεται και εδώ να γίνει παρεμβολή μέσω B-splines. Τελικά, λαμβάνεται το τρισδιάστατο σχήμα της τρέχουσας καμπύλης στο $ox_s y_s z_s$ σύστημα συντεταγμένων.



Εικόνα 6.34: Τρισδιάστατη μορφή της τρέχουσας καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής (ο άξονας z_s δεν είναι ορατός διότι περιέχει μηδενικές τιμές).

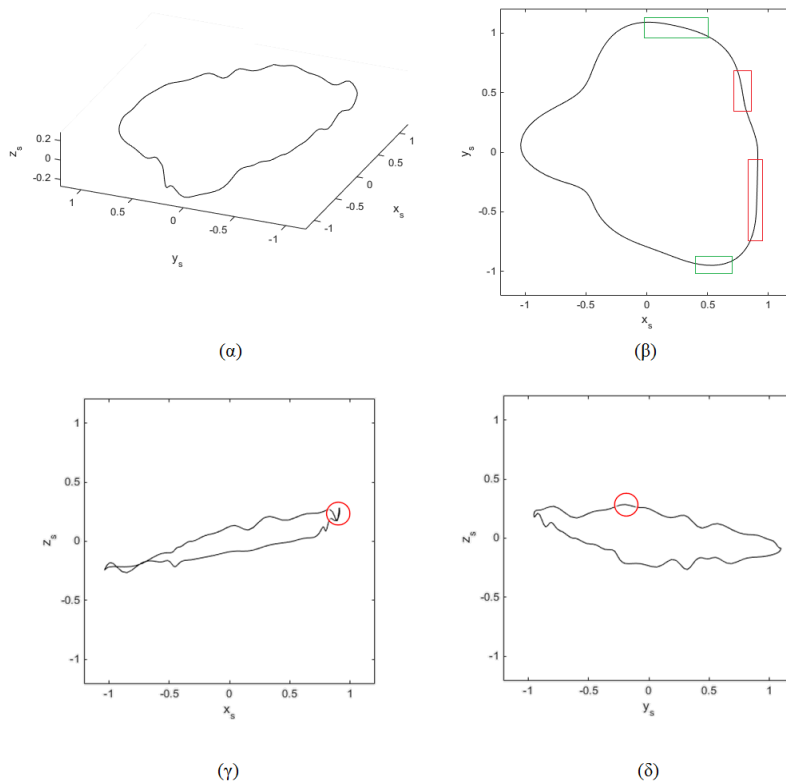
Βήμα 9^ο: Εύρεση των εφαπτόμενων διανυσμάτων \vec{t}_s της τρέχουσας καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής

Για τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων \vec{n}_s απαιτείται η γνώση των εφαπτόμενων διανυσμάτων \vec{t}_s της γνωστής πλέον τρισδιάστατης καμπύλης. Αυτό μπορεί να γίνει μέσω του υπολογισμού του εφαπτόμενων διανυσμάτων στα τρία επίπεδα $x_s y_s$, $y_s z_s$ και $z_s x_s$. Προκειμένου να ληφθεί ένα τρισδιάστατο διάνυσμα αρκεί η γνώση των προβολών σου σε δύο από τα τρία καρτεσιανά επίπεδα, εδώ όμως επιλέγεται ο υπολογισμός τους και στα τρία επίπεδα προκειμένου να ληφθούν όσο το δυνατόν σωστότερα αποτελέσματα, μέσω ενός απλού κριτηρίου επιλογής.

Κριτήριο επιλογής εφαπτόμενων διανυσμάτων: Έστω μία τυχαία καμπύλη στο χώρο. Είναι προφανές ότι κατά την προβολή της στο $x_s z_s$ επίπεδο (Εικόνα 6.35β) στην περιοχή των κόκκινων πλαισίων είναι πιθανό τα σημεία να αλληλεπικαλύπτονται μεταξύ τους, με αποτέλεσμα τον μη ορθό υπολογισμό των

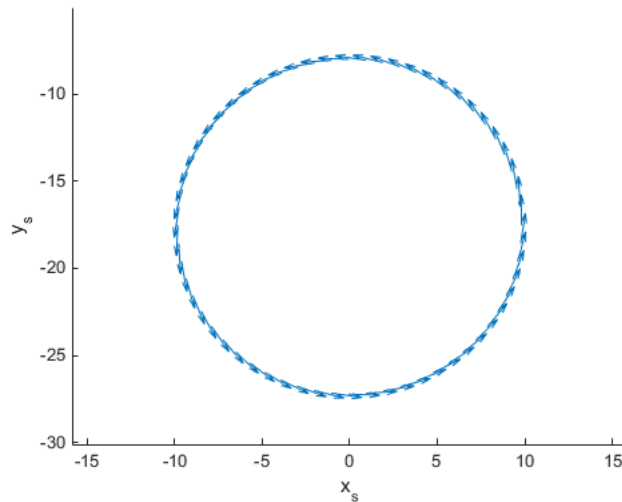
εφαπτόμενων διανυσμάτων $\hat{t}_{x_s z_s}$ εκεί, ειδικά εάν υπάρχουν πολύ γρήγορες διακυμάνσεις στις z_s τιμές αυτών. Με το ίδιο σκεπτικό δεν αναμένεται να ληφθούν σωστά αποτελέσματα για τα εφαπτόμενα διανύσματα $\hat{t}_{y_s z_s}$ στις περιοχές των πράσινων πλαισίων κατά την προβολή της καμπύλης στο $y_s z_s$ επίπεδο. Πράγματι, στην προβολή της καμπύλης του παραδείγματος στο $x_s z_s$ επίπεδο στην περιοχή που επισημαίνεται με κόκκινο κύκλο φαίνεται να «χάνεται» πληροφορία, η οποία, ωστόσο, στην προβολή στο $y_s z_s$ επίπεδο απεικονίζεται καθαρά.

Για την επιλογή της κατάλληλης προβολής αρχικά υπολογίζονται τα εφαπτόμενα διανύσματα $\hat{t}_{x_s y_s}$ και διαπιστώνεται σε ποια σημεία η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ των x_s και y_s συνιστωσών του $\hat{t}_{x_s y_s}$ βρίσκεται στο εύρος μεταξύ -45° έως 45° και 135° έως 225° . Για αυτό το εύρος θα χρησιμοποιηθεί η προβολή των εφαπτόμενων διανυσμάτων ως προς το $y_s z_s$ επίπεδο, ενώ για το συμπληρωματικό εύρος θα χρησιμοποιηθεί η προβολή ως προς το $x_s z_s$ επίπεδο.



Εικόνα 6.35: Τυχαία καμπύλη φωτεινότητας στο χώρο (α) και οι προβολές της στα επίπεδα $x_s y_s$, $x_s z_s$ και $y_s z_s$ (β, γ και δ αντίστοιχα). Οι κόκκινοι κύκλοι στις εικόνες γ και δ αντιστοιχούν στα ίδια δεδομένα.

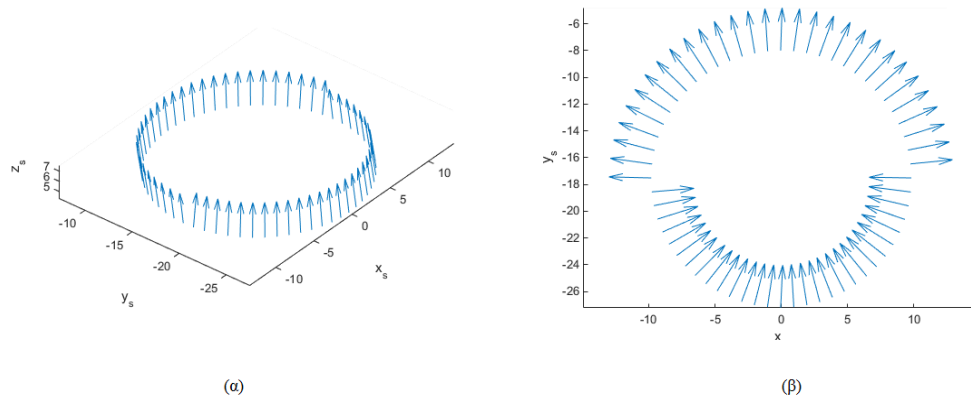
Με βάση τα παραπάνω και επιστρέφοντας στο παράδειγμα του ημισφαιρίου προκύπτουν τα μοναδιαία εφαπτόμενα διανύσματα $\hat{\boldsymbol{t}}_s$, όπως φαίνονται στην Εικόνα 6.36.



Εικόνα 6.36: Εφαπτόμενα διανύσματα της τρέχουσας καμπύλης στο επίπεδο $x_s y_s$.

Βήμα 10^ο: Εύρεση των κάθετων διανυσμάτων $\hat{\boldsymbol{n}}_s$ της τρέχουσας καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής

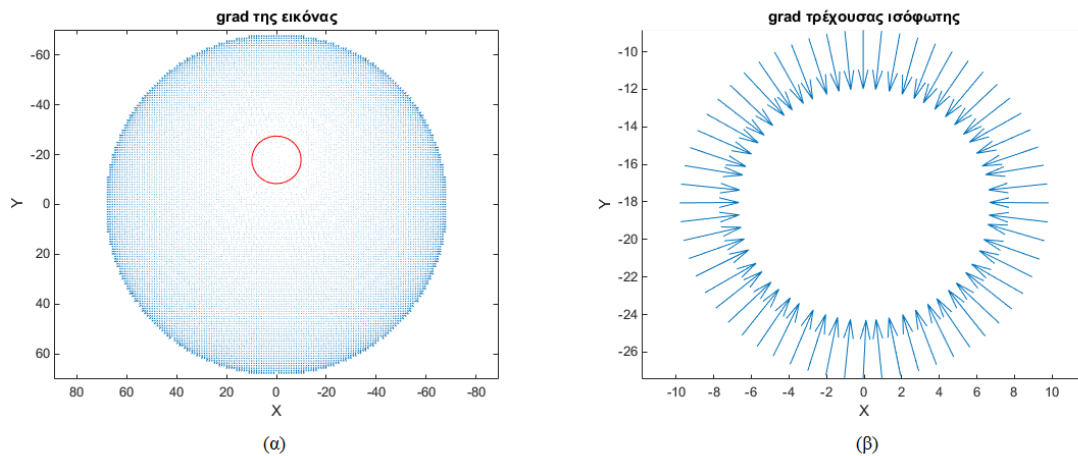
Εφόσον πλέον είναι γνωστά και τα εφαπτόμενα διανύσματα μπορεί να λυθεί το σύστημα Σ_2 , οπότε προκύπτει η παρακάτω εικόνα. Όπως εξηγήθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο, από την πρώτη εξίσωση του συστήματος Σ_2 μπορούν να προκύψουν δύο πιθανές λύσεις, δηλαδή δύο αντίθετες πολικές γωνίες θ_n . Αυτό είναι ορατό στην Εικόνα 6.37α, και ακόμη καλύτερα από την προβολή των διανυσμάτων $\hat{\boldsymbol{n}}_s$ στο $x_s y_s$ επίπεδο (Εικόνα 6.37β), όπου παρατηρείται ότι τα μισά διανύσματα έχουν κατεύθυνση προς το εσωτερικό της καμπύλης και τα άλλα μισά προς το εξωτερικό.



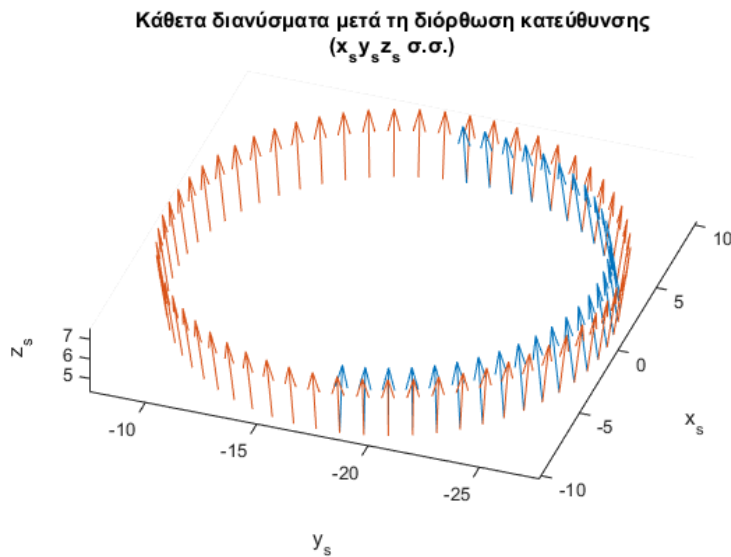
Εικόνα 6.37: Τρισδιάστατη μορφή (α) και όψη στο επίπεδο $x_s y_s$ των κάθετων διανυσμάτων \hat{n}_s της τρέχουσας καμπύλης πριν τη διόρθωση της κατεύθυνσής τους (β).

Βήμα 11^ο: Διόρθωση της κατεύθυνσης των κάθετων διανυσμάτων \hat{n}_s της τρέχουσας καμπύλης στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής

Κατ' αντιστοιχία με τη θεωρία του προηγούμενου κεφαλαίου ο αλγόριθμος καλείται να επιλέξει την κατεύθυνση εκείνη, η οποία είναι αντίθετη προς την κατεύθυνση της βαθμίδας (grad) της εικόνας. Για το σκοπό αυτό, υπολογίζεται η βαθμίδα της αρχικής εικόνας και από εκεί υπολογίζεται η βαθμίδα που αντιστοιχεί στα σημεία της τρέχουσας καμπύλης, ως ο μέσος όρος των τεσσάρων κοντινότερων σε αυτά εικονοστοιχείων της εικόνας. Έτσι οι x_s και y_s συνιστώσες εκείνων των διανυσμάτων \hat{n}_{x_s, y_s} τα οποία είναι ομόρροπα ή σχεδόν ομόρροπα προς το διάνυσμα grad, πολλαπλασιάζονται με -1, προκειμένου να στραφούν κατά 180° . Το αποτέλεσμα απεικονίζεται στην Εικόνα 6.39, όπου είναι φανερό ότι η z_s συνιστώσα παραμένει αμετάβλητη.



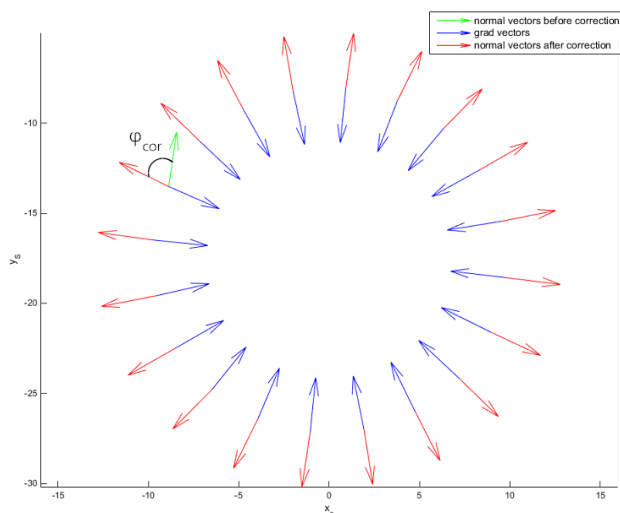
Εικόνα 6.38: Υπολογισμός των διανυσμάτων *grad* της εικόνας στα σημεία της τρέχουσας καμπύλης.



Εικόνα 6.39: Κάθετα διανύσματα μετά τη διόρθωση της κατεύθυνσης (με κόκκινο χρώμα) στο $ox_s y_s z_s$ σύστημα συντεταγμένων (μπλε χρώμα απεικονίζονται τα κάθετα διανύσματα πριν τη διόρθωση).

Στη συνέχεια μπορεί να γίνει μία επιπλέον διόρθωση της κατεύθυνσης βάσει του εσωτερικού γινομένου μεταξύ των διανυσμάτων $\hat{n}_{x_s y_s}$ και του *grad*. Η διόρθωση αυτή βασίζεται στη σκέψη ότι τα δύο αυτά διανύσματα πρέπει να είναι σχεδόν διαμετρικά αντίθετα μεταξύ τους, πράγμα που σημαίνει ότι το εσωτερικό τους γινόμενο αναμένεται να είναι περίπου -1, δεδομένου ότι όλα τα διανύσματα είναι μοναδιαία. Έτσι, μπορεί να γίνει έλεγχος, προκειμένου να διαπιστωθεί εάν

και πού το εσωτερικό γινόμενο υπολείπεται κάποιας τιμής κατωφλίου, η οποία ορίζεται από το χρήστη. Ακολούθως, το \hat{n}_{x_s, y_s} μπορεί να στραφεί κατά μία γωνία διόρθωσης φ_{cor} , έτσι ώστε το \hat{n}_{x_s, y_s} να συνεχίζει να έχει αντίθετη φορά σε σχέση με το grad, όπως φαίνεται στην ακόλουθη εικόνα.

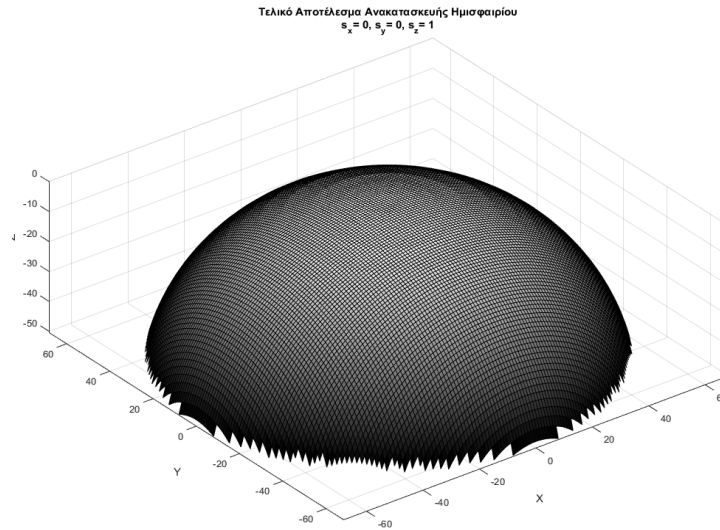


Εικόνα 6.40: Διόρθωση της αζιμουθιακής γωνίας φ_n των κάθετων διανυσμάτων (πράσινο χρώμα) κατά φ_{cor} προκειμένου μετά τη διόρθωση τα διανύσματα \hat{n}_{x_s, y_s} (κόκκινο χρώμα) να είναι σχεδόν διαμετρικά αντίθετα των grad διανυσμάτων (μπλε χρώμα).

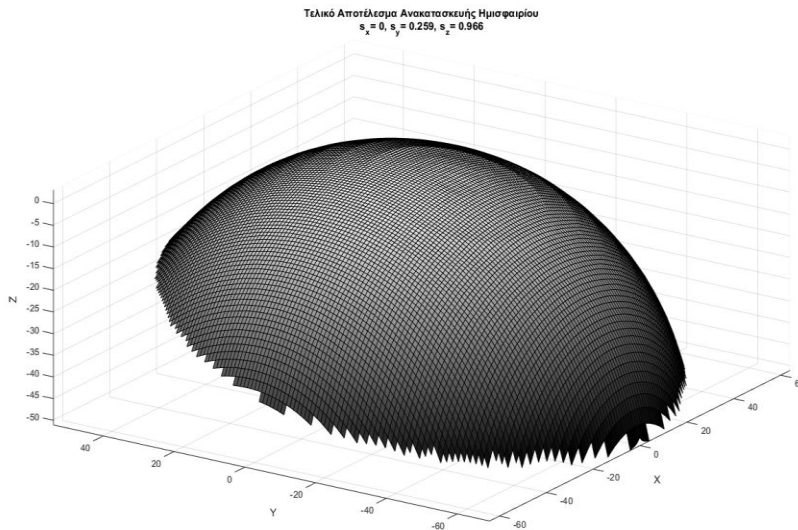
Βήμα 12^ο: Αποθήκευση δεδομένων

Φτάνοντας σε αυτό το βήμα είναι πλέον γνωστά όλα τα απαραίτητα δεδομένα για την τρέχουσα καμπύλη. Για αυτό αποθηκεύονται οι συντεταγμένες στο παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων και στο σύστημα συντεταγμένων της πηγής, καθώς και οι συνιστώσες των κάθετων διανυσμάτων \hat{n}_s . Ο αλγόριθμος μπορεί τώρα να συνεχιστεί για την επόμενη καμπύλη ξεκινώντας από το 3^ο Βήμα. Είναι προφανές ότι όταν ο αλγόριθμός φτάσει στην καμπύλη με τη χαμηλότερη ένταση φωτεινότητας δεν είναι απαραίτητο να υπολογιστούν τα διανύσματα \hat{n}_s .

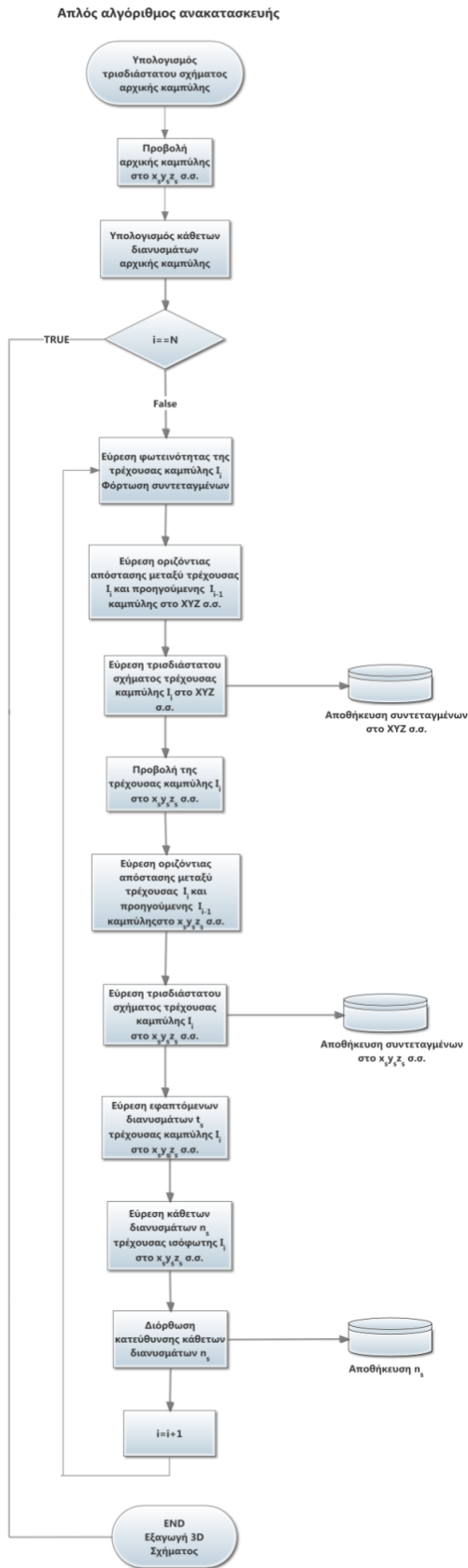
Παρακάτω παρατίθεται τα αποτελέσματα της ανακατασκευής για το παράδειγμα του ημισφαιρίου, ενώ στην Εικόνα 6.43 φαίνονται συγκεντρωτικά τα βήματα του απλού αλγορίθμου σε διάγραμμα ροής.



Εικόνα 6.41: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής ημισφαιρίου για την περίπτωση όπου $[s_x, s_y, s_z] = [0, 0, 1]$.



Εικόνα 6.42: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής ημισφαιρίου για την περίπτωση όπου $[s_x, s_y, s_z] = [0, 0.259, 0.966]$.

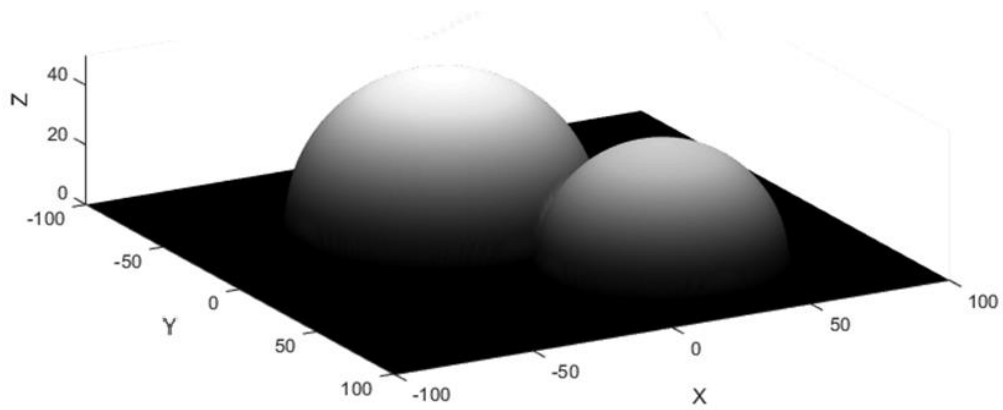


Εικόνα 6.43: Διάγραμμα ροής απλού αλγορίθμου ανακατασκευής.

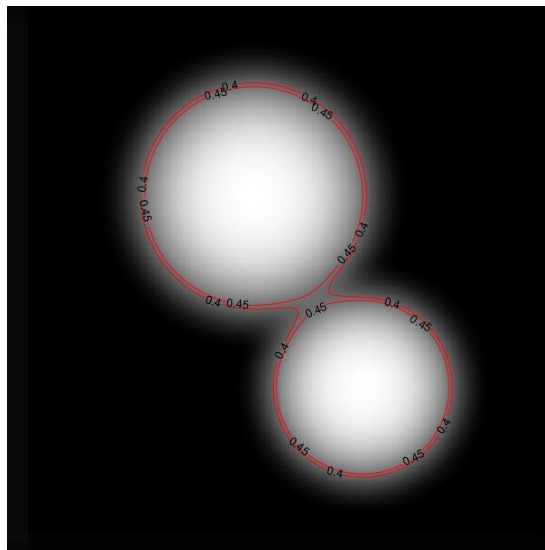
6.3.2. Αλγόριθμος ανακατασκευής για εικόνες με περισσότερα μέγιστα στην ένταση της φωτεινότητας

Το παράδειγμα ανακατασκευής του ημισφαιρίου που παρουσιάστηκε προηγουμένως, είχε ως σκοπό να καταστούν σαφή τα βασικά βήματα του αλγόριθμου ανακατασκευής. Στην πραγματικότητα, ωστόσο, οι επιφάνειες προς ανακατασκευή είναι πολύ πιο πολύπλοκες και παρουσιάζουν περισσότερες κορυφές ή κοιλάδες. Αυτό αναφέρθηκε και στον αλγόριθμο της κατάταξης, όπου παρατηρήθηκε ότι μία καμπύλη-«γονέας» μπορεί να περιέχει περισσότερες ισόφωτες καμπύλες-«παιδιά». Τότε, σαφώς, πρέπει να χρησιμοποιηθούν όλες οι πληροφορίες του πίνακα-γενεαλογικού δέντρου που διαμορφώθηκε κατά την κατάταξη.

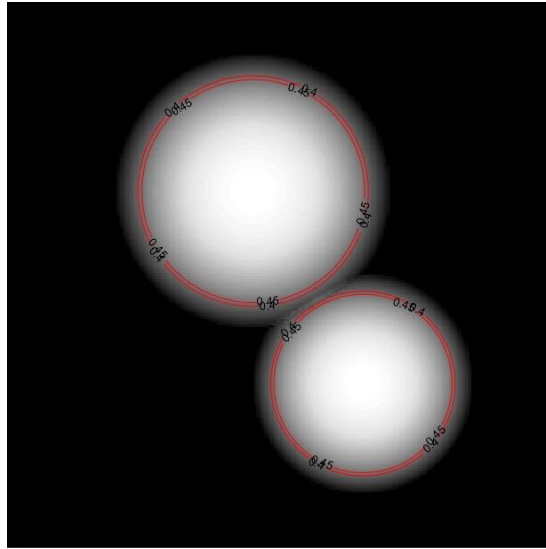
Οι προσθήκες και οι μετατροπές στον αλγόριθμο θα περιγραφούν με τη βοήθεια ενός παραδείγματος ενός αντικειμένου, το οποίο αποτελείται από 2 ημισφαίρια ακτίνας $r_1 = 50 \text{ pixel}$ και $r_2 = 40 \text{ pixel}$, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.44. Εάν, στη συνέχεια, το αντικείμενο αυτό φωτιστεί από μία πηγή με μοναδιαίο διάνυσμα $[0,0,1]$ λαμβάνεται η Εικόνα 6.45, στην οποία παρουσιάζονται δύο τοπικά μέγιστα. Αφότου εκτελεστεί η εξομάλυνση της εικόνας και ο αλγόριθμος της κατάταξης προκύπτει ότι υπάρχει μία καμπύλη πατέρας με $L_s = 0.4$ στην οποία αντιστοιχούν δύο ισόφωτες καμπύλες-παιδιά φωτεινότητας $L_s = 0.45$, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.45. Εδώ πρέπει ωστόσο να σημειωθεί ότι αν δεν εκτελεστεί η εξομάλυνση παρουσιάζονται δύο ξεχωριστές ισόφωτες για $L_s = 0.4$, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.46, κάτι που υποδηλώνει ασυνέχεια στην επιφάνεια του αντικειμένου.



Εικόνα 6.44: Προοπτική απεικόνιση ενός αντικειμένου αποτελούμενου από δύο ημισφαίρια ακτίνας $r_1 = 50$ pixel και $r_2 = 40$ pixel.



Εικόνα 6.45: Όψη στο XY επίπεδο του αντικειμένου σύμφωνα με την Εικόνα 6.44 με επισημασμένες τις καμπύλες φωτεινότητας $L_s = 0.4$ και $L_s = 0.45$ μετά την εξομάλυνση της εικόνας.

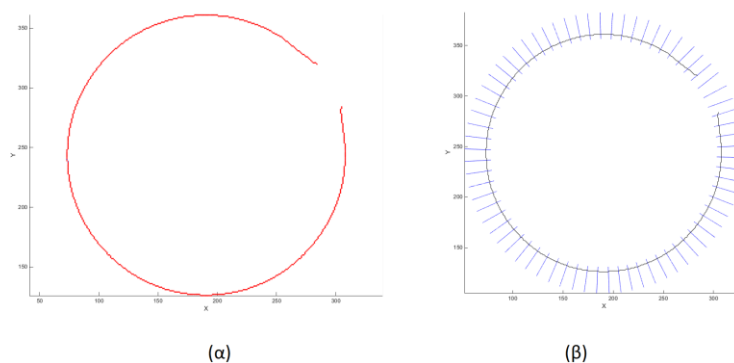


Εικόνα 6.46: Όψη στο XY επίπεδο του αντικειμένου σύμφωνα με την Εικόνα 6.44 με επισημασμένες τις καμπύλες φωτεινότητας $L_s = 0.4$ και $L_s = 0.45$ πριν την εξομάλυνση της εικόνας.

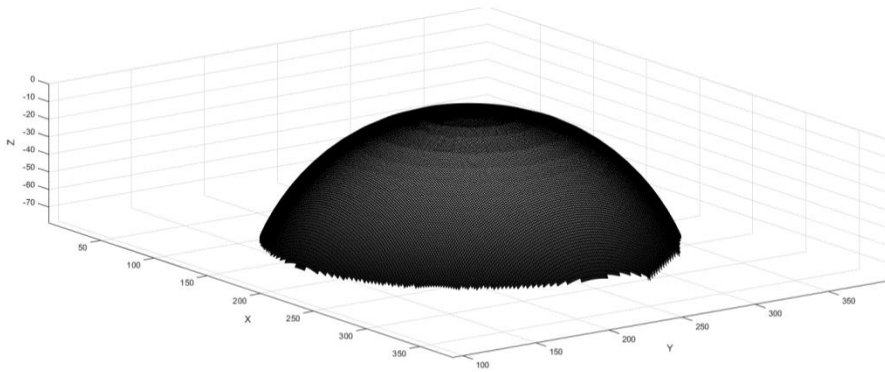
Εάν δεν εκτελούνταν η εξομάλυνση, θα μπορούσε να εκτελεστεί ο απλός αλγόριθμος ανακατασκευής που περιγράφηκε προηγουμένως για τα δύο ξεχωριστά ημισφαίρια, όμως τότε δε θα μπορούσε να βρεθεί η σχέση ύψους μεταξύ αυτών. Έχοντας εκτελέσει την εξομάλυνση ο απλός αλγόριθμος ανακατασκευής μπορεί να εκτελεστεί κανονικά για κάθε ένα από τα δύο τοπικά μέγιστα μέχρι να συναντήσει την καμπύλη-«γονέα» με τα περισσότερα από ένα ισόφωτες «παιδιά». Για το λόγο αυτό, πρέπει να προστεθεί ένας έλεγχος στο επαναληπτικό τμήμα του απλού αλγορίθμου ανακατασκευής, ο οποίος επιστρέφει τον αριθμό των «παιδιών» της τρέχουσας καμπύλης-«γονέα». Αυτός ο έλεγχος γίνεται ανατρέχοντας στην τέταρτη στήλη του πίνακα-γενεαλογικού δέντρου, στον οποίο εμφανίζεται ο αριθμός των «παιδιών» της εκάστοτε καμπύλης.

Υλοποίηση της ανακατασκευής μέχρι τον εντοπισμό καμπύλης-«γονέα» με πάνω από μία ισόφωτες καμπύλες-«παιδιά»: Με βάση τα παραπάνω, μπορεί να ξεκινήσει η διαδικασία της ανακατασκευής με αφετηρία την πρώτη τιμή φωτεινότητας, η οποία εμφανίζεται στον πίνακα-δέντρο και η οποία είναι ταυτόχρονα η μέγιστη, ή μία από τις μέγιστες τιμές. Η διαδικασία αυτή προχωρά, εφόσον το αποτέλεσμα του ελέγχου που προστέθηκε δίνει ένα προς ένα αντιστοιχία καμπύλης-«γονέα» και καμπύλης-«παιδιού».

Μόλις ωστόσο διαπιστωθεί ότι η τρέχουσα καμπύλη έχει περισσότερα «παιδιά», τότε φορτώνονται οι συντεταγμένες αυτής (υποπερίγραμμα) που αντιστοιχούν στην προηγούμενη καμπύλη-«παιδί». Για το συγκεκριμένο παράδειγμα το υποπερίγραμμα της καμπύλης με $I_s = 0.4$ που αντιστοιχεί στην καμπύλη-παιδί με $L_s = 0.45$ του άνω αριστερού ημισφαιρίου φαίνεται στην Εικόνα 6.47α. Στη συνέχεια, βάσει των Βημάτων 4 και 5, του απλού αλγορίθμου, μπορούν να υπολογιστούν οι οριζόντιες και κάθετες αποστάσεις μεταξύ της προηγούμενης καμπύλης και του υποπεριγράμματος της τρέχουσας καμπύλης, προκειμένου να βρεθεί το τρισδιάστατο μερικό σχήμα της τελευταίας. Στο διάστημα όπου η καμπύλη είναι ανοικτή δεν υπολογίζεται κάποια απόσταση, εφόσον οι ευθείες που ορίζονται από τα κάθετα διανύσματα δεν έχουν σημεία τομής με αυτήν (Εικόνα 6.47β). Εδώ πρέπει να τονιστεί ότι η διαδικασία για μία τέτοιου είδους καμπύλη-γονέα δεν προχωρά στο 6^ο Βήμα του απλού αλγορίθμου, και επομένως, δεν πραγματοποιείται ο υπολογισμός των κάθετων διανυσμάτων \hat{n}_s . Το αποτέλεσμα της ανακατασκευής μέχρι αυτό το σημείο φαίνεται στην Εικόνα 6.48.



Εικόνα 6.47: (α) Υποπερίγραμμα της καμπύλης με $L_s = 0.4$ που αντιστοιχεί στην άνω αριστερή καμπύλη-παιδί με $L_s = 0.45$ και (β) υπολογισμός των σημείων τομής του εν λόγω υποπεριγράμματος και των κάθετων διανυσμάτων της αντίστοιχης καμπύλης-«παιδί».

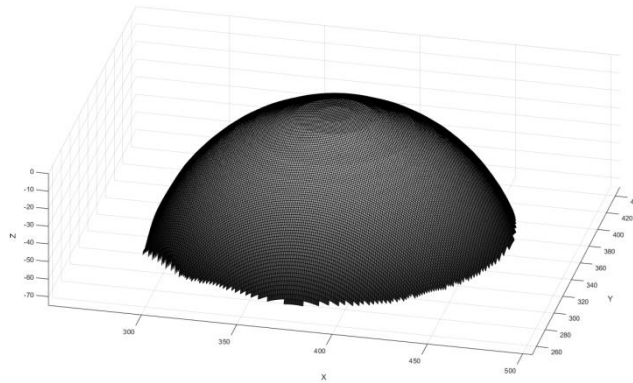


Εικόνα 6.48: Αποτέλεσμα ανακατασκευής του πρώτου ημισφαιρίου ($r_1=50$) έως $L_s = 0.4$.

Στη συνέχεια ξεκινά εκ νέου ο απλός αλγόριθμος ανακατασκευής, αυτήν τη φορά έχοντας ως αρχική καμπύλη εκείνη με τη μέγιστη τιμή φωτεινότητας στον πίνακα κατάταξης, για την οποία δεν έχει γίνει ακόμη ανακατασκευή, δηλαδή για το συγκεκριμένο παράδειγμα από την κορυφή του δεύτερου ημισφαιρίου. Η διαδικασία προχωρά όπως περιγράφηκε ανωτέρω μέχρι την προσπέλαση της καμπύλης-γονέα με περισσότερες ισόφωτες καμπύλες-παιδιά. Στο παράδειγμα των δύο ημισφαιρίων το υποπερίγραμμα της ισόφωτης με $L_s = 0.4$ καθώς και το αποτέλεσμα της ανακατασκευής φαίνεται στην Εικόνα 6.49 και την Εικόνα 6.50 αντίστοιχα.

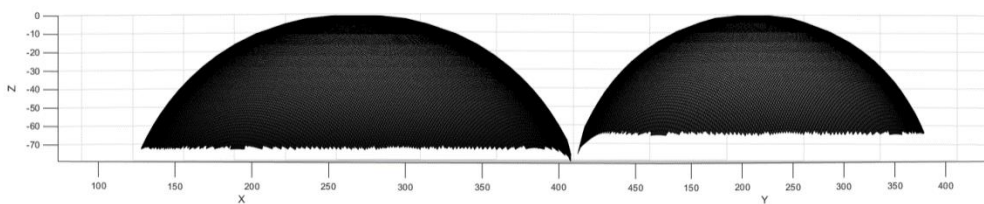


Εικόνα 6.49: Υποπερίγραμμα της καμπύλης με $L_s = 0.4$ που αντιστοιχεί στην κάτω δεξιά καμπύλη-«παιδί» με $L_s = 0.45$.



Εικόνα 6.50: Αποτέλεσμα ανακατασκευής του δεύτερου ημισφαιρίου ($r_2=40$) έως $L_s = 0.4$.

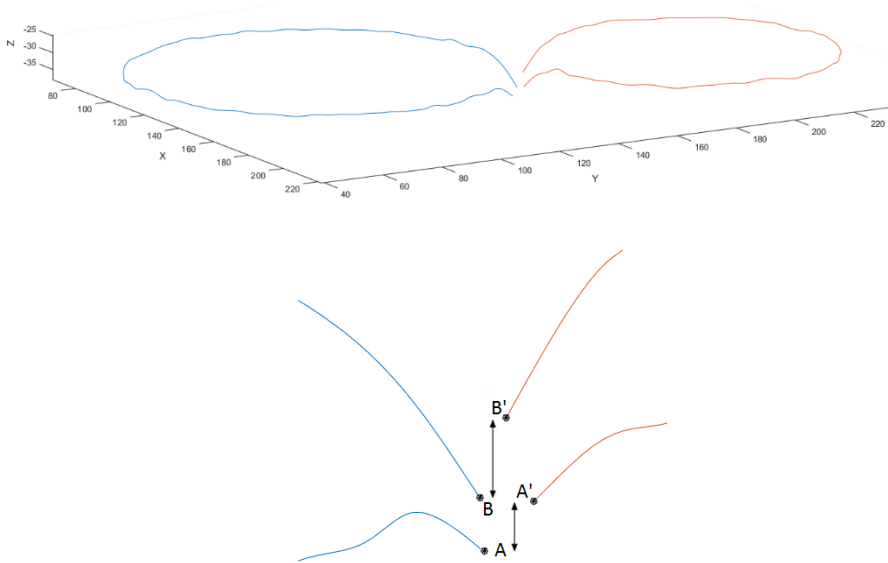
Ένωση επιμέρους αποτελεσμάτων ανακατασκευής-Διόρθωση ύψους: Στη συνέχεια είναι αναγκαίο να βρεθεί η σχέση μεταξύ των επιμέρους αποτελεσμάτων της ανακατασκευής στο χώρο. Σε κάθε περίπτωση η ανακατασκευή ξεκινά θεωρώντας ότι οι αρχικές ισόφωτες βρίσκονται στο ύψος $Z = 0$. Το βάθος, όμως, στο οποίο φτάνει το αποτέλεσμα των επιμέρους ανακατασκευών διαφέρει. Αυτό μπορεί να φανεί στην Εικόνα 6.51, όπου παρουσιάζονται στο ίδιο διάγραμμα τα έως τώρα αποτελέσματα της ανακατασκευής των δύο ημισφαιρίων.



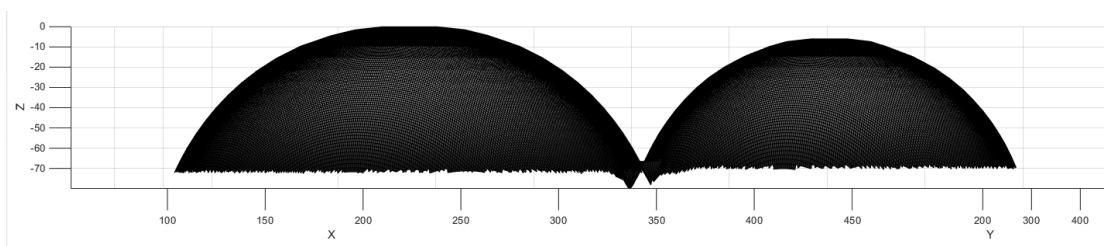
Εικόνα 6.51: Αποτέλεσμα της ανακατασκευής του αντικείμενου των δύο ημισφαιρίων έως $L_s = 0.4$ πριν τη διόρθωση ύψους.

Στην πραγματικότητα, βέβαια, η καμπύλη που περιλαμβάνει περισσότερες ισόφωτες καμπύλες-παιδιά δεν παρουσιάζει ασυνέχεια στον z άξονα. Το τρισδιάστατο σχήμα αυτής της καμπύλης, όπως προέκυψε από τον αλγόριθμο ανακατασκευής απεικονίζεται στην Εικόνα 6.52. Στο κάτω μέρος της έχουν

σημειωθεί με βέλη οι αποστάσεις των ακραίων σημείων $A - A'$ και $B - B'$ των τμημάτων αυτής της καμπύλης. Προκειμένου να αρθούν αυτές οι αποστάσεις υπολογίζεται ο μέσος όρος τους και ακολούθως αυτός αφαιρείται από όλες τις ισόφωτες καμπύλες που αποτελούν το τμήμα της ανακατασκευής με το μικρότερο ύψος, οπότε προκύπτει το αποτέλεσμα της ανακατασκευής που φαίνεται στην Εικόνα 6.53. Ύστερα από αυτό είναι πλέον γνωστό το συνεχές τρισδιάστατο σχήμα της καμπύλης-γονέα με τις περισσότερες ισόφωτες καμπύλες-παιδιά και μπορούν να υπολογιστούν τα κάθετα διανύσματα σε αυτήν, ακολουθώντας τα Βήματα 6 έως 12 του απλού αλγορίθμου ανακατασκευής.

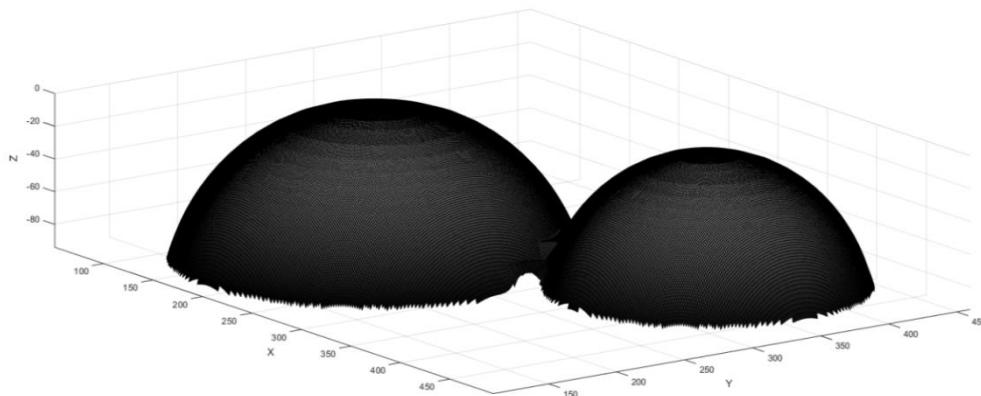


Εικόνα 6.52: Υποπεριγράμματα της καμπύλης-γονέα $L_s = 0.4$ πριν τη διόρθωση ύψους (επάνω) και λεπτομέρεια των ακραίων σημείων (κάτω).

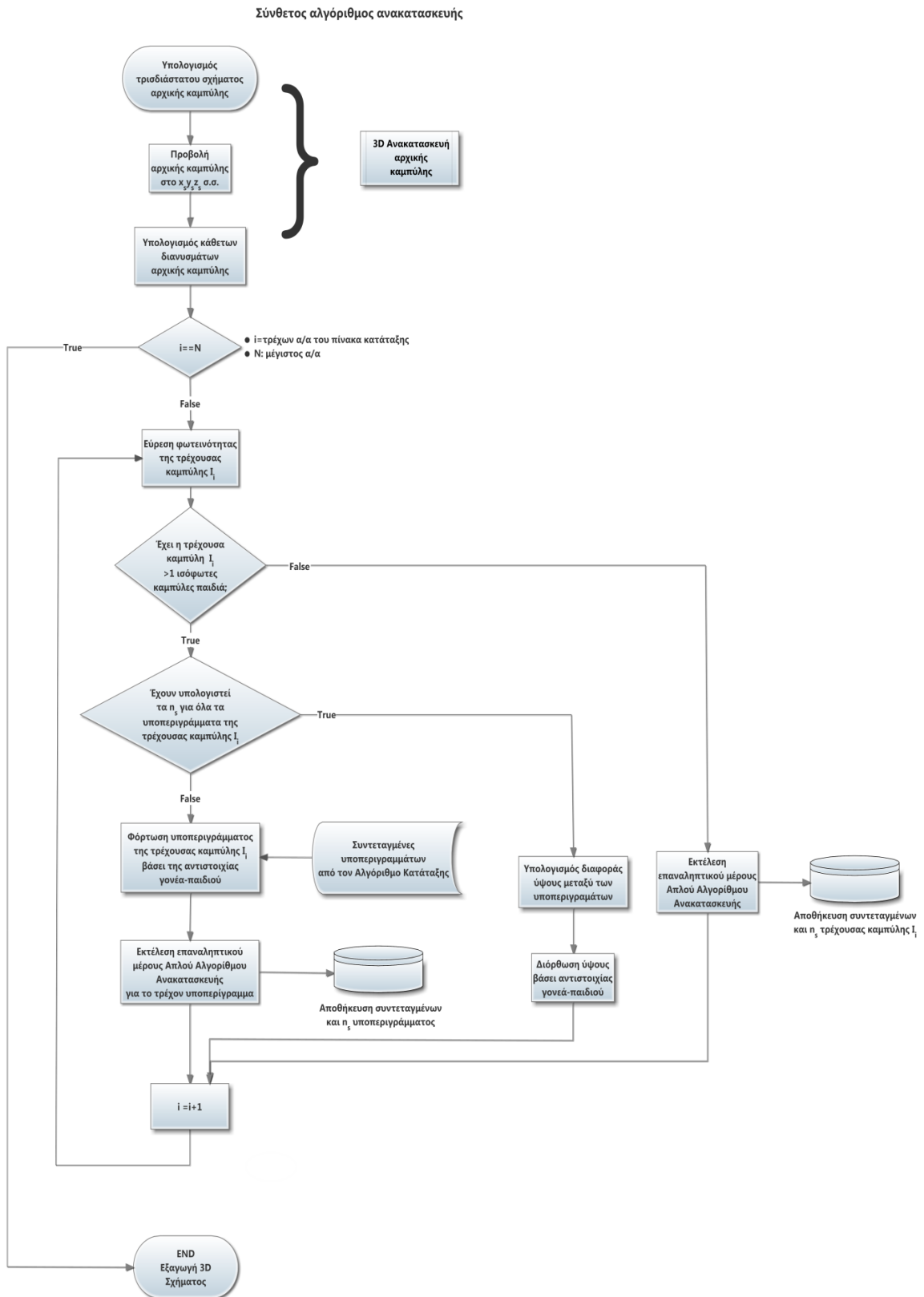


Εικόνα 6.53: Απεικόνιση του αποτελέσματος της ανακατασκευής του αντικείμενου των δύο ημισφαιρίων έως $I_s = 0.4$ μετά τη διόρθωση ύψους.

Συνέχιση της ανακατασκευής: Η διαδικασία της ανακατασκευής μπορεί τώρα να συνεχιστεί κανονικά μέχρι τον εκ νέου τον εντοπισμό μίας καμπύλης-«γονέα» με περισσότερες ισόφωτες καμπύλες-«παιδιά». Στην περίπτωση των δύο ημισφαιρίων ο έλεγχος αυτός δε δίνει πλέον θετικό αποτέλεσμα, οπότε η ανακατασκευή προχωρά βάσει των βημάτων που περιγράφηκαν προηγουμένως. Μετά την ολοκλήρωση του αλγορίθμου προκύπτει το τελικό αποτέλεσμα της ανακατασκευής που απεικονίζεται στην Εικόνα 6.54. Το διάγραμμα ροής του αλγορίθμου παρουσιάζεται στην Εικόνα 6.55.



Εικόνα 6.54: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής για το αντικείμενο των δύο ημισφαιρίων ακτίνας $r_1 = 50 \text{ pixel}$ και $r_2 = 40 \text{ pixel}$ σύμφωνα με την Εικόνα 6.44.



Εικόνα 6.55: Διάγραμμα ροής αλγορίθμου ανακατασκευής για εικόνες με ≥ 2 μέγιστα φωτεινότητας.

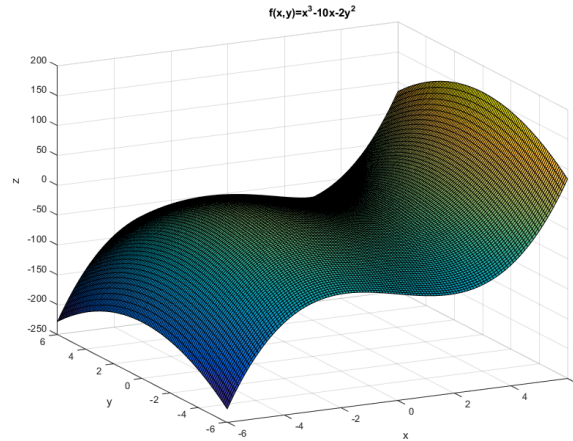
6.3.3. Εύρεση πρόσημου κλίσης επιφάνειας

Σύμφωνα με την ανάλυση του δευτέρου κεφαλαίου, αλλά και τα παραδείγματα ανακατασκευής που προηγήθηκαν, ο αλγόριθμος της ανακατασκευής θεωρεί ότι οι φωτεινές περιοχές της εικόνας αντιστοιχούν σε κορυφές του τρισδιάστατου σχήματος. Ως αποτέλεσμα, όλα τα τοπικά μέγιστα φωτεινότητας και οι περιοχές γύρω από αυτά αναπαρίστανται ως κυρτές επιφάνειες. Αυτό, προφανώς, δεν αντιστοιχεί εν γένει σε ομαλές και συνεχείς επιφάνειες, όπως για παράδειγμα η επιφάνεια του δέρματος του προσώπου, όπου παρουσιάζονται όχι μόνο κορυφές αλλά και κοιλάδες. Με τη μέθοδο που περιγράφεται στην παρούσα παράγραφο επιχειρείται η ορθή εύρεση της καμπυλότητας της επιφάνειας προς ανακατασκευή.

Για την επιλογή της σωστής λύσης για το μοναδιαίο κάθετο διάνυσμα \hat{n} είναι αναγκαίο να γνωρίζουμε το πρόσημο της παραγώγου $\frac{dz}{dL}$, δηλαδή αν κατά τη φορά αύξησης της φωτεινότητας (βαθμίδα φωτεινότητας) το ύψος z της επιφάνειας αυξάνεται ή μειώνεται. Κατά το φωτισμό μίας επιφάνειας όλα τα τοπικά ακρότατα ύψους P_k όπου ισχύει $\vec{\nabla}z = 0$ παρουσιάζουν μέγιστη φωτεινότητα ($\vec{\nabla}L = 0$), ανεξάρτητα αν είναι ελάχιστα ή μέγιστα. Σε ένα τοπικό μέγιστο ύψους ισχύει $\frac{dz}{dL} > 0$ (κυρτή επιφάνεια) ενώ σε τοπικό ελάχιστο $\frac{dz}{dL} < 0$ (κοίλη επιφάνεια). Οπότε ο διαχωρισμός μεταξύ ελαχίστων και μεγίστων είναι απαραίτητος για τη σωστή ανακατασκευή της επιφάνειας.

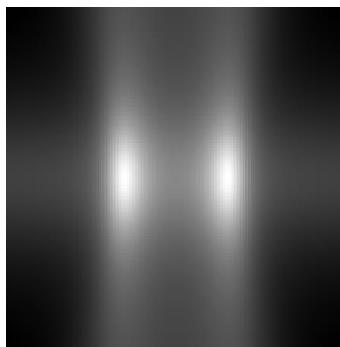
Για την καλύτερη κατανόηση της μεθοδολογίας που θα περιγραφεί θεωρείται ως παράδειγμα η επιφάνεια που ορίζεται βάσει της εξίσωσης $f(x,y) = x^3 - 10x - 2y^2$. Για $|x| \leq 6$ και $|y| \leq 6$ το σχήμα της επιφάνειας αυτής φαίνεται στην Εικόνα 6.56. Από την εικόνα αυτή είναι προφανές ότι εξαιρουμένων των οριακών τιμών x και y , καθώς εκτεινόμαστε από τις αρνητικές τιμές των x προς τις θετικές, για σταθερές τιμές των y , το ύψος $z = f(x,y)$ της επιφάνειας αυξάνεται μέχρι την τιμή $x = -1.83$, στη συνέχεια μειώνεται μέχρι την τιμή $x = 1.83$ και έπειτα αυξάνεται και πάλι. Με άλλα λόγια στην x διεύθυνση παρουσιάζεται ένα τοπικό μέγιστο στο σημείο $(-1.83, 0)$ και ένα τοπικό ελάχιστο στο $(1.83, 0)$. Ομοίως, εκτεινόμενοι από τις αρνητικές τιμές των y προς τις θετικές, για σταθερές τιμές των x , το ύψος της επιφάνειας μεγιστοποιείται τοπικά σε αυτά τα σημεία. Η σύνθεση αυτών των

ακρότατων ανά κατεύθυνση έχει ως αποτέλεσμα ένα τοπικό μέγιστο στο σημείο $(-1.83, 0)$ και ένα *σαγματικό σημείο* στο σημείο $(1.83, 0)$.



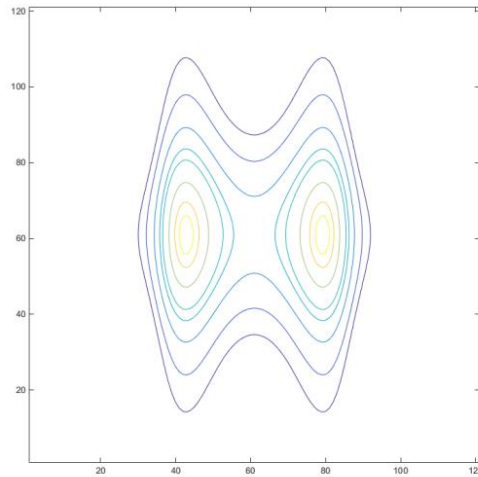
Εικόνα 6.56: Προοπτική απεικόνιση της επιφάνειας που ορίζεται από τη συνάρτηση $f(x,y) = x^3 - 10x - 2y^2$.

Φωτίζοντας τώρα την επιφάνεια αυτή με μία κατακόρυφη φωτεινή πηγή προκύπτει η Εικόνα 6.57. Από αυτήν παρατηρείται ότι παρουσιάζονται δύο μέγιστα φωτεινότητας, το ένα στο τοπικό μέγιστο του ύψους και το άλλο στο σημείο σάγματος. Έχοντας ως δεδομένο μόνο αυτήν την εικόνα φωτεινότητας είναι φυσικά δύσκολο να διαπιστωθεί εποπτικά ποια μέγιστα φωτεινότητας αντιστοιχούν σε τοπικά ακρότατα και ποια σε σαγματικά σημεία. Η μέθοδος που περιγράφεται παρακάτω αποτελεί μία προσέγγιση για τον καθορισμό της μονοτονίας της εξεταζόμενης επιφάνειας.

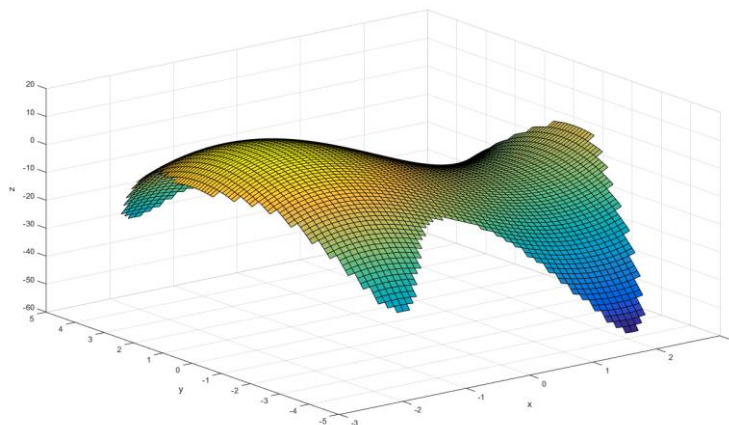


Εικόνα 6.57: Όψη στο XY επίπεδο της επιφάνειας σύμφωνα με την Εικόνα 6.56 όταν αυτή φωτιστεί με μία κατακόρυφη φωτεινή πηγή.

Στην Εικόνα 6.58 απεικονίζονται οι ισόφωτες καμπύλες που αντιστοιχούν στην Εικόνα 6.57 για τιμές φωτεινότητας 0.98, 0.95, 0.9, 0.85, 0.83, 0.8, 0.77 και 0.75. Εκεί φαίνεται ότι η ισόφωτη καμπύλη $L_s = 0.8$ περιέχει δύο ισόφωτες-«παιδιά» με $L_s = 0.83$. Η τρισδιάστατη μορφή της επιφάνειας που περικλείεται από την καμπύλη φωτεινότητας με $L_s = 0.75$ φαίνεται στην Εικόνα 6.59.



Εικόνα 6.58: Ισόφωτες καμπύλες για την Εικόνα 6.57.



Εικόνα 6.59: Προοπτική απεικόνιση της επιφάνειας που ορίζεται από τη συνάρτηση $f(x,y) = x^3 - 10x - 2y^2$ και περικλείεται από την ισόφωτη $L_s = 0.75$ σε αντιστοιχία με την Εικόνα 6.58.

Ο στόχος μας στο σημείο αυτό είναι η εικόνα να χωριστεί σε συνεχή χωρία, το κάθε ένα από τα οποία θα περιέχει ένα τοπικό μέγιστο φωτεινότητας L_k (άρα

τοπικό ακρότατο ύψους P_k) και στο οποίο παράγωγος $\frac{dz}{dL}$ θα έχει το ίδιο

πρόσημο (μονότονη). Το ακριβές πρόσημο του κάθε χωρίου δεν έχει σημασία, αρκεί μόνο να γνωρίζουμε τη σχέση του με τα υπόλοιπα.

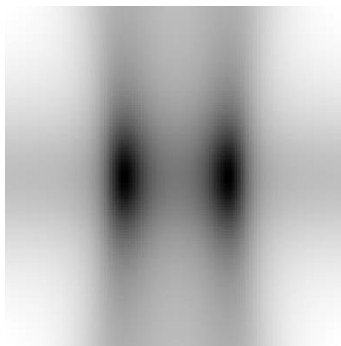
Το χωρίο που περιέχει το ακρότατο P_k θα έχει σαν σύνορο μία καμπύλη η οποία θα αποτελείται από σημεία καμπής, δηλαδή μία καμπύλη που εκατέρωθεν της η παράγωγος $\frac{dz}{dL}$ αλλάζει πρόσημο. Η καμπύλη αυτή δεν είναι αναγκαστικά επίπεδη, πρέπει να είναι όμως συνεχής, γεγονός που επιβάλλεται από τη συνέχεια της επιφάνειας. Το σημείο καμπής μεταφράζεται σε τοπικό ελάχιστο φωτεινότητας, καθώς σε αυτό η κλίση της επιφάνειας έχει τοπικά τη μεγαλύτερη τιμή της. Οπότε για να βρούμε τα σύνορα των χωρίων S αρκεί να βρούμε τα τοπικά ελάχιστα της φωτεινότητας.

Ο καταλληλότερος τρόπος διαχωρισμού της εικόνας σε χωρία μεγίστων είναι η κατάτμηση με τη μέθοδο του *πλημμυρισμού* (*watershed*). Η διαδικασία περιγράφεται στα βήματα που ακολουθούν.

1. Αρχικά λαμβάνουμε το αρνητικό $1 - L(i,j)$ της εικόνας φωτεινότητας, όπου τα μέγιστα φωτεινότητας P_k μετατρέπονται σε ελάχιστα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.60. Έτσι στην εικόνα αποδίδονται τα χαρακτηριστικά ενός γεωγραφικού ανάγλυφου, όπου η ένταση του λευκού αποδίδει το υψόμετρο της θέσης του αντίστοιχου εικονοστοιχείου και τα τοπικά ελάχιστα βρίσκονται στον πυθμένα λεκανών απορροής. Οι λεκάνες απορροής αντιστοιχούν στις περιοχές μονοτονίας

της παραγωγού $\frac{dz}{dL}$ που θέλουμε να εντοπίσουμε. Μπορούμε να θεωρήσουμε ότι

η ρίψη σταγόνων ενός υποθετικού «υγρού» σε κάθε σημείο θα προκαλέσει τη διαγραφή μιας συγκεκριμένης διαδρομής κατά μήκος της βαθμίδας φωτεινότητας προς ένα χαμηλότερο τοπογραφικό ύψος (μικρότερη φωτεινότητα) με κατάληξη σε κάποιο τοπικό ελάχιστο, ανάλογα σε ποια λεκάνη απορροής βρίσκεται. Οπότε πλημμυρίζοντας τεχνητά τις λεκάνες απορροής μπορούμε να βρούμε τα σύνορα τους.



Εικόνα 6.60: Αρνητικό για την Εικόνα 6.57.

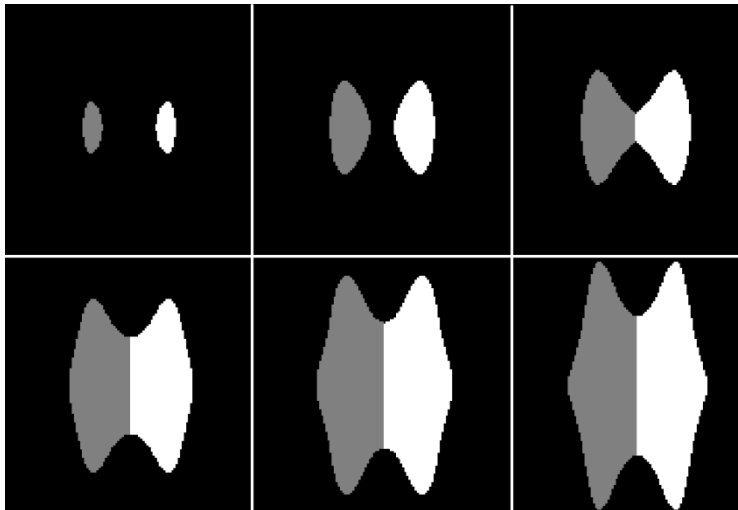
2. Στη συνέχεια εντοπίζονται οι θέσεις των ελαχίστων φωτεινότητας L_k . Εφόσον η λευκαύγεια (*albedo*) της επιφάνειας θεωρείται σταθερή, τότε τα L_k εντοπίζονται με κατωφλιοποίηση της εικόνας με τη χρήση ενός χαμηλού κατωφλίου, για παράδειγμα 5% της μέγιστης φωτεινότητας. Αυτό που προκύπτει είναι μία δυαδική εικόνα I_{thres} όπου τιμή 1 έχουν οι γειτονιές των ελαχίστων φωτεινότητας L_k . Στην εικόνα αυτή σε κάθε συνεχές χωρίο τοποθετείται και μία υποθετική «πηγή» υγρού S_k , τα εικονοστοιχεία της οποίας αντιστοιχούνται σε έναν μοναδικό αριθμό k , ο οποίος είναι ο αύξων αριθμός της.

3. Ξεκινώντας από μία τυχαία πηγή S_k πραγματοποιούμε διαστολή (*dilation*) του χωρίου της με τη χρήση ενός κατάλληλου δομικού στοιχείου (*structure element*), με σκοπό την προσομοίωση της διαδικασίας του πλημμυρισμού, όπου έχουμε τη στάθμη ενός υγρού που συνεχώς ανεβαίνει.

4. Για να εξασφαλίσουμε ότι η στάθμη του υγρού δε θα βγει εκτός της λεκάνης απορροής εφαρμόζουμε το κριτήριο βαθμίδας σε κάθε βήμα διαστολής. Για κάθε καινούριο εικονοστοιχείο (i,j) που προκύπτει από τη διαστολή υπολογίζουμε το διάνυσμα \hat{n}_c που είναι κάθετο στο όριο του χωρίου στο σημείο εκείνο. Το διάνυσμα \hat{n}_c ουσιαστικά μας δείχνει την κατεύθυνση προς το εσωτερικό της πλημμυρισμένης λεκάνης όπου συγκεντρώνεται το 'υγρό'. Έπειτα λαμβάνουμε το εσωτερικό γινόμενο $\hat{n}_c \cdot \vec{\nabla}L$ που εκφράζει κατά πόσο η υποθετική 'σταγόνα' που τοποθετήθηκε στο σημείο (i,j) έχει την τάση να οδηγηθεί στο εσωτερικό της

λεκάνης S_k ή δια διαφύγει προς μία γειτονική. Αν έχουμε $\hat{n}_c \cdot \vec{\nabla}L \geq 0$ τότε το εικονοστοιχείο ανήκει στην λεκάνη S_k και λαμβάνει την τιμή k , διαφορετικά το εικονοστοιχείο διαγράφεται και η τιμή του επιστρέφει στο 0.

5. Αφού ολοκληρωθεί το κριτήριο βαθμίδας για όλα τα εικονοστοιχεία της πηγής S_k , προχωρούμε στην επόμενη πηγή S_{k+1} , όπου πραγματοποιείται διαστολή και έλεγχος σύμφωνα με τα βήματα 3-4. Μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας όλες οι πηγές θα έχουν διασταλεί κατά το ελάχιστο. Οποιαδήποτε εικονοστοιχεία είναι «διαφιλονικούμενα» μεταξύ δύο ή περισσότερων πηγών αποδίδονται στην πηγή που παρουσιάζει μεγαλύτερο γινόμενο $\hat{n}_c \cdot \vec{\nabla}L$. Στην Εικόνα 6.61 απεικονίζεται διαδοχικά οι περιοχές που σχηματίζονται από την εκτέλεση των βημάτων 3, 4 και 5.



Εικόνα 6.61: Διαδοχικές επαναλήψεις των βημάτων 3 έως 5 για την εύρεση των ορίων των λεκανών απορροής.

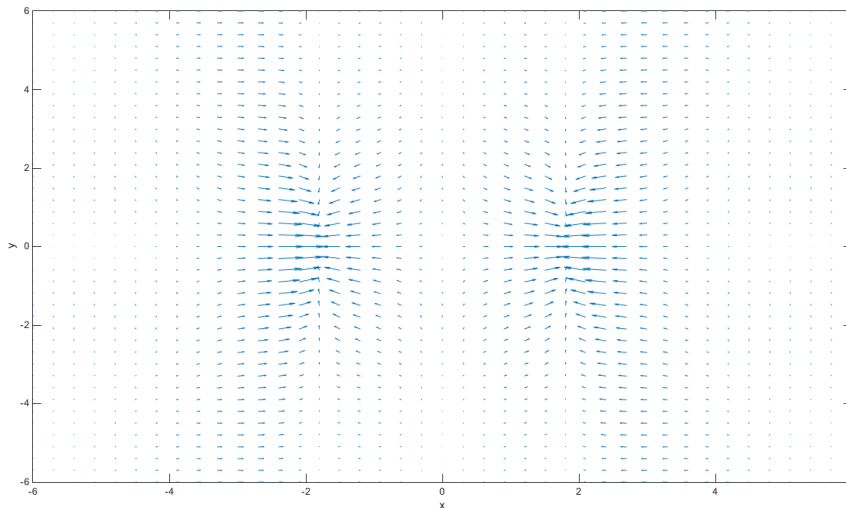
6. Τα βήματα 3-5 συνεχίζονται μέχρι όλη η εικόνα να έχει καταληφθεί από «υγρό», οπότε θα έχει χωριστεί επιτυχώς σε λεκάνες απορροής. Κάθε λεκάνη θα αντιστοιχεί σε ένα μέγιστο φωτεινότητας. Ένα μέγιστο φωτεινότητας αντιστοιχεί είτε σε τοπικό ακρότατο ύψους, είτε σε σαγματικό σημείο. Στην Εικόνα 6.62 απεικονίζονται διαδοχικά στάδια της διαδικασίας πλημμυρισμού μέχρι την τελική πλήρωση των λεκανών απορροής.



Εικόνα 6.62: Διαδοχικά στάδια της διαδικασίας πλημμυρισμού για την εύρεση των λεκανών απορροής.

Έως αυτό το σημείο έχει βρεθεί ποια σημεία της αρχικής εικόνας θα αντιστοιχηθούν σε κάθε τοπικό μέγιστο φωτεινότητας P_k . Δεν έχει καθοριστεί όμως ακόμη ποια τοπικά μέγιστα φωτεινότητας P_k αποτελούν σαγματικά σημεία ως προς το ύψος z της μελετώμενης επιφάνειας. Αρχικά, υπενθυμίζεται ότι ως σαγματικό σημείο μίας επιφάνειας χαρακτηρίζεται το σημείο εκείνο που είναι τοπικό μέγιστο σε μία κατεύθυνση και τοπικό ελάχιστο σε μία άλλη. Ως συνδυασμός δύο τοπικών ακρότατων, τα σαγματικά σημεία έχουν δύο διευθύνσεις παραγώγου και η περιοχή που αντιστοιχεί σε αυτά χωρίζεται σε τέσσερις μονότονες περιοχές.

Υπολογίζοντας το διανυσματικό πεδίο της βαθμίδας φωτεινότητας για την Εικόνα 6.57 λαμβάνεται η Εικόνα 6.63. Αυτό που αρχικά παρατηρούμε είναι ότι τα διανύσματα της βαθμίδας φωτεινότητας \vec{g} δείχνουν προς τα τοπικά μέγιστα της φωτεινότητας P_k στα σημεία $(-1.83, 0)$ και $(1.83, 0)$, και μάλιστα όσο πιο κοντά βρίσκονται σε αυτά τα σημεία το μέτρο τους αυξάνεται. Επιπλέον, για $x = 0$ παρατηρείται αντιστροφή της διεύθυνσης των διανυσμάτων. Σε αυτήν την περίπτωση, ωστόσο, πλησίον της ευθείας $x = 0$ τα μέτρα των διανυσμάτων \vec{g} μηδενίζονται. Συνεπώς, τα σημεία που βρίσκονται επί αυτής της ευθείας αντιστοιχούν σε σημεία καμπής της μελετώμενης επιφάνειας.



Εικόνα 6.63: Διανυσματικό πεδίο της βαθμίδας φωτεινότητας για την Εικόνα 6.57.

Αν θεωρήσουμε αυθαίρετα ότι το σημείο $(-1.83, 0)$ αντιστοιχεί σε τοπικό μέγιστο του ύψους z , τότε με κατεύθυνση από τις αρνητικές προς τις θετικές τιμές των x , οι τιμές του ύψους αυξάνονται μέχρι το τοπικό μέγιστο $(-1.83, 0)$ και στη συνέχεια μειώνονται μέχρι το επόμενο τοπικό ακρότατο στο σημείο $(1.83, 0)$. Αυτό, δεδομένης της συνέχειας και της ομαλότητας της επιφάνειας, είναι αναγκαστικά τοπικό ελάχιστο. Επομένως, κατά την x κατεύθυνση η μονοτονία και η καμπυλότητα της επιφάνειας έχει ως εξής:

Πίνακας 6.2: Μονοτονία της επιφάνειας κατά την x διεύθυνση.

x	-6	-1.8	0	1.8	6
$f(x,y)$	αύξουσα	φθίνουσα	φθίνουσα	αύξουσα	
$x = \text{σταθ}$	κυρτή	κυρτή	κοίλη	κοίλη	

Κατά την y κατεύθυνση, από τις αρνητικές προς τις θετικές τιμές παρατηρείται αύξηση της y συνιστώσας του μέτρου των διανυσμάτων \vec{g} μέχρι $y = 0$ ενώ ακολούθως ελαττώνονται. Σε αυτήν την κατεύθυνση, συνεπώς, δεν παρατηρούνται σημεία καμπής, οπότε η καμπυλότητα παραμένει σταθερή. Επίσης, εφόσον έχει

θεωρηθεί ότι το σημείο $(-1.83, 0)$ αντιστοιχεί σε τοπικό μέγιστο της επιφάνειας, η μονοτονία και η καμπυλότητα στην y κατεύθυνση έχει ως εξής:

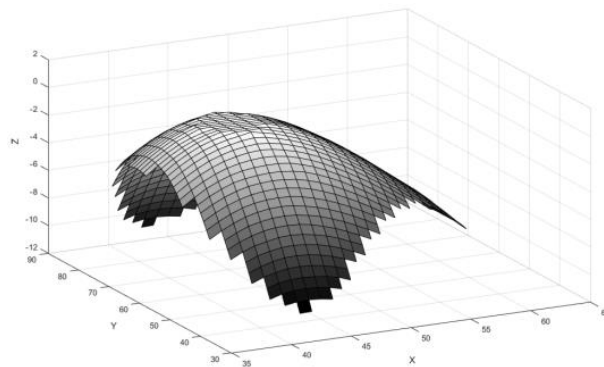
Πίνακας 6.3: Μονοτονία της επιφάνειας κατά την y διεύθυνση.

y	-6	0	6
$f(x,y)$	αύξουσα	φθίνουσα	
$x = \text{σταθ}$	κυρτή	κυρτή	

Σύμφωνα με τα παραπάνω, το σημείο $(-1.83, 0)$ είναι τοπικό μέγιστο ενώ το σημείο $(1.83, 0)$ σαγματικό σημείο. Αυτό σημαίνει ότι τα σημεία που περιλαμβάνονται στη λεκάνη απορροής του τοπικού μεγίστου φωτεινότητας $(-1.83, 0)$ (κίτρινο χρώμα στην Εικόνα 6.62) βρίσκονται όλα χαμηλότερα αυτού του σημείου. Στην περίπτωση, όμως, των σαγματικών σημείων που ανήκουν στη λεκάνη απορροής του σαγματικού σημείου τα πράγματα είναι διαφορετικά. Δηλαδή η z συνιστώσα κάποιων σημείων είναι υψηλότερη αυτής του σημείου $(1.83, 0)$, ενώ κάποιων άλλων χαμηλότερη. Ως εκ τούτου, πρέπει η λεκάνη απορροής του σαγματικού σημείου να χωριστεί σε περιοχές μονοτονίας, βάσει των οποίων θα καθορίζεται η σχέση ύψους κάθε σημείου της λεκάνης με το σαγματικό σημείο.

Η διαδικασία χωρισμού των σαγματικών σημείων έχει ως εξής: αρχικά εντοπίζουμε τις δύο κατευθύνσεις καμπυλότητας όπου εμφανίζονται τα δύο ακρότατα ύψους (μέγιστο και ελάχιστο). Οι διευθύνσεις αυτές θα χαρακτηρίζονται από δύο διανύσματα, τα διανύσματα μονοτονίας \vec{v}_{m1} και \vec{v}_{m2} . Στο παρόν παράδειγμα οι κατευθύνσεις καμπυλότητας συμπίπτουν με τα μοναδιαία διανύσματα των αξόνων ox και oy . Στη συνέχεια υπολογίζονται τα εσωτερικά γινόμενα των μοναδιαίων διανυσμάτων \vec{g} σε κάθε σημείο με τα δύο διανύσματα μονοτονίας \vec{v}_{m1} και \vec{v}_{m2} . Ανάλογα με το ποιο από αυτά έχει μεγαλύτερο μέτρο εσωτερικού γινομένου χωρίζουμε το χωρίο σε υποχωρία μονοτονίας. Προφανώς τα όρια των υποχωρίων μονοτονίας σχηματίζονται εκεί, όπου το μέτρα αυτά ισούνται μεταξύ τους.

Η ανακατασκευή της προκείμενης επιφάνειας μπορεί να εκτελεστεί σύμφωνα με όσα περιγράφηκαν στην Παράγραφο 6.3.2. , εφόσον εδώ έχουμε δύο τοπικά μέγιστα φωτεινότητας. Όμως εδώ πρέπει να αξιοποιηθεί η γνώση των υποχωρίων μονοτονίας που βρέθηκαν προηγουμένως. Για τα σημεία που ανήκουν στη λεκάνη απορροής του τοπικού μεγίστου (σημείο $(-1.83, 0)$), η ανακατασκευή προχωρά κατά τα γνωστά, αφού τα δύο διανύσματα μονοτονίας συμφωνούν. Το αποτέλεσμα αυτής της ανακατασκευής μέχρι το υποπερίγραμμα της ισόφωτης $L_s = 0.8$, το οποίο αντιστοιχεί στο τοπικό μέγιστο, φαίνεται στην Εικόνα 6.64.



Εικόνα 6.64: Μερικό αποτέλεσμα ανακατασκευής για την Εικόνα 6.57 γύρω από το τοπικό μέγιστο έως $L_s = 0.8$.

Περνώντας τώρα στα σημεία της λεκάνης απορροής για το σαγματικό σημείο $(1.83, 0)$ ο υπολογισμός της κάθετης απόστασης μεταξύ τρέχουσας και προηγούμενης ισόφωτης γίνεται λαμβάνοντας υπόψη τα υποχωρία μονοτονίας. Συγκεκριμένα, αν ένα σημείο αφετηρίας μίας προηγούμενης καμπύλης L_{i-1} ανήκει σε ένα υποχωρίο φθίνουσας μονοτονίας, τότε το ύψος του αντίστοιχου σημείου της τρέχουσας ισόφωτης καμπύλης L_i βρίσκεται χαμηλότερα από το πρώτο και αντιστρόφως. Ωστόσο, εδώ ως κάθετη απόσταση μεταξύ των καμπυλών δε θεωρείται απευθείας αυτή που προκύπτει από την Εξ. (5.36). Πρέπει εδώ να βρεθεί σε κάθε σημείο κατά πόσο συμβάλλει κάθε διάνυσμα μονοτονίας στη διαμόρφωση του ύψους της επιφάνειας.

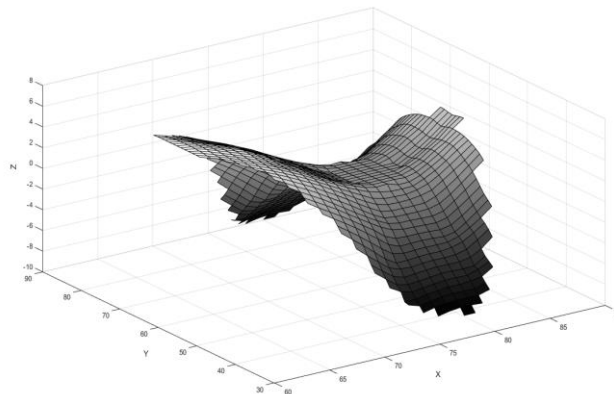
Για τον υπολογισμό της ορθής κάθετης απόστασης υπολογίζεται η απόλυτη τιμή του εσωτερικού γινομένου του μοναδιαίου \vec{g} του μελετώμενου σημείου με

τα μοναδιαία διανύσματα μονοτονίας \vec{v}_{m1} και \vec{v}_{m2} . Ως συνολική συνεισφορά στην τελική αύξηση ή μείωση του ύψους z της επιφάνειας θεωρείται η τετραγωνική ρίζα των τετραγώνων των δύο αυτών εσωτερικών γινομένων. Εάν για παράδειγμα το \vec{g} σχηματίζει την ίδια γωνία με τα \vec{v}_{m1} και \vec{v}_{m2} , τότε η αύξηση του ύψους που συντελείται π.χ. από το διάνυσμα \vec{v}_{m1} αναιρείται από τη μείωση του ύψους που συντελείται από το \vec{v}_{m2} . Τελικά η κάθετη απόσταση μεταξύ των καμπυλών υπολογίζεται ως εξής:

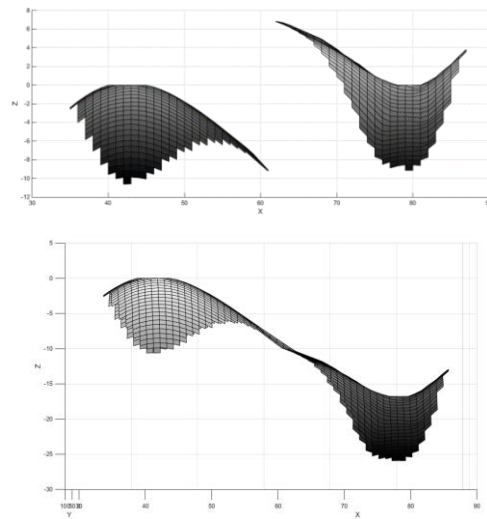
$$d_{\perp} = d_{-} * \tan \theta_{\hat{n}_{xyz}} * \sqrt{(\vec{g} \cdot \vec{v}_{m1})^2 - (\vec{g} \cdot \vec{v}_{m2})^2} \quad (6.5)$$

Βάσει των υποχωρίων μονοτονίας επιλέγεται αν η υπολογισθείσα κάθετη απόσταση του εκάστοτε σημείου της τρέχουσας καμπύλης από το αντίστοιχο σημείο της προηγούμενης θα αφαιρεθεί ή προστεθεί στην z συντεταγμένη του δεύτερου.

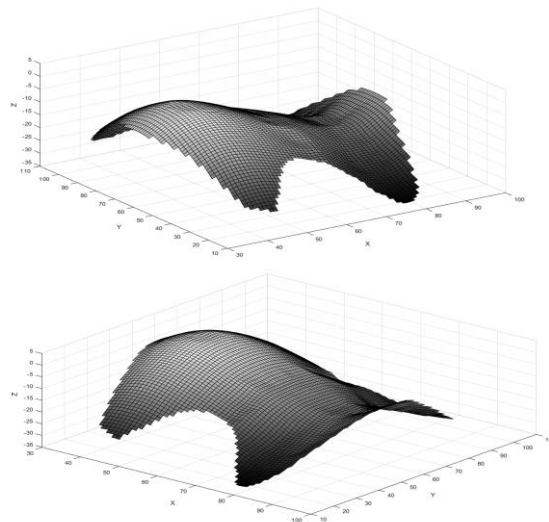
Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω εκτελείται ο αλγόριθμος ανακατασκευής για τα σημεία που ανήκουν στη λεκάνη απορροής του σαγματικού σημείου και το αποτέλεσμα φαίνεται στην Εικόνα 6.65. Στη συνέχεια γίνεται η διόρθωση της διαφοράς ύψους των μερικών αποτελεσμάτων (Εικόνα 6.66) και η ανακατασκευή προχωρά σύμφωνα με τα βήματα του απλού αλγορίθμου, οπότε προκύπτει το τελικό τρισδιάστατο σχήμα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 6.67.



Εικόνα 6.65: Μερικό αποτέλεσμα ανακατασκευής για την Εικόνα 6.57 γύρω από το σαγματικό σημείο έως $L_s = 0.8$.



Εικόνα 6.66: Αποτέλεσμα ανακατασκευής για την Εικόνα 6.57 πριν (επάνω) και μετά (κάτω) τη διόρθωση ύψους έως $L_s = 0.8$.



Εικόνα 6.67: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής για την Εικόνα 6.57.

6.4. Ανακατασκευή επιφάνειας σε συνιστώσες

Στην περίπτωση μίας επιφάνειας η οποία περιέχει ένα μεγάλο αριθμό μικρής κλίμακας χαρακτηριστικών, όπως πολλές βιολογικές επιφάνειες, η ανακατασκευή

με τη μέθοδο των ισοφώτων παρουσιάζει προκλήσεις. Αν παρατηρήσουμε τη μορφή των ισόφωτων καμπυλών μίας τέτοιας επιφάνειας θα διαπιστώσουμε πως πρόκειται για εξαιρετικά πολύπλοκη δομή, η οποία απαιτεί τεράστιο υπολογιστικό κόστος για να ανακατασκευαστεί.

Η λύση στο ζήτημα αυτό έρχεται με την ανάλυση της εικόνας σε δύο συνιστώσες, μικρής και μεγάλης κλίμακας χαρακτηριστικών αντίστοιχα, οι οποίες θα ανακατασκευαστούν ανεξάρτητα με τη μέθοδο των ισόφωτων που περιγράψαμε προηγουμένως. Τα ανακατασκευασμένα αποτελέσματα στην συνέχεια θα συνδυαστούν με το αποτέλεσμα να είναι το ίδιο με το αν η ανακατασκευή γινόταν σε όλο το εύρος της εικόνας, με τη διαφορά ότι ο υπολογιστικός χρόνος είναι ασύγκριτα μικρότερος.

6.4.1. Ανάλυση επιφάνειας σε συνιστώσες

Η ανάλυση της εικόνας γίνεται σε δύο συνιστώσες: μία *συνιστώσα δομής* (*structure component*) u η οποία περιλαμβάνει τις μεγάλης κλίμακας (μικρής συχνότητας) δομές της εικόνας και μία *συνιστώσα υφής* (*texture component*) v με τα μικρής κλίμακας (μεγάλης συχνότητας) στοιχεία. Ο διαχωρισμός κατά συχνότητα γίνεται με το μοντέλο A^2BC [45][46] που χρησιμοποιείται για να λύσει το πρόβλημα *Meyer* [47], το οποίο θα περιγραφεί στην συνέχεια.

Η ανάλυση της εικόνας γίνεται σε δύο βήματα. Πρώτα, με το v σταθερό, το u προκύπτει σαν λύση της:

$$\inf_{u \in X} \left(J(u) + \frac{1}{2\lambda} \|f - u - v\|_X^2 \right) \quad (6.6)$$

ενώ με το u σταθερό, το v προκύπτει σαν λύση της:

$$\inf_{v \in G_\mu^d} \left(\|f - u - v\|_X^2 \right) \quad (6.7)$$

Η διακριτή ολική διακύμανση J του u δίνεται από τη σχέση:

$$J(u) = \sum_{1 \leq i, j \leq N} |(\nabla u)_{i,j}| \quad (6.8)$$

Σύμφωνα με την [46], η επαναληπτική διαδικασία για τον προσδιορισμό του u είναι:

- Αρχικοποίηση των u, v :

$$u_0 = v_0 = 0 \quad (6.9)$$

- Επαναληπτική διαδικασία:

$$u_{n+1} = P_{G_\mu^d}(f - u_n) \quad (6.10)$$

$$u_{n+1} = f - v_{n+1} - P_{G_\lambda^d}(f - v_{n+1}) \quad (6.11)$$

- Η επαναληπτική διαδικασία σταματάει αν:

$$\max(|u_{n+1} - u_n|, |v_{n+1} - v_n|) \leq \varepsilon \quad (6.12)$$

Ο *Chambolle* στην [48] πρότεινε την ακόλουθη μέθοδο για τον υπολογισμό της μη γραμμικής προβολής $P_{G_\lambda^d}$ με επαναληπτικό τρόπο:

$$p^0 = 0, \text{ and } p_{i,j}^{n+1} = \frac{p_{i,j}^n + \tau \left(\nabla \left(\operatorname{div}(p^n) - f / \lambda \right) \right)_{i,j}}{1 + \tau \left| \left(\nabla \left(\operatorname{div}(p^n) - f / \lambda \right) \right)_{i,j} \right|} \quad (6.13)$$

με $\tau \leq 1/8$. Αποδεικνύεται πως το $\lambda \operatorname{div}(p^n)$ συγκλίνει στο $P_{G_\lambda^d}$ όταν $n \rightarrow \infty$. Ο αλγόριθμος αυτός χρειάζεται δύο παραμέτρους, έστω λ και μ , για την πραγματοποίηση της αποσύνθεσης της εικόνας. Όσο μικρότερο είναι το λ , τόσο μικρότερη είναι η νόρμα L^2 του υπόλοιπου $f - u - v$, και τις περισσότερες φορές η τιμή $\lambda = 1$ είναι επαρκής. Η παράμετρος μ ελέγχει τη νόρμα G του ταλαντευόμενου όρου v , και όσο αυξάνονται οι τιμές της μ τόσο περισσότερη πληροφορία περιέχει η v , ενώ η u εξομαλύνεται. Δεν υπάρχει κάποιο παγκόσμιο κριτήριο για την επιλογή της βέλτιστης τιμής για την παράμετρο μ , και κυρίως γίνεται εμπειρικά. Μία προτεινόμενη μέθοδος για την επιλογή της βέλτιστης τιμής μ είναι η *συνάρτηση συσχέτισης* [49][50][51]. Στις δοκιμές που πραγματοποιήσαμε δοκιμάστηκαν 50 βήματα για τον προσδιορισμό του μ . Σαν αποτέλεσμα προέκυψαν οι βέλτιστες τιμές $\lambda = 1.0$ και $\mu = 80$.

6.4.2. Ανακατασκευή συνιστωσών

Οι δύο συνιστώσες u , v ανακατασκευάζονται με την ίδια μεθοδολογία SFI που αναπτύχθηκε στην Παράγραφο 6.3. Είναι εμφανές πως οι λεπτομέρειες που περιλαμβάνονται στη συνιστώσα f_v ανακατασκευάζονται πολύ πιο εύκολα από ότι αν συμπεριλαμβάνονταν στην αρχική εικόνα.

6.4.3. Συνδυασμός επιμέρους αποτελεσμάτων

Όταν ολοκληρωθεί η ανακατασκευή των u και v , τα αποτελέσματα συνδυάζονται για να δώσουν το τελικό τρισδιάστατο αποτέλεσμα:

$$f_z(x,y) = f_u(x,y) + \omega_v \cdot f_v(x,y) \quad (6.14)$$

Οι δύο ανακατασκευασμένες επιφάνειες f_u και f_v συνδυάζονται με διαφορετικά ποσοστά που δίνονται από τα βάρη 1 και ω_v αντίστοιχα. Η τιμή των βαρών αυτών δεν επιλέχθηκε τυχαία, αλλά εξαρτάται από την εκτίμηση της συνεισφοράς που οι f_u και f_v έχουν στην τελική επιφάνεια, η οποία είναι μία πληροφορία που χάνεται κατά την ανάλυση της αρχικής εικόνας καθώς οι δύο συνιστώσες κανονικοποιούνται πριν την ανακατασκευή τους. Η εκτίμηση για το ω_v γίνεται από τη γνώση του μέσου ύψους των λεπτομερών χαρακτηριστικών του προσώπου που ανήκουν στην συνιστώσα f_v .

6.5. Παρατηρήσεις

Υπάρχουν τέσσερα πιθανά αποτελέσματα ανακατασκευής. Το πρώτο πιθανό αποτέλεσμα αντιστοιχεί στην ανακατασκευή που έγινε, θεωρώντας το αριστερό μέγιστο φωτεινότητας στην Εικόνα 6.57 ως τοπικό μέγιστο ύψους, ένα άλλο πιθανό αποτέλεσμα προκύπτει θεωρώντας το σημείο αυτό τοπικό ελάχιστο, ενώ άλλα δύο πιθανά αποτελέσματα προκύπτουν κάνοντας τις αντίστοιχες θεωρήσεις για το δεξί τοπικό μέγιστο φωτεινότητας. Στις εικόνες εκείνες όπου εμφανίζονται περισσότερα μέγιστα φωτεινότητας οι πιθανοί συνδυασμοί αυξάνονται σημαντικά, με αποτέλεσμα να είναι δύσκολη η ορθή τελική ανακατασκευή, χωρίς την εκ των πρότερων γνώση της μονοτονίας της επιφάνειας.

Εδώ, όμως, πρέπει να σημειωθεί ότι το τελικό αποτέλεσμα για το ύψος δεν αντιστοιχεί απαραίτητα στο σωστό απόλυτο βάθος $z(x,y)$ της μελετώμενης επιφάνειας. Αυτό που τελικά προκύπτει από τον αλγόριθμο ανακατασκευής είναι μία σχέση ύψους μεταξύ των σημείων (x,y) πάνω στη δισδιάστατη εικόνα. Έτσι, για παράδειγμα στην Εικόνα 6.54 ο αλγόριθμος έχει ορθά «διακρίνει» ότι η

εξεταζόμενη επιφάνεια αποτελείται από δύο ημισφαίρια διαφορετικού ύψους, έχει όμως υπολογίσει απόλυτο βάθος μικρότερο του κανονικού. Το ίδιο φαινόμενο παρατηρείται και στο παράδειγμα της σαγματικής επιφάνειας.

Σύμφωνα με όσα ειπώθηκαν στο Κεφάλαιο 2, το ανθρώπινο δέρμα έχει την ιδιότητα να επιτρέπει τη διείσδυση ενός ποσοστού της προσπίπτουσας ακτινοβολίας στα υποκείμενα της επιφάνειας στρώματα. Συνεπώς θα πρέπει να υιοθετηθεί ένα πρότυπο ανακλαστικότητας που να προβλέπει τη διάχυση ακτινοβολίας σε βάθος και τη σκέδαση της στο εσωτερικό του δερματικού ιστού. Επιπλέον, το πρότυπο αυτό της ανακλαστικότητας θα πρέπει να ενσωματωθεί με κάποιον τρόπο στον αλγόριθμο ανακατασκευής που περιγράψαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο.

Σε μία προσπάθεια μοντελοποίησης της ανάκλασης του φωτός θεωρούμε πως αποτελείται από τρεις συνιστώσες: μία κατοπτρική συνιστώσα στο στρώμα του σμήγματος, μία συνιστώσα ομοιόμορφη διάχυσης στην επιδερμίδα και μία τρίτη συνιστώσα που προέρχεται από ένα ποσοστό της ακτινοβολίας που μέσω πολλαπλών ανακλάσεων στο στρώμα της δερμίδας επέστρεψε στην επιφάνεια. Συνεισφορές από στρώματα του δέρματος υποκείμενα αυτού της δερμίδας θεωρούνται αμελητέα και δε λαμβάνονται υπόψη. Το πρότυπο ανακλαστικότητας που ικανοποιεί αυτές τις απαιτήσεις είναι το πρότυπο των *Weyrich* και *Matusik* που παρουσιάστηκε στην Παράγραφο 3.7. , το οποίο λαμβάνει υπόψη όσο την κατοπτρική ανάκλαση στο υπερκείμενο στρώμα του επιδερμικού σμήγματος, όσο και την υποδόρια σκέδαση στο στρώμα της δερμίδας.

Στην συνέχεια θα περιγράψουμε αναλυτικά το πρότυπο ανακλαστικότητας που επιλέχθηκε για τον προτεινόμενο αλγόριθμο ανακατασκευής δέρματος. Έπειτα ο αλγόριθμος ανακατασκευής μαζί με το νέο πρότυπο ανακλαστικότητας θα εφαρμοστεί στην περίπτωση πραγματικών εικόνων δέρματος.

7.

Εφαρμογές Προτεινόμενης Μεθόδου

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται δοκιμές της προτεινόμενης μεθόδου ανακατασκευής που πραγματοποιήθηκαν πάνω σε εικόνες τρισδιάστατων αντικειμένων. Αρχικά δοκιμάστηκε η ανακατασκευή εικόνων γνωστών ψηφιακών προτύπων, ώστε να είναι δυνατός ο έλεγχος της ακρίβειας της μεθόδου μέσω της σύγκρισης του ανακατασκευασμένου αποτελέσματος με το αρχικό πρότυπο. Στην συνέχεια η μέθοδος εφαρμόστηκε σε πραγματικές βιολογικές επιφάνειες.

7.1. Δοκιμές σε συνθετικές εικόνες προσώπων

Στην παράγραφο αυτή πραγματοποιήθηκαν οι ανακατασκευές δύο ψηφιακών προτύπων προσώπου από την προτεινόμενη μέθοδο. Η επιλογή των ψηφιακών προτύπων έγινε ώστε να υπάρχει η δυνατότητα της άμεσης μέτρησης του σφάλματος του ανακατασκευασμένου αποτελέσματος σε σχέση με την αρχική επιφάνεια. Τα πρότυπα των οποίων η γεωμετρία είναι γνωστή, φωτίστηκαν ψηφιακά από ιδανική πηγή παράλληλων ακτινών με διάνυσμα $\vec{s} = (s_x, s_y, s_z) = (0, 0, 1)^T$. Έπειτα ελήφθη μία εικόνα σκίασης της φωτισμένης επιφάνειας με την κατεύθυνση προβολής να βρίσκεται στην θέση της φωτεινής

πηγής. Έχοντας τη δισδιάστατη εικόνα σκίασης προχωρήσαμε στην 3Δ ανακατασκευή του αντικειμένου σύμφωνα με τον αλγόριθμο SfI που περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο.

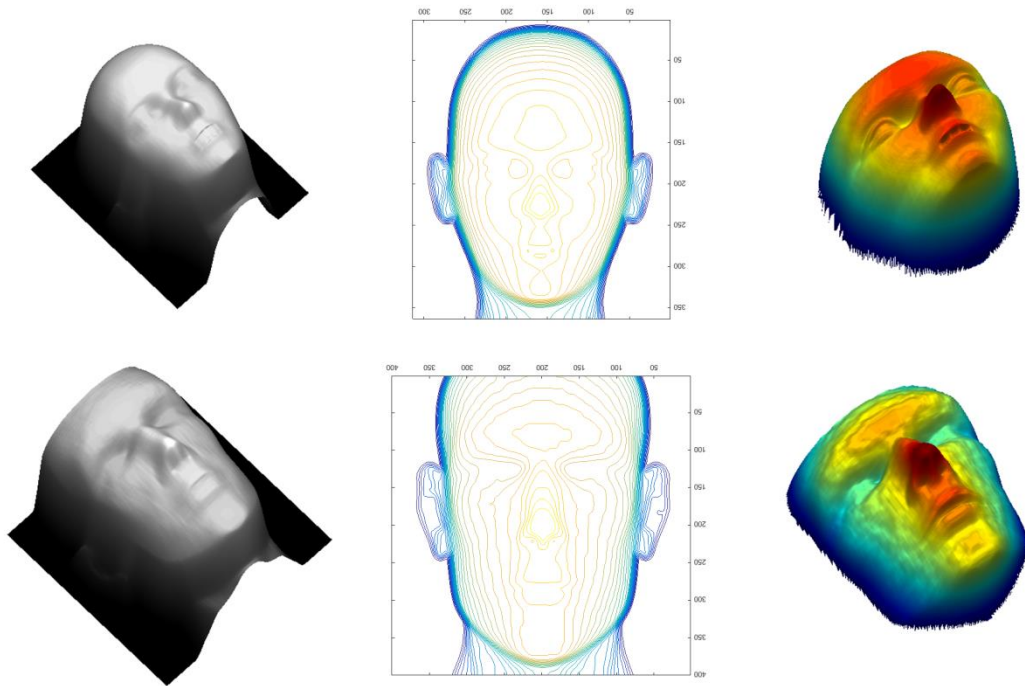
Το αποτέλεσμα της ανακατασκευής συγκρίνεται με την αρχική επιφάνεια για την εύρεση του ποσοστιαίου σφάλματος. Ο υπολογισμός του σφάλματος πραγματοποιείται με σύγκριση των τιμών του “χάρτη ύψους” (*height map*) κάθε επιφάνειας συγκριτικά και όχι κατά απόλυτο τιμή. Αυτό σημαίνει πως αρχικά σε κάθε χάρτη ύψους εντοπίζεται η απόλυτη ελάχιστη τιμή, η οποία αφαιρείται από όλες τις υπόλοιπες. Έπειτα κάθε τιμή του χάρτη κανονικοποιείται ως προς την απόλυτη μέγιστη τιμή του χάρτη αυτού, δίνοντας την ποσοστιαία διακύμανση του ύψους ως προς το μέγιστο. Οι ποσοστιαίες διακυμάνσεις της ανακατασκευασμένης επιφάνειας συγκρίνονται σημείο προς σημείο με τις αντίστοιχες του προτύπου, δίνοντας το συνολικό σφάλμα. Για να είναι δυνατή η ένα προς ένα αντιστοίχιση κρίθηκε απαραίτητη η γνώση τουλάχιστον τριών ζευγών αντίστοιχων σημείων μεταξύ του προτύπου και της ανακατασκευής.

Για το συνολικό σφάλμα ανακατασκευής υιοθετούμε το μέσο άθροισμα των ποσοστιαίων τετραγωνικών διαφορών των αντίστοιχων σημείων (x,y) των δύο επιφανειών:

$$E = \frac{\sum_{i,j} \left(\frac{z(x,y) - \tilde{z}(x,y)}{z(x,y)} \right)^2}{N} \quad (7.1)$$

όπου $z(x,y)$ είναι η συνάρτηση ύψους της αρχικής επιφάνειας, η συνάρτηση ύψους $\tilde{z}(x,y)$ της ανακατασκευασμένης και N ο αριθμός των ζευγών αντίστοιχων σημείων μεταξύ των δύο επιφανειών.

Στη δοκιμή χρησιμοποιήθηκαν δύο ψηφιακά πρότυπα προσώπων, η ανακατασκευή των οποίων φαίνεται στις εικόνες που ακολουθούν.



Εικόνα 7.1: Ανακατασκευή εικόνων προσώπου με την προτεινόμενη μέθοδο SFI δύο ψηφιακών προτύπων προσώπου. Αριστερά: αρχικό πρότυπο, κέντρο: ισόφωτες καμπύλες, δεξιά: αποτέλεσμα ανακατασκευής. Η κλίμακα ύψους επισημαίνεται με ψευδοχρωμία.

Τα ποσοστιαία σφάλματα E που υπολογίστηκαν για τις δύο περιπτώσεις είναι 7.5% και 6.9%. Τα δύο αυτά μεγέθη υποδεικνύουν πως η απόκλιση των ανακατασκευασμένων επιφανειών από τις αρχικές είναι μικρή. Για να έχουμε όμως πλήρη εικόνα για την αξιοπιστία της προτεινόμενης μεθόδου είναι αναγκαία και η σύγκριση των αποτελεσμάτων με αυτά μίας καθιερωμένης μεθόδου SfS που χρησιμοποιείται ευρέως.

7.2. Ανακατασκευή δακτυλικών αποτυπωμάτων

Στην παράγραφο αυτή θα παρουσιάσουμε μία εφαρμογή της προτεινόμενης μεθόδου ανακατασκευής SFI πάνω στην τρισδιάστατη βιομετρική ανακατασκευή δακτυλικών αποτυπωμάτων.

7.2.1. Περί βιομετρίας

Το δακτυλικό αποτύπωμα είναι ένα από τα σημαντικότερα βιομετρικά στοιχεία, με πολλές μεθόδους καταγραφής του να έχουν αναπτυχθεί με την πάροδο των ετών. Οι παραδοσιακές τεχνικές 2Δ καταγραφής παράγουν μη γραμμικές παραμορφώσεις λόγω της αναγκαστικής επιπέδωσης του δακτύλου πάνω σε μια δισδιάστατη επιφάνεια. Αυτές οι τυχαίες ελαστικές παραμορφώσεις συχνά εισάγουν σφάλματα ταυτοποίησης, καθιστώντας τις τεχνικές 2Δ λιγότερο αξιόπιστες.

Τα τελευταία χρόνια υπάρχει μία έντονη στροφή των βιομετρικών τεχνικών προς τις τρεις διαστάσεις. Τα τρισδιάστατα βιομετρικά χαρακτηριστικά θεωρούνται πιο αξιόπιστα σε σχέση με αυτά των δύο διαστάσεων, καθώς περιλαμβάνουν έναν ακόμη βαθμό ελευθερίας ο οποίος αυξάνει την πολυπλοκότητα της κωδικοποιημένης πληροφορίας και μειώνει σημαντικά την πιθανότητα λάθους ταυτοποίησης.

Στην περίπτωση των δακτυλικών αποτυπωμάτων, εάν η λήψη της προς ανακατασκευή εικόνας γίνει εξ αποστάσεως είναι δυνατό να αποφευχθούν τα σφάλματα ελαστικής παραμόρφωσης των αποτυπωμάτων που οφείλονται στην εφαρμογή των δακτύλων στην επίπεδη επιφάνεια καταγραφής.

Η 3Δ επιφάνεια του δακτυλικού αποτυπώματος ανακατασκευάζεται από μία μοναδική εικόνα σκίασης δύο διαστάσεων σε δύο στάδια. Πρώτα η αρχική εικόνα αποσυντίθεται σε στοιχεία δομής και υψής με τον αλγόριθμο *Meyer* που περιγράφηκε στην Παράγραφο 6.4.1. Τα δομικά στοιχεία και οι συνιστώσες της υψής ανακατασκευάζονται ξεχωριστά με τη χρήση του προτεινόμενου αλγορίθμου *SfI*, και τα ανακατασκευασμένα αποτελέσματα ανασυντίθενται σχηματίζοντας την τελική τρισδιάστατη επιφάνεια.

Η συνιστώσα της υψής, που περιέχει τις πληροφορίες των δακτυλικών αποτυπωμάτων, ανακατασκευάζεται χρησιμοποιώντας έναν εξειδικευμένο φωτομετρικό αλγόριθμο που ονομάζουμε *Cylindrical Ridge Model (CRM)*. Το CRM είναι ένας φωτομετρικός αλγόριθμος που εκμεταλλεύεται την αξονική συμμετρία των κορυφογραμμών για να ενσωματώσει την εξίσωση φωτισμού.

Τα δύο αποτελέσματα συνδυάζονται μαζί για να σχηματίσουν το τρισδιάστατο δακτυλικό αποτύπωμα, το οποίο στη συνέχεια ξεδιπλώνεται ψηφιακά σε ένα 2Δ

επίπεδο για συμβατότητα με τις παραδοσιακές 2Δ εμφανίσεις. Στην ακόλουθη παράγραφο περιγράφεται το πρωτότυπο σύστημα απεικόνισης 3Δ που αναπτύχθηκε μαζί με τη διαδικασία βαθμονόμησης, τον αλγόριθμο ανακατασκευής και τη διαδικασία αναδίπλωσης του προκύπτοντος δακτυλικού αποτυπώματος 3Δ, που είναι απαραίτητες για την αξιολόγηση της απόδοσης της μεθόδου.

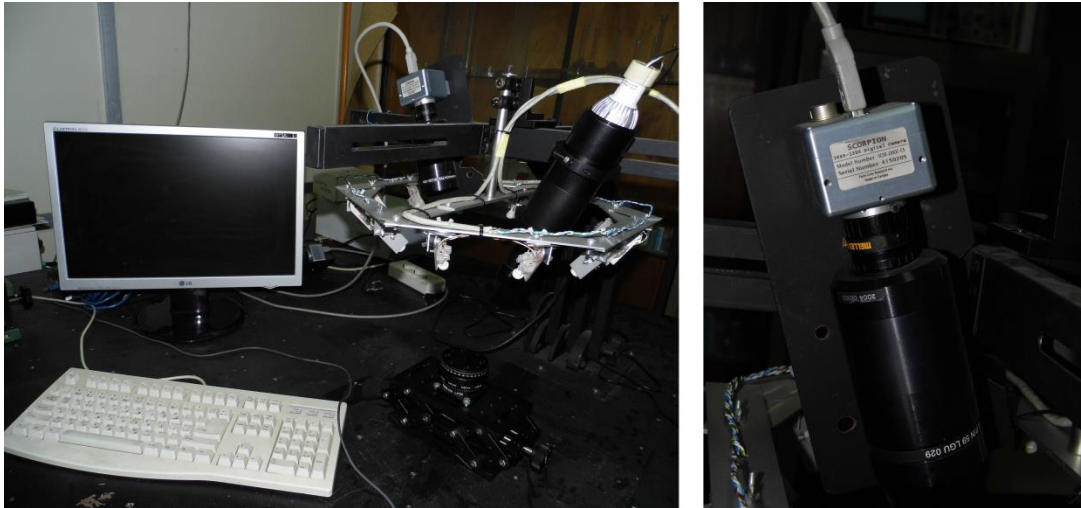
7.2.2. Μεθοδολογία ανακατασκευής

Η περιοχή των δακτυλικών αποτυπωμάτων περιλαμβάνει λεπτομερέστατες πτυχώσεις δέρματος της κλίμακας των 0.1 mm, οι οποίες είναι ο φορέας της βιομετρικής πληροφορίας. Η σύνθετη αυτή επιφανειακή δομή περιλαμβάνει επίσης χαρακτηριστικά μεγάλης κλίμακας, που είναι η καμπυλότητα του δακτύλου, γεγονός που καθιστά ιδιαίτερα δύσκολη την ανακατασκευή από μία μονοσκοπική εικόνα.

Ο μόνος τρόπος για να επιτευχθεί η 3Δ ανακατασκευή μίας τέτοιας εικόνας είναι η αποσύνθεσή της σε συνιστώσες μικρής και μεγάλης κλίμακας και εφαρμογή του αλγορίθμου σε κάθε συνιστώσα ξεχωριστά. Συνεπώς η μέθοδος ανακατασκευής αποτελείται από δύο μέρη: α) το τμήμα που αντιστοιχεί στα χαρακτηριστικά μεγάλης κλίμακας του αντικειμένου, το οποίο ονομάζεται *συνιστώσα δομής* και β) το τμήμα που αντιστοιχεί στα αντίστοιχα μικρής κλίμακας, το οποίο ονομάζεται *συνιστώσα υφής*.

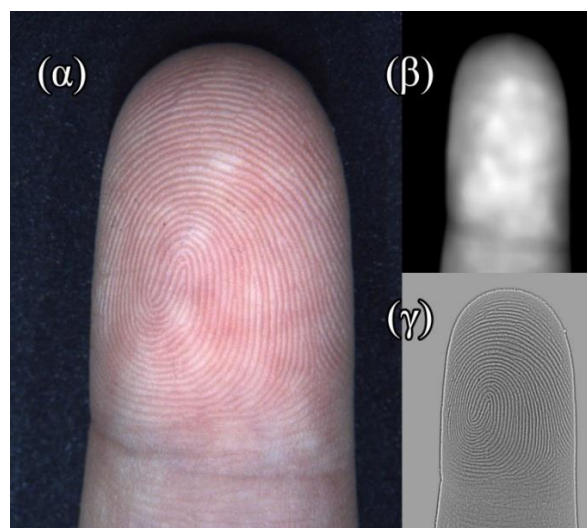
Η ανακατασκευή της συνιστώσας δομής παράγει μια χονδρική εκτίμηση της επιφάνειας, η οποία θα παρέχει αρχικές τιμές για την ανακατασκευή της συνιστώσας υφής. Η ανακατασκευή των χαρακτηριστικών υφής θα γίνει τοπικά, γεγονός που μας επιτρέπει να χρησιμοποιήσουμε τις τοπικές συνθήκες επιφάνειας για να ελαχιστοποιήσουμε το υπολειπόμενο σφάλμα.

Το οπτικό σύστημα που χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη των εικόνων αναπτύχθηκε στο *Εργαστήριο Βιοϊατρικής Οπτικής και Εφαρμοσμένης Βιοφυσικής* της Σχολής ΗΜΜ του ΕΜΠ Περιλαμβάνει μία CCD κάμερα PointGrey Scorpion SCOR-20SO 1 / 1.8" (Εικόνα 7.2) και τηλεκεντρικό φακό εστιακής απόστασης 120 mm. Το μέγεθος των ληφθέντων εικόνων είναι 1600 × 1200 px, με μέγεθος εικονοστοιχείου 4,4 × 4,4 μm.



Εικόνα 7.2: Αριστερά: η διάταξη που χρησιμοποιήθηκε για τα πειράματα ανακατασκευής. Δεξιά: η κάμερα της διάταξης.

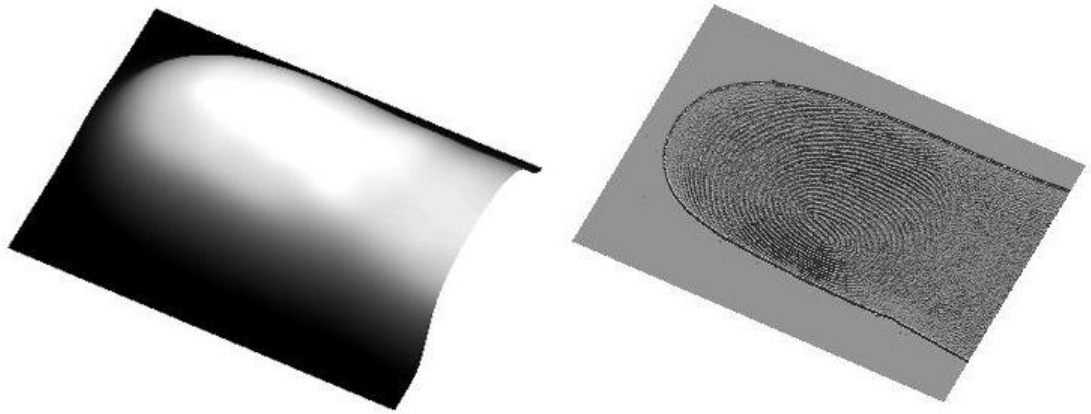
Αρχικά η ληφθήσα εικόνα μετατρέπεται σε εικόνα κλίμακας του γκρι. Έπειτα εφαρμόζεται ο αλγόριθμος *Meyer* αποσύνθεσης της εικόνας σε συνιστώσες δομής και υφής (Εικόνα 7.3). Η δυναμική περιοχή κάθε συνιστώσας εικόνας χωρίζεται σε ένα αριθμό N_{is} επιπέδων φωτεινότητας. Κάθε επίπεδο φωτεινότητας αντιστοιχεί σε μία ισόφωτη καμπύλη. Προφανώς, το N_{is} δεν μπορεί να είναι μεγαλύτερο από το συνολικό αριθμό των επιπέδων φωτεινότητας που παρέχονται από την κβαντοποίηση της εικόνας (8-bit ή 256 επίπεδα για χρωματικές αποχρώσεις του γκρι).



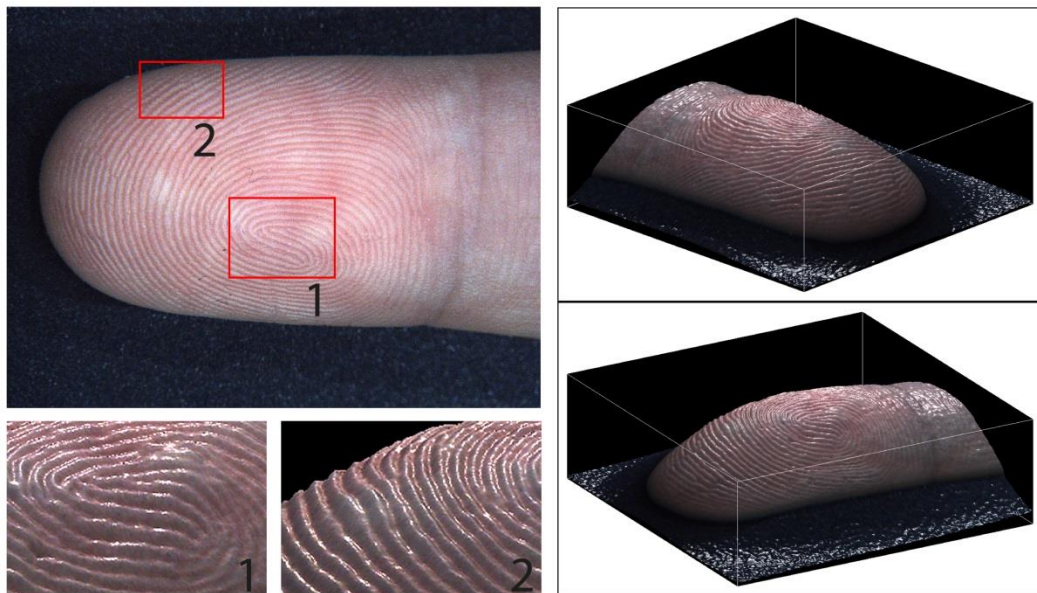
Εικόνα 7.3: (α) Αρχική διδιάστατη εικόνα, (β) συνιστώσα μεγάλης κλίμακας, (γ) συνιστώσα υφής.

7.2.3. Τρισδιάστατα αποτελέσματα

Σύμφωνα με τη διαδικασία που περιγράφεται στην Παράγραφο 6.3. οι δύο συνιστώσες ανακατασκευάζονται και τα τρισδιάστατα αποτελέσματα συνθέτονται για να σχηματίσουν την τελική 3Δ επιφάνεια (Εικόνα 7.4, Εικόνα 7.5).



Εικόνα 7.4: Αριστερά: ανακατασκευασμένη συνιστώσα δομής. Δεξιά: ανακατασκευασμένη συνιστώσα υφής.



Εικόνα 7.5: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής δακτυλικού αποτυπώματος.

Η ανακατασκευή του ανθρώπινου δέρματος έχει δείξει τις πραγματικές δυνατότητες της προτεινόμενης μεθόδου. Οι επιδερμικές ραβδώσεις έχουν μέσο

βάθος 100 μm και επομένως η ανάλυση βάθους του μοντέλου είναι τουλάχιστον του ίδιου μεγέθους.

7.3. Εφαρμογή στη μελέτη της θερμοδυναμικής θεραπείας

Στην παράγραφο αυτή θα παρουσιάσουμε μία εφαρμογή της προτεινόμενης μεθόδου ανακατασκευής SfI πάνω στην τρισδιάστατη ανακατασκευή δερματικών δομών, με εφαρμογή στη μελέτη της προόδου της θερμοδυναμικής θεραπείας επιφανειακών και κάτω από την επιφάνεια του δέρματος καρκινικών όγκων. Σαν αντικείμενα ανακατασκευής επιλέχθηκαν δερματικοί όγκοι που αναπτύχθηκαν σε ποντίκια.

7.3.1. Το πρόβλημα των επιφανειακών δερματικών δομών

Η ανακατασκευή επιφανειακών δερματικών δομών μπορεί να βρει εφαρμογή στη παρακολούθηση της προόδου της θερμοδυναμικής θεραπείας καρκινικών όγκων. Κατά τη θεραπεία καρκινικών όγκων που βρίσκονται στην επιφάνεια του δέρματος ή κάτω από αυτή, κρίνεται απαραίτητη η εύρεση μίας αξιόπιστης και αντικειμενικής διαδικασίας παρακολούθησης και ποσοτικοποίησης της προόδου της θεραπείας. Η πιο συνηθισμένη μέθοδος παρακολούθησης μέχρι στιγμής είναι η απλή παρατήρηση δια γυμνού οφθαλμού και η λήψη απλών φωτογραφιών. Για την ποσοτικοποίηση των αποτελεσμάτων συνήθως αρκεί η απλή μέτρηση της διαμέτρου του μορφώματος.

Όπως καταλαβαίνουμε, η καθιερωμένη μέθοδος παρακολούθησης της θεραπείας δερματικού καρκίνου δε δύναται να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα, λόγω του υποκειμενικού παράγοντα σύγκρισης των ενδιάμεσων σταδίων της θεραπείας αλλά και της ελλιπούς πληροφορίας που παρέχει η δισδιάστατη φωτογράφιση. Για το λόγο αυτό προτείνουμε την εφαρμογή της μεθόδου SfI που αναπτύχθηκε στην παρούσα διατριβή πάνω στη μελέτη και παρακολούθηση της προόδου της θεραπείας καρκίνου κατά τη διάρκεια φωτοδυναμικής θεραπείας.

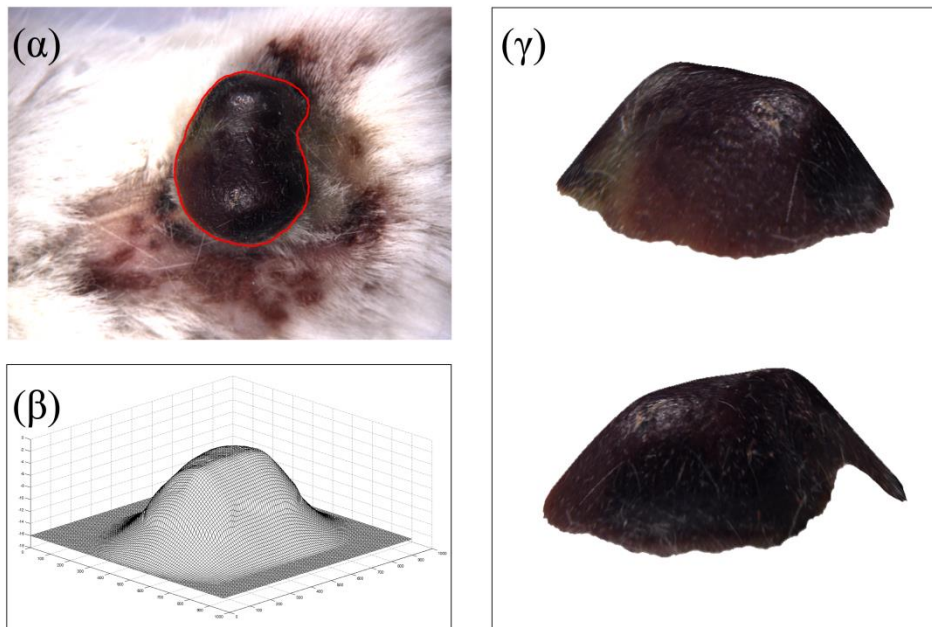
7.3.2. Μεθοδολογία ανακατασκευής

Η φωτογράφιση δέρματος οποιουδήποτε είδους εμπεριέχει δυσκολίες που οφείλονται στη διαφορά χρωματισμού που ενδεχομένως να έχουν τα διάφορα μέρη της επιφάνειας. Η διαφορά αυτή στον χρωματισμό πιθανόν να εκληφθεί σαν διαφορά φωτοσκίασης από τον αλγόριθμο SfI και να οδηγήσει σε εσφαλμένη εκτίμηση του ύψους της επιφάνειας. Κρίνεται αναγκαία επομένως η εξαγωγή του *χάρτη λευκαύγειας (albedo map)* της επιφάνειας, ο οποίος δεν είναι παρά μία εικόνα κλίμακας του γκρι που σημειώνει τις τιμές του δείκτη λευκαύγειας σε κάθε σημείο της εν λόγω επιφάνειας. Ο χάρτης λευκαύγειας αφαιρείται από την υπό ανακατασκευή εικόνα για να προκύψει η κανονικοποιημένη εκδοχή της, η οποία είναι έτοιμη για την εφαρμογή του αλγορίθμου SfI. Στην κανονικοποιημένη εικόνα εντοπίζεται η περιοχή ενδιαφέροντος και απομονώνεται από την υπόλοιπη επιφάνεια. Η επιλεγμένη περιοχή ανακατασκευάζεται με τον αλγόριθμο SfI, όπως έχει περιγραφεί και προηγουμένως. Τα αποτελέσματα διαφόρων δοκιμών παρατίθενται στην ακόλουθη παράγραφο.

7.3.3. Τρισδιάστατα αποτελέσματα

Η πρώτη επιφάνεια που ανακατασκευάστηκε προήλθε από τη μελέτη φωτοδυναμικής θεραπείας καρκίνου σε πειραματόζωα και συγκεκριμένα σε ποντίκια, η οποία διεξάγεται στο *Εργαστήριο Βιοϊατρικής Οπτικής και Εφαρμοσμένης Βιοφυσικής*. Η φωτογράφιση του δείγματος έγινε με τη βοήθεια της Δρ. Ασπασίας Πετρή. Πριν τη λήψη των εικόνων στο υποκείμενο χορηγήθηκε ελαφριά δόση αναισθητικού για να αποφευχθούν οι μεγάλης κλίμακας κινήσεις του.

Η ανάλυση σε συνιστώσες δομής και υφής πραγματοποιήθηκε με την ανάλυση της εικόνας στο πεδίο των συχνοτήτων και την επιλογή του κατάλληλου κατωφλίου. Έπειτα εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος εξαγωγής του χάρτη λευκαύγειας και η κανονικοποίηση της εικόνας. Έπειτα ακολούθησε η επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος και η ανακατασκευή του μέσω του αλγορίθμου SfI. Το αποτέλεσμα της ανακατασκευής φαίνεται στις εικόνες που ακολουθούν.



Εικόνα 7.6: Τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής επιφανειακού όγκου.

Με την απομόνωση της περιοχής ενδιαφέροντος που αντιστοιχεί στο δερματικό μόρφωμα και την ανακατασκευή της, κατέστη δυνατή η μέτρηση του όγκου που περικλείεται. Το αποτέλεσμα έδειξε πως ο όγκος ήταν $0.87 \pm 0.02 \text{ mm}^3$.

Για την εκτίμηση της z – κλίμακας επιλέχθηκε παράμετρος ύψους ίση με 0.96. Όπως έχουμε πει η παράμετρος ύψους είναι μία εκτίμηση για τον λόγο της κλίμακας ύψους z σε σχέση με τις αντίστοιχες x και y , η οποία βρίσκεται με έμμεσες μεθόδους, όπως η μέθοδος υπολογισμού ύψους από εστίαση (Παράγραφος 4.3.4.). Στην προκειμένη περίπτωση που μελετάμε όμως δεν είναι απαραίτητη η ακριβής γνώση του όγκου, αλλά η ποσοστιαία μεταβολή του ανάμεσα στα βήματα της φωτοδυναμικής θεραπείας.

7.4. Αποτίμηση αποτελεσμάτων δοκιμών

Σε μία εικόνα του προσώπου είναι δυνατόν να προκύψουν τοπικά μέγιστα φωτεινότητας στις περιοχές των ματιών, του μετώπου, της μύτης, της γνάθου, των χειλιών, στα ζυγωματικά ή στις περιοχές κάτω από τη μύτη και τα χείλη, όπως

φαίνεται στην Εικόνα 7.7. Οι πιθανοί συνδυασμοί μονοτονίας περιορίστηκαν θεωρώντας εκ των προτέρων γνωστή τη καμπυλότητα του προσώπου, δηλαδή τα σημεία ή τις περιοχές εκείνες όπου τα μέγιστα φωτεινότητας αντιστοιχούν σε μέγιστα, ελάχιστα και σαγματικά σημεία ύψους. Στη συνέχεια συνδυάστηκαν οι μεθοδολογίες του προηγούμενου κεφαλαίου για τις επιμέρους περιοχές του προσώπου, προκειμένου να προκύψει ένα ρεαλιστικό τελικό αποτέλεσμα ανακατασκευής.



Εικόνα 7.7: Επιφάνεια προσώπου λαμπερτιανής ανακλαστικότητας.

8.

Συζήτηση-Συμπεράσματα 1^ο Μέρους Διατριβής

Οι τεχνικές *Shape from Shading* (SfS) στοχεύουν στην ανάκτηση της τρισδιάστατης μορφής ενός αντικειμένου που απεικονίζεται σε μία δισδιάστατη εικόνα. Στα πλαίσια της διατριβής εξελίχθηκε και εφαρμόστηκε μία υποκατηγορία των τεχνικών SfS, η μέθοδος *Shape from Isophotes* (SfI), η οποία χρησιμοποιεί τις ισόφωτες καμπύλες που εμφανίζονται στη δισδιάστατη εικόνα για τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων στην επιφάνεια του αντικειμένου.

Ο αναλυτικός αλγόριθμος που αναπτύχθηκε περιλαμβάνει αρκετά καινοτόμα στοιχεία σε σχέση με την παραδοσιακή μέθοδο SfI, και εφαρμόστηκε σε επιφάνειες λαμπερτιανής ανακλαστικότητας με διαφοροποιήσεις στη μονοτονία και την καμπυλότητά τους. Στο τελευταίο αυτό κεφάλαιο σχολιάζονται τα αποτελέσματα των ανακατασκευών του προηγούμενου κεφαλαίου, αναλύονται οι καινοτομίες που ενσωματώθηκαν στην προτεινόμενη μέθοδο και γίνεται μια προσπάθεια εκτίμησης των μελλοντικών προοπτικών της.

8.1. Γενικά σχόλια για την προτεινόμενη μέθοδο

Στην παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε ανάπτυξη μίας καινοτόμου μεθοδολογίας με στόχο την ορθή ανακατασκευή επιφανειών βιολογικού και συγκεκριμένα δερματικού ιστού. Οι υπάρχουσες τεχνικές φωτοσκίασης παρουσιάζουν σημαντικά προβλήματα στην επίλυση του φωτομετρικού συστήματος λόγω του στοχαστικού χαρακτήρα των εξισώσεων που χρησιμοποιούν [32-34]. Η προτεινόμενη μεθοδολογία έχει σαν σκοπό την παρουσίαση μία βελτιωμένης εκδοχή της υπάρχουσας μεθόδου ανακατασκευής SfI, και το κύριο κίνητρο της είναι η παρουσίαση μίας μονοσκοπικής μεθόδου ανακατασκευής αναλυτικού χαρακτήρα, η οποία να είναι σχεδιασμένη για ένα μεγάλο εύρος τύπων επιφανειών. Τα χαρακτηριστικά αυτά θα προσδώσουν στην προτεινόμενη μέθοδο σημαντικά πλεονεκτήματα σε σχέση με τις στερεοσκοπικές μεθόδους αλλά και τις μεθόδους φωτοσκίασης της ίδιας οικογένειας.

Η βελτιωμένη μέθοδος SfI καταφέρνει να αποφύγει τις αριθμητικές αστάθειες των άλλων τεχνικών SfS και την στοχαστική φύση των παραδοσιακών μεθόδων SfI, εισάγοντας μια επιπλέον εξίσωση που προκύπτει από τις ιδιότητες των ισόφωτων καμπυλών. Πρόκειται για βελτίωση της στατιστικής φύσης των παραδοσιακών τεχνικών SfI, οι οποίες χρησιμοποιούν τις ισόφωτες καμπύλες μόνο για κανονική ενσωμάτωση και όχι για αναλυτικούς υπολογισμούς. Το σύστημα εξισώσεων που χρησιμοποιείται είναι σαφώς καθορισμένο και άμεσα επιλύσιμο. Δεν απαιτούνται περιορισμοί ελαχιστοποίησης και η λύση είναι μοναδική.

Το γεγονός ότι απαιτείται μόνο μία εικόνα σκίασης για την ανακατασκευή της επιφάνειας, καταστεί τον αλγόριθμο γρήγορο, αξιόπιστο και κατάλληλο για *in-vivo* απεικονίσεις. Παρέχεται η δυνατότητα λήψης *in-vivo* εικόνων χωρίς να λαμβάνονται υπόψη οι μικρές κινήσεις των δειγμάτων. Η συσκευή απεικόνισης που χρησιμοποιείται για την ανακατασκευή δεν είναι περίπλοκη, καθώς χρησιμοποιεί μόνο μία κάμερα και μια πηγή φωτός. Επιπλέον, δεδομένου ότι δεν υπάρχει στερεοσκοπικό ζεύγος καμερών δεν απαιτείται στερεοσκοπική

βαθμονόμηση, η οποία είναι μία διαδικασία πολύπλοκη που συχνά εισάγει σφάλματα στις μετρήσεις.

Η νέα αυτή τεχνική SfI έχει σαν κύριο καινοτόμο χαρακτηριστικό τη σύνδεση του διανύσματος της επιφάνειας με την προβολή της ισόφωτης καμπύλης μέσω της εξίσωσης καθετότητας, και εφαρμόστηκε σε συνθετικές και πραγματικές επιφάνειες λαμπερτιανής ανακλαστικότητας. Το λαμπερτιανό μοντέλο είναι ένα πρότυπο ανακλαστικότητας στο οποίο η φωτεινότητα της εικόνας σε κάθε εικονοστοιχείο εξαρτάται μόνο από τις κατευθύνσεις της πηγής και των καθέτων στην επιφάνεια του φωτιζόμενου αντικείμενου διανυσμάτων. Το μοντέλο αυτό αποτελεί μία ρεαλιστική προσέγγιση, όταν οι γωνίες πρόσπτωσης του φωτός είναι μικρότερες από 30° [52][53]. Για το λόγο αυτό, οι περισσότερες μέθοδοι ανακατασκευής δέρματος υποθέτουν λαμπερτιανή ανακλαστικότητα στην γενική περίπτωση.

Αρχικά παρουσιάστηκαν τα αποτελέσματα του αλγορίθμου ανακατασκευής της τεχνικής SfI σε δισδιάστατες συνθετικές εικόνες που αντιστοιχούσαν σε επιφάνειες ενός ημισφαιρίου, δύο ημισφαιρίων διαφορετικών ακτινών, και σε μία επιφάνεια με ένα σαγματικό σημείο. Η κυρτότητα αυτών των επιφανειών μπορεί να θεωρηθεί ότι προσομοιάζει με εκείνη διαφόρων περιοχών του προσώπου. Παραδείγματος χάρη, η περιοχή του μετώπου ή η γνάθος εμφανίζουν κυρτότητα παρόμοια με εκείνη μίας σφαίρας, ενώ η περιοχή που συνδέει τη μύτη με το μέτωπο ουσιαστικά αποτελεί μία σαγματική περιοχή, καθώς παρουσιάζει ελάχιστο κατά την κατακόρυφη διεύθυνση (μεταξύ μύτης και μετώπου) και μέγιστο κατά την οριζόντια διεύθυνση (μεταξύ των δύο ματιών).

Η σύγκριση των αποτελεσμάτων ανακατασκευής με τις αρχικές επιφάνειες κατάληξε στο συμπέρασμα πως με την τεχνική SfI επιτεύχθηκε αξιόπιστη ανακατασκευή και των δύο τύπων επιφάνειας. Το επίπεδο σφάλματος μεταξύ αρχικής και ανακατασκευασμένης επιφάνειας ήταν μικρότερο του 8% στις ομαλές επιφάνειες από όπου ήταν δυνατή η λήψη φωτομετρικών δεδομένων με τη μορφή συνεχούς ισόφωτης καμπύλης. Η ακρίβεια αυτή ήταν αρκετά βελτιωμένη σε σχέση με τις δοκιμές των άλλων μεθόδων που πραγματοποιήθηκαν. Οι στερεοσκοπικές μέθοδοι παρουσίασαν έντονα προβλήματα αντιστοίχισης μεταξύ των δύο εικόνων

του στερεοσκοπικού ζεύγους, ενώ οι φωτομετρικές είχαν χαμηλή αξιοπιστία στις οριακές περιοχές της εικόνας (Κεφάλαιο 4.).

Το τελικό βάθος που προκύπτει εξαρτάται από τον αριθμό και την οριζόντια απόσταση των ισόφωτων καμπύλων που επιλέγονται για την ανακατασκευή. Το βάθος που προκύπτει από τη σχέση (5.36) προσεγγίζει το πραγματικό βάθος/ύψος του αντικείμενου όσο πιο κοντά βρίσκονται οι ισόφωτες καμπύλες μεταξύ τους, δηλαδή όσο πιο «πυκνές» επιλέγονται οι τιμές φωτεινότητας. Φυσικά για τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων επιφανείας, όσο μεγαλύτερος ο αριθμός των ισόφωτων καμπυλών και όσο περισσότερα τα σημεία επιλέγονται επάνω σε αυτές, τόσο αυξάνεται το υπολογιστικό κόστος για την εκτέλεση του αλγορίθμου. Το κόστος αυτό αυξάνεται περαιτέρω στην περίπτωση όπου δεν υπάρχει ταύτιση στην κατεύθυνση φωτεινής πηγής και κάμερας, επειδή για τον υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων σε κάθε ισόφωτη πρέπει να γίνεται μετασχηματισμός από το παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων σε εκείνο της πηγής και αντιστρόφως. Για τον λόγο αυτόν και κρίθηκε αναγκαία η ενσωμάτωση στον αλγόριθμο καινοτόμων διεργασιών με στόχο τη μείωση του υπολογιστικού χρόνου, όπως θα συζητηθεί στην επόμενη παράγραφο.

Η αναπτυχθείσα τεχνική SfI εφαρμόστηκε αρχικά σε συνθετικές επιφάνειες λαμπερτιανής ανακλαστικότητας. Για τον πραγματικό όμως έλεγχο των δυνατοτήτων της μεθόδου κρίθηκε αναγκαία η εφαρμογή της και σε εικόνες πραγματικών αντικειμένων, γεγονός που επέβαλε κάποια τροποποίηση στις θεωρήσεις των αρχικών συνθηκών που ίσχυαν μέχρι τότε. Για παράδειγμα, χρειάστηκε να ληφθεί υπόψη η συνεισφορά του φωτισμού περιβάλλοντος (*ambient lighting*) στη φωτεινότητα της εικόνας με την προσθήκη ενός όρου διάχυτου φωτός στην εξίσωση φωτισμού.

Η αποτελεσματικότητα της τεχνικής SfI κατά την εφαρμογή της σε πολύπλοκες πραγματικές επιφάνειες, όπως το πρόσωπο, ήταν εμφανής. Η σύγκριση του ανακατασκευασμένου αποτελέσματος με την αρχική εικόνα εμφάνισε μεγάλο βαθμό σύμπτωσης μεταξύ των δύο επιφανειών, γεγονός που καταδεικνύει την αποτελεσματικότητα της μεθόδου σε αυτού του είδους τις επιφάνειες.

8.2. Πλεονεκτήματα και καινοτομίες προτεινόμενης μεθόδου

Με τις ανακατασκευές επιφανειών προσώπου που πραγματοποιήθηκαν στις δοκιμές αποδείξαμε την αξιοπιστία της προτεινόμενης μεθόδου σε δύσκολες συνθήκες καμπυλότητας και φωτισμού, ξεφεύγοντας από τα στενά πλαίσια μιας ιδανικά φωτισμένης επιφάνειας. Ακολουθώς θα αναφέρουμε τα σημαντικά πλεονεκτήματα και τις καινοτομίες που η μέθοδος αυτή παρουσιάζει έναντι των καθιερωμένων μεθόδων τρισδιάστατης ανακατασκευής.

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα της προτεινόμενης μεθόδου έναντι όλων των στερεοσκοπικών μεθόδων είναι δυνατότητα ανακατασκευής μιας επιφάνειας με μη στερεοσκοπικά δεδομένα προερχόμενα από μία μόνο κάμερα. Το χαρακτηριστικό αυτό οφείλεται στο καινοτόμο στοιχείο της σύνδεσης του διανύσματος της επιφάνειας με την προβολή της καμπύλης των ισοφώτων, μέσω της εξίσωσης καθετότητας. Η δυνατότητα ανακατασκευής μιας επιφάνειας με μονοσκοπική λήψη παρουσιάζει πολλά πλεονεκτήματα, αφενός διότι απαιτεί μία πολύ πιο απλή οπτική διάταξη και αφετέρου γιατί δεν κινδυνεύει από σφάλματα βαθμονόμησης και αντιστοίχισης ζευγών σημείων που χαρακτηρίζουν όλες τις στερεοσκοπικές διατάξεις [28].

Επιπλέον, η προτεινόμενη SfI μέθοδος υπερτερεί έναντι των υπόλοιπων τεχνικών SfS της ίδιας οικογένειας λόγω του φωτομετρικού της χαρακτήρα, ο οποίος την απαλλάσσει από προβλήματα μεγιστοποίησης συναρτησοειδών που δύνανται να προσθέσουν σφάλματα στο τελικό αποτέλεσμα της ανακατασκευής [32]. Επίσης, η προτεινόμενη τεχνική αποτελεί μία σημαντική βελτίωση της ήδη υπάρχουσας SfI μεθοδολογίας, καθώς δε χρησιμοποιεί την υπόθεση της ολοκλήρωσης της φωτεινότητας κατά μήκος των ισοφώτων, η οποία είναι όπως έχει δειχθεί εν γένει προβληματική σε περιπτώσεις που ισόφωτη δεν είναι κλειστή καμπύλη [34]. Αντ' αυτού αντικαθιστά το συναρτησοειδές με μία αναλυτική εξίσωση, την οποία ονομάσαμε εξίσωση φωτεινότητας, μετατρέποντας το σύστημα εξισώσεων από στοχαστικού χαρακτήρα σε αναλυτικό. Αυτό αποτελεί και την κύρια καινοτομία της προτεινόμενης μεθόδου.

Ο γραμμικός χαρακτήρας του συστήματος εξισώσεων της προτεινόμενης μεθόδου επιτρέπει τη χρησιμοποίηση διαφορετικών φωτομετρικών μοντέλων πέραν του λαμπερτιανού που χρησιμοποιήθηκε εδώ, για να προσομοιωθούν οι συνθήκες οποιασδήποτε δυνατής επιφάνειας. Αυτό είναι ένα πολύ σημαντικό πλεονέκτημα σε σύγκριση με τις περισσότερες SfS μεθόδους, οι οποίες είναι σχεδιασμένες για ένα συγκεκριμένο τύπο επιφάνειας.

Επιπροσθέτως, η προτεινόμενη μέθοδος καταφέρνει να παρέχει ικανοποιητικά αποτελέσματα με επιφάνειες με διακυμάνσεις μικρής και μεγάλης κλίμακας. Η αποσύνθεση της επιφάνειας σε δύο κλίμακες μας επιτρέπει να επεξεργαζόμαστε χωριστά τα δύο δομικά στοιχεία και να ελαχιστοποιούμε το σφάλμα στις λεπτομέρειες μικρής κλίμακας της επιφάνειας.

Στον πυραμιδικό αλγόριθμο ανακατασκευής λεπτομερών επιφανειών, ο οποίος αποτελεί τη δεύτερη καινοτομία της προτεινόμενης μεθόδου, η επιφάνεια αναλύεται σε δύο συνιστώσες, μία μικρής κλίμακας που περιλαμβάνει όλες τις λεπτομέρειες της επιφάνειας και μία δεύτερη με τα μεγάλης κλίμακας χαρακτηριστικά. Η διαδικασία αυτή δίνει τη δυνατότητα λεπτομερούς ανακατασκευής μόνο στα μέρη της εικόνας τα οποία έχουν μικρής κλίμακας στοιχεία, μειώνοντας έτσι σημαντικά τον υπολογιστικό χρόνο του αλγορίθμου. Οι δύο ανακατασκευασμένες συνιστώσες μπορούν να προστεθούν έχοντας σαν αποτέλεσμα την τελική επιφάνεια, καθώς όπως δείξαμε η ανάλυση της επιφάνειας είναι γραμμική διαδικασία και δεν επηρεάζει τη μέθοδο. Η ανακατασκευή μίας επιφάνειας σε συνιστώσες είναι ένα καινοτόμο στοιχείο στο πεδίο των τεχνικών ανακατασκευής.

Εν κατακλείδι, οι δύο σημαντικές καινοτομίες της προτεινόμενης μεθόδου είναι η αναλυτική επίλυση του συστήματος των φωτομετρικών εξισώσεων με την εισαγωγή της εξίσωσης της καθετότητας και η πυραμιδική ανακατασκευή της επιφάνειας μέσω του διαχωρισμού της εικόνας σε δύο συνιστώσες διαφορετικών συχνοτήτων και την επανασύνδεση των τελικών αποτελεσμάτων. Σύμφωνα με τη διεθνή βιβλιογραφία είναι η πρώτη μέθοδος που ανακατασκευάζει μέσω ισόφωτων καμπυλών επιφάνειες μονοσκοπικών δεδομένων. Στις καινοτομίες τις μεθόδου συμπεριλαμβάνονται επίσης και οι αλγόριθμοι του προσαρμοσμένου προτύπου

ανακλαστικότητα και χαρτογράφησης της φωτεινής κατανομής της πηγής που αναπτύχθηκαν στα πλαίσια σχεδιασμού της μεθόδου ανακατασκευής.

Από την έρευνα πάνω στη μέθοδο αυτή προκύψανε οι εξής δημοσιεύσεις:

Δημοσιεύσεις σε διεθνή επιστημονικά περιοδικά:

- **Balogiannis G.**, Yova D., Politopoulos K., 2016., “A Computer Vision Non-Contact 3D System to Improve Fingerprint Acquisition”, International Journal of Computer, 20(1), 174-198.

Παρουσιάσεις εργασιών σε έγκριτα συνέδρια:

- **Balogiannis G.**, Yova D., Politopoulos K., “3D Reconstruction of Skin Surface Using an Improved Shape-from-Shading Technique”, 5ο Πανελλήνιο Συνέδριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της ΕΛΕΒΙΤ, 4-6 Απριλίου 2013, Αθήνα.
- **Balogiannis G.**, Yova D., Politopoulos K., “3D Reconstruction of Skin Surface Using an Improved Shape-from-Shading Technique”, XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, IFMBE Proceedings, Volume 41, pp 439-442.

Επίσης η προτεινόμενη μέθοδος τρισδιάστατης ανακατασκευής αποτέλεσε θέμα μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας της διπλωματούχου Ηλεκτρολόγου Μηχανικού και Μηχανικού Υπολογιστών ΕΜΠ Βερόνικας Ζούρου, με τίτλο:

«Ανακατασκευή Επιφάνειας Βιολογικού Ιστού με τη Χρήση Τεχνικών Φωτοσκίασης και Μοντέλων Ανακλαστικότητας»

Η μεταπτυχιακή εργασία εκπονήθηκε το 2015 στο Εργαστήριο Βιοϊατρικής Οπτικής και Εφαρμοσμένης Οπτικής της Σχολής ΗΜΜΥ με επιβλέποντα τον Αναπληρωτή Καθηγητή ΕΜΠ Κώστα Πολιτόπουλο και την επικουρική επίβλεψη του Υ.Δ. Γεώργιου Μπαλογιάννη στα πλαίσια του Διαπανεπιστημιακού

Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών στη Βιοϊατρική Τεχνολογία μεταξύ του Τμήματος Ιατρικής του Παν/μίου Πατρών και του ΕΜΠ.

8.3. Σύνοψη και μελλοντικές προοπτικές

Η παρούσα εργασία ερευνά κατά πόσο η τεχνική SfI, μία υποκατηγορία των τεχνικών SfS, οδηγεί στη σωστή τρισδιάστατη ανακατασκευή βιολογικού ιστού λαμπερτιανής ανακλαστικότητας και σταθερής λευκαύγειας από μία δισδιάστατη εικόνα αυτού. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα η τεχνική SfI αποτελεί αξιόπιστο εργαλείο για την ανακατασκευή ομαλών και κυρτών επιφανειών. Η καινοτομία που παρουσιάζει η προτεινόμενη μέθοδος ανακατασκευής είναι η επίλυση του συστήματος φωτομετρικών εξισώσεων με την εισαγωγή της νέας εξίσωσης καθετότητας, στοιχείο που τη διαφοροποιεί από τις υπόλοιπες φωτομετρικές μεθόδους ανακατασκευής.

Ένα από τα κυριότερα πλεονεκτήματα της προτεινόμενης μεθόδου έναντι άλλων μεθόδων στερεοσκοπικής ανακατασκευής είναι η απλότητά της, καθώς απαιτεί μία μόνο εικόνα και όχι στερεοσκοπικό ζεύγος εικόνων προκειμένου να πραγματοποιήσει την ανακατασκευή. Επιπλέον η προτεινόμενη μέθοδος πλεονεκτεί και έναντι των άλλων μεθόδων SfS-SfI της ίδιας οικογένειας, καθώς κάνει χρήση καθαρά φωτομετρικών δεδομένων για την τρισδιάστατη ανακατασκευή της επιφάνειας, χωρίς να έχει την ανάγκη χρήσης μαθηματικών αλγορίθμων ελαχιστοποίησης. Επιπλέον, όπως είπαμε και προηγουμένως η ακρίβεια και η ταχύτητά της είναι σαφώς βελτιωμένες σε σχέση με τις μεθόδους αυτές.

Λόγω των παραπάνω πλεονεκτημάτων, η προτεινόμενη μέθοδος ανακατασκευής δύναται να αξιοποιηθεί σε βιοϊατρικές εφαρμογές όπως η παρακολούθηση της προόδου θερμοδυναμικής θεραπείας καρκινικών όγκων του δέρματος. Μέσω της τρισδιάστατης ανακατασκευής των εξωτερικών καρκινωμάτων θα είναι δυνατή η μέτρηση του όγκου τους σε τακτικά διαστήματα κατά τη διάρκεια της φωτοδυναμικής θεραπείας και η παρακολούθηση της προόδου εξάλειψής τους. Το πλεονέκτημα που προσφέρει σε αυτή την περίπτωση

η προτεινόμενη μέθοδος σε σχέση με άλλες τεχνικές 3Δ ανακατασκευής είναι η ταχύτητα λήψης των δεδομένων και η χρήση μονοσκοπικών εικόνων, σε αντίθεση με τις τεχνικές σάρωσης laser και τα στερεοσκοπικά συστήματα.

Επιπλέον, η προτεινόμενη τεχνική SfI μπορεί μελλοντικά να εφαρμοστεί σε μη δερματικές επιφάνειες που παρουσιάζουν διαφορετική ανακλαστικότητα, σύμφωνα π.χ. με τα μοντέλα ανακλαστικότητας που παρουσιάστηκαν στο Κεφάλαιο 3. Θα μπορούσε παραδείγματος χάρη να εφαρμοστεί σε μία επιφάνεια με συνδυασμό λαμπεριανού και κατοπτρικού μοντέλου ανακλαστικότητας, το οποίο περιγράφει την ύπαρξη λιπαρότητας στο δέρμα. Επιπλέον, θα μπορούσε να αναπτυχθεί μία μεθοδολογία στην οποία η λευκαύγεια δε θα θεωρείται σταθερή, όπως έχει γίνει στην περίπτωση άλλων μεθόδων [54].

ΜΕΡΟΣ ΙΙ

*Οπτική Μέθοδος
Μελέτης και
Καταγραφής του
Αντανακλαστικού του
Ακουστικού Αιφνιδιασμού*

9.

Εισαγωγή

2^{ου} Μέρους

Σε αυτή τη δεύτερη ενότητα της διατριβής θα γίνει περιγραφή μίας καινοτόμου πειραματικής μεθόδου αναγνώρισης θέσης και κίνησης των χαρακτηριστικών του ανθρώπινου προσώπου. Η μέθοδος αυτή είναι σχεδιασμένη για τη μέτρηση του *αντανεκλαστικού του ακουστικού αιφνιδιασμού (Acoustic Startle Reflex – ASR)*, με μεγάλη χρησιμότητα στη μελέτη του φαινομένου της *προπαλμικής αναστολής (Prepulse Inhibition – PPI)* και περιλαμβάνει ένα υψηλής χρονικής διακριτικής ικανότητας οπτικό σύστημα σε συνδυασμό με μαθηματικούς μορφολογικούς αλγορίθμους.

Η καθιερωμένη τεχνική καταγραφής και μελέτης του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής είναι η μέθοδος *ηλεκτροεγκεφαλογράφου–ηλεκτρομυογράφου (HEG-HMG)*, στην οποία ειδικά ηλεκτρόδια προσδένονται στο πρόσωπο και στο δέρμα του κεφαλιού του εξεταζόμενου με σκοπό τη μέτρηση των ηλεκτρικών δυναμικών που προκαλούνται κατά την εκδήλωση του αντανεκλαστικού αιφνιδιασμού. Είναι προφανές πως η μεθοδολογία αυτή είναι αρκετά επεμβατική, γεγονός που έχει σαν αποτέλεσμα την πρόκληση δυσφορίας στον εξεταζόμενο και την πλήξη της εγκυρότητας των μετρήσεων.

Επιπλέον, η μέθοδος HEG-HMG παρουσιάζει αρκετά εγγενή μειονεκτήματα που σχετίζονται με τον τρόπο λήψης των προκληθέντων δυναμικών. Το κυριότερο από αυτά τα μειονεκτήματα είναι η αυξημένη ευαισθησία που παρουσιάζουν οι διατάξεις HEG-HMG σε εξωτερικά ηλεκτρονικά παράσιτα και θορύβους.

Το κίνητρο που μας ώθησε στην ανάπτυξη της προτεινόμενης μεθόδου είναι η ανάγκη εύρεσης μίας καινοτόμου τεχνικής μελέτης της προπαλμικής αναστολής η οποία να έχει πρωτίστως μη επεμβατικό χαρακτήρα, και επιπλέον να προσφέρει αξιόπιστα και υψηλής ποιότητας αποτελέσματα χωρίς να παρουσιάζει τα μειονεκτήματα της παραδοσιακής μεθόδου ΗΕΓ-ΗΜΓ.

Η προτεινόμενη μέθοδος έχει οπτικό χαρακτήρα, χρησιμοποιεί δηλαδή την εξ αποστάσεως καταγραφή του προσώπου με τη χρήση κάμερας, γεγονός που της δίνει πολλά πλεονεκτήματα σε σχέση με την παραδοσιακή μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ. Το κυριότερο σημείο υπεροχής της προτεινόμενης τεχνικής είναι ο μη επεμβατικός της χαρακτήρας, καθώς η εξ αποστάσεως καταγραφή δημιουργεί ελάχιστη δυσφορία στον εξεταζόμενο και επομένως δεν επηρεάζει τις μετρήσεις. Η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιείται είναι σαφώς πιο απλή και εύχρηστη σε σχέση με αυτή του ΗΕΓ-ΗΜΓ, η οποία όπως θα δούμε είναι ευάλωτη σε ηλεκτρονικούς θορύβους και παράσιτα.

Η χρήση οπτικού συστήματος είναι ένα καινοτόμο χαρακτηριστικό στη μελέτη της προπαλμικής αναστολής, καθώς είναι μία τεχνολογία που έχει εισέλθει σχετικά πρόσφατα στο χώρο των βιοϊατρικών επιστημών. Ο λόγος γι' αυτό είναι πως στη μελέτη των αντανεκλαστικών συσπάσεων απαιτούνται πολύ υψηλοί ρυθμοί οπτικής δειγματοληψίας, με την τεχνολογία που το επιτρέπει αυτό να έχει αναπτυχθεί σχετικά πρόσφατα. Οπτικές διατάξεις οπτικής καταγραφής αντανεκλαστικών έχουν αναπτυχθεί σε άλλα πεδία της Βιοϊατρικής, όπως στη διάγνωση εγκεφαλικών κακώσεων (*blink reflexometers*), αλλά μέχρι σήμερα όχι στη μελέτη της προπαλμικής αναστολής.

Η μέθοδος οπτικής ροής που αναπτύχθηκε θα τεθεί σε σύγκριση με την παραδοσιακή μέθοδο μελέτης της προπαλμικής αναστολής, αυτή του ΗΕΓ-ΗΜΓ, σε ένα πείραμα στάθμισης που πραγματοποιήθηκε στο *Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής* (ΕΠΨΥ). Στο κεφάλαιο αυτό θα παρατεθεί εν συντομία η θεωρία της προπαλμικής αναστολής και θα γίνει περιγραφή της παραδοσιακής μεθόδου καταγραφής ΗΕΓ-ΗΜΓ. Έπειτα θα αναλυθεί η πειραματική μεθοδολογία και ο αλγόριθμος επεξεργασίας της προτεινόμενης οπτικής μεθόδου και στο τέλος θα παρατεθούν τα αποτελέσματα

του πειράματος στάθμισης για τη μέτρηση της αξιοπιστίας της νέας αυτής τεχνικής.

10. Θεωρία Προπαλμικής Αναστολής

Για τη σωστότερη θεμελίωση της πειραματικής διαδικασίας της προτεινόμενης μεθόδου κρίνεται αναγκαία η γνώση της βασικής θεωρίας της αναστολής του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού και των διαταραχών αυτής, καθώς όλη η μεθοδολογία είναι προσανατολισμένη πάνω στην μελέτη του παραπάνω φαινομένου. Στο κεφάλαιο αυτό θα αναλύσουμε το φαινόμενο του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού και τους τρόπους με τους οποίους προκαλείται η υγιής αναστολή του φαινομένου αυτού στον άνθρωπο.

10.1. Προπαλμική αναστολή του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού

10.1.1. Αντανακλαστικός αιφνιδιασμός

Ο αντανακλαστικός αιφνιδιασμός (*startle reflex*) αποτελεί την αντανακλαστική αντίδραση του εγκεφαλικού στελέχους σε αιφνίδια και σχετικά έντονα εξωτερικά ερεθίσματα, που προκαλεί την ταχύτερη (διάρκειας 40-80 msec) σύσπαση των σκελετικών μυών και των μυών του προσώπου. Τα ερεθίσματα που τον προκαλούν

μπορεί να έχουν ακουστική, οπτική ή απτική μορφή, ενώ η μυϊκή σύσπαση των οφθαλμικών μυών είναι καταγράψιμη, παρότι ιδιαιτέρως ταχεία.

Ο αντανακλαστικός αιφνιδιασμός είναι μία πολύ βασική ζωτική λειτουργία η οποία παρατηρείται σε μια σειρά από έμβια όντα και αποσκοπεί στην προστασία του οργανισμού από έναν ξαφνικό κίνδυνο. Το νευρωνικό κύκλωμα που ελέγχει το αντανακλαστικό αυτό είναι πολύ καλά προσδιορισμένο και είναι κοινό τόσο στον άνθρωπο όσο και στα υπόλοιπα θηλαστικά [55].

Ο ακουστικός αντανακλαστικός αιφνιδιασμός (*acoustic startle reflex*) συμβαίνει συνήθως όταν το ερέθισμα είναι ακουστικό και υπερβαίνει τα 80 dB. Ενδεικτικές δομές και διαδρομές του εγκεφαλικού στελέχους που εμπλέκονται στη λειτουργία του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού αποτελούν η αμυγδαλή, ο ιππόκαμπος, ο βασικός πυρήνας της τελικής ταινίας (*bed nucleus of the stria terminalis*) καθώς και ο πρόσθιος φλοιός του προσαγωγίου (*anterior cingulate cortex*) [56][57].

Οι συγκεκριμένες περιοχές διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο σε πολλές άλλες καταστάσεις και η ενεργοποίησή τους θεωρείται πως σχετίζεται με τις επιμέρους ιδιότητές τους. Η αμυγδαλή δραστηριοποιείται κατά τον πρωταρχικό μηχανισμό «φυγής ή μάχης» (“fight or flight”), ο ιππόκαμπος ενεργεί για τη δημιουργία αναμνήσεων σχετικά με ερεθίσματα και ακόλουθες συναισθηματικές αντιδράσεις [58], ο βασικός πυρήνας της τελικής ταινίας σχετίζεται με καταστάσεις άγχους, ενώ ο πρόσθιος φλοιός του προσαγωγίου συνδέεται με τη συναισθηματική απόκριση και την επίγνωση [56].

10.1.2. Αισθητικοκινητικός ηθμός και αισθητηριακός ηθμός

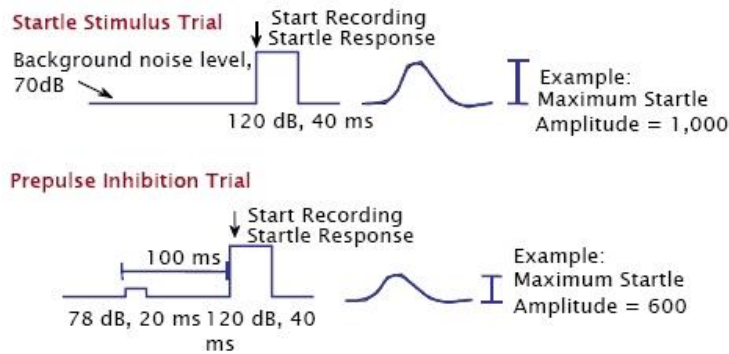
Ο αισθητικοκινητικός ηθμός (*sensorimotor gating*) είναι μια θεμελιώδης λειτουργία του εγκεφάλου με την οποία διασφαλίζεται η προστασία του οργανισμού από την αισθητηριακή υπερφόρτωση, γεγονός που επιτυγχάνεται με την ενεργοποίηση ανασταλτικών μηχανισμών που μειώνουν τη διασπαστική επίδραση επερχόμενων ερεθισμάτων μέχρι να ολοκληρωθεί η επεξεργασία της πληροφορίας που βρίσκεται τη στιγμή εκείνη στο επίκεντρο του ενδιαφέροντος. Αναλυτικότερα, ο αισθητικοκινητικός ηθμός αποτελεί τη λειτουργία εκείνη όπου το κεντρικό νευρικό σύστημα ελέγχει και φιλτράρει τόσο εξωτερική αισθητηριακή, όσο και εσωτερική γνωστική και κινητική πληροφορία από υψηλής

τάξης διαδικασίες και τις επακόλουθες αποκρίσεις τους, έτσι ώστε (κατά την επικρατέστερη επιστημονική θεωρία) να δίνεται η δυνατότητα της αδιάλειπτης επεξεργασίας των κυρίαρχων όψεων του εσωτερικού και εξωτερικού περιβάλλοντος. Με τον τρόπο αυτό, οι μηχανισμοί αισθητικοκινητικού ηθμού φέρονται να προλαμβάνουν την πληροφοριακή υπερφόρτωση, εξυπηρετώντας τη νοητική και συμπεριφορική αρτίωση [55].

Αξίζει να σημειωθεί ότι υφίσταται διάκριση μεταξύ *αισθητηριακού ηθμού* (*sensory gating*) και *αισθητικοκινητικού ηθμού* (*sensorimotor gating*), όρων που στο παρελθόν χρησιμοποιούνταν συχνά ως περίπου συνώνυμοι, καθώς διαπιστώθηκε ότι αφορούν διεργασίες που ενεργοποιούν σχετικώς διαφορετικά νευρωνικά κυκλώματα. Στη λειτουργία του αισθητικοκινητικού ηθμού, η ισχύς του ερεθίσματος είναι τέτοια ώστε να προκαλεί οπωσδήποτε σύσπαση των μυών, ενεργοποιώντας την αντίδραση του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού. Αυτό γίνεται σαφέστερο λαμβάνοντας υπόψη τα μέσα που χρησιμοποιούνται για τον έλεγχο των δύο λειτουργιών σε διαφορετικές μεθόδους εργαστηριακών μετρήσεων.

Η βασική μέθοδος ανίχνευσης του αισθητηριακού ηθμού βάσει ακουστικών ερεθισμάτων είναι το *ηλεκτροεγκεφαλογράφημα* (HEΓ), μέσω του οποίου καταγράφονται τα *προκλητά δυναμικά P50*. Πρόκειται για την καταγραφή της αντίδρασης του εγκεφάλου μετά την έλευση χρονικού διαστήματος 50 msec από τη στιγμή που ξεκινά το ακουστικό ερέθισμα. Στη διαδικασία αυτή, χρησιμοποιείται ο *έλεγχος του ζεύγους παλμών* (*paired click test*), που αποτελείται από δύο όμοια ηχητικά σήματα σε χρονική απόσταση 200 msec το ένα από το άλλο. Η καταγραφή της εγκεφαλικής δραστηριότητας του δεύτερου σήματος αποκαλύπτει μείωση της αντανακλαστικής αντίδρασης του οργανισμού λόγω της ύπαρξης του πρώτου σήματος, μέχρι και σε ποσοστό 80% [59].

Prepulse Inhibition of the Acoustic Startle Response



Εικόνα 10.1: Ενδεικτική καταγραφή ακουστικού αντανακλαστικού αιφνιδιασμού, απουσία προπαλμού και παρουσία προπαλμού, με προπαλμική αναστολή 40%.

Για την ανίχνευση του αισθητικοκινητικού ηθμού, η εργαστηριακή διαδικασία τροποποιείται βάσει του μοντέλου της προπαλμικής αναστολής του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού (*Prepulse Inhibition, PPI*). Το φαινόμενο της προπαλμικής αναστολής αποτελεί μία καλά εδραιωμένη ψυχολογική λειτουργία [60][61] και συμβαίνει όταν ένα σχετικά αδύναμο αισθητηριακό συμβάν (prepulse) παρουσιάζεται 30-500ms πριν από ένα δυνατό ερέθισμα που προκαλεί αντανακλαστικό αιφνιδιασμό, με αποτέλεσμα την ελάττωση του μεγέθους του αντανακλαστικού αυτού. Η απόκλιση της συμπεριφοράς αυτής από ένα διεθνώς αναγνωρισμένο πρότυπο μπορεί να είναι ένδειξη ποικίλων ψυχοφυσικών διαταραχών. Στην περίπτωση μελέτης της προπαλμικής αναστολής το βασικό ακουστικό ερέθισμα (παλμός) είναι σχετικά μεγάλης έντασης (ενδεικτικά: ένταση 120 dB και διάρκεια 40 msec), ικανής να προκαλεί τη σύσπαση των μυών του προσώπου κατά το φαινόμενο του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού.

Όταν προηγείται ένα προπαλμικό ερέθισμα σε χρονική απόσταση από 50 έως 300 msec, δηλαδή ένας ήχος μικρότερης διάρκειας και έντασης, ο οποίος από μόνος του δε θα μπορούσε να επιφέρει μυοκινητικές επιπτώσεις, αλλά λειτουργεί ως «προειδοποιητικό» ερέθισμα για τον επερχόμενο παλμό, αναμένουμε ισχυρή μείωση στο εύρος της έντασης του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού. Η ποσοστιαία έκφραση της μείωσης του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού κατά τις συνθήκες προπαλμού-παλμού σε σχέση με το εύρος του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού που

εκλύεται από τον παλμό ως μοναδικό ερέθισμα αποτελεί και τον πειραματικό ορισμό της προπαλμικής αναστολής.

Η εμφάνιση της προπαλμικής αναστολής παρατηρείται σε πλήθος έμβιων όντων. Πολλές έρευνες έχουν διεξαχθεί σε πειραματόζωα, κυρίως τρωκτικά (ποντίκια), με τη χρήση ανιχνευτών σύσπασης των σκελετικών μυών τους σε ειδικούς *θαλάμους αντανάκλαστικού αιφνιδιασμού (startle chambers)* [62]. Η εργαστηριακή διάταξη με την οποία καταγράφεται το εύρος της σύσπασης του περιοφθαλμικού μυός είναι κατά κανόνα το *ηλεκτρομυογράφημα (ΗΜΓ)*, μέσω τοποθέτησης ηλεκτροδίων στην περιοχή του *orbicularis oculi (σφιγκτήρας των βλεφάρων)*.

Η μέθοδος *ηλεκτροεγκεφαλογράφου-ηλεκτρομυογράφου (ΗΕΓ-ΗΜΓ)* είναι σήμερα η εδραιωμένη διαδικασία καταγραφής των αντανάκλαστικών του αιφνιδιασμού και μελέτης της προπαλμικής αναστολής. Η μέθοδος αυτή περιλαμβάνει τη χρήση ηλεκτροδίων συνδεδεμένων σε διάφορα σημεία στο δέρμα του κεφαλιού του εξεταζόμενου ικανών να καταγράψουν τα δυναμικά που προκαλούν οι αντιδράσεις του σε διάφορα ακουστικά ερεθίσματα. Στο κεφάλαιο που ακολουθεί περιγράφεται εν συντομία η διαδικασία αυτή.

10.2. Διαταραχές της προπαλμικής αναστολής

Σαν διαταραχή του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής αναφέρεται η οποιαδήποτε απόκλιση από την αποδεκτή σαν φυσιολογική συμπεριφορά σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα. Η μελέτη των διαταραχών της προπαλμικής αναστολής είναι πολύ σημαντική για την επιστήμη της Βιοϊατρικής, καθώς έχει συνδεθεί με μία σειρά ψυχοφυσικών διαταραχών του ανθρώπινου εγκεφάλου. Στη συνέχεια του κεφαλαίου αυτού θα αναλύσουμε κάποιες από τις διαταραχές αυτές.

10.2.1. Μελέτη προπαλμικής αναστολής και σχιζοφρένεια

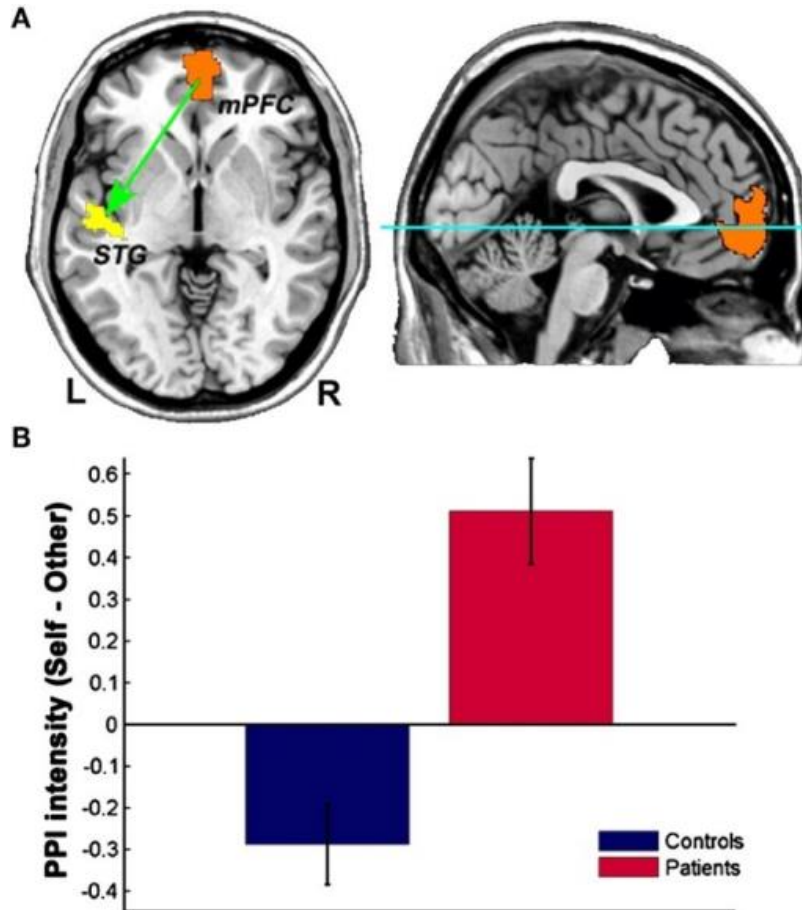
Η προπαλμική αναστολή μπορεί να θεωρηθεί έγκυρα ως ένας κατάλληλος ενδοφαινοτυπικός δείκτης του κεντρικού αισθητικοκινητικού ηθμού. Η καταγραφή ανωμαλιών στη λειτουργία της είναι πιθανό να υποδηλώνει διαταραχές στο νευρωνικό κύκλωμα, που με τη σειρά τους ενδέχεται να εκδηλώνονται με τη μορφή των ψυχικών διαταραχών. Ειδικότερα, η ελλειμματική προπαλμική αναστολή αποτελεί χαρακτηριστικό εύρημα στη μελέτη της σχιζοφρένειας, ήδη από εκθέσεις του 1978 [63].

Αξίζει να σημειωθεί ότι ελλειμματικές διαταραχές της προπαλμικής αναστολής έχουν διαπιστωθεί σε μη ψυχωσικούς πρώτου βαθμού συγγενείς ασθενών με σχιζοφρένεια, γεγονός που στηρίζει την άποψη ότι η συγκεκριμένη διαταραχή της επεξεργασίας πληροφοριών αποτελεί μια κεντρική διαταραχή, η οποία σε συνδυασμό και με άλλους παράγοντες διαδραματίζει αιτιακό ρόλο στην εκδήλωση των γνωστικών ελλειμμάτων που παρατηρούνται στη σχιζοφρένεια και τις συναφείς προς αυτή διαταραχές. Το ίδιο εύρημα ουσιαστικά κατέστησε την προπαλμική αναστολή έναν έγκυρο ενδοφαινοτυπικό δείκτη σε γενετικές έρευνες. Με βάση τα σημερινά δεδομένα, ο έλεγχος προπαλμικής αναστολής δεν μπορεί να θεωρηθεί διαγνωστικό εργαλείο, ούτε αποδεικνύει αυτοτελώς την ύπαρξη δυσλειτουργιών σε νευρωνικά κυκλώματα του εγκεφάλου. Ωστόσο, σε συνδυασμό με άλλα εργαλεία, μπορεί να φανεί χρήσιμος στην περιγραφή αλλοιώσεων και απορρυθμίσεων σε συγκεκριμένες κλινικές καταστάσεις. Αυτό που εξετάζεται συνεπώς είναι μια συγκεκριμένη αυτόματη διεργασία σε ένα ουδέτερο, ανεξάρτητο από τη μάθηση μοντέλο, που δίνει επιπλέον τη δυνατότητα να συνδεθούν οι ιατρικές έρευνες στον άνθρωπο με την αντίστοιχη μελέτη της προπαλμικής αναστολής σε ζώα [55].

Η συνεισφορά των μετρήσεων προπαλμικής αναστολής είναι ιδιαίτερος σημαντικές στη μελέτη της *νευροβιολογίας της σχιζοφρένειας*, λόγω της συνάφειάς της «ανατομίας» του αισθητικοκινητικού ηθμού με την παθοφυσιολογία της διαταραχής, δεδομένης της ελλειμματικής δυνατότητας των ασθενών να «φιλτράρουν» τη γνωστική και αισθητηριακή πληροφορία που δέχονται ως χαρακτηριστικό κλινικό σύμπτωμα της διαταραχής. Οι πάσχοντες από σχιζοφρένεια παρουσιάζουν απώλειες σε μετρήσεις *συντηρούμενης ή ηθελμμένης*

προσοχής (voluntary attention), ενώ γνωρίζουμε από κλινικές έρευνες και πειραματικές μετρήσεις ότι παρουσιάζουν επίσης αδυναμία να παρεμποδίσουν δευτερεύουσες σκέψεις και αισθητηριακά ερεθίσματα από το να εισέρχονται στη συνείδηση. Σε μια σειρά μελετών, έχει διερευνηθεί η σχέση μεταξύ προπαλμικής αναστολής και γνωστικών διαταραχών στη σχιζοφρένεια. Έχει βρεθεί ότι οι διαταραχές στην προπαλμική αναστολή συσχετίζονται σημαντικά με τις διαταραχές στη σκέψη και τη διασπασιμότητά της.

Σήμερα, η σχιζοφρένεια και οι συναφείς προς αυτή διαταραχές θεωρούνται καταστάσεις στις οποίες ο διαταραγμένος αισθητικοκινητικός ηθμός οδηγεί σε «υπερφόρτωση» του κεντρικού νευρικού συστήματος και σε «γνωστική διάσπαση». Η γνωστική διάσπαση συνεπάγεται ελλειμματική γνωστική λειτουργία, που οδηγεί σε μια σειρά από κλινικά συμπτώματα που αφορούν τόσο τη μορφή της σκέψης, όπως η χάλαση του ειρμού και η *υπερπεριεκτική (overinclusive)* σκέψη, όσο και το περιεχόμενό της, όπως παραληρήματα και ψευδαισθήσεις, αλλά και τη γενικότερη λεκτική και κινητική συμπεριφορά (ακατανόητη ομιλία, ανακόλουθη και απρόσφορη συμπεριφορά). Δημογραφικοί παράγοντες και συμπτώματα που έχουν συσχετιστεί με μειωμένα επίπεδα προπαλμικής αναστολής στη σχιζοφρένεια περιλαμβάνουν την έναρξη της νόσου σε μικρή ηλικία και την αυξημένη παρουσία θετικών και αρνητικών συμπτωμάτων [55].



Εικόνα 10.2: Μελέτη προπαλμικής αναστολής σε υγιείς πληθυσμούς και πάσχοντες από σχιζοφρένεια. Εδώ εξετάζεται και η λειτουργική συνδεσιμότητα των εγκεφαλικών περιοχών από τον έσω προμετωπιαίο φλοιό (medial prefrontal cortex) έως την αριστερή άνω κροταφική έλικα (left superior temporal gyrus).

10.2.2. Μελέτη προπαλμικής αναστολής σε άλλες διαταραχές

Διαταραχές της προπαλμικής αναστολής έχουν επίσης αναφερθεί στις περιπτώσεις της σχιζότυπης διαταραχής προσωπικότητας, στην ιδεοψυχαναγκαστική διαταραχή, στη διαταραχή πανικού, στη διπολική διαταραχή, στη νόσο Huntington, στο σύνδρομο Tourette, στη διαταραχή ελλειμματικής προσοχής, στην επιληψία κροταφικού λοβού συνοδευόμενη από ψύχωση, καθώς και στη νυκτερινή ενούρηση. Πρόσφατες συγκεντρωτικές μελέτες επαληθεύουν, εμπλουτίζουν, τροποποιούν ή απορρίπτουν ορισμένες από τις παραπάνω αναφορές [64]. Η συστηματική ύπαρξη ελλειμματικής προπαλμικής αναστολής στην ιδεοψυχαναγκαστική διαταραχή έχει διαπιστωθεί επανειλημμένα σε έρευνες. Έχει

παρατηρηθεί ότι βρίσκεται σε υψηλότερα επίπεδα ιδιαίτερα σε εξεταζόμενους που παρουσιάζουν επιπλέον ακούσιες νευρικές συσπάσεις (τικ) [65].

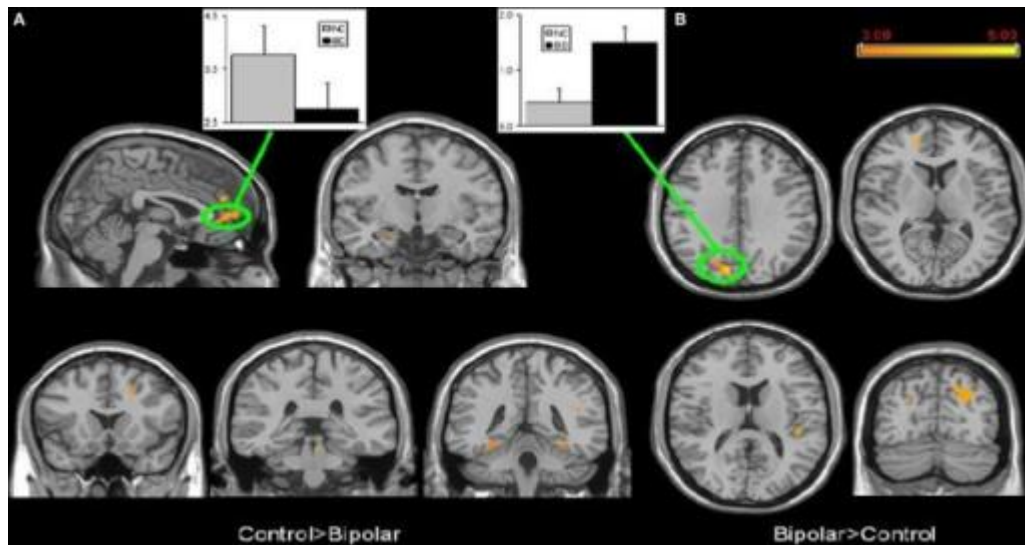
Αντίστοιχα, εξετάσεις παιδιών και εφήβων που έχουν διαγνωστεί με *σύνδρομο Tourette* δείχνουν τη συστηματική ύπαρξη ελλειμματικής προπαλμικής αναστολής. Ο πρόσφατος συσχετισμός του συνδρόμου Tourette με τη μετάλλαξη προσδιορισμένου στελέχους του ανθρώπινου γονιδιώματος (Hdc W317X) αποτελεί και την πρώτη συσχέτιση της ελλειμματικής προπαλμικής αναστολής με συγκεκριμένο γονότυπο [66].

Αναφορές περί ελλειμματικής προπαλμικής αναστολής παρατηρούνται και σε ελέγχους ασθενών της νόσου Huntington, όπου όμως άλλοι ασθενείς καταγράφουν ελλειμματικές μετρήσεις σε ακουστικά ερεθίσματα, άλλοι σε σωματοαισθητηριακά και άλλοι και στους δύο ελέγχους [67]. Καθώς παρόμοιες ανωμαλίες παρουσιάστηκαν και στην εξέταση του βλεφαρίσματος μέσω *προκλητής νευροδιέγερσης (electrical stimulation of the supraorbital nerve)*, μπορούν να γίνουν βάσιμες υποθέσεις για τη νευροφυσιολογική αντανακλαστική δυσλειτουργία στη νόσο Huntington, χωρίς ωστόσο να αποδεικνύεται σαφής συσχέτιση στα ευρήματα των δύο διακριτών μεθόδων εξέτασης.

Μελέτες της προπαλμικής αναστολής σε παιδιά με *πρωτογενή νυκτερινή ενούρηση* έδειξαν χαμηλά επίπεδα προπαλμικής αναστολής, ιδίως στα διαστήματα των 120 ms. Αρχικές έρευνες συνέδεαν τη συνύπαρξη διαταραχής ελλειμματικής προσοχής με τις υψηλότερες καταγραφές ελλειμματικής προπαλμικής αναστολής, γεγονός που όμως δεν επιβεβαιώθηκε στις μεταγενέστερες έρευνες. Παρουσιάζει ενδιαφέρον το γεγονός ότι επαναληπτικές μετρήσεις στα ίδια παιδιά μετά την πάροδο δύο ετών κατέγραψαν φυσιολογικά αποτελέσματα, από όπου καταδείχτηκε ότι η ωρίμανση του εγκεφαλικού στελέχους διαδραματίζει αποφασιστικό ρόλο στην απόληψη των συμπτωμάτων [68].

Οι πρώτες μελέτες προπαλμικής αναστολής στη *διπολική διαταραχή* έδιναν παρόμοια ευρήματα ελλειμματικού τύπου. Ωστόσο, όταν τα πειράματα επαναλήφθηκαν σε υποκείμενα σε φάση υπομανίας (ευθυμίας), τα αποτελέσματα βρίσκονταν στα όρια του φυσιολογικού. Νέες μελέτες σε άτομα με διπολική διαταραχή σε μικτές καταστάσεις επίσης δεν μπόρεσαν να δώσουν σαφή συμπεράσματα. Η βασικότερη υπόθεση πλέον υποστηρίζει ότι τα επίπεδα

προπαλμικής αναστολής στη διπολική διαταραχή εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από την κατάσταση του υποκειμένου [69].



Εικόνα 10.3: Μελέτη εγκεφαλικής λειτουργίας σε πάσχοντες από διπολική διαταραχή.

Μετρήσεις προπαλμικής αναστολής που πραγματοποιήθηκαν σε άτομα που έπασχαν από κρίσεις πανικού έδειξαν ελλειμματική λειτουργία. Ωστόσο, καθώς η ένταση του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού παρουσίαζε αύξηση όταν οι μετρήσεις επαναλαμβάνονταν, γεγονός που δεν μπορούσε να αποδοθεί σε συγκεκριμένο παράγοντα, τα συμπεράσματα της έρευνας παραμένουν μέχρι στιγμής ατελή [70][71].

Σε πληθυσμούς που διαγνώστηκαν με σύνδρομο *Asperger*, καταγράφηκαν ασαφή αποτελέσματα, ενώ συσχέτιση μεταξύ ελλειμματικής προπαλμικής αναστολής και ατόμων στο φάσμα του αυτισμού εμφανίζεται στην κατηγορία πληθυσμών με σύνδρομο *εύθραυστου χρωμοσώματος X*, παρά στην κατηγορία του ιδιοπαθούς αυτισμού. Επίσης, η γνωστική και συμπεριφορική παθολογία της αυτιστικής συμπεριφοράς φαίνεται να επηρεάζει τα αποτελέσματα των μετρήσεων. Από τα μέχρι στιγμής συμπεράσματα, προκύπτει η ανάγκη περαιτέρω έρευνας της σχέσης προπαλμικής αναστολής και αυτισμού, με έμφαση στο σύνδρομο *εύθραυστου χρωμοσώματος X* [72].

Ασθενείς πάσχοντες από μετατραυματική αγχώδη διαταραχή διαπιστώθηκε ότι παρουσιάζουν ιδιαίτερα υψηλά επίπεδα αντανακλαστικού αιφνιδιασμού αναφοράς. Η ύπαρξη ορισμένων εκθέσεων που παρατηρούν ανωμαλίες στη λειτουργία της προπαλμικής αναστολής σε ασθενείς και άλλων που δίνουν σχετικώς φυσιολογικά αποτελέσματα δεν επαρκούν για την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων, δεδομένων των μικρών και ετερογενών ομάδων εξεταζόμενων, καθώς και των μεθοδολογικών διαφοροποιήσεων [64].

Οι έρευνες της προπαλμικής αναστολής στη διαταραχή μείζονος κατάθλιψης δίνουν σταθερά μη ελλειμματικές μετρήσεις [73]. Μια ελαφρά τάση ελλειμματικής καταγραφής θεωρείται πως μπορεί να αποδοθεί στην ύπαρξη διαταραχών σκέψης σε ένα τμήμα του πληθυσμού, ενώ η χορήγηση αντικαταθλιπτικής αγωγής δεν επηρεάζει τις μετρήσεις. Οι αναφορές για διαταραχές της προπαλμικής αναστολής σε άτομα με διαταραχή ελλειμματικής προσοχής δεν επιβεβαιώνονται από έρευνες που πραγματοποιήθηκαν τόσο σε ανήλικους, όσο και ενήλικους πληθυσμούς, πέρα από την ανίχνευση υψηλών επιπέδων αντανακλαστικού αιφνιδιασμού αναφοράς [64].

Έλεγχοι προπαλμικής αναστολής έχουν επίσης πραγματοποιηθεί σε σχέση με γενετικές διαταραχές. Αξιοσημείωτα είναι τα αποτελέσματα μετρήσεων σε παιδιά με σύνδρομο μικροελλείμματος 22q11.2 (σύνδρομο DiGeorge), όπου παρατηρήθηκε ελλειμματική προπαλμική αναστολή, σε αντίθεση με τις φυσιολογικές καταγραφές σε παράλληλους ελέγχους στα υγιή αδέρφια τους [74]. Επίσης, η μοναδική έρευνα που έχει γίνει μέχρι σήμερα σε ασθενείς με σύνδρομο Klinefelter, κατέδειξε παρόμοια ελλείμματα στον αισθητικοκινητικό ηθμό [75]. Ο τομέας της συγκεκριμένης έρευνας, ειδικότερα στο σύνδρομο μικροελλείμματος 22q11.2, παρουσιάζει ενδιαφέρον για περαιτέρω ερευνητική εργασία, δεδομένης τόσο της σαφήνειας της αιτιολογικής βλάβης, όσο και του υψηλού ρίσκου της κατάστασης για εκδήλωση σχιζοφρένειας (25%).

10.2.3. Μελέτη προπαλμικής αναστολής σε σχέση με διάφορες ουσίες

Μετρήσεις προπαλμικής αναστολής έχουν γίνει και σε χρήστες ναρκωτικών και ψυχοτρόπων ουσιών, τα δεδομένα ωστόσο είναι περιορισμένα και σχετικώς ανεπαρκή. Χρήστες ινδικής κάνναβης παρουσίασαν ελλειμματική προπαλμική αναστολή, αποκλειστικά όμως στην ελεγχόμενη διαδικασία και όχι στην ακούσια [76]. Αναφορές συνδέουν το φαινόμενο αυτό με τη χρόνια χρήση κι όχι με το βαθμό της προσωρινής επήρειας [77]. Χρήστες κοκαΐνης παρουσίασαν χαμηλό επίπεδο αντανακλαστικού αιφνιδιασμού αναφοράς (χωρίς προπαλμό), αλλά ιδιαίτερα ισχυρή προπαλμική αναστολή [78]. Χρήστες MDMA (ecstasy) επίσης παρουσίασαν ισχυρό επίπεδο προπαλμικής αναστολής, αλλά όχι σε όλες τις έρευνες [79].

Η μελέτη προπαλμικής αναστολής σε σχέση με την κατανάλωση καφεΐνης (σε δόσεις στοματικής λήψης των 0, 2 και 4 mg/kg) δείχνει ότι παρά τη συμβολή της ουσίας στην ανάπτυξη γενικευμένης διέγερσης των αντανακλαστικών, η επιρροή της στους δείκτες μέτρησης ήταν αμελητέα. Ωστόσο, φαίνεται ότι η καφεΐνη δρα ανασταλτικά στη διάκριση μεταξύ ακούσιας και ελεγχόμενης διαδικασίας, απαλείφοντας τα ελαφρώς υψηλότερα επίπεδα προπαλμικής αναστολής στην ελεγχόμενη διαδικασία για προπαλμικά διαστήματα μεγαλύτερα των 120 ms. Επιπλέον, η καφεΐνη επέδρασε ανασταλτικά στα υψηλότερα επίπεδα αντανακλαστικού αιφνιδιασμού σε ελεγχόμενα πειράματα με απτικά ερεθίσματα για τα μικρότερα διαστήματα προπαλμών [80].

Οι μετρήσεις προπαλμικής αναστολής σε καπνιστές δείχνουν ότι η νικοτίνη αυξάνει τα επίπεδα προπαλμικής αναστολής. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώθηκαν και σε πειράματα υποδόριας χορήγησης νικοτίνης σε υγιείς πληθυσμούς. Στα πειραματόζωα, η χορήγηση νικοτίνης έδειξε παρόμοια αποτελέσματα, αλλά μόνο για χαμηλές δόσεις. Οι πάσχοντες από χρόνια σχιζοφρένεια είναι καπνιστές σε ποσοστό μεγαλύτερο τόσο του γενικού πληθυσμού, όσο και σε σύγκριση με πάσχοντες από άλλες διαταραχές ή ασθένειες. Μετρήσεις σε πάσχοντες από σχιζοφρένεια που είχαν καπνίσει ένα τσιγάρο σε διάστημα μικρότερο των δέκα λεπτών πριν την έναρξη της διαδικασίας καταγραφής, έδειξαν σημαντικά υψηλότερα επίπεδα προπαλμικής αναστολής [81].

10.3. Το νευροβιολογικό υπόστρωμα της προπαλμικής αναστολής

Στην παράγραφο αυτή θα προσπαθήσουμε να σκιαγραφήσουμε τις νευροβιολογικές διεργασίες που βρίσκονται πίσω από τη διαταραχή του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής.

10.3.1. Μέθοδοι έρευνας του νευροβιολογικού υποστρώματος

Τα τελευταία χρόνια έχει σημειωθεί σημαντική πρόοδος ως προς την κατανόηση του *νευρωνικού υποστρώματος που διαμεσολαβεί την προπαλμική αναστολή*, κυρίως μέσα από εκτεταμένες μελέτες σε πειραματόζωα. Οι πειραματικοί χειρισμοί περιλαμβάνουν μεμονωμένες ή συνδυασμένες παρεμβάσεις, όπως η πρόκληση καταστροφών σε συγκεκριμένες περιοχές του εγκεφάλου, η ενδο-εγκεφαλική έγχυση νευροδιαβιβαστών ή ουσιών με συγκεκριμένες φαρμακολογικές ιδιότητες, ο ηλεκτρικός ερεθισμός του εγκεφάλου και η συστηματική χορήγηση νευροτοξινών. Αυτές οι πειραματικές παρεμβάσεις συχνά συνδυάζονται με ανατομικές και νευροχημικές αναλύσεις, που εκτείνονται από ανακατασκευή του κατεστραμμένου ιστού, σε τεχνικές διαπίστωσης ανατομικών συνδέσεων, σε μικροδιαπίδυση και σε τεχνικές παρέμβασης στο γονιδίωμα. Οι γενετικές προσεγγίσεις, όπως η *σύγκριση διαφορετικών ειδών (strain comparisons)*, η *επιλεκτική φαρμακογενετική αναπαραγωγή (selective pharmacogenetic inbreeding)* και η παραγωγή γενετικά τροποποιημένων ζώων, έχουν επίσης βοηθήσει στην κατανόηση του νευρωνικού υποστρώματος της προπαλμικής αναστολής [82].

Έτσι, ευρήματα από μελέτες με τις προαναφερθείσες τεχνικές έχουν συμβάλει στη διαμόρφωση ενός αρχικού νευρωνικού «χάρτη» του υποστρώματος της προπαλμικής αναστολής στα ζώα και τον άνθρωπο. Το υπόστρωμα αυτό περιλαμβάνει δομές, νευροδιαβιβαστές και νευροπεπτίδια που εντοπίζονται σε ένα μεγάλο εύρος του εγκεφάλου, το οποίο περιλαμβάνει δομές από το φλοιό μέχρι τη γέφυρα. Παρά το γεγονός ότι ο αντανακλαστικός αιφνιδιασμός και η προπαλμική αναστολή μπορούν να καταγραφούν και να ποσοτικοποιηθούν τόσο στον άνθρωπο

όσο και στα ζώα, και παρά τις ομοιότητες που ενυπάρχουν στο νευρωνικό έλεγχο, όπως παρουσιάζονται σε μελέτες διαταραχής της προπαλμικής αναστολής σε κλινικούς πληθυσμούς, είναι εσφαλμένο να θεωρηθεί ότι υπάρχει πλήρης ομολογία στο νευρωνικό υπόστρωμα της προπαλμικής αναστολής μεταξύ των ειδών. Οι πιο σημαντικές διαφορές στο εγκεφαλικό κύκλωμα μεταξύ των ειδών φαίνεται να εντοπίζονται στις οπίσθιες και στις φυλογενετικά νεότερες εγκεφαλικές περιοχές. Διαφορές ως προς τη διαμεσολάβηση του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού και της προπαλμικής αναστολής μεταξύ των ειδών είναι ωστόσο εμφανείς ακόμη και σε πιο πρωτόγονες περιοχές του εγκεφάλου [82].



Εικόνα 10.4: Επέμβαση στον εγκέφαλο εργαστηριακού πειραματόζωου.

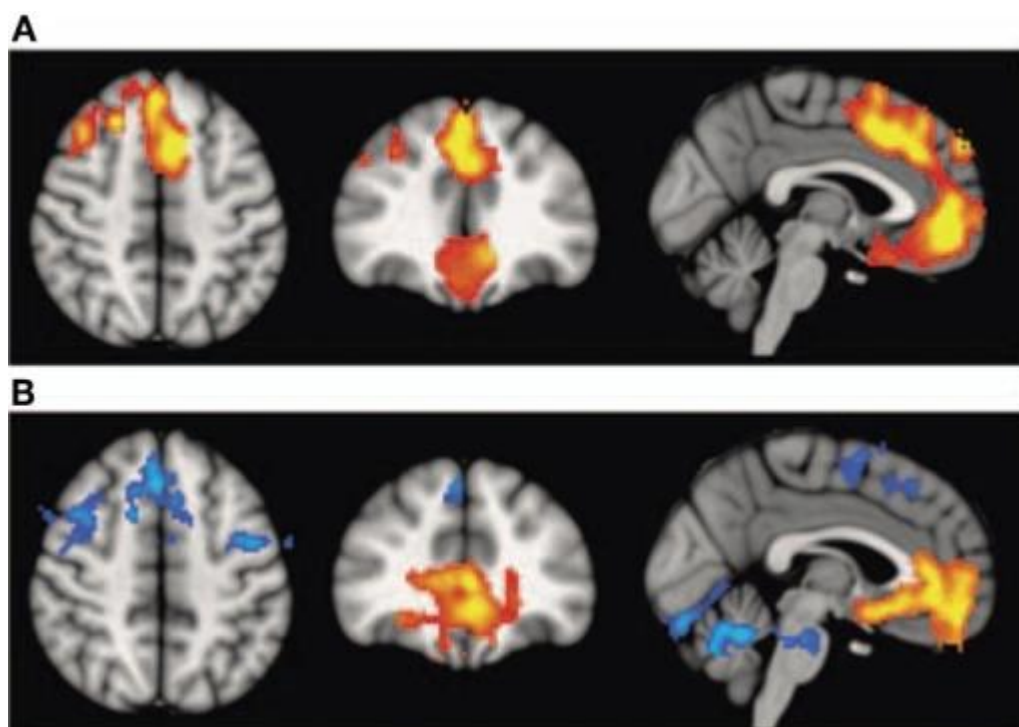
10.3.2. Συμπεράσματα έρευνας του νευροβιολογικού υποστρώματος

Όσον αφορά τα συμπεράσματα των σημερινών ερευνών σχετικά με το νευρωνικό υπόστρωμα που διαμεσολαβεί την προπαλμική αναστολή του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού, αξίζει να σταθεί κανείς στον ρόλο που διαδραματίζουν οι παρακάτω δομές της εγκεφαλικής λειτουργίας.

Ο *ιπόκαμπος (hippocampus)* διαμεσολαβεί στην επεξεργασία της αισθητηριακής πληροφορίας. Οι πιο άμεσες ενδείξεις προέκυψαν από μελέτες σε ζώα, από όπου εκτιμήθηκε ότι η χολινεργική νευροδιαβίβαση συμβάλλει

καθοριστικά στη ρύθμιση της προπαλμικής αναστολής. Επιπλέον, η πρόκληση βλαβών στον κοιλιακό ιππόκαμπο παρατηρήθηκε πως έχει ως αποτέλεσμα την ανάπτυξη καθυστερημένης ευαισθητοποίησης στη μείωση της προπαλμικής αναστολής από ντοπαμινεργικούς αγωνιστές, γεγονός που μπορεί να έχει εξαιρετική σημασία για την κατανόηση της διαταραχής της προπαλμικής αναστολής στη σχιζοφρένεια, βάσει της θεωρητικής και εμπειρικής σύνδεσης ανάμεσα στη δυσλειτουργία του ιππόκαμπου και στην αυξημένη ντοπαμινεργική δραστηριότητα του μεσομεταιχμιακού συστήματος στην εν λόγω νόσο [83].

Από μελέτες σε ζώα, διαπιστώθηκε ότι ο έσω προμετωπιαίος φλοιός (*medial prefrontal cortex*) ρυθμίζει την προπαλμική αναστολή με τρόπο ανάλογο με τον προτεινόμενο ρόλο της μειωμένης ντοπαμινεργικής νευροδιαβίβασης της περιοχής αυτής στη σχιζοφρένεια, καθώς παρατηρήθηκε ότι η προπαλμική αναστολή μειώνεται σε πειραματικές παρεμβάσεις που μειώνουν τη ντοπαμινεργική νευροδιαβίβαση [84].



Εικόνα 10.5: Ενρήματα μελέτης εγκεφαλικής λειτουργίας σε πάσχοντες από σχιζοφρένεια με μεθόδους VBM (A) και fMRI (B). Με μπλε χρώμα οι περιοχές υπολειτουργίας και με πορτοκαλί οι περιοχές υπερδιέγερσης.

Πειράματα επιβεβαίωσαν ότι καταστροφές στην *αμυγδαλή (amygdala)* μείωσαν σημαντικά την προπαλμική αναστολή. Νεότερα πειράματα εξειδίκευσαν τον τομέα που συμβάλλει στη λειτουργία αυτή, ειδικά στον *πλάγιο βασικό πυρήνα της αμυγδαλής (basolateral amygdala)* [82].

Ο *ιππόκαμπος*, η *αμυγδαλή* και ο *προμετωπιαίος φλοιός* επηρεάζουν τη συμπεριφορά μέσω των υποφλοιικών προβολών τους στον *επικλινή πυρήνα (nucleus accumbens)* και στην *κοιλιακή καλυπτική περιοχή (ventral tegmental area)*. Ο *επικλινής πυρήνας* φαίνεται να έχει καθοριστικό ρόλο στη σύνδεση περιοχών του πρόσθιου εγκεφάλου και του μεταιχμιακού συστήματος, που ρυθμίζουν τις ανώτερες γνωστικές λειτουργίες και τη συμπεριφορά. Επιπλέον, η ντοπαμινεργική δραστηριότητα στον *επικλινή πυρήνα* έχει βρεθεί ότι είναι ευαίσθητη και στη μεμονωμένη επίδραση των παλμών και των προπαλμών [82]

Η ντοπαμινεργική νευροδιαβίβαση και σε άλλες περιοχές του πρόσθιου εγκεφάλου, πέραν του *επικλινούς πυρήνα*, εμπλέκεται στη διαμεσολάβηση της προπαλμικής αναστολής, με μελέτες να έχουν επικεντρωθεί στο *ραβδωτό σώμα (striatum)* και στην *κοιλιακή ωχρά σφαίρα (ventral pallidum)*. Ειδικότερα, η μειωμένη προπαλμική αναστολή σε ασθενείς με νόσο του Huntington φαίνεται να συνδέεται με απώλεια GABAεργικών νευρώνων σε προβολές του ραβδωτού σώματος και της *ωχράς σφαίρας*, ενώ σε κάποιες μελέτες έχει διαπιστωθεί διαταραχή στο μεταβολισμό και τον όγκο της *κοιλιακής ωχράς σφαίρας* ή της *έσω μοίρας της ωχράς σφαίρας (internal pallidum)* στη σχιζοφρένεια. Η μείωση της προπαλμικής αναστολής μετά από αύξηση της ντοπαμινεργικής νευροδιαβίβασης στο ραβδωτό σώμα φαίνεται να αντανακλά τη μείωση της GABAεργικής νευροδιαβίβασης σε προβολές του ραβδωτού σώματος σε υποφλοιικές περιοχές, που περιλαμβάνουν και την *κοιλιακή ωχρά σφαίρα* [82]. Αυτή η προβολή από το ραβδωτό σώμα στην *κοιλιακή ωχρά σφαίρα* αποτελεί τμήμα ενός νευρωνικού κυκλώματος, το οποίο ρυθμίζει κεντρικούς ανασταλτικούς μηχανισμούς στα θηλαστικά.

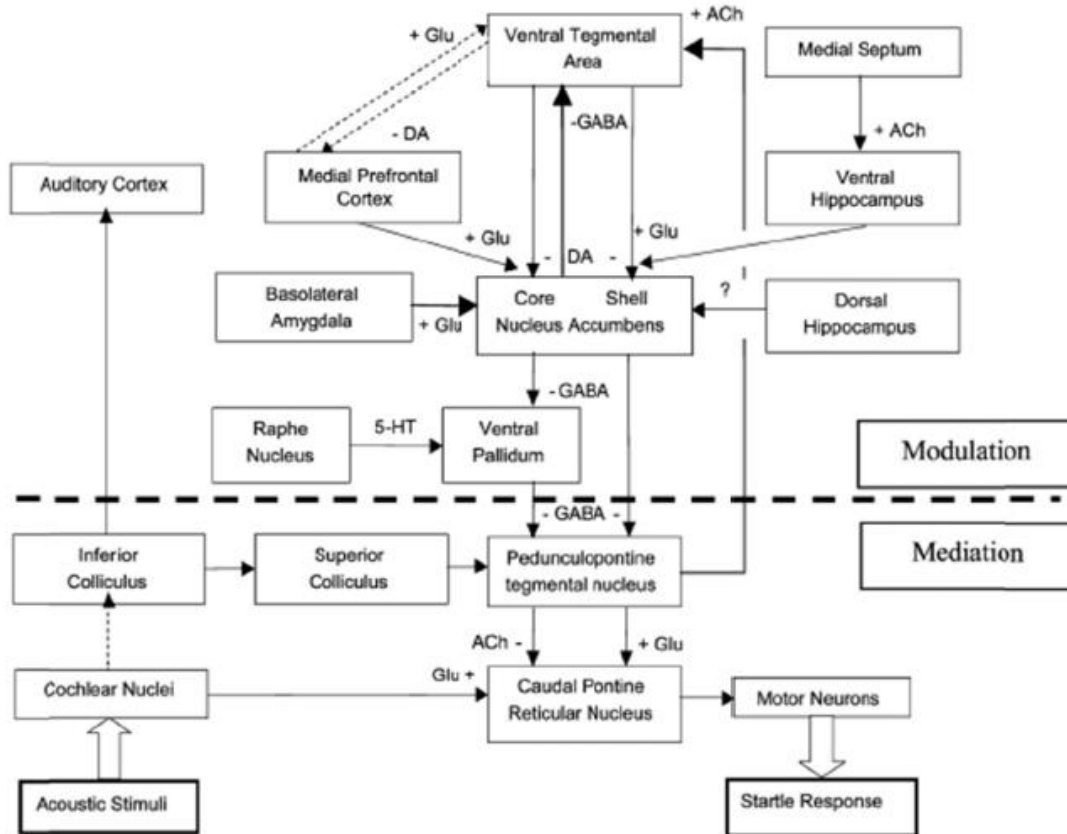
Εκτεταμένες καταστροφές του *κάτω διδυμίου (inferior colliculus)* αυξάνουν το εύρος του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού και απαλείφουν πλήρως την προπαλμική αναστολή όταν χρησιμοποιούνται ακουστικοί, αλλά όχι και οπτικοί προπαλμοί [85]. Για τον λόγο αυτό, προτάθηκε ισχυρά ότι το *κάτω διδύμιο*

ενεργοποιείται από τον ακουστικό προπαλμό και προκαλεί φαινόμενο αναστολής. Επίσης, διαπιστώθηκε ότι ηλεκτρικός ερεθισμός του κάτω διδυμίου πριν τη χορήγηση ενός ακουστικού παλμού, μιμείται τη δράση των ακουστικών προπαλμών και αναστέλλει τον αντανακλαστικό αιφνιδιασμό [86]. Επομένως, το κάτω διδύμιο φαίνεται να αποτελεί ένα σημαντικό τμήμα της ακουστικής οδού που διαμεσολαβεί την ακουστική προπαλμική αναστολή. Ο κεντρικός πυρήνας του δέχεται ακουστικές πληροφορίες, οι οποίες μεταφέρονται στον εξωτερικό πυρήνα πριν φθάσουν στις εσωτερικές στιβάδες του άνω διδυμίου. Με τον τρόπο αυτό, το κάτω διδύμιο μεταδίδει πληροφορίες από το ακουστικό σύστημα στο νευρωνικό κύκλωμα που διαμεσολαβεί την προπαλμική αναστολή.

Η πρόκληση καταστροφών στο άνω διδύμιο (*superior colliculus*) έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της προπαλμικής αναστολής περίπου κατά 45% [87], ενώ φαρμακολογικές παρεμβάσεις με αποκλεισμό των GABAεργικών υποδοχέων αντιθέτως αυξάνουν τα επίπεδα της προπαλμικής αναστολής [88]. Ο ηλεκτρικός ερεθισμός του άνω διδυμίου πριν τη χορήγηση παλμών βρέθηκε ότι έχει ανάλογα αποτελέσματα με τον ηλεκτρικό ερεθισμό του κάτω διδυμίου, δηλαδή μείωση του εύρους του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού κατά 80% περίπου [86]. Συμπερασματικά, το άνω διδύμιο φαίνεται να διαθέτει τις φυσιολογικές και ανατομικές ιδιότητες, για να λειτουργήσει ως ένας μεταβατικός σταθμός αναμετάδοσης των διαφόρων (ακουστικών, οπτικών, απτικών) προπαλμών προς τον σκελογεφυρικό πυρήνα της καλύπτρας [82].

Ο σκελογεφυρικός πυρήνας της καλύπτρας (*pedunculopontine tegmental nucleus*), καθώς και ο έξω ραχιαίος πυρήνας της καλύπτρας (*laterodorsal tegmental nucleus*) αποτελούν μέρος του δικτυωτού σχηματισμού (*reticular formation*) του μεσεγκεφάλου, ο οποίος έχει πολλαπλές λειτουργίες όσον αφορά τη ρύθμιση της συμπεριφοράς. Σε πειραματικές έρευνες, καταστροφές εστιασμένες στον σκελογεφυρικό πυρήνα μείωσαν τα επίπεδα της προπαλμικής αναστολής, αλλά αύξησαν το εύρος του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού αναφοράς [89]. Καταστροφές εστιασμένες στον έξω ραχιαίο πυρήνα μείωσαν την προπαλμική αναστολή κατά περίπου 40% χωρίς να επηρεάσουν το εύρος του βασικού αντανακλαστικού αιφνιδιασμού [90]. Καταστροφές εστιασμένες στους χολινεργικούς νευρώνες του σκελογεφυρικού πυρήνα ελάττωσαν την προπαλμική

αναστολή κατά 65% περίπου, χωρίς μεταβολές στον αντανακλαστικό αφινιδιασμό [91]. Ο έξω ραχιαίος πυρήνας αποτελείται από ακόμη μεγαλύτερες συγκεντρώσεις (70%) χολινεργικών νευρώνων και οι καταστροφές ελάττωσαν την προπαλμική αναστολή περίπου κατά 40%, χωρίς να επηρεάσουν τον αντανακλαστικό αφινιδιασμό [90].



Εικόνα 10.6: Σχηματική αναπαράσταση του νευρωνικού υποστρώματος της προπαλμικής αναστολής. Τα μέρη που αναφέρονται στη μεσολάβηση (Mediation) είναι: ηχητικό ερέθισμα (Acoustic Stimuli), κοχλιακοί πυρήνες (Cochlear Nuclei), κάτω διδύμο (Inferior Colliculus), άνω διδύμο (Superior Colliculus), σκελεγοφυρικός πυρήνας της καλύπτρας (Pedunculopontine tegmental nucleus), οπίσθιος δικτυωτός πυρήνας της γέφυρας (Caudal Pontine Reticular Nucleus), κινητικοί νευρώνες (Motor Neurons), αντανακλαστικός αφινιδιασμός (Startle Response). Τα μέρη που αναφέρονται στη διαμόρφωση (Modulation) είναι: κοιλιακή καλυπτική περιοχή (Ventral Tegmental Area), έσω πυρήνας του διαφράγματος (Medial Septum), ακουστικός φλοιός (Auditory Cortex), έσω προμετωπιαίος φλοιός (Medial Prefrontal Cortex), κοιλιακός ιππόκαμπος (Ventral Hippocampus), πλάγιος βασικός πυρήνας της αμυγδαλής (Basolateral Amygdala), βασικό κέλυφος του επικλινούς πυρήνα (Core Shell Nucleus Accumbens), ραχιαίος ιππόκαμπος (Dorsal Hippocampus), πυρήνας ραφής (Raphe Nucleus), κοιλιακή ωχρά σφαίρα (Ventral Pallidum).

Η δικτυωτή μοίρα της μέλαινας ουσίας (*substantia nigra pars reticulata*) φαίνεται να διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στον ανασταλτικό έλεγχο της κινητικής

συμπεριφοράς. Ζώα που υπέστησαν καταστροφές στη συγκεκριμένη εγκεφαλική δομή παρουσίασαν μείωση της τάξης του 60% στα επίπεδα της προπαλμικής αναστολής, ενώ δεν εκδήλωσαν περαιτέρω μείωση μετά τη χορήγηση αμφεταμίνης ή διζοσιλπίνης. Έτσι, θεωρήθηκε ισχυρά βάσιμο το γεγονός ότι η δικτυωτή μοίρα της μέλαινας ουσίας αποτελεί μέρος του νευρωνικού υποστρώματος της προπαλμικής αναστολής [92].

10.4. Η χρησιμότητα της μελέτης της προπαλμικής αναστολής

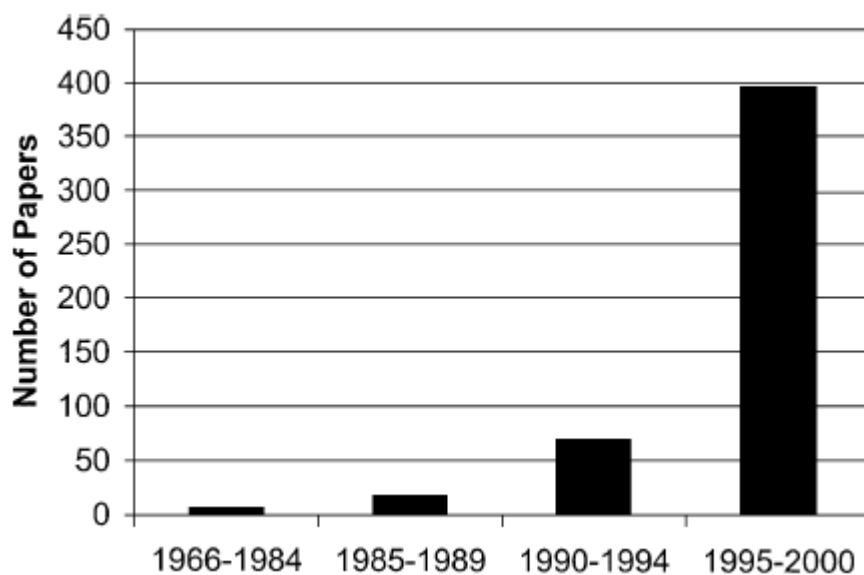
Η κατανόηση του νευροβιολογικού υποστρώματος της προπαλμικής αναστολής προσθέτει πολύτιμες πληροφορίες για την εξοικείωση με τους μηχανισμούς των βασικών λειτουργιών του εγκεφάλου, αλλά και για τη γνώση της γενετικής της ανάπτυξης του εγκεφάλου. Ειδικότερα, η προπαλμική αναστολή μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως φαινοτυπικός δείκτης με γνωστό βιολογικό υπόστρωμα σε γενετικές μελέτες οικογενειών, διευκολύνοντας με τον τρόπο αυτό την κατανόηση της επίδρασης των γονιδίων σε συγκεκριμένες διεργασίες του εγκεφάλου. Μπορεί να βοηθήσει στην κατανόηση της παθοφυσιολογίας μιας σειράς διαταραχών, όπως η σχιζοφρένεια, ενώ συμβάλλει καθοριστικά στην έρευνα για τη δημιουργία νέων φαρμάκων για την αντιμετώπιση ή βελτίωση των συμπτωμάτων αυτών των διαταραχών.

Είναι χαρακτηριστικό ότι τα ευρήματα από μελέτες, τόσο σε ανθρώπους, όσο και σε ζώα, δείχνουν ότι η αντιψυχωσική αγωγή αναστρέφει τη διαταραχή της προπαλμικής αναστολής σε πάσχοντες από σχιζοφρένεια. Οι διαφορετικές κατηγορίες αντιψυχωσικών φαρμάκων, κλασικά και άτυπα, δρουν μέσω διαφορετικών νευροδιαβιβαστικών συστημάτων. Τα κλασικά αντιψυχωσικά μειώνουν τη ντοπαμινεργική νευροδιαβίβαση, ενώ τα άτυπα, όπως η κλοζαπίνη, χαρακτηρίζονται από ένα ευρύτερο φαρμακολογικό προφίλ. Από μελέτες σε ζώα, διαπιστώθηκε ότι τα κλασικά αντιψυχωσικά αντέστρεψαν τη μείωση της προπαλμικής αναστολής που προκλήθηκε από χορήγηση ντοπαμινεργικών

ψυχοσεογόνων, όπως η αμφεταμίνη, αλλά δεν ήταν αποτελεσματικά στην αντιμετώπιση διαταραχών της προπαλμικής αναστολής λόγω χορήγησης αναστολέων της γλουταμινεργικής νευροδιαβίβασης, όπως η φαινκυκλιδίνη. Αντιθέτως, η χορήγηση άτυπων αντιψυχωσικών φάνηκε να αναστρέφει τη μείωση της προπαλμικής αναστολής κι στις δύο περιπτώσεις, όπου τα συμπτώματα προκλήθηκαν είτε μέσω χορήγησης αμφεταμίνης, είτε φαινκυκλιδίνης. Βάσει αυτών των δεδομένων, εξετάστηκε το ενδεχόμενο τα άτυπα αντιψυχωσικά να είναι πιο αποτελεσματικά από τα κλασικά στην αντιμετώπιση των διαταραχών της προπαλμικής αναστολής σε ασθενείς με σχιζοφρένεια, γεγονός που όμως δεν επιβεβαιώθηκε, καθώς τόσο τα κλασικά όσο και τα άτυπα αποκατέστησαν την προπαλμική αναστολή σε επίπεδα συγκρίσιμα με αυτά των υγιών ανθρώπινων πληθυσμών [55].

Λόγω της μεγάλης ευαισθησίας της προπαλμικής αναστολής στη δράση τόσο ψυχοσεογόνων όσο και αντιψυχωσικών φαρμάκων, η μείωση των επιπέδων προπαλμικής αναστολής μέσω χορήγησης ψυχοσεογόνων αποτελεί ένα από τα πιο σημαντικά μοντέλα πρόκλησης ψύχωσης σε πειραματόζωα, με σκοπό τη δοκιμή των αντιψυχωσικών ιδιοτήτων νέων αντιψυχωσικών φαρμάκων. Έτσι, ο δείκτης της μείωσης της προπαλμικής αναστολής σε ζώα αποτελεί ένα από τα βασικότερα μέσα που χρησιμοποιεί η φαρμακοβιομηχανία για την ανακάλυψη νέων αντιψυχωσικών φαρμάκων.

Συμπερασματικά, το φαινόμενο της προπαλμικής αναστολής θεωρείται μείζον εργαλείο θεμελιώδους έρευνας λόγω τριών βασικών γνωρισμάτων: α) είναι ένα εξαιρετικά πρόσφορο πρότυπο στην κατεύθυνση της *μεταφραστικής έρευνας* (*translational research*), καθώς πρόκειται για μια λειτουργία που παρατηρείται εξίσου σε όλα τα θηλαστικά. β) οι προϋποθέσεις για ένα ελάχιστο επίπεδο συνεργασιμότητας και οι χαμηλές απαιτήσεις παρακίνησης του εξεταζόμενου κατά τη διεξαγωγή της εργαστηριακής μέτρησης επαρκούν για την πραγματοποίησή της. γ) καθώς ο αντανακλαστικός αιφνιδιασμός είναι ευαίσθητος στην αισθητηριακή, γνωστική και φαρμακολογική χειραγώγηση, ανοίγεται ένα ευρύ πεδίο εφαρμογών σε επιστημονικές έρευνες.



Εικόνα 10.7: Ενδεικτικό διάγραμμα δημοσιεύσεων σχετικά με έρευνες προπαλμικής αναστολής σε ανθρώπινους πληθυσμούς και πειραματόζωα μεταξύ 1966 και 2000.

11.

Μέθοδος

Ηλεκτροεγκεφαλογράφου -

Ηλεκτρομυογράφου

(ΗΕΓ-ΗΜΓ)

Στο κεφάλαιο αυτό θα περιγράψουμε την καθιερωμένη διαδικασία μελέτης του φαινομένου του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού, που βρίσκει εφαρμογή στην μελέτη του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής. Η επικρατούσα μέθοδος καταγραφής περιλαμβάνει τον συνδυασμό δύο συστημάτων ανίχνευσης και μέτρησης των ζωτικών αντανακλαστικών σημάτων του ανθρώπου: το σύστημα του *ηλεκτροεγκεφαλογράφου* ΗΕΓ (*Electroencephalography-EEG*) για τη μέτρηση των προκλητών δυναμικών σε διάφορα σημεία του εγκεφαλικού φλοιού, και το σύστημα του *ηλεκτρομυογράφου* ΗΜΓ (*Electromyography-EMG*) που καταγράφει τα προκλητά δυναμικά που εκλύονται κατά τη σύσπαση του περιοφθαλμικού μυ.

Ο αντανακλαστικός αιφνιδιασμός του ανθρώπου έχει πολλές εκφράσεις, με τη βλεφαρική σύσπαση να είναι η πιο άμεσα και εύκολα μετρήσιμη από αυτές. Στη συνέχεια αυτού του κεφαλαίου θα αναλύσουμε τη μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ, δίνοντας έμφαση στο κομμάτι του ηλεκτρομυογράφου το οποίο, όπως και η προτεινόμενη μέθοδος, καταγράφει τη βλεφαρική δραστηριότητα του ασθενούς. Η τεχνική ΗΕΓ-ΗΜΓ είναι ένα διεθνώς αναγνωρισμένο πρότυπο και θα αποτελέσει το μέτρο σύγκρισης της επιτυχίας της προτεινόμενης μεθόδου, στο πείραμα στάθμισης που

περιγράφεται στο Κεφάλαιο 13. Η διάταξη ΗΕΓ-ΗΜΓ που χρησιμοποιήθηκε στα πειράματα ανήκει στο *Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγιεινής* (ΕΠΨΥ).

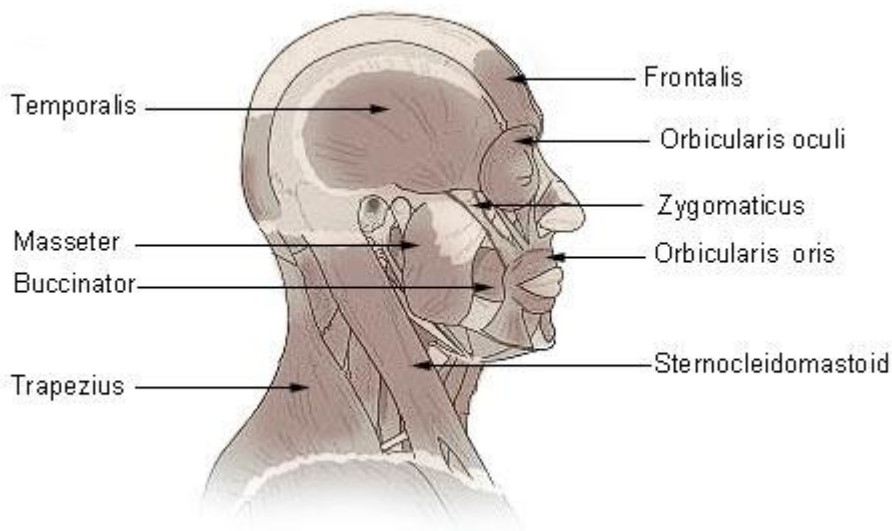
11.1. Πειραματική διαδικασία ΗΕΓ-ΗΜΓ

Στη μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ καταγράφονται τα δυναμικά που προκαλούνται από μία σειρά ακουστικών ερεθισμάτων μεταδιδόμενων στον εξεταζόμενο μέσω ζεύγους ακουστικών. Στο κεφάλι του ασθενούς εφαρμόζεται ο ειδικός σκούφος του ηλεκτροεγκεφαλογράφου ο οποίος φέρει έναν αριθμό ηλεκτροδίων στα σημεία που θα γίνει η καταγραφή της δραστηριότητας του εγκεφαλικού φλοιού. Στα σημεία επαφής χορηγείται ειδική γέλη σε ρόλο ηλεκτρολύτη για την επίτευξη αγωγίμης ζεύξης με το δέρμα και την μείωση της εμπέδησης κάτω από 5 kΩ. Η μέθοδος συνδυάζεται με σύστημα ηλεκτρομυογράφου, ο οποίος χρησιμοποιεί ειδικές επαφές τύπου Ag/AgCl και διαμέτρου 5mm συνδεδεμένα στο δέρμα του προσώπου στην περιοχή κάτω από τα μάτια, με σκοπό την καταγραφή των δυναμικών που προκαλούνται κατά τη σύσπασή των *βλεφαρικών μυών* (*orbicularis oculi*) (Εικόνα 11.1). Παράλληλα ηλεκτρόδια αναφοράς συνδέονται στους λοβούς των αφτιών του εξεταζόμενου.

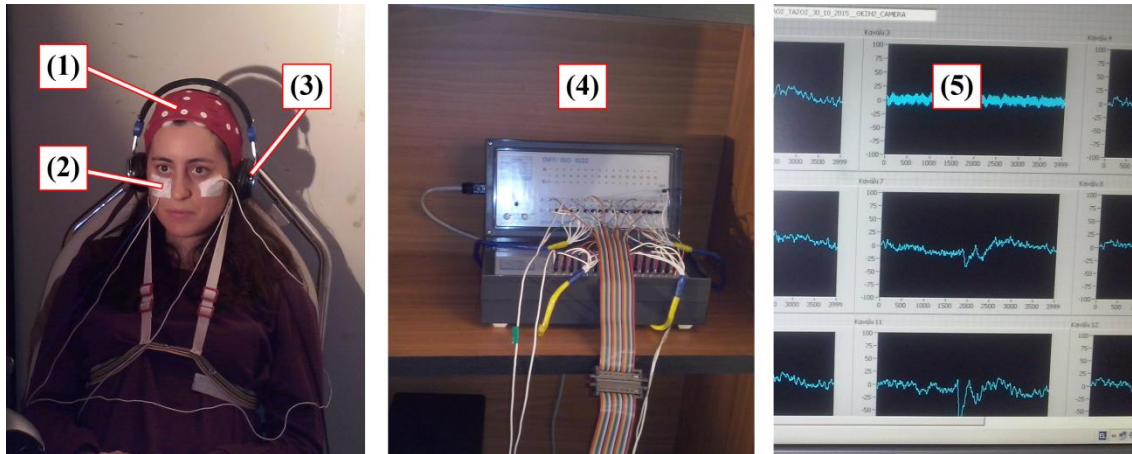
Τα δυναμικά που εκλύονται κατά το αντανακλαστικό του αιφνιδιασμού στον εγκεφαλικό φλοιό και τους περιοφθαλμικούς μύες είναι πολύ ασθενή σήματα, με ένταση της τάξης των μερικών εκατοντάδων μικροβόλτ. Για τον λόγο αυτό κρίνεται αναγκαία η κατάλληλη προετοιμασία του δέρματος του εξεταζόμενου με την απομάκρυνση κάθε λιπαρής ουσίας που θα μπορούσε να μειώσει τη ροή ρεύματος προς τα ηλεκτρόδια. Λόγω της ασθενούς φύσης των καταγραφόμενων δυναμικών, η παρουσία θορύβου ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας είναι ιδιαίτερα αισθητή, με σημαντικότερη συνιστώσα αυτή των συχνοτήτων 50-60 Hz που προκαλείται από την παρουσία εναλλασσόμενου ρεύματος στο δίκτυο ηλεκτροδότησης του κτηρίου. Για την εξάλειψη όλων των ηλεκτρομαγνητικών θορύβων αναζητούνται διάφορες λύσεις, όπως η τοποθέτηση της διάταξη μέσα σε κλωβό *Faraday*, η θωράκιση των καλωδίων του οργάνου και η χρήση

ηλεκτρονικών φίλτρων αποκοπής θορύβου. Για την εξάλειψη παράσιτων λόγω μυικών σπυσπάσεων κίνησης, ζητείται από τον εξεταζόμενο να μείνει ακίνητος ατενίζοντας σε ένα σταθερό σημείο. Η διάταξη του ΗΕΓ-ΗΜΓ που χρησιμοποιήθηκε στο ΕΠΨΥ φαίνεται στην Εικόνα 11.2.

Η διαδικασία που ακολουθείται στο ΕΠΨΥ ακολουθεί τις προδιαγραφές αντίστοιχων διεθνών εργαστηριακών διατάξεων, στις οποίες ο σκούφος που φορά ο εξεταζόμενος φέρει θέσεις για έναν αριθμό ηλεκτροδίων σύμφωνα με το πρότυπο 10-20. Το πρότυπο αυτό επιβάλλει η απόσταση μεταξύ δύο ηλεκτροδίων να είναι το 20% της απόστασης ανάμεσα στα δύο αφτιά, ενώ η απόσταση από το ένα αφτί προς το κοντινότερό του ηλεκτρόδιο ίση με το 10% της απόστασης ανάμεσα στα δύο αφτιά. Επιπλέον, βάσει του προτύπου αυτού ειδικές απαγωγές τοποθετούνται στους λοβούς των αφτιών, αλλά και κοντά στα μάτια. Οι δύο απαγωγές που τοποθετούνται στους περιοφθαλμικούς μύες, χρησιμεύουν στην παράλληλη καταγραφή του δυναμικού που αφορά τις βλεφαρικές συσπάσεις, ενώ οι απαγωγές των αφτιών λειτουργούν σαν γείωση του συστήματος.



Εικόνα 11.1: Σχηματική απεικόνιση των μυών της κεφαλής. Ορατός είναι ο περιοφθαλμικός σφιγκτήρας μυς (*orbicularis oculi*) υπεύθυνος για τη σύσπαση των βλεφάρων.



Εικόνα 11.2: Συνδεσμολογία της διάταξης ΗΕΓ-ΗΜΓ του ΕΠΙΨΥ (1): Ηλεκτρόδια εγκεφαλικού φλοιού του ΗΕΓ. (2): Ηλεκτρόδια ΗΜΓ βλεφαρικών μιών. (3) Ακουστικά ηχητικών παλμών. (4): Ηλεκτρονικό κύκλωμα εγκεφαλογράφου όπου καταλήγουν όλα τα ηλεκτρόδια. (5): Καταγραφή των προκλητών δυναμικών από τα 32 κανάλια του εγκεφαλογράφου.

Η ένταση του αντανακλαστικού του αιφνιδιασμού εξαρτάται από διάφορες παραμέτρους όταν πρόκειται για μονό ερέθισμα, όπως τη συχνότητα, την κλίση ανόδου και τη διάρκειά του ακουστικού ερεθίσματος. Στην περίπτωση πολλαπλών ερεθισμάτων, η αντίδραση μπορεί να επηρεαστεί από τον αριθμό των ερεθισμάτων και το χρονικό διάστημα που τα χωρίζει. Τα ηχητικά ερεθίσματα παραδίδονται στον εξεταζόμενο μέσω στερεοφωνικών ακουστικών με τη μορφή ζεύγους ηχητικών παλμών, όπου έναν ασθενή προπαλμό διαδέχεται ένας ισχυρότερος κυρίως παλμός (Εικόνα 11.3).

Τα ηχητικά ερεθίσματα τετραγωνικών παλμών με συχνότητα εντός του ανθρώπινου ακουστικού εύρους 20 Hz έως 20 kHz. Ο προπαλμός έχει ένταση 60 dB και διάρκεια 40 msec, ενώ ο κυρίως παλμός ένταση 90 dB και την ίδια διάρκεια. Έχει διαπιστωθεί πως αν το πείραμα διεξαχθεί υπό συνεχές ηχητικό υπόβαθρο της τάξης των 40 dB, ο αντανακλαστικός αιφνιδιασμός του εξεταζόμενου ενισχύεται. Η χρήση του θορύβου υποβάθρου χρησιμεύει στην κάλυψη όλων των παράσιτων ήχων από το εργαστηριακό περιβάλλον που μπορεί να αποσπάσουν την προσοχή του ασθενούς.

Πολλές μελέτες έχουν διεξαχθεί για τον καθορισμό των βέλτιστων τιμών συχνότητας, έντασης και διάρκειας των παλμών, με τα αποτελέσματα να μην δείχνουν ξεκάθαρα προς μία κατεύθυνση. Ωστόσο, η αποφυγή πρόκλησης

αισθήματος δυσφορίας στον εξεταζόμενο είναι πάντοτε η πρώτη προτεραιότητα κατά την επιλογή της έντασης των ηχητικών ερεθισμάτων.

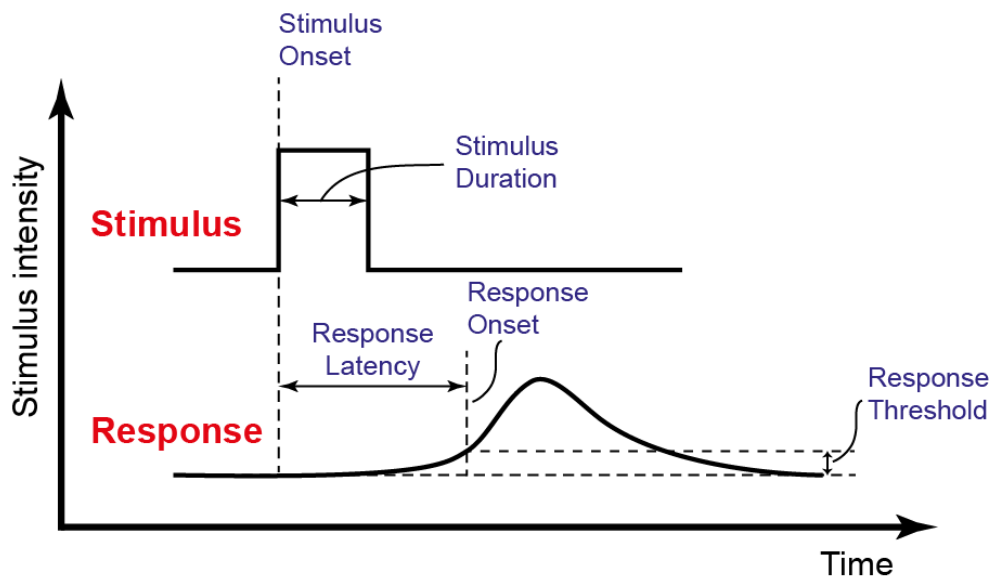
Η διαδικασία της εργαστηριακής καταγραφής της προπαλμικής αναστολής περιλαμβάνει τη δοκιμή διαφορετικών χρονικών διαστημάτων μεταξύ προπαλμού και παλμού. Συνήθως χρησιμοποιούνται τα διαστήματα των 30, 60, 120, 240 και 480 msec. Ένα τέτοιο διάστημα ορίζεται ως η χρονική απόσταση μεταξύ της έναρξης (onset) του προπαλμού και της αντίστοιχης έναρξης του κυρίως παλμού. Η μέγιστη προπαλμική αναστολή παρατηρείται συνήθως στο διάστημα των 120 msec και μπορεί να ανέλθει έως και στο 65% [93]. Ωστόσο, όταν το διάστημα μεταξύ προπαλμού και παλμού υπερβεί τα 500 msec, αναμένεται αντιθέτως αύξηση της αντίδρασης του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού, οπότε η διαδικασία ονομάζεται *προπαλμική ενίσχυση (prepulse facilitation)* και συνδέεται πιθανότατα με την ικανότητα της *συντηρούμενης προσοχής (sustained attention)* [94].

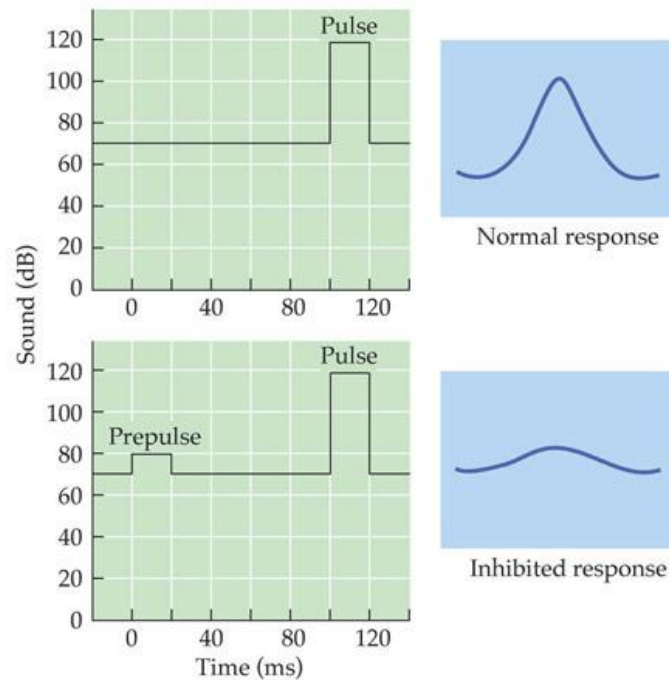
Η *ένταση του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού αναφοράς (baseline startle amplitude)*, δηλαδή η αντίδραση που εκλύεται με απουσία προπαλμού, έχει παρατηρηθεί ότι δεν επηρεάζει το μέγεθος της προπαλμικής αναστολής. Επιπλέον, παρατηρούνται διαφοροποιήσεις με βάση το φύλο, καθώς οι άντρες καταγράφουν μεσοσταθμικά υψηλότερη προπαλμική αναστολή, ενώ οι γυναίκες υψηλότερη προπαλμική διευκόλυνση [95]. Το φαινόμενο της προπαλμικής αναστολής επίσης επιτείνεται όταν τα ακουστικά ερεθίσματα είναι μονοφωνικά, δηλαδή όταν ο ήχος που αναπαράγεται στα ακουστικά δίνει την αίσθηση ότι προέρχεται από μια συγκεκριμένη χωρικά πηγή [96], καθώς και όταν αυξάνει η διάρκεια του προπαλμού [93].

Η προπαλμική αναστολή του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού είναι πρωταρχικό φαινόμενο, δεν εξαρτάται δηλαδή από τη μάθηση, προηγείται της έναρξης των μηχανισμών προσοχής και χαρακτηρίζεται από σταθερότητα, επαναληψιμότητα και αξιοπιστία. Αρκετές ψυχοφυσιολογικές μελέτες έχουν εστιάσει στον διαχωρισμό μεταξύ *ακούσιας* και *ελεγχόμενης διαδικασίας*, όταν δηλαδή ο εξεταζόμενος δε γνωρίζει προκαταβολικά την ύπαρξη των προειδοποιητικών προπαλμών και όταν επισταται η προσοχή του στην ύπαρξή τους. Τα συμπεράσματα των ερευνών έδειξαν ότι στην περίπτωση της ελεγχόμενης (εκούσιας) διαδικασίας, η προπαλμική αναστολή αυξάνεται στους υγιείς

πληθυσμούς, αλλά μόνο όταν το διάστημα μεταξύ προπαλμού και παλμού υπερβαίνει τα 120 msec.

Το γεγονός αυτό φαίνεται να οδηγεί στο συμπέρασμα ότι οι εγκεφαλικοί μηχανισμοί που ενεργοποιούνται κατά την ελεγχόμενη διαδικασία διαφέρουν αρκετά από εκείνους της ακούσιας, καθώς σε νευροαπεικονιστικές μελέτες υπό συνθήκες ελεγχόμενης προπαλμικής αναστολής διαπιστώθηκε αυξημένη ενεργοποίηση του μετωπιαίου φλοιού και του θαλάμου [55]. Για τη μείωση των επιπέδων εξοικείωσης κατά τη διάρκεια της εξέτασης, γενικά προτιμώνται τα ακανόνιστα διαστήματα μεταξύ δύο εκλυτικών ερεθισμάτων, είτε παλμού είτε προπαλμού-παλμού, ώστε να μην έχει ο εξεταζόμενος τη δυνατότητα της πρόβλεψης της χρονικής στιγμής έναρξης του επερχόμενου ακουστικού ερεθίσματος.





Εικόνα 11.3: Σχηματικό διάγραμμα επεξήγησης της προπαλμικής αναστολής. (Επάνω) Το ηχητικό ερέθισμα προκαλεί τη δημιουργία αντανακλαστικού παλμού. (Κάτω) Η ύπαρξη ενός ασθενέστερου ηχητικού προπαλμού πριν τον κυρίως παλμό οδηγεί συνήθως στη μείωση του αντανακλαστικού του αιφνιδιασμού.

Στην πειραματική διάταξη ΗΕΓ-ΗΜΓ του ΕΠΙΨΥ που χρησιμοποιήθηκε στο πείραμα, ο ασθενής δέχεται μέσω ακουστικών σειρά ηχητικών ερεθισμάτων με τη μορφή 51 ζευγών παλμών (προπαλμού-κυρίως παλμού) συχνότητας 2000 Hz και διάρκειας 40 ms, από τους οποίους ο προπαλμός που προηγείται έχει μικρότερη ένταση από τον κυρίως παλμό. Τα ηλεκτρόδια του ΗΜΓ καταγράφουν ανά πάσα στιγμή τα προκλητά δυναμικά που προκαλούν οι κινήσεις των βλεφάρων, είτε πρόκειται για αντιδράσεις σε ακουστικά ερεθίσματα είτε όχι.

Αντιστοίχως τα σήματα που λαμβάνουμε από τον ΗΕΓ συνιστούν τη διαφορά δυναμικών που ανά πάσα στιγμή παρουσιάζουν δύο ηλεκτρόδια μεταξύ τους. Ο ΗΕΓ χρησιμοποιείται γενικά για την ανάλυση μιας σειράς από εγκεφαλικούς ρυθμούς (δέλτα, θήτα, άλφα και βήτα). Στη συγκεκριμένη πειραματική διαδικασία μας ενδιαφέρει αποκλειστικά η μελέτη των εξωγενών ακουστικών προκλητών δυναμικών και ειδικότερα ο δείκτης P50, που αφορά τις προσυνειδητές πτυχές της προσοχής και εν προκειμένω καταγράφει την αντίδραση του εγκεφάλου σε

χρονική απόσταση περίπου 50 msec από τη στιγμή που εκλύεται το ακουστικό ερέθισμα.

Όλα τα ηλεκτρικά σήματα στέλνονται από τον εγκεφαλογράφο μέσω συστοιχίας ηλεκτρονικών ενισχυτών και φίλτρων στον εργαστηριακό Η/Υ, όπου και καταγράφονται με τη μορφή χρονοσειρών. Συγκεκριμένα, τα ανιχνευόμενα σήματα διέρχονται το τμήμα ενισχυτικής διάταξης του ΗΕΓ, που περιέχει και διατάξεις φιλτραρίσματος. Κατόπιν, τα αναλογικά αυτά σήματα οδηγούνται μέσω συσκευής πολυπλεξίας στον μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό (A/D converter), όπου ψηφιοποιούνται και καταμετρώνται με χρήση ηλεκτρονικού πολυμέτρου. Στη συνέχεια, ο εργαστηριακός υπολογιστής λαμβάνει τα ψηφιακά δεδομένα των μετρήσεων, τα απεικονίζει στην οθόνη κατά τη διάρκεια της διαδικασίας και τα αποθηκεύει στον δίσκο, παρέχοντας τη δυνατότητα για ψηφιακή επεξεργασία του σήματος σε δεύτερο χρόνο.

Με την εντολή του χρήστη ξεκινά η δειγματοληπτική χρονοσειρά, κατά την οποία ο ασθενής ακούει ένα ηχητικό ζεύγος προπαλμού-κυρίως παλμού, ενώ παράλληλα τα προκλητά δυναμικά του καταγράφονται. Σε κάθε χρονοσειρά καταγράφονται 4000 δείγματα με ρυθμό δειγματοληψίας 1000 δείγματα/s, που σημαίνει πως η διαδικασία καταγραφής για κάθε ηχητικό ζεύγος διαρκεί συνολικά 4 sec. Ως αναφορά έχουμε το δείγμα 2000 που σηματοδοτεί την ολοκλήρωση του κυρίως παλμού. Οι εντάσεις των παλμών και η διάρκειά τους ελέγχονται από τον χειριστή του Η/Υ μέσω πεδίων σε περιβάλλον LabView. Το διάστημα που χωρίζει τον προπαλμό από τον κυρίως παλμό κυμαίνεται από 30 έως 1000 ms, και η τιμή του κάθε φορά επιλέγεται τυχαία από τον υπολογιστή με σκοπό να καλυφθεί ομοιόμορφα το διάστημα αυτό. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται μέχρι να συμπληρωθούν τα 51 ηχητικά ζεύγη της συνεδρίας.

Εάν το μεσοδιάστημα μεταξύ προπαλμού-κυρίως παλμού αλλά και μεταξύ των ηχητικών ζευγών ήταν σταθερό, είναι πιθανό μετά την πάροδο κάποιου χρόνου ο εξεταζόμενος να μπορεί να προβλέπει τη χρονική στιγμή έλευσης του επόμενου σήματος, γεγονός που θα μείωνε την αντανακλαστική του αντίδραση και θα έπληττε την αξιοπιστία των μετρήσεων. Για να αποφευχθεί η ανεπιθύμητη εξοικείωση του εξεταζόμενου με τη διαδικασία, επιλέξαμε το μεσοδιάστημα μεταξύ προπαλμού-κυρίως παλμού να ελέγχεται τυχαία από το λογισμικό του Η/Υ

και η επιλογή της χρονικής στιγμής έλευσης του επόμενου ηχητικού ζεύγους γίνεται από τον χειριστή της διάταξης με επίσης τυχαίο τρόπο.

Λόγω του ότι η προτεινόμενη μέθοδος στηρίζεται στην καταγραφή της βλεφαρικής δραστηριότητας του ασθενούς, στα πειράματα του ΗΕΓ-ΗΜΓ που πραγματοποιήθηκαν επικεντρωθήκαμε στην επεξεργασία των δεδομένων που προέρχονται από τα δυναμικά των ηλεκτροδίων του ΗΜΓ (κανάλια 3 και 17), τα οποία παρακολουθούν τη βλεφαρική δραστηριότητα ανιχνεύοντας τις κινήσεις του οφθαλμικού σφιγκτήρα μυ. Οι περιοχές της χρονοσειράς των προκλητών δυναμικών παρουσιάζουν κορυφές στις χρονικές στιγμές που αντιστοιχούν σε βλεφαρική δραστηριότητα (Εικόνα 11.4). Στις παραγράφους που ακολουθούν περιγράφουμε τη διαδικασία επεξεργασίας των σημάτων αυτών και εντοπισμού των βλεφαρικών συσπάσεων.

11.2. Προεπεξεργασία καμπύλης προκλητών δυναμικών ΗΕΓ-ΗΜΓ

Με το τέλος της συνεδρίας, στα δεδομένα περιλαμβάνονται συνολικά 102 καμπύλες προκλητών δυναμικών του ΗΕΓ-ΗΜΓ, δύο για κάθε ζεύγος ηχητικών παλμών (αριστερό-δεξί μάτι). Οι χρονοσειρές αυτές αποτελούν ακατέργαστα σήματα τα οποία πρέπει να υποστούν κάποια επεξεργασία για να καταστεί εφικτή η μετέπειτα ανάλυσή τους. Η επεξεργασία του ακατέργαστου σήματος χωρίζεται σε τέσσερα στάδια: *αναλογική ενίσχυση, χαμηλοπερατό φίλτράρισμα, κανονικοποίηση-ολοκλήρωση και εξομάλυνση*. Τα τρία πρώτα στάδια πραγματοποιούνται σε ζωντανό χρόνο από αναλογικές διατάξεις του συστήματος ΗΕΓ-ΗΜΓ, ενώ το τελευταίο στάδιο της εξομάλυνσης γίνεται σε δεύτερο χρόνο ψηφιακά.

11.2.1. Ενίσχυση

Το αναλογικό σήμα του ΗΜΓ υφίσταται αρχικά μία διαφορετική ενίσχυση με τη βοήθεια ενός υψηλής ανάλυσης (24 bit) AC αναλογικού ενισχυτή υψηλής

εμπέδησης (>100 dB) και χαμηλού θορύβου. Το ποσοστό ενίσχυσης δεν πρέπει να είναι υπερβολικά μεγάλο, έτσι ώστε να αποφευχθεί η υπέρβαση του ορίου που θέτει ο A/D μετατροπέας που θα ψηφιοποιήσει τα δεδομένα αργότερα. Το εύρος της ενίσχυσης καθορίστηκε από δοκιμές εκτός του δείγματος στάθμισης.

11.2.2. Φιλτράρισμα

Παρόλο που όπως είπαμε η διάταξη είναι τοποθετημένη σε έναν κλωβό Faraday, κάποιο ποσοστό ηλεκτρονικού θορύβου λόγω του εναλλασσόμενου δικτύου καταφέρνει και υπεισέρχεται στο σήμα. Κύρια συνιστώσα είναι αυτή των 50-60 Hz του δικτύου. Επίσης υπάρχουν και διάφορα άλλα είδη εξωγενών ηλεκτρονικών θορύβων που προέρχονται από τα ηλεκτρονικά κυκλώματα του ηλεκτροεγκεφαλογράφου, δίκτυα κινητής τηλεφωνίας και διεπιφανειακός θόρυβος στα ηλεκτρόδια. Επίσης, παράσιτα σήματα λόγω μικών συσπάσεων άσχετων με τα αντανακλαστικά μπορούν να υπεισέλθουν στο σήμα, η απομάκρυνσή τους όμως είναι δύσκολη και απαιτεί την χρήση πολύπλοκων διατάξεων.

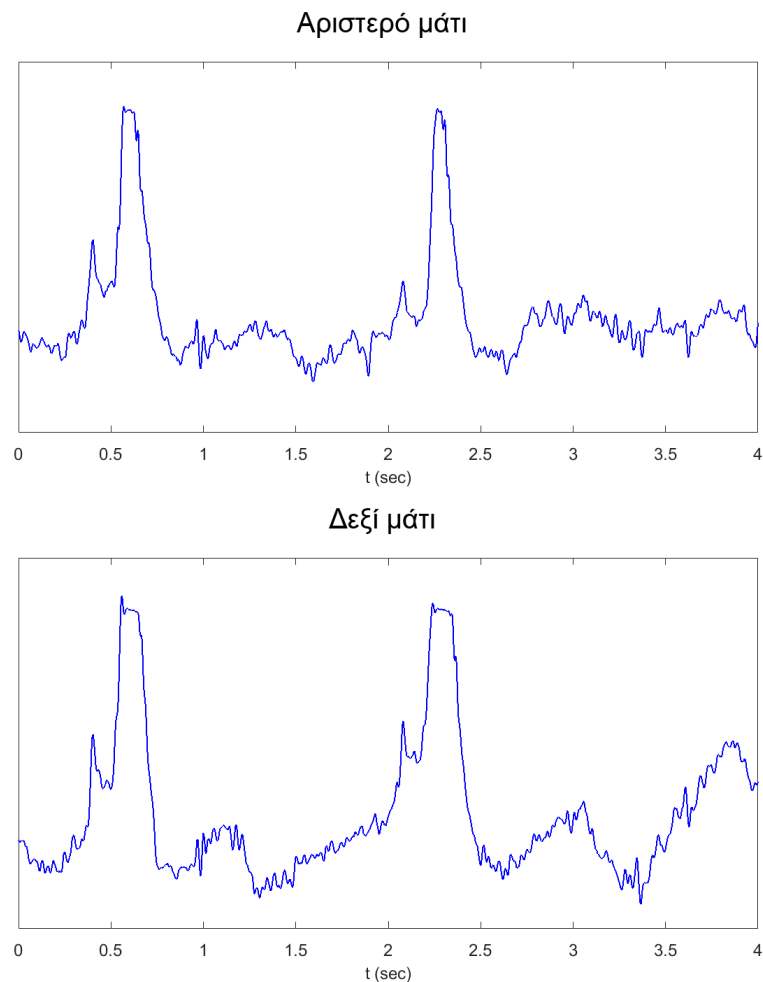
Το φιλτράρισμα του σήματος μπορεί να γίνει σε ζωντανό χρόνο με τη χρήση αναλογικών συσκευών ή μετά το πέρας των μετρήσεων κατά την αριθμητική επεξεργασία. Η διάταξη του ΗΕΓ-ΗΜΓ έχει ενσωματωμένο αναλογικό φίλτρο, ενώ λόγω της δυνατότητας αναίρεσης των αποτελεσμάτων και πολλαπλών δοκιμών που προσφέρουν, στην προτεινόμενη μέθοδο προτιμήθηκε ένα ψηφιακό φίλτρο και συγκεκριμένα το υπερπαρατό φίλτρο Butterworth 4^{ης} τάξης.

11.2.3. Κανονικοποίηση - ολοκλήρωση

Τα ηλεκτρονικά σήματα που προέρχονται από τον ΗΜΓ έχουν τόσο θετικές όσο και αρνητικές τιμές, δίνοντας την εικόνα μίας συνάρτησης ταλαντευόμενης γύρω από το μηδέν, την τιμή της γείωσης. Το πρόσημο του δυναμικού εξαρτάται από τη φορά της σύσπασης του μυ. Για την περαιτέρω μελέτη του σήματος οι τιμές των δυναμικών είναι αναγκαίο να έχουν το ίδιο πρόσημο. Κατά την κανονικοποίηση όλες οι τιμές λαμβάνουν θετική τιμή ίση με την απόλυτη τιμή τους, διαδικασία που μπορεί να γίνει είτε αναλογικά, είτε ψηφιακά. Σε κάθε περίπτωση πρέπει να διασφαλισθεί πως η μέση τιμή του σήματος πριν την

κανονικοποίηση είναι στο μηδέν. Αν κάτι τέτοιο δεν ισχύει θα πρέπει πρώτα να αφαιρεθεί η μέση τιμή του σήματος από όλες τις τιμές.

Η τιμή της τάσης που καταγράφουν τα ηλεκτρόδια είναι μέτρο της ταχύτητας σύσπασης του περιοφθαλμικού μυ. Για να υπολογισθεί η απόλυτη θέση του βλεφάρου είναι αναγκαία η ολοκλήρωση της κανονικοποιημένης καμπύλης του προκλητού δυναμικού. Στη διάταξη του ΗΕΓ-ΗΜΓ η κανονικοποίηση και η ολοκλήρωση γίνονται αναλογικά με κατάλληλα κυκλώματα.



Εικόνα 11.4: Ακατέργαστη καμπύλη προκλητών δυναμικών ΗΜΓ όπως καταγράφονται από τα ηλεκτρόδια του ηλεκτρομυογράφου κατά τη διάρκεια μίας συνεδρίας. Τα δεδομένα έχουν υποστεί αναλογική ενίσχυση, φιλτράρισμα και κανονικοποίηση από τη διάταξη του ΗΕΓ-ΗΜΓ. Κάθε απομάκρυνση της καμπύλης από το επίπεδο αναφοράς ερμηνεύεται σαν κίνηση του βλεφάρου. Τα κύρια μέγιστα που παρατηρούνται στην καμπύλη σηματοδοτούν βλεφαρικές συσπάσεις, κάποιες από τις οποίες πιθανόν να οφείλονται σε αντανακλαστικά λόγω ηχητικών ερεθισμάτων.

11.2.4. Εξομάλυνση

Οι καμπύλες που προκύπτουν από τα ηλεκτρόδια του ΗΜΓ αναπόφευκτα περιέχουν ποσοστό θορύβου που κατάφερε να περάσει από τη διαδικασία φιλτραρίσματος. Ο θόρυβος αυτός προκαλείται είτε από εξωτερικά ηλεκτρομαγνητικά κύματα είτε από ενδογενή παράσιτα του ηλεκτρονικού κυκλώματος. Για την εξομάλυνση των σημάτων εφαρμόζεται το ψηφιακό *φίλτρο εξομάλυνσης Savitzky-Golay (S-G)* [97].

Το φίλτρο S-G, το οποίο ονομάζεται επίσης και *φίλτρο ψηφιακής εξομάλυνσης πολυωνύμων* ή *φίλτρο εξομάλυνσης ελαχίστων τετραγώνων*, είναι ένα ψηφιακό φίλτρο που μπορεί να εφαρμοστεί σε σύνολο σημείων δεδομένων με σκοπό την εξομάλυνσή τους, δηλαδή την αύξηση του λόγου σήματος προς θόρυβο σε μεγάλο βαθμό, χωρίς στρέβλωση του σήματος.

Η αρχή λειτουργίας του φίλτρου βασίζεται στη διαδικασία της συνέλιξης, της προσαρμογής δηλαδή διαδοχικών υποσυνόλων γειτονικών δεδομένων με ένα πολώνυμο χαμηλού βαθμού με τη μέθοδο των γραμμικών ελαχίστων τετραγώνων. Όταν τα σημεία δεδομένων είναι ισοκατανεμημένα στον άξονα x , είναι δυνατή η εύρεση μιας αναλυτικής λύσης των εξισώσεων των ελαχίστων τετραγώνων με τη μορφή ενός ενιαίου συνόλου “συντελεστών συνέλιξης”. Η διαδικασία αυτή μπορεί να εφαρμοστεί σε όλα τα υποσύνολα δεδομένων, με σκοπό να δώσει μία εκτίμηση του εξομαλυμένου σήματος, (ή των παραγώγων αυτού) στο κεντρικό σημείο του κάθε υποσυνόλου.

Τα φίλτρα S-G συνήθως χρησιμοποιούνται για να την εξομάλυνση ενός θορυβώδους σήματος του οποίου το εύρος συχνοτήτων (χωρίς θόρυβο) είναι σχετικά μεγάλο. Σε αυτό το είδος της εφαρμογής, τα φίλτρα S-G αποδίδουν πολύ καλύτερα από ότι τα πρότυπα φίλτρα μέσου όρου FIR, τα οποία τείνουν να φιλτράρουν ένα σημαντικό εύρος συχνοτήτων του σήματος μαζί με το θόρυβο.

Δεδομένου ότι στην περίπτωση μας το ψηφιακό σήμα μπορεί να θεωρηθεί ως ένα σύνολο σημείων δεδομένων, θεωρούμε ένα σύνολο n σημείων, έστω:

$$z = \frac{x - \bar{x}}{h} \quad (11.1)$$

όπου το \bar{x} συμβολίζει την τιμή του κεντρικού σημείου.

Το z παίρνει διαδοχικά τις τιμές:

$$\frac{1-m}{2}, \dots, 0, \dots, \frac{m-1}{2} \quad (11.2)$$

Το k -βαθμού πολυώνυμο ορίζεται ως:

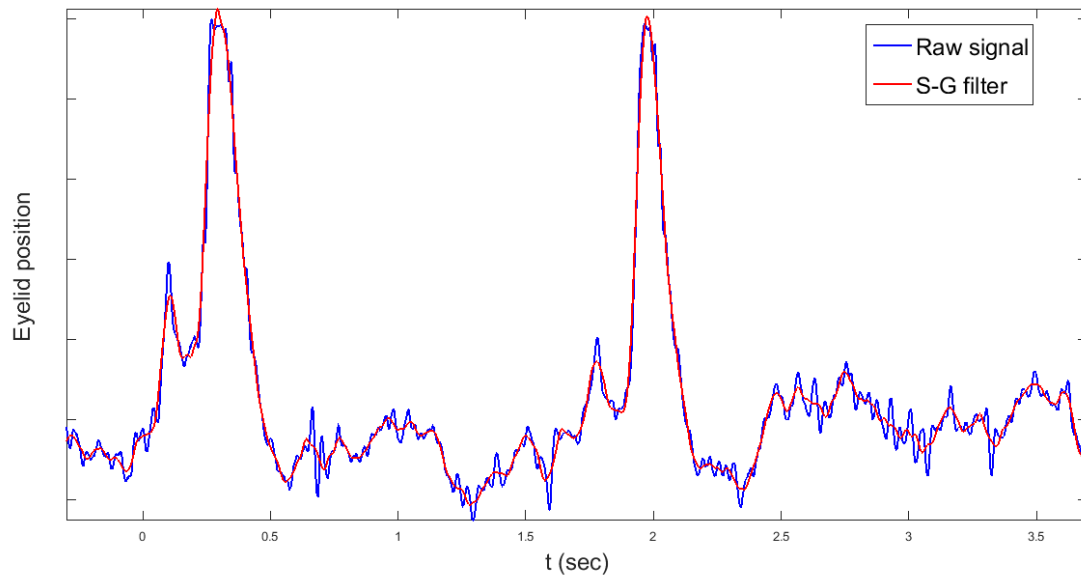
$$Y = a_0 + a_1 z + a_2 z^2 + \dots + a_k z^k \quad (11.3)$$

με τους συντελεστές a_0, a_1, \dots, a_k να υπολογίζονται από τις κανονικές εξισώσεις (όπως προκύπτουν από την επίλυση της μεθόδου ελαχίστων τετραγώνων):

$$a = (J^T J)^{-1} J^T y \quad (11.4)$$

όπου η i -οστή γραμμή του πίνακα J παίρνει τιμές $1, z_i, z_i^2, \dots$.

Η μέθοδος S-G, που βασίζεται σε καθιερωμένες μαθηματικές διαδικασίες, διαδόθηκε από τους Abraham Savitzky και Marcel J. E. Golay, οι οποίοι δημοσίευσαν πίνακες των συντελεστών συνέλιξης για διάφορους βαθμούς πολυωνύμων και μεγέθη υποσυνόλων το 1964. Έκτοτε κάποια λάθη στους συντελεστές έχουν διορθωθεί, όμως η μέθοδος αυτή καθ' αυτή παραμένει η ίδια. Εφαρμογή του φίλτρου αυτού σε σήμα του ηλεκτρομυογράφου φαίνεται στην Εικόνα 11.5.



Εικόνα 11.5: Εξομάλυνση θορυβώδους σήματος ΗΜΓ (γαλάζια γραμμή) με φίλτρο S-G τάξης 3 και μεγέθους παραθύρου 150 ms (κόκκινη γραμμή).

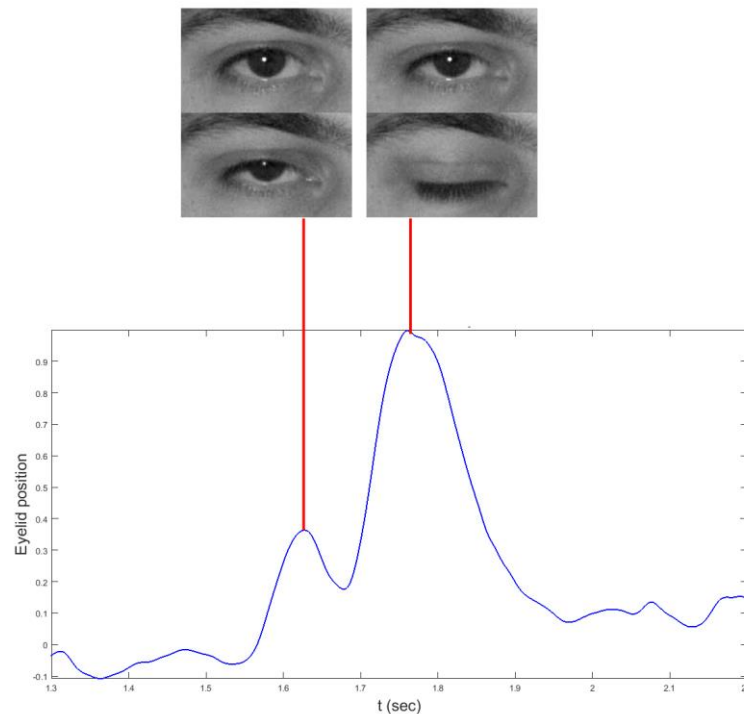
Με το πέρας της εξομάλυνσης ολοκληρώνεται η προεπεξεργασία του σήματος του ΗΜΓ. Ακολουθεί η διαδικασία εντοπισμού των αντανακλαστικών συσπάσεων, η οποία περιγράφεται στην ακόλουθη παράγραφο.

11.3. Εντοπισμός αντανακλαστικών συσπάσεων

Οι βλεφαρικές συσπάσεις που πιθανόν να παρουσιαστούν σε μία χρονοσειρά ΗΜΓ χωρίζονται σε τρεις κατηγορίες: *ακούσιες*, *εκούσιες* και *αντανακλαστικές*. Οι εκούσιες συσπάσεις πραγματοποιούνται συνειδητά από τον άνθρωπο ενώ οι ακούσιες συμβαίνουν ασυνείδητα με σκοπό την ύγρανση και τον καθαρισμό του ματιού.

Οι αντανακλαστικές συσπάσεις δεν εμπίπτουν σε καμία από τις προηγούμενες δύο κατηγορίες, καθώς προκαλούνται από τον αντανακλαστικό αιφνιδιασμό του ατόμου σε κάποιο ερέθισμα και έχουν σκοπό την προστασία των ματιών από

κάποιον επερχόμενο κίνδυνο. Οι αντανακλαστικές συσπάσεις έχουν γενικά μικρότερη ένταση και διάρκεια από τις υπόλοιπες, ο πραγματικός τους διαχωρισμός όμως παρουσιάζει σημαντικές προκλήσεις. Η σύγκριση μεταξύ μίας αντανακλαστικής και μίας ακούσιας βλεφαρικής σύσπασης γίνεται στην Εικόνα 11.6.



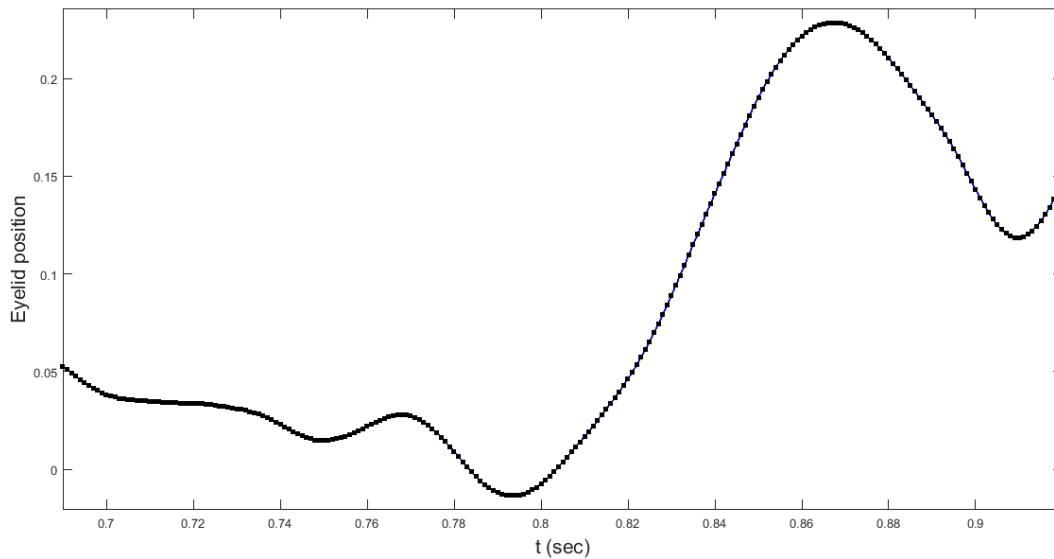
Εικόνα 11.6: Επάνω: αντανακλαστικός σπασμός από το ελάχιστο στο μέγιστο (αριστερά) σε σύγκριση με ακούσια βλεφαρική σύσπαση (δεξιά). Είναι εμφανής η διαφορά στο μέγεθος της κίνησης. Κάτω: χρονοσειρά σήματος ΗΜΓ όπου διακρίνονται οι δύο συσπάσεις.

11.3.1. Πολυωνυμική προσαρμογή δεδομένων

Λόγω της διακριτότητας του σήματος κρίνεται αναγκαία η προσαρμογή του από μία πολυωνυμική καμπύλη, ούτως ώστε να είναι δυνατός ο υπολογισμός των ενδιάμεσων τιμών με ακρίβεια. Από τη μελέτη της προσαρμοσμένης καμπύλης θα προκύψουν οι ακριβείς τιμές του χρόνου και της έντασης της αντανακλαστικής αντίδρασης.

Η προσαρμογή των δεδομένων πραγματοποιείται με *πολυώνυμα splines 3^{ου} βαθμού (cubic b-splines)*, με τη διαδικασία που περιγράφηκε στην Παράγραφο 5.5.1. Επιλέγονται η ‘χαλαρή’ προσαρμογή της καμπύλης (*relaxed b-spline*) για

την εξάλειψη ανεπιθύμητων μικροδιακυμάνσεων. Στο παράδειγμα που ακολουθεί επιδεικνύεται η προσαρμογή ενός αντανακλαστικού παλμού (Εικόνα 11.7).



Εικόνα 11.7: Προσαρμογή καμπύλης αντανακλαστικής σύσπασης με πολώνυμα *splines* 3^{ου} βαθμού.

Από την επεξεργασία της προσαρμοσμένης καμπύλης θα προκύψουν οι ακριβείς τιμές των παραμέτρων του αντανακλαστικού παλμού στη διαδικασία που περιγράφεται στη συνέχεια.

11.3.2. Εντοπισμός μεγίστου καμπύλης

Οποιαδήποτε αύξηση του επιπέδου σήματος του ΗΜΓ πάνω από τα επίπεδα θορύβου που παρουσιάζει τοπικό μέγιστο μπορεί να θεωρηθεί βλεφαρική σύσπαση. Τα τοπικά μέγιστα της χρονοσειράς εντοπίζονται με τα κριτήρια πρώτης και δεύτερης παραγώγου. Ακολουθώς παραθέτουμε την διαδικασία εντοπισμού τους.

Γνωρίζουμε πως μία συνάρτηση f , με πεδίο ορισμού A , παρουσιάζει στο $x_0 \in A$ **τοπικό μέγιστο**, όταν υπάρχει $\delta > 0$, τέτοιο ώστε:

$$f(x) \leq f(x_0), \quad \text{για κάθε } x \in A \cap (x_0 - \delta, x_0 + \delta)$$

Το x_0 λέγεται **θέση ή σημείο τοπικού μεγίστου**, ενώ το $f(x_0)$ **τοπικό μέγιστο της f** .

Εφόσον το σημείο x_0 αντιστοιχεί σε τοπικό μέγιστο, η πρώτη παράγωγος πρέπει να μηδενίζεται και παράλληλα να αλλάζει πρόσημο εκατέρωθεν του σημείου αυτού. Η δεύτερη συνθήκη προϋποθέτει τη δεύτερη παράγωγο στο x_0 να είναι αρνητική, δηλαδή:

$$f'(x_0) = 0 \quad \text{και} \quad f''(x_0) < 0 \quad (11.5)$$

Μέσω του αναπτύγματος Taylor της συνάρτησης $f(x)$ στο σημείο x_0 προκύπτει η διακριτή έκφραση της *κεντρικής διακριτής παραγώγου πρώτης τάξης*:

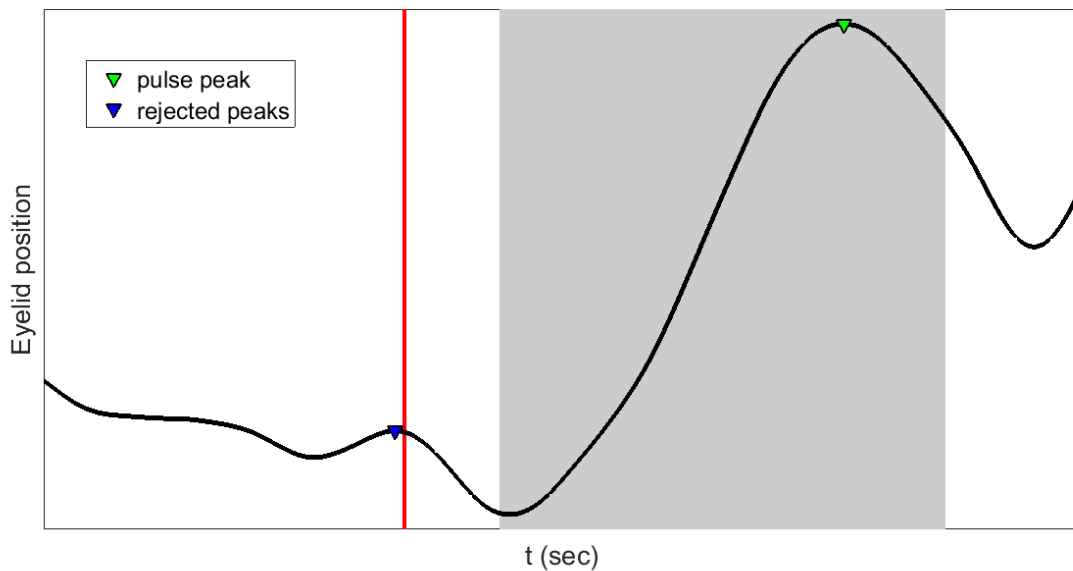
$$f'(x_0) \approx \frac{\delta_h[f](x_0)}{2h} = \frac{f(x_0+h) - f(x_0-h)}{2h} \quad (11.6)$$

Αντίστοιχα προκύπτει και η σχέση *κεντρικής διακριτής παραγώγου δεύτερης τάξης*:

$$f''(x_0) \approx \frac{\delta_h^2[f](x_0)}{h^2} = \frac{f(x_0+h) - 2f(x_0) + f(x_0-h)}{h^2} \quad (11.7)$$

Στον αλγόριθμο υλοποίησης της παραπάνω διαδικασίας επιλέγουμε ένα κινούμενο παράθυρο $[x_0 - h, x_0 + h]$ το οποίο σαρώνει το διακριτό σήμα του ΗΜΓ. Το μέγεθος της παραμέτρου h επιλέγεται βάση δοκιμών και βρίσκεται πως η καταλληλότερη τιμή είναι 3 ms. Κατά τη σάρωση του σήματος υπολογίζονται οι τιμές της πρώτης και της δεύτερης παραγώγου και με την εφαρμογή των κριτηρίων των Εξ. (11.5) με (11.7) βρίσκεται η θέση του τοπικού μεγίστου της καμπύλης.

Εάν στο χρονικό παράθυρο εμπίπτουν πάνω από ένα τοπικά μέγιστα, σαν αντανακλαστική σύσπαση επιλέγουμε το μέγιστο με το μεγαλύτερο ύψος. Το εντοπισμένο μέγιστο θέτει σοβαρή υποψηφιότητα να είναι αντανακλαστικός παλμός, χωρίς όμως αυτό να είναι σίγουρο.



Εικόνα 11.8: Καμπύλη δυναμικού ΗΜΓ μαζί με τα εντοπισμένα τοπικά μέγιστα. Η κόκκινη γραμμή αντιπροσωπεύει τη χρονική στιγμή έναρξης του ηχητικού ερεθίσματος t_0 , ενώ η σκιασμένη περιοχή που ακολουθεί απεικονίζει τα παράθυρο 21-120 msec. Μόνο όσοι παλμοί ξεκινούν εντός του διαστήματος 21-120 msec αποθηκεύονται ενώ τα υπόλοιπα διαγράφονται.

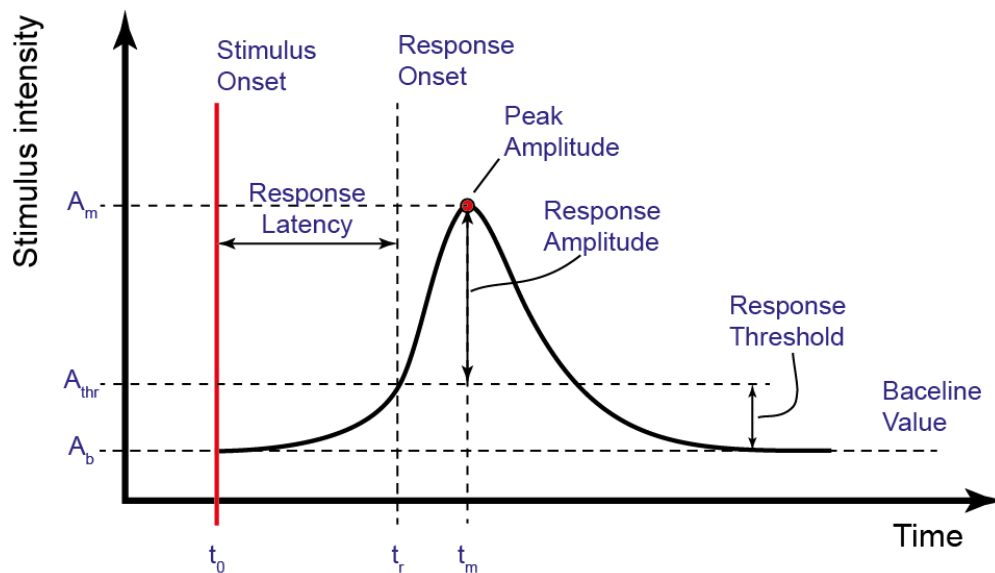
11.3.3. Υπολογισμός χρόνου και έντασης αντανάκλαστικής σύσπασης

Ένας τρόπος για να απομονώσουμε αρκετές από τις μη αντανάκλαστικές βλεφαρικές συσπάσεις είναι να περιορίσουμε την περιοχή αναζήτησής τους στις χρονικές εκείνες περιόδους του σήματος ΗΜΓ που διαδέχονται ένα ηχητικό ερέθισμα. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία η αντανάκλαστική αντίδραση του ανθρώπου λαμβάνει χώρα μέσα σε ένα στενό παράθυρο 21 με 120 ms μετά το ακουστικό ερέθισμα [98], οπότε περιορίζοντας την περιοχή αναζήτησης σε αυτό το αντανάκλαστικό παράθυρο μειώνει σημαντικά τον αριθμό των κορυφών που είναι υποψήφιος για αντανάκλαστικές.

Το εύρος του αντανάκλαστικού παραθύρου επιλέχθηκε ώστε να συμπίπτει με το χρόνο αντίδρασης του μέσου ανθρώπου. Σε μερικές μελέτες μάλιστα προτείνεται ένα ακόμη στενότερο παράθυρο 21 - 80 ms για νεότερους εξεταζόμενους [99]. Η εφαρμογή του αντανάκλαστικού παραθύρου στην αναζήτηση βλεφαρικών συσπάσεων αναμένεται να μειώσει σημαντικά τον χρόνο επεξεργασίας καθώς και

την πιθανότητα λανθασμένων εντοπισμών (*false positives*). Η πιθανότητα να συμπέσει ένας μη αντανακλαστικός παλμός στο παράθυρο αναζήτησης είναι πολύ μικρή, λόγω του πολύ μικρού εύρους του αντανακλαστικού παραθύρου (100 msec).

Μία αντανακλαστική αντίδραση ενός ανθρώπου χαρακτηρίζεται από δύο παραμέτρους: την *αντανακλαστική υστέρηση* (*response latency*) και η *ένταση αντανακλαστικού παλμού* (*response magnitude*). Σαν χρόνος αντίδρασης ορίζεται το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την έναρξη του ακουστικού ερεθίσματος μέχρι την έναρξη της αντανακλαστικής αντίδρασης. Η ένταση της αντίδρασης είναι το ύψος του αντανακλαστικού παλμού σε σχέση με μία σταθερή στάθμη αναφοράς, και είναι μέτρο του μεγέθους της αντίδρασης του ασθενούς (Εικόνα 11.9).



Εικόνα 11.9: Σχηματικό διάγραμμα αντανακλαστικού παλμού, όπου διακρίνονται όλες οι παράμετροι που τον περιγράφουν.

Θέτοντας την αρχή μέτρησης του χρόνου ($t_0 = 0$) τη στιγμή *εκκίνησης του ηχητικού ερεθίσματος* (*stimulus onset*), υπολογίζουμε τη *στάθμη υποβάθρου* (*baseline value*) A_b του σήματος ΗΜΓ για ένα διάστημα 50 ms πριν την έναρξη του ηχητικού παλμού (από $t = -50$ έως 0 ms). Η στάθμη A_b ισούται με το μέσο όρο των τιμών των εντάσεων A_i στο διάστημα $[-50, 0]$ ms, και δίνεται από τον τύπο:

$$A_b = \frac{\sum_{i=1}^N A_i}{N} \quad (11.8)$$

$$\sigma_b = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (A_i - A_b)^2}$$

όπου N ο αριθμός των διακριτών σημείων του σήματος στο παράθυρο $[-50, 0]$ ms, και σ_b η τυπική απόκλιση που προκύπτει από τον μέσο αυτό όρο.

Η στάθμη υποβάθρου ουσιαστικά καθορίζει το επίπεδο της στάθμης ηρεμίας του σήματος πριν την έλευση του ηχητικού ερεθίσματος, βάση της οποίας θα μετρούνται οι εντάσεις των αντανακλαστικών παλμών. Εάν στο διάστημα υπολογισμού της στάθμης υποβάθρου συμπέσει κάποια βλεφαρική σύσπαση, τότε επιλέγεται μία διαφορετική χρονική περίοδος.

Από τους εντοπισμένους παλμούς αντανακλαστικοί θεωρούνται μόνο αυτοί που ξεκινούν εντός του αντανακλαστικού παραθύρου $[21, 120]$ msec που ορίζει η θεωρία. Σαν *εκκίνηση αντανακλαστικού παλμού* (*response onset*) ορίζεται η στιγμή t_r που για πρώτη φορά πριν το μέγιστο t_m του παλμού η στάθμη του σήματος αυξάνεται πάνω από μία τιμή κατωφλίου A_{thr} σε σχέση με τη στάθμη υποβάθρου A_b . Η τιμή A_{thr} ονομάζεται *αντανακλαστικό κατώφλι* (*response threshold*), και ορίζεται ίση με την A_b συν δύο φορές την τιμή της τυπικής απόκλισης του σήματος στο παράθυρο όπου υπολογίστηκε η στάθμη του υποβάθρου (Εξ. (11.8)):

$$A_{thr} = A_b + 2 \cdot \sigma_b \quad (11.9)$$

Σκοπός της επιβολής του αντανακλαστικού κατωφλίου είναι ο αποκλεισμός χαμηλών διακυμάνσεων σήματος που βρίσκονται πολύ κοντά στο επίπεδο θορύβου. Η επιβολή κατάλληλου κατωφλίου αυτού περιορίζει περαιτέρω της υποψήφιας κορυφές στο διάστημα $[21, 120]$ msec.

Έστω πως εντοπίζεται κάποια βλεφαρική σύσπαση με χρονική στιγμή έναρξης t_r . Εφόσον η t_r βρίσκεται εντός του αντανακλαστικού παραθύρου καταγράφεται σαν υποψήφια αντανακλαστική. Ο διαχωρισμός της από τις μη αντανακλαστικές

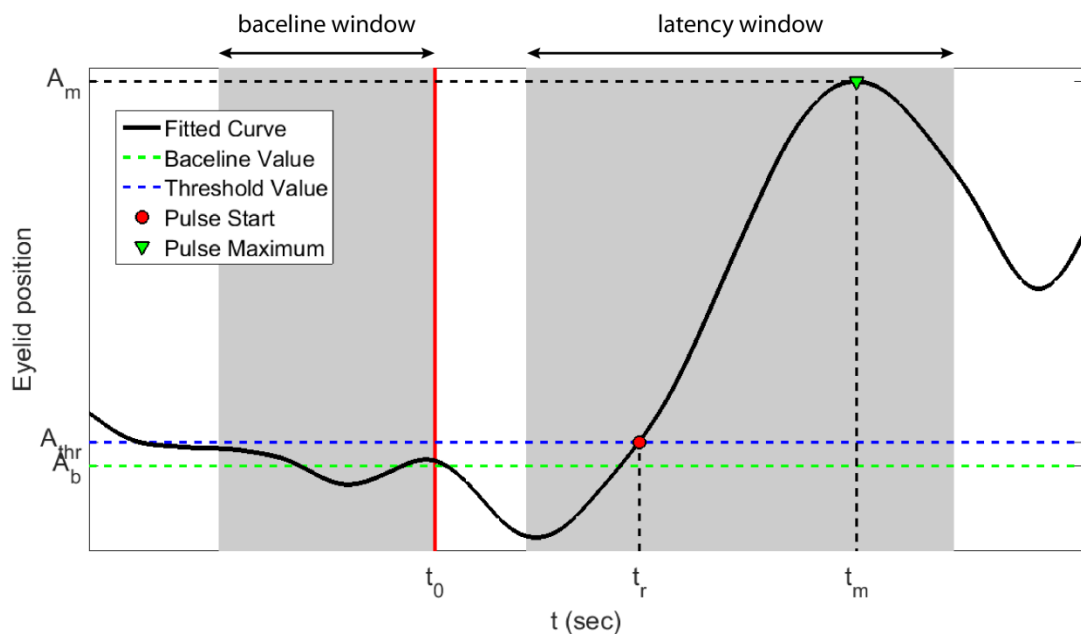
συσπάσεις είναι εύκολος καθώς στις ακούσιες και εκούσιες συσπάσεις το βλέφαρο διανύει πολύ μεγαλύτερη απόσταση καθώς οι βλεφαρισμοί αυτοί είναι πλήρεις, σε αντίθεση με τους αντανακλαστικούς που είναι ανεπαίσθητοι (Εικόνα 11.6).

Το χρονικό διάστημα t_r-t_0 μεταξύ της εκκίνησης του ηχητικού ερεθίσματος και της εκκίνησης της αντανακλαστικής αντίδρασης ονομάζεται *αντανακλαστική υστέρηση (response latency)*, και είναι μέτρο του χρόνου αντανακλαστικής αντίδρασης του ασθενούς (Εικόνα 11.10).

$$\Delta t_r = t_r - t_0 \quad (11.10)$$

Η διαφορά $A_m - A_b$ μεταξύ της έντασης του παλμού A_m και της στάθμης υποβάθρου A_b ονομάζεται *ένταση αντανακλαστικού παλμού (response magnitude)* και συμβολίζεται με ΔA_r . Το ΔA_r είναι μέτρο του μεγέθους της αντανακλαστικής αντίδρασης του ασθενούς (Εικόνα 11.10).

$$\Delta A_r = A_m - A_b \quad (11.11)$$



Εικόνα 11.10: Υπολογισμός μεγέθους ΔA_m και υστέρησης Δt_r ενός αντανακλαστικού παλμού του ΗΜΓ. Η τιμή της στάθμης υποβάθρου A_b υπολογίζεται από τις τιμές της καμπύλης στο παράθυρο $[-50 t_0]$ ms, το οποίο φαίνεται σκιασμένο (baseline window). Σκιασμένη διακρίνεται και η περιοχή του παραθύρου $[21 120]$ ms που χρησιμοποιείται για την εύρεση της κορυφής του αντανακλαστικού παλμού (latency window). Με κόκκινη γραμμή σημειώνεται η έναρξη του ηχητικού ερεθίσματος t_0

ενώ σαν έναρξη αντανακλαστικού παλμού ορίζεται η στιγμή t_b που η καμπύλη ξεπερνά την τιμή κατωφλίου A_{thr} για πρώτη φορά.

Η διαδικασία υπολογισμού των παραμέτρων ΔA_r και Δt_r πραγματοποιείται για κάθε κυρίως παλμό κάθε ενός από τα 51 ηχητικά ερεθίσματα της συνεδρίας, εφόσον ασφαλώς έχει εντοπιστεί κάποιο μέγιστο στα παράθυρα 21-120 ms που έχουμε ορίσει. Οι τιμές τους αποθηκεύονται και η ανάλυσή τους είναι που δίνει τα επιθυμητά συμπεράσματα για το φαινόμενο της προπαλμικής αναστολής.

Ένα ενδιαφέρον φαινόμενο που παρατηρείται κατά τη διάρκεια των πειραμάτων είναι ότι ορισμένες φορές ο ηχητικός παλμός εκτός από την αντανακλαστική συστολή φαίνεται να προκαλεί και μία πλήρη βλεφαρική συστολή (πλήρες κλείσιμο του ματιού), η οποία παρουσιάζεται σαν ένα υψηλότερο μέγιστο αμέσως μετά αυτού της αντανακλαστικής συστολής.

Οι χρόνοι και οι εντάσεις των αντανακλαστικών παλμών αποθηκεύονται μετά την επεξεργασία των δεδομένων. Αν σε κάποιο ηχητικό ζεύγος δεν εντοπίζεται κάποιος αντανακλαστικός παλμός στο παράθυρο [21, 120] ms ή αν οι εντοπισμένοι παλμοί βρίσκονται κάτω από το κατώφλι A_{thres} , τότε το βήμα αυτό χαρακτηρίζεται σαν *μη-έγκυρο* (*non-responder*) και δεν καταγράφεται. Για να θεωρηθεί έγκυρη η συνεδρία θα πρέπει ο εξεταζόμενος να έχει έγκυρα αντανακλαστικά τουλάχιστον στο 50% των δοκιμών (26 ηχητικά ζεύγη).

11.4. Προπαλμική αναστολή

Αν πριν το ηχητικό ερέθισμα προηγηθεί ένα άλλο μικρότερης έντασης (προπαλμός), τότε, σύμφωνα με το πρότυπο της προπαλμικής αναστολής στους υγιείς ανθρώπους, αναμένεται μία μείωση της έντασης του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού. Στην προκειμένη περίπτωση αυτό μεταφράζεται σε μία μείωση ή ακόμα και μηδενισμό της παρατηρούμενης αντανακλαστικής σύσπασης των βλεφάρων. Η μείωση της έντασης του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού εξαρτάται από παράγοντες όπως η σχέση μεταξύ των εντάσεων προπαλμικού και παλμικού ερεθίσματος, το χρονικό διάστημα που τα χωρίζει κ.α.

Η περαιτέρω ερμηνεία των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από τα πειράματα της προπαλμικής αναστολής ξεφεύγουν από το αντικείμενο της διατριβής αυτής.

12.

Προτεινόμενη Μέθοδος Οπτικής Καταγραφής του Αντανακλαστικού του Ακουστικού Αιφνιδιασμού

Στο κεφάλαιο αυτό θα περιγράψουμε την προτεινόμενη μέθοδο οπτικής καταγραφής του αντανακλαστικού του ακουστικού αιφνιδιασμού (*Acoustic Startle Reflex – ASR*), η οποία αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παρούσας διατριβής με σκοπό την εφαρμογή στην μελέτη της προπαλμικής αναστολής. Ακολούθως θα γίνει περιγραφή της πειραματικής διάταξης και μεθοδολογίας που αναπτύχθηκε στο ΕΠΙΨΥ, καθώς και των μαθηματικών αλγορίθμων επεξεργασίας των ληφθέντων εικόνων.

12.1. Εισαγωγή

Η μέθοδος ΗΕΓ-ΗΜΓ που περιγράψαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο χαρακτηρίζεται από τον έντονα επεμβατικό της χαρακτήρα και τη μεγάλη πολυπλοκότητα της συνδεσμολογίας που χρησιμοποιεί. Η μελέτη της προπαλμικής αναστολής είναι ένα κατεξοχήν ψυχοφυσικό πείραμα, η αξιοπιστία του οποίου

προϋποθέτει την απόλυτη ηρεμία του εξεταζόμενου. Ο μεγάλος αριθμός των ηλεκτροδίων της συνδεσμολογίας που χρησιμοποιείται αναπόφευκτα ασκεί ένα βαθμό ψυχολογικής πίεσης πάνω στον ασθενή, γεγονός που είναι ικανό να επηρεάσει την ποιότητα των λαμβανόμενων μετρήσεων.

Επιπροσθέτως, η μεγάλη ευαισθησία των ηλεκτρονικών συστημάτων που χρησιμοποιούνται στη διάταξη ΗΕΓ-ΗΜΓ τα καθιστά επιρρεπή σε ενδογενείς και εξωγενείς ηλεκτρονικούς θορύβους και παράσιτα. Για την εξάλειψή του εξωγενούς ηλεκτρονικού θορύβου η διάταξη τοποθετείται μέσα σε κλωβό Faraday, χωρίς ωστόσο να είναι πάντοτε 100% προφυλαγμένη. Ο κλωβός Faraday εκτός του ότι είναι δαπανηρές και δύσκολες στην υλοποίηση διατάξεις, συμβάλουν στην επιβάρυνση της ψυχολογίας των εξεταζόμενων προκαλώντας τους πολλές φορές κλειστοφοβικά αισθήματα.

Στα ηλεκτρονικά κυκλώματα του συστήματος ΗΜΓ-ΗΕΓ εμφανίζονται επίσης και ενδογενή ηλεκτρονικά παράσιτα, τα οποία δεν μπορούν να εξαλειφθούν παρά μόνο με φιλτράρισμα, αναλογικό ή ψηφιακό, το οποίο όμως οδηγεί πάντοτε σε κάποιο βαθμό απώλειας πληροφορίας σήματος.

Σκοπός της προτεινόμενης μεθόδου είναι η δημιουργία ενός μη επεμβατικού, αποδοτικότερου και όσο το δυνατόν απλούστερου συστήματος καταγραφής του *αντανεκλαστικού του ακουστικού αιφνιδιασμού* που να μην παρουσιάζει τα προβλήματα της μεθόδου του ηλεκτροεγκεφαλογράφου που αναφέραμε προηγουμένως.

Η προτεινόμενη μέθοδος καταγράφει οπτικά και εξ αποστάσεως τις ταχείες συσπάσεις των βλεφαρικών μυών του ασθενούς, οι οποίες είναι από τις πιο εμφανείς οπτικές εκδηλώσεις του *αντανεκλαστικού του αιφνιδιασμού*. Οι αντανεκλαστικές αντιδράσεις του εξεταζόμενου σε μια σειρά ακουστικών ερεθισμάτων παρακολουθούνται μέσω ενός οπτικού συστήματος απεικόνισης αποτελούμενο από μία ηλεκτρονική κάμερα συνδεδεμένη με ένα φορητό Η/Υ. Τα ληφθέντα δεδομένα επεξεργάζονται από ειδικό αλγόριθμο αναγνώρισης χαρακτηριστικών με σκοπό την απομόνωση της περιοχής των ματιών του ασθενούς και την ανίχνευση των βλεφαρικών συσπάσεων κατά τη διάρκεια της μέτρησης.

Η προτεινόμενη τεχνική συλλέγει τα δεδομένα εξ αποστάσεως με οπτικό τρόπο χωρίς τη χρήση ηλεκτροδίων, με αποτέλεσμα η αλληλεπίδραση μεταξύ διάταξης και εξεταζόμενου να είναι ελάχιστη. Ο μη επεμβατικός της χαρακτήρας μειώνει αισθητά την ψυχολογική πίεση που υφίστανται οι ασθενείς κατά τη διάρκεια της εξέτασης, αυξάνοντας κατά συνέπεια την αξιοπιστία των μετρήσεων.

Η προτεινόμενη οπτική μέθοδος δεν επηρεάζεται καθόλου από τα εξωγενή ηλεκτρονικά παράσιτα, σε αντίθεση με την υπερευαίσθητη διάταξη ηλεκτροδίων του ΗΕΓ-ΗΜΓ. Το γεγονός αυτό κρίνει περιττή την τοποθέτηση της πειραματικής διάταξης σε κλωβό Faraday, γεγονός που συμβάλει στην περεταίρω ελάφρυνση της ψυχολογικής κατάστασης του ασθενούς αλλά και στην φορητότητα της διάταξης και τη μείωση του κόστους της.

Επίσης, η νέα μέθοδος είναι μία αμιγώς ψηφιακή διαδικασία, γεγονός που υπερτερεί έναντι της αναλογικής ΗΕΓ-ΗΜΓ σε θέματα ενδογενούς ηλεκτρονικού θορύβου, καθώς όπως αναφέραμε όλες οι αναλογικές συσκευές εισάγουν μία σειρά παράσιτων σημάτων, που δύνανται να αλλοιώσουν τις ληφθείσες μετρήσεις. Επιπλέον, το ψηφιακό φιλτράρισμα δίνει την δυνατότητα επεξεργασίας του σήματος σε δεύτερο χρόνο (offline) και την δοκιμή διαφόρων παραμέτρων μέχρι την εύρεση της βέλτιστης τιμής, σε αντίθεση με το αναλογικό σήμα του ΗΕΓ-ΗΜΓ στο οποίο το φιλτράρισμα γίνεται σε ζωντανό χρόνο (online) χωρίς δυνατότητα αναίρεσης του αποτελέσματος.

Η περιγραφή της προτεινόμενης πειραματικής διάταξης και διαδικασίας γίνεται στις παραγράφους που ακολουθούν.

12.2. Πειραματική διάταξη

Λόγω της εξαιρετικά μεγάλης ταχύτητας των αντανάκλαστικών συσπάσεων των μυών του βλεφάρου, κρίνεται αναγκαία η χρήση κάμερας με δυνατότητα καταγραφής σε υψηλές τιμές χρονικής δειγματοληψίας (εικόνες ανά δευτερόλεπτο – fps). Λαμβάνοντας υπόψη τις απαιτήσεις αυτές, για την υλοποίηση της πειραματικής διάταξης επιλέχθηκε η κάμερα Flea3 της PtGrey υψηλής χρονικής

δειγματοληψίας, μέχρι 150 fps, για την καταγραφή ακόμη και των πιο ταχέων κινήσεων του ματιού (Εικόνα 12.2).



Εικόνα 12.1: Σύστημα οπτικής καταγραφής αντανακλαστικών. (1): Φωτισμός. (2): Κάμερα καταγραφής. (3): Σύστημα ηλεκτροεγκεφαλογράφου – ηλεκτρομυογράφου που χρησιμοποιείται για στάθμιση της μεθόδου.



Εικόνα 12.2: Η κάμερα Flea3 USB 3.0 της διάταξης οπτικής καταγραφής.

Πίνακας 12.1: Χαρακτηριστικά κάμερας πειραματικής διάταξης.

Πρότυπο	PtGrey FL3-U3-13Y3M-C
Μέγιστη ανάλυση	1280x1024 pixels
Μέγιστος ρυθμός λήψης	150 fps
Πρωτόκολλο μεταφοράς δεδομένων	USB 3.0
Θύρα εξωτερικού συγχρονισμού	8-pin GPIO
Φακός	Edmund Optics 16mm/f1.4

Στη διάταξη η κάμερα τοποθετείται απέναντι από τον εξεταζόμενο ο οποίος φορά ακουστικά και ζητείται να κοιτά στο κέντρο του φακού της κάμερας. Λόγω τις υψηλής χρονικής δειγματοληψίας οι ανάγκες της κάμερας σε φως είναι αυξημένες. Ο φωτισμός του δωματίου πρέπει να είναι ικανός για τη λήψη σωστά φωτισμένων εικόνων του προσώπου, αλλά όχι τόσο έντονος ώστε να προκαλεί δυσφορία στον εξεταζόμενο (Εικόνα 12.1).

Κατά τη διαδικασία οπτικής καταγραφής ο εξεταζόμενος δέχεται μία σειρά από 51 ζεύγη προπαλμού-παλμού μέσω των ακουστικών, όπως ακριβώς και στην μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ που περιγράφηκε στο Κεφάλαιο 11. , και οι αντιδράσεις του καταγράφονται από την κάμερα της διάταξης. Ο έλεγχος των παραμέτρων της κάμερας γίνεται μέσω του λογισμικού FlyCap2 που διαθέτει η εταιρία Point Grey. Το λογισμικό αυτό διαθέτει λειτουργία εξωτερικού σκανδαλισμού (*external trigger mode*) όπου η καταγραφή εικόνων ξεκινά μόνο όταν η κάμερα δεχθεί εξωτερικό σήμα μέσω της θύρας GPIO που διαθέτει. Με τον τρόπο αυτό η καταγραφή ξεκινά τη στιγμή έναρξης του προπαλμού και λήγει μετά από συγκεκριμένο χρονικό διάστημα που περιλαμβάνει 250 λήψεις εικόνων. Η χρησιμότητα της λειτουργίας αυτής είναι μεγάλη, καθώς μειώνει σημαντικά τον όγκο των δεδομένων, αφήνοντας την κάμερα ανενεργή στο μεσοδιάστημα μεταξύ των ηχητικών παλμών.

Πίνακας 12.2: Ρυθμίσεις οπτικής καταγραφής.

Ρυθμός λήψης	96.23 fps
Ζεύγη παλμών	51
Εικόνες ανά ζεύγος παλμών	250

12.3. Πειραματική διαδικασία

Σε κάθε ζεύγος παλμών λαμβάνονται 250 εικόνες, οι οποίες με τον επιλεγμένο ρυθμό καταγραφής αντιστοιχούν σε 2.598 sec χρόνου. Το διάστημα αυτό επιλέχτηκε έτσι ώστε να καλύψει το 1 sec που είναι το μέγιστο διάστημα μεταξύ προπαλμού-παλμού που εισάγεται κατά το πείραμα. Συνολικά λαμβάνονται $51 \times 250 = 12750$ εικόνες. Με τη λήξη της συνεδρίας ξεκινά η διαδικασία επεξεργασίας τους που έχει σαν σκοπό τον εντοπισμό των βλεφαρικών συσπάσεων που αντιστοιχούν στους ακουστικούς παλμούς.

Το πρώτο στάδιο της επεξεργασίας είναι ο εντοπισμός της περιοχής των ματιών του εξεταζόμενου σε κάθε εικόνα (Παρ. 12.4.). Αρχικά γίνεται λήψη της *ουδέτερης εικόνας*, μιας εικόνας δηλαδή του εξεταζόμενου χωρίς έκφραση που θα λειτουργεί σαν πρότυπο για τις υπόλοιπες εικόνες της συνεδρίας. Η ουδέτερη εικόνα πρέπει να απεικονίζει τον εξεταζόμενο με ανοιχτά μάτια, να κοιτά απευθείας στο κέντρο της κάμερας και να μην κάνει κάποιο μορφασμό. Η επιλογή της επαφίεται στην κρίση του αναλυτή.

Στην ουδέτερη εικόνα εφαρμόζεται ο *αλγόριθμος εντοπισμού χαρακτηριστικών* που έχει σαν σκοπό τον εντοπισμό της περιοχής των ματιών του ασθενούς, όπου και παρατηρούνται οι αντανακλαστικές συσπάσεις του βλεφάρου. Ο αλγόριθμος αυτός βασίζεται στη διαδικασία της μορφολογικής συνέλιξης και χρησιμοποιεί ένα γενικό πρότυπο ψηφιακού προσώπου.

Τα εντοπισμένα μάτια της ουδέτερης εικόνας δρουν σαν πρότυπα για τον εντοπισμό των ματιών στις υπόλοιπες εικόνες της συνεδρίας. Ωστόσο, αν αναλογιστούμε πως κάθε συνεδρία περιλαμβάνει 12750 εικόνες, θα καταλάβουμε

πως ο εντοπισμός των ματιών σε κάθε μία από τις εικόνες αυτές θα ήταν αδύνατος από πλευράς υπολογιστικού χρόνου. Για το λόγο αυτό ο εντοπισμός της νέας θέσης των ματιών πραγματοποιείται μία φορά στην αρχή της σειράς των 250 εικόνων (που συμπίπτει με την έναρξη του προπαλμού) και άλλη μία την χρονική στιγμή έναρξης του κυρίως παλμού, υποθέτοντας πως κατά την υπόλοιπη διάρκεια της καταγραφής το πρόσωπο του εξεταζόμενου δε μεταβάλλεται σημαντικά. Σαν αποτέλεσμα ο αλγόριθμος εντοπισμού θα εφαρμοστεί μόνο 51 φορές στην διάρκεια της συνεδρίας, γεγονός εφικτό από υπολογιστικής πλευράς.

Πρέπει να τονιστεί πως η χρήση γενικών ψηφιακών προτύπων προσώπου και λοιπών χαρακτηριστικών εφαρμόζεται μόνο στην ουδέτερη εικόνα, διότι είναι η πρώτη που επεξεργάζεται και δε γνωρίζουμε τη θέση των χαρακτηριστικών που ψάχνουμε. Στις υπόλοιπες εικόνες του πειράματος σαν ψηφιακά πρότυπα συνέλιξης χρησιμοποιούνται τα εντοπισμένα χαρακτηριστικά του εξεταζόμενου προερχόμενα από την ουδέτερη εικόνα.

Μόλις γίνει ο εντοπισμός των ματιών για την ομάδα των 250 εικόνων, εφαρμόζεται ο αλγόριθμος υπολογισμού οπτικής ροής (Παρ. 12.5.) ο οποίος εντοπίζει όλες τις κινήσεις των ματιών που συμβαίνουν στην ομάδα των 250 εικόνων του συγκεκριμένου ζεύγους προπαλμού-παλμού. Ο αλγόριθμος υπολογισμού οπτικής ροής βασίζεται στη μέθοδο των *Lucas-Kanade*. Μόλις όλες οι κινήσεις εντοπιστούν, γίνεται ο διαχωρισμός του κατά πόσο οφείλονται σε ακουστικό ερέθισμα ή όχι. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται και για τα 51 πακέτα εικόνων της συνεδρίας.

Τέλος στην Παρ. 12.6. περιγράφεται η διαδικασία απομάκρυνσης της παράσιτης πληροφορίας που οφείλεται σε κινήσεις του ματιού εκτός της αντανακλαστικής σύσπασης.

Στην συνέχεια περιγράφεται βήμα-βήμα η παραπάνω πειραματική διαδικασία.

12.4. Αλγόριθμος εντοπισμού χαρακτηριστικών προσώπου

Η μέθοδος εντοπισμού χαρακτηριστικών βασίζεται στη μαθηματική διαδικασία της συνέλιξης. Λόγω του ότι η συνέλιξη είναι μία διαδικασία χρονοβόρα, κατά την κατασκευή του αλγορίθμου πρέπει να δοθεί βάρος στη μείωση του υπολογιστικού κόστους. Αυτό επιτυγχάνεται με διάφορους τρόπους, οι οποίοι θα αναλυθούν στη συνέχεια.

Για τον εντοπισμό των χαρακτηριστικών του εξεταζόμενου λαμβάνεται μία εικόνα ουδέτερης έκφρασης, στην οποία ο εξεταζόμενος ατενίζει στο κέντρο του πεδίου χωρίς καμία έκφραση. Τα πρότυπα που χρησιμοποιούνται στην συνέλιξη είναι γενικευμένα πρότυπα ψηφιακών προσώπων κατασκευασμένα με ψηφιακό λογισμικό. Τα εντοπισμένα χαρακτηριστικά από την ουδέτερη εικόνα χρησιμοποιούνται σαν πρότυπα για τον εντοπισμό στις υπόλοιπες εικόνες της σειράς. Ακολουθώντας αναλύουμε τα βήματα της διαδικασίας αυτής.

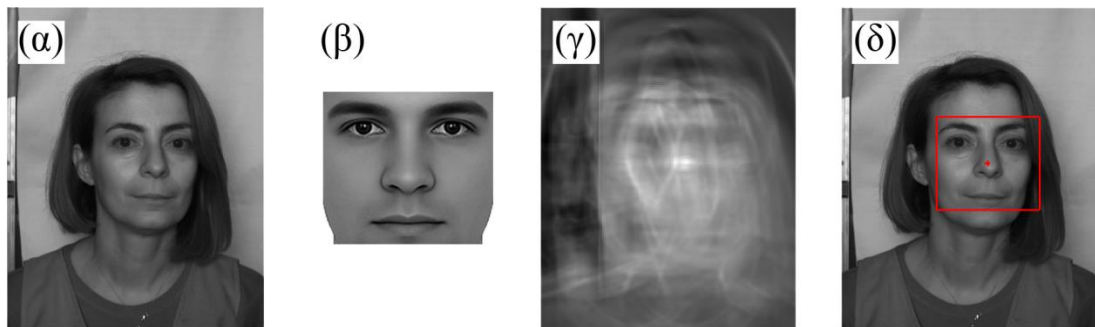
12.4.1. Εντοπισμός χαρακτηριστικών εικόνας ουδέτερης έκφρασης

Αρχικά γίνεται λήψη εικόνας ουδέτερης έκφρασης για βαθμονόμηση του αλγορίθμου. Η ουδέτερη εικόνα θα χρησιμεύσει σαν μέτρο σύγκρισης στη διαδικασία εντοπισμού μικροκινήσεων του ματιού και οι εντοπισμένες περιοχές θα αποτελέσουν τα ψηφιακά πρότυπα για τον εντοπισμό στις υπόλοιπες εικόνες.

Σκοπός της διαδικασίας είναι η αναγνώριση της θέσης των ματιών στην ουδέτερη εικόνα, τα οποία αποτελούν την περιοχή ενδιαφέροντος στο πείραμά μας, και η απομόνωσή τους από το υπόλοιπο πρόσωπο. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται ψηφιακά πρότυπα προσώπου (*digital face templates*) (Εικόνα 12.3). Ο εντοπισμός των χαρακτηριστικών πραγματοποιείται με συνέλιξη των προτύπων με την υπό εξέταση εικόνα. Ο τύπος της συνέλιξης μιας εικόνας I_o μεγέθους $M \times N$ με ένα πρότυπο T μεγέθους $m \times n$, είναι:

$$I_c(i, j) = I_o(i, j) * T(i, j) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{i_t=1}^m \sum_{j_t=1}^n \sqrt{(I_o(i - i_t, j - j_t) - T(i_t, j_t))^2} \quad (12.1)$$

Αποτέλεσμα της συνέλιξης είναι μία εικόνα I_c της οποίας η τιμή $I_c(i, j)$ σε μία τυχαία θέση (i, j) είναι μέτρο του βαθμού ταύτισης του προτύπου T με την εικόνα I_o στη συγκεκριμένη θέση. Η θέση (i, j) με την υψηλότερη τιμή, και επομένως με το μεγαλύτερο βαθμό ταύτισης, επιλέγεται σαν η θέση βέλτιστου εντοπισμού του προτύπου στην εικόνα.



Εικόνα 12.3: Εντοπισμός προσώπου με τη μέθοδο της συνέλιξης. (α) Αρχική εικόνα ουδέτερης έκφρασης I_o . (β) Ψηφιακό πρότυπο προσώπου T_f . (γ) Αποτέλεσμα της συνέλιξης $I_c(i, j) = I_o(i, j) * T_f(i, j)$, όπου διακρίνεται το μέγιστο φωτεινότητας που αντιστοιχεί στο σημείο βέλτιστης ταύτισης. (δ) Απεικόνιση της θέσης και των ορίων του εντοπισμένου προσώπου.

Θα μπορούσαμε να εφαρμόσουμε τη συνέλιξη του προτύπου του οφθαλμού σε όλη την έκταση της εικόνας, αυτό όμως ενδεχομένως να οδηγήσει σε λανθασμένο εντοπισμό, καθώς υπάρχουν περιοχές του προσώπου που υπό προϋποθέσεις μπορούν να παρουσιάσουν μεγάλη ομοιότητα με τα μάτια, όπως για παράδειγμα η περιοχή των φρυδιών και το στόμα.

Είναι γενικώς αποδεκτό πως όσο πιο πολύπλοκη είναι η προς εντοπισμό περιοχή τόσο πιο δύσκολο είναι να μοιάζει με κάποια άλλη. Λαμβάνοντας υπόψη το προηγούμενο και για να αποφευχθούν τα λάθη, η διαδικασία εντοπισμού γίνεται κλιμακωτά ξεκινώντας από τη γενικότερη περιοχή του προσώπου, και σταδιακά εστιάζοντας σε πιο μικρή περιοχή καταλήγοντας στα μάτια. Σε κάθε βήμα της

αναγνώρισης η συνέλιξη θα περιορίζεται στην εντοπισμένη περιοχή του προηγούμενου βήματος.

Αρχικά γίνεται εντοπισμός της θέσης ολόκληρου του προσώπου με εφαρμογή συνέλιξης μεταξύ της αρχικής εικόνας I_0 και του πρότυπου προσώπου T_f . Το πρότυπο T_f λόγω της πολυπλοκότητάς του είναι πολύ δύσκολο να συγχυστεί με κάποιο άλλο αντικείμενο στην εικόνα I_0 . Το ζητούμενο δεν είναι μόνο ο εντοπισμός της θέσης του προσώπου αλλά και ο προσδιορισμός του μεγέθους του, και έτσι η συνέλιξη εντοπισμού θέσης εφαρμόζεται για μία σειρά προτύπων $T_{f,i}$ με διαφορετικά μεγέθη, με σκοπό να εκτιμηθεί με όσο μεγαλύτερη ακρίβεια το μέγεθος του συγκεκριμένου προσώπου. Τα αποτελέσματα εντοπισμού για μία σειρά 5 διαφορετικών μεγεθών προσώπου παρουσιάζονται στον Πίνακα 1.3. Όπως παρατηρούμε επιλέγεται το πρότυπο πλάτους 59 pixel, καθώς αυτό παρουσιάζει το μεγαλύτερο βαθμό ταύτισης. Το αποτέλεσμα της συνέλιξης αυτής είναι ο εντοπισμός της περιοχής του προσώπου I_f .

Στο επόμενο βήμα, όπως προαναφέρθηκε, η προς εντοπισμό περιοχή θα πρέπει να είναι υποπεριοχή της αντίστοιχης του προηγούμενου βήματος. Για το λόγο αυτό επιλέγεται η ευρύτερη περιοχή των ματιών-φρυδιών καθώς αυτή δεν παρουσιάζει ομοιότητα με κάποιο άλλο τμήμα του προσώπου, σε αντίθεση με την περιοχή των ματιών που κάποιες φορές μπορεί να συγχυστεί με αυτή των φρυδιών. Η συνέλιξη με το πρότυπο ματιών-φρυδιών T_{ee} περιορίζεται μόνο στην περιοχή του προσώπου I_f , γεγονός που συμβάλλει σημαντικά στη μείωση του υπολογιστικού χρόνου. Το αποτέλεσμα της συνέλιξης αυτής είναι ο εντοπισμός της περιοχής ματιών-φρυδιών I_{ee} .






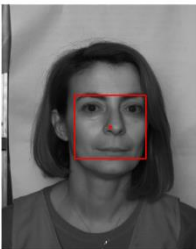


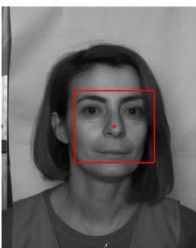




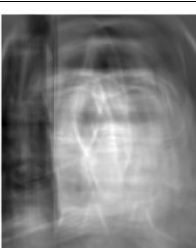

Έπειτα στην περιοχή I_{ee} εφαρμόζεται συνέλιξη με το πρότυπο των ματιών T_{ey} . Για να αποφευχθεί η σύγχυση των ματιών με τα φρύδια, η συνέλιξη μπορεί να πραγματοποιηθεί μόνο στο κάτω μισό της εντοπισμένης περιοχής ματιών-φρυδιών. Το αποτέλεσμα της συνέλιξης αυτής είναι ο εντοπισμός της περιοχής ματιών I_{ey} .

Τέλος το πρότυπο του αριστερού ματιού T_{le} εφαρμόζεται στο αριστερό μισό της I_{ey} ενώ το πρότυπο του δεξιού ματιού T_{re} στο δεξί αντίστοιχα. Η διαδικασία αυτή έχει σαν αποτέλεσμα τον εντοπισμό των περιοχών I_{le} , I_{re} που αντιστοιχούν στα δύο μάτια.

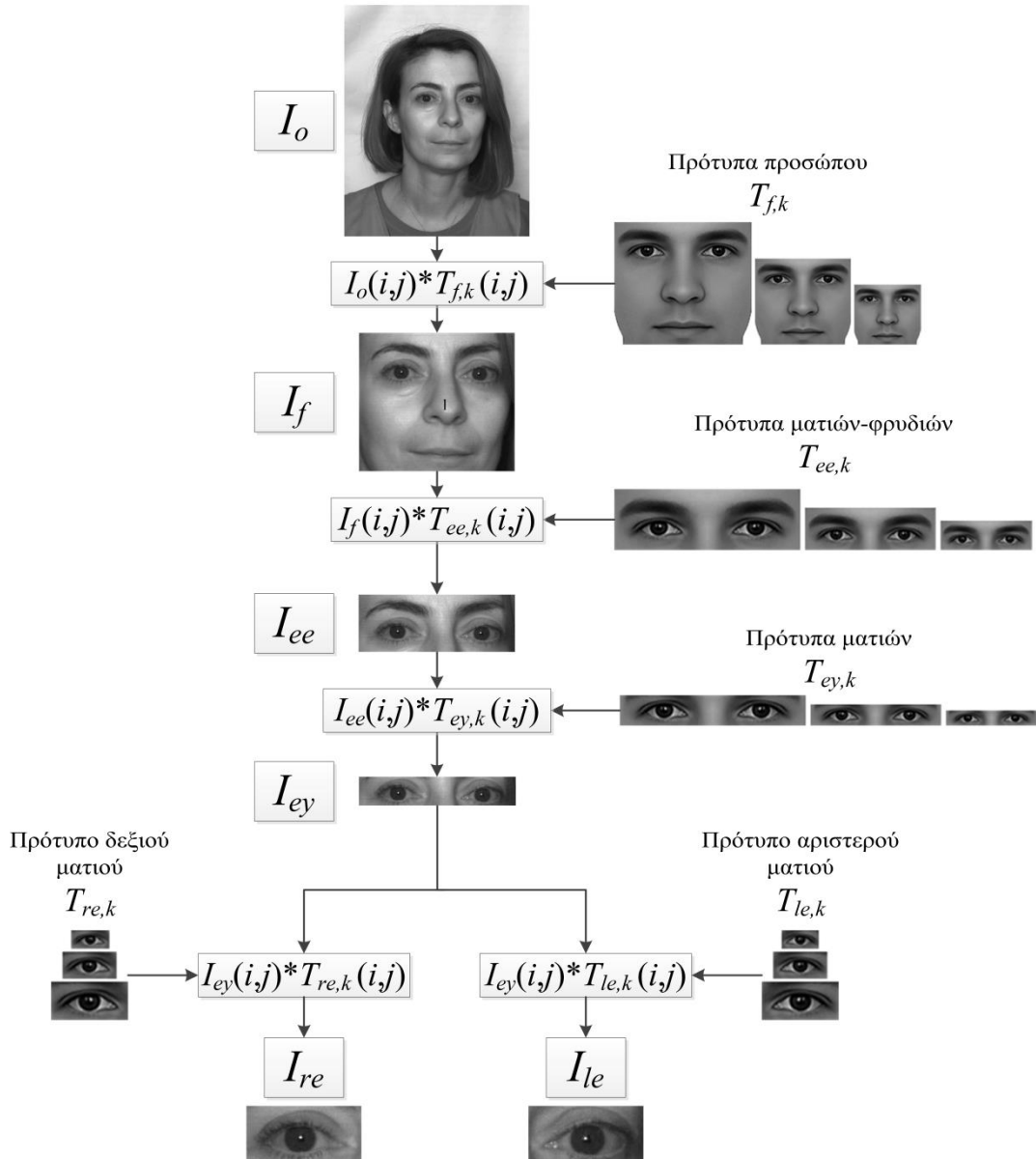
Πρέπει να υπενθυμίσουμε πως καθώς εστιάζουμε σταδιακά από τη γενική περιοχή του προσώπου στην περιοχή των ματιών, η συνέλιξη πραγματοποιείται για μία σειρά k μεγεθών του εκάστοτε προτύπου, καθώς όπως προαναφέρθηκε δε μας ενδιαφέρει μόνο η θέση αλλά και το μέγεθος της εντοπισμένης περιοχής, καθώς δεν έχουν όλοι οι άνθρωποι την ίδια αναλογία μεταξύ των χαρακτηριστικών του προσώπου τους. Το πρότυπο k με τον μεγαλύτερο βαθμό ταύτισης επιλέγεται ανάμεσα στα όμοια πρότυπα σε κάθε βήμα. Ένα σχηματικό διάγραμμα του αλγορίθμου εντοπισμού των ματιών παρατίθεται στην Εικόνα 12.4.

Από τη στιγμή που εντοπιστούν και απομονωθούν οι εικόνες των χαρακτηριστικών του εξεταζόμενου, αποθηκεύονται στην θέση των προτύπων T_f , T_{ee} , T_{ey} , T_{re} , T_{le} και θα χρησιμοποιούνται στην θέση τους από εδώ και στο εξής.

Πίνακας 12.3: Κλιμακωτή συνέλιξη εντοπισμού προσώπου μέσω της συνέλιξης $I_o * T_f$

$T_{f,k}$	I_c	Εντοπισμένη περιοχή I_f	Βαθμός ταύτισης (%)
 Μέγεθος: 47px			21
 Μέγεθος: 53px			33
 Μέγεθος: 59px			18
 Μέγεθος: 65px			55
 Μέγεθος: 71px			241

Κλιμακωτή Αναγνώριση Χαρακτηριστικών Προσώπου



Εικόνα 12.4: Εντοπισμός ματιών στην εικόνα ουδέτερης έκφρασης με τη μέθοδο της κλιμακωτής συνέλιξης.

12.4.2. Εντοπισμός χαρακτηριστικών υπόλοιπων εικόνων της σειράς

Λόγω του ότι η θέση του εξεταζόμενου δύναται να αλλάξει κατά τη διάρκεια του πειράματος, ένας περιοδικός εντοπισμός της θέσης των χαρακτηριστικών

κρίνεται αναγκαίως για να αποφευχθούν τυχόν σφάλματα. Η διαδικασία εντοπισμού είναι η ίδια με αυτή της εικόνας ουδέτερης έκφρασης που περιγράφηκε στην προηγούμενη παράγραφο, με μόνη διαφορά τη χρησιμοποίηση των εντοπισμένων T_f , T_{ee} , T_{ey} , T_{re} , T_{le} της ουδέτερης εικόνας σαν πρότυπα συνέλιξης.

Ο τεράστιος αριθμός των εικόνων ανά εξεταζόμενο καθιστά απαγορευτική από πλευράς υπολογιστικού κόστους την εφαρμογή του αλγόριθμου εντοπισμού χαρακτηριστικών σε κάθε εικόνα ξεχωριστά. Αντ' αυτού, ο εντοπισμός της νέας θέσης των ματιών πραγματοποιείται μία φορά στην αρχή της σειράς των 250 εικόνων (που συμπίπτει με την έναρξη του προπαλμού) και άλλη μία την χρονική στιγμή έναρξης του κυρίως παλμού. Θεωρούμε πως στα ενδιάμεσα χρονικά διαστήματα η κίνηση του εξεταζόμενου είναι αμελητέα από πλευράς ταχύτητας σε σχέση με τις βλεφαρικές συσπάσεις.

Από τη στιγμή που η απόσταση του εξεταζόμενου από την κάμερα είναι σταθερή, στις υπόλοιπες εικόνες δε χρειάζεται να εφαρμόσουμε τη διαδικασία για πολλά μεγέθη προτύπων, καθώς το μέγεθος του προσώπου στο πεδίο της κάμερας παραμένει σταθερό.

12.5. Αλγόριθμος υπολογισμού κίνησης βλεφάρων

Αφού εντοπιστεί η περιοχή των ματιών για την ακολουθία των εικόνων, ακολουθεί η ανίχνευση των κινήσεων των βλεφάρων γίνεται με τη χρήση του αλγορίθμου οπτικής ροής *Lucas-Kanade*. Ο αλγόριθμος αυτός συγκρίνει δύο εικόνες ενός αντικειμένου που αντιστοιχούν σε διαδοχικές χρονικές στιγμές και υπολογίζει τοπικά τα διανύσματα μεταβολής της θέσης ή της μορφής του αντικειμένου αυτού. Στην περίπτωση του ματιού αν λάβουμε δύο διαδοχικές εικόνες κατά τη διάρκεια μίας βλεφαρικής σύσπασης, τότε μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου τα μοναδικά σημεία που θα παρουσιάσουν διανύσματα οπτικής ροής διάφορα του μηδενός θα είναι εκείνα των κινούμενων βλεφάρων. Αυτό

προϋποθέτει ασφαλώς πως όλες οι υπόλοιπες κινήσεις του προσώπου θεωρούνται αμελητέες από πλευράς ταχύτητας σε σχέση με την κίνηση των βλεφάρων, γεγονός που ισχύει με αρκετά καλή προσέγγιση.

Από το διανυσματικό πεδίο που προκύπτει από τον αλγόριθμο Lucas-Kanade κρατάμε μόνο την κίνηση των βλεφάρων του ματιού και όχι των υπόλοιπων τμημάτων του ματιού και του προσώπου. Το άθροισμα των κατακόρυφων συνιστωσών των διανυσμάτων αυτών σε όλο το εύρος της εικόνας του ματιού εκφράζει το απόλυτο μέγεθος της κίνησης του βλεφάρου.

Για να προκύψει η χρονική μεταβολή της θέσης του βλεφάρου πρέπει ο αλγόριθμος να εφαρμοστεί σε κάθε μία από τις 250 εικόνες που αντιστοιχούν στο ηχητικό ζεύγος. Λόγω του ότι ο αλγόριθμος Lucas-Kanade απαιτεί δύο εικόνες για τον υπολογισμό της οπτικής ροής, κάθε εικόνα I_i συγκρίνεται με την επόμενη της I_{i+1} , με $i = 1$ έως 249. Τα απόλυτα μεγέθη κίνησης που προκύπτουν σχηματίζουν μία χρονοσειρά που απεικονίζει τη χρονική μεταβολή της θέσης των βλεφάρων. Ακολούθως περιγράφουμε αναλυτικά τα βήματα του αλγορίθμου οπτικής ροής.

Ο αλγόριθμος Lucas-Kanade είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος σε μικρές μεταβολές, γι' αυτό και κρίθηκε κατάλληλος για το πείραμα αυτό. Στην συνέχεια περιγράφεται συνοπτικά ο αλγόριθμος υπολογισμού της οπτικής ροής.

Έστω ότι κάποια χρονική στιγμή t , κάποια σημείο (x,y) της εικόνας ενός αντικειμένου παρουσιάζει φωτεινότητα ίση με $I(x,y,t)$. Υποθέτουμε ότι μετά από χρόνο Δt το σημείο (x,y) έχει μετακινηθεί κατά $(\Delta x, \Delta y)$, χωρίς όμως να αλλάξει η φωτεινότητά του. Με τον αλγόριθμο Lucas-Kanade σε κάθε εικονοστοιχείο (x,y)

αντιστοιχίζεται ένα διάνυσμα ταχύτητας $\vec{v} = \begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix}$ τέτοιο ώστε:

$$\begin{bmatrix} u \\ v \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_i w_i I_x^2(q_i) & \sum_i w_i I_x(q_i)I_y(q_i) \\ \sum_i w_i I_x(q_i)I_y(q_i) & \sum_i w_i I_y^2(q_i) \end{bmatrix}^{-1} \begin{bmatrix} -\sum_i w_i I_x(q_i)I_t(q_i) \\ -\sum_i w_i I_y(q_i)I_t(q_i) \end{bmatrix} \quad (12.2)$$

Όπου I_x , I_y , I_t είναι οι μερικοί παράγωγοι της εικόνας I ως προς τις χωρικές συντεταγμένες και τον χρόνο, εκτιμημένες στο σημείο q_i την χρονική στιγμή t .

Τα αθροίσματα \sum_i στην εξίσωση (12.2) πραγματοποιούνται μεταξύ των εικονοστοιχείων q_i εντός ενός παραθύρου $n \times n$ γύρω από το σημείο (x,y) όπου η ταχύτητα θεωρείται σταθερή. Τα βάρη w_i προέρχονται από έναν $n \times n$ διαγώνιο πίνακα W ο οποίος είναι Γκαουσιανή συνάρτηση της απόστασης μεταξύ των σημείων q_i και (x,y) . Ο πίνακας W χρησιμοποιείται για να δώσει περισσότερη έμφαση στα σημεία κοντά στο εικονοστοιχείο (x,y) παρά στα περιφερειακά σημεία της γειτονιάς του.

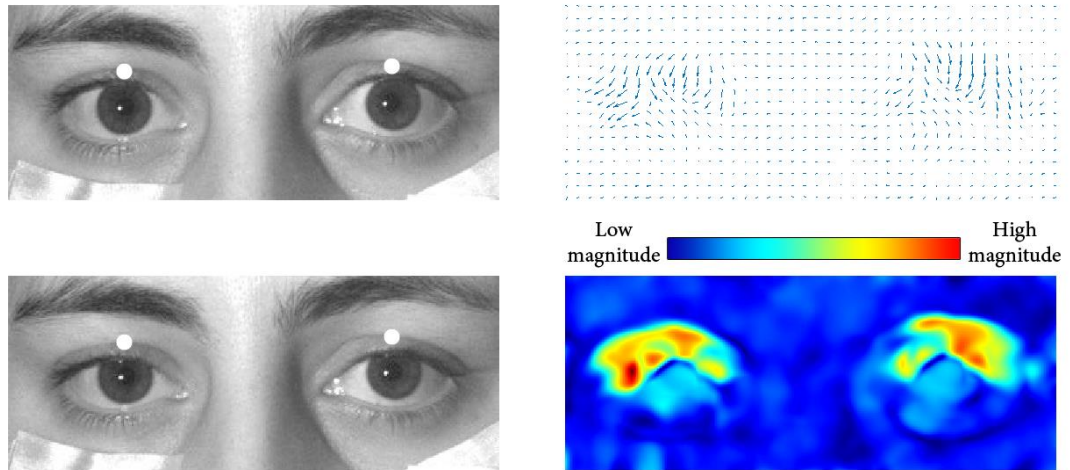
Σε κάθε ζεύγος παλμών αντιστοιχούν δύο ομάδες $[I_l]_k, [I_r]_k$ των 250 εικόνων η κάθε μία, από την επεξεργασία των οποίων προκύπτουν οι ομάδες διανυσματικών πεδίων οπτικής ροής $[V_l]_k, [V_r]_k$, με $k = 1 - 249$. Στην Εικόνα 12.5 που ακολουθεί βλέπουμε το διάγραμμα ροής ανάμεσα σε δύο στιγμιότυπα μίας σύσπασης του βλεφάρου, οι οποίες απέχουν χρονικά 0,083 sec. Ο χρόνος αυτός υπολογίζεται από την ταχύτητα δειγματοληψίας της κάμερας (*frame rate*) η οποία είναι 96.23 εικ/δευτ.

Σαν δείκτη του μεγέθους της κίνησης του βλεφάρου λαμβάνουμε το άθροισμα των τετραγωνικών ριζών των μέτρων των διανυσμάτων ροής, θεωρώντας πως η πλειοψηφία της οπτικής ροής που εντοπίστηκε αφορά μόνο κινήσεις στην περιοχή του βλεφάρου. Η προσέγγιση αυτή ισχύει σε ικανοποιητικό βαθμό, καθώς η ταχύτητας της βλεφαρικής σύσπασης είναι πολύ μεγαλύτερη από τις υπόλοιπες φυσικές κινήσεις του προσώπου.

Σαν μέτρο του μεγέθους της σύσπασης λαμβάνεται το άθροισμα $v_c(k)$ των L_2 norms των διανυσμάτων των πεδίων ροής $[V_l]_k, [V_r]_k$:

$$v_{c,l}(k) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \| \mathbf{v}_{l,k}^{ij} \| \quad \text{and} \quad v_{c,r}(k) = \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \| \mathbf{v}_{r,k}^{ij} \| \quad (12.3)$$

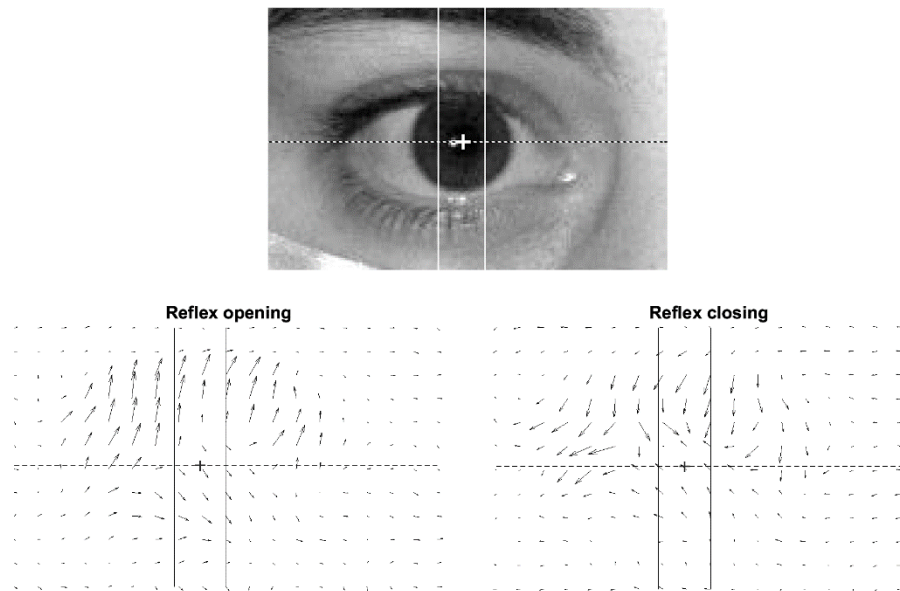
όπου $M \times N$ είναι η διάσταση των διανυσματικών πεδίων.



Εικόνα 12.5: Αριστερά: Εικόνα που απεικονίζει τα μάτια κατά τη βλεφαρική σύσπαση. Το χρονικό διάστημα που χωρίζει τα στιγμιότυπα είναι 0.083 sec. Δεξιά: Το διανυσματικό διάγραμμα ροής της κίνησης όπως προκύπτει από την επεξεργασία του ζεύγους εικόνων και ψευδοχρωματική απεικόνιση του μέτρου της διανυσματικής ροής. Παρατηρούμε πως οι κινήσεις εκτός της περιοχής του βλεφάρου είναι αμελητέες.

Για $t = k/(frame\ rate)$, το αποτέλεσμα είναι η διακριτή χρονοσειρά $v_c(t)$ της σύσπασης του βλεφάρου. Τα διανύσματα οπτικής ροής αναπαριστούν τοπικές τιμές της ταχύτητας, οπότε η τιμή $v_c(t)$ η οποία σχετίζεται με το άθροισμά τους θα εκφράζει την συνολική ταχύτητα σύσπασης του βλεφάρου. Οι τιμές $v_c(t)$ αναμένονται κοντά στο 0 όταν το βλέφαρο είναι ακίνητο.

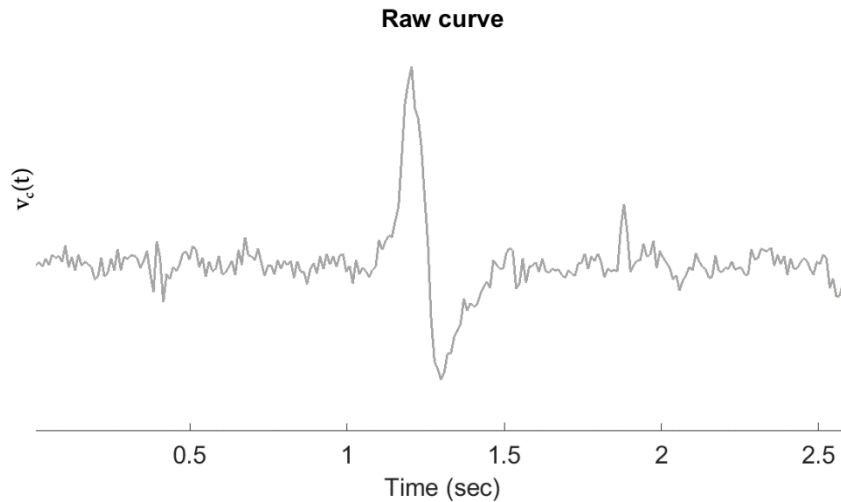
Η τιμή του $v_c(t)$ πρέπει να έχει πρόσημο, ανάλογα με την φορά κίνησης των βλεφάρων. Το πρόσημο αυτό ορίζεται κατά σύμβαση θετικό όταν τα βλέφαρα ανοίγουν και αρνητικό όταν κλείνουν. Το πρόσημο του $v_c(t)$ προκύπτει μετά από σύγκριση της φοράς κίνησης του άνω και του κάτω βλεφάρου. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 12.6, η πλειονότητα της κίνησης του βλεφαρισμού πραγματοποιείται από το άνω βλέφαρο. Επιλέγουμε μία ζώνη στο κεντρικό κομμάτι του ματιού, η οποία χωρίζεται σε άνω και κάτω μέρος σχετικά με την θέση της κόρης του ματιού. Οι συνιστώσες v_+ , v_- στα δύο τμήματα της ζώνης συγκρίνονται μέσω εσωτερικού γινομένου με το διάνυσμα $\begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix}$. Αρνητικό αποτέλεσμα για το άνω βλέφαρο και θετικό για το κάτω αντιπροσωπεύει κλείσιμο του ματιού ενώ το αντίθετο ισχύει για το άνοιγμα.



Εικόνα 12.6: Υπολογισμός πρόσημου κίνησης βλεφάρων.

Οι χρονοσειρές $v_c(t)$ που προκύπτουν (Εικόνα 12.7) είναι αντίστοιχες με αυτές των σημάτων από τα πειράματα του ΗΜΓ-ΗΕΓ και η επεξεργασία τους ίδια με αυτή που περιγράφηκε στην Παράγραφο 11.2. .

Η διαφορά της προτεινόμενης μεθόδου και αυτής του ΗΕΓ-ΗΜΓ είναι πως όλα τα στάδια της προεπεξεργασίας γίνονται ψηφιακά μετά το πέρας της συνεδρίας. Το γεγονός αυτό δίνει ένα αναμφίβολο πλεονέκτημα στην προτεινόμενη μέθοδο, καθώς όλες οι ψηφιακές διεργασίες που πραγματοποιούνται είναι πλήρως αντιστρεπτές και δίνουν τη δυνατότητα πολλών δοκιμών για την εύρεση των βέλτιστων παραμέτρων.



Εικόνα 12.7: Ακατέργαστη καμπύλη χρονοσειράς της κάμερας ενός τυχαίου δείγματος όπως προκύπτει από τον αλγόριθμο οπτικής ροής των ληφθέντων εικόνων. Τα δεδομένα δεν έχουν υποστεί καμία επεξεργασία. Κάθε απομάκρυνση της καμπύλης από το επίπεδο αναφοράς ερμηνεύεται σαν κίνηση του βλεφάρου. Τα κύρια μέγιστα που παρατηρούνται στην καμπύλη σηματοδοτούν βλεφαρικές συσπάσεις, κάποιες από τις οποίες πιθανόν να οφείλονται σε αντανακλαστικά λόγω ηχητικών ερεθισμάτων.

12.6. Απομάκρυνση παράσιτης πληροφορίας

Τα σήματα του ΗΕΓ-ΗΜΓ συχνά περιέχουν παράσιτη πληροφορία η οποία οφείλεται σε μυϊκές συσπάσεις που δε σχετίζονται με αυτές του βλεφάρου, όπως κινήσεις του κεφαλιού και των ματιών. Η διαδικασία αφαίρεσής τους από το σήμα του ΗΕΓ-ΗΜΓ προϋποθέτει την χρήση περίπλοκων συσκευών electrooculography, οι οποίες δε δίνουν πάντοτε άρτια αποτελέσματα.

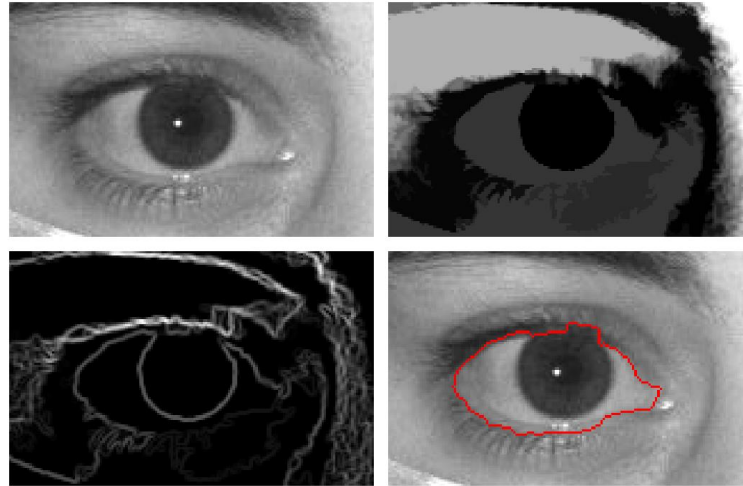
Στο σήμα της οπτικής μεθόδου η μόνη μη αντανακλαστική πληροφορία που μπορεί να εισέλθει στο σήμα είναι από πιθανή κίνηση των ματιών του ασθενούς και πρέπει να αφαιρεθεί. Η διαδικασία αφαίρεσης της παράσιτης πληροφορίας στο σήμα $v_c(t)$ περιλαμβάνει την εφαρμογή μίας μάσκας M_i στην εικόνα των ματιών, η οποία θα μηδενίζει την πληροφορία σε όλες τις περιοχές του προσώπου εκτός αυτής των βλεφάρων. Έτσι μειώνεται κατά πολύ η νόθευση του σήματος με παράσιτες κινήσεις.

Η μάσκα M_i είναι ένας δυαδικός πίνακας διαστάσεων ίδιων με αυτών των εικόνων I_{le} και I_{re} και λαμβάνει τιμές 0 στην περιοχή του σκληρού χιτώνα (eye sclera) και της ίριδας, και 1 οπουδήποτε αλλού. Πριν την επεξεργασία οι εικόνες οπτικής ροής πολλαπλασιάζονται με την μάσκα M_i έτσι ώστε να εξαλειφθούν οι όποιες ανεπιθύμητες κινήσεις της ίριδας του ματιού που δύνανται να προσθέσουν παράσιτη πληροφορία στα ανωτέρω διαγράμματα. Η μάσκα M_i προκύπτει από τον εντοπισμό του σκληρού χιτώνα και της ίριδας μέσω διαδικασίας κατάτμησης *watershed*. Ακολουθώς περιγράφεται βήμα προς βήμα ο αλγόριθμος που ακολουθήθηκε.

Η κατάτμηση *watershed* ξεκινάει από την κόρη του ματιού μέχρι να καλυφθεί ολόκληρος ο σκληρός χιτώνας και θα πρέπει να υπολογίζεται για κάθε μία από τις 250 εικόνες της ακουστικής δοκιμής, καθώς το άνοιγμα του ματιού αλλάζει κάθε χρονική στιγμή. Για την μάσκα M_i ($i = 1 - 249$) επιλέγουμε μεταξύ των εικόνων I_i και I_{i+1} εκείνη που έχει το μικρότερο ποσοστό ανοίγματος, ανάλογα με την φορά της κίνησης των βλεφάρων.

Η διαδικασία κατάτμησης των εικόνων I_{le} και I_{re} περιλαμβάνει τα εξής βήματα:

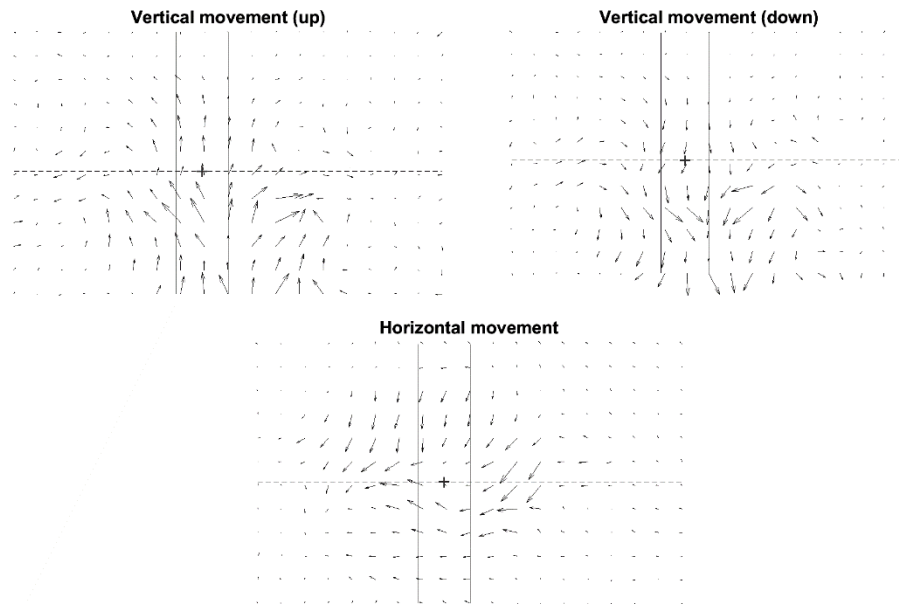
- Γίνεται εντοπισμός της κόρης του ματιού μέσω μορφολογικής συνέλιξης των εικόνων I_{le} και I_{re} με ένα πρότυπο κόρης (μαύρος δίσκος).
- Οι εικόνες I_{le} και I_{re} φιλτράρονται και απλοποιούνται με ένα χαμηλοπερατό Γκαουσσσιανό φίλτρο και ένα φίλτρο ASF.
- Από τις απλοποιημένες εικόνες I_{le} και I_{re} προκύπτουν οι εικόνες ακμών $I_{grad,l}$ και $I_{grad,r}$ μετά την μορφολογική συνέλιξη με τα 3×3 φίλτρα *Sobel*: $G_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{bmatrix}$, $G_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix}$. Το αποτέλεσμα περιλαμβάνει όλες τις ακμές των αντικειμένων που περιλαμβάνονται στις εικόνες.
- Οι εντοπισμένες κόρες των ματιών χρησιμεύουν σαν εσωτερικοί σηματοδευτές στις εικόνες $I_{grad,l}$ και $I_{grad,r}$, όπου επιβάλλονται σαν τα απόλυτα ελάχιστα.
- Εφαρμόζεται ο αλγόριθμος *watershed* στις εικόνες $I_{grad,l}$ και $I_{grad,r}$ και γίνεται ο εντοπισμός του σκληρού χιτώνα και της ίριδας. Τα αποτελέσματα φαίνονται στην Εικόνα 12.8.



Εικόνα 12.8: Δημιουργία μάσκας M_i . Επάνω αριστερά: Εικόνα I_{re} δεξιού ματιού. Επάνω δεξιά: Απλοποιημένη και χαμηλοπερατή εικόνα με φίλτρα Gaussian και ASF. Κάτω αριστερά: Εικόνα ακμών I_{grad} . Κάτω δεξιά: Μάσκα M_i με την κόκκινη γραμμή να περικλείει την εντοπισμένη περιοχή το ματιού όπου λαμβάνει τιμές 0.

Ακόμη και αν εξαλειφθεί εντελώς η κίνηση της ίριδας, η πιθανότητα να παρεισφρήσει παράσιτη πληροφορία στο οπτικό σήμα είναι ακόμα υπαρκτή, καθώς όπως φαίνεται στην Εικόνα 12.9 τα βλέφαρα πάντοτε συμπαρασύρονται από την κίνηση της ίριδας. Η κατακόρυφη συνεισφορά λόγω τέτοιας κίνησης πρέπει να υπολογιστεί και να αφαιρεθεί από τα διαγράμματα οπτικής ροής.

Υπολογίζοντας τις συνιστάμενες v_+ , v_- του άνω και του κάτω βλεφάρου για την κεντρική ζώνη που χρησιμοποιήθηκε στην Παρ. 12.5. και συγκρίνοντας την Εικόνα 12.6 με την Εικόνα 12.9, μπορούμε ξεκάθαρα να αποφανθούμε για το αν η κίνηση των βλεφάρων προκαλείται από μεταβολή της θέσης της ίριδας ή όχι. Πιο συγκεκριμένα κατά την κίνηση της ίριδας κατά την κατακόρυφη διεύθυνση τα βλέφαρα κινούνται προς την ίδια κατεύθυνση, σε αντίθεση με την αντανάκλαστική σύσπαση όπου η κίνηση των βλεφάρων είναι αντίθετη. Σαν μέτρο της συνεισφοράς αυτής λαμβάνεται το μέτρο της συνισταμένης v_- , η οποία αφαιρείται από όλο το πεδίο της διανυσματικής ροής. Εάν όμως η διόρθωση αυτή είναι πάνω από 15% της συνολικής κίνησης τότε η μέτρηση θεωρείται αναξιόπιστη και η ηχητική δοκιμή παραλείπεται από τα αποτελέσματα.



Εικόνα 12.9: Επάνω: Κίνηση βλεφάρων λόγω κατακόρυφης κίνησης της ίριδας του ματιού. Κάτω: Κίνηση βλεφάρων λόγω οριζόντιας κίνησης της ίριδας.

Τέλος, η τελευταία παράσιτη πληροφορία που πρέπει να απομακρυνθεί είναι η συνιστώσα της κίνησης ολόκληρου του κεφαλιού. Για τον λόγο αυτό η θέση του προσώπου πρέπει να επαναπροσδιορίζεται πριν την έναρξη της κάθε ηχητικής δοκιμής προπαλμού-παλμού. Αν όμως κατά την διάρκεια της δοκιμής η θέση του προσώπου μεταβληθεί με τέτοιο τρόπο που να προσθέσει ποσοστό κατακόρυφης κίνησης άνω του 5% της συνολικής, τότε η δοκιμή αυτή παραλείπεται από την επεξεργασία των μετρήσεων.

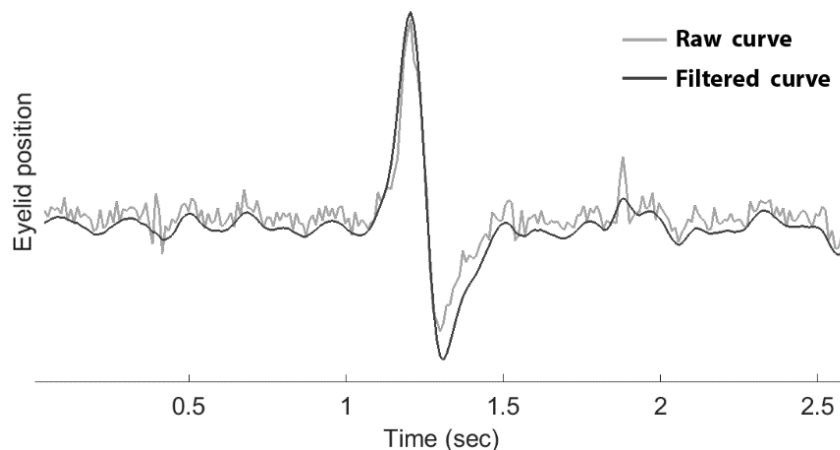
12.7. Προεπεξεργασία χρονοσειράς

Η προεπεξεργασία των δεδομένων της οπτικής μεθόδου περιλαμβάνει τα εξής βήματα: *φιλτράρισμα, κανονικοποίηση-ολοκλήρωση και εξομάλυνση*. Η διαδικασία της ενίσχυσης παραλείπεται, καθώς το σήμα είναι ψηφιακό και δεν υπάρχει τέτοια ανάγκη.

12.7.1. Φιλτράρισμα

Όπως έχουμε πει, η οπτική διάταξη δεν επηρεάζεται από παράσιτα ηλεκτρομαγνητικά κύματα όπως αυτή του ΗΕΓ-ΗΜΓ. Η μόνη πηγή θορύβου είναι ο θερμικός θόρυβος *Johnson–Nyquist* του αισθητήρα της κάμερας που μεταφέρεται στις ληφθείσες εικόνες, προκαλώντας τυχαία διακύμανση της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων. Η διακύμανση αυτή προκαλεί μικρής έντασης παράσιτα στην καμπύλη οπτικής ροής. Ο τυχαίος αυτός θόρυβος χαρακτηρίζεται από Γκαουσιανή κατανομή και το ψηφιακό φίλτρο που επιλέχθηκε για την απομάκρυνση του είναι το υπερπαρατό φίλτρο *Wiener* (Εικόνα 12.10).

Στη χρονοσειρά οπτικής ροής είναι δυνατό να υπεισέλθει παράσιτη πληροφορία που δε σχετίζεται με τον θερμικό θόρυβο του αισθητήρα, αλλά οφείλεται κυρίως σε κινήσεις του προσώπου εκτός των βλεφαρικών συσπάσεων, όπως η κίνηση των ματιών και ολόκληρου του προσώπου του εξεταζόμενου. Η πληροφορία αυτή έχει συχνότητα κοντά σε αυτή των αντανακλαστικών συσπάσεων που ψάχνουμε να βρούμε, οπότε δεν είναι δυνατό να απομακρυνθεί μέσω της διαδικασίας του φιλτραρίσματος. Αν κάποιο ποσοστό αυτής της πληροφορίας έχει παραμείνει στο σήμα μετά την απομάκρυνση των παράσιτων σημάτων που περιγράφηκε στην Παρ. 12.6. , εξαλείφεται με τη διαδικασία της εξομάλυνσης.



Εικόνα 12.10: Η καμπύλη $v_c(t)$ έπειτα από την διαδικασία φιλτραρίσματος.

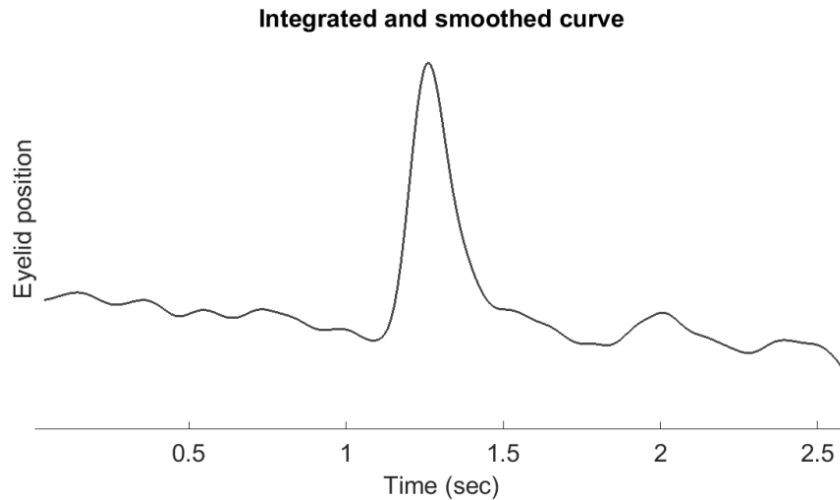
12.7.2. Κανονικοποίηση - ολοκλήρωση

Κατά το άνοιγμα ή κλείσιμο των βλεφάρων η τιμή της $v_c(t)$ λαμβάνει θετικές και αρνητικές τιμές. Η διαδικασία της *κανονικοποίησης* (*rectification*) εφαρμόζεται για τη μετατροπή όλων των τιμών σε θετικές, αφού πρώτα εξασφαλισθεί πως η στάθμη ηρεμίας του σήματος βρίσκεται στο μηδέν. Αν κάτι τέτοιο δεν ισχύει τότε πριν προχωρήσουμε στη κανονικοποίηση του σήματος αφαιρούμε τη μέση στάθμη ηρεμίας από όλες τις τιμές του.

Όπως ειπώθηκε προηγουμένως, ο αλγόριθμος οπτικής ροής υπολογίζει τα διανύσματα μεταβολής της θέσης των εικονοστοιχείων τα οποία αντιστοιχούν ουσιαστικά στις τοπικές ταχύτητες κίνησης, οπότε η συνισταμένη τους θα εκφράζει την συνολική ταχύτητα σύσπασης των βλεφάρων. Για τη μελέτη των αντανακλαστικών συσπάσεων είναι αναγκαίος ο υπολογισμός της απόλυτης θέσης του βλεφάρου, η οποία προκύπτει μετά από την ολοκλήρωση της καμπύλης οπτικής ροής, με τον ίδιο τρόπο που η θέση ενός κινούμενου σώματος προκύπτει από την ολοκλήρωση της ταχύτητάς του.

12.7.3. Εξομάλυνση

Οι καμπύλες οπτικής ροής αναπόφευκτα περιέχουν ποσοστά παράσιτης πληροφορίας, η οποία προκαλείται από ανεπιθύμητες κινήσεις του εξεταζόμενου και δεν είναι δυνατό να εξαλειφθεί με τη διαδικασία φιλτραρίσματος. Για την απομάκρυνση της άχρηστης και επιζήμιας πληροφορίας εφαρμόζεται, όπως και στη μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ, το ψηφιακό *φίλτρο εξομάλυνσης Savitzky-Golay (S-G)*. Η τελική μορφή της καμπύλης κίνησης βλεφάρου φαίνεται στην Εικόνα 12.11.



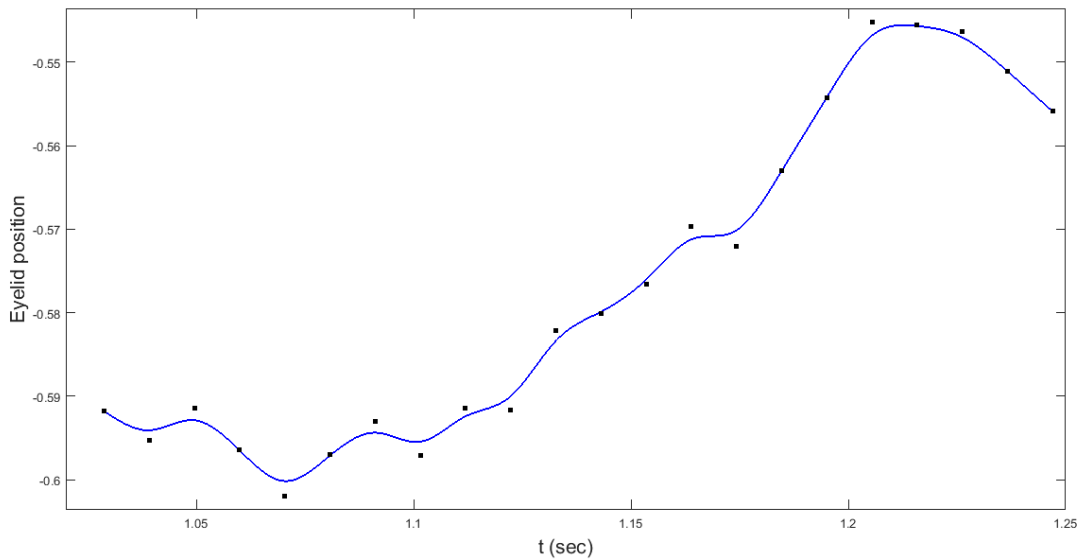
Εικόνα 12.11: Τελική μορφή καμπύλης κίνησης βλεφάρου μετά από ολοκλήρωση και εξομάλυνση.

12.8. Εντοπισμός αντανακλαστικών συσπάσεων

Τόσο για την εξομάλυνση του σήματος όσο και για τον εντοπισμό των ελαχίστων που αντιστοιχούν στις βλεφαρικές συσπάσεις χρησιμοποιείται η ίδια διαδικασία που περιγράφηκε στην Παράγραφο 11.2. .

12.8.1. Πολυωνυμική προσαρμογή δεδομένων

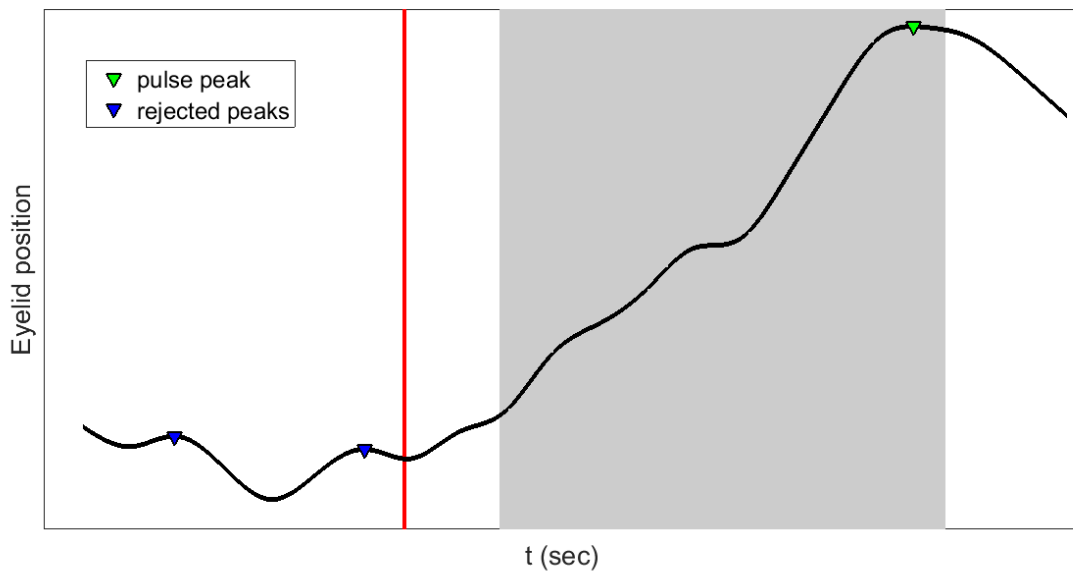
Για την εύρεση των ζητούμενων παραμέτρων της καμπύλης με ακρίβεια είναι αναγκαία η ομαλή προσαρμογή των δεδομένων με σκοπό την ομαλοποίησή τους και την δυνατότητα παρεμβολής μεταξύ δύο τιμών. Και στην μέθοδο αυτή χρησιμοποιήθηκαν πολυώνυμα *splines* 3^{ου} βαθμού (*cubic b-splines*) (Παρ. 5.5.). Η ‘χαλαρή’ προσαρμογή της καμπύλης (*relaxed b-spline*) βοηθάει στην περεταίρω εξάλειψη τυχών ανεπιθύμητων μικροδιακυμάνσεων, όπως φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί.



Εικόνα 12.12: Προσαρμογή καμπύλης αντανακλαστικής σύσπασης με πολυώνυμα *splines* $3^{ου}$ βαθμού.

12.8.2. Εντοπισμός μεγίστου καμπύλης

Η διαδικασία που ακολουθήθηκε για τον εντοπισμό των τοπικών μεγίστων είναι η ίδια με αυτή που περιγράφηκε στην Παράγραφο 11.3.2. Όπως και στην περίπτωση του ΗΕΓ-ΗΜΓ, επιλέξαμε σαν αντανακλαστικό παράθυρο το [21, 120] msec. Μόνο όσες κορυφές έχουν έναρξη που εμπίπτει εντός του παραθύρου αυτού μπορούν να θεωρηθούν υποψήφιες για αντανακλαστικές.



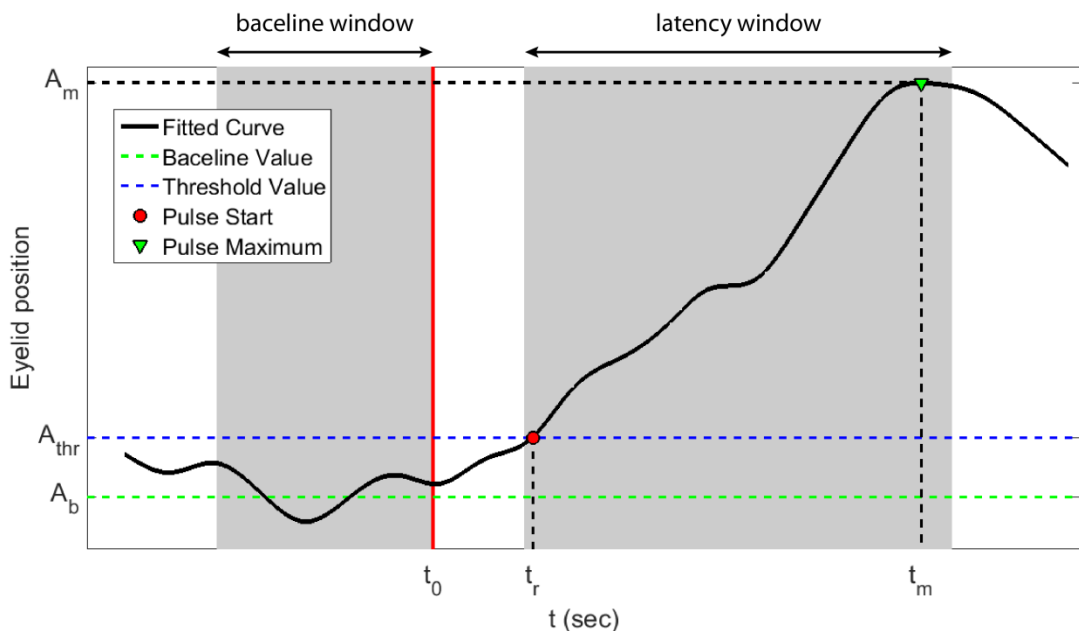
Εικόνα 12.13: Χρονοσειρά οπτικής ροής μαζί με τα εντοπισμένα τοπικά μέγιστα. Η κόκκινη γραμμή αντιπροσωπεύει τη χρονική στιγμή έναρξης του ηχητικού ερεθίσματος t_0 , ενώ η σκιασμένη περιοχή που ακολουθεί απεικονίζει τα παράθυρο 21-120 msec. Μόνο όσοι παλμοί ξεκινούν εντός του διαστήματος 21-120 msec αποθηκεύονται ενώ τα υπόλοιπα διαγράφονται.

12.8.3. Υπολογισμός χρόνου και έντασης αντανακλαστικής σύσπασης

Σε πλήρη αντιστοιχία με όσα ειπώθηκαν στην Παράγραφο 11.3.3. , η διαδικασία υπολογισμού του χρόνου υστέρησης και της έντασης του αντανακλαστικού περιλαμβάνει τον υπολογισμό της στάθμης υποβάθρου A_b και του αντανακλαστικού κατωφλίου A_{thr} , σύμφωνα με τις Σχέσεις (11.8) και (11.9). Οποιαδήποτε κορυφή βρίσκεται κάτω του αντανακλαστικού κατωφλίου απορρίπτεται.

$$\Delta t_r = t_r - t_0 \quad (12.4)$$

$$\Delta A_r = A_m - A_b \quad (12.5)$$



Εικόνα 12.14: Υπολογισμός μεγέθους ΔA_m και υστέρησης Δt_r ενός αντανακλαστικού παλμού της οπτικής μεθόδου. Η τιμή της στάθμης υποβάθρου A_b υπολογίζεται από τις τιμές της καμπύλης στο παράθυρο $[-50 t_0]$ ms, το οποίο φαίνεται σκιασμένο (baseline window). Σκιασμένη διακρίνεται και η περιοχή του παραθύρου $[21 120]$ ms που χρησιμοποιείται για την εύρεση της κορυφής του αντανακλαστικού παλμού (latency window). Με κόκκινη γραμμή σημειώνεται η έναρξη του ηχητικού ερεθίσματος t_0 , ενώ σαν έναρξη αντανακλαστικού παλμού ορίζεται η στιγμή t_b που η καμπύλη ξεπερνά την τιμή κατωφλίου A_{thr} για πρώτη φορά.

Οι παράμετροι της έντασης ΔA_r και της χρονικής υστέρησης Δt_r του αντανακλαστικού υπολογίζονται μέσω των Εξ. (11.10) και (11.11) και καταγράφονται. Το κριτήριο του 50% των έγκυρων δοκιμών για να επικυρωθεί η συνεδρία τηρείται και εδώ αυστηρά.

13.

Πείραμα Στάθμισης Προτεινόμενης Μεθόδου

Η νέα οπτική μέθοδος μελέτης προπαλμικής αναστολής βρίσκεται ακόμη σε πειραματικό στάδιο, οπότε η αξιοπιστία της θα πρέπει να δοκιμαστεί. Η αξιολόγηση της προτεινόμενης μεθόδου επιτυγχάνεται μέσω της σύγκρισης των αποτελεσμάτων της με εκείνα της παραδοσιακής μεθόδου *ηλεκτροεγκεφαλογράφου - ηλεκτρομυογράφου* (HEΓ-ΗΜΓ), η οποία κάνει χρήση ηλεκτροδίων για την καταγραφή των κινήσεων των βλεφάρων. Η χρήση των δύο μεθόδων ταυτόχρονα στο ίδιο εξεταζόμενο άτομο επιτρέπει την σύγκριση των επιμέρους αποτελεσμάτων, χρησιμοποιώντας την μέθοδο HEΓ-ΗΜΓ ως μέτρο αναφοράς.

13.1. Εισαγωγή

Σκοπός του πειράματος στάθμισης είναι ο έλεγχος της αξιοπιστίας της προτεινόμενης μεθόδου οπτικής καταγραφής. Έχοντας σαν σημείο αναφοράς την καθιερωμένη μέθοδο HEΓ-ΗΜΓ, θα πραγματοποιηθεί λήψη μετρήσεων από τις δύο μεθόδους ταυτόχρονα στον ίδιο εξεταζόμενο (Εικόνα 12.1). Ο βαθμός σύμπτωσης των αποτελεσμάτων της οπτικής μεθόδου με αυτών της HEΓ-ΗΜΓ θα δώσουν ένα μέτρο του πόσο η πρώτη είναι αξιόπιστη ή όχι.

13.2. Πειραματική διαδικασία

Ο βαθμός σύμπτωσης των δύο μεθόδων θα προσδιοριστεί από την σύγκριση των τιμών της έντασης ΔA_r και της χρονικής υστέρησης Δt_r των αντανακλαστικών συσπάσεων, που είναι οι κύριες παράμετροι στη μελέτη της προπαλμικής αναστολής. Η εύρεση των τιμών ΔA_r και Δt_r γίνεται μέσω της επεξεργασίας των ληφθέντων χρονοσειρών των δύο μεθόδων, όπως περιγράφηκε στις Παραγράφους 11.3. και 12.8. Στη μέθοδο ΗΜΓ η χρονοσειρά προκύπτει από την καταγραφή των προκλητών δυναμικών προερχόμενων τα ηλεκτρόδια των βλεφαρικών μυών, ενώ στη μέθοδο οπτικής καταγραφής από τη μελέτη της κίνησης μέσω το αλγορίθμου οπτικής ροής.

13.2.1. Δείγμα εξεταζόμενων

Η πρώτη φάση του πειράματος ολοκληρώθηκε με την εξέταση ενός δείγματος 32 υγιών ατόμων (17 αντρών και 15 γυναικών) ηλικίας με μέση ηλικία 28 ± 4 έτη. Τα προσωπικά δεδομένα που καταγράφονται για στατιστικούς λόγους είναι φύλο, ηλικία, βαθμός εκπαίδευσης και πλαγίωση. Επίσης σημειώνεται αν ο εξεταζόμενος είναι καπνιστής και αν έχει καταναλώσει καφέ πριν την εξέταση, καθώς η λήψη ουσιών όπως η νικοτίνη και η καφεΐνη τείνει να επηρεάζει το βαθμό ανταπόκρισής του στα εξωτερικά ερεθίσματα. Εξεταζόμενοι με οποιαδήποτε μορφή ψυχολογικής διαταραχής ή σε φαρμακευτική αγωγή αποκλείστηκαν από το πείραμα. Όλοι οι εξεταζόμενοι των οποίων φωτογραφίες εμφανίζονται στο κείμενο αυτό έχουν παράσχει την γραπτή συγκατάθεσή τους. Η πειραματική διαδικασία διεξήχθη στο *Ερευνητικό Πανεπιστημιακό Ινστιτούτο Ψυχικής Υγείας (ΕΠΠΨΥ)*.

13.2.2. Λήψη μετρήσεων

Τα δεδομένα εξόδου του ΗΕΓ-ΗΜΓ απεικονίζουν τη χρονική μεταβολή των προκλητών δυναμικών που καταγράφονται από τα ηλεκτρόδια, εντός ενός χρονικού παραθύρου μερικών δευτερολέπτων γύρω από το ζεύγος των ηχητικών παλμών. Μας ενδιαφέρουν συγκεκριμένα τα δεδομένα που προέρχονται από τα

ηλεκτρόδια που είναι συνδεδεμένα με τους βλεφαρικούς μύες, τα οποία αντιστοιχούν στα κανάλια 3 και 17 του εγκεφαλογράφου.

Τόσο οι ακροδέκτες του ηλεκτρομυογράφου όσο και η κάμερα της οπτικής καταγραφής καταγράφουν οποιαδήποτε βλεφαρική σύσπαση, ανεξάρτητα από το αν αυτή οφείλεται σε αντανακλαστικό λόγω ηχητικού παλμού ή αυθόρμητο βλεφαρισμό. Χρειάζεται λοιπόν ιδιαίτερη προσοχή για τη διάκριση των αυθόρμητων συσπάσεων των βλεφάρων από αυτών που σχετίζονται με την αντανακλαστική αντίδραση. Ο διαχωρισμός αυτός όπως θα δούμε είναι αρκετά εύκολος, διότι αφ' ενός οι αντανακλαστικές συσπάσεις συμβαίνουν πάντα μέσα σε ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα μετά από το άκουσμα του ηχητικού παλμού, και αφ' ετέρου οι αντανακλαστικές συσπάσεις παρουσιάζουν πολύ μικρότερο βάθος σε σχέση με τις αυθόρμητες (Εικόνα 11.6).

Μετά από την απαλοιφή των ανεπιθύμητων συσπάσεων τόσο στα δεδομένα του εγκεφαλογράφου όσο και της κάμερας, προχωρούμε στη μελέτη των αντανακλαστικών συσπάσεων. Οι αντανακλαστικές συσπάσεις έρχονται συνήθως σε ζεύγη, με την πρώτη να αντιστοιχεί στον προπαλμό και τη δεύτερη μεγαλύτερου βάθους στον κυρίως παλμό. Η ακριβής θέση τους προκύπτει με πολυωνυμική προσαρμογή των δεδομένων των δύο μεθόδων, σύμφωνα με τη μέθοδο που περιγράφηκε στην Παράγραφο 11.2. Η βαθμονόμηση της οριζόντιας κλίμακας σε μονάδες χρόνου γίνεται μέσω της γνώσης του ρυθμού δειγματοληψίας των αναλογικών σημάτων στον εγκεφαλογράφο και του ρυθμού δειγματοληψίας της κάμερας.

Μόλις αναγνωριστούν όλες οι αντανακλαστικές συσπάσεις στη συνεδρία του εξεταζόμενου και με τις δύο μεθόδους, γίνεται αντιπαραβολή των χρονικών θέσεων τους και μετριέται το μέγεθός τους. Στην παράγραφο που ακολουθεί παρατίθενται τα αποτελέσματα των πειραμάτων.

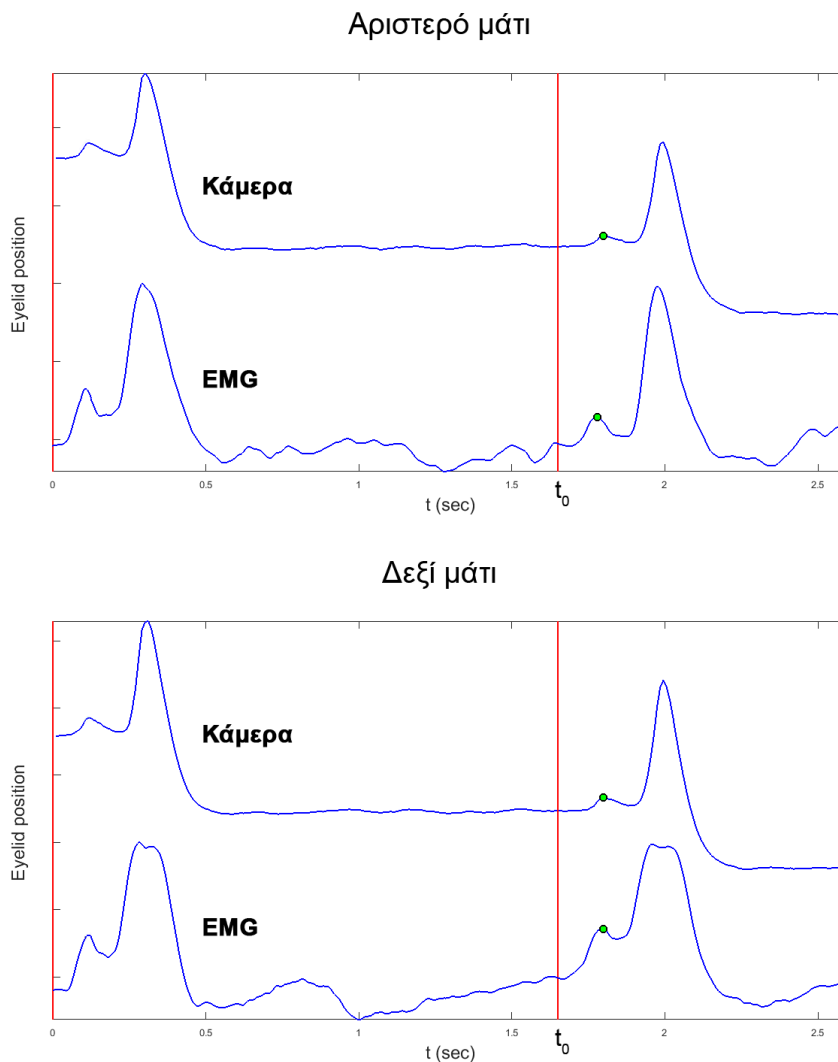
13.2.3. Επεξεργασία μετρήσεων

Κατά την διάρκεια της συνεδρίας ο εξεταζόμενος ακούει μέσω ακουστικών μία σειρά από 51 δοκιμών προπαλμού-παλμού. Η διαδικασία αναγνώρισης των αντανακλαστικών συσπάσεων πραγματοποιείται για κάθε ένα από τα 51 ηχητικά ζεύγη της συνεδρίας του εξεταζόμενου. Στο κάθε ζεύγος παλμών αντιστοιχούν 4

χρονοσειρές, δύο για κάθε μάτι για ΗΕΓ-ΗΜΓ και κάμερα. Σαν παράδειγμα για επίδειξη της διαδικασίας επιλέχθηκε ο 1^{ος} εξεταζόμενος (patient 3 του δείγματος). Η διαδικασία σύγκρισης των μετρήσεων περιγράφεται στη συνέχεια.

Εξεταζόμενος #1

Συνεδρία 1, αριθμός παλμού 4



Εικόνα 13.1: Σύγκριση χρονοσειρών των δύο μεθόδων για ένα τυχαίο ζεύγος ηχητικών παλμών. Στις καμπύλες έχουν σημειωθεί οι χρονικές στιγμές 0 και t_0 του προπαλμού και του κυρίως παλμού αντίστοιχα, καθώς και οι θέσεις των εντοπισμένων αντανακλαστικών παλμών.

Όπως ειπώθηκε προηγουμένως, μέτρο της επιτυχίας της προτεινόμενης μεθόδου είναι η σύμπτωση των αποτελεσμάτων με αυτά της μεθόδου ΗΕΓ-ΗΜΓ. Σαν παράμετροι που θα καθορίσουν την ομοιότητα των αποτελεσμάτων ορίζονται οι χρονικές υστερήσεις Δt_r και οι εντάσεις ΔA_r των εντοπισμένων αντανακλαστικών παλμών.

Λόγω των αυθαίρετων τιμών της κλίμακας προκύπτει πως μία απλή αντιπαραβολή των αντιστοίχων τιμών των δύο μεθόδων δεν αρκεί για να δώσει ξεκάθαρη εικόνα για την ταύτιση των αποτελεσμάτων, αλλά είναι αναγκαία η χρήση ενός πιο αντικειμενικού κριτηρίου που θα αναδείξει τη συσχέτιση μεταξύ των δύο μεθόδων. Μία απ' ευθείας σύγκριση των αποτελεσμάτων πιθανόν να οδηγούσε σε λανθασμένα συμπεράσματα, καθώς οι τιμές των εντάσεων των αντανακλαστικών παλμών εκτός του ότι εκφράζονται σε αυθαίρετες μονάδες, εξαρτώνται άμεσα και από τη στάθμη του υποβάθρου πριν τη λήψη της μέτρησης, η οποία διαφέρει από μέτρηση σε μέτρηση ακόμα και για την ίδια μέθοδο.

Από τη στιγμή που δεν είναι δυνατή η απ' ευθείας σύγκριση των τιμών των εντάσεων, κρίνεται αναγκαία η χρήση κάποιου στατιστικού συντελεστή συσχέτισης για την εύρεση της εξάρτησης μεταξύ των αποτελεσμάτων των δύο μεθόδων. Για το σκοπό αυτό επιλέχθηκε η χρήση του συντελεστή r του *Pearson*, που περιγράφεται στην ακόλουθη παράγραφο.

13.2.4. Συσχέτιση των δύο μεθόδων

Για δύο δείγματα μεγέθους n των δύο μεταβλητών x και y οι οποίες λαμβάνουν τιμές x_i και y_i ($i = 1:n$), ο συντελεστής συσχέτισης r_p του *Pearson* είναι:

$$r_p = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (13.1)$$

όπου \bar{x} , \bar{y} είναι οι μέσες τιμές των δύο μεταβλητών x , y .

Ο συντελεστής r_p λαμβάνει συνεχείς τιμές στο διάστημα $[-1,1]$. Τιμές στο διάστημα $[-1,0)$ σημαίνουν αρνητική συσχέτιση, ενώ στο $(0,1]$ θετική. Όσο πιο κοντά στο 1 βρίσκεται η απόλυτη τιμή του συντελεστή r_p , τόσο πιο ισχυρή

θεωρούμε πως είναι η συσχέτιση μεταξύ των δύο μεταβλητών (θετική ή αρνητική). Οι ακραίες τιμές -1 και 1 σημαίνουν τέλεια αρνητική και θετική συσχέτιση αντίστοιχα, ενώ η τιμή μηδέν υποδηλώνει πως οι δύο μεταβλητές δε σχετίζονται καθόλου. Στο πείραμά μας αναμένουμε πως οι αντίστοιχες μεταβλητές που θα εξεταστούν σχετίζονται θετικά μεταξύ τους, οπότε τιμές των συντελεστών r_p κοντά στο 1 είναι επιθυμητές.

Ένα σημαντικό πλεονέκτημα του συντελεστή του *Pearson* σαν μέθοδος εύρεσης συσχέτισης είναι ότι δεν είναι ευαίσθητος σε κλιμάκωση των μεταβλητών. Αυτό σημαίνει πως αν αντικαταστήσουμε τη μεταβλητή x με την $\alpha x + \beta$ και αφήσουμε την y σταθερή, το αποτέλεσμα θα είναι το ίδιο. Συνεπώς, ο βαθμός συσχέτισης θα είναι ανεξάρτητος από οποιοδήποτε συστηματικό σφάλμα που πιθανόν να υπάρχει στην κλίμακα του χρόνου ανάμεσα στις δύο μεθόδους, και επιπλέον δε θα χρειάζεται να ανησυχούμε για τη διαφορά κλίμακας μεταξύ των εντάσεων αλλά και του επιπέδου της στάθμης αναφοράς βάση της οποίας υπολογίζονται οι εντάσεις αυτές.

Παρόλα αυτά ο συντελεστής r_p έχει κάποιους περιορισμούς στην εφαρμογή του. Πρώτον απαιτεί οι δύο μεταβλητές να συσχετίζονται με γραμμικό τρόπο. Για μη γραμμική συσχέτιση ενδείκνυται ο συντελεστής του *Spearman*. Επιπλέον, προϋποθέτει πως οι τιμές x_i και y_i υπακούουν την κανονική κατανομή. Η ισχύς των παραπάνω προϋποθέσεων θα εξεταστεί.

Εάν βάση της Εξ. (13.1) επιλέξουμε σαν μεταβλητή x κάθε μία από τις παραμέτρους της οπτικής μεθόδου και σαν y την αντίστοιχη της μεθόδου ΗΕΓ-ΗΜΓ και εφαρμόσουμε το κριτήριο του *Pearson* μπορούμε να βρούμε τον βαθμό συσχέτισης μεταξύ των παραμέτρων αυτών. Σαν αποτέλεσμα για κάθε εξεταζόμενο για το αριστερό και το δεξί μάτι θα προκύψουν συνολικά 4 ζευγάρια μεταβλητών,

$(\Delta t_{CAM}, \Delta t_{EMG})$ και $(\Delta A_{CAM}, \Delta A_{EMG})$ για αριστερό και δεξί μάτι. Οι συντελεστές *Pearson* προκύπτουν από τις παρακάτω σχέσεις:

(13.2)

$$r_t = \frac{\sum_{i=1}^n \left[(\Delta t - \overline{\Delta t})_{CAM} \cdot (\Delta t - \overline{\Delta t})_{EMG} \right]}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (\Delta t - \overline{\Delta t})_{CAM}^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^n (\Delta t - \overline{\Delta t})_{EMG}^2}} : \text{Συσχέτιση μεταξύ αντανακλαστικής}$$

υστερήσης για αριστερό και δεξί μάτι.

$$r_A = \frac{\sum_{i=1}^n \left[(\Delta A - \overline{\Delta A})_{CAM} \cdot (\Delta A - \overline{\Delta A})_{EMG} \right]}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (\Delta A - \overline{\Delta A})_{CAM}^2} \cdot \sqrt{\sum_{i=1}^n (\Delta A - \overline{\Delta A})_{EMG}^2}} : \text{Συσχέτιση μεταξύ έντασης}$$

αντανακλαστικού παλμού για αριστερό και δεξί μάτι, όπου n ο συνολικός αριθμός των δοκιμών της συνεδρίας που ο εξεταζόμενος παρουσιάζει έγκυρη μέτρηση και με τις δύο μεθόδους. Ο συνολικός συντελεστής για τον συγκεκριμένο εξεταζόμενο θα προκύψει από τον μέσο όρο των παραπάνω συντελεστών.

Ανάλογα με την τιμή του συντελεστή συσχέτισης θα βγάλουμε συμπέρασμα κατά πόσο η σύνδεση των αντίστοιχων μεγεθών μεταξύ των δύο μεθόδων είναι ισχυρή ή όχι. Σύμφωνα με τον Evans (1996) [100] οι προτεινόμενοι χαρακτηρισμοί για την ισχύ της θετικής συσχέτισης ανάλογα με την τιμή του r_p είναι οι παρακάτω:

- 0.00 – 0.19 “πολύ ασθενής”
- 0.20 – 0.39 “ασθενής”
- 0.40 – 0.59 “μέτρια”
- 0.60 – 0.79 “ισχυρή”
- 0.80 – 1.00 “πολύ ισχυρή”

Στους πίνακες που ακολουθούν παραθέτουμε τα αποτελέσματα της επεξεργασίας των δεδομένων ενός τυχαίου εξεταζόμενου. Για κάθε ζεύγος παλμών σημειώνονται οι αντανακλαστικές υστερήσεις Δt και οι εντάσεις ΔA των αντανακλαστικών συσπάσεων του κυρίως παλμού αντίστοιχα για τις δύο μεθόδους.

Πίνακας 13.1: Οι χρονικές υστερήσεις των εντοπισμένων παλμών καθώς και οι εντάσεις τους όπως προκύπτουν από τις δύο μεθόδους για έναν τυχαίο εξεταζόμενο για τα δύο μάτια.

Εξεταζόμενος #1								
Α/Α	Αριστερό μάτι				Δεξί μάτι			
	$\Delta t_{i,CAM}$ (sec)	$\Delta t_{i,EMG}$ (sec)	$\Delta A_{i,CAM}$	$\Delta A_{i,EMG}$	$\Delta t_{r,CAM}$ (sec)	$\Delta t_{r,EMG}$ (sec)	$\Delta A_{r,CAM}$	$\Delta A_{r,EMG}$
1	1.091	1.137	0.019	0.973	1.133	1.133	0.038	0.429
2	0.322	0.404	0.014	0.033	0.353	NaN	0.009	NaN
3	1.528	1.511	0.055	0.148	1.528	1.509	0.055	0.230
4	1.787	1.768	0.054	0.154	1.787	1.788	0.075	0.222
5	NaN	0.470	NaN	0.021	0.478	0.516	0.074	0.061
6	1.226	1.120	0.030	0.050	1.205	1.184	0.022	0.043
7	1.642	1.627	0.069	0.306	1.642	1.625	0.088	0.325
8	1.050	0.904	0.041	0.150	1.039	0.977	0.034	0.143
9	0.145	NaN	0.007	NaN	NaN	0.258	NaN	0.643
10	1.060	1.038	0.024	0.064	1.060	1.036	0.046	0.158
11	0.094	0.086	0.067	0.127	0.094	0.078	0.071	0.163
12	NaN	0.514	NaN	0.011	NaN	NaN	NaN	NaN
13	0.613	0.592	0.041	0.080	0.603	0.605	0.055	0.078
14	1.133	1.107	0.037	0.051	1.122	1.117	0.044	0.074
15	0.530	0.503	0.020	0.053	0.530	0.508	0.027	0.129
16	NaN	NaN	NaN	NaN	0.540	NaN	0.045	NaN
17	0.727	0.797	0.010	0.049	0.738	0.795	0.013	0.106
18	0.094	NaN	0.060	NaN	0.094	0.216	0.057	0.398
19	0.384	0.447	0.424	0.133	NaN	0.422	NaN	0.002
20	0.883	0.971	0.010	0.075	0.883	0.979	0.011	0.026
21	1.039	0.978	0.012	0.037	1.029	1.031	0.013	0.123
22	1.392	1.353	0.015	0.108	1.392	1.356	0.021	0.102
23	1.528	1.499	0.042	0.090	1.517	1.511	0.051	0.046
24	1.060	1.062	0.005	0.040	1.060	1.001	0.009	0.084
25	0.572	0.557	0.026	0.155	0.572	0.549	0.037	0.169
26	0.094	NaN	0.041	NaN	0.094	0.211	0.046	0.505
27	0.582	0.552	0.020	0.072	0.582	0.572	0.025	0.086
28	0.634	0.606	0.016	0.082	0.624	0.620	0.020	0.153
29	2.141	2.003	0.075	0.071	2.141	2.131	0.091	0.026
30	0.894	0.867	0.046	0.176	0.904	0.888	0.054	0.190
31	2.130	2.123	0.019	0.045	2.120	2.003	0.022	0.027
32	0.281	0.247	0.331	0.455	0.281	0.234	0.472	0.660
33	1.777	1.748	0.029	0.102	1.777	1.756	0.042	0.171
34	0.260	0.237	0.888	0.391	0.249	0.318	1.020	0.110
35	2.026	2.020	0.039	0.213	2.026	2.020	0.058	0.177
36	0.353	0.439	0.016	0.066	0.488	0.451	0.022	0.080

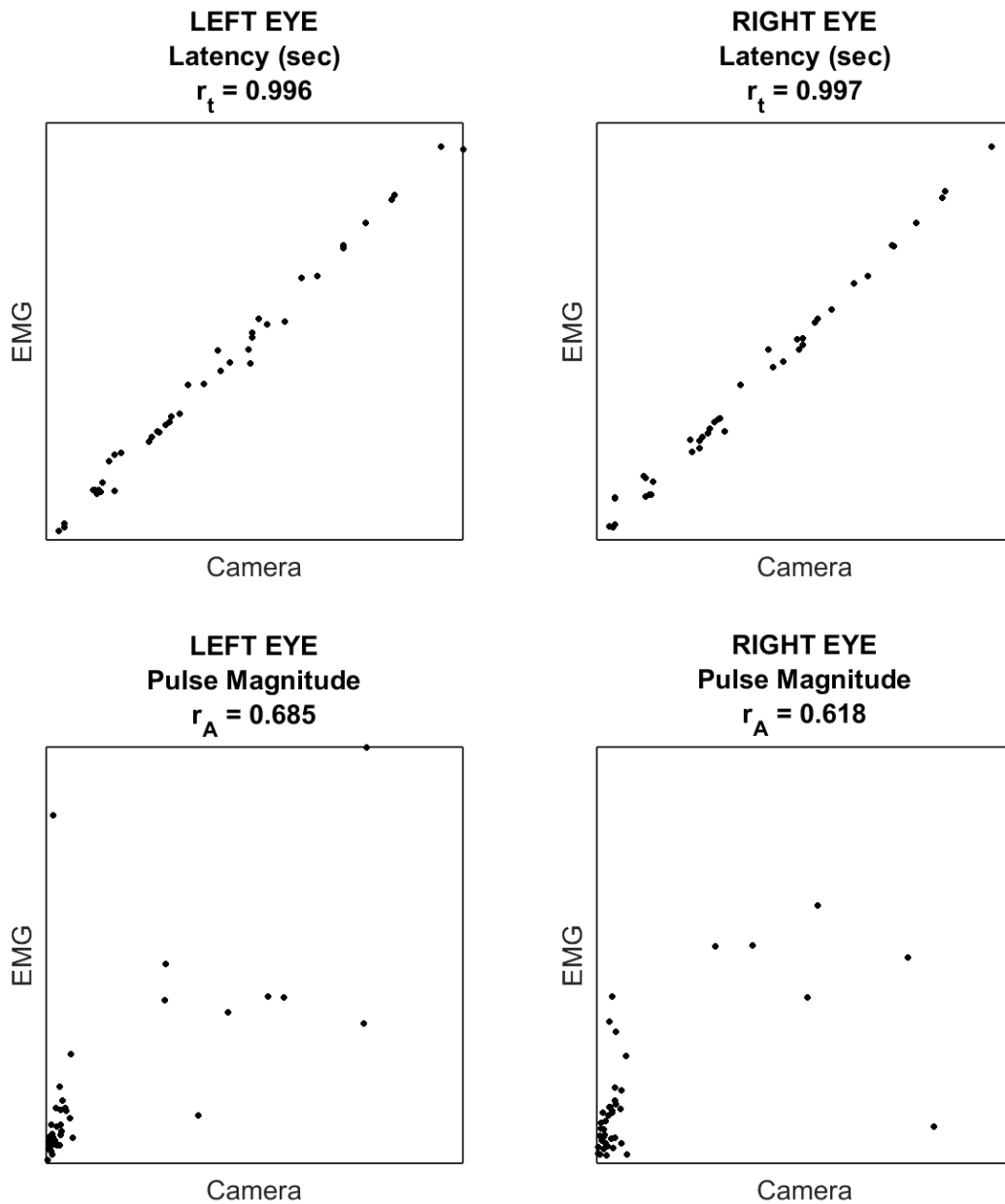
37	NaN	0.531	NaN	0.019	0.530	0.472	0.031	0.025
38	0.811	0.800	0.009	0.052	0.811	NaN	0.007	NaN
39	0.644	0.633	0.009	0.075	0.634	0.622	0.033	0.051
40	0.270	0.255	0.619	0.467	0.270	0.234	0.638	0.503
41	0.239	0.258	0.895	1.164	0.239	0.328	1.260	0.521
42	0.249	0.254	0.665	0.465	0.249	0.220	0.939	0.622
43	0.094	0.065	0.041	0.107	0.083	0.064	0.046	0.153
44	0.291	0.293	0.507	0.421	0.291	0.297	0.668	0.779
45	0.062	0.046	0.334	0.559	0.062	0.068	0.358	0.657
46	0.540	0.526	0.012	0.069	0.540	0.526	0.015	0.069
47	0.946	0.909	0.017	0.024	0.956	0.917	0.026	0.060
48	0.686	0.646	0.010	0.057	0.655	0.557	0.005	0.049
49	0.634	NaN	0.413	NaN	0.634	NaN	0.510	NaN
50	0.353	0.253	0.003	0.009	0.291	0.257	0.006	0.008
51	1.309	1.344	0.005	0.062	1.320	1.318	0.004	0.030

Στον παραπάνω πίνακα παρατηρούμε κάποιες τιμές σημειωμένες με το σύμβολο NaN (Not a Number). Στις περιπτώσεις αυτές μία ή περισσότερες αντανακλαστικές συσπάσεις δεν εντοπίστηκαν σε κάποια από τις δύο μεθόδους, με αποτέλεσμα το κριτήριο επιτυχίας να μην μπορεί να εφαρμοστεί. Για τη σύγκριση των τιμών των δύο μεθόδων υπολογίζουμε τους συντελεστές Pearson για όλα τα ζεύγη των δεδομένων σύμφωνα με τις Σχέσεις (13.2). Συγκεντρωτικά οι συντελεστές Pearson για τον συγκεκριμένο εξεταζόμενο φαίνονται στον ακόλουθο πίνακα.

Πίνακας 13.2: Οι συντελεστές του Pearson όπως υπολογίστηκαν για τον τυχαίο εξεταζόμενο για τα δύο μάτια.

Συντελεστές Pearson - Εξεταζόμενος #1	
Αριστερό μάτι	Δεξί μάτι
$r_t = 0.996$	$r_t = 0.997$
$r_A = 0.685$	$r_A = 0.618$

Για το συγκεκριμένο εξεταζόμενο η γραφική αναπαράσταση των τιμών φαίνεται στις ακόλουθες εικόνες.



Εικόνα 13.2: Γραφήματα που επιδεικνύουν τη γραμμική εξάρτηση μεταξύ των δεδομένων των δύο μεθόδων. Οι συντελεστές Pearson που προκύπτουν μαρτυρούν ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των δύο μεθόδων.

Για κάθε συμμετέχοντα υπολογίζεται ένας μέσος συντελεστής συσχέτισης, λαμβάνοντας τον μέσο όρο των μεμονωμένων συντελεστών για τα δύο μάτια:

$$r_p = \frac{r_{t,left} + r_{A,left} + r_{t,right} + r_{A,right}}{4} \quad (13.3)$$

Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για κάθε συμμετέχοντα απ' όπου προκύπτει ένας τελικός συντελεστής συσχέτισης $r_p = 0,819$ για τους 32 συμμετέχοντες, πράγμα που δείχνει ισχυρή εξάρτηση μεταξύ των δύο μεθόδων.

Για να έχουν ισχύ σαν δείκτες συσχέτισμού οι συντελεστές Pearson τα δεδομένα θα πρέπει όπως είπαμε να υπακούουν σε δύο κανόνες: να σχετίζονται γραμμικά και να ακολουθούν την κανονική κατανομή.

13.3. Σύγκριση των δύο μεθόδων

Από την προηγούμενη παράγραφο προέκυψε πως η αξιοπιστία της προτεινόμενης μεθόδου είναι μεγάλη καθώς οι μετρήσεις που λαμβάνει έχουν πολύ ισχυρό συσχέτισμό με τις αντίστοιχες της μεθόδου ΗΕΓ-ΗΜΓ, η οποία αν μη τι άλλο αποτελεί ένα δοκιμασμένο και αξιόπιστο εργαστηριακό πρότυπο. Αυτό το γεγονός όμως από μόνο του δεν είναι αρκετό για να χαρακτηρίσει επιτυχημένη τη δοκιμή της προτεινόμενης οπτικής μεθόδου. Χρειαζόμαστε κάποιους δείκτες ποιότητας του ληφθέντος σήματος που να καταδεικνύει την ανωτερότητά του σε σχέση με αυτό του ΗΕΓ-ΗΜΓ. Οι δείκτες αυτοί είναι ο λόγος του σήματος προς θόρυβο (*signal to noise ratio, SNR*) και η πιθανότητα απόκρισης (*response probability, RP*).

13.3.1. Λόγος σήματος προς θόρυβο

Ο λόγος σήματος προς θόρυβο στη θεωρία σημάτων συχνά εκφράζεται σαν τον λόγο της ισχύος του συνολικού σήματος προς την ισχύ του θορύβου. Για την μέτρηση της καθαρότητας του σήματος στην περίπτωση των μη περιοδικών σημάτων, όπως των χρονοσειρών του ΗΕΓ-ΗΜΓ και της κάμερας, αντί της ισχύος συνήθως χρησιμοποιείται η *ρίζα της μέσης τιμής των τετραγώνων (root mean*

square, RMS). Για μία σειρά από n τιμές έντασης σήματος $\{A_1, A_2, \dots, A_n\}$, η RMS δίνεται από τη σχέση:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \left((A_1 - A_b)^2 + (A_2 - A_b)^2 + \dots + (A_n - A_b)^2 \right)} \quad (13.4)$$

$$A_b = \frac{\sum_{i=1}^n A_i}{n}$$

όπου A_b είναι η στάθμη αναφοράς του σήματος.

Το *RMS* δεν αποτελεί τίποτα άλλο από την τυπική απόκλιση σ του σήματος όπως δίνεται από τη Σχέση (11.8). Αν υπολογίσουμε τις *RMS* του σήματος και του θορύβου, έστω RMS_s και RMS_n αντίστοιχα, τότε ο λόγος του σήματος προς θόρυβο θα είναι:

$$SNR = \left(\frac{RMS_s}{RMS_n} \right)^2 \quad (13.5)$$

Εάν συγκρίνουμε τις τιμές *SNR* των αντανακλαστικών κορυφών προς τον θόρυβο υποβάθρου για τις δύο μεθόδους, τότε θα έχουμε μία ξεκάθαρη εικόνα της ποιότητας των αποτελεσμάτων που δίνουν αυτές. Επιλέγουμε να συγκρίνουμε τους *SNR* κορυφών που εντοπίστηκαν ταυτόχρονα και με τις δύο τεχνικές.

Για τον υπολογισμό του RMS_n από τη Σχέση (13.4) χρησιμοποιούμε τη *στάθμη υποβάθρου (baseline value)* A_b όπως υπολογίστηκε στο χρονικό διάστημα από $t = -50$ έως 0 ms πριν από το ακουστικό ερέθισμα. Το RMS_s υπολογίζεται με τον ίδιο τρόπο, απλά η χρονική περίοδος στην οποία συλλέγονται οι εντάσεις A_i είναι η περίοδος που περικλείει την καμπύλη του παλμού. Σαν έναρξη της αντανακλαστικής σύσπασης θεωρείται ο χρόνος t_r που η καμπύλη ξεπερνά το κατώφλι A_{thr} , ενώ σαν τέλος της σύσπασης ορίζουμε τη χρονική στιγμή εμφάνισης του πρώτου τοπικού ελαχίστου μετά το μέγιστο στις καμπύλης.

Στην περίπτωση που απεικονίζεται στην Εικόνα 13.1 είναι εμφανές δια γυμνού οφθαλμού πως ο SNR στην περίπτωση της προτεινόμενης μεθόδου είναι μεγαλύτερος. Αυτό επαληθεύεται και από τα αποτελέσματα των υπολογισμών:

Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για όλους τους αντανακλαστικούς παλμούς που εντοπίστηκαν ταυτόχρονα και με τις δύο μεθόδους σε όλο το δείγμα των εξεταζόμενων. Οι SNR που προκύπτουν για τυχαίο εξεταζόμενο για κάθε παλμό για τις δύο μεθόδους είναι:

Πίνακας 13.3: Οι λόγοι σήματος προς θόρυβο για τον τυχαίο εξεταζόμενο για κάθε παλμό με τις δύο μεθόδους.

Εξεταζόμενος #1 - SNR				
A/A	Αριστερό μάτι		Δεξί μάτι	
	Κάμερα	HEG-HMG	Κάμερα	HEG-HMG
1	7.0	13.2	22.0	33.8
2	NaN	8.0	52.7	67.9
3	18.8	21.3	NaN	20.2
4	7.6	31.8	72.6	86.3
5	NaN	NaN	NaN	41.5
6	6.2	15.9	8.9	34.1
7	67.1	85.8	22.1	62.4
8	NaN	NaN	NaN	NaN
9	71.6	98.0	36.9	85.6
10	9.2	17.2	20.2	24.3
11	NaN	NaN	NaN	3.4
12	NaN	9.1	39.0	41.9
13	6.5	NaN	24.1	2.4
14	8.3	20.3	9.4	24.5
15	NaN	NaN	NaN	NaN
16	NaN	NaN	NaN	6.2
17	5.8	6.7	NaN	NaN
18	13.9	34.4	9.0	38.0
19	NaN	4.3	NaN	NaN
20	2.1	2.2	NaN	NaN
21	5.6	11.7	9.6	13.3
22	9.6	33.8	20.1	30.7
23	13.8	19.0	4.0	8.5
24	3.6	11.7	134.7	147.3
25	NaN	NaN	NaN	NaN
26	69.2	93.2	23.2	48.8

27	NaN	NaN	NaN	NaN
28	NaN	27.9	NaN	NaN
29	15.0	27.3	57.6	36.6
30	32.1	50.3	113.2	116.3
31	8.2	23.4	42.4	58.1
32	6.5	20.7	2.8	23.2
33	11.8	18.7	NaN	43.9
34	NaN	NaN	NaN	NaN
35	NaN	8.8	14.0	24.5
36	5.6	8.0	7.6	9.3
37	NaN	NaN	NaN	NaN
38	6.9	2.1	60.3	83.6
39	7.4	9.5	NaN	NaN
40	46.4	68.4	11.7	24.0
41	NaN	NaN	NaN	NaN
42	18.3	86.9	18.1	83.5
43	24.0	16.8	12.8	23.0
44	NaN	NaN	10.4	19.4
45	NaN	2.9	NaN	NaN
46	NaN	NaN	4.4	8.3
47	5.9	4.5	8.5	9.9
48	4.9	7.8	2.1	16.0
49	NaN	19.2	NaN	NaN
50	NaN	NaN	NaN	28.0
51	8.8	NaN	NaN	NaN

Απ' όπου για κάθε παλμό προκύπτει ένας μέσος SNR και για τα δύο μάτια και από εκεί ένας τελικός από όλους τους παλμούς. Ο συνολικός λόγος σήματος προς θόρυβο για όλους τους εξεταζόμενους για τις δύο μεθόδους προκύπτει από το μέσο όρο των παραπάνω αποτελεσμάτων. Τα αποτελέσματα φαίνονται στον ακόλουθο πίνακα.

Πίνακας 13.4: Οι λόγοι σήματος προς θόρυβο για όλους τους εξεταζόμενους.

Signal to Noise Ratio (SNR)					
Participant	Camera	EMG	Participant	Camera	EMG
1	26.5	18.8	17	23.9	23.1
2	19.1	12.7	18	17	14.6
3	22.8	23.2	19	15.7	13.2
4	37.6	28.4	20	40.1	37.9
5	11.6	8.2	21	35.4	25.5
6	41.3	32.6	22	24.8	21.7
7	34.4	13.9	23	35.9	33.5
8	50.3	32.1	24	33.6	19.6
9	19	13.8	25	17.2	15.4
10	30.7	20.1	26	39.7	26
11	36.6	57.6	27	29.9	19.1
12	33.8	22	28	24.8	15.9
13	32.3	30.1	29	31.6	26.2
14	24	22.4	30	25.8	19.9
15	11.7	9.7	31	32.6	28.7
16	16.8	23.8	32	27.9	20
MEAN	Camera	28.3	STDEV	Camera	9.2
	EMG	22.8		EMG	9.5

Αναμφίβολα η διαφορά της ποιότητας των αποτελεσμάτων όπως αυτή προκύπτει από τους λόγους σήματος προς θόρυβο είναι πολύ σημαντική, γεγονός που καταδεικνύει την ανωτερότητα της μεθόδου οπτικής ροής όσον αφορά την ποιότητα σήματος.

13.3.2. Πιθανότητα απόκρισης

Ένας άλλος δείκτης της ποιότητας των μετρήσεων είναι ο αριθμός των εντοπισμένων κορυφών σε σχέση με τα συνολικά ερεθίσματα. Το ποσοστό επιτυχίας της μεθόδου ορίζεται σαν ο λόγος των εντοπισμένων αντανακλαστικών κορυφών N_d προς το σύνολο των δοκιμών N_{tot} της συνεδρίας:

$$\lambda = \frac{N_d}{N_{tot}} \quad (13.6)$$

Ο λόγος λ ονομάζεται επίσης και *πιθανότητα απόκρισης* (*response probability*, *RP*) και υπολογίζεται αντίστοιχα για το κάθε μάτι του εξεταζόμενου απ' όπου προκύπτει ένας μέσος όρος. Το συνολικό ποσοστό επιτυχίας για τις δύο μεθόδους προκύπτει από το μέσο όρο των παραπάνω αποτελεσμάτων για όλους τους εξεταζόμενους, όπως φαίνεται στον πίνακα που ακολουθεί.

Παρατηρούμε πως η προτεινόμενη μέθοδος έχει μεγαλύτερο συνολικό ποσοστό επιτυχίας από την ΗΕΓ-ΗΜΓ.

Πίνακας 13.5: Οι λόγοι σήματος προς θόρυβο για όλους τους εξεταζόμενους.

Response Probability (RP) (%)					
Participant	Camera	EMG	Participant	Camera	EMG
1	71.9	66.4	17	74.7	68.3
2	77.1	52.5	18	79.2	70.4
3	69.2	64.5	19	80.5	78.2
4	80.1	79.3	20	73.3	69
5	68.7	68.2	21	81.8	74.6
6	72	60.7	22	76.9	76
7	68.8	59.3	23	74	67.7
8	82.3	67	24	83.6	78.1
9	78.2	70.9	25	68.9	65.2
10	81.8	69.9	26	79.8	78.4
11	67	58.8	27	77.5	63.8
12	80.4	61.1	28	79	59.6
13	71.1	65.8	29	84.6	71.5
14	82	73.1	30	70.7	66.7
15	59.4	58.8	31	78.8	73.8
16	83	77.3	32	81.8	71.9
MEAN	Camera	76.2	STDEV	Camera	5.9
	EMG	68.3		EMG	6.7

13.3.3. Στατιστική σημαντικότητα

Πριν εκτιμήσουμε αν η προτεινόμενη μέθοδος παρέχει όντως καλύτερης ποιότητας αποτελέσματα από αυτά της μεθόδου ΗΕΓ-ΗΜΓ, θα πρέπει να ελέγξουμε αν η βελτίωση στις τιμές των μέσων SNR και RP έγινε λόγω τυχαίας διακύμανσης του στατιστικού δείγματος των εξεταζόμενων ή όχι. Ο έλεγχος αυτός

πραγματοποιήθηκε με την βοήθεια της κατανομής *t-student*, η οποία για ένα δείγμα μεγέθους n δίνεται από τον εξής τύπο:

$$t = \frac{\bar{X}_D - \mu_0}{\sigma_D \sqrt{n}} \quad (13.7)$$

όπου \bar{X}_D και σ_D είναι ο μέσος όρος και η τυπική απόκλιση των διαφορών μεταξύ των αντίστοιχων τιμών SNR και RP με τους δύο μεθόδους για το ίδιο δείγμα. Η μέση τιμή αναφοράς μ_0 λαμβάνεται ίση με το μηδέν, καθώς εκφράζει την μηδενική υπόθεση: «Δεν παρατηρείται καμία βελτίωση των τιμών SNR και RP της προτεινόμενης μεθόδου από αυτών την μεθόδου HEG-HMG». Οι τιμές p που εκφράζουν την πιθανότητα η βελτίωση να οφείλεται σε τυχαίο γεγονός υπολογίζονται για το δείγμα των 32 εξεταζόμενων και λαμβάνουν τιμές που φαίνονται στον πίνακα που ακολουθεί:

Πίνακας 13.6: Οι τιμές της πιθανότητας p για τις παραμέτρους SNR και RP όπως υπολογίστηκαν από την κατανομή *t-student*. Οι βαθμοί ελευθερίας του συστήματος είναι $n-1 = 31$.

RP	t-value = 7.573	p-value = $1.5 \cdot 10^{-8}$
SNR	t-value = 4.164	p-value = $2.3 \cdot 10^{-4}$

Η τιμή αναφοράς της πιθανότητας p κάτω από την οποία μπορούμε με ασφάλεια να θεωρήσουμε πως τα ληφθέντα αποτελέσματα δεν είναι απόρροια τυχαίας διακύμανσης είναι 0.05. Από τα αποτελέσματα του παραπάνω πίνακα συμπεραίνουμε πως τα δεδομένα μας χαρακτηρίζονται από μία εξαιρετική στατιστική σημαντικότητα.

13.4. Αποτίμηση αποτελεσμάτων πειράματος στάθμισης

Σκοπός του πειράματος στάθμισης ήταν αφ' ενός η επαλήθευση της αξιοπιστίας της προτεινόμενης μεθόδου και αφ' ετέρου η ποσοτικοποίηση της ακρίβειας των αποτελεσμάτων που αυτή προσφέρει, έχοντας σαν μέτρο σύγκρισης το καθιερωμένο πρότυπο της μεθόδου ΗΕΓ-ΗΜΓ.

Οι δείκτες συσχέτισης Pearson που υπολογίστηκαν συγκρίνοντας τις αντίστοιχες παραμέτρους των αποτελεσμάτων κατέδειξαν ισχυρή συσχέτιση μεταξύ της προτεινόμενης μεθόδου και αυτής του ΗΕΓ-ΗΜΓ. Δεχόμενοι πως η μέθοδος ΗΕΓ-ΗΜΓ είναι μία παγκοσμίως καθιερωμένη και αξιόπιστη τεχνική, καταλήγουμε στο συμπέρασμα πως η προτεινόμενη μέθοδος διακρίνεται από μεγάλο βαθμό αξιοπιστίας. Το γεγονός αυτό από μόνο του δεν είναι αρκετό, καθώς εκτός από την επαλήθευση των αποτελεσμάτων της νέας μεθόδου είναι αναγκαία και η ποσοτικοποίηση της ποιότητας τους, σε σχέση πάντα με την πρότυπη μεθοδολογία. Αυτό επιτεύχθηκε με τον υπολογισμό του λόγου σήματος προς θόρυβο και της πιθανότητας απόκρισης.

Ο λόγος σήματος προς θόρυβο για το σύνολο των δοκιμών προέκυψε σημαντικά βελτιωμένος για τη μέθοδο οπτικής ροής σε σχέση με τη μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ. Η διαφορά μεταξύ της ποιότητας των αποτελεσμάτων καταδεικνύει πως η προτεινόμενη μέθοδος όχι μόνο είναι αξιόπιστη αλλά προσφέρει και ποιότητα αποτελεσμάτων ανώτερη από της καθιερωμένης τεχνικής.

Επιπλέον, κρίνοντας και από την σύγκριση των πιθανοτήτων απόκρισης μπορούμε να πούμε με βεβαιότητα πως η προτεινόμενη μέθοδος οπτικής ροής αποτελεί μία αξιόπιστη, ακριβή και πολλά υποσχόμενη οπτική μέθοδο με προοπτική να συνεισφέρει στη μελέτη του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής.

Η Εφαρμογή του κριτηρίου t-student έδειξε πως η στατιστική σημαντικότητα των αποτελεσμάτων του πειράματος στάθμισης είναι πάρα πολύ ισχυρή, γεγονός που καταδεικνύει την δύναμη της προτεινόμενης μεθόδου.

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να ευχαριστήσω όσους εθελοντικά προσφέρθηκαν να βοηθήσουν στη διεξαγωγή των πειραμάτων προπαλμικής αναστολής από τη θέση του εξεταζόμενου, και ιδιαίτερα τους κ.κ. Δ. Νεόφυτο, Γ. Χαραλαμπίδου, Α. Βουρεκά, Μ. Ρεβύθη, Κ. Τρικουράκη, Τ. Γεωργακόπουλο, Π. Αδαμοπούλου, Ξ. Σταχτιά, Ε. Αλεξανδράτου, Π. Ζαβραδινό και Δ. Τζαφέρη που συνεισέφεραν ενεργά στην πειραματική διαδικασία.

14.

Συζήτηση – Συμπεράσματα 2^{ου} Μέρους Διατριβής

Αντικείμενο του 2^{ου} μέρους της παρούσας διατριβής ήταν ο σχεδιασμός και η υλοποίηση ενός συστήματος υπολογιστικής όρασης εξειδικευμένου πάνω στην μέτρηση του *αντανακλαστικού του ακουστικού αιφνιδιασμού* για την μελέτη του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής. Το κίνητρο ήταν μεγάλο, καθώς η προπαλμική αναστολή είναι ένα ψυχοφυσικό φαινόμενο η μελέτη του οποίου μπορεί να οδηγήσει στην ασφαλή διάγνωση μεγάλου αριθμού ψυχικών νόσων, με αποτέλεσμα μεγάλο κομμάτι της έρευνας στο τομέα της ψυχοφυσιολογίας να προσανατολίζεται εκεί. Επί του παρόντος, η πιο διαδεδομένη τεχνική καταγραφής της προπαλμικής αναστολής είναι αυτή του ΗΕΓ-ΗΜΓ, η οποία όμως χαρακτηρίζεται από σημαντικά μειονεκτήματα. Ο αλγόριθμος οπτικής ροής που αναπτύχθηκε είχε σαν στόχο την εξάλειψη των προβλημάτων που χαρακτηρίζουν τις κλασικές μεθόδους ΗΕΓ-ΗΜΓ.

14.1. Πλεονεκτήματα και καινοτομίες προτεινόμενης μεθόδου

Τα πλεονεκτήματα που η προτεινόμενη μέθοδος προσφέρει στη μελέτη και αξιοποίηση του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής είναι σημαντικά. Ένα

από τα σημαντικότερα προβλήματα της παραδοσιακής μεθόδου ΗΕΓ-ΗΜΓ είναι ο επεμβατικός χαρακτήρας που παρουσιάζει, καθώς με την εφαρμογή των ηλεκτροδίων στο πρόσωπο και το κεφάλι του ασθενούς αυξάνεται το ψυχολογικό βάρος που εφαρμόζεται σε αυτόν. Το γεγονός αυτό δύναται να επιδεινώσει την ενδεχομένως ήδη επιβαρυνόμενη ψυχολογία του ασθενούς, μειώνοντας έτσι την αξιοπιστία των λαμβανόμενων μετρήσεων.

Η προτεινόμενη μέθοδος παρουσιάζει ένα σαφώς λιγότερο επεμβατικό χαρακτήρα, καθώς με την εξ αποστάσεως καταγραφή των αντιδράσεων του εξεταζόμενου ασκεί πολύ μικρότερη ψυχολογική πίεση σε αυτόν, με αποτέλεσμα οι αντανακλαστικές του αντιδράσεις να παραμένουν ανεπηρέαστες και η αξιοπιστία των μετρήσεων να είναι αυξημένη.

Ένα επιπλέον πρόβλημα των παραδοσιακών μεθόδων το οποίο σε μεγάλο βαθμό έχει επιλυθεί στην παρούσα τεχνική, είναι αυτή της ευαισθησίας τους στα ενδογενή και εξωγενή ηλεκτρονικά παράσιτα και θορύβους. Η τεχνική ΗΕΓ-ΗΜΓ ως γνωστόν για να γίνει δυνατή η καταγραφή των προκλητών δυναμικών του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού χρησιμοποιεί ηλεκτρονικά συστήματα μεγάλης ακρίβειας και ευαισθησίας, τα οποία εν γένει είναι εξαιρετικά ασθενή ηλεκτρικά σήματα. Λόγω αυτής της ευαισθησίας τους τα ηλεκτρονικά κυκλώματα του ΗΕΓ-ΗΜΓ είναι ιδιαίτερα ευάλωτα σε ηλεκτρονικά παράσιτα και θορύβους προερχόμενα από ηλεκτρομαγνητικά πεδία του περιβάλλοντος αλλά και από τα ίδιες τις διατάξεις.

Σε μία προσπάθεια αντιμετώπισης του ζητήματος αυτού, οι διατάξεις ΗΕΓ-ΗΜΓ συχνά τοποθετούνται μέσα σε κλωβούς Faraday, χωρίς ωστόσο τα αποτελέσματα να είναι πάντοτε ικανοποιητικά. Επιπλέον ο κλωβός Faraday ενδέχεται να δημιουργήσει αισθήματα κλειστοφοβίας στον ασθενή, επιβαρύνοντας με αυτόν τον τρόπο περαιτέρω την ψυχολογία του. Η αναλογική ενίσχυση του σήματος που διενεργείται στις παραπάνω διατάξεις εισάγει επιπλέον παράσιτα, ενώ τα αναλογικά φίλτρα που χρησιμοποιούνται για την απομάκρυνση του ηλεκτρονικού θορύβου συχνά οδηγούν σε απώλεια πολύτιμης πληροφορίας.

Η αναλογική ενίσχυση και φιλτράρισμα του σήματος εκτός του ότι οδηγεί σε εμφάνιση επιπλέον θορύβου και απώλειας πληροφορίας, είναι επιπλέον μία διαδικασία μη αναστρέψιμη. Αυτό σημαίνει πως από τη στιγμή που σε ένα

πείραμα ΗΕΓ-ΗΜΓ το σήμα εισόδου ενισχυθεί, φιλτραριστεί και ψηφιοποιηθεί δεν υπάρχει η δυνατότητα αντιστροφής των διαδικασιών αυτών και επιλογή διαφορετικών παραμέτρων ενίσχυσης και φιλτραρίσματος, τα οποία ενδεχομένως να ήταν πιο κατάλληλα για την περίπτωση του συγκεκριμένου ασθενούς.

Λόγω αυτού στην μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ είμαστε αναγκασμένοι να χρησιμοποιούμε πάντα γενικευμένες παραμέτρους επεξεργασίας σήματος, οι οποίες αποφασίζονται πριν την έναρξη των μετρήσεων ακολουθώντας κάποιες γενικές οδηγίες. Αυτό ίσως είναι και το κυριότερο μειονέκτημα της μεθόδου ΗΕΓ-ΗΜΓ έναντι της προτεινόμενης οπτικής μεθόδου.

Το σήμα εισόδου της οπτικής μεθόδου δεν είναι αναγκασμένο να διέλθει από τόσο πολλά στάδια ενίσχυσης και φιλτραρίσματος όπως αυτό του ΗΕΓ-ΗΜΓ, καθώς όπως ήδη αναφέρθηκε απουσιάζει ο παράγοντας των παράσιτων ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων. Η προτεινόμενη μέθοδος δεν επηρεάζεται από τα ηλεκτρομαγνητικά πεδία του περιβάλλοντος χώρου, καθώς ο χαρακτήρας καταγραφής των δεδομένων είναι οπτικός και δεν περιλαμβάνει ηλεκτρόδια, αναλογικούς ενισχυτές και φίλτρα.

Ο ψηφιακός χαρακτήρας των δεδομένων εισόδου της μεθόδου καταργεί την ψηφιοποίηση αναλογικού σήματος που προβλέπεται για τη μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ, η οποία όπως έχουμε τονίσει είναι μία διαδικασία εν γένει προβληματική. Το φιλτράρισμα πραγματοποιείται ψηφιακά σε δεύτερο χρόνο, γεγονός που επιτρέπει την αναίρεση του αποτελέσματος αν κριθεί σκόπιμο και την δοκιμή διαφόρων παραμέτρων.

Η τεχνική που αναπτύχθηκε στη διατριβή αυτή έχει τη δυνατότητα εξ' αρχής ψηφιακής ενίσχυσης και φιλτραρίσματος του σήματος, γεγονός που σημαίνει πως η επεξεργασία μπορεί να επαναληφθεί πολλές φορές με δοκιμή διαφορετικών παραμέτρων κάθε φορά, μέχρις ότου βρεθούν οι πιο κατάλληλες για τη συγκεκριμένη περίπτωση. Αυτή είναι και η αιτία που τα σήματα της οπτικής μεθόδου παρουσιάζουν αυξημένο λόγο σήματος-θορύβου σε σχέση με αυτά του ΗΕΓ-ΗΜΓ.

Πέρα από τα σημαντικά της πλεονεκτήματα σε σχέση με την ΗΕΓ-ΗΜΓ, η προτεινόμενη μέθοδος αποτελεί μία σημαντική και καινοτόμο μέθοδο στον τομέα της μελέτης της προπαλμικής αναστολής, τόσο συνολικά σαν μεθοδολογία όσο και

σε σχέση με τους επιμέρους αλγορίθμους που χρησιμοποιεί. Οι κυριότερες καινοτομίες που τη χαρακτηρίζουν αναλύονται στη συνέχεια.

Αρχικά, σύμφωνα με τις πρόσφατες διεθνείς εκθέσεις δεν υπάρχει στην παρούσα βιβλιογραφία αναφορά για κάποια μέθοδο μελέτης της προπαλμικής αναστολής που να χρησιμοποιεί την εξ αποστάσεως οπτική καταγραφή και ανάλυση των αντανακλαστικών αντιδράσεων του ασθενούς με τον τρόπο που παρουσιάζεται στην έρευνα αυτή.

Επιπροσθέτως, η πειραματική διαδικασία αυτή καθ' αυτή περιλαμβάνει αρκετά καινοτόμα στοιχεία όσον αφορά τους αλγορίθμους που ακολουθεί, με σημαντικότερο τον σχεδιασμό του αλγορίθμου κλιμακωτής συνέλιξης. Ο αλγόριθμος αυτός περιορίζει σημαντικά το ποσοστό λανθασμένων εντοπισμών χαρακτηριστικών που παρουσιάζονται στις απλές μεθόδους συνέλιξης, ενώ παράλληλα μειώνει πολύ τον υπολογιστικό χρόνο που απαιτείται από τη διαδικασία εντοπισμού.

Τέλος, ένα ακόμα καινοτόμο στοιχείο της προτεινόμενης μεθόδου είναι ο τρόπος εντοπισμού της κίνησης των βλεφάρων με τον αλγόριθμο οπτικής ροής. Στις συσκευές μέτρησης βλεφαρικών αντανακλαστικών που χρησιμοποιούνται σε άλλες εφαρμογές (*blink reflexometers*) χρησιμοποιούν αλγόριθμους ανίχνευσης ακμών (*edge detection*), οι οποίοι θεωρούνται χαμηλής ακρίβειας για μικρής κλίμακας ταχείες κινήσεις, όπως αυτές των οφθαλμικών αντανακλαστικών.

Η ακρίβεια και η αξιοπιστία της προτεινόμενης μεθόδου οπτικής ροής επιβεβαιώθηκαν πλήρως από το πείραμα στάθμισης που διεξήχθη σε μεικτό δείγμα 32 εξεταζόμενων.

14.2. Εφαρμογές και μελλοντικές προοπτικές

Εν κατακλείδι, η προτεινόμενη μέθοδος αποτελεί μία καινοτόμο τεχνική, η οποία καταφέρνει σε μεγάλο βαθμό να υπερκεράσει τα προβλήματα και τις της παραδοσιακής μεθοδολογίας του ΗΕΓ-ΗΜΓ και να προσφέρει καλύτερη ποιότητα

αποτελεσμάτων. Ασφαλώς υπάρχουν σημαντικά περιθώρια βελτίωσης της μεθόδου, η οποία θα επιτευχθεί μόνο με τη διενέργεια περεταίρω δοκιμών και πειραμάτων τόσο σε υγιείς όσο και σε ασθενείς εξεταζόμενους, γεγονός όμως που ξεφεύγει από το πλαίσιο της ερευνητικής αυτής διατριβής και εμπίπτει περισσότερο στο στάδιο της προ κλινικής δοκιμής.

Τα αποτελέσματα των πειραμάτων που διεξήχθησαν αποτέλεσαν αντικείμενο δημοσίευσης:

Δημοσιεύσεις σε διεθνή επιστημονικά περιοδικά:

Balogiannis G., Stachteia X., Yova D., Papageorgiou C., 2020, “A novel optical non-intrusive method for measuring acoustic startle reflex in humans”, *Physiological Measurement*, 41(6):065003, doi.org/10.1088/1361-6579/ab8e60.

Επίσης η προτεινόμενη μέθοδος καταγραφής του αντανακλαστικού του ακουστικού αφηνιδιασμού αποτέλεσε θέμα διπλωματικής εργασίας του φοιτητή της Σχολής ΗΜΜΥ Αλκιβιάδη Βουρεκά, με τίτλο:

«Ανίχνευση Χαρακτηριστικών Προσώπου και Ψηφιακή Επεξεργασία Εικόνας στην Ανάπτυξη Οπτικής Μεθόδου Μελέτης της Προπαλμικής Αναστολής»

Η διπλωματική εργασία εκπονήθηκε το 2016 στο Εργαστήριο Βιοϊατρικής Οπτικής και Εφαρμοσμένης Οπτικής της Σχολής ΗΜΜΥ με επιβλέπουσα την (το διάστημα εκείνο) Καθηγήτρια ΕΜΠ Διδώ Γιόβα και την επικουρική επίβλεψη του Υ.Δ. Γεώργιου Μπαλογιάννη.

Κλείνοντας την συζήτηση αυτή, η προτεινόμενη μέθοδος έχει τις προοπτικές να αποτελέσει στο μέλλον ένα σημαντικό εργαλείο στη μελέτη του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής με πολλά οφέλη στην επιστήμη της Βιοϊατρικής.

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΩΝ

Δημοσιεύσεις σε διεθνή επιστημονικά περιοδικά:

- **Balogiannis G.**, Yova D., Politopoulos K., 2016, “A Computer Vision Non-Contact 3D System to Improve Fingerprint Acquisition”, International Journal of Computer, 20(1), 174-198.
- **Balogiannis G.**, Stachteia X., Yova D., Papageorgiou C., 2020, “A novel optical non-intrusive method for measuring acoustic startle reflex in humans”, Physiological Measurement, 41(6):065003, doi.org/10.1088/1361-6579/ab8e60.

ΣΗΜΕΙΩΣΗ: Είναι η κύρια δημοσίευση της διατριβής. Έγινε δεκτή προς δημοσίευση την 1^η Ιουλίου 2020.

Παρουσιάσεις εργασιών σε έγκριτα συνέδρια:

- **Balogiannis G.**, Yova D., Politopoulos K., “3D Reconstruction of Skin Surface Using an Improved Shape-from-Shading Technique”, 5ο Πανελλήνιο Συνέδριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας της ΕΛΕΒΙΤ, 4-6 Απριλίου 2013, Αθήνα.
- **Balogiannis G.**, Yova D., Politopoulos K., “3D Reconstruction of Skin Surface Using an Improved Shape-from-Shading Technique”, XIII

Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, IFMBE Proceedings, Volume 41, pp 439-442.

Συμμετοχή σε δημοσιεύσεις σε διεθνή επιστημονικά περιοδικά και συνέδρια:

- Kontomaris S.V., Yova D., Stylianos A., **Balogiannis G.**, 2015, “The effects of UV irradiation on collagen D-band revealed by atomic force microscopy”, Scanning, 37, 101-111.
- Stylianos A., Kontomaris S. V., Yova D., **Balogiannis G.**, “AFM Multimode Imaging and Nanoindentation Method for Assessing Collagen Nanoscale Thin Films Heterogeneity”, XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, IFMBE Proceedings, Volume 41, pp 407-410.
- Kontomaris S.V., Malamou A., **Balogiannis G.**, Antonopoulou N., 2019, “A simplified approach for presenting the differences between ionising and non-ionising electromagnetic radiation”, Physics Education, 55, doi: 10.1088/1361-6552/ab5c00.

ΕΠΙΛΟΓΟΣ

Αντικείμενο της παρούσας διατριβής ήταν η δημιουργία καινοτόμων τεχνικών Υπολογιστικής Όρασης που να βρίσκουν εφαρμογές στην Βιοϊατρική Οπτική. Με την ολοκλήρωση της διατριβής προέκυψαν δύο καινοτόμες μεθοδολογίες με εφαρμογή σε ευρύ φάσμα εφαρμογών στις βιοϊατρικές επιστήμες.

Στο πρώτο μέρος αναπτύχθηκε μία υπολογιστική μέθοδος τρισδιάστατης ανακατασκευής βιολογικών επιφανειών μέσω μονοσκοπικών συστημάτων, η οποία δύναται να αξιοποιηθεί σε πλείστες εφαρμογές όπως η παρακολούθηση της προόδου θερμοδυναμικής θεραπείας καρκινικών όγκων του δέρματος.

Στο δεύτερο μέρος της διατριβής υλοποιήθηκε μία πειραματική διάταξης αναγνώρισης και καταγραφής των αντανακλαστικών του ανθρώπου σε ακουστικά ερεθίσματα. Αντικείμενο της διατριβής ήταν τόσο ο τεχνικός σχεδιασμός της διάταξης και η υλικοτεχνική πραγμάτωσή της, όσο και η θεωρητική της θεμελίωση και η ανάπτυξη των μαθηματικών εργαλείων που αυτή χρησιμοποιεί. Η μέθοδος εφαρμόστηκε σε δείγμα εξεταζόμενων όπου διαπιστώθηκε η ορθή της λειτουργία και σταθμίστηκε με βάση την καθιερωμένη μέθοδο ηλεκτροεγκεφαλογράφου-ηλεκτρομυογράφου, με τα αποτελέσματα να είναι πολύ ικανοποιητικά.

Η πειραματική διάταξη που υλοποιήθηκε έχει προοπτικές εφαρμογής στη μελέτη του φαινομένου της προπαλμικής αναστολής, έχοντας πάρα πολλά πλεονεκτήματα σε σχέση με την παραδοσιακή μέθοδο ΗΕΓ-ΗΜΓ, όπως έχει ήδη ειπωθεί στην Παράγραφο 14.

Η ερευνητική εργασία για την εκπόνηση του διδακτορικού υποστηρίχθηκε από τις εξής υποτροφίες:

2009 – 2012: Υποτροφίες Υ.Δ. του ΕΠΙΣΕΥ.

2012 – 2015: Υποτροφία Υ.Δ. του ΕΛΚΕ.

Επίσης οι εξής δημοσιεύσεις βραβεύτηκαν από το Θωμαΐδειο Ίδρυμα του ΕΜΠ:

- Θωμαΐδειο Βραβείο για δημοσιεύσεις σε πρακτικά συνεδρίων μετά από κρίση, 2013: **Balogiannis G.**, Yova D., Politopoulos K., “3D Reconstruction of Skin Surface Using an Improved Shape-from-Shading Technique”, XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, IFMBE Proceedings, Volume 41, pp 439-442.
- Θωμαΐδειο Βραβείο για δημοσιεύσεις σε έγκριτα επιστημονικά περιοδικά, 2016: **Balogiannis G.**, Yova D., Politopoulos K., 2016, “A Computer Vision Non-Contact 3D System to Improve Fingerprint Acquisition”, International Journal of Computer, 20(1), 174-198.

Κλείνοντας θα ήθελα και πάλι να ευχαριστήσω θερμά τους επιβλέποντες Καθηγητές κ.κ. Δ. Γιόβα, Κ. Χιτζανίδη, Κ. Πολιτόπουλο για την καθοδήγηση και τη στήριξη τόσο σε γνωστικό όσο και σε ψυχολογικό επίπεδο που μου παρείχαν όλα αυτά τα χρόνια, χωρίς την οποία δε θα ήταν δυνατή η ολοκλήρωσή της.

Γεώργιος Μπαλογιάννης

Αθήνα 2020

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Kanade T., “*Recovery the three-dimensional shape of an object from a single view*”, *Artif Intel*, 17: 409-460, (1981).
2. Yuen SY. K., (1990), “*Shape from contour using symmetries*”. In: Faugeras O. (eds) *Computer Vision — ECCV 90. ECCV 1990. Lecture Notes in Computer Science*, vol 427. Springer, Berlin, Heidelberg.
3. Dragnea V., Angelopoulou E., “*Direct shape from isophotes*”, in *Proceedings of BenCOS2005, Volume XXXVI-3/W36*, pp. 1-6, (2005).
4. Ramirez-Moreno D. F., Sejnowski T. J., “*A computational model for the modulation of the prepulse inhibition of the acoustic startle reflex*”, *Biol Cybern*, 106(3): 169–176, (2012).
5. Blumenthal T. D., et al, “*Committee report: Guidelines for human startle eyeblink electromyographic studies*”, *Psychophysiology*, 42(1): 1-15, (2005).
6. Duck F. A., “*Physical properties of tissue: A comprehensive reference book*” (1990).
7. Raulin C., Karsai S., “*Laser and IPL technology in dermatology and aesthetic medicine*”, Springer, (2011).
8. Cheong W. F., Prah S. A., Welch A. J., “*A review of the optical-properties of biological tissues*”, *IEEE J Quantum Electron*, 26(12): 2166-2185, (1990).
9. Tuchin V. V., “*Light scattering study of tissues*”, *Physics-Uspekhi*, 167(5): 517-539, (1997).
10. Ishimaru A., “*Wave propagation and scattering in random media. vol.1 single scattering and transport theory*”, Academic Press, New York, (1978).
11. Prah S. A., “*Light transport in tissue*”, PhD thesis, University of Texas, Austin, (1988).

12. Wilson B. C., Jacques S. L., “*Optical reflectance and transmittance of tissues: principles and applications*”, IEEE J Quantum Electron, 26(12): 2186-2199, (1990).
13. Henyey L. G., Greenstein J. L., “*Diffuse radiation in the galaxy*”, Astrophys J, 93: 70-83, (1941).
14. Vogel A, Venugopalan V., “*Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues*”, Chem Rev, 103: 577–644, (2003).
15. Kanitakis J., “*Anatomy, histology and immunohistochemistry of normal human skin*”, Eur J Dermatol, 12: 390-9, (2002).
16. Gawkrödger D. J., “*Dermatology, an illustrated colour text*”, 3rd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, (2002).
17. Wheater P. R., Burkitt H. G., Daniels V. G., “*Functional histology: A text and colour atlas*”, 2nd ed. Longman Group UK Limited, pp. 106-109, (1987).
18. Diffey B., “*A mathematical model for ultraviolet optics in skin*”, Phys Med Biol, 28 (6): 647–657, (1983).
19. Baranoski G. V. G., Krishnaswamy A, “*Light and skin interactions: Simulation for computer graphics applications*”, Morgan Kaufmann, Elsevier, Burlington, MA, May, (2010).
20. Buxton P., “*ABC of Dermatology*”, BMJ Publishing, (2003).
21. Torrance K., Sparrow E., “*Theory for off-specular reflection from roughened surfaces*”, J Optical Soc America, 57: 1105–1114, (1967).
22. Healy G., Binford T. O., “*Local shape from specularity*”, Comput Vis Graph Image Process, 42: 62–86, (1988).
23. Lambert J. H., “*Photometria, sive de mensura et gradibus luminis, colorum et umbrae*”, (1760).
24. Hanrahan P., Krueger W., “*Reflection from layered surfaces due to subsurface scattering*”, in Proceedings of SIGGRAPH '93, pp. 165–174, Addison-Wesley Publishing Company, (1993).
25. So-Ling C., Li L., “*A multi-layered reflection model of natural human skin*”, in Proceedings Computer Graphics International 2001, Hong Kong, pp. 249-256, (2001).

26. Weyrich T., et al, “*A measurement-based skin reflectance model for face rendering and editing*”, Tech. Rep. TR2005-071, Mitsubishi Electric Research Laboratories, Cambridge, MA, (2005).
27. Stam J., “*An illumination model for a skin layer bounded by rough surfaces*”, in: Proceedings of the 12th Eurographics Workshop on Rendering Techniques, pp. 39–52, (2001).
28. Ma L., Xu T., Lin J., “*Validation of a three-dimensional facial scanning system based on structured light techniques*”, Comput Methods Programs Biomed, 94(3): 290-298, (2009).
29. Balogiannis G., Yova D., Politopoulos K., “*3D reconstruction of human skin surface using an improved shape from shading technique*”, in Proceedings of XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013, Seville, Spain, pp. 439-442, (2013).
30. Beraldin, J.-A., “*Integration of laser scanning and close-range photogrammetry-the last decade and beyond*”, in Proceedings IAPRSIS, Vol. 35(B7), pp. 972-983, (2004).
31. Yu Yang, et al., “*3D color reconstruction based on underwater RGB laser line scanning system*”, Optik, 125: 6074–6077, (2014).
32. Ruo Zhang, et al., “*Shape from shading: A survey*”, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 21 (8): 690–706, (1999).
33. Cheung G. K. M., Baker S., Kanade T., “*Shape-from-silhouette of articulated objects and its use for human body kinematics estimation and motion capture*”, in Proceedings CVPR, (2003).
34. Dragnea V., Angelopoulou E., “*Direct shape from isophotes*”, in Proceedings of BenCOS2005, Volume XXXVI-3/W36, pp. 1-6, (2005).
35. Kreyszig E., “*Principal normal, curvature, osculating circle §12 in differential geometry*”, New York: Dover, pp. 34-36, (1991).
36. Horn B. K. P., Brooks M. J., “*Shape from Shading*”, MIT Press, (1989).
37. Poeschl T., “*Detecting surface irregularities using isophotes*”, Computer Aided Geometric Design, 1(2): 163-168, (1984).

38. Hahmann St., et al., “*Shape interrogation - a state of the art*”, in L. De Floriani, M. Spagnuolo (eds.): *Shape analysis and structuring*, Springer Verlag, 978-3-540-33264-0, pp. 1-51, (2008).
39. Worthington P. L., Hancock E. R., “*New constraints on data-closeness and needle map consistency for shape-from-shading*”, in *Proceedings IEEE Trans PAMI 21*: 1250-1267, (1999).
40. Lichtenauer J., Hendriks E., Reinders M., “*Isophote properties as features for object detection*”, in *Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 649-654, (2005).
41. Lowther J., Houghton S., “*Teaching B-splines is not difficult*”, Department of Computer Science Michigan Technological University MI 49931–1295.
42. Piegl L., Tiller W., “*The NURBS Book*”, Springer, 2nd Edition, (1997).
43. Roushdy M. I., “*Comparative study of edge detection algorithms applying on the grayscale noisy image using morphological filter*”, *GVIP Journal*, 6(4), (2006).
44. Morris T., “*Image processing with MATLAB*”, Supporting Material for COMP20072, Manchester.
45. J.-F. Aujol, et al., “*Image decomposition into a bounded variation component and an oscillating component*”, in *Proceedings Journal of Mathematical Imaging and Vision*, 22, pp. 71–88, (2005).
46. Aujol J.-F., et al., “*Image decomposition application to SAR images*”, in *Proceedings Lecture Notes in Computer Science*, 2695, pp. 297-312, (2003).
47. Meyer Y., “*Oscillating patterns in image processing and in some nonlinear evolution equations*”, *Oscillating Patterns in Image Processing and Nonlinear Evolution Equations: The Fifteenth Dean Jacqueline B. Lewis Memorial Lectures*, MA, USA, (2001).
48. Chambolle A., “*An algorithm for total variation minimization and applications*”, *J Math Imaging Vis*, 20(1-2): 89–97, (2004).
49. Aujol J.-F., et al., “*Structure-texture image decomposition - modeling, algorithms, and parameter selection*”, *Int J Comput Vision*, 67: 11-136, (2005).
50. Rudin L., et al., “*Nonlinear total variation-based noise removal algorithms*”, *Physica D*, 60: 259-268, (1992).

51. Vese L. A., Osher S. J., “*Modeling textures with total variation minimization and oscillating patterns in image processing*”, J Sci Comput, 19: 553-572, (2002).
52. Marschner S. R., et al., “*Image-based BRDF measurement including human skin*”, in Proceedings 10th Eurographics Workshop on Rendering, pp. 139–152, (1999).
53. Kemelmacher-Shlizerman I., Basri R., “*3D face reconstruction from a single image using a single reference face shape*”, IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell, 33(2): 394-405, (2011).
54. Samaras D., Metaxas D., Fua P., et al., “*Variable albedo surface reconstruction from stereo and shape from shading*”, in Proceedings IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, pp.480-487, (2000).
55. Γιακουμάκη Στ., Μπίτσιος Π., «*Ο αισθητικοκινητικός ηθμός: η σημασία του στη λειτουργία του κεντρικού νευρικού συστήματος και η συμβολή του στην παθογένεια της ψύχωσης*», Ψυχολογία, 15(2): 188-199, (2008).
56. Lee Y., Davis M., “*Role of the hippocampus, the bed nucleus of the stria terminalis, and the amygdala in the excitatory effect of corticotropin-releasing hormone on the acoustic startle reflex*”, J Neurosci, 17(16): 6434-46, (1997).
57. Medford N., “*Conjoint activity of anterior insular and anterior cingulate cortex: awareness and response*”, Brain Struct Funct, 214(5-6): 535-549, (2010).
58. Grouen W., et al., “*Amygdala and hippocampus enlargement during adolescence in autism*”, J Am Acad Child Adolesc Psychiatry, 49(6): 552-60, (2010).
59. Hillyard S. A., Kutas M., “*Event-related potentials and magnetic fields in the human brain*”, Neuropsychopharmacol – 5th Generation of Progress, pp. 427-440, Lippincott, Williams, & Wilkins, (2002).
60. Gray N. S., et al., “*Latent inhibition in drug naive schizophrenics: relationship to duration of illness and dopamine D2 binding using SPET*”, Schizophr Res, 17(1): 95-107, (1995).
61. Ramirez-Moreno D. F., Sejnowski T. J., “*A computational model for the modulation of the prepulse inhibition of the acoustic startle reflex*”, Biol Cybern, 106(3): 169-176, (2012).

62. Geyer M. A., McIlwain K. L., Paylor R., “*Mouse genetic models for prepulse inhibition: An early review*”, *Mol Psychiatry*, 7(10): 1039-53, (2002).
63. Braff D., et al., “*Prestimulus effects on human startle reflex in normals and schizophrenics*”, *Psychophysiology*, 15(4): 339-43, (1978).
64. Kohl S., et al., “*Prepulse inhibition in psychiatric disorders - Apart from schizophrenia*” *J Psychiatr Res*, 47: 445-452, (2013).
65. Ahmari S. E., et al., “*Impaired sensorimotor gating in unmedicated adults with obsessive-compulsive disorder*”, *Neuropsychopharmacol*, 37(5): 1216-23, (2012).
66. Baldan Ramsey L. C., et al., “*Lesions of the dorsomedial striatum disrupt prepulse inhibition*”, *Neuroscience*, 180: 222-8, (2011).
67. Muñoz E., Cervera A., Valls-Solé J., “*Neurophysiological study of facial chorea in patients with Huntington’s disease*”, *Clin Neurophysiol*, 114(7): 1246-52, (2003).
68. Baeyens D., et al., “*The impact of maturation of brainstem inhibition on enuresis: a startle eye blink modification study with 2-year follow up*”, *J Urol*, 178(6): 2621-5, (2007).
69. Barrett S. L., et al., “*Normal levels of prepulse inhibition in the euthymic phase of bipolar disorder*”, *Psychol Med*, 35(12): 1737-46, (2005).
70. Ludewig S., et al., “*Prepulse inhibition deficits in patients with panic disorder*”, *Depress Anxiety*, 15(2): 55-60, (2002).
71. Ludewig S., et al., “*Information-processing deficits and cognitive dysfunction in panic disorder*” *J Psychiatry Neurosci*, 30(1): 37-43, (2005).
72. Yuhas J., et al., “*Brief report: Sensorimotor gating in idiopathic autism and autism associated with fragile X syndrome*”, *J Autism Dev Disord*, 41(2): 248-53, (2011).
73. Quednow B. B., et al., “*Normal prepulse inhibition and habituation of acoustic startle response in suicidal depressive patients without psychotic symptoms*”, *J Affect Disord*, 92(2-3): 299-303, (2006).
74. Sobin C., Kiley-Brabeck K., Karayiorgou M., “*Lower prepulse inhibition in children with the 22q11 deletion syndrome*”, *Am J Psychiatry*, 162(6): 1090-9, (2005).

75. van Rijn S., et al., “*Psychophysiological markers of vulnerability to psychopathology in men with an extra X chromosome (XXY)*”, PloS One, 6(5): e20292, (2011).
76. Mathias C. W., et al., “*Failure to sustain prepulse inhibition in adolescent marijuana users*”, Drug Alcohol Depend, 116(1-3): 110-6, (2011).
77. Kedzior K. K., Martin-Iverson M. T., “*Chronic cannabis use is associated with attention-modulated reduction in prepulse inhibition of the startle reflex in healthy humans*”, J Psychopharmacol, 20(4): 471-84, (2006).
78. Efferen T. R., et al., “*Diminished acoustic startle in chronic cocaine users*”, Neuropsychopharmacol, 22(1): 89-96, (2000).
79. Quednow B. B., et al., “*Prepulse inhibition and habituation of acoustic startle response in male MDMA (‘ecstasy’) users, cannabis users, and healthy controls*”, Neuropsychopharmacol, 29(5): 982-90, (2004).
80. Flaten M. A., Elden A., “*Caffeine and prepulse inhibition of the acoustic startle reflex*”, Psychopharmacology, 147: 322–330, (1999).
81. Kumari V., Soni W., Sharma T., “*Influence of cigarette smoking on prepulse inhibition of the acoustic startle response in schizophrenia*”, Hum Psychopharmacol, 16: 321–326, (2001).
82. Παναγιώτης Ρούσσοις, «*Η Προπαλμική Αναστολή ως Ενδοφαινότυπος για Ψύχωση: Η Επίδραση Γενετικών Πολυμορφισμών που Εμπλέκονται στη Σχιζοφρένεια, επί της Προπαλμικής Αναστολής*», Διδακτορική Διατριβή, Πανεπιστήμιο Κρήτης, (2010).
83. Csernansky J. G., Bardgett M. E., “*Limbic-cortical neuronal damage and the pathophysiology of schizophrenia*”, Schizophr Bull, 24: 231-248, (1998).
84. Koch M., Bubser M., “*Deficient sensorimotor gating after 6-hydroxydopamine lesion of the rat medial prefrontal cortex is reversed by haloperidol*”, Eur J Neurosci, 6: 1837-1845, (1994).
85. Leitner D. S., Cohen M. E., “*Role of the inferior colliculus in the inhibition of acoustic startle in the rat*”, Physiol Behav, 34: 65-70, (1985).
86. Li L., Yeomans J. S., “*Using intracranial electrical stimulation to study the timing of prepulse inhibition of the startle reflex*”, Brain Res Brain Res Protoc, 5: 67-74, (2000).

87. Fendt M., Koch M., Schnitzler H. U., “*Sensorimotor gating deficits after lesions of the superior colliculus*”, *Neuroreport*, 5: 1725-1728, (1994).
88. Fendt M., “*Enhancement of prepulse inhibition after blockade of GABA activity within the superior colliculus*”, *Brain Res*, 833: 81-85, (1999).
89. Kodsi M. H., Swerdlow N. R., “*Regulation of prepulse inhibition by ventral pallidal projections*”, *Brain Res Bull*, 43: 219-22, (1997).
90. Jones C. K., Shannon H. E., “*Lesions of the laterodorsal tegmental nucleus disrupt prepulse inhibition of the acoustic startle reflex*”, *Pharmacol Biochem Behav*, 78(2): 229-37, (1998).
91. Koch M., Kungel M., Herbert H., “*Cholinergic neurons in the pedunculopontine tegmental nucleus are involved in the mediation of prepulse inhibition of the acoustic startle response in the rat*”, *Experimental Brain Research*, 97: 71-82, (1993).
92. Koch M., Fendt M., Kretschmer B., “*Role of the substantia nigra pars reticulata in sensorimotor gating, measured by prepulse inhibition of startle in rats*”, *Behav Brain Res*, 117: 153-162, (2000).
93. Braff D., Geyer M., Swerdlow N., “*Human studies of prepulse inhibition of startle: Normal subjects, patient groups, and pharmacological studies*”, *Psychopharmacology*, 156: 234-258, (2001).
94. Wynn J. K., et al., “*Prepulse facilitation and prepulse inhibition in schizophrenia patients and their unaffected siblings*”, *Biol Psychiatry*, 55(5): 518-23, (2004).
95. Aasen I., Kolli L., Kumari V., “*Sex effects in prepulse inhibition and facilitation of the acoustic startle response: Implications for pharmacological and treatment studies*”, *J Psychopharmacol*, 19(1): 39-45, (2005).
96. Kumari V., et al., “*Startle gating in antipsychotic-naïve first episode schizophrenia patients: One ear is better than two*”, *Psychiatry Res*. 151(1-2): 21-8, (2007).
97. Savitzky A., Golay M. J. E., “*Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures*”, *Anal Chem*, 36(8): 1627-3, (1964).
98. Balaban M. T., et al., “*Off-line latency and amplitude scoring of the human reflex eye blink with Fortran IV*”, *Psychophysiology*, 23: 612, (1986).

99. Blumenthal T. D., Elden A., Flaten M. A., “*A comparison of several methods used to quantify prepulse inhibition of eyeblink responding*”, *Psychophysiology*, 41: 326-332, (2004).

100. Evans J. D., “*Straightforward statistics for the behavioral sciences*”, Pacific Grove, CA: Brooks/Cole Publishing, (1996).

Τεχνική Ορολογία	Technical Term
Αισθητηριακός ηθμός	Sensory gating
Αισθητικοκινητικός ηθμός	Sensorimotor gating
Ακανθωτή στιβάδα	Stratum spinosum
Ακτινοβολία	Radiance
Αμυγδαλή	Amygdala
Ανίχνευση ακμών	Edge detection
Ανιχνευτής βλεφαρισμού	Blink reflexometer
Άνοιγμα (μορφολογικό)	Opening (morphological)
Αντανακλαστική υστέρηση	Response latency
Αντανακλαστικό κατώφλι	Response threshold
Αντανακλαστικό του Ακουστικού Αιφνιδιασμού	Acoustic startle reflex
Αντανακλαστικός αιφνιδιασμός	Startle reflex
Άνω διδύμιο	Superior colliculus
Αφεστίαση	Defocus
Αφινικός	Affine
Βασικός πυρήνας της αμυγδαλής	Basolateral amygdala
Βασικός πυρήνας της τελικής ταινίας του οπτικού θαλάμου	Bed nucleus of the stria terminalis
Γκαουσιανό φίλτρο	Gaussian filter
Δεσοξυριβοζονουκλεϊνικό οξύ	DNA
Διαστολή (μορφολογική)	Dilation (morphological)
Διάτμηση	Shear
Διαυγής στιβάδα	Stratum lucidum
Διάχυτος φωτισμός	Ambient lighting
Δικτυωτή μοίρα της μέλανας ουσίας	Substantia nigra pars reticulata
Δικτυωτός σχηματισμός	Reticular formation
Δινουκλεοτίδιο νικοτιναμιδίου-αδενίνης	NAD
Δομημένο φως	Structured light
Δομικό στοιχείο	Structure element
Εικονοστοιχείο	Pixel
Εκκίνηση αντανακλαστικού παλμού	Response onset
Εκκίνηση του ηχητικού ερεθίσματος	Stimulus onset

Έκσταση (ναρκωτικό)	Ecstasy (drug)
Έλεγχος ζεύγους παλμών	Paired click test
Έναρξη	Onset
Ένταση αναφοράς του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού	Baseline startle amplitude
Ένταση αντανακλαστικής αντίδρασης	Response amplitude
Έξω ραχιαίος πυρήνας της καλύπτρας	Laterodorsal tegmental nucleus
Επικλινής πυρήνας	Nucleus accumbens
Επιλεκτική φαρμακογενετική αναπαραγωγή	Selective pharmacogenetic inbreeding
Εστίαση	Focus
Έσω προμετωπιαίος φλοιός	Medial prefrontal cortex
Ηλεκτρική διέγερση υπερφυσικού νεύρου	Electrical stimulation of the supraorbital nerve
Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (ΗΕΓ)	Electroencephalography (EEG)
Ηλεκτρομυογραφία (ΗΜΓ)	Electromyography (EMG)
Θαλάμιοι αντανακλαστικού αιφνιδιασμού	Startle chambers
Θηλώδης στιβάδα	Papillary layer
Ιπόκαμπος	Hippocampus
Ισόφωτη	Isophote
Κανονικοποίηση	Rectification
Κατάτμηση πλημμυρισμού	Watershed segmentation
Κατεύθυνση φωτισμού	Illumination direction
Κάτω διδυμίο	Inferior colliculus
Κεράτινη στιβάδα	Stratum corneum
Κίνηση	Motion
Κλείσιμο (μορφολογικό)	Closing (morphological)
Κλίμακα του γκρι	Grayscale
Κλιμάκωση	Scaling
Κοιλιακή καλυπτική περιοχή	Ventral tegmental area
Κοιλιακή ωχρά σφαίρα	Ventral pallidum
Κοκκώδης στιβάδα	Stratum granulosum
Κυρίως χόριο δερμίδας	Reticular layer
Λαμπερτιανή επιφάνεια	Lambertian surface
Λειτουργία εξωτερικού σκανδαλισμού	External trigger mode
Λευκαύγεια	Albedo
Λόγος του σήματος προς θόρυβο	Signal to noise ratio (SNR)
Μεγέθυνση	Zooming
Μειωμένος συντελεστής σκέδασης	Reduced scattering coefficient
Μετατόπιση φάσης	Phase shift
Μεταφραστική έρευνα	Translational research
Ολικός ενεργός συντελεστής εξασθένησης	Transport attenuation coefficient
Οπτικό παράθυρο	Optical window
Παράγοντας ανισοτροπίας	Anisotropy factor
Παράθυρο αναφοράς	Baseline window

Παρεμβολή	Interpolation
Πείραμα σε εργαστηριακή συνθήκη	In-vitro
Πείραμα σε ζώντα οργανισμό	In-vivo
Περίγραμμα	Contour
Περιστροφή	Rotation
Πιθανότητα απόκρισης	Response probability
Πολυώνυμα splines 3ου βαθμού	Cubic b-splines
Προπαλμική αναστολή	Prepulse Inhibition (PPI)
Προπαλμική ενίσχυση	Prepulse facilitation
Προπαλμός	Prepulse
Πρόσθιος φλοιός του προσαγωγίου	Anterior cingulate cortex
Ραβδωτό σώμα	Striatum
Ριβονουκλεϊκό οξύ	RNA
Ρίζα της μέσης τιμής των τετραγώνων	Root mean square (RMS)
Σάρωση γραμμής λέιζερ	Laser scanning
Σημεία ελέγχου	Control points
Σκελογεφυρικός πυρήνας της καλύπτρας	Pedunculopontine tegmental nucleus
Σκληρός χιτώνας ματιού	Eye sclera
Στάθμη υποβάθρου	Baseline value
Σύγκριση διαφορετικών ειδών	Strain comparisons
Συνάρτηση διάδοσης-κατανομής ανακλαστικότητας BTDF	Bidirectional transmission-distribution function BTDF
Συνάρτηση κατανομής ανακλαστικότητας BRDF	Bidirectional reflectance distribution function BRDF
Συνιστώσα δομής	Structure component
Συνιστώσα υφής	Texture component
Σύνολο	Ensemble
Συντελεστής απορρόφησης	Absorption coefficient
Συντελεστής σκέδασης	Scattering coefficient
Συντηρούμενη ή ηθελημένη προσοχή	Voluntary attention
Συντηρούμενη προσοχή	Sustained attention
Συστολή (μορφολογική)	Erosion (morphological)
Σφιγκτήρας μυς των βλεφάρων	Orbicularis oculi
Σχήμα από Εστίαση/Αφεστίαση	Shape from Focus/Defocus
Σχήμα από Ισόφωτες	Shape from Isophotes
Σχήμα από Κίνηση	Shape from Motion
Σχήμα από Μεγέθυνση	Shape from Zooming
Σχήμα από Περίγραμμα	Shape from Silhouette
Σχήμα από Σκίαση	Shape from Shading
Ταχύτητα λήψης στιγμιότυπων	Frame rate
Τελεστής συνόλων	Set operator
Τριγωνισμός	Triangulation
Υπερπεριεκτική	Overinclusive
Υπέρυθρο	Infrared

Υστέρηση	Latency
Υφή	Texture
Φωτεινότητα	Irradiance
Φωτισμός	Illumination
Χάρτης λευκαύγειας	Albedo map
Χάρτης ύψους	Height map
Χρόνος μετακίνησης	Time of flight
Χωρίς απόκριση	Non-responder
Ψευδώς θετικοί εντοπισμοί	False positives
Ψηφιακά πρότυπα προσώπου	Digital face templates
Ωχρά σφαίρα	Globus pallidus

GLOSSARY

Technical Term	Τεχνική Ορολογία
Absorption coefficient	Συντελεστής απορρόφησης
Acoustic startle reflex	Αντανακλαστικό του Ακουστικού Αιφνιδιασμού
Affine	Αφινικός
Albedo	Λευκαύγεια
Albedo map	Χάρτης λευκαύγειας
Ambient lighting	Διάχυτος φωτισμός
Amygdala	Αμυγδαλή
Anisotropy factor	Παράγοντας ανισοτροπίας
Anterior cingulate cortex	Πρόσθιος φλοιός του προσαγωγίου
Baseline startle amplitude	Ένταση αναφοράς του αντανακλαστικού αιφνιδιασμού
Baseline value	Στάθμη υποβάθρου
Baseline window	Παράθυρο αναφοράς
Basolateral amygdala	Βασικός πυρήνας της αμυγδαλής
Bed nucleus of the stria terminalis	Βασικός πυρήνας της τελικής ταινίας του οπτικού θαλάμου
Bidirectional reflectance distribution function BRDF	Συνάρτηση κατανομής ανακλαστικότητας BRDF
Bidirectional transmission-distribution function BTDF	Συνάρτηση διάδοσης-κατανομής ανακλαστικότητας BTDF
Blink reflexometer	Ανιχνευτής βλεφαρισμού
Closing (morphological)	Κλείσιμο (μορφολογικό)
Contour	Περίγραμμα
Control points	Σημεία ελέγχου
Cubic b-splines	Πολυώνυμα splines 3ου βαθμού
Defocus	Αφεστίαση
Digital face templates	Ψηφιακά πρότυπα προσώπου
Dilation (morphological)	Διαστολή (μορφολογική)
DNA	Δεσοξυριβοζονουκλεϊνικό οξύ
Ecstasy (drug)	Έκσταση (ναρκωτικό)
Edge detection	Ανίχνευση ακμών
Electrical stimulation of the supraorbital nerve	Ηλεκτρική διέγερση υπερφυσικού νεύρου
Electroencephalography (EEG)	Ηλεκτροεγκεφαλογραφία (ΗΕΓ)

Electromyography (EMG)	Ηλεκτρομυογραφία (ΗΜΓ)
Ensemble	Σύνολο
Erosion (morphological)	Συστολή (μορφολογική)
External trigger mode	Λειτουργία εξωτερικού σκανδαλισμού
Eye sclera	Σκληρός χιτώνας ματιού
False positives	Ψευδώς θετικοί εντοπισμοί
Focus	Εστίαση
Frame rate	Ταχύτητα λήψης στιγμιότυπων
Gaussian filter	Γκαουσιανό φίλτρο
Globus pallidus	Ωχρά σφαίρα
Grayscale	Κλίμακα του γκρι
Height map	Χάρτης ύψους
Hippocampus	Ιππόκαμπος
Illumination	Φωτισμός
Illumination direction	Κατεύθυνση φωτισμού
Inferior colliculus	Κάτω διδυμίο
Infrared	Υπέρυθρο
Interpolation	Παρεμβολή
In-vitro	Πείραμα σε εργαστηριακή συνθήκη
In-vivo	Πείραμα σε ζώντα οργανισμό
Irradiance	Φωτεινότητα
Isophote	Ισόφωτη
Lambertian surface	Λαμπερτιανή επιφάνεια
Laser scanning	Σάρωση γραμμής λέιζερ
Latency	Υστέρηση
Laterodorsal tegmental nucleus	Έξω ραχιαίος πυρήνας της καλύπτρας
Medial prefrontal cortex	Έσω προμετωπιαίος φλοιός
Motion	Κίνηση
NAD	Δινουκλεοτίδιο νικοτιναμιδίου-αδενίνης
Non-responder	Χωρίς απόκριση
Nucleus accumbens	Επικλινής πυρήνας
Onset	Έναρξη
Opening (morphological)	Άνοιγμα (μορφολογικό)
Optical window	Οπτικό παράθυρο
Orbicularis oculi	Σφιγκτήρας μυς των βλεφάρων
Overinclusive	Υπερπεριεκτική
Paired click test	Έλεγχος ζεύγους παλμών
Papillary layer	Θηλώδης στιβάδα
Pedunculopontine tegmental nucleus	Σκελογεφυρικός πυρήνας της καλύπτρας
Phase shift	Μετατόπιση φάσης
Pixel	Εικονοστοιχείο
Prepulse	Προπαλμός
Prepulse facilitation	Προπαλμική ενίσχυση

Prepulse Inhibition (PPI)	Προπαλμική αναστολή
Radiance	Ακτινοβολία
Rectification	Κανονικοποίηση
Reduced scattering coefficient	Μειωμένος συντελεστής σκέδασης
Response amplitude	Ένταση αντανακλαστικής αντίδρασης
Response latency	Αντανακλαστική υστέρηση
Response onset	Εκκίνηση αντανακλαστικού παλμού
Response probability	Πιθανότητα απόκρισης
Response threshold	Αντανακλαστικό κατώφλι
Reticular formation	Δικτυωτός σχηματισμός
Reticular layer	Κυρίως χόριο δερμίδας
RNA	Ριβονουκλεϊκό οξύ
Root mean square (RMS)	Ρίζα της μέσης τιμής των τετραγώνων
Rotation	Περιστροφή
Scaling	Κλιμάκωση
Scattering coefficient	Συντελεστής σκέδασης
Selective pharmacogenetic inbreeding	Επιλεκτική φαρμακογενετική αναπαραγωγή
Sensorimotor gating	Αισθητικοκινητικός ηθμός
Sensory gating	Αισθητηριακός ηθμός
Set operator	Τελεστής συνόλων
Shape from Focus/Defocus	Σχήμα από Εστίαση/Αφεστίαση
Shape from Isophotes	Σχήμα από Ισόφωτες
Shape from Motion	Σχήμα από Κίνηση
Shape from Shading	Σχήμα από Σκίαση
Shape from Silhouette	Σχήμα από Περίγραμμα
Shape from Zooming	Σχήμα από Μεγέθυνση
Shear	Διάτμηση
Signal to noise ratio (SNR)	Λόγος του σήματος προς θόρυβο
Startle chambers	Θαλάμοι αντανακλαστικού αιφνιδιασμού
Startle reflex	Αντανακλαστικός αιφνιδιασμός
Stimulus onset	Εκκίνηση του ηχητικού ερεθίσματος
Strain comparisons	Σύγκριση διαφορετικών ειδών
Stratum corneum	Κεράτινη στιβάδα
Stratum granulosum	Κοκκώδης στιβάδα
Stratum lucidum	Διαυγής στιβάδα
Stratum spinosum	Ακανθωτή στιβάδα
Striatum	Ραβδωτό σώμα
Structure component	Συνιστώσα δομής
Structure element	Δομικό στοιχείο
Structured light	Δομημένο φως
Substantia nigra pars reticulata	Δικτυωτή μοίρα της μέλανας ουσίας
Superior colliculus	Άνω διδύμιο
Sustained attention	Συντηρούμενη προσοχή

□ **GLOSSARY**

Texture	Υφή
Texture component	Συνιστώσα υφής
Time of flight	Χρόνος μετακίνησης
Translational research	Μεταφραστική έρευνα
Transport attenuation coefficient	Ολικός ενεργός συντελεστής εξασθένησης
Triangulation	Τριγωνισμός
Ventral pallidum	Κοιλιακή ωχρά σφαίρα
Ventral tegmental area	Κοιλιακή καλυπτική περιοχή
Voluntary attention	Συντηρούμενη ή ηθελημένη προσοχή
Watershed segmentation	Κατάτμηση πλημμυρισμού
Zooming	Μεγέθυνση

