



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
Εργαστήριο Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΟΥ ΚΑΜΠΥΛΩΤΟΥ (CURVELET) ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ ΣΕ ΕΙΚΟΝΕΣ ΥΠΕΡΗΧΟΥ ΚΑΡΩΤΙΔΑΣ

ΕΞΑΓΩΓΗ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΩΝ
ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΔΕΥΤΕΡΗΣ ΤΑΞΗΣ
ΚΑΙ Η ΠΑΘΟΦΥΣΙΟΛΟΓΙΚΗ ΤΟΥΣ
ΣΗΜΑΣΙΑ

ΑΛΟΥΠΟΓΙΑΝΝΗ ΕΛΕΝΗ
Αθήνα, Οκτώβριος 2016

Επιβλέπουσα
Καθ. ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΑ Σ. ΝΙΚΗΤΑ

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

**Εφαρμογή του Καμπυλωτού (Curvelet) Μετασχηματισμού σε
Εικόνες Υπερήχου Καρωτίδας:
Εξαγωγή Στατιστικών Χαρακτηριστικών Δεύτερης Τάξης
και η Παθοφυσιολογική τους Σημασία**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

της

ΑΛΟΥΠΟΓΙΑΝΝΗ ΕΛΕΝΗΣ

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 21^η Οκτωβρίου 2016.

(Υπογραφή)

.....
Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....
Γεώργιος Ματσόπουλος
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

(Υπογραφή)

.....
Δημήτριος Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2016

Copyright © 2016 Αλουπογιάννη Ελένη, 2016
Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

Περιεχόμενα

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	
ΠΕΡΙΛΗΨΗ	
ABSTRACT	
ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....	1
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	5
1.1 Υπερηχογραφική Απεικόνιση Καρωτίδας	5
1.2 Ανάλυση Υφής με Χρήση Μεθόδων Πολυεπίπεδης Ανάλυσης	10
1.3 Εφαρμογές Πολυεπίπεδης Ανάλυσης σε Εικόνες Υπερήχων.....	13
1.4 Σκοπός της Εργασίας.....	15
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ.....	16
2.1 Περιγραφή Δεδομένων	16
2.2.1 Συνθετικά Δεδομένα	16
2.2.2 Πραγματικά Δεδομένα	18
2.2 Εφαρμογή Καμπυλωτού Μετασχηματισμού	20
2.3 Εξαγωγή Χαρακτηριστικών Υφής	28
2.4 Στατιστικοί Έλεγχοι.....	30
2.5 Υλοποίηση Επεξεργασίας.....	32
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	37
3.1 Συνθετικές Εικόνες	37
3.2 Πραγματικές Εικόνες.....	51
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΚΑΙ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	57
4.1 Συζήτηση Αποτελεσμάτων	57
4.2 Συνεισφορά της Εργασίας.....	58
4.3 Μελλοντικές Επεκτάσεις και Προοπτικές	59
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: Διάγραμμα Ροής για τη Διαδικασία Εξαγωγής Συντελεστών Υφής βασισμένων σε CT.....	60
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: Κώδικας MATLAB	61
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	65

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

ΕΙΚΟΝΑ 1 – ΥΠΕΡΧΟΓΡΑΦΗΜΑ ΚΑΡΩΤΙΔΙΚΗΣ ΠΛΑΚΑΣ. Η ΑΘΗΡΩΜΑΤΙΚΗ ΠΛΑΚΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΖΕΤΑΙ ΜΕ ΘΕΡΜΑ ΧΡΩΜΑΤΑ. Η ΣΚΟΥΡΟΧΡΩΜΗ ΠΕΡΙΟΧΗ ΑΠΟΤΕΛΕΙ ΤΟ ΕΣΩΤΕΡΙΚΟ ΤΟΥ ΑΓΓΕΙΟΥ.....	2
ΕΙΚΟΝΑ 2 – ΚΑΡΩΤΙΔΙΚΟ ΥΠΕΡΧΟΓΡΑΦΗΜΑ DUPLEX ΠΟΥ ΑΠΕΙΚΟΝΙΖΕΙ ΤΗΝ ΑΙΜΑΤΙΚΗ ΡΟΗ ΣΤΗ ΔΕΞΙΑ ΚΑΡΩΤΙΔΙΚΗ ΑΡΤΗΡΙΑ.....	8
ΕΙΚΟΝΑ 3 – ΟΙ ΣΥΝΘΕΤΙΚΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ ΠΟΥ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΗΘΗΚΑΝ: Α) ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗ ΕΥΘΕΙΑ, Β) ΟΡΙΖΟΝΤΙΑ ΕΥΘΕΙΑ, Γ) ΚΥΚΛΙΚΟ ΠΕΡΙΓΡΑΜΜΑ, Δ) ΚΥΚΛΙΚΟΣ ΔΙΣΚΟΣ, Ε) ΚΑΘΕΤΟ ΗΜΙΚΥΚΛΙΟ, ΣΤ) ΟΡΙΖΟΝΤΙΟ ΗΜΙΚΥΚΛΙΟ, Ζ) ΠΡΟΕΞΕΧΩΝ ΗΜΙΚΥΚΛΙΚΟΣ ΔΙΣΚΟΣ ΣΤΗΝ ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗ ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ, Η) ΠΡΟΕΞΕΧΩΝ ΗΜΙΚΥΚΛΙΚΟΣ ΔΙΣΚΟΣ ΣΤΗΝ ΟΡΙΖΟΝΤΙΑ ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ, Θ) ΟΡΙΖΟΝΤΙΟ ΗΜΙΕΛΛΕΙΠΤΙΚΟ ΠΕΡΙΓΡΑΜΜΑ, Ι) ΟΡΙΖΟΝΤΙΑ ΗΜΙΕΛΛΕΙΨΗ, ΙΑ) ΔΙΑΓΩΝΙΑ ΗΜΙΕΛΛΕΙΨΗ, ΙΒ) ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗ ΗΜΙΕΛΛΕΙΨΗ.....	18
ΕΙΚΟΝΑ 4 – ΕΙΚΟΝΑ ΥΠΕΡΧΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΚΑΡΩΤΙΔΑΣ ΣΤΗ ΔΙΑΜΗΚΗ ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ. ΜΕ ΚΟΚΚΙΝΟ ΧΡΩΜΑ ΔΙΑΚΡΙΝΟΝΤΑΙ ΤΑ ΠΕΡΙΓΡΑΜΜΑΤΑ ΤΗΣ ΑΘΗΡΩΜΑΤΙΚΗΣ ΠΛΑΚΑΣ (ΑΡΙΣΤΕΡΑ), ΤΟΥ ΠΡΟΣΘΙΟΥ (ΕΠΑΝΩ ΔΕΞΙΑ) ΚΑΙ ΟΠΙΣΘΙΟΥ (ΚΑΤΩ ΔΕΞΙΑ) ΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ. ΜΕ ΛΕΥΚΟ ΧΡΩΜΑ ΠΕΡΙΓΡΑΦΟΝΤΑΙ ΟΙ ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΤΗΣ ΠΛΑΚΑΣ (ΑΡΙΣΤΕΡΑ), ΤΟΥ ΥΓΙΟΥΣ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΑΓΓΕΙΟΥ (ΕΠΑΝΩ ΔΕΞΙΑ) ΚΑΙ ΤΟΥ ΠΑΡΑΚΕΙΜΕΝΟΥ ΙΣΤΟΥ (ΚΑΤΩ ΔΕΞΙΑ).....	19
ΕΙΚΟΝΑ 5 – ΔΙΣΔΙΑΣΤΑΣΗ ΔΙΑΜΕΡΙΣΗ ΤΟΥ ΠΕΔΙΟΥ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ. ΤΑ CURVELET ΥΠΟΣΤΗΡΙΖΟΝΤΑΙ ΑΠΟ ΣΦΗΝΕΣ $U_{j,l}$ (ΓΚΡΙΖΑ ΠΕΡΙΟΧΗ), ΟΙ ΟΠΟΙΕΣ ΛΑΜΒΑΝΟΝΤΑΙ ΩΣ ΤΟ ΓΙΝΟΜΕΝΟ ΤΟΥ ΑΚΤΙΝΙΚΟΥ (ΑΝΟΙΧΤΟ ΓΚΡΙ) ΚΑΙ ΤΟΥ ΓΩΝΙΑΚΟΥ ΠΑΡΑΘΥΡΟΥ (ΣΚΟΥΡΟ ΓΚΡΙ). ΑΡΙΣΤΕΡΑ: Η ΔΟΜΗ ΣΤΟ ΣΥΝΕΧΗ ΧΩΡΟ. ΔΕΞΙΑ: Η ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΗ ΔΟΜΗ ΣΤΟ ΔΙΑΚΡΙΤΟ ΧΩΡΟ.....	22
ΕΙΚΟΝΑ 6 – ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΚΑΜΠΥΛΩΝ ΙΔΙΟΜΟΡΦΙΩΝ ΜΕΣΩ CURVELET (ΑΡΙΣΤΕΡΑ) ΚΑΙ ΚΥΜΑΤΙΔΙΩΝ (ΔΕΞΙΑ).....	27
ΕΙΚΟΝΑ 7 – Α) ΟΙ ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΕΙΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΤΗΣ ΑΠΟΣΤΑΣΗΣ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΖΕΥΓΩΝ, Β) ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΣΥΧΝΟΤΗΤΑΣ ΣΥΝΕΜΦΑΝΙΣΗΣ ΓΙΑ ΤΑ ΖΕΥΓΗ (1,1) ΚΑΙ (1,2) ΤΟΥ ΠΙΝΑΚΑ ΣΥΝΕΜΦΑΝΙΣΗΣ ΔΕΞΙΑ ΜΕ ΕΙΣΟΔΟ ΤΟΝ ΠΙΝΑΚΑ ΑΡΙΣΤΕΡΑ. Ο ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΖΕΥΓΟΥΣ (1,2) ΔΙΑΦΕΡΕΙ ΑΠΟ ΤΟΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟ ΤΟΥ (2,1), ΟΠΩΣ ΠΡΟΚΥΠΤΕΙ ΑΠΟ ΤΗ ΜΗΔΕΝΙΚΗ ΤΙΜΗ ΣΤΗ ΘΕΣΗ (2,1) ΤΟΥ ΠΙΝΑΚΑ ΣΥΝΕΜΦΑΝΙΣΗΣ.	29
ΕΙΚΟΝΑ 8 – Η ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΕΞΑΓΩΓΗΣ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΔΕΥΤΕΡΗΣ ΤΑΞΗΣ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΑΠΟΣΥΝΘΕΣΗ ΤΗΣ ΑΡΧΙΚΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ ΜΕΣΩ ΤΟΥ ΚΑΜΠΥΛΩΤΟΥ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ.....	33
ΕΙΚΟΝΑ 9 – ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΩΝ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΩΝ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΥΦΗΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΣΥΝΘΕΤΙΚΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ. ΜΕ C_{JWAD} ΣΥΜΒΟΛΙΖΕΤΑΙ Η ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΠΟΥ ΠΡΟΕΚΥΨΕ ΑΠΟ ΥΠΟΕΙΚΟΝΑ ΤΟΥ CT ΣΕ ΚΛΙΜΑΚΑ J, ΓΙΑ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟ ΣΦΗΝΑΣ W, ΓΩΝΙΑ A ΚΑΙ ΑΠΟΣΤΑΣΗ D ΤΟΥ ΜΗΤΡΩΟΥ ΣΥΝΕΜΦΑΝΙΣΗΣ. ΜΕ BC ΣΥΜΒΟΛΙΖΕΤΑΙ ΤΟ ΣΥΝΟΛΟ ΤΩΝ 10% ΥΨΗΛΟΤΕΡΩΝ C_{JWAD} , ΕΝΩ ΜΕ SC ΤΟ ΣΥΝΟΛΟ ΤΩΝ 10% ΧΑΜΗΛΟΤΕΡΩΝ C_{JWAD}	34
ΕΙΚΟΝΑ 10 – ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΗΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΤΩΝ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ. ΜΕ C_{JWAD} ΣΥΜΒΟΛΙΖΕΤΑΙ Η ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΠΟΥ ΠΡΟΕΚΥΨΕ ΑΠΟ ΥΠΟΕΙΚΟΝΑ ΤΟΥ CT ΣΕ ΚΛΙΜΑΚΑ J, ΓΙΑ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟ ΣΦΗΝΑΣ W, ΓΩΝΙΑ A ΚΑΙ ΑΠΟΣΤΑΣΗ D ΤΟΥ ΜΗΤΡΩΟΥ ΣΥΝΕΜΦΑΝΙΣΗΣ. ΜΕ BC ΣΥΜΒΟΛΙΖΕΤΑΙ ΤΟ ΣΥΝΟΛΟ ΤΩΝ 10% ΥΨΗΛΟΤΕΡΩΝ C_{JWAD} , ΕΝΩ ΜΕ SC ΤΟ ΣΥΝΟΛΟ ΤΩΝ 10% ΧΑΜΗΛΟΤΕΡΩΝ C_{JWAD}	35
ΕΙΚΟΝΑ 11 – Η ΑΡΧΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ ΚΑΙ Η ΕΙΚΟΝΑ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗΣ ΚΑΜΠΥΛΩΤΩΝ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΥΘΕΙΑ ΓΡΑΜΜΗ ..	37
ΕΙΚΟΝΑ 12 – Η ΑΡΧΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ ΚΑΙ Η ΕΙΚΟΝΑ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗΣ ΚΑΜΠΥΛΩΤΩΝ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ ΓΙΑ ΤΟΝ ΚΥΚΛΟ.....	38
ΕΙΚΟΝΑ 13 – Η ΑΡΧΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ ΚΑΙ Η ΕΙΚΟΝΑ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗΣ ΚΑΜΠΥΛΩΤΩΝ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ ΓΙΑ ΠΡΟΕΞΕΧΟΝΤΑ ΗΜΙΚΥΚΛΙΚΟ ΔΙΣΚΟ ΣΤΗΝ ΟΡΙΖΟΝΤΙΑ ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ.....	38
ΕΙΚΟΝΑ 14 – Η ΑΡΧΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ ΚΑΙ Η ΕΙΚΟΝΑ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗΣ ΚΑΜΠΥΛΩΤΩΝ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΩΝ ΓΙΑ ΤΗ ΔΙΑΓΩΝΙΑ ΗΜΙΕΛΛΕΙΨΗ.....	39
ΕΙΚΟΝΑ 15 – ΥΠΟΕΙΚΟΝΑ ΤΗΣ ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗΣ ΕΥΘΕΙΑΣ ΓΡΑΜΜΗΣ ΣΕ ΚΛΙΜΑΚΑ J=2, ΣΦΗΝΑ W=6 ΚΑΙ ΓΩΝΙΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ $A=0^\circ$ ΜΑΖΙ ΜΕ ΤΙΣ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΕΣ ΤΙΜΕΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ, ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ, ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΟΜΟΓΕΝΕΙΑΣ.....	40
ΕΙΚΟΝΑ 16 – ΥΠΟΕΙΚΟΝΑ ΤΗΣ ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗΣ ΕΥΘΕΙΑΣ ΓΡΑΜΜΗΣ ΣΕ ΚΛΙΜΑΚΑ J=2, ΣΦΗΝΑ W=6 ΚΑΙ ΓΩΝΙΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ $A=90^\circ$ ΜΑΖΙ ΜΕ ΤΙΣ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΕΣ ΤΙΜΕΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ, ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ, ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΟΜΟΓΕΝΕΙΑΣ.....	40
ΕΙΚΟΝΑ 17 – ΥΠΟΕΙΚΟΝΑ ΤΗΣ ΚΑΤΑΚΟΡΥΦΗΣ ΕΥΘΕΙΑΣ ΓΡΑΜΜΗΣ ΣΕ ΚΛΙΜΑΚΑ J=3, ΣΦΗΝΑ W=12 ΚΑΙ ΓΩΝΙΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ $A=0^\circ$ ΜΑΖΙ ΜΕ ΤΙΣ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΕΣ ΤΙΜΕΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ, ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ, ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΟΜΟΓΕΝΕΙΑΣ.....	41
ΕΙΚΟΝΑ 18 – ΥΠΟΕΙΚΟΝΑ ΤΟΥ ΔΙΣΚΟΥ ΣΕ ΚΛΙΜΑΚΑ J=2, ΣΦΗΝΑ W=4 ΚΑΙ ΓΩΝΙΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ $A=0^\circ$ ΜΑΖΙ ΜΕ ΤΙΣ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΕΣ ΤΙΜΕΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ, ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ, ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΟΜΟΓΕΝΕΙΑΣ.....	41

ΕΙΚΟΝΑ 19 – ΥΠΟΕΙΚΟΝΑ ΤΟΥ ΔΙΣΚΟΥ ΣΕ ΚΛΙΜΑΚΑ $J=2$, ΣΦΗΝΑ $w=10$ ΚΑΙ ΓΩΝΙΑ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ $\alpha=0^\circ$ ΜΟΙΡΕΣ ΜΑΖΙ ΜΕ ΤΙΣ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΕΣ ΤΙΜΕΣ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ, ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ, ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΟΜΟΓΕΝΕΙΑΣ.....	42
ΕΙΚΟΝΑ 20 – ΣΤΗΝ ΠΡΩΤΗ ΕΙΚΟΝΑ ΠΕΡΙΓΡΑΦΕΤΑΙ ΜΕ ΛΕΥΚΟ ΧΡΩΜΑ Η ΑΘΗΡΩΜΑΤΙΚΗ ΠΛΑΚΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΙ ΕΙΣΟΔΟ ΤΟΥ CT. ΑΚΟΛΟΥΘΟΥΝ ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΕΣ ΥΠΟΕΙΚΟΝΕΣ ΑΠΟΣΥΝΘΕΣΗΣ ΜΕ CT ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΑΘΗΡΩΜΑΤΙΚΗΣ ΠΛΑΚΑΣ ΣΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΚΛΙΜΑΚΕΣ J ΚΑΙ ΣΦΗΝΕΣ w . ΣΤΗΝ ΕΙΚΟΝΑ ΕΙΣΟΔΟΥ ΕΜΦΑΝΙΖΟΝΤΑΙ ΛΕΥΚΕΣ ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΚΥΡΙΩΣ ΣΤΗΝ ΟΡΙΖΟΝΤΙΑ ΔΙΕΥΘΥΝΣΗ, ΕΤΣΙ ΟΙ ΥΠΟΕΙΚΟΝΕΣ ΜΕ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΟ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟ (π.χ. $J=2, w=13$ Η $J=3, w=4$) ΔΙΑΘΕΤΟΥΝ ΕΠΟΠΤΙΚΑ ΥΨΗΛΟΤΕΡΗ ΑΝΤΙΘΕΣΗ, ΟΜΟΙΑ ΜΕ ΤΗΝ ΠΕΡΙΠΤΩΣΗ ΤΗΣ ΟΡΙΖΟΝΤΙΑΣ ΕΥΘΕΙΑΣ ΤΟΥ ΠΙΝΑΚΑ 2.	51

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

ΠΙΝΑΚΑΣ 1 – ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΟΣ ΠΙΝΑΚΑΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΚΥΜΑΤΙΔΙΩΝ ΣΕ ΕΙΚΟΝΕΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ ΣΤΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ. ΟΙ ΤΙΜΕΣ ΣΕ ΠΑΡΕΝΘΕΣΗ ΔΗΛΩΝΟΥΝ Α) ΣΤΗ ΔΕΥΤΕΡΗ ΣΤΗΛΗ ΤΟ ΕΙΔΟΣ ΤΟΥ ΤΑΞΙΝΟΜΗΤΗ ΚΑΙ ΤΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗΣ ΚΥΜΑΤΙΔΙΩΝ, Β) ΣΤΗΝ ΤΕΤΑΡΤΗ ΣΤΗΛΗ ΤΟ ΕΙΔΟΣ ΤΗΣ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗΣ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΠΡΟΣΑΡΜΟΓΗΣ ΤΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ.....	14
ΠΙΝΑΚΑΣ 2 – ΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ 1 ΓΙΑ ΤΙΣ ΣΥΝΘΕΤΙΚΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ. ΓΙΑ ΚΛΙΜΑΚΑ 4 ΚΑΙ 5 ΟΛΕΣ ΟΙ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΗΤΑΝ ΜΗΔΕΝΙΚΕΣ.	45
ΠΙΝΑΚΑΣ 3 – ΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ 2 ΓΙΑ ΤΙΣ ΣΥΝΘΕΤΙΚΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ.....	46
ΠΙΝΑΚΑΣ 4 – ΤΜΗΜΑ ΤΟΥ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ 3 ΓΙΑ ΤΙΣ ΣΥΝΘΕΤΙΚΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ. ΠΑΡΟΥΣΙΑΖΟΝΤΑΙ ΤΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΠΟΥ ΠΡΟΗΛΘΑΝ ΑΠΟ ΤΗ ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ.	47
ΠΙΝΑΚΑΣ 5 – ΤΜΗΜΑ ΤΟΥ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ 3 ΓΙΑ ΤΙΣ ΣΥΝΘΕΤΙΚΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ. ΠΑΡΟΥΣΙΑΖΟΝΤΑΙ ΤΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΠΟΥ ΠΡΟΗΛΘΑΝ ΑΠΟ ΤΗΝ ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ.....	48
ΠΙΝΑΚΑΣ 6 – ΤΜΗΜΑ ΤΟΥ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ 3 ΓΙΑ ΤΙΣ ΣΥΝΘΕΤΙΚΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ. ΠΑΡΟΥΣΙΑΖΟΝΤΑΙ ΤΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΠΟΥ ΠΡΟΗΛΘΑΝ ΑΠΟ ΤΗ ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΤΩΝ ΥΨΗΛΟΤΕΡΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ.....	49
ΠΙΝΑΚΑΣ 7 – ΤΜΗΜΑ ΤΟΥ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ 3 ΓΙΑ ΤΙΣ ΣΥΝΘΕΤΙΚΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ. ΠΑΡΟΥΣΙΑΖΟΝΤΑΙ ΤΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΠΟΥ ΠΡΟΗΛΘΑΝ ΑΠΟ ΤΗ ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΤΩΝ ΧΑΜΗΛΟΤΕΡΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ....	49
ΠΙΝΑΚΑΣ 8 – ΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΓΙΑ ΤΙΣ ΤΡΕΙΣ ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΤΟΥ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΠΟΥ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗΚΑΝ ΜΕΣΩ ΤΗΣ ΕΠΙΛΟΓΗΣ 1. ΠΑΡΟΥΣΙΑΖΟΝΤΑΙ Η ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΚΑΙ Η ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΣΕ ΜΟΡΦΗ $MEAN \pm STD$ ΓΙΑ ΤΟΥΣ ΚΑΜΠΥΛΩΤΟΥΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΕΣ ΣΕ ΚΑΘΕ ΚΛΙΜΑΚΑ J ΚΑΙ ΚΑΘΕ ΣΦΗΝΑ w. ΚΑΘΕ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΟ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΙΖΕΤΑΙ ΣΕ ΔΕΙΚΤΗ ΑΝΑΦΟΡΑΣ.....	52
ΠΙΝΑΚΑΣ 9 – ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΟΥ T-TEST ΓΙΑ ΤΡΙΑ ΖΕΥΓΗ ΠΕΡΙΟΧΩΝ ΜΕ ΤΗΝ 1 ^Η ΕΠΙΛΟΓΗ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ. ΣΕ ΚΑΘΕ ΖΕΥΓΟΣ ΠΕΡΙΟΧΩΝ ΣΤΗΝ ΠΡΩΤΗ ΣΕΙΡΑ ΤΟ 1 ΔΗΛΩΝΕΙ ΑΠΟΡΡΙΨΗ ΤΗΣ ΜΗΔΕΝΙΚΗΣ ΥΠΟΘΕΣΗΣ ΣΕ ΕΠΙΠΕΔΟ ΣΗΜΑΝΤΙΚΟΤΗΤΑΣ 5% ΚΑΙ ΤΟ 0 ΔΗΛΩΝΕΙ ΜΗ ΑΠΟΡΡΙΨΗ ΑΥΤΗΣ, ΕΝΩ Η ΔΕΥΤΕΡΗ ΣΕΙΡΑ ΠΑΡΟΥΣΙΑΖΕΙ ΤΗΝ P-ΤΙΜΗ.	53
ΠΙΝΑΚΑΣ 10 – ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΤΗΣ ΤΙΜΗΣ ΤΟΥ ΚΡΙΤΗΡΙΟΥ WILCOXON ΓΙΑ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΤΟΥ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΤΗΣ 1 ^Η ΕΠΙΛΟΓΗΣ ΑΝΑ ΖΕΥΓΗ ΠΕΡΙΟΧΩΝ, ΚΑΘΩΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΤΙΜΗΣ ΤΟΥ ΣΥΝΟΛΙΚΑ.	54
ΠΙΝΑΚΑΣ 11 – ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΤΩΝ ΔΕΙΚΤΩΝ ΤΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΤΟΥ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΤΗΣ 1 ^Η ΕΠΙΛΟΓΗΣ ΣΕ ΦΘΙΝΟΥΣΑ ΣΕΙΡΑ ΣΗΜΑΣΙΑΣ ΣΥΜΦΩΝΑ ΜΕ ΤΟ ΚΡΙΤΗΡΙΟ WILCOXON ΑΝΑ ΖΕΥΓΗ ΠΕΡΙΟΧΩΝ ΚΑΙ ΣΥΝΟΛΙΚΑ ΓΙΑ ΤΗ ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΤΟΥ ΚΡΙΤΗΡΙΟΥ ΣΕ ΟΛΑ ΤΑ ΖΕΥΓΗ.	54
ΠΙΝΑΚΑΣ 12 – ΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΓΙΑ ΤΙΣ ΤΡΕΙΣ ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΤΟΥ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΗΜΑΤΟΣ ΠΟΥ ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΗΚΑΝ ΜΕΣΩ ΤΗΣ ΕΠΙΛΟΓΗΣ 2. ΠΑΡΟΥΣΙΑΖΟΝΤΑΙ Η ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ, Η ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΤΩΝ ΥΨΗΛΟΤΕΡΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΚΑΙ Η ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΑΝΤΙΘΕΣΗΣ ΓΙΑ ΤΟΥΣ ΚΑΜΠΥΛΩΤΟΥΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΕΣ ΣΕ ΚΑΘΕ ΚΛΙΜΑΚΑ J ΚΑΙ ΚΑΘΕ ΓΩΝΙΑ α ΤΟΥ ΜΗΤΡΩΟΥ ΣΥΝΕΜΦΑΝΙΣΗΣ. ΚΑΘΕ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΟ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΙΖΕΤΑΙ ΣΕ ΔΕΙΚΤΗ ΑΝΑΦΟΡΑΣ.	55
ΠΙΝΑΚΑΣ 13 – ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΤΗΣ ΤΙΜΗΣ ΤΟΥ ΚΡΙΤΗΡΙΟΥ WILCOXON ΓΙΑ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΤΟΥ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΤΗΣ 2 ^Η ΕΠΙΛΟΓΗΣ ΑΝΑ ΖΕΥΓΗ ΠΕΡΙΟΧΩΝ, ΚΑΘΩΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΜΕΣΗΣ ΤΙΜΗΣ ΤΟΥ ΣΥΝΟΛΙΚΑ.	56
ΠΙΝΑΚΑΣ 14 – ΠΑΡΟΥΣΙΑΣΗ ΤΩΝ ΔΕΙΚΤΩΝ ΤΩΝ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΩΝ ΤΟΥ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΤΗΣ 1 ^Η ΕΠΙΛΟΓΗΣ ΣΕ ΦΘΙΝΟΥΣΑ ΣΕΙΡΑ ΣΗΜΑΣΙΑΣ ΣΥΜΦΩΝΑ ΜΕ ΤΟ ΚΡΙΤΗΡΙΟ WILCOXON ΑΝΑ ΖΕΥΓΗ ΠΕΡΙΟΧΩΝ ΚΑΙ ΣΥΝΟΛΙΚΑ ΓΙΑ ΤΗ ΜΕΣΗ ΤΙΜΗ ΤΟΥ ΚΡΙΤΗΡΙΟΥ ΣΕ ΟΛΑ ΤΑ ΖΕΥΓΗ.	56

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στα πλαίσια της απόκτησης Διπλώματος Ηλεκτρολόγου Μηχανικού και Μηχανικού Υπολογιστών, στο Εργαστήριο Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας (BIOSIM) του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, υπό την επίβλεψη της καθηγήτριας κ. Κωνσταντίνα Σ. Νικήτα και της κ. Σπυρέττα Γολεμάτη.

Κατ' αρχάς, θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τις κ. Νικήτα και κ. Γολεμάτη για την επίβλεψη και την καθοδήγηση που προσέφεραν κατά τη διάρκεια της εργασίας, καθώς και για το άριστο περιβάλλον συνεργασίας που προσέφεραν. Οι ουσιαστικές συζητήσεις μαζί τους με βοήθησαν να κατανοήσω βαθύτερα το θεματικό πλαίσιο της εργασίας και να οργανώσω τις σκέψεις μου επάνω στο αντικείμενο.

Στη συνέχεια, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους Μ. Ξενικού, Ν. Τσιαπάρα και όλα τα μέλη του Εργαστηρίου Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων για την πολύτιμη βοήθεια και τις συμβουλές τους, ειδικότερα κατά το διάστημα της εξοικείωσης με τα δεδομένα και του πειραματισμού με τις διάφορες μεθόδους.

Τέλος, ευχαριστώ θερμά την οικογένεια, τους φίλους και τους συμφοιτητές μου, οι οποίοι με υποστήριξαν καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών και κατά το χρονικό διάστημα εκπόνησης της παρούσας εργασίας.

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Για την αποδοτική διάγνωση της καρωτιδικής αθηροσκλήρωσης απαιτείται έγκαιρη και ακριβής εκτίμηση του κινδύνου ρήξης της αθηρωματικής πλάκας. Πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική έρευνα εστιασμένη στην εφαρμογή του Καμπυλωτού Μετασχηματισμού (Curvelet Transform - CT) σε εικόνες υπερήχου καρωτίδας, για την ανάλυση υφής και ανίχνευση καμπυλών. Ο σκοπός αυτής της έρευνας είναι να μελετήσει σύνολα χαρακτηριστικών που έχουν εξαχθεί από συνθετικές εικόνες ομαλών καμπυλών μετά την εφαρμογή CT, τα οποία στη συνέχεια μπορούν να αξιοποιηθούν για τον προσδιορισμό υφής σε διαφορετικές περιοχές της εικόνας υπερηχογραφήματος καρωτίδας. Η μελέτη σχεδιάστηκε ειδικά ώστε να παρέχει στην ερευνητική κοινότητα μια απλή και κατανοητή παθοφυσιολογική σημασία.

Αναγνωρίστηκε ότι μια απλή αναπαράσταση καμπυλωτών χαρακτηριστικών δεν έχει προταθεί ακόμα και ότι ο CT έχει μόλις πρόσφατα ξεκινήσει να χρησιμοποιείται σε ιατρικές εικόνες, παρέχει καλύτερα αποτελέσματα από άλλος μετασχηματισμούς κυματιδίων και παρέχει βελτιωμένη ακρίβεια στην ανίχνευση επικινδυνότητας. Σε πρώτη φάση, ο CT εφαρμόστηκε σε συνθετικές εικόνες που περιείχαν διαφόρων ειδών ομαλές γεωμετρικές καμπύλες με διάφορους προσανατολισμούς, όπως ευθεία γραμμή, κύκλος, δίσκος και έλλειψη. Για κάθε CT υποείκόνα κατασκευάστηκαν μητρώα συνεμφάνισης και εξήχθησαν 4 στατιστικές παράμετροι δεύτερης τάξης, επιτρέποντας τη δημιουργία διανυσμάτων χαρακτηριστικών για την αρχική εικόνα. Διαπιστώθηκε ότι η αντίθεση και η εμφάνιση τοπικών ακροτάτων αυτής αποτελούν ενδείξεις του προσανατολισμού και πάχους της απεικονιζόμενης καμπύλης. Στη συνέχεια, ο CT εφαρμόστηκε σε περιοχές αθηρωματικής πλάκας, υγιούς αγγείου και παρακείμενου ιστού από 45 εικόνες υπερηχογραφήματος καρωτίδας. Από τα προκύπτοντα διανύσματα χαρακτηριστικών επιχειρήθηκε ανίχνευση υφής των διαφορετικών περιοχών. Η προκαταρκτική αξιολόγηση των εξαχθέντων χαρακτηριστικών μέσω στατιστικών ελέγχων καταδεικνύει ότι η αναπαράσταση μέσω CT δεν επέτρεψε τον σαφή διαχωρισμό των διαφορετικών υφών, γεγονός που οφείλεται στο μικρό δείγμα και τη χαμηλή ανάλυση των δεδομένων.

Εν κατακλείδι, η εξαγωγή παραμέτρων αντίθεσης από καμπυλωτούς συντελεστές συνθετικών εικόνων, επέτρεψε ικανοποιητικό προσδιορισμό του σχήματος και προσανατολισμού καμπύλης. Η αξιοποίηση χαρακτηριστικών υφής προερχόμενων από εφαρμογή CT σε υπερηχογράφημα καρωτίδας με κατάλληλες τροποποιήσεις διαφαίνεται ότι μπορεί να θεωρηθεί ως υποσχόμενη τεχνική για τη διευκόλυνση της εκτίμησης επικινδυνότητας της αθηρωματικής πλάκας.

Λέξεις Κλειδιά: Καμπυλωτός Μετασχηματισμός, Ανάλυση Υπερηχογραφήματων, Καρωτιδική Πλάκα, Στατιστικές Δεύτερης Τάξης, Επιλογή Χαρακτηριστικών

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.

ABSTRACT

Application of the Curvelet Transform on Ultrasound Images of the Carotid Artery

Curvelet-based Feature Extraction and their Pathophysiological Meaning

Abstract of Diploma Thesis, 2016

Stroke is a frequent disease worldwide and has enormous social and economic impact. One of the most common underlying causes of stroke is carotid atherosclerosis. Effective diagnosis requires on time and accurate estimation of carotid atherosclerosis plaque risk. The primary aim of this study was to investigate features extracted from ultrasound images of the carotid artery, after the application of the Curvelet transform (CT) so as to assess the risk of plaque rupture. The features extracted were evaluated with regard to the identification and categorization of carotid plaque texture and shape characteristics. The study was specifically designed to provide the scientific community with an easy to understand pathophysiological meaning of the extracted features.

The study was conducted in three distinct phases. In the first phase, a review of scientific literature focused on the application of CT on medical ultrasound images in the aim to investigate the potential of this transform towards texture analysis and curve detection in medical images. The literature review revealed that, an easy to understand representation of Curvelet-based characteristics has not been achieved yet, and CT has only recently started to come into use. Moreover, CT can yield better results than other Wavelet-based transforms and offer improved accuracy on risk detection. In the second phase, the CT was applied on synthetic images containing various canonical shapes and Curvelet-based characteristics were extracted enabling the creation of a feature vector for every image. In the final phase, the CT was applied on several medical ultrasound images of the carotid artery from 56 patients. The extracted characteristics of the second and third phase were evaluated in terms of their potential to identify textures and curves. The preliminary findings revealed CT-based representation as a promising representation technique facilitating risk estimation of carotid atherosclerosis.

In sum, according to the preliminary findings of the study, CT proved to be a useful tool for ultrasound carotid image analysis and atherosclerotic plaque shape and texture identification.

Keywords: Curvelet transform, ultrasound image analysis, carotid plaque, second order statistics

Η σελίδα αυτή είναι σκόπιμα λευκή.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

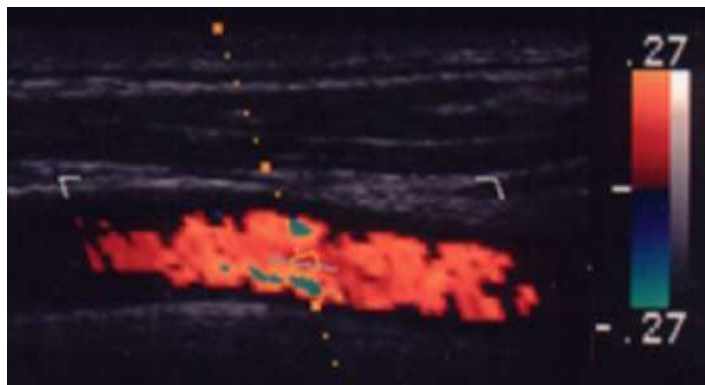
Καρωτιδική Αθηρωμάτωση

Η αθηροσκλήρωση είναι μια εκφυλιστική νόσος των αρτηριών, κατά την οποία δημιουργούνται αθηρωματικές πλάκες αποτελούμενες από νεκρωμένα κύτταρα, φλεγμονώδη στοιχεία, λιπίδια και κρυστάλλους χοληστερόλης. Ο ακριβής μηχανισμός με τον οποίο οι ουσίες εισέρχονται κάτω από το ενδοθήλιο και συσσωρεύονται δεν είναι γνωστός ακόμη. Οι πλάκες αυτές μπορούν να γίνουν συμπτωματικές προκαλώντας στένωση, εμβολισμό ή θρόμβωση στο αγγείο. Πρόκειται για διάχυτη διαδικασία, με προτίμηση σε συγκεκριμένες αρτηρίες. Η αξιολόγηση όχι μόνο της στένωσης της κοιλότητας, αλλά επίσης και της αστάθειας της αθηρωματικής πλάκας, είναι σημαντική για τον υπολογισμό του κινδύνου επερχόμενων αγγειακών επιπλοκών [1].

Στα αρχικά στάδια η αθηρωματική πλάκα αναπτύσσεται κάτω από τον έσω χιτώνα, μέσα στο πάχος του αρτηριακού τοιχώματος και παίρνει σχήμα ημισελινοειδές. Καθώς αυξάνει ο λιπώδης πυρήνας και σχηματίζεται ινώδης κάψα, η πλάκα προβάλλει μέσα στον αυλό ως μία διόγκωση. Η διόγκωση δημιουργεί στένωση στο αγγείο, η οποία έχει ως αποτέλεσμα την μη ομαλή ροή αίματος διαμέσου αυτού και συνεπώς την διαταραχή της αιματικής τροφοδοσίας προς τα διάφορα όργανα όπως την καρδιά, τον εγκέφαλο και άλλα. Με την πάροδο του χρόνου η πλάκα εξελίσσεται καθώς συνεχίζεται η συσσώρευση υλικού. Εάν η παραγωγή ιστοκυττάρων μπορέσει να περιχαρακώσει και να οργανώσει την τοπική αντίδραση, τότε δεν παράγεται έντονη φλεγμονή και παράγεται μόνο μια τοπική σκλήρυνση. Η πλάκα συνεχίζει να αυξάνει σε επιφάνεια και να περιορίζει περαιτέρω την αιματική ροή προς τον καρδιακό μυ, προκαλώντας έτσι επιδείνωση της στηθάγχης, με συχνότερα και πιο παρατεταμένης διάρκειας επεισόδια πόνου. Εάν όμως διεγερθούν και συγκεντρωθούν φαγοκύτταρα και παραχθεί νεκρωτική εστία, τότε γίνεται λέπτυνση και διάβρωση του υπερκείμενου δέρματος και διάνοιξη του αποστήματος προς τον αυλό του αγγείου. Η διεργασία αυτή καλείται ρήξη της πλάκας. Μικρές επιφανειακές ρήξεις μπορεί να προκαλέσουν το σχηματισμό εύθραυστου θρόμβου που παρασύρεται από την κυκλοφορία του αίματος, ενώ βαθιές ρήξεις που προκαλούν εξέλκωση και έκθεση του κολλαγόνου οδηγούν σε ισχυρούς, πλούσιους σε αιμοπετάλια, θρόμβους που δεν διασπώνται εύκολα. Ένα άλλο ενδεχόμενο αποτελεί ο αγγειοσπασμός, ο οποίος μπορεί να προκληθεί από απλή δυσλειτουργία του ενδοθηλίου εγγύς μίας αθηρωματικής πλάκας, αλλά συχνότερα από το αρτηριακό τραύμα που προκαλεί η ρήξη της πλάκας. Τα παραπάνω ενδεχόμενα έχουν ως αποτέλεσμα την ολική απόφραξη του αγγείου, παρεμπόδιση της αιματικής ροής και της παροχής οξυγόνου προς την καρδιά. Πλάκες που υπόκεινται συχνότερα σε ρήξη είναι μικρού μεγέθους με πλούσιο λιπώδη, μαλακό πυρήνα και λεπτή ινώδη κάψα, ενώ πλάκες που προκαλούν σοβαρή στένωση του αυλού του αγγείου [2] είναι συχνά πιο ινώδεις και σταθερές.

Όταν χρησιμοποιείται ο όρος αρτηριοσκληρωτική νόσος καρωτιδίων ή καρωτιδική αρτηριοσκλήρωση γίνεται αναφορά στις επιπτώσεις της διαδικασίας αυτής στην εξωκράνια μοίρα της καρωτιδικής αρτηρίας. Η παρουσία πλακών στένωσης, η οποία μέσω της απόθεσης αθηρωματικού υλικού στο τοίχωμα του αγγείου, προκαλεί μείωση της διαμέτρου του αγγειακού σωλήνα μεγαλύτερη του 50% στις εσωτερικές καρωτιδικές αρτηρίες και έχει σχετιστεί με υψηλότερη συχνότητα εμφάνισης ισχαιμικών επεισοδίων, δηλαδή

εγκεφαλικών, στους ηλικιωμένους [3]. Ο βαθμός στένωσης μπορεί να εκτιμηθεί με χρήση υπερηχογραφήματος καρωτίδας με B-Mode και Doppler, συνυπολογίζοντας τον κύκλο λειτουργίας της καρδιάς και τις ταχύτητες συστολής και διαστολής[4]. Παρόλο που ο βαθμός στένωσης χρησιμοποιείται παραδοσιακά στην κλινική πρακτική ως δείκτης για την αξιολόγηση της καρωτιδικής αρτηριοσκλήρωσης, υπάρχουν έρευνες που υποδεικνύουν ως κρίσιμους παράγοντες για τα περισσότερα εγκεφαλοαγγειακά επεισόδια μικρότερες στενώσεις και συγκεκριμένη σύσταση της πλάκας[5].



Εικόνα 1 – Υπερηχογράφημα καρωτιδικής πλάκας. Η αθηρωματική πλάκα απεικονίζεται με θερμά χρώματα. Η σκουρόχρωμη περιοχή αποτελεί το εσωτερικό του αγγείου

Η καρωτιδική αρτηριοσκλήρωση αναγνωρίζεται ως ένα από τα κυριότερα υποκείμενα αίτια εμφάνισης εγκεφαλικού, μιας σημαντικής και συχνά εμφανιζόμενης εγκεφαλοαγγειακής νόσου.[6] Πρόκειται για την καταστροφή εγκεφαλικού ιστού ως αποτέλεσμα μειωμένης αιματικής παροχής στον εγκέφαλο. Το εγκεφαλικό ανεξαρτήτως αιτίου αντιπροσωπεύει την τρίτη κυριότερη αιτία θανάτου στις Η.Π.Α., προκαλώντας σημαντικό αριθμό περιστατικών μακροχρόνιας αναπηρίας και θανάτων. Έχει ως αποτέλεσμα ένα σημαντικό πρόβλημα με σοβαρές κοινωνικές και οικονομικές επιπτώσεις, τόσο άμεσες όσο και έμμεσες. Κάθε χρόνο υποφέρουν από εγκεφαλικό 15 εκατομμύρια άνθρωποι παγκοσμίως, από τους οποίους το ένα τρίτο αποθνήσκει, ενώ άλλο ένα τρίτο απομένει με χρόνιες αναπηρίες [7]. Εκτιμήσεις δείχνουν 24.9% αύξηση στην επικράτηση του εγκεφαλικού από το 2010 μέχρι το 2030 [8].

Η καρωτιδική αρτηριοσκλήρωση, αν και αποτελεί ισχυρή ένδειξη πιθανής εμφάνισης εγκεφαλοαγγειακών βλαβών, εμφανίζει διαβαθμίσεις μεταξύ των υποκειμένων ως προς την πιθανότητα εμφάνισης συμπτωμάτων. Για το λόγο αυτό ορίζονται ως «ασταθείς πλάκες» οι αθηρωματικές πλάκες οι οποίες καταδεικνύουν υψηλό κίνδυνο εγκεφαλικού. Κάποια από τα απαιτούμενα χαρακτηριστικά προκειμένου κάποια αθηρωματική πλάκα να χαρακτηριστεί ασταθής είναι η ύπαρξη λεπτής ινώδους κάψας με μεγάλο πυρήνα λιπιδίων στο εσωτερικό, η παρουσία ενεργής φλεγμονής, η ενδοθηλιακή απογύμνωση, η ύπαρξη σχισμής στην κάψα, η αυξημένη στένωση ή συνδυασμός των παραπάνω[9]. Κατά τη διαδικασία αξιολόγησης κινδύνου και θεραπείας απαιτείται έγκυρη κατηγοριοποίηση των πλακών ως προς την ευπάθεια τους. Πρόσφατες μελέτες υποστηρίζουν το σενάριο ότι η ευπάθεια της πλάκας δεν είναι απλά ένα τοπικό αγγειακό περιστατικό, αλλά μάλλον ότι αστάθεια της πλάκας υπάρχει ταυτόχρονα σε πολλαπλές περιοχές του συστημικού αγγειακού υποστρώματος. Λόγω αυτού, η αποτίμηση ευάλωτης πλάκας μπορεί να γίνει με

αξιολόγηση χαρακτηριστικών της πλάκας όπως η ευστάθεια, η σύστασή της και η επιφανειακή κατάσταση των αγγείων.

Σύγχρονη ιατρική αντιμετώπιση

Στη σύγχρονη κλινική πρακτική, η αντιμετώπιση ασυμπτωματικών ασταθών πλακών και αγγειακών περιοχών με μεγάλο βαθμό στένωσης γίνεται με χρήση επεμβατικών διαδικασιών διάνοιξης του αγγείου, όπως είναι η τοποθέτηση ενδοαγγειακών προθέσεων (stent) ή ενδαρτηριοεκτομή. Μια περίπτωση καλείται ασυμπτωματική όταν το ιατρικό υποκείμενο δεν έχει εμφανίσει κάποιο εγκεφαλοαγγειακό σύμπτωμα εντός έξι μηνών προ της εξέτασης. Παράλληλα, σε όλες τις περιπτώσεις ύπαρξης στένωσης γίνεται χορήγηση φαρμακευτικής αγωγής για θεραπεία με στατίνες. Ωστόσο, η χειρουργική παρέμβαση ενέχει κινδύνους για τον ασθενή, ενώ έχει εκφραστεί η άποψη ότι η πλειοψηφία των επεμβάσεων επαναγγειοποίησης στην καρωτίδα σε ασυμπτωματικές περιπτώσεις είναι τελικώς μη απαραίτητη και επιβαρύνει αξιοσημείωτα το σύστημα υγείας [10]. Ως συνέπεια των ανωτέρω, είναι αναγκαία η ακριβής αναγνώριση ασταθών πλακών και άρα υποκειμένων με μεγαλύτερο κίνδυνο εγκεφαλικού, ώστε να γίνεται χειρουργική παρέμβαση μόνο όταν είναι απαραίτητο, προς διασφάλιση της υγείας του ασθενούς και αποφυγή περιττού οικονομικού φόρτου [11].

Το υπερηχογράφημα καρωτίδων αποτελεί μια από τις απεικονιστικές τεχνικές για την αξιολόγηση των καρωτιδικών στενώσεων. Η τεχνική αυτή διαθέτει μεγάλο πλήθος πλεονεκτημάτων, τα οποία καθιστούν το υπερηχογράφημα ως πιο ελκυστική τεχνική σε σχέση με άλλες, όπως την απεικόνιση μαγνητικής αντήχησης, την υπολογιστική τομογραφία ή την πυρηνική απεικόνιση [12]. Οι αθηρωματικές πλάκες περιέχουν ηχογενή υλικά, όπως ινώδεις και ασβεστοποιημένους ιστούς, αλλά και ανηχοϊκά υλικά, όπως το αίμα και τα λιπίδια. Κατά συνέπεια, η μορφολογία και η δομή της πλάκας μπορούν να εκτιμηθούν μέσω της μελέτης της ηχογένειας σε υπερηχογραφήματα B-mode. Στην εικόνα του υπερηχογραφήματος η χωρική κατανομή των επιπέδων του γκρι καθορίζεται από το είδος της κατανομής των συστατικών υλικών της πλάκας στο εσωτερικό της. Σε αυτό το σημείο είναι χρήσιμη η ανάλυση του συχνοτικού περιεχομένου της εικόνας, με διαχωρισμό της σημασίας χαμηλών και υψηλών χωρικών συχνοτήτων. Χαμηλές συχνότητες, δηλαδή ομαλές αλλαγές στα επίπεδα του γκρι, υποδεικνύουν ομογενείς περιοχές της πλάκας που καταλαμβάνονται από κάποιο συγκεκριμένο συστατικό. Υψηλές συχνότητες, δηλαδή γρήγορες εναλλαγές του επιπέδου του γκρι, υποδεικνύουν αναμειγμένα συστατικά, τυχαία κατανεμημένα στην έκταση της πλάκας. Αξιολογώντας τα γκριζα επίπεδα και τις εναλλαγές τους μέσα στην εικόνα μπορεί να επιτευχθεί ανίχνευση υφής. Συγκεκριμένα, ως υφή ορίζεται η κατανομή των επιπέδων του γκρι μέσα στην εικόνα.

Η διαδικασία πρόληψης του εγκεφαλικού περιλαμβάνει τη θεραπεία της καρωτιδικής αρτηριοσκλήρωσης. Στα πλαίσια της θεραπείας γίνεται αξιολόγηση των καρωτιδικών πλακών με χρήση υπερηχογραφήματος και στη συνέχεια χρησιμοποιείται συγκεκριμένη εγκεκριμένη μέθοδος οπτικοποίησης και ποσοτικοποίησης των αρτηριοσκληρωτικών βλαβών [13]. Τέλος, εκτελείται καθορισμένη επαναλαμβανόμενη διαδικασία με ειδικό διαγνωστικό αλγόριθμο, με σκοπό την παροχή ισχυρών ενδείξεων καρδιαγγειακής νόσου. Επιπλέον, το υπερηχογράφημα χρησιμοποιείται περαιτέρω για παρακολούθηση της εξέλιξης της κατάστασης της νόσου ή του αγγειακού συστήματος. Ωστόσο, η μέθοδος αυτή

εμφανίζει κάποιους περιορισμούς που οφείλονται τόσο στην ικανότητα και την εμπειρία του χειριστή του υπερηχογράφου, όσο και στη μεγάλη μεταβλητότητα μεταξύ των υποκειμένων εξέτασης [3].

Σε ορισμένες περιπτώσεις έχει επιχειρηθεί η σύγκριση συμπτωματικών και ασυμπτωματικών πλακών όσον αφορά την ηχογένεια και την υφή τους. Με βάση αυτά τα χαρακτηριστικά, έχουν γίνει διάφορες μελέτες όπου η ανάλυση της ηχογένειας γίνεται με στατιστικές μεθόδους [14],[15]. Ιδιαίτερα δημοφιλής είναι η χρήση του μέσου γκριζας εικόνας (Gray Scale Median - GSM), του οποίου χαμηλές τιμές συνδέονται με υψηλή ηχογένεια και έτσι σχετίζονται με συμπτωματικές περιπτώσεις και μπορούν να θεωρηθούν δείκτες ασταθούς πλάκας. Ακόμη, η χρήση τεχνικών ανίχνευσης υφής βασιζόμενων σε μελέτη υφής υπό διαφορετική κλίμακα και ανάλυση, μπορεί να αποδειχθεί πιο αποδοτική σε σχέση με τις στατιστικές μεθόδους ως προς το διαχωρισμό μεταξύ συμπτωματικών ή μη πλακών[16],[17]. Συνεπώς, έχει προκύψει η ανάγκη για τροποποίηση και εξέλιξη του αλγορίθμου θεραπείας, έτσι ώστε να παρέχει εξατομικευμένα αποτελέσματα με ιδιαίτερη έμφαση στην ασφάλεια του ασθενούς και τον περιορισμό του οικονομικού κόστους [9].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Υπερηχογραφική Απεικόνιση Καρωτίδας

Ο ιατρικός υπέρηχος, ή διαγνωστικό υπερηχογράφημα, αποτελεί μια από τις ευρύτερα διαδεδομένες απεικονιστικές τεχνικές στην ιατρική πρακτική. Παρέχει ένα πλήθος πληροφοριών χρήσιμων κυρίως για διαγνωστικούς σκοπούς. Μπορεί να απεικονίσει διαφόρων ειδών ιστούς, μύες και όργανα του ανθρωπίνου σώματος, καθώς και τις διαχωριστικές επιφάνειες μεταξύ στερεών και υγρών, σε πραγματικό χρόνο. Πρόσφατα έχει αξιοποιηθεί και για θεραπευτικούς σκοπούς όπως την τοπική αύξηση της θερμοκρασίας σε υποδόριους ιστούς στο πλαίσιο της φυσιοθεραπείας, την βιοψία ή την εκκένωση υγρών.

Η διάγνωση με χρήση υπερήχων είναι ευρύτατα διαδεδομένη λόγω των πολλαπλών πλεονεκτημάτων που παρέχει. Πρόκειται για μια μη επεμβατική μέθοδο, ανεξάρτητη από την ύπαρξη επιβλαβών ακτινοβολιών, ακίνδυνη και άνετη για τον ασθενή-υποκείμενο εφαρμογής της. Μπορεί να πραγματοποιηθεί με σχετικά χαμηλό κόστος, χωρίς να απαιτείται ιδιαίτερη προετοιμασία, χωρίς την ανάγκη πολλών αναλώσιμων υλικών και με αυξημένη φορητότητα της συσκευής λήψης. Επιπλέον, παράγει πλούσιες σε πληροφορία εικόνες του ανθρωπίνου οργανισμού σε πραγματικό χρόνο, σημαντικές για τη διαγνωστική διαδικασία. Ωστόσο, εμφανίζει σοβαρά μειονεκτήματα όπως είναι η ανάγκη ειδικευμένου χειριστή, η αδυναμία απεικόνισης δομών πίσω από στερεές δομές ή αέρα και εξάρτηση από τη συνεργασία και τη διάπλαση του εξεταζομένου.

Ποιότητα Υπερηχογραφήματος

Η ποιότητα ενός υπερηχογραφήματος εξαρτάται από το βάθος διείσδυσης του παλμού και από την ανάλυση ή διακριτική ικανότητα της παραγόμενης εικόνας. Η διακριτική ικανότητα χωρίζεται σε αξονική, η οποία αναφέρεται στο διαχωρισμό σημείων κατά μήκος της διεύθυνσης διάδοσης του παλμού, και σε εγκάρσια, η οποία αναφέρεται στον διαχωρισμό κατά την εγκάρσια διεύθυνση. Η πρώτη εξαρτάται από το μήκος του ηχητικού παλμού, ενώ η δεύτερη από το εύρος της δέσμης σε συγκεκριμένο βάθος. Η διείσδυση και η ανάλυση μπορούν να ελεγχθούν μέσω της μεταβολής της συχνότητας του ηχητικού κύματος. Η συχνότητα είναι ανάλογη της ανάλυσης και αντιστρόφως ανάλογη του βάθους διείσδυσης. Ακόμα, η υψηλή συχνότητα σε μεγάλο βάθος διείσδυσης έχει ως αποτέλεσμα την εξασθένηση του ηχητικού παλμού. Γι' αυτό το λόγο επιλέγονται υψηλές συχνότητες για την απεικόνιση επιφανειακών περιοχών με μεγάλη λεπτομέρεια, ενώ επιλέγονται χαμηλές συχνότητες (3-5MHz) για περιοχές σε μεγαλύτερο βάθος.

Εξαιτίας της εξασθένησης μπορούν να εμφανιστούν διάφορα τεχνητά αντικείμενα στην εικόνα του υπερήχου. Ο υπέρηχος δεν μπορεί να διεισδύσει πίσω από στέρεες δομές όπως τα οστά ή οι πέτρες και σε αυτές τις περιπτώσεις εμφανίζεται μια σκιά πίσω από τη δομή [18], συστατικό που μπορεί να αξιοποιηθεί για την αναγνώριση τέτοιων δομών. Ακόμα, είναι δυνατό η περιοχή που περιβάλλει μια περιοχή με ασθενή ηχώ να εμφανίζεται φωτεινότερη, δηλαδή περισσότερο υπερηχοϊκή απ' ό τι είναι πραγματικά, εξαιτίας της εξασθένησης που υφίστανται τα γειτονικά κύματα. Ένα άλλο πρόβλημα είναι εμφάνιση πλευρικών σκιών πίσω από τα σύνορα κυστικών δομών, οι οποίες οφείλονται στην εξασθένηση των ηχητικών κυμάτων λόγω της σύγκρουσής τους με το κυστικό τοίχωμα ή μια καμπύλη επιφάνεια σε εφαπτόμενη γωνία και της ανάκλασης ή σκέδασής τους [19].

Επιπλέον, η διάδοση των υπερηχητικών κυμάτων οδηγεί και αυτή με τη σειρά της σε παραγωγή τεχνητών αντικειμένων, όπως καθρεπτισμένα αντικείμενα, στοιχεία αντήχησης ή δομές σε λανθασμένες θέσεις.

Μια μέθοδος που μπορεί να αξιοποιηθεί ως προς την ποιότητα της παραγόμενης εικόνας είναι η ενίσχυση μέσω αύξησης του κέρδους του κυκλώματος μέτρησης. Η μέθοδος αυτή μετατοπίζει το ιστόγραμμα της εικόνας του υπερηχογραφήματος προς τη λευκή περιοχή [20]. Συμπληρωματικά, η εφαρμογή αντιστάθμισης χρόνου-κέρδους επιτρέπει την απεικόνιση των δομών με ίδια φωτεινότητα ανεξάρτητα από το βάθος τους. Συχνή είναι η χρησιμοποίηση διαφορετικής μορφολογίας μετατροπών στην ακουστική κεφαλή, όπως γραμμικούς ή καμπυλωτούς, μπορεί να επηρεάσει την διεύθυνση, την ανάλυση και το εύρος απεικόνισης στο υπερηχογράφημα. Τέλος, είναι σημαντικό να λαμβάνεται υπόψη το γεγονός ότι η συσκευή υπερήχων θεωρεί την ταχύτητα διάδοσης του ηχητικού κύματος σταθερή και ίση με 1540m/s, ενώ αυτή διαφέρει αν ιστό και υλικό, προκαλώντας έτσι από-εστίαση του παλμού και μείωση της ανάλυσης της εικόνας.

Απεικόνιση Υπερηχογραφήματος

Με την πρόοδο της τεχνολογίας κατέστη δυνατή η εξέλιξη των απεικονιστικών τεχνικών σχετικών με τον υπέρηχο που χρησιμοποιούνται στην ιατρική πρακτική. Εκτός από την τεχνική απεικόνισης με παλμό-ηχώ, είναι πλέον ευρέως διαδεδομένη η υπερηχογραφική απεικόνιση πραγματικού χρόνου και η υπερηχογραφική απεικόνιση Doppler. Υπάρχουν διάφορες ρυθμίσεις(modes)[21] για τη διαδικασία του υπερήχου, ανάλογα με το υπό μελέτη αντικείμενο και το είδος των επιθυμητών παραγόμενων εικόνων.

- Η απεικόνιση A-mode (Amplitude mode), είναι ο απλούστερος τύπος υπερηχογραφήματος και παρέχει μια απεικόνιση του πλάτους του ανακλώμενου κύματος σε μία διάσταση. Η απεικόνιση γίνεται κατά μήκος του άξονα διάδοσης του ηχητικού κύματος, δηλαδή σε σχέση με το βάθος διεύθυνσης, και πραγματοποιείται με χρήση ενός απλού μετατροπέα στην ακουστική κεφαλή. Η ρύθμιση αυτή αξιοποιείται συνηθέστερα για τη μέτρηση ανατομικών χαρακτηριστικών και έχει εφαρμογές στην Οφθαλμολογία και την Ηχοεγκεφαλογραφία.
- Η απεικόνιση B-mode (Brightness mode) είναι η πιο διαδεδομένη τεχνική υπερήχου και πραγματοποιείται με χρήση μιας γραμμικής συστοιχίας μετατροπών στην κεφαλή. Το πλάτος του ανακλώμενου σήματος απεικονίζεται από ένα σημείο ανάλογης φωτεινότητας ή απόχρωσης του γκρι σε κατάλληλη γεωμετρική θέση. Αποτέλεσμα αυτής της ρύθμισης είναι η παραγωγή γκριζων εικόνων σε δύο διαστάσεις, οι οποίες απεικονίζουν μια ανατομική τομή του εκάστοτε σημείου εφαρμογής.
- Η απεικόνιση C-mode (Constant depth mode) παράγει μια δισδιάστατη αναπαράσταση. Για τη δημιουργία αυτής γίνεται επιλογή ενός σημείου συγκεκριμένου βάθους μέσω του A-mode και στη συνέχεια δισδιάστατη καταγραφή ολόκληρης της περιοχής στο επιλεγμένο βάθος.
- Η απεικόνιση M-mode (Motion mode) αξιοποιεί τα A-mode και B-mode. Καταγράφεται και απεικονίζεται η κίνηση των εσωτερικών επιφανειών κατά μήκος του άξονα διάδοσης του υπερηχητικού κύματος, έτσι ώστε να παραχθεί το γράφημα κίνησής τους και ομοιάζει με την καταγραφή βίντεο του υπερήχου[22].

- Η απεικόνιση με χρήση του φαινομένου Doppler (Doppler mode) πραγματοποιείται με παροχή συνεχόμενων υπερηχητικών παλμών και επιτρέπει τη μέτρηση της ταχύτητας κίνησης μιας διεπιφάνειας, όχι όμως και για το βάθος όπου βρίσκεται αυτή. Τέτοιες εφαρμογές είναι η κίνηση των μυών και η μέτρηση ταχύτητας και όγκου της ροής του αίματος στο κυκλοφορικό σύστημα. Υπάρχουν διάφορες επιπλέον διαφοροποιήσεις της ρύθμισης αυτής, όπως είναι το Doppler χρώματος (Color Doppler), το συνεχές Doppler (Continuous Doppler), το Doppler παλμικών κυμάτων (Pulsed Wave ή PW Doppler) και το Duplex, το οποίο αποτελεί μια ταυτόχρονη παράσταση πληροφορίας από B-mode και PW Doppler.
- Η απεικόνιση αρμονικών (harmonic mode) συνίσταται στην εκπομπή μιας θεμελιώδους συχνότητας βαθιάς διείσδυσης και την ανίχνευση ενός αρμονικού υπερτόνου. Με αυτόν τον τρόπο αποδυναμώνεται ο θόρυβος και τα τεχνητά αντικείμενα που έχουν προκύψει από φαινόμενα αντήχησης ή εκτροπής.

Επιπλέον, υπάρχουν διάφορες επεκτάσεις του υπερήχου, όπως η υπερηχογραφία Doppler, η υπερηχογραφία αντίθεσης, η μοριακή υπερηχογραφία, η ελαστογραφία και η υπερηχογραφία συμπίεσης.

Υπερηχογράφημα Καρωτίδας

Το ανθρώπινο σώμα διαθέτει δύο καρωτιδικές αρτηρίες, οι οποίες βρίσκονται σε κάθε πλευρά του λαιμού και μεταφέρουν αίμα από την καρδιά προς τον εγκέφαλο. Ο καρωτιδικός υπέρηχος είναι μια διαγνωστική κατά κύριο λόγο απεικονιστική τεχνική, η οποία απεικονίζει την δομή και τη μορφολογία της καρωτιδικής αρτηρίας καθώς και τη ροή του αίματος διαμέσου αυτής. Οι στόχοι της ιατρικής απεικόνισης της καρωτίδας είναι η έγκαιρη ανίχνευση, η αναγνώριση του κλινικού σταδίου, η χαρτογράφηση της χειρουργικής διαδρομής και η μετεγχειρητική θεραπευτική παρακολούθηση. Η χρήση του αφορά κύρια την ανίχνευση αρτηριοσκληρωτικής πλάκας, αιματικών θρόμβων, αιματώματος και άλλων προβλημάτων της αιματικής ροής. Ακόμα, μπορεί να πραγματοποιηθεί σαν προετοιμασία για χειρουργική επέμβαση bypass της στεφανιαίας αρτηρίας ή σε ασθενείς με υψηλή αιματική πίεση, καρωτιδικό θόρυβο, διαβήτη, αυξημένη χοληστερόλη ή οικογενειακό ιστορικό εγκεφαλικού ή καρδιακής ασθένειας. Επιπλέον, εφαρμόζεται για τον έλεγχο της αιματικής ροής στην καρωτίδα μετά από χειρουργική επέμβαση ή την επιβεβαίωση της θέσης ενός μεταλλικού stent μέσα στην καρωτίδα.

Ο καρωτιδικός υπέρηχος καλύπτει περιοχές της κοινής καρωτιδικής αρτηρίας (Common Carotid Artery ή CCA), την έσω καρωτιδική αρτηρία (Internal Carotid Artery ή ICA) και τη σπονδυλική αρτηρία (Vertebral Artery ή VA) τόσο από τη δεξιά όσο και από την αριστερή πλευρά. Αν κριθεί αναγκαίο μπορεί να παρατηρηθεί η εξωτερική καρωτιδική αρτηρία (External Carotid Artery ή ECA) και η υποκλειδική αρτηρία (Sub-Clavian Artery ή SCA) καθώς και οι αρτηριακές διακλαδώσεις τους.

Η καρωτιδική αρτηρία βρίσκεται σε ενδιάμεσο βάθος στο εσωτερικό του σώματος. Εξαιτίας της μορφολογίας της και του βάθους αυτής, για την πραγματοποίηση της εξέτασης με υπέρηχο συνήθως χρησιμοποιείται ακουστική κεφαλή γραμμικής διάταξης και υψηλή συχνότητα. Η κεντρική συχνότητα της κεφαλής είναι 7MHz ή υψηλότερη όταν μεγαλύτερη λεπτομέρεια είναι επιθυμητή, όπως για παράδειγμα στην περίπτωση μετρήσεων στο

σύμπλεγμα Εσωτερικού στρώματος – Μεσαίου Καλύμματος (Intima-Media Complex ή IMC). Για την παρατήρηση αγγείων που βρίσκονται σε μεγαλύτερο βάθος πρέπει να χρησιμοποιηθεί χαμηλότερη συχνότητα, οπότε επιλέγεται κυρτή κεφαλή ή κεφαλή τομέα με κεντρική συχνότητα περίπου 5MHz [23].

Μέθοδοι Απεικόνισης

Η απεικόνιση B-mode σε δύο διαστάσεις των αιμοφόρων αγγείων παράγει εικόνες εγκάρσιας παρατήρησης σε βραχύ άξονα ή διαμήκουσ παρατήρησης σε μακρύ άξονα. Η πρώτη περίπτωση αποδεικνύεται ιδιαίτερα χρήσιμη για την αναγνώριση αγγειακών βλαβών.



Εικόνα 2 – Καρωτιδικό υπερηχογράφημα Duplex που απεικονίζει την αιματική ροή στη δεξιά καρωτιδική αρτηρία.

Η χρήση υπερήχου Duplex της καρωτίδας είναι ευρέως διαδεδομένη για την αρχική αξιολόγηση ασθενών με συμπτώματα, τα οποία όμως δεν είναι συγκεκριμένα και τα οποία σχετίζονται με στενωτική ή εμβολική καρωτιδική στένωση. Ο υπέρηχος Duplex μπορεί να περιλαμβάνει υπέρηχο Doppler προκειμένου να μελετηθεί περαιτέρω η κίνηση του αίματος στην αρτηρία. Όταν πραγματοποιείται υπερηχογράφημα Doppler με χρώμα, τότε απεικονίζεται με κόκκινο χρώμα η αιματική ροή που πλησιάζει την κεφαλή και με μπλε χρώμα η αιματική ροή που απομακρύνεται από αυτήν. Όταν πραγματοποιείται παλμικό Doppler υπερηχογράφημα, τότε η αιματική ροή αναπαρίσταται σε σχέση με την γραμμή αναφοράς της ροής Doppler. Η αιματική ροή που προσεγγίζει την κεφαλή παρουσιάζεται πάνω από τη γραμμή αναφοράς (θετικό πρόσημο), ενώ η ροή που απομακρύνεται από την κεφαλή παρουσιάζεται κάτω από τη γραμμή αναφοράς (αρνητικό πρόσημο).

Παράμετροι Υπερηχογραφήματος

Η σκληρότητα μεταξύ εσωτερικού στρώματος και μεσαίου καλύμματος των καρωτίδων αρτηριών, το αποκαλούμενο μέγεθος IMT (Intima-Media Thickness), σχετίζεται τόσο με παράγοντες κινδύνου όσο και με καρδιαγγειακές επιπλοκές. Για τον έλεγχο αρτηριοσκληρωτικών βλαβών λαμβάνεται το μέγιστο IMT της κοινής καρωτιδικής αρτηρίας, της διακλάδωσης και της έσω καρωτιδικής αρτηρίας σε κάθε πλευρά. Το μέσο IMT της κοινής καρωτιδικής αρτηρίας μπορεί να μετρηθεί προαιρετικά.

Ακόμα, ως πρωτεύουσα παράμετρος μετράται το ποσοστό στένωσης της επιφάνειας της κοινής καρωτιδικής αρτηρίας. Επιπλέον μπορεί να μετρηθεί το ποσοστό στένωσης της διαμέτρου αυτής καθώς και η αιματική ροή διαμέσου της στενωτικής βλάβης.

Τέλος, οι αγγειακές διάμετροι αποτελούν σημαντικές παραμέτρους για την αξιολόγηση της στένωσης και μετρώνται κατά τη διαστολική φάση του καρδιακού κύκλου, οριζόμενες ως η απόσταση μεταξύ των απέναντι εσωτερικών στρωμάτων ή των στρωμάτων του χιτώνα του αγγείου.

Ποιότητα Υπερηχογραφήματος Καρωτίδας

Συχνό πρόβλημα είναι ύπαρξη στιγμάτων στο υπερηχογράφημα, η οποία οφείλεται στον συνεκτικό σχηματισμό από ηχώ που προέκυψε από τυχαία κατανεμημένες μικρές σκεδάσεις στον πυρήνα ανάλυσης. Προκαλεί θόλωση και αλλοίωση των λεπτομερειών της εικόνας, ενώ παράλληλα μειώνει την αντίληψη της αντίθεσης των στοιχείων της εικόνας. Κατά συνέπεια προκαλείται μείωση της ποιότητας και της αξιοπιστίας του υπερήχου και θεωρείται θόρυβος, οπότε συχνά χρησιμοποιούνται κατάλληλες τεχνικές αποθορυβοποίησης, όπως είναι τα γκαουσιανά ή τα μορφολογικά φίλτρα. Ωστόσο, δεν πρόκειται για τυχαίο θόρυβο και μπορεί να θεωρηθεί ως συστατικό υψηλής συχνότητας της εικόνας, οπότε υπάρχουν περιπτώσεις που έχει αξιοποιηθεί για την περαιτέρω ανίχνευση της μορφολογίας της πλάκας.

Αξιολόγηση Υπερηχογραφήματος Καρωτίδας

Η τεχνολογική εξέλιξη όσον αφορά τα υπολογιστικά συστήματα για την ανάλυση εικόνων υπερήχου έχει διευκολύνει την ανάλυση υπερήχων καρωτίδας, παρέχοντας τη δυνατότητα εξαγωγής διαφόρων μορφολογικών χαρακτηριστικών της αθηρωματικής πλάκας. Τέτοια χαρακτηριστικά είναι η ηχογένεια, η υφή, η κίνηση [24], η ελαστικότητα και η μορφολογία. Η ηχογένεια των καρωτιδικών πλακών έχει αναφερθεί ότι σχετίζεται με την καρδιακή προσβολή και άλλα εγκεφαλοαγγειακά γεγονότα. Έχει γίνει αποτίμηση της σύνθεσης των καρωτιδικών πλακών χρησιμοποιώντας υπέρηχο με ενσωματωμένη ανάλυση επανασκέδασης IBS (Integrated BackScatter), απ' όπου προέκυψε ιστολογικά ότι η υπερηχοϊκές πλάκες είναι πλούσιες σε λιπίδια και μακροφάγα και συνεπώς ασταθείς.

Ο μη επεμβατικός υπέρηχος των καρωτιδικών αρτηριών είναι μια αποδεδειγμένη, επιβεβαιωμένη μέθοδος για οπτικοποίηση και ποσοτικοποίηση των αρτηριοσκληρωτικών βλαβών. Τέτοιες είναι οι καρωτιδικές πλάκες, οι οποίες ορίζονται ως τοπικές εξυψωμένες βλάβες με μέγιστο πάχος άνω του 1mm και εμφάνιση σημείου λοιμώξεως στην επιφάνεια του IMC. Κατά τη μέτρηση του μεγίστου IMT προσμετρούνται και οι πλάκες. Ο υψηλής ανάλυσης καρωτιδικός υπέρηχος ανιχνεύει λιπίδια, θρόμβους και αιμορραγίες στις καρωτιδικές πλάκες ως υπερηχοϊκές δομές. Η υπερηχοϊκότητα των καρωτιδικών πλακών υποδηλώνει υψηλό λιπιδικό περιεχόμενο και υψηλότερο κίνδυνο για μελλοντικά ισχαιμικά εγκεφαλοαγγειακά επεισόδια .

1.2 Ανάλυση Υφής με Χρήση Μεθόδων Πολυεπίπεδης Ανάλυσης

Οι μετασχηματισμοί από το πεδίο του χώρου στο πεδίο της συχνότητας αποτελούν σημαντικό εργαλείο της επεξεργασίας εικόνων. Με δεδομένο αυτό, επεκτάθηκε η εφαρμογή τους και σε ιατρικές εικόνες. Λαμβάνοντας υπόψη ότι οι γκριζες εικόνες του υπερηχογραφήματος εμφανίζουν σημαντικό συχνοτικό περιεχόμενο, διαφόρων ειδών μετασχηματισμοί έχουν εφαρμοστεί σε ποικίλες ιατρικές εικόνες και με διαφορετικούς σκοπούς επεξεργασίας κάθε φορά. Σε αυτό το πλαίσιο έχουν προταθεί διάφοροι αλγόριθμοι επεξεργασίας υπερηχογραφημάτων καρωτίδας με σκοπό την ανίχνευση ασταθών καρωτιδικών πλακών και την εκτίμηση του κινδύνου ρήξης αυτών.

Πολυεπίπεδη Ανάλυση

Η ύπαρξη λεπτομέρειας στις εικόνες σε διαφορετικές κλίμακες έχει οδηγήσει στη δημιουργία τεχνικών επεξεργασίας εικόνας βασισμένων σε μετασχηματισμούς πολλαπλών αναλύσεων. Προκειμένου να γίνει όσο το δυνατόν αποτελεσματικότερη εξαγωγή πληροφορίας, γίνεται αποσύνθεση και αναπαράσταση της αρχικής εικόνας ή τμημάτων αυτής σε κατάλληλα μεγέθη και κλίμακες ανάλυσης. Η επιλογή αυτή βασίστηκε σε μελέτες της ανθρώπινης φυσιολογίας και του συστήματος όρασης, το οποίο θεωρείται ότι αντιλαμβάνεται την πληροφορία και τα διάφορα φαινόμενα σε διαφορετικές κλίμακες.

Έστω ότι διατίθεται ένα αρχικό σήμα $x[n]$. Οι πολυεπίπεδοι μετασχηματισμοί συχνότητας επιτρέπουν την αποσύνθεση του αρχικού σήματος σε πολλαπλά επίπεδα ανάλυσης j . Η απαθανάτιση της εικόνας σε διάφορες κλίμακες, έχει ως αποτέλεσμα την ταυτόχρονη απαθανάτιση θορύβου σε διάφορα επίπεδα. Ανίχνευση [25] των χαρακτηριστικών υφής, αποβάλλοντας την επίδραση του θορύβου στίγματος (speckle) μπορεί να επιτευχθεί με χρησιμοποίηση πολυεπίπεδων μετασχηματισμών που διαθέτουν ως βάση τη θεωρία κυματιδίων και τις αναπαραστάσεις πυραμίδων. Στην περίπτωση ανάλυσης με χρήση κυματιδίων καταδείχτηκε ότι τα κυρίαρχα χαρακτηριστικά υφής εμφανίζουν οριζόντια κατευθυντικότητα, προτείνοντας την θεώρηση ότι η υφή μπορεί να υπόκειται σε βιομηχανικούς παράγοντες όπως οι μηχανικές τάσεις στην πλάκα.

Διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίου (DWT)

Ο μετασχηματισμός κυματιδίων πραγματοποιεί υποδειγματοληψία κατά παράγοντα δύο για κάθε επίπεδο ανάλυσης, με παράλληλο υποδιπλασιασμό της ανάλυσης χρόνου και διπλασιασμό της ανάλυσης συχνότητας. Με εφαρμογή βαθυπερατού και υψιπερατού φίλτρου μισής ζώνης, τα οποία ορίζονται μέσω κλιμάκωσης και μεταφοράς των πρότυπων ορθοκανονικών συναρτήσεων κλιμάκωσης $\varphi(t)$ και κυματιδίων $\psi(t)$ αντίστοιχα, προκύπτουν συντελεστές προσέγγισης $A_{j,k}$ και λεπτομέρειας $D_{j,k}$. Για σήματα δύο διαστάσεων, όπως είναι οι εικόνες, γίνεται εφαρμογή DWT στις γραμμές τις αρχικής εικόνας και στη συνέχεια στις στήλες της προκύπτουσας, ενώ μετά από κάθε εφαρμογή γίνεται υποδειγματοληψία των στηλών και των γραμμών αντίστοιχα. Με αυτόν τον τρόπο προκύπτουν τέσσερις υποεικόνες για κάθε επίπεδο. Ο μετασχηματισμός DWT παρέχει τη δυνατότητα χωρικής ανάλυσης, δηλαδή την απεικόνιση πληροφορίας σε συχνότητα και χώρο. Η χρήση του διακριτού μετασχηματισμού επιτυγχάνει αποδοτικότητα σε εξοικονόμηση χώρου αποθήκευσης, ενώ παράλληλα επιτρέπει ικανοποιητική ανασύνθεση του αρχικού σήματος και απεικόνιση λεπτομερειών. Ωστόσο, ο μετασχηματισμός αυτός δεν

είναι χρονικά αναλλοίωτος, δηλαδή είναι ιδιαίτερα ευαίσθητος σε μικρές χωρικές μεταβολές του σήματος.

Ο μετασχηματισμός αυτός έχει χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές για κατηγοριοποίηση ιστού σε υπερηχογραφήματα του μυοκαρδίου [26], του στήθους [27] και των στεφανιαίων αρτηριών [28].

Στατικός μετασχηματισμός κυματιδίου (SWT)

Ο μετασχηματισμός αυτός αποτελεί μια τροποποίηση του DWT, ώστε να είναι ανεξάρτητος του χρόνου. Ακολουθείται η ίδια διαδικασία με τον DWT για την εξαγωγή των υποεικόνων με τη διαφορά ότι σε αυτή την περίπτωση δεν πραγματοποιείται υποδειγματοληψία. Παρόλα αυτά εμφανίζει το μειονέκτημα ότι είναι μη ορθογωνικός και πλεοναστικός, με αποτέλεσμα να εμφανίζει υψηλό υπολογιστικό κόστος.

Έχει προταθεί για διάφορες εργασίες ταξινόμησης υφής [29] και σε εφαρμογές αποθορυβοποίησης ιατρικών εικόνων [30].

Μιγαδικός μετασχηματισμός κυματιδίου δυαδικού δέντρου (DTCWT)

Πρόκειται για μια βελτίωση του DWT, προκειμένου να παρέχει προσεγγιστικά ιδιότητες χρονικού αναλλοίωτου και επιλεκτικής κατευθυντικότητας για τα διαγώνια χαρακτηριστικά. Η εφαρμογή του γίνεται με χρήση δύο συνόλων δυαδικών φίλτρων, βαθυπερατών και υψιπερατών, και έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή οκτώ υποεικόνων σε κάθε επίπεδο (δύο προσέγγισης και έξι λεπτομέρειας σε γωνίες $\pm 15^\circ, \pm 45^\circ, \pm 75^\circ$).

Ο μετασχηματισμός αυτός έχει χρησιμοποιηθεί ως προεπεξεργασία για την εξαγωγή χαρακτηριστικών υφής σε εφαρμογές ανάκτησης ομοίων εικόνων [31] και συγχώνευσης εικόνων [32].

Αποσύνθεση με Πακέτα Κυματιδίων (WPD)

Πρόκειται για έναν ακόμα μετασχηματισμό που βασίζεται στο DWT, ωστόσο αποτελείται από λεπτομερέστερα βήματα αποσύνθεσης της αρχικής εικόνας. Εκτός από την αποσύνθεση της αρχικής εικόνας, πραγματοποιείται επιπλέον αποσύνθεση των υποεικόνων προσέγγισης και λεπτομέρειας. Ωστόσο, η διεργασία υποδειγματοληψίας που περιλαμβάνονται στο μετασχηματισμό, επιτρέπουν ίδιο αριθμό συντελεστών με τον DWT, απομακρύνοντας τους πλεονασμούς.

Και αυτός ο μετασχηματισμός χρησιμοποιείται συχνά για ταξινόμηση υφής σε εφαρμογές βασισμένες σε μετασχηματισμούς κυματιδίων [33]. Ακόμα έχει χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές αποθορυβοποίησης ιατρικών εικόνων υπερήχων [34] και διάκρισης μεταξύ κακοηθών και καλοηθών όγκων από υπέρηχο συκωτιού [35].

Φίλτρα Gabor (GB)

Πρόκειται για ένα μετασχηματισμό βασισμένο σε μια οικογένεια γραμμικών φίλτρων, επιλεκτικών ως προς τη συχνότητα και τον προσανατολισμό, τα οποία είναι ιδιαιτέρως κατάλληλα για την αναπαράσταση και διάκριση υφής. Τα φίλτρα Gabor προσομοιάζουν την ανθρώπινη αντίληψη της όρασης και του οπτικού συστήματος, γι' αυτό και είναι ευρέως διαδεδομένα. Μια συνάρτηση Gabor ορίζεται ως ένα ημιτονοειδές κύμα στο χώρο

με κατεύθυνση και συχνότητα που καθορίζεται από μια γκαουσιανή περιβάλλουσα συνάρτηση.

Ο μετασχηματισμός αυτός έχει χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές κατάτμησης μέσω ανάλυσης υφής σε εικόνες υπερήχων μαστού [36] και καρωτίδας [37].

Μετασχηματισμός Ridgelet (RIT)

Ο συνεχής μετασχηματισμός ridgelet ορίζεται ως $CRT(a, b, \theta) = \int_{R^2} \psi_{a,b,\theta}(x) f(x) dx$, σε

κλίμακα $a = 2^j$, $j = 0, 1, \dots$, θέση $b \in R$ και γωνία $\theta \in [0, 2\pi)$, μέσω του αντίστοιχου ridgelet $\psi_{a,b,\theta}(x) = a^{-1/2} \psi((x_1 \cos \theta + x_2 \sin \theta - b)/a)$. Η εφαρμογή, ανάλογα με την εκδοχή του μετασχηματισμού, γίνεται με χρήση πλέγματος ομόκεντρων κύκλων, ομόκεντρων τετραγώνων ή αυθαίρετου ορισμού ακτινών και αναδιάταξη των συντελεστών.

Καμπυλωτός Μετασχηματισμός (CT)

Ο καμπυλωτός μετασχηματισμός προτάθηκε από τους Candes και Donoho το 1999. Πρόκειται για γενίκευση του μετασχηματισμού κυματιδίου σε υψηλότερη διάσταση, ώστε να αναπαριστά εικόνες σε διαφορετικές κλίμακες και γωνίες και αποτελεί μια μη προσαρμοστική τεχνική για πολυκλιμακωτή αναπαράσταση πληροφορίας. Για το λόγο αυτό, διατηρεί πολλές από τις ιδιότητες των μετασχηματισμών κυματιδίου και ταυτόχρονα εφαρμόζεται σε παρόμοια πεδία επεξεργασίας.

Η ανάγκη ανάπτυξης του καμπυλωτού μετασχηματισμού προέκυψε από την αδυναμία του μετασχηματισμού κυματιδίων να εκφράσει ικανοποιητικά χαρακτηριστικά καμπυλωτών δομών σχετιζόμενα με τον προσανατολισμό. Οι συνήθεις μετασχηματισμοί κυματιδίων αναλύουν την εικόνα με χρήση οριζόντιων, κάθετων ή διαγώνιων κυματιδίων, και δεν επιτρέπουν πιο ευρεία επιλογή κατεύθυνσης ανάλυσης. Ο αρχικός αλγόριθμος του καμπυλωτού μετασχηματισμού επρόκειτο για επέκταση του μετασχηματισμού Ridgelet σε μικρή κλίμακα, θεωρώντας ένα τμήμα καμπύλης ως ευθεία. Ωστόσο, η αρχική προσέγγιση εμφάνιζε αυξημένη μαθηματική και υπολογιστική πολυπλοκότητα. Κατά συνέπεια αναπτύχθηκε ο καμπυλωτός μετασχηματισμός δεύτερης γενιάς, ο οποίος είναι πιο εύκολος σε κατανόηση και χρήση. Η απομάκρυνση του μετασχηματισμού Ridgelet και των πλεονασμών που αυτός εισήγαγε, οδήγησε σε σημαντική αύξηση της ταχύτητας του καμπυλωτού μετασχηματισμού. Βασίζεται στην ανάλυση εικόνας μέσω σφηνοειδών παραθύρων κλίμακας με σαφώς προσδιορισμένο προσανατολισμό. Διαθέτει δύο κύριες ιδιότητες, οι οποίες τον διακρίνουν από άλλους συναφείς μετασχηματισμούς. Οι καμπυλωτές ιδιομορφίες μπορούν να προσεγγιστούν ικανοποιητικά από μικρό αριθμό συντελεστών και σε μη προσαρμοστικό τρόπο. Επιπλέον, οι συναρτήσεις ανάλυσης, τα curvelets, παραμένουν συνεκτικές κυματομορφές υπό την επίδραση της κυματικής εξίσωσης σε ομαλό μέσο.

Λόγω των πλεονεκτημάτων του, ο καμπυλωτός μετασχηματισμός έχει βρει εφαρμογές σε ποικίλα πεδία επιστημονικού ενδιαφέροντος. Χρησιμοποιείται ευρέως σε εφαρμογές επεξεργασίας εικόνας ως εργαλείο κατά τις διεργασίες ανίχνευσης ακμών, αποθορυβοποίησης, συμπίεσης και συγχώνευσης εικόνων. Ακόμα έχει χρησιμοποιηθεί σε

πεδία επίλυσης μερικών διαφορικών εξισώσεων, υδρομηχανικής και σεισμικής εξερεύνησης [38].

1.3 Εφαρμογές Πολυεπίπεδης Ανάλυσης σε Εικόνες Υπερήχων

Διάφορες τεχνικές ανάλυσης υφής, οι οποίες περιλαμβάνουν την εφαρμογή πολυεπίπεδων μετασχηματισμών συχνότητας για την εξαγωγή στατιστικών χαρακτηριστικών υφής από εικόνες υπερηχογραφήματος, έχουν προταθεί κατά καιρούς στη βιβλιογραφία. Η απόδοση των DTCWT, GT, ταχύ διακριτού CT (FDCT), μετασχηματισμού Shearlet (ST) και μετασχηματισμού Contourlet (ConT), μελετήθηκε στο πρόβλημα ταξινόμησης πολύποδα παχέος εντέρου από εικόνες ενδοσκόπησης [39]. Η εξαγωγή χαρακτηριστικών υφής πραγματοποιήθηκε με προσαρμογή σε κατανομές Gaussian, γενικευμένη Gaussian και Weibull, υπολογισμό συνδιασποράς και ενέργειας, κατασκευή ιστογράμματος, γραμμική παλινδρόμηση και άλλου είδους ομαδοποιήσεις των προκυπτόντων συντελεστών. Οι μετασχηματισμοί που διέθεταν δυνατότητα ανάλυσης σε πολλαπλούς προσανατολισμούς, όταν συνδυάστηκαν με κατανομές Gaussian και Weibull εμφάνισαν γενικά υψηλή απόδοση σε σχέση με τους απλούς μετασχηματισμούς κυματιδίου.

Η προσέγγιση πολλαπλής ανάλυσης εικόνων υπερηχογραφημάτων έχει επιχειρηθεί στο πρόβλημα της εκτίμησης κινδύνου ρήξης της καρωτιδικής πλάκας και άλλων παραμέτρων που σχετίζονται με την καρωτιδική αθηροσκλήρωση. Έχουν εφαρμοστεί διαφορετικά σχήματα επεξεργασίας, τα οποία γενικά στηρίζονταν στην εφαρμογή κάποιου μετασχηματισμού συχνότητας με συγκεκριμένη συνάρτηση βάσης ή κυματιδίου, την εξαγωγή στατιστικών χαρακτηριστικών πρώτης τάξης από τις υποεικόνες που προέκυψαν και εισαγωγή των χαρακτηριστικών σε κάποιον ταξινομητή κατηγοριοποίησης της πλάκας ως συμπτωματική ή μη. Οι χρησιμοποιηθέντες μετασχηματισμοί συχνότητας είναι οι: DWT [13], SWT, WPD, GB, DTCWT, πεπερασμένος RIT (FRIT) και FDCT [14]. Οι συναρτήσεις βάσης επιλέχθηκαν από τις οικογένειες κυματιδίων Haar, Daubechies, symlet, coiflet και biorthogonal. Ως χαρακτηριστικά επιλέχθηκαν στατιστικά μεγέθη που προέκυψαν από τις προκύπτουσες υποεικόνες, όπως η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση και η εντροπία. Χρησιμοποιήθηκαν ταξινομητές πιθανοτικών νευρωνικών δικτύων (Probabilistic Neural Networks - PNN), ταξινομητές K κοντινότερων γειτόνων (k Nearest Neighbor - kNNR) και μηχανές διανυσματικής υποστήριξης (Support Vector Machines - SVM). Η επιλογή του μετασχηματισμού συχνότητας επηρεάζει ιδιαίτερα τη συνολική επιτυχία του προσδιορισμού και ταξινόμησης συμπτωματικών πλακών. Τα σχετικά υψηλά ποσοστά ακρίβειας του GT, συνοδεύονται από πλεονασμό πληροφορίας λόγω συσχετιζόμενων συντελεστών. Οι DWT και SWT, αν και είναι γενικά γρήγοροι, εύκολοι στην υλοποίηση και αποτελεσματικοί μετασχηματισμοί, παρέχουν ανακριβή πληροφορία για το περιεχόμενο μέσης συχνότητας. Η σύγκριση της μέγιστης επιτευχθείσας ακρίβειας μεταξύ των διαφόρων σχημάτων κατηγοριοποίησης της πλάκας κατέδειξε ότι σε τέτοιου είδους εφαρμογές είναι απαραίτητη η αξιοποίηση μετασχηματισμών, οι οποίοι έχουν τη δυνατότητα ανάλυσης σε πολλαπλούς προσανατολισμούς. Οι μετασχηματισμοί κυματιδίου επιτρέπουν αποσύνθεση τις αρχικής εικόνας μονάχα σε τρεις διευθύνσεις, την οριζόντια, την κάθετη και τη διαγώνια. Ο FDCT, εξαιτίας της υψηλής κατευθυντικότητας που παρέχει στις διάφορες κλίμακες

ανάλυσης, εμφάνισε συνολικά ικανοποιητικότερη συμπεριφορά συγκριτικά με τους μετασχηματισμούς κυματιδίου.

Πίνακας 1 – Συγκριτικός πίνακας αποτελεσμάτων εφαρμογής μετασχηματισμών κυματιδίων σε εικόνες υπερηχογραφήματων στη βιβλιογραφία. Οι τιμές σε παρένθεση δηλώνουν α) στη δεύτερη στήλη το είδος του ταξινομητή και της συνάρτησης κυματιδίων, β) στην τέταρτη στήλη το είδος της στατιστικής κατανομής προσαρμογής των χαρακτηριστικών

Μέγιστη Επιτευχθείσα Ακρίβεια	Tsiapararas et al., 2011	Tsiapararas et al., 2012	Wimmer et al., 2015
FDCT		79.3	75.5 (Weibull)
DTCWT		67.6	79.9 (Weibull)
DWT	80(SVM+db4)		76.3 (Weibull)
SWT	80(PNR+sym3)		
WP	90(SVM+coif1)	70.9	
GT	85(SVM)		80.3 (Weibull)
FRIT		71.5	
ConT			78.8 (Weibull)
ST			78.2 (Weibull)

Η επιλογή κατάλληλου διανύσματος χαρακτηριστικών αποτελεί επιπλέον σημαντικό παράγοντα για την αποδοτικότητα των αλγορίθμων περιγραφής της υφής μιας περιοχής της εικόνας. Τα προηγούμενα χρόνια έχουν υπάρξει προσπάθειες ανάλυσης υπερηχογραφήματος καρωτίδας με τη χρήση κυρίως στατιστικών τεχνικών ανάλυσης υφής, χωρίς ιδιαίτερη επεξεργασία των αρχικών εικόνων. Ως χαρακτηριστικά ελήφθησαν στατιστικά μεγέθη πρώτης και δεύτερης τάξης [13], χωρικοί πίνακες εξάρτησης γκρίζων επιπέδων, στατιστικές διαφορών γκρίζων επιπέδων, πίνακες διαφορών γκρίζου τόνου σε γειτονιά, το φάσμα ενέργειας Fourier και η παράμετρος σχήματος [3],[23]. Ιδιαίτερα σημαντικό χαρακτηριστικό αποτελεί ο μέσος γκρίζας εικόνας (GSM) [40],[41]και η ανάλυση υφής στη διάσταση fractal[3],[42]. Η εξαγωγή χαρακτηριστικών με βάση τις παραπάνω προσεγγίσεις μπορεί να επεκταθεί στα αποτελέσματα της αποσύνθεσης μέσω πολυεπίπεδων μετασχηματισμών συχνότητας. Ωστόσο, το μεγάλο πλήθος συντελεστών των προκυπτουσών υποεικόνων οδηγεί σε αυξημένα κόστη εκπαίδευσης και υπολογισμών, ώστε συχνά δημιουργεί την ανάγκη αξιολόγησης τους και αξιοποίηση ενός υποσυνόλου αυτών μόνο. Για το πρόβλημα διαχωρισμού καλοηθών και κακοηθών όγκων από εικόνες μαστογραφίας [43] με αποσύνθεση μέσω CT αξιοποιήθηκαν μητρώα συνεμφάνισης, μεγέθη ενέργειας και εντροπίας, ιεραρχήθηκαν οι διάφοροι συντελεστές μέσω στατιστικών ελέγχων, απομονώθηκαν οι συντελεστές με τις υψηλότερες τιμές, εφαρμόστηκε ανάλυση κυρίων συνιστωσών και γραμμική διαχωριστική ανάλυση (LDA). Η τεχνική LDA, η αξιοποίηση μόνο των υψηλά ιεραρχημένων καμπυλωτών συντελεστών ή μόνο των υψηλότερων τιμών συντελεστών αποδείχθηκαν αποτελεσματικές μέθοδοι μείωσης του συνόλου χαρακτηριστικών υφής για τον καμπυλωτό μετασχηματισμό. Ιδιαίτερα καλά αποτελέσματα ως προς τον ικανοποιητικό προσδιορισμό υφής παρείχαν οι τέσσερις πρώτες ροπές πρώτης τάξης που προέκυψαν από τους συντελεστές του CT. Κατά την ταξινόμηση της ηχογένειας καρωτιδικής πλάκας, μέσω στατιστικών ελέγχων για την εκτίμηση της

σημασίας των διαφόρων χαρακτηριστικών ξεχώρισαν ιδιαίτερα τα μητρώα συνεμφάνισης και η ενέργεια των συντελεστών κυματιδίου από ζώνες χαμηλής συχνότητας [44] , [45].

Η παραπάνω βιβλιογραφική ανασκόπηση καθιστά σαφές ότι η χρήση πολυεπίπεδων μετασχηματισμών αποτελεί απαραίτητο εργαλείο κατά την ανάλυση υφής. Συγκεκριμένα, η χρήση πολυεπίπεδων μετασχηματισμών συχνότητας, οι οποίοι βασίζονται σε συναρτήσεις κυματιδίων, είναι ευρέως διαδεδομένη και έχει εφαρμοστεί σε διάφορα πεδία επεξεργασίας ιατρικής εικόνας. Επιπλέον, καθίσταται σαφές ότι η αξιοποίηση τέτοιων μετασχηματισμών, οι οποίοι όμως επιτρέπουν την ανάλυση σε διαφορετικούς προσανατολισμούς, υπερέρχει έναντι όσων διαθέτουν μοναχά παραμέτρους κλιμάκωσης και θέσης. Όσον αφορά την κατασκευή διανύσματος χαρακτηριστικών από τους συντελεστές του εκάστοτε μετασχηματισμού, τα στατιστικά δεύτερης τάξης και η εξαγωγή παραμέτρων ενέργειας από τις ζώνες χαμηλής συχνότητας κρίνονται ως ικανοποιητική επιλογή για τον προσδιορισμό υφής.

1.4 Σκοπός της Εργασίας

Η μικρή μόνο διείσδυση του καμπυλωτού μετασχηματισμού στο κομμάτι της επεξεργασίας ιατρικής εικόνας δημιούργησε την ανάγκη περαιτέρω διερεύνησής του. Δεδομένης της ικανότητας του μετασχηματισμού αυτού να ανιχνεύει ομαλές καμπύλες, ερευνήθηκε η εφαρμογή του σε απλές εικόνες τυπικών σχημάτων που παραπέμπουν σε καμπύλες που είναι πιθανό να εμφανίζονται στην περιοχή της αρτηριοσκληρωτικής πλάκας. Για το σκοπό αυτό αξιοποιήθηκαν στατιστικά μεγέθη δεύτερης τάξης όπως η συσχέτιση, η αντίθεση, η ενέργεια και η ομογένεια, προκειμένου να γίνει διάκριση μεταξύ των διαφορετικών καμπυλών. Στη συνέχεια ο μετασχηματισμός εφαρμόστηκε σε διαφορετικές περιοχές από πραγματικές εικόνες υπερηχογραφήματος καρωτίδας. Επιχειρήθηκε η ανίχνευση και διάκριση των διαφόρων τμημάτων του αγγείου και της πλάκας μέσω της υφής των επιφανειών τους. Τελικά, επιχειρήθηκε η δημιουργία παθοφυσιολογικής ερμηνείας των χαρακτηριστικών υφής που βασίστηκαν στον καμπυλωτό μετασχηματισμό.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

2.1 Περιγραφή Δεδομένων

2.2.1 Συνθετικά Δεδομένα

Βασικό στόχο της παρούσας εργασίας αποτέλεσε η εξεύρεση κατάλληλων χαρακτηριστικών υφής σε υπερηχογράφημα καρωτίδας, ώστε να προταθεί μια παθοφυσιολογική ερμηνεία αυτών. Ωστόσο, πριν την επεξεργασία πραγματικών δεδομένων, κρίθηκε απαραίτητη η δημιουργία τεχνητών εικόνων, οι οποίες περιέχουν διαφόρων ειδών ευθείες και καμπύλες. Η επιλογή των περιεχόμενων καμπυλών ξεκίνησε από απλά σχήματα και επεκτάθηκε σε διαισθητική εκτίμηση των καμπυλών που πιθανόν περιέχονται σε ένα υπερηχογράφημα καρωτίδας. Το τοίχωμα του υγιούς αγγείου προσεγγίζει ευθεία γραμμή, ενώ η καρωτιδική πλάκα προσεγγίζει προεξέχουσα ελλειψοειδή δομή. Οι συνθετικές εικόνες κατασκευάστηκαν μέσω συναρτήσεων στο MATLAB και αποτελούν γκριζες εικόνες. Οι διαστάσεις των αντικειμένων που περιέχουν επιλέχτηκαν έτσι ώστε να επιτρέπουν τη σύγκριση μεταξύ αυτών, αλλά και να αντιστοιχούν στα μεγέθη που εμφανίζονται στα πραγματικά δεδομένα. Όλες οι συνθετικές εικόνες είχαν διαστάσεις 256×256 , με το πάχος τον περιεχόμενων καμπυλών να κυμαίνεται σε διάστημα $[25, 50]$ εικονοστοιχείων. Πρέπει να διευκρινιστεί ότι ως προσανατολισμός ενός σχήματος ή μιας ευθείας εννοείται η διεύθυνση, η οποία ταυτίζεται με τη μεγάλη διάσταση του σχήματος ή της ευθείας. Για παράδειγμα, η κατακόρυφη ευθεία διαθέτει μεγάλο μήκος στην κατακόρυφη διάσταση και μικρό πλάτος στην οριζόντια, οπότε θεωρείται προσανατολισμένη κατακόρυφα. Αντίστοιχα, το κατακόρυφο ημικύκλιο διαθέτει μέγιστη διάσταση στην κατακόρυφη διεύθυνση, οπότε θεωρείται κατακόρυφα προσανατολισμένο. Με τον τρόπο αυτό, επιτεύχθηκε η εξοικείωση με τον καμπυλωτό μετασχηματισμό, η οπτική επαλήθευση των ιδιοτήτων του και εκτιμήθηκαν τα στατιστικά χαρακτηριστικά των διαφόρων δομών, ώστε να χρησιμοποιηθούν ως πλαίσιο ανάλυσης και στις πραγματικές εικόνες. Η προεργασία αυτή διευκόλυνε την εξαγωγή συμπερασμάτων για τον τρόπο διαχείρισης των συντελεστών του μετασχηματισμού σε μετέπειτα στάδια της ανάλυσης.

α)

ver line



β)

hor line



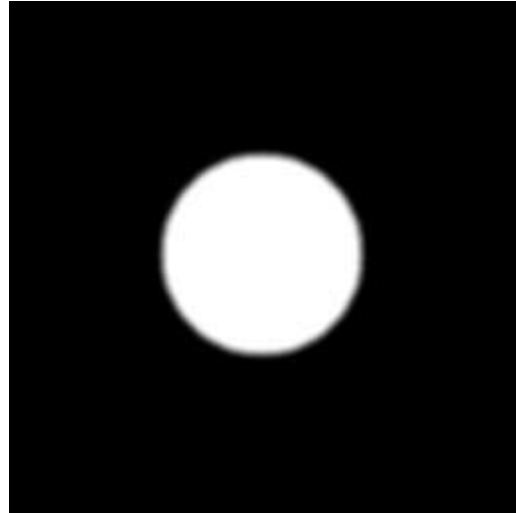
γ)

circle



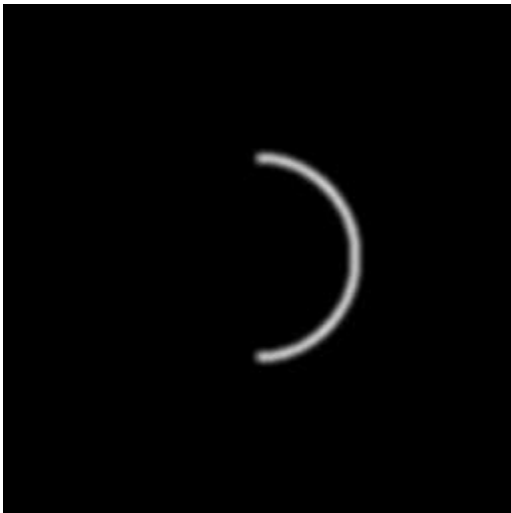
δ)

disk



ε)

ver semicircle



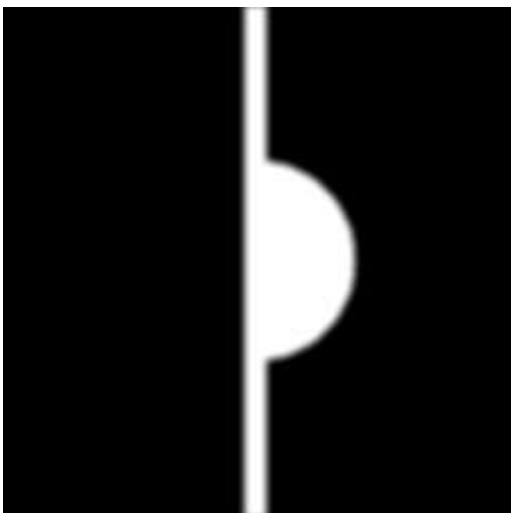
σ)

hor semicircle



ζ)

ver bump



η)

hor bump



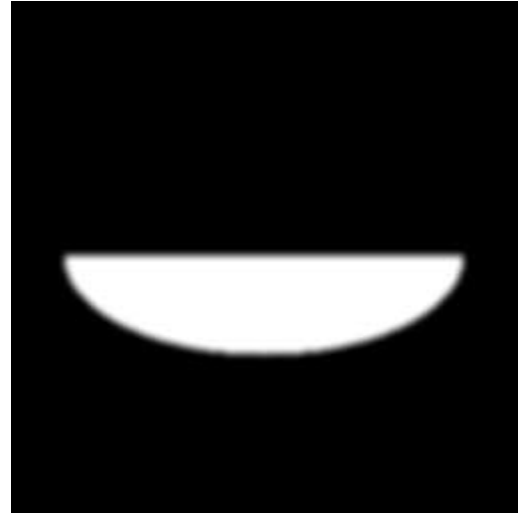
θ)

hor ellipse



ι)

hor full semiellipse



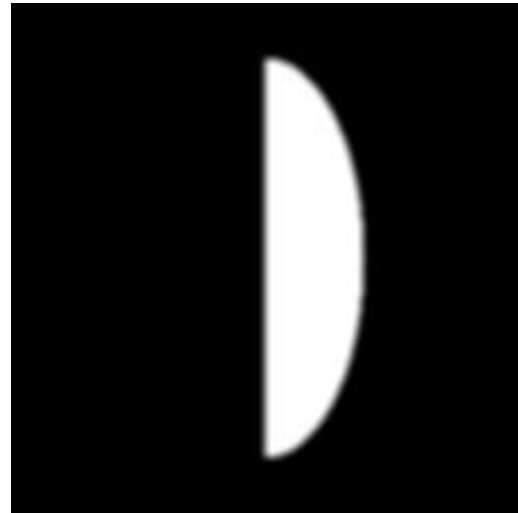
ια)

diag full semiellipse



ιβ)

ver full semiellipse



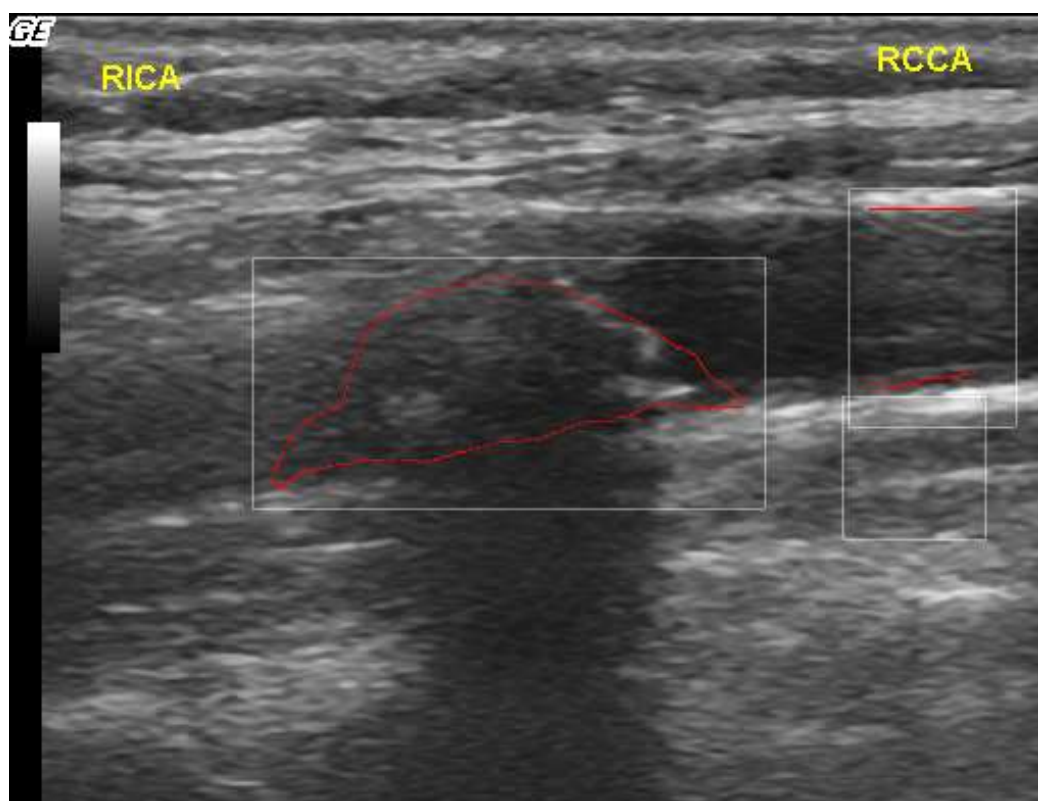
Εικόνα 3 – Οι συνθετικές εικόνες που χρησιμοποιήθηκαν: α) κατακόρυφη ευθεία, β) οριζόντια ευθεία, γ) κυκλικό περίγραμμα, δ) κυκλικός δίσκος, ε) κάθετο ημικύκλιο, στ) οριζόντιο ημικύκλιο, ζ) προεξέχων ημικυκλικός δίσκος στην κατακόρυφη διεύθυνση, η) προεξέχων ημικυκλικός δίσκος στην οριζόντια διεύθυνση, θ) οριζόντιο ημιελλειπτικό περίγραμμα, ι) οριζόντια ημιέλλειψη, ια) διαγώνια ημιέλλειψη, ιβ) κατακόρυφη ημιέλλειψη

2.2.2 Πραγματικά Δεδομένα

Οι εικόνες από υπερηχογράφημα καρωτίδας, οι οποίες αποτέλεσαν δεδομένα εισόδου της επεξεργασίας, προήλθαν από το ιατρικό αρχείο του αγγειακού τμήματος του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου «Αττικόν» στην Ελλάδα και από το St. Mary's Hospital στο Ηνωμένο Βασίλειο. Ελήφθησαν εικόνες και βίντεο δυναμικού υπερηχογραφήματος B-mode καρωτίδας από συνολικά 45 υποκείμενα. Τα υποκείμενα ήταν ασθενείς μεγάλης ηλικίας με εξακριβωμένη ύπαρξη καρωτιδικής αθηροσκλήρωσης (50-90 ετών, βαθμός στένωσης 50-95%). Οι 10 ασθενείς είχαν βιώσει κάποιο εγκεφαλοαγγειακό επεισόδιο, όπως εγκεφαλικό ή παροδική ισχαιμική προσβολή, οπότε αποτέλεσαν τη συμπτωματική κατηγορία. Οι υπόλοιποι 35 ασθενείς δε διέθεταν νευρολογικά συμπτώματα σε μια περίοδο 6 μηνών πριν την εξέταση, και αποτέλεσαν την ασυμπτωματική κατηγορία.

Δεν υπήρξε μεγάλη διακύμανση της ηλικίας ή του βαθμού στένωσης ανάμεσα στις δύο κατηγορίες ασθενών. Ωστόσο, υπάρχουν διαφορές στη διαδικασία και τον εξοπλισμό, με τα οποία καταγράφηκαν τα υπερηχογραφήματα στα δύο νοσοκομεία.

Η συλλογή των δεδομένων έγινε αποδεκτή από τα συμβούλια των ιδρυμάτων, και όλοι οι συμμετέχοντες στην έρευνα έδωσαν την έγκρισή τους για επιστημονική χρήση των προσωπικών δεδομένων τους. Οι ψηφιακοί υπέρηχοι B-mode καταγράφηκαν μέσω συσκευής Duplex Scanner. Οι καρωτιδικές αρτηρίες σαρώθηκαν κατά τη διαμήκη διεύθυνση σύμφωνα με το τυποποιημένο πρωτόκολλο (δυναμική εμβέλεια 60dB, χαμηλή διατήρηση) και προσανατολίστηκαν οριζόντια στις εικόνες. Σημαντικό ρόλο παίζει η ανάγκη παρέλευσης σημαντικού χρονικού διαστήματος για τη λήψη εικόνων υψηλής ανάλυσης, κατά το οποίο αυξάνονται οι πιθανότητες εμφάνισης αντικειμένων από την κίνηση του ασθενούς. Καταγράφηκε ακολουθία εικόνων υπερήχου με ρυθμό μεγαλύτερο από 25 frames/sec για χρονικό διάστημα τουλάχιστον 3sec, έτσι ώστε να περιλαμβάνει δύο διαδοχικούς καρδιακούς κύκλους.



Εικόνα 4 – Εικόνα υπερηχογραφήματος καρωτίδας στη διαμήκη διεύθυνση. Με κόκκινο χρώμα διακρίνονται τα περιγράμματα της αθηρωματικής πλάκας (αριστερά), του πρόσθιου (επάνω δεξιά) και οπίσθιου (κάτω δεξιά) αγγειακού τοιχώματος. Με λευκό χρώμα περιγράφονται οι περιοχές της πλάκας (αριστερά), του υγιούς τμήματος του αγγείου (επάνω δεξιά) και του παρακείμενου ιστού (κάτω δεξιά).

Από κάθε DICOM αρχείο βίντεο απομονώθηκε το πρώτο πλαίσιο εικόνας και πάνω σε αυτό έγινε η επεξεργασία. Τα DICOM αρχεία είχαν υποστεί πρότερη επεξεργασία ώστε να καθοριστεί ο αριθμός των περιεχόμενων αθηρωματικών πλακών, των συνόρων τους, τα όρια των αγγειακών τοιχωμάτων και άλλες χρήσιμες παράμετροι όσον αφορά το απεικονιζόμενο τμήμα. Με βάση τις παραμέτρους αυτές απομονώθηκαν τρία είδη εικόνων, έτσι ώστε να απεικονίζουν κατά κύριο λόγο τμήματα της πλάκας, του υγιούς αγγειακού

αυλού ή του παρακείμενου ιστού. Οι προκύπτουσες εικόνες των αγγειακών τμημάτων διέθεταν μικρότερο μέγεθος σε σχέση με τις συνθετικές εικόνες.

2.2 Εφαρμογή Καμπυλωτού Μετασχηματισμού

Συνάρτηση Curvelet

Η ανάλυση της αρχικής συνάρτησης επιτυγχάνεται μέσω στοιχείων που καλούνται curvelets – σε αντιστοιχία με τα κυματίδια-wavelets. Το όνομα προήλθε λόγω της ιδιότητας τους να ανιχνεύουν την συμπεριφορά ιδιομορφιών κατά μήκος καμπυλών μέσω της ανισοτροπικής συμπεριφοράς τους. Ένα curvelet $\varphi_{a,\theta,b}$ περιγράφεται από την τριάδα παραμέτρων (a, θ, b) , οι οποίες αντιστοιχούν σε κλίμακα $a > 0$, γωνία $\theta \in [0, 2\pi)$ και θέση σε δύο διαστάσεις $b \in \mathbb{R}^2$. Το σύνολο των συναρτήσεων curvelet διαφορετικών παραμέτρων ανήκει σε κοινή οικογένεια συναρτήσεων. Συνεπώς μπορούν να προκύψουν από τη πρότυπη συνάρτηση curvelet με την εφαρμογή κατάλληλων πράξεων. Τα curvelets είναι ομαλές συναρτήσεις ταχείας εξασθένισης ως προς τη μεταβλητή κλίμακας με ελάχιστο άξονα που δείχνει προς την γωνία κατεύθυνσης.

Ως βάση της ανάλυσης σε διαφορετικές κατευθύνσεις λαμβάνονται διεργασίες παραβολικής διαστολής $f_a(x, y) = f(a^{1/2}x, ay)$ και κατευθυντήριας παραβολικής διαστολής $f_{a,\theta}(x, y) = f_a(R_\theta(x, y))$, όπου το a αποτελεί παράμετρο κλιμάκωσης και το R_θ δηλώνει περιστροφή κατά γωνία θ . Οι παραβολικές διαστολές έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία ως κατάλληλο εργαλείο για την αναπαράσταση τελεστών και ιδιομορφιών κατά μήκος καμπυλών. Τα curvelets $\varphi_{a,\theta,b}$ μπορούν να καθοριστούν ως αποτέλεσμα αποσύνθεσης μέσω τέτοιων κατευθυντήριων παραβολικών διαστολών.

Ακολουθεί ο ορισμός curvelet $\varphi_{j,l,k}$ με τροποποίηση των δεικτών, ώστε να αντιστοιχεί σε κλίμακα 2^{-j} , γωνία προσανατολισμού $\theta_l = 2\pi l \cdot 2^{-j/2}$ και θέση $k = (k_1, k_2) \in \mathbb{Z}^2$. Για το δείκτη l θα πρέπει να ισχύει $l: \{0 \leq l < 2^{j/2}, \theta_l \in [0, 2\pi)\}$. Έστω ζεύγος ομαλών, μη αρνητικών, πραγματικών παραθύρων, με ένα ακτινικό παράθυρο $W(r)$ και ένα γωνιακό παράθυρο $V(t)$, με r, θ πολικές συντεταγμένες στο πεδίο συχνότητας, τα οποία δέχονται πραγματικά ορίσματα και υποστηρίζονται στο διάστημα $r \in [1/2, 2]$ και $t \in [-1, 1]$ αντίστοιχα. Τα παράθυρα αυτά υπακούν στις συνθήκες:

$$\sum_{j=-\infty}^{\infty} W^2(2^{-j}r) = 1, r > 0 \text{ και } \sum_{l=-\infty}^{\infty} V^2(t-l) = 1, t \in \mathbb{R}$$

Με τη βοήθεια των παραθύρων στο χώρο συχνότητας κατασκευάζεται οικογένεια συναρτήσεων ανάλυσης με παραμέτρους κλίμακας, θέσης και κατεύθυνσης. Η υποστήριξη κάθε curvelet $\hat{\varphi}_{j,l,k}$ περιγράφεται μέσω του μετασχηματισμού Fourier σε πολικές συντεταγμένες. Πρόκειται για μια πολική σφήνα (wedge), η οποία καθορίζεται από την υποστήριξη των παραθύρων W και V , εφαρμοζόμενων σε κάθε κατεύθυνση με μήκη παραθύρων που εξαρτώνται από την κλίμακα, σε μορφή παραβολικής κλιμάκωσης. Τα

curvelets εμφανίζουν υψηλή κατευθυντικότητα και σε εκλεπτυσμένη κλίμακα αποκτούν μορφή βελόνας.

Η πιο αδρή κλίμακα αντιστοιχεί σε $j = j_0$, διαθέτει μονάχα μια τιμή της παραμέτρου προσανατολισμού και τα curvelets είναι ιστροπικά. Σε λεπτομερέστερες κλίμακες όπου $j > j_0$, γίνεται περαιτέρω διαμερισμός σε $2^{j/2}$ γωνιακά παράθυρα. Για κάθε διεύθυνση $0 \leq l < 2^{j/2}$, ορίζεται διαφορετικό σφηνοειδές παράθυρο συχνότητας $U_{j,l}$ μέσω των W και V , το οποίο υποστηρίζεται από ορθογώνιο διαστάσεων $L_{1,j} \times L_{2,j}$, όπου $L_{1,j} \approx 2^j$ και $L_{2,j} \approx 2^{j/2}$. Η υποστήριξη curvelets σε κλίμακα j και με μηδενικό προσανατολισμό περιγράφεται μέσω του μετασχηματισμού Fourier ως:

$$\hat{\varphi}_{j,0,k}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{L_{1,j} \cdot L_{2,j}}} U_{j,0}(\omega) \exp\left[-2\pi i \left(k_1 \omega_1 / L_{1,j} + k_2 \omega_2 / L_{2,j}\right)\right]$$

Ο μετασχηματισμός Fourier $\hat{\varphi}_{j,l,k}$ ενός curvelet $\varphi_{j,l,k}$ εντοπίζεται στην υποστήριξη του παραθύρου συχνότητας $U_{j,l}$.

Από τον ορισμό, ένα curvelet $\varphi_{j,l,k}$ για τις διάφορες θέσεις και κατευθύνσεις μπορεί να προκύψει με κατάλληλες πράξεις στο πρότυπο curvelet. Εύκολα προκύπτει ότι η εξίσωση του curvelet σε κάθε θέση μπορεί να προκύψει με μεταφορά από την εξίσωση για θέση αναφοράς ως:

$$\varphi_{j,0,k}(x) = \varphi_{j,0,0}\left(x - \left(k_1 / L_{1,j}, k_2 / L_{2,j}\right)\right)$$

Αντίστοιχα, η εξίσωση του curvelet σε κάθε κατεύθυνση μπορεί να προκύψει με περιστροφή από την εξίσωση για μηδενική κατεύθυνση ως:

$$\varphi_{j,l,0}(x) = \varphi_{j,0,0}(R_{-\theta_l} \cdot x)$$

Συνεχής Καμπυλωτός Μετασχηματισμός

Ο Συνεχής Καμπυλωτός Μετασχηματισμός (Continuous Curvelet Transform ή CCT) ορίζεται όμοια με το μετασχηματισμό κυματιδίων. Έστω αρχική δισδιάστατη εικόνα $f(x, y)$ στο χώρο R^2 [46]. Μέσω του καμπυλωτού μετασχηματισμού αντιστοιχίζεται σε χώρο με μεταβλητές κλίμακας, θέσης και κατεύθυνσης.

Στην πιο αδρή κλίμακα, δηλαδή για $j = j_0$, αντιστοιχεί βαθυπερατό παράθυρο W_{j_0} , το οποίο υπακούει στη σχέση $|W_{j_0}(r)|^2 + \sum_{j \geq j_0} |W_j(2^{-j}r)|^2 = 1$. Μέσω του παραθύρου αυτού τα curvelets ορίζονται από το μετασχηματισμό Fourier αυτών ως:

$$\varphi_{j_0,k}(t) = \varphi_{j_0}(t - 2^{-j_0}k), \text{ με } \hat{\varphi}_{j_0,k}(\omega) = 2^{-j_0} W_{j_0}(2^{-j_0}|\omega|)$$

Σύμφωνα με τα προηγούμενα, για κάθε παράμετρο κλίμακας $j > j_0$ ορίζεται το παράθυρο συχνότητας U_j στο πεδίο Fourier ως

$$U_j(r) = 2^{-3j/4} W(2^{-j}r) V\left(\frac{2^{\text{abs}(j/2)}\theta}{2\pi}\right)$$

Ένα curvelet σε κλίμακα 2^{-j} , προσανατολισμό θ_l και θέση $t_k^{j,l} = R_{\theta_l}^{-1}(2^{-j}k_1, 2^{-j/2}k_2)$ ορίζεται από το πρότυπο curvelet ως:

$$\varphi_{j,l,k}(t) = \varphi_{j,0,0}(R_{\theta_l} \cdot (t - t_k^{j,l})), \text{ όπου } R_{\theta_l} \text{ πίνακας στροφής κατά γωνία } \theta_l.$$

Οι συντελεστές curvelet μιας συνάρτησης $f \in L^2(\mathbb{R}^2)$ προκύπτουν ως το εσωτερικό γινόμενο αυτής με κάθε curvelet $\varphi_{j,l,k}$ ως:

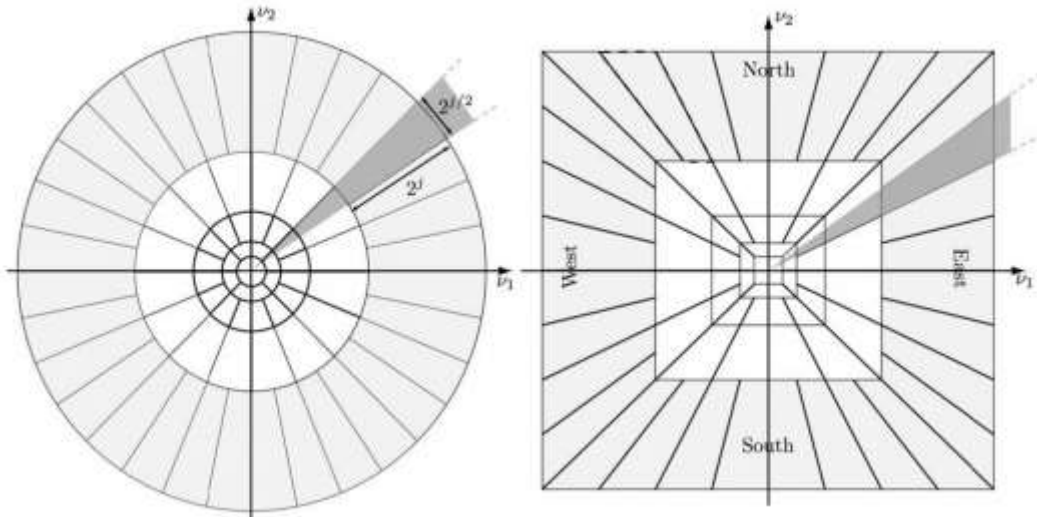
$$c_{j,l,k} = \langle \varphi_{j,l,k}, f \rangle = \int_{\mathbb{R}^2} \overline{\varphi_{j,l,k}(x)} f(x) dx$$

Η προηγούμενη σχέση μπορεί να οριστεί ως ολοκλήρωμα στο πεδίο της συχνότητας με τη βοήθεια του θεωρήματος Plancherel. Με τον τρόπο αυτό λαμβάνει την ακόλουθη μορφή:

$$c_{j,l,k} = \frac{1}{(2\pi)^2} \int_{\mathbb{R}^2} \overline{\varphi_{j,l,k}(\omega)} f(\omega) d\omega = \frac{1}{(2\pi)^2} \int \hat{f}(\omega) \tilde{U}_{j,l}(R_{\theta_l}\omega) \exp(i\langle t_k^{j,l}, \omega \rangle) d\omega$$

Διακριτός Καμπυλωτός Μετασχηματισμός

Με βάση τον συνεχή καμπυλωτό μετασχηματισμό, αναπτύχθηκαν διάφορες διακριτές εκδοχές του μετασχηματισμού και υλοποιήθηκε ο Ταχύς Διακριτός Καμπυλωτός Μετασχηματισμός (Fast Discrete Curvelet Transform - FDCT). Οι περιστροφές και οι στεφανιαίες δομές που εμφανίζονται κατά το συνεχή μετασχηματισμό εμφανίζουν δυσκολίες κατά την διακριτοποίηση και προσαρμογή τους σε καρτεσιανά πλέγματα συντεταγμένων. Η μετάβαση σε καρτεσιανή στεφάνη βασίζεται σε ομόκεντρα τετράγωνα και διαμερίσεις.



Εικόνα 5 – Δισδιάσταση διαμέριση του πεδίου συχνότητας. Τα curvelet υποστηρίζονται από σφήνες $U_{j,l}$ (γκρίζα περιοχή), οι οποίες λαμβάνονται ως το γινόμενο του ακτινικού (ανοιχτό γκρι) και του γωνιακού παραθύρου (σκούρο γκρι). Αριστερά: Η δομή στο συνεχή χώρο. Δεξιά: Η αντίστοιχη δομή στο διακριτό χώρο.

Σε δύο διαστάσεις λαμβάνεται καρτεσιανό πλέγμα μεταβλητών εισόδου $f(n_1, n_2), 0 \leq n_1, n_2 < n$. Ορίζεται πλέγμα συχνοτήτων Fourier $\hat{f}(n_1, n_2)$ της εισόδου f με διακριτές συχνότητες $-n/2 \leq n_1, n_2 \leq n/2$.

Ορίζεται η οικογένεια ακτινικών παραθύρων \tilde{W}_j μέσω των σχέσεων:

$$\tilde{W}_{j_0}(\omega) = \Phi_{j_0}(\omega) \text{ και } \tilde{W}_j(\omega) = \sqrt{\Phi_{j+1}^2(\omega) - \Phi_j^2(\omega)}, j \geq j_0,$$

όπου $\Phi_j(\omega_1, \omega_2) = \phi(2^{-j}\omega_1)\phi(2^{-j}\omega_2)$ με ϕ ομαλή, $0 \leq \phi \leq 1$, $\phi(x) = 1, x \in [-1/2, 1/2]$ και αθέατη στο διάστημα $[-2, 2]$. Πρέπει να ισχύει πάντα ότι $\tilde{W}_{j_0}(\omega)^2 + \sum_{j \geq j_0} \tilde{W}_j(\omega)^2 = 1$.

Η οικογένεια γωνιακών παραθύρων υπακούει κατά τα γνωστά στη σχέση $\sum_{l=-\infty}^{\infty} V^2(t-l) = 1, t \in R$ και ορίζεται ως $V_j(\omega) = V\left(2^{abs(j/2)} \frac{\omega_2}{\omega_1}\right)$.

Στην πιο αδρή κλίμακα ορίζεται παράθυρο συχνότητας $\tilde{U}_{j_0}(\omega) = \tilde{W}_{j_0}(\omega)$, το οποίο υποστηρίζεται από ορθογώνιο διαστάσεων $L_{1,j_0} \times L_{2,j_0}$. Σε λεπτομερέστερες κλίμακες όπου $j_0 < j < j_e$, το παράθυρο συχνότητας ορίζεται ως:

$$\tilde{U}_j(\omega) = \tilde{W}_j(\omega)\tilde{V}_j(\omega)$$

Το παράθυρο $\tilde{U}_{j,l}$ απομονώνει τις συχνότητες κοντά στη σφήνα με

$$\left\{(\omega_1, \omega_2) : 2^{j-1} \leq \omega_1 \leq 2^{j+1}, -2^{-j/2} \leq \omega_2 / \omega_1 \leq 2^{-j/2}\right\}$$

Εισάγεται ένα σύνολο από ισοδιατεταγμένες κλίσεις $\tan \theta_l = 2^{-abs(j/2)}l$ με $l = -2^{abs(j/2)}, \dots, 2^{abs(j/2)} - 1$. Σε αυτή την περίπτωση αντί για ισοδιατεταγμένο προσανατολισμό, αξιοποιούνται ισοδιατεταγμένες κλίσεις. Ορίζεται παράθυρο συχνότητας

$$\tilde{U}_{j,l}(\omega) = \tilde{W}_j(\omega)\tilde{V}_{j,l}(S_{\theta_l}\omega), \text{ με πίνακα διατμήσεων } S_{\theta} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ -\tan \theta & 1 \end{pmatrix}$$

Από κατασκευής, ισχύει $V_j(S_{\theta_l}\omega) = V\left(2^{abs(j/2)} \frac{\omega_2}{\omega_1} - l\right)$.

Η λεπτότερη κλίμακα $j_e = \log_2(n/2)$ εξάγει περιεχόμενη μέγιστης συχνότητας. Το παράθυρο συχνότητας είναι $\tilde{U}_{j_e,0}(\omega) = \tilde{W}_{j_e}(\omega)$, το οποίο υποστηρίζεται από ορθογώνιο διαστάσεων $L_{1,j_e} \times L_{2,j_e}$.

Στη συνέχεια απαιτείται η επιλογή ενός χωρικού πλέγματος δειγματοληψίας της παραμέτρου θέσης για τη μετάφραση του curvelet σε κλίμακα j και προσανατολισμό l , με την προϋπόθεση οι προκύπτοντες συντελεστές να παραμένουν σε στενό πλαίσιο. Μια τέτοια επιλογή είναι το διακριτό $b = (\delta_1 2^{-j} k_1, \delta_2 2^{-abs(j/2)} k_2)$, με σταθερές δ_1, δ_2 .

Οι συντελεστές curvelet εξαρτώνται από τον τρόπο που ευθυγραμμίζονται με την εικόνα εισόδου. Συγκεκριμένα, οι συντελεστές εμφανίζουν μεγαλύτερες τιμές όταν το curvelet ευθυγραμμίζεται ορθά με την καμπύλη στην εικόνα. Υπάρχουν δύο χωριστές προσεγγίσεις επιλογής πλέγματος και κατά συνέπεια δύο αλγόριθμοι εφαρμογής του μετασχηματισμού, η μέθοδος με USFFT και η μέθοδος Wrapping. Οι δύο υλοποιήσεις εμφανίζουν την ίδια πολυπλοκότητα $O(n^2 \log n)$ και επειδή διατηρούν τη νόρμα l_2 , επιτρέπουν την

αντίστροφη διαδικασία μέσω αλγορίθμων ταχείας αντίστροφής με περίπου την ίδια πολυπλοκότητα [47].

Μέθοδος βασιζόμενη σε USFFT

Στο πλαίσιο της μεθόδου με USFFT (UniquiSpaced Fast Fourier Transform) γίνεται επιλογή λοξού πλέγματος, έτσι ώστε να είναι αρκετά ευθυγραμμισμένο με τον προσανατολισμό του curvelet. Η επιλογή αυτή επιτρέπει όσο το δυνατόν πιστότερη διακριτοποίηση του συνεχούς μετασχηματισμού.

Τα καρτεσιανά curvelet λαμβάνουν τη μορφή:

$$\varphi_{j,k,l}(x) = 2^{3j/4} \varphi_j \left(S_{\theta_l}^T (x - S_{\theta_l}^{-T} b) \right)$$

Η σχέση υπολογισμού των συντελεστών curvelet στο πλέγμα $S_{\theta_l}^{-T} b$ είναι:

$$c_{j,l,k} = \int \hat{f}(\omega) \tilde{U}_{j,l}(S_{\theta_l}^{-1} \omega) \exp(i \langle b, S_{\theta_l}^{-1} \omega \rangle) d\omega = \int \hat{f}(S_{\theta_l} \omega) \tilde{U}_{j,l}(\omega) \exp(i \langle b, \omega \rangle) d\omega$$

Μετά από πράξεις, οι διακριτοί συντελεστές curvelet υπολογίζονται τελικά ως:

$$c_{j,l,k}^D = \sum_{n_1, n_2 \in P_j} \hat{f}[n_1, n_2 - n_1 \tan \theta_l] \tilde{U}_j[n_1, n_2] \exp(2\pi i (n_1 k_1 / L_{1,j} + n_2 k_2 / L_{2,j}))$$

όπου η περιοχή P_j ορίζεται από τις διαστάσεις του ορθογωνίου υποστήριξης του \tilde{U}_j ως

$$P_j = \{(n_1, n_2) : n_{i,0} \leq n_i < n_{i,0} + L_{i,j}, i = 1, 2\}$$

$$\text{και } \hat{f}[n_1, n_2] = \hat{f}(2\pi n_1, 2\pi n_2)$$

Παρουσιάζονται συγκεντρωτικά τα βήματα του αλγορίθμου της μεθόδου FDCT-USFFT [48]:

1. Εφαρμογή FFT δύο διαστάσεων και λήψη δειγμάτων Fourier $\hat{f}[n_1, n_2], -n/2 \leq n_1, n_2 < n/2$.
2. Για για κάθε κλίμακα και προσανατολισμό γίνεται επαναδειγματοληψία είτε παρεμβολή της $\hat{f}[n_1, n_2]$ ώστε να προκύψουν οι τιμές $\hat{f}[n_1, n_2 - n_1 \tan \theta_l]$ για στην περιοχή P_j
3. Υπολογισμός του γινομένου $\tilde{f}_{j,l}[n_1, n_2] = \hat{f}[n_1, n_2 - n_1 \tan \theta_l] \tilde{U}_j[n_1, n_2]$
4. Εφαρμογή αντιστρόφου FFT δύο διαστάσεων και $L_{1,j,l} \times L_{2,j,l}$ σημείων σε κάθε γινόμενο και λήψη των διακριτών συντελεστών $c_{j,l,k}^D$.

Μέθοδος Wrapping

Όσον αφορά τη μέθοδο Wrapping, γίνεται επιλογή πλέγματος, το οποίο είναι ευθυγραμμισμένο με το καρτεσιανό πλέγμα εισόδου και είναι ίδιο για κάθε γωνία, παρά τον προσανατολισμό του curvelet. Η επιλογή αυτή επιτρέπει ευκολότερη κατανόηση και υλοποίηση της μεθόδου.

Η σχέση υπολογισμού των συντελεστών curvelet στο κανονικό ορθογώνιο πλέγμα είναι:

$$c_{j,l,k} = \int \hat{f}(\omega) \tilde{U}_{j,l}(S_{\theta_l}^{-1} \omega) \exp(i \langle b, \omega \rangle) d\omega$$

Έστω παραλληλόγραμμο $P_{j,l} = S_{\theta_l} P_j$, το οποίο περιέχει την υποστήριξη του διακριτού παραθύρου $\tilde{U}_j[n_1, n_2]$. Γίνεται η υπόθεση σταθερών $L_{1,j} \sim 2^j, L_{2,j} \sim 2^{j/2}$, με χρήση των

οποίων μπορεί να γίνεται τμηματοποίηση του δισδιάστατου επιπέδου με μεταφορές του $P_{j,l}$ κατά πολλαπλάσια του $L_{1,j}$ και του $L_{2,j}$ στην οριζόντια και κάθετη διεύθυνση αντίστοιχα. Το γινόμενο $d[n_1, n_2] = \hat{f}[n_1, n_2] \tilde{U}_{j,l}[n_1, n_2]$ γίνεται περιοδικό, ώστε

$$Wd[n_1, n_2] = \sum_{m_1 \in \mathbb{Z}} \sum_{m_2 \in \mathbb{Z}} d[n_1 + m_1 L_{1,j}, n_2 + m_2 L_{2,j}]$$

Η αναδίπλωση σε ορθογώνιο $L_{1,j,l} \times L_{2,j,l}$ γύρω από την αρχή μπορεί να εκφραστεί ως:

$$Wd[n_1 \bmod L_{1,j}, n_2 \bmod L_{2,j}] = d[n_1, n_2]$$

Παρουσιάζονται συγκεντρωτικά τα βήματα του αλγορίθμου της μεθόδου FDCT-Wrapping:

1. Εφαρμογή FFT δύο διαστάσεων και λήψη δειγμάτων Fourier $\hat{f}[n_1, n_2]$, $-n/2 \leq n_1, n_2 < n/2$.
2. Παραθύρωση των δειγμάτων ως $\tilde{U}_{j,l}[n_1, n_2] \hat{f}[n_1, n_2]$ για κάθε κλίμακα και προσανατολισμό.
3. Αναδίπλωση του γινομένου και λήψη των $W(\tilde{U}_{j,l} \hat{f})[n_1, n_2]$. Οι διακριτές συχνότητες είναι πλέον εντοπισμένες στο παράθυρο και έχουν νέο πεδίο $0 \leq n_i < L_{i,j}, i = 1, 2$.
4. Εφαρμογή αντιστρόφου FFT δύο διαστάσεων και $L_{1,j,l} \times L_{2,j,l}$ σημείων σε κάθε $W(\tilde{U}_{j,l} \hat{f})(\omega)$ και λήψη των διακριτών συντελεστών $c_{j,l,k}^D$.

Ιδιότητες

Παρακάτω περιγράφονται ορισμένες από τις βασικές ιδιότητες του Καμπυλωτού Μετασχηματισμού.

- Στενό πλαίσιο: Μια αυθαίρετη συνάρτηση $f \in L^2(\mathbb{R}^2)$ μπορεί να επεκταθεί ως μια σειρά από curvelets. Ο τύπος ανακατασκευής είναι $f = \sum_{j,l,k} \langle \varphi_{j,l,k}, f \rangle \varphi_{j,l,k}$ και ισχύει η σχέση Parseval $\sum_{j,l,k} | \langle f, \varphi_{j,l,k} \rangle |^2 = \|f\|_{L^2(\mathbb{R}^2)}^2, \forall f \in L^2(\mathbb{R}^2)$.
- Παραβολική κλιμάκωση: Ο συχνοτικός εντοπισμός του παραθύρου $U_{j,l}$ υπονοεί τη χωρική δομή κατά την οποία η συνάρτηση $\varphi_{j,l,k}$ παρουσιάζει ταχεία εξασθένηση μακριά από ορθογώνιο διαστάσεων $2^{-j} \times 2^{-j/2}$ με κύριο άξονα ορθογώνιο ως προς την κατεύθυνση θ_l . Έτσι ικανοποιείται η σχέση κλιμάκωσης $\text{πλάτος} = \text{μήκος}^2$.
- Ταλαντωτική συμπεριφορά: Το παράθυρο $U_{j,0}$ υποστηρίζεται μακριά από τον κάθετο άξονα και κοντά προς τον οριζόντιο άξονα. Αντίστοιχα, το $\varphi_{j,l,k}(\omega)$ είναι ταλαντωτικό στην πρώτη διάσταση του ω και χαμηλοπερατό στη δεύτερη διάσταση του ω . Με τον τρόπο αυτό το curvelet εμφανίζει μορφή λεπτής βελόνας, διαθέτει

ως περιβάλλουσα συνάρτηση μια προεξοχή μήκους $2^{-j/2}$ και πλάτους 2^{-j} και παρουσιάζει ταλαντωτική συμπεριφορά κατά μήκος του ελάσσονα άξονα.

- Αποσβεννύμενες ροπές: Το πρότυπο curvelet διαθέτει q εξαφανιζόμενες ροπές όταν $\int_{-\infty}^{\infty} \varphi_j(x_1, x_2) x_1^n dx_1 = 0, \forall 0 \leq n < q, \forall x_2$, στο πεδίο του χώρου

$$\text{ή } \frac{\partial^n \hat{\varphi}_j}{\partial \omega_1^n}(0, \omega_2) = 0, \forall 0 \leq n < q, \forall \omega_2, \text{ στο πεδίο συχνοτήτων Fourier}$$

Την ίδια ιδιότητα διαθέτουν και τα υπόλοιπα curvelet όταν ως x_1, x_2 λαμβάνονται οι αντίστοιχες περιστρεμμένες συντεταγμένες.

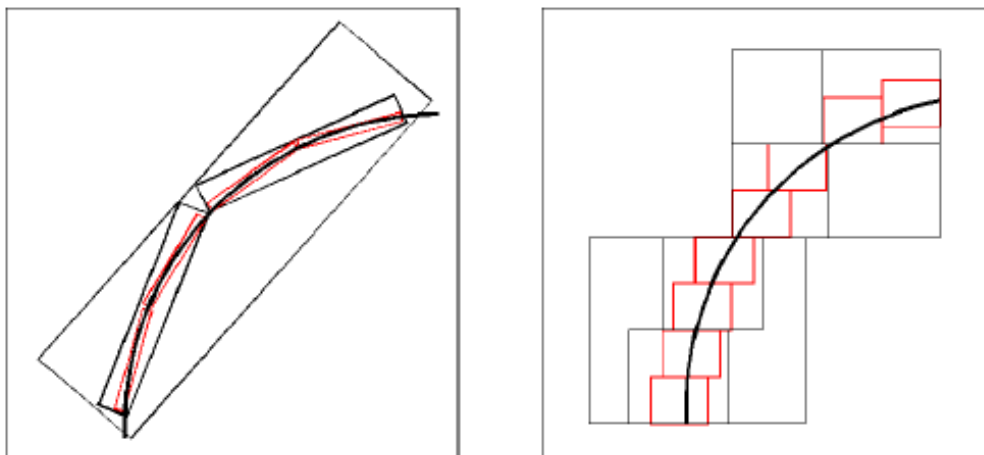
- Χωρικός εντοπισμός: Για δεδομένη κλίμακα και προσανατολισμό, οι συναρτήσεις των curvelet προκύπτουν από το πρότυπο curvelet μέσω δισδιάστατων μεταφορών. Με τον τρόπο αυτό δημιουργείται καρτεσιανό πλέγμα με διάταξη ανάλογη του μήκους στην κατεύθυνση θ_l και ανάλογη του πλάτους στην κανονική κατεύθυνση.
- Κατευθυντήρια ευαισθησία: Για κλίμακα 2^{-j} προκύπτουν $2^{j/2}$ διαφορετικοί προσανατολισμοί θ_l . Ισχύει ότι $\#\theta_l = 1/\sqrt{2^{-j}}$, δηλαδή το πλήθος διαφορετικών προσανατολισμών σε κάθε κλίμακα είναι αντιστρόφως του τετραγώνου της κλίμακας.
- Βέλτιστη βάση για καμπυλοειδείς ιδιομορφίες: Εξαιτίας της ιδιότητας παραβολικής κλιμάκωσης που εμφανίζει ο μετασχηματισμός αυτός, το πλαίσιο των curvelet αποτελεί βέλτιστη αναπαράσταση για συναρτήσεις με ιδιομορφίες κατά μήκος γενικά ομαλών καμπυλών στο χώρο C^2 .

Πλεονεκτήματα

Το πιο ενδιαφέρον πλεονέκτημα του καμπυλωτού μετασχηματισμού έναντι των υπολοίπων μετασχηματισμών αφορά την προσέγγιση καμπυλωτών ασυνεχειών. Κατά την εφαρμογή FFT, ένα σημείο ασυνέχειας επηρεάζει το σύνολο των συντελεστών Fourier, οπότε ο μετασχηματισμός αυτός δεν μπορεί να διαχειριστεί σημεία ασυνέχειας. Κατά την εφαρμογή μετασχηματισμού κυματιδίων, ένα σημείο ασυνέχειας επηρεάζει περιορισμένο πλήθος συντελεστών, ωστόσο ασυνέχειες κατά μήκος καμπύλης επηρεάζουν το σύνολο των συντελεστών πάνω σε αυτή. Τα curvelet έχουν σχεδιαστεί ώστε να μπορούν να διαχειριστούν καμπύλες μέσω μικρού αριθμού συντελεστών και έτσι μπορούν να παρέχουν βέλτιστα αραιές αναπαραστάσεις αντικειμένων τα οποία εμφανίζουν ομαλότητα εκτός από ασυνέχεια κατά μήκος καμπύλης με περιορισμένη καμπυλότητα. Τέτοιες αναπαραστάσεις είναι σαφώς πιο αραιές σε σχέση με την αποσύνθεση του αντικειμένου μέσω κυματιδίων [49]. Ο καμπυλωτός μετασχηματισμός επιτρέπει βελτιωμένη αναπαράσταση καμπύλων ιδιομορφιών και παρέχει ιστροπική κλιμάκωση των δεδομένων. Ακόμη, επιτρέπει των προσανατολισμό σε περισσότερες κατευθύνσεις αντί μονάχα της οριζόντιας, κάθετης και διαγώνιας, στις οποίες περιορίζεται ο μετασχηματισμός κυματιδίων.

Ο καμπυλωτός μετασχηματισμός παρέχει επίσης βέλτιστα αραιή αναπαράσταση όσον αφορά τη διάδοση κυμάτων, καθώς τα curvelets αποτελούν χρήσιμο εργαλείο κατά την επίλυση μερικών διαφορικών εξισώσεων. Διαθέτουν την ιδιότητα να μοντελοποιούν πιστά την γεωμετρία της διάδοσης κύματος, μέσω της μεταφοράς του κέντρου του curvelet κατά

μήκος των Χαμιλτονιανών ροών. Επιπλέον επιτρέπει τη βέλτιστη ανακατασκευή εικόνας σε περιπτώσεις προβλημάτων ανακατασκευής από ελλιπή ή θορυβώδη δεδομένα, όπως για παράδειγμα οι ιατρικές εικόνες. Η δυνατότητα αυτή προκύπτει από τα μικροτοπικά χαρακτηριστικά και τον εντοπισμό φάσης-χώρου που διαθέτουν τα curvelet.



Εικόνα 6 – Αναπαράσταση καμπύλων ιδιομορφιών μέσω curvelet (αριστερά) και κυματιδίων (δεξιά)

Η ύπαρξη ποικίλων ευθειών και καμπύλων γραμμών σε εικόνες καρωτιδικού υπερήχου, καθώς και τα αποτελέσματα προηγούμενων εφαρμογών του στο πεδίο της επεξεργασίας υπερηχογραφήματων, αποτέλεσαν παράγοντες μέγιστης σημασίας για την επιλογή του καμπυλωτού μετασχηματισμού. Χρησιμοποιήθηκε ο καμπυλωτός μετασχηματισμός δεύτερης γενιάς, ο οποίος είναι ταχύτερος, ευκολότερος στην υλοποίηση και κατανοητός σε σχέση με τον μετασχηματισμό πρώτης γενιάς. Καθίσταται σαφές ότι και οι δύο μέθοδοι εφαρμογής του μετασχηματισμού – με USFFT ή με Wrapping – εμφανίζουν περίπου ίδια πολυπλοκότητα και ταχύτητα $O(n^2 \log n)$ flops (Floating Point Operations Per Second) για δεδομένα εισόδου με τη μορφή πίνακα $n \times n$, ενώ η διαφορά τους έγκειται στην επιλογή καταλλήλου χωρικού πλέγματος μετάφρασης των curvelet. Δεδομένων των παραπάνω, η επιλογή μεθόδου βασίστηκε στο γεγονός ότι η μέθοδος με Wrapping γίνεται πιο εύκολα κατανοητή και είναι πιο εύρωστη, καθώς και σε αποτελέσματα προηγούμενων εργασιών, τα οποία έδειξαν ότι η μέθοδος με USFFT είναι ελαφρώς πιο αργή λόγω του βήματος με παρεμβολή που περιέχει. Ο καμπυλωτός μετασχηματισμός εφαρμόστηκε έτσι, ώστε να πραγματοποιηθεί ανάλυση σε $n_{scales} = \lceil \log_2(\min(\dim_x, \dim_y)) - 3 \rceil$ κλίμακες, όπου οι αγκύλες συμβολίζουν τη στρογγυλοποίηση προς τον κοντινότερο μεγαλύτερο ακέραιο, και οι σταθερές \dim_i τις διαστάσεις της εικόνας. Κατά τη σύγκριση εικόνων με άνισες διαστάσεις, η κλίμακα επιλέχτηκε με βάση τις διαστάσεις της μικρότερης εικόνας. Ακόμα, χρησιμοποιήθηκε η επιλογή μιγαδικών curvelet σε κάθε κλίμακα και curvelet στην υψηλότερη κλίμακα (αντί για την επιλογή κυματιδίων). Η εφαρμογή του μετασχηματισμού έγινε στο περιβάλλον MATLAB με τη βοήθεια του toolbox Curvelab, έκδοση 2.1.2 (Απρίλιος 2008).

2.3 Εξαγωγή Χαρακτηριστικών Υφής

Ο υπολογισμός στατιστικών χαρακτηριστικών δεύτερης τάξης αφορά δύο διακριτά εικονοστοιχεία αναφοράς. Στο πλαίσιο αυτό, ορίζεται η έννοια του μητρώου συνεμφάνισης φωτεινοτήτων (Gray Level Co-Occurrence matrix – GLCM), ή διαφορετικά πίνακα χωρικής εξάρτησης φωτεινοτήτων [50], το οποίο περιέχει ένα σύνολο από συχνότητες. Κάθε μια από τις συχνότητες αυτές αφορά τη σχέση κάθε εικονοστοιχείου με κάθε γειτονικό του που βρίσκεται σε ορισμένη απόσταση. Κάθε στοιχείο του μητρώου αντιστοιχεί στη συχνότητα ταυτόχρονης εμφάνισης ζευγών εικονοστοιχείων με συγκεκριμένα επίπεδα φωτεινότητας, δηλαδή ενός εικονοστοιχείου με δεδομένη τιμή φωτεινότητας i σε δεδομένη απόσταση d κατά γωνία θ από άλλο εικονοστοιχείο, το οποίο διαθέτει κι αυτό δεδομένη τιμή φωτεινότητας j . Η εξαγωγή χαρακτηριστικών τέτοιου τύπου επιτρέπει ποσοτικοποίηση εννοιών όπως οι ομαλότητα, η αδρότητα και η υφή σε μία εικόνα. Η παράμετρος απόστασης είναι ακέραιος αριθμός, αφού εκφράζει το πλήθος των εικονοστοιχείων που διαχωρίζουν τα δύο εικονοστοιχεία ενδιαφέροντος. Η γωνία είναι κβαντισμένη σε τέσσερις διευθύνσεις $\theta \in \{0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ\}$, γεγονός που οφείλεται στη δομή των εικόνων σε τετραγωνικό πλέγμα εικονοστοιχείων. Ανάλογα με το αν το πλήθος εμφανίσεων (i, j) προσμετρείται μαζί με τις εμφανίσεις (j, i) ή αν μετρώνται ανεξάρτητα, ο πίνακας συνεμφάνισης προκύπτει συμμετρικός κατά μήκος της διαγωνίου ή όχι. Για αρχική εικόνα με G επίπεδα φωτεινότητας προκύπτει πίνακας συνεμφάνισης διάστασης $G \times G$. Ωστόσο, τα επίπεδα φωτεινότητας μπορούν να κβαντιστούν έτσι ώστε να μειωθεί το πλήθος τους, οπότε προκύπτουν πίνακες συνεμφάνισης μικρότερου μεγέθους.

Τα χαρακτηριστικά αυτά χρησιμοποιούνται στη συνέχεια για σκοπούς αναπαράστασης, σύγκρισης και ταξινόμησης υφής. Σημαντικό μειονέκτημα των μητρώων αυτών αποτελεί το γεγονός ότι τα προκύπτοντα χαρακτηριστικά δεν αντιστοιχούν απαραίτητως στην ανθρώπινη οπτική αντίληψη.

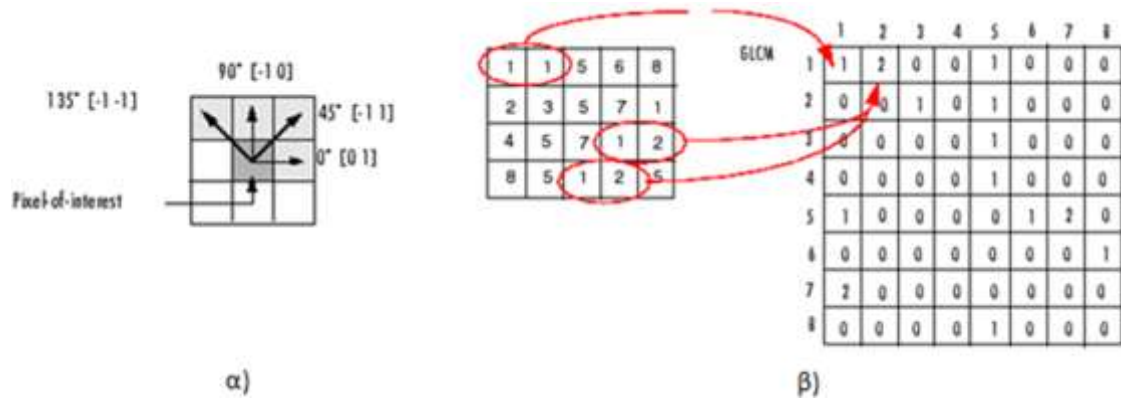
Τα μητρώα συνεμφάνισης για τις τέσσερις διευθύνσεις ορίζονται με τον ακόλουθο τρόπο. Λαμβάνεται ο πληθάριθμος διαφορετικού συνόλου εικονοστοιχείων στην κάθε διεύθυνση, το οποίο δομείται έτσι ώστε να περιέχει διαφορετικά ζεύγη εικονοστοιχείων ανάλογα με τον προσανατολισμό.

$$co_{d,0^\circ} = \#\{[(k, l), (m, n)] \in D : k - m = 0, |l - n| = d, f_{kl} = i, f_{mn} = j\}$$

$$co_{d,45^\circ} = \#\{[(k, l), (m, n)] \in D : (k - m = d, l - n = -d) \vee (k - m = -d, l - n = d), f_{kl} = i, f_{mn} = j\}$$

$$co_{d,90^\circ} = \#\{[(k, l), (m, n)] \in D : k - m = d, |l - n| = 0, f_{kl} = i, f_{mn} = j\}$$

$$co_{d,135^\circ} = \#\{[(k, l), (m, n)] \in D : (k - m = d, l - n = d) \vee (k - m = -d, l - n = -d), f_{kl} = i, f_{mn} = j\}$$



Εικόνα 7 – α) Οι κατευθύνσεις υπολογισμού της απόστασης μεταξύ των ζευγών, β) Υπολογισμός συχνότητας συνεμφάνισης για τα ζεύγη (1,1) και (1,2) του πίνακα συνεμφάνισης δεξιά με είσοδο τον πίνακα αριστερά. Ο υπολογισμός του ζεύγους (1,2) διαφέρει από τον υπολογισμό του (2,1), όπως προκύπτει από τη μηδενική τιμή στη θέση (2,1) του πίνακα συνεμφάνισης.

Όπως και στην περίπτωση των στατιστικών πρώτης τάξης με το ιστόγραμμα, έτσι και σε αυτή την περίπτωση με το μητρώο συνεμφάνισης, μπορούν να προκύψουν διάφορες μετρικές, οι οποίες εκφράζουν συγκεκριμένες ιδιότητες του πίνακα και της αρχικής εικόνας. Στη βιβλιογραφία έχουν οριστεί και χρησιμοποιηθεί διάφορες στατιστικές μετρικές δεύτερης τάξης, όπως η γωνιακή ροπή δεύτερης τάξης ή ενέργεια (Angular Second Moment – ASM), η αντίθεση (Contrast), η συσχέτιση (Correlation), η ομογένεια (Homogeneity) και η εντροπία (Entropy), η αντίστροφη διαφορική ροπή και ο μέγιστος συντελεστής συσχέτισης. Η αντίθεση αποτελεί μέτρο των τοπικών μεταβολών φωτεινότητας και λαμβάνει υψηλή τιμή όταν η εικόνα εμφανίζει μεγάλες τέτοιες μεταβολές. Η συσχέτιση αποτελεί μέτρο της συσχέτισης μεταξύ εικονοστοιχείων σε δύο διαφορετικές κατευθύνσεις. Η ομογένεια εκφράζει την ομοιομορφία της φωτεινότητας της εικόνας και λαμβάνει υψηλές τιμές για εικόνες χαμηλής αντίθεσης. Η εντροπία αποτελεί μέτρο τυχαιότητας και λαμβάνει χαμηλές τιμές για ομαλές εικόνες. Η αντίθεση και η συσχέτιση είναι αντιστρόφως ανάλογα μεγέθη.

$$ASM = \sum_{i,j} \{c(i, j)\}^2$$

$$Contrast = \sum_{i,j} |i - j|^2 \log c(i, j)$$

$$Correlation = \sum_{i,j} \frac{(i - \mu_1)(j - \mu_2)c(i, j)}{\sigma_1 \sigma_2}$$

$$Homogeneity = \sum_{i,j} \frac{c(i, j)}{1 + |i - j|^2}$$

$$Entropy = - \sum_{i,j} c(i, j) \log c(i, j)$$

όπου το $c(i, j)$ αντιστοιχεί στο στοιχείο που βρίσκεται στη θέση (i, j) του μητρώου συνεμφάνισης. Τα μεγέθη αυτά επηρεάζονται από τη γωνία υπολογισμού αλλά και από την περιστροφή της εικόνας, καθώς εξαρτώνται από τη σχετική θέση των εικονοστοιχείων επάνω στο τετραγωνικό πλέγμα. Για την εξαγωγή χαρακτηριστικών τα οποία είναι ανεξάρτητα της περιστροφής απαιτείται ο υπολογισμός του μέσου όρου των τιμών σε όλες τις γωνίες υπολογισμού. Ο υπολογισμός έγινε μέσω των συναρτήσεων *graycomatrix* και

graycoprops του MATLAB και μελετήθηκαν τα στατιστικά μεγέθη συσχέτισης, αντίθεσης, ομογένειας και ενέργειας.

2.4 Στατιστικοί Έλεγχοι

Κατά την αξιολόγηση μιας διαδικασίας διαχωρισμού κατηγοριών ο στατιστικός έλεγχος υποθέσεων αποτελεί χρήσιμο εργαλείο. Μία στατιστική υπόθεση μπορεί να ελεγχθεί κατά την παρατήρηση μιας διαδικασίας, η οποία μοντελοποιείται από ένα σύνολο τυχαίων μεταβλητών. Η διαδικασία ελέγχου αποτελεί μέθοδο στατιστικού συμπερασμού και εφαρμόζεται σε στοχαστικά προβλήματα απόφασης μεταξύ δύο εναλλακτικών υποθέσεων. Η πρώτη υπόθεση H_0 καλείται μηδενική υπόθεση, ενώ η δεύτερη υπόθεση H_1 καλείται εναλλακτική υπόθεση. Τα σύνολα τιμών των δύο υποθέσεων είναι ξένα μεταξύ τους. Συνήθως ως μηδενική υπόθεση τίθεται αυτή, της οποίας η λανθασμένη απόρριψη εγκυμονεί περισσότερους κινδύνους απ' ότι η εναλλακτική. Η μηδενική υπόθεση θεωρείται αρχικά ισχύουσα και στη συνέχεια αμφισβητείται. Αν ένα τυχαίο δείγμα του πληθυσμού της H_0 κριθεί ως απίθανο εντός συγκεκριμένου κατωφλίου πιθανότητας, το οποίο καλείται επίπεδο σημαντικότητας, τότε η σύγκριση θεωρείται στατιστικά σημαντική και η H_0 απορρίπτεται. Σε αντίθετη περίπτωση, τότε το δοθέν σύνολο δεδομένων δεν παρέχει αρκετά στοιχεία ώστε να γίνει απόρριψη της μηδενικής υπόθεσης. Ανάλογα με τη διατύπωση των ελέγχων διακρίνονται σε μονόπλευρους (δεξιόπλευροι και αριστερόπλευροι) και αμφίπλευρους. Ανάλογα με το αν οι πληθυσμοί της μιας ή και των δύο υποθέσεων προέρχονται από πειραματικά δείγματα ο έλεγχος διακρίνεται σε ενός δείγματος (one-sample test) ή δύο δειγμάτων (two-sample test). Εφόσον η διαδικασία αυτή βασίζεται σε πιθανοτικούς ελέγχους, εμφανίζονται δύο ειδών σφάλματα. Το σφάλμα τύπου I αναφέρεται στην περίπτωση όπου η H_0 απορρίφθηκε ως εξαιρετικά απίθανη, ενώ θα έπρεπε να επιβεβαιωθεί. Το σφάλμα τύπου II αναφέρεται στην περίπτωση όπου η H_0 δεν απορρίφθηκε, ενώ είναι αληθής η H_1 .

Η διαδικασία που ακολουθείται κατά τον στατιστικό έλεγχο ξεκινά με ορισμό της μηδενικής και εναλλακτικής υπόθεσης, για τις οποίες δεν είναι γνωστό αν είναι αληθείς ή ψευδείς. Αναφέρονται οι στατιστικές εικασίες για το δείγμα του ελέγχου, οι οποίες αφορούν στις ανεξαρτησία των παρατηρήσεων, τη μορφή της ακολουθούμενης κατανομής κ.α. Γίνεται επιλογή κατάλληλης στατιστικής συνάρτησης T και επιπέδου σημαντικότητας α (συνήθως επιλέγεται 5% ή 1%). Από τις παρατηρήσεις γίνεται υπολογισμός της παρατηρούμενης τιμής της στατιστικής συνάρτησης T . Υπολογίζεται η p -τιμή, η οποία αποτελεί την πιθανότητα το δείγμα του στατιστικού ελέγχου υπό τη μηδενική υπόθεση να είναι τουλάχιστον τόσο «ακραίο» όσο αυτά που παρατηρήθηκαν. Η μηδενική υπόθεση απορρίπτεται, αν και μόνο αν η p -τιμή είναι μικρότερη από το επίπεδο σημαντικότητας.

Όσο πιο μικρό είναι το επίπεδο σημαντικότητας, τόσο πιο σημαντική είναι η τιμή της στατιστικής συνάρτησης ελέγχου που παρατηρείται στο δείγμα, δηλαδή δίνει πιο ισχυρές αποδείξεις εναντίον της H_0 . Προφανώς, αν η H_0 απορρίπτεται σε κάποιο επίπεδο σημαντικότητας α , τότε απορρίπτεται σε οποιοδήποτε μεγαλύτερο. Όταν απορρίπτεται η H_0 το δείγμα χαρακτηρίζεται στατιστικά σημαντικό. Η αντίστροφη διατύπωση δεν ισχύει.

Ακόμα, όσο πιο μικρή είναι η p-τιμή τόσο ισχυρότερες ενδείξεις προκύπτουν από το δείγμα για την απόρριψη της H_0 .

Έλεγχος t-test δύο δειγμάτων

Πρόκειται για παραμετρικό έλεγχο που συγκρίνει την παράμετρο θέσης δύο ανεξάρτητων

δειγμάτων δεδομένων, x και y. Η στατιστική συνάρτηση είναι $t = \frac{\bar{x} - \bar{y}}{\sqrt{\frac{s_x^2}{n} + \frac{s_y^2}{m}}}$, όπου ως

\bar{x}, \bar{y} ορίζονται οι μέσοι όροι, s_x, s_y οι τυπικές αποκλίσεις και n, m το μέγεθος των δειγμάτων x και y αντίστοιχα [51].

Η μηδενική υπόθεση θεωρεί ότι τα δεδομένα των κατηγοριών προέρχονται από τυχαία ανεξάρτητα δείγματα με από κανονικές κατανομές με ίσους μέσους όρους και άγνωστη διασπορά. Η εναλλακτική υπόθεση θεωρεί ότι τα δεδομένα των δύο κατηγοριών προέρχονται από πληθυσμούς με διαφορετικούς μέσους όρους. Ο έλεγχος λαμβάνει τιμή 1 όταν η μηδενική υπόθεση απορρίπτεται στο δεδομένο επίπεδο σημαντικότητας, ενώ λαμβάνει τιμή 0 σε κάθε άλλη περίπτωση, όπου τα δεδομένα δεν επαρκούν για απόρριψη της μηδενικής υπόθεσης.

Στην περίπτωση που για τον έλεγχο θεωρείται ότι οι δύο κατανομές διαθέτουν ίσες και άγνωστες διασπορές, τότε η στατιστική συνάρτηση υπό τη μηδενική υπόθεση έχει κατανομή Student με βαθμούς ελευθερίας $df = n + m - 2$. Τότε οι τυπικές αποκλίσεις των

δειγμάτων αντικαθίστανται από τη συνολική τυπική απόκλιση $s = \sqrt{\frac{(n-1)s_x^2 + (m-1)s_y^2}{n+m-2}}$.

Στην περίπτωση που για τον έλεγχο θεωρείται ότι οι δύο κατανομές διαθέτουν άγνωστες μεν, άνισες δε διασπορές, ο έλεγχος καλείται Welch t-test και η στατιστική συνάρτηση έχει κατά προσέγγιση κατανομή Student με βαθμούς ελευθερίας που δίνονται από την

προσέγγιση Satterthwaite ως $df = \frac{\left(\frac{s_x^2}{n} + \frac{s_y^2}{m}\right)}{\frac{\left(\frac{s_x^2}{n}\right)^2}{n-1} + \frac{\left(\frac{s_y^2}{m}\right)^2}{m-1}}$.

Έλεγχος Wilcoxon

Ο έλεγχος αθροίσματος διατάξεων του Wilcoxon (Wilcoxon rank sum test) είναι ένας μη παραμετρικός έλεγχος για δύο πληθυσμούς όταν τα δείγματα είναι ανεξάρτητα. Ο έλεγχος αυτός είναι ισοδύναμος με το Mann-Whitney U-test.

Η μηδενική υπόθεση θεωρεί ότι τα δεδομένα στα διανύσματα x και y προέρχονται από τον ίδιο πληθυσμό. Αυτό σημαίνει ότι πρόκειται για δείγματα από συνεχείς κανονικές κατανομές με ίσους μέσους, ενώ η εναλλακτική υπόθεση θεωρεί ότι δεν διαθέτουν ίσους μέσους. Τα δύο δείγματα υποτίθενται ανεξάρτητα μεταξύ τους. Όταν το δείγμα είναι μεγάλο χρησιμοποιείται στατιστική z για την προσέγγιση της p-τιμής του ελέγχου,

$$z = \frac{W - E(W)}{\sqrt{V(W)}} = \frac{W - \left[\frac{n_x n_y + n_x (n_x + 1)}{2} \right] - 0.5 \cdot \text{sign}(W - E(W))}{\sqrt{\frac{n_x n_y (n_x + n_y + 1) - \text{tiescor}}{12}}}, \text{ όπου } n_x, n_y \text{ το}$$

μέγεθος των δειγμάτων x και y με $n_x < n_y$, E η μέση τιμή, V η διασπορά, $\text{tiescor} = \frac{2 \cdot \text{tieadj}}{(n_x + n_y)(n_x + n_y - 1)}$. Το z περιγράφει την απόσταση από το μέσο σε σχέση με την τυπική απόκλιση του μέσου.

Βαθμωτή Επιλογή Χαρακτηριστικών

Οι στατιστικοί έλεγχοι μπορούν να αξιοποιηθούν σε διαδικασίες εξεύρεσης ενός υποσυνόλου των αρχικών χαρακτηριστικών για χρήση σε διεργασίες προσδιορισμού και ταξινόμησης. Μια τέτοια προσέγγιση είναι η βαθμωτή επιλογή χαρακτηριστικών [52]. Κάθε στοιχείο του διανύσματος χαρακτηριστικών αντιμετωπίζεται ανεξάρτητα από τα υπόλοιπα. Με βάση κάποιο κριτήριο διαχωρισιμότητας κλάσεων, τα χαρακτηριστικά κατατάσσονται σε φθίνουσα σειρά ως προς την τιμή του κριτηρίου. Ανάλογα με το επιθυμητό μέγεθος του υποσυνόλου χαρακτηριστικών, επιλέγονται τα n χαρακτηριστικά με υψηλότερες τιμές του κριτηρίου εκ των συνολικά m χαρακτηριστικών. Η διαδικασία αυτή προσφέρει υπολογιστική απλότητα, ωστόσο δε λαμβάνει υπόψη συσχετίσεις μεταξύ των χαρακτηριστικών.

Κατά την επεξεργασία πραγματικών εικόνων επιχειρήθηκε μείωση της διάστασης του διανύσματος χαρακτηριστικών μέσω βαθμωτής επιλογής χαρακτηριστικών με κριτήρια t -test και έλεγχο Wilcoxon.

2.5 Υλοποίηση Επεξεργασίας

Η υλοποίηση των αλγορίθμων εφαρμογής του καμπυλωτού μετασχηματισμού και εξαγωγής στατιστικών δεύτερης τάξης από τους καμπυλωτούς συντελεστές πραγματοποιήθηκε σε περιβάλλον MATLAB. Οι συνθετικές και οι πραγματικές εικόνες αξιοποιήθηκαν σε ξεχωριστές εφαρμογές ως δεδομένα εισόδου.

Η εξαγωγή των στατιστικών χαρακτηριστικών υφής πραγματοποιήθηκε με τον ίδιο τρόπο για όλες τις εικόνες εισόδου (Εικόνα 8). Στην αρχική γκριζα εικόνα εφαρμόστηκε ο

καμπυλωτός μετασχηματισμός. Για κάθε εικόνα προέκυψαν συνολικά $\sum_{j=1}^{n_{scales}} n_{wedges}(j)$

υποεικόνες συντελεστών, όπου $n_{wedges}(j)$ το πλήθος των προσανατολισμών ανάλυσης σε κάθε κλίμακα. Από τις προκύπτουσες υποεικόνες υπολογίστηκαν τα μητρώα συνεμφάνισης για μέγιστη απόσταση D μεταξύ γειτονικών εικονοστοιχείων, η οποία μετά από δοκιμές επιλέχτηκε ως $D=5$ για τις συνθετικές εικόνες και $D=3$ για τις πραγματικές εικόνες. Η μικρότερη απόσταση για τις πραγματικές εικόνες δικαιολογείται από το μικρότερο μέγεθος αυτών σε σχέση με τις συνθετικές εικόνες. Για κάθε υποεικόνα κατασκευάστηκαν τέσσερις πίνακες συνεμφάνισης (για τις $n_{angles}=4$ γωνίες υπολογισμού) με κβάντιση 8 επιπέδων τιμών και διαστάσεις $8 \times 8 \times D$. Από τον κάθε πίνακα υπολογίστηκαν οι τιμές αντίθεσης,

συσχέτισης, ομογένειας και ενέργειας. Από τη διαδικασία αυτή προέκυψε ένα πολυπληθές σύνολο χαρακτηριστικών για κάθε εικόνα, το οποίο χρειάστηκε να συμπυκνωθεί για λόγους ευκολίας διαχείρισης, βελτίωσης της ταχύτητας και μείωσης του κόστους αποθήκευσης κατά την μετέπειτα επεξεργασία του.

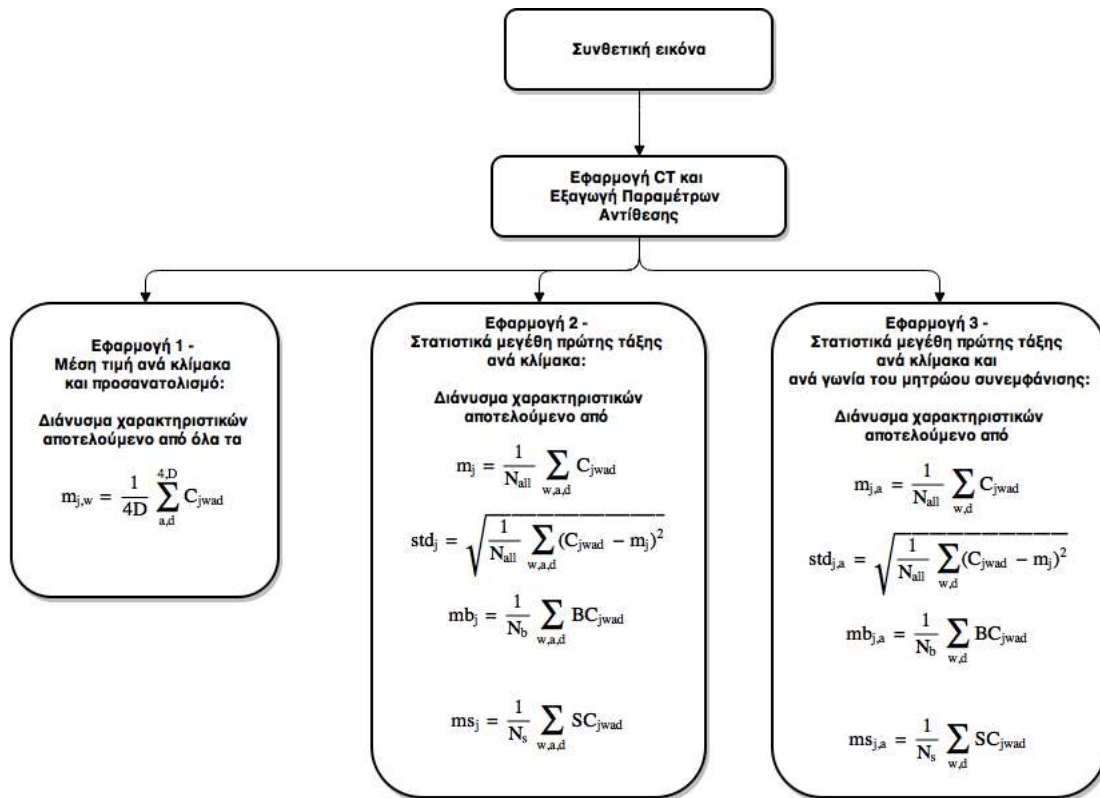


Εικόνα 8 – Η διαδικασία εξαγωγής στατιστικών χαρακτηριστικών δεύτερης τάξης μετά την αποσύνθεση της αρχικής εικόνας μέσω του καμπυλωτού μετασχηματισμού.

Η μείωση του μήκους του διανύσματος χαρακτηριστικών επιχειρήθηκε με ομαδοποιήσεις των διαφόρων στατιστικών παραμέτρων. Αξιοποιήθηκαν τα εξής στατιστικά μεγέθη πρώτης τάξης: μέση τιμή όλων των τιμών κάποιας στατιστικής παραμέτρου (m), τυπική απόκλιση όλων των τιμών (std), μέση τιμή του 10% των μεγαλύτερων τιμών (m_b) και μέση τιμή του 10% των μικρότερων τιμών (m_s). Υπολογίστηκε η μέγιστη μέση ποσοστιαία διαφορά μεταξύ των στατιστικών τιμών και επιλέχθηκε η βέλτιστη κλίμακα ανάλυσης για το κάθε στατιστικό μέγεθος.

Η αξιοποίηση μόνο της αντίθεσης κατά την κατασκευή του διανύσματος χαρακτηριστικών βασίστηκε στην παρατήρηση των πειραματικών δεδομένων. Οι τιμές της αντίθεσης ήταν πάντα υψηλές και με αρκετά μεγαλύτερες αποκλίσεις μεταξύ των διαφορετικών υποεικόνων σε σχέση με τα υπόλοιπα τρία στατιστικά μεγέθη. Το γεγονός αυτό καθιστά πιο εύκολη την εποπτική παρατήρηση των τιμών και η εύληπτη φυσική σημασία της αντίθεσης διευκολύνει την εξεύρεση φυσικής σημασίας για τις τιμές των καμπυλωτών συντελεστών.

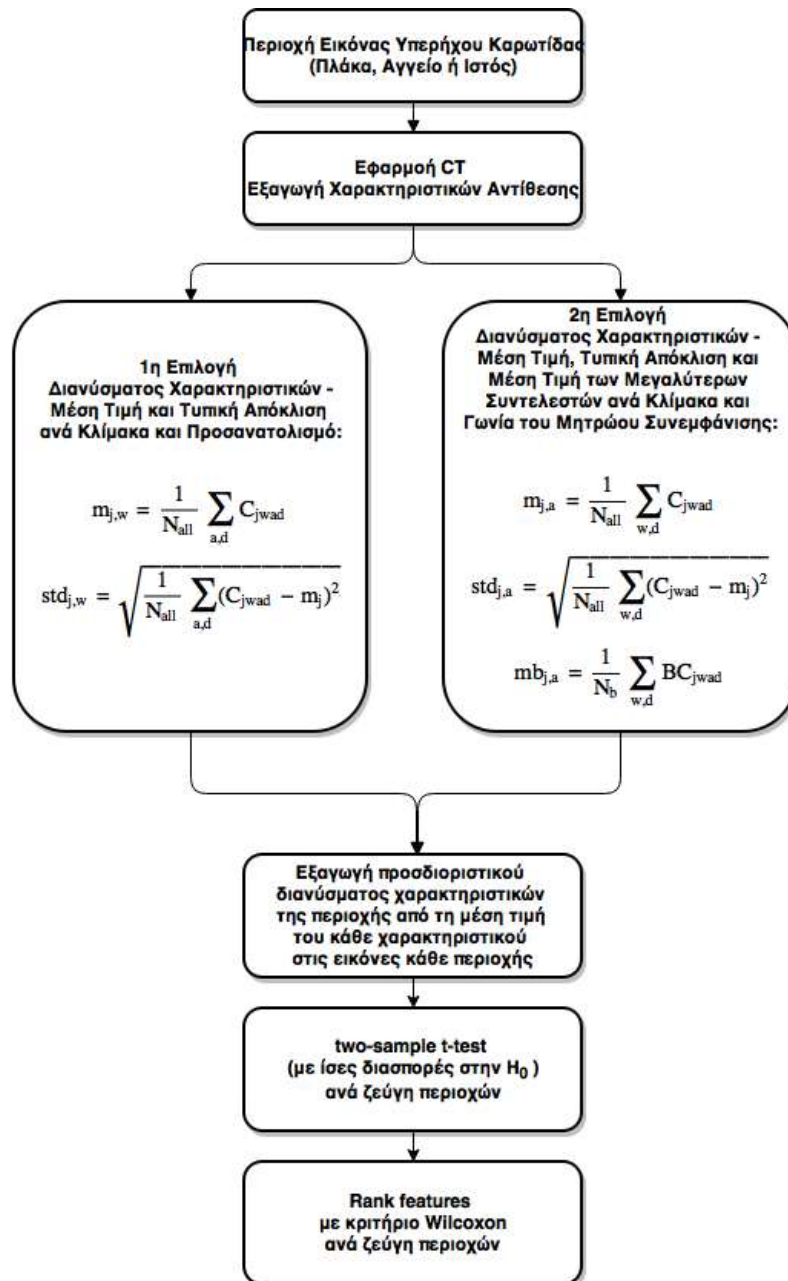
Εφαρμόστηκαν 3 διαφορετικοί τρόποι κατασκευής διανυσμάτων χαρακτηριστικών για τις συνθετικές εικόνες (Εικόνα 9):



Εικόνα 9 – Περιγραφή των διαφορετικών διαδικασιών κατασκευής διανύσματος χαρακτηριστικών υφής για τις συνθετικές εικόνες. Με C_{jwad} συμβολίζεται η παράμετρος αντίθεσης που προέκυψε από υποεικόνα του CT σε κλίμακα j , για προσανατολισμό σφήνας w , γωνία a και απόσταση d του μητρώου συνεμφάνισης. Με BC συμβολίζεται το σύνολο των 10% υψηλότερων C_{jwad} , ενώ με SC το σύνολο των 10% χαμηλότερων C_{jwad} .

- Εφαρμογή 1 – Μέση τιμή ανά κλίμακα και προσανατολισμό: Το διάνυσμα χαρακτηριστικών επιλέχτηκε ως το σύνολο των μέσων τιμών αντίθεσης για τις D διαφορετικές αποστάσεις, σε όλες τις κλίμακες, προσανατολισμούς και γωνίες υπολογισμού του μητρώου συνεμφάνισης. Το διάνυσμα αυτό είχε μήκος $\sum_{j=1}^{n_{scales}} n_{wedges}(j)$, μεγαλύτερο από τα δύο επόμενα, και αποτέλεσε παράθεση του συνόλου σχεδόν των τιμών αντίθεσης για όλες τις εικόνες.
- Εφαρμογή 2 – Στατιστικά μεγέθη πρώτης τάξης ανά κλίμακα: Το διάνυσμα χαρακτηριστικών αποτελείται από τα στατιστικά μεγέθη πρώτης τάξης m_j, std_j, mb_j, ms_j της αντίθεσης σε όλες τις γωνίες υπολογισμού και αποστάσεις του μητρώου συνεμφάνισης, αλλά και προσανατολισμού w , για κάθε εικόνα κλίμακας j . Με τον τρόπο αυτό λαμβάνεται από κοινού πληροφορία των στατιστικών μεγεθών για όλους τους προσανατολισμούς σε δεδομένη κλίμακα και το διάνυσμα χαρακτηριστικών έχει μήκος $4 \cdot n_{scales}$.
- Εφαρμογή 3 – Στατιστικά μεγέθη πρώτης τάξης ανά κλίμακα και γωνία του μητρώου συνεμφάνισης: Το διάνυσμα χαρακτηριστικών αποτελείται από τα στατιστικά μεγέθη $m_{j,a}, std_{j,a}, mb_{j,a}, ms_{j,a}$ της αντίθεσης, τα οποία προήλθαν από ομαδοποίηση

χαρακτηριστικών για τις εικόνες ίδιας κλίμακας και ίδιας γωνίας υπολογισμού του μητρώου συνεμφάνισης. Με τον τρόπο αυτό γίνεται συνολική μελέτη της εικόνας σε όλες τις κατευθύνσεις ταυτόχρονα και το διάνυσμα χαρακτηριστικών έχει μήκος $4 \cdot n_{angles} \cdot n_{scales}$.



Εικόνα 10 – Περιγραφή της διαδικασίας επεξεργασίας των πραγματικών εικόνων. Με C_{jwad} συμβολίζεται η παράμετρος αντίθεσης που προέκυψε από υποεικόνα του CT σε κλίμακα j , για προσανατολισμό σφίνας w , γωνία a και απόσταση d του μητρώου συνεμφάνισης. Με BC συμβολίζεται το σύνολο των 10% υψηλότερων C_{jwad} , ενώ με SC το σύνολο των 10% χαμηλότερων C_{jwad} .

Κατά το στάδιο επεξεργασίας των πραγματικών εικόνων (Εικόνα 10), εξαιτίας των διαφορετικών διαστάσεων των μελετώμενων περιοχών, ο καμπυλωτός μετασχηματισμός εφαρμόστηκε έτσι ώστε να πραγματοποιεί ανάλυση σε $n_{scales} = 3$ κλίμακες για όλες τις εικόνες. Μελετήθηκαν δύο διαφορετικά διανύσματα χαρακτηριστικών. Το πρώτο διάνυσμα

χαρακτηριστικών επιλέχτηκε ως το σύνολο των μέσης τιμής και τυπικής απόκλισης $m_{j,w}, std_{j,w}$ εκ των τιμών αντίθεσης για κάθε μία από τις διαφορετικές υποεικόνες, δηλαδή για διαφορετική κλίμακα και προσανατολισμένη σφήνα. Το διάνυσμα αυτό είχε μήκος ίσο με το διπλάσιο πλήθος των παραγόμενων υποεικόνων, στη συγκεκριμένη περίπτωση περιέχει 98 χαρακτηριστικά. Το δεύτερο διάνυσμα χαρακτηριστικών κατασκευάστηκε ως το σύνολο της μέσης τιμής, τυπικής απόκλισης και της μέσης τιμής των υψηλότερων συντελεστών $m_{j,a}, std_{j,a}, mb_{j,a}$ της αντίθεσης για κάθε κλίμακα και για τις τέσσερις γωνίες υπολογισμού του πίνακα συνεμφάνισης. Προέκυψε διάνυσμα χαρακτηριστικών αντίθεσης μήκους $3 \cdot n_{angles} \cdot n_{scales}$, που ισούται με 36 χαρακτηριστικά στη συγκεκριμένη περίπτωση.

Από τα διαφορετικά διανύσματα χαρακτηριστικών που κατασκευάστηκαν για κάθε εικόνα περιοχής της υφής, ελήφθη ο μέσος όρος κάθε χαρακτηριστικού απ' όλες τις εικόνες συγκεκριμένης περιοχής. Το διάνυσμα χαρακτηριστικών που προέκυψε θεωρήθηκε προσδιοριστικό της υφής της περιοχής. Μελετήθηκε ως προς τη δυνατότητα εφαρμογής της πρότερης ερμηνείας και την ικανότητά να προσδιορίζει σαφώς την υφή της περιοχής. Τελικά, εφαρμόστηκαν στατιστικό t-test και Wilcoxon ranking για την αξιολόγηση του διανύσματος χαρακτηριστικών περιοχής υφής και τη μείωση των διαστάσεών του.

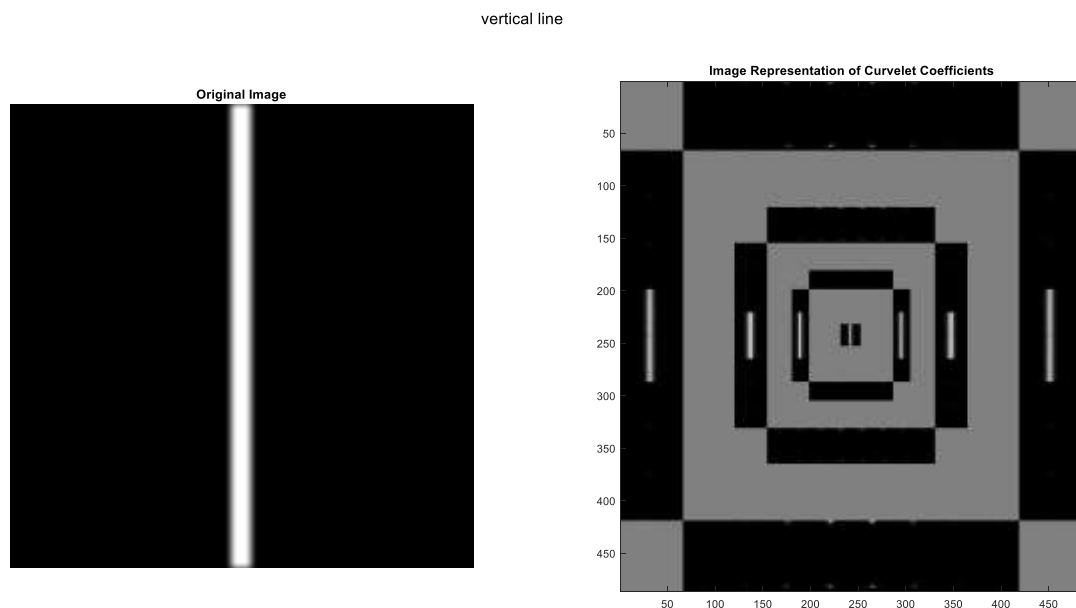
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η επεξεργασία των εικόνων με χρήση CT εφαρμόστηκε ξεχωριστά στα δύο σύνολα δεδομένων, τις συνθετικές και πραγματικές εικόνες. Από τις προκύπτουσες υποεικόνες του CT εξήχθησαν διαφορετικά διανύσματα χαρακτηριστικών υψής με βάση την αντίθεση. Έπειτα, τα χαρακτηριστικά ερμηνεύθηκαν παθοφυσιολογικά με εποπτικό τρόπο και αξιολογήθηκαν μέσω στατιστικών ελέγχων.

3.1 Συνθετικές Εικόνες

Χαρακτηριστικά Καμπυλωτού Μετασχηματισμού

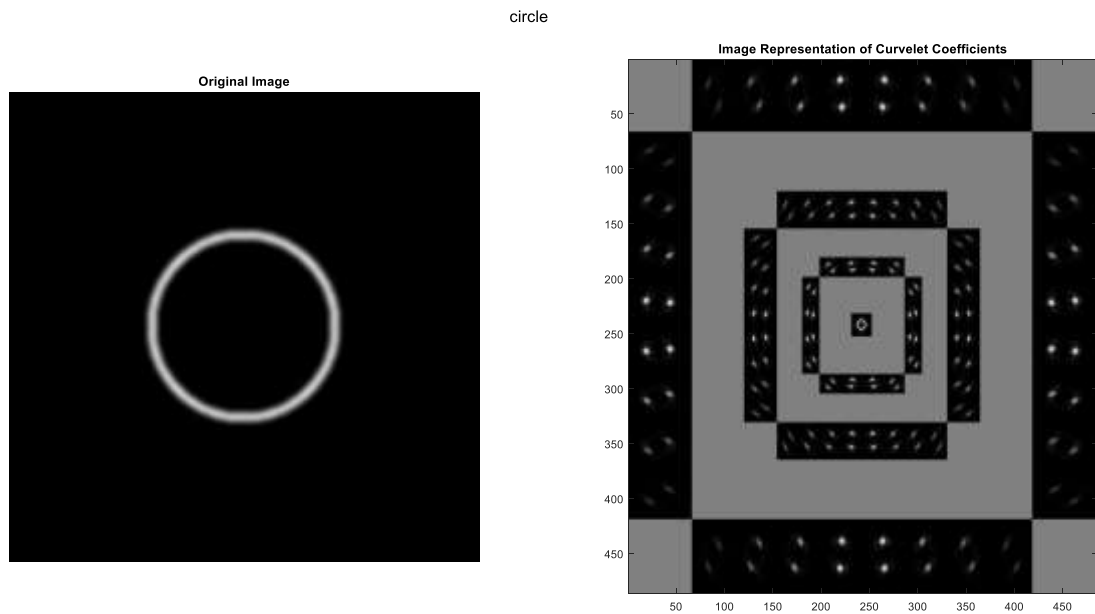
Για κάθε τεχνητή εικόνα διαστάσεων 256×256 επιλέχτηκε ανάλυση σε $n_j = 5$ κλίμακες, προέκυψαν 82 υποεικόνες και συνολικά 184985 συντελεστές. Κατά την εφαρμογή του μετασχηματισμού διαπιστώθηκε η απουσία προσανατολισμού στην πιο αδρή και στην πιο λεπτομερή κλίμακα. Επίσης, διαπιστώθηκε η αύξηση του πλήθους διαφορετικών προσανατολισμών κατά την αύξηση της λεπτομέρειας της κλίμακας. Στις συνθετικές εικόνες πραγματοποιήθηκε ανάλυση σε πέντε κλίμακες με μία σφήνα σε κλίμακα 1 και 5, 16 σφήνες σε κλίμακα 2, και 32 σφήνες σε κλίμακα 3 και 4. Δηλαδή, Η διαδικασία ανάλυσης προσομοιάζει την διαδικασία εστίασης (zoom in) ενός φακού. Στις αδρές κλίμακες, οι υποεικόνες των συντελεστών ομοιάζουν με την αρχική εικόνα περιστρεμμένη, ενώ στις λεπτομερείς κλίμακες τα αντικείμενα αναμειγνύονται με το background, με αποτέλεσμα να φαίνεται μια σχεδόν μαύρη εικόνα.



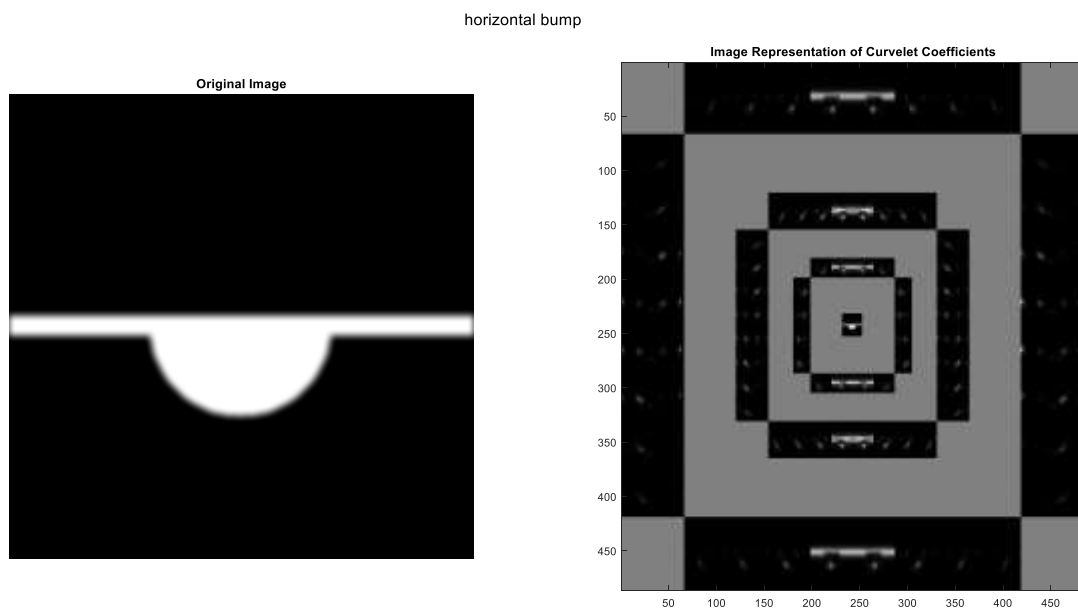
Εικόνα 11 – Η αρχική εικόνα και η εικόνα αναπαράστασης καμπυλωτών συντελεστών για την ευθεία γραμμή

Στις εικόνες 11-14 παρατίθενται ενδεικτικά παραδείγματα των αποτελεσμάτων εφαρμογής του μετασχηματισμού και των τιμών των στατιστικών μεγεθών δεύτερης τάξης τα οποία προκύπτουν. Η αναπαράσταση των καμπυλωτών συντελεστών έγινε μετά από κανονικοποίηση των τιμών τους σε κάθε κλίμακα. Στο εσωτερικό της εικόνας βρίσκονται οι συντελεστές της χαμηλότερης κλίμακας. Η κλίμακα των αναπαριστώμενων συντελεστών

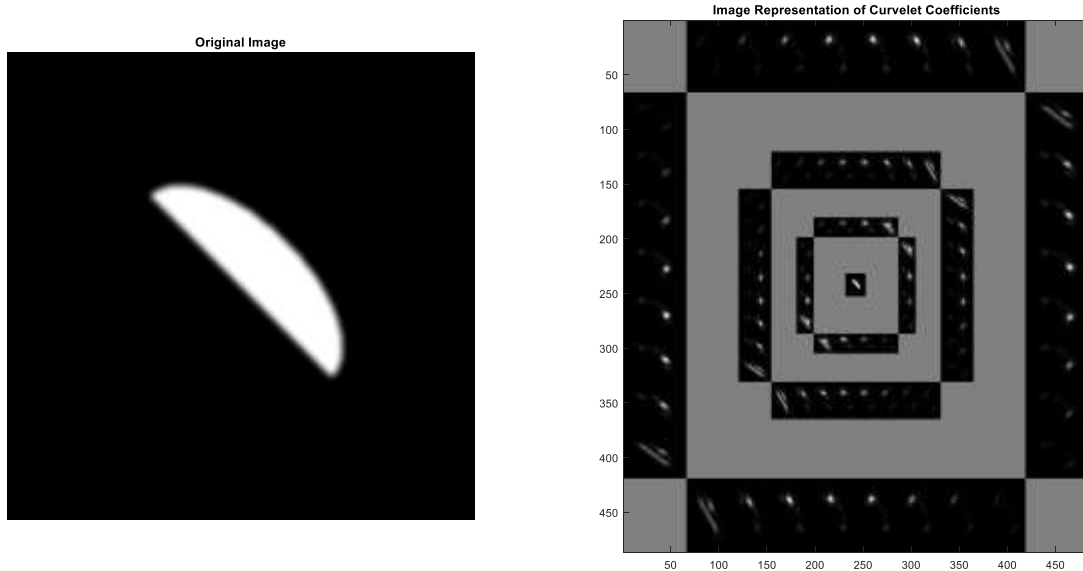
αυξάνει με κατεύθυνση προς τα σύνορα της εικόνας. Κάθε ομάδα τεσσάρων περιοχών αντιστοιχεί σε παράθεση υποεικόνων συντελεστών επόμενης κλίμακας. Το λευκό χρώμα αντιστοιχεί σε υψηλή τιμή, ενώ το σκούρο χρώμα σε χαμηλή τιμή συντελεστή.



Εικόνα 12 – Η αρχική εικόνα και η εικόνα αναπαράστασης καμπυλωτών συντελεστών για τον κύκλο



Εικόνα 13 – Η αρχική εικόνα και η εικόνα αναπαράστασης καμπυλωτών συντελεστών για προεξέχοντα ημικυκλικό δίσκο στην οριζόντια διεύθυνση

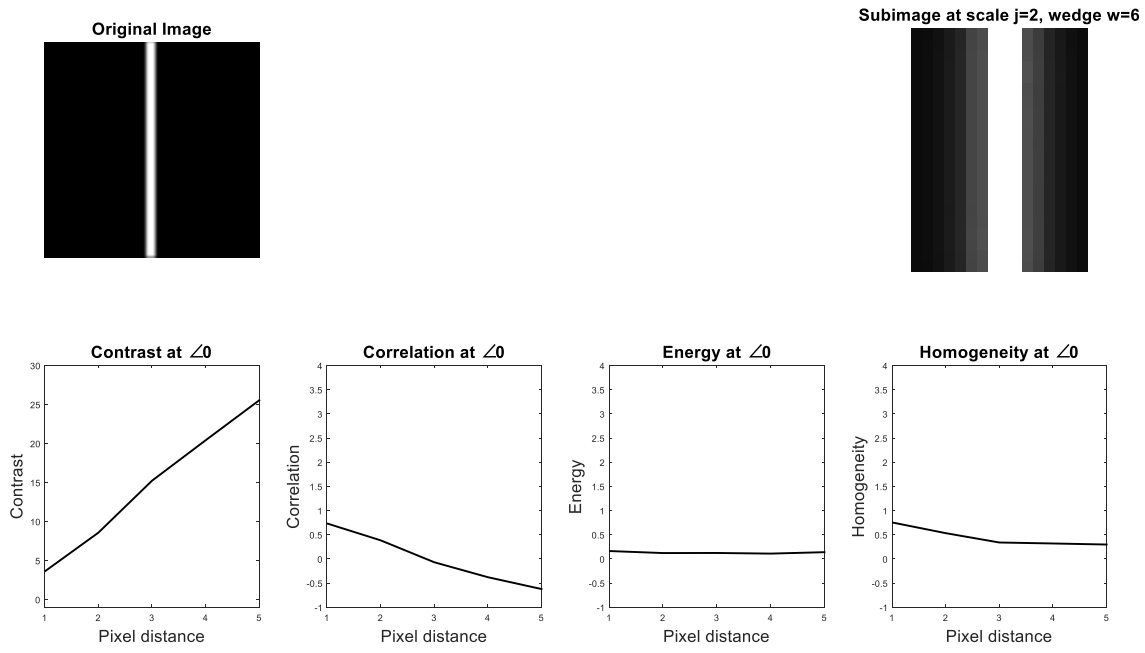


Εικόνα 14 – Η αρχική εικόνα και η εικόνα αναπαράστασης καμπυλωτών συντελεστών για τη διαγώνια ημιέλλειψη

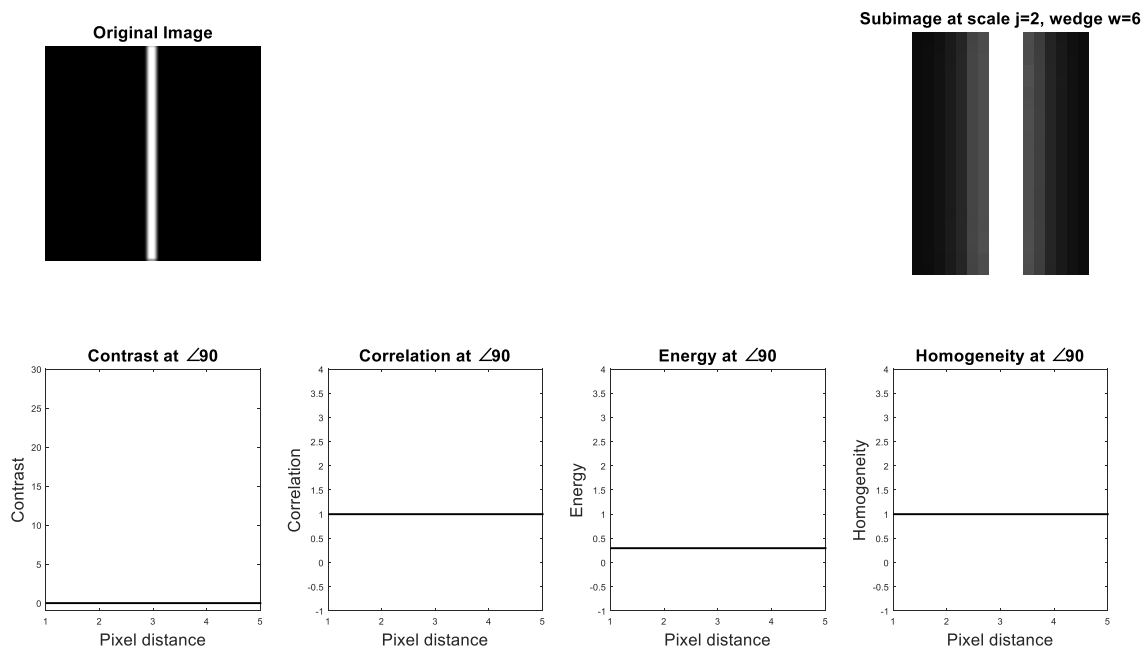
Από τα παραπάνω αποτελέσματα καθίσταται εμφανές ότι για καμπύλες με έντονη κατευθυντικότητα σε συγκεκριμένες διευθύνσεις παράγονται υψηλοί συντελεστές στις σφήνες αντίστοιχου προσανατολισμού. Συγκεκριμένα για την κάθετη ευθεία γραμμή εμφανίζονται έντονες λευκές περιοχές (δηλαδή υψηλή τιμή συντελεστών) για τις σφήνες που αντιστοιχούν σε κατακόρυφο προσανατολισμό. Αντίθετα για τον κύκλο, ο οποίος είναι σχήμα συμμετρικό ως προς το κέντρο του, εμφανίζονται λευκές περιοχές συντελεστών σε κάθε προσανατολισμό. Για τον προεξόχοντα ημικυκλικό δίσκο στην οριζόντια διεύθυνση εμφανίζονται λευκές περιοχές σε υποεικόνες οριζώντιου προσανατολισμού, ενώ για τη διαγώνια ημιέλλειψη σε υποεικόνες διαγώνιου προσανατολισμού.

Από μελέτη του συνόλου των υποεικόνων και στατιστικών μεγεθών παρατηρείται ότι οι περισσότερες εικόνες είναι σχεδόν μαύρες, γεγονός που οφείλεται κατά κύριο λόγο στο χαμηλό συχνοτικό περιεχόμενο των αρχικών εικόνων. Μια δεύτερη αιτία είναι η ύπαρξη καμπυλών και σχημάτων, τα οποία εμφανίζουν έντονη κατευθυντικότητα σε συγκεκριμένη διεύθυνση, με αποτέλεσμα να μην υπάρχει σημαντικό περιεχόμενο σε υποεικόνες διαφορετικού προσανατολισμού. Επιπλέον, παρατηρείται ότι όταν επιλέγεται υποεικόνα με ίδιου προσανατολισμού με την κατεύθυνση της αρχικής καμπύλης, και ο προσανατολισμός αυτός συμπίπτει με τη γωνία υπολογισμού των στατιστικών, προκύπτουν υψηλές τιμές των στατιστικών μεγεθών δεύτερης τάξης. Γενικά, οι τιμές της αντίθεσης μειώνονται όσο αυξάνεται η κλίμακα. Η συσχέτιση εμφανίζει φθίνουσα κλίση όσο μεγαλώνει η απόσταση από το εικονοστοιχείο αναφοράς, γεγονός που δηλώνει εξάρτηση μόνο από τα εικονοστοιχεία που βρίσκονται στη γειτονιά αυτού. Η ενέργεια και η ομογένεια εμφανίζουν γενικά σταθερές και χαμηλές τιμές εξαιτίας του μικρού περιεχομένου της αρχικής εικόνας.

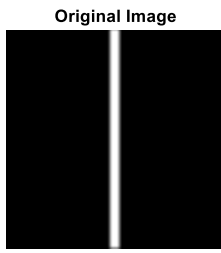
Στις εικόνες 15-18 παρατίθενται ενδεικτικές υποεικόνες σε συγκεκριμένη κλίμακα και προσανατολισμό, καθώς και οι αντίστοιχες τιμές αντίθεσης, συσχέτισης, ομογένειας και ενέργειας για δεδομένη γωνία υπολογισμού του πίνακα συνεμφάνισης και για απόσταση έως 5 εικονοστοιχεία.



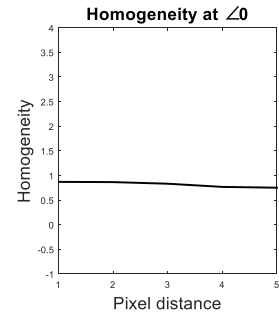
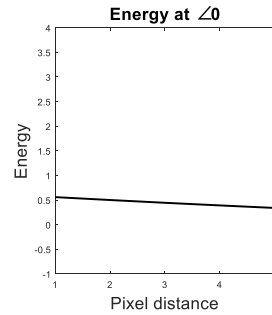
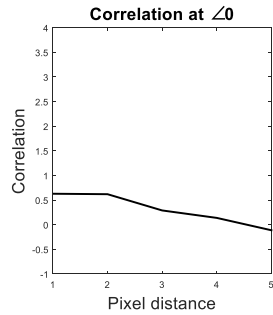
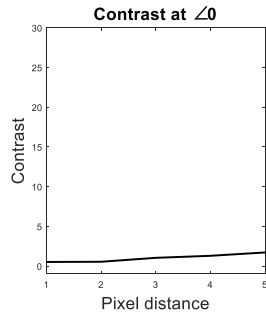
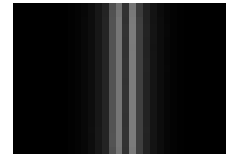
Εικόνα 15 – Υποεικόνα της κατακόρυφης ευθείας γραμμής σε κλίμακα $j=2$, σφήνα $w=6$ και γωνία υπολογισμού $\alpha=0^\circ$ μαζί με τις αντίστοιχες τιμές αντίθεσης, συσχέτισης, ενέργειας και ομογένειας.



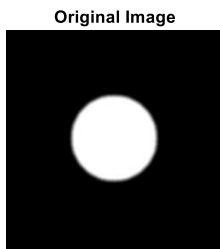
Εικόνα 16 – Υποεικόνα της κατακόρυφης ευθείας γραμμής σε κλίμακα $j=2$, σφήνα $w=6$ και γωνία υπολογισμού $\alpha=90^\circ$ μαζί με τις αντίστοιχες τιμές αντίθεσης, συσχέτισης, ενέργειας και ομογένειας.



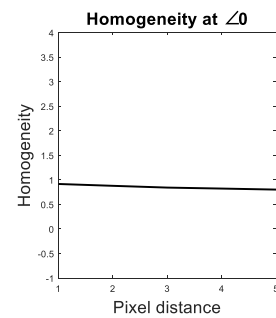
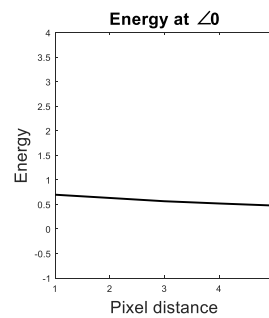
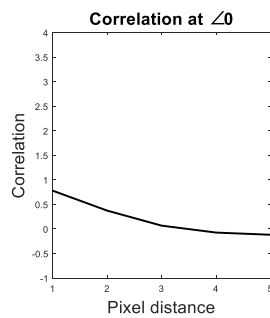
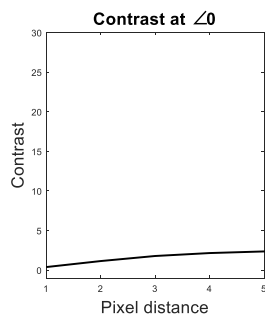
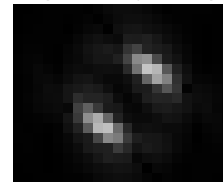
Subimage at scale $j=3$, wedge $w=12$



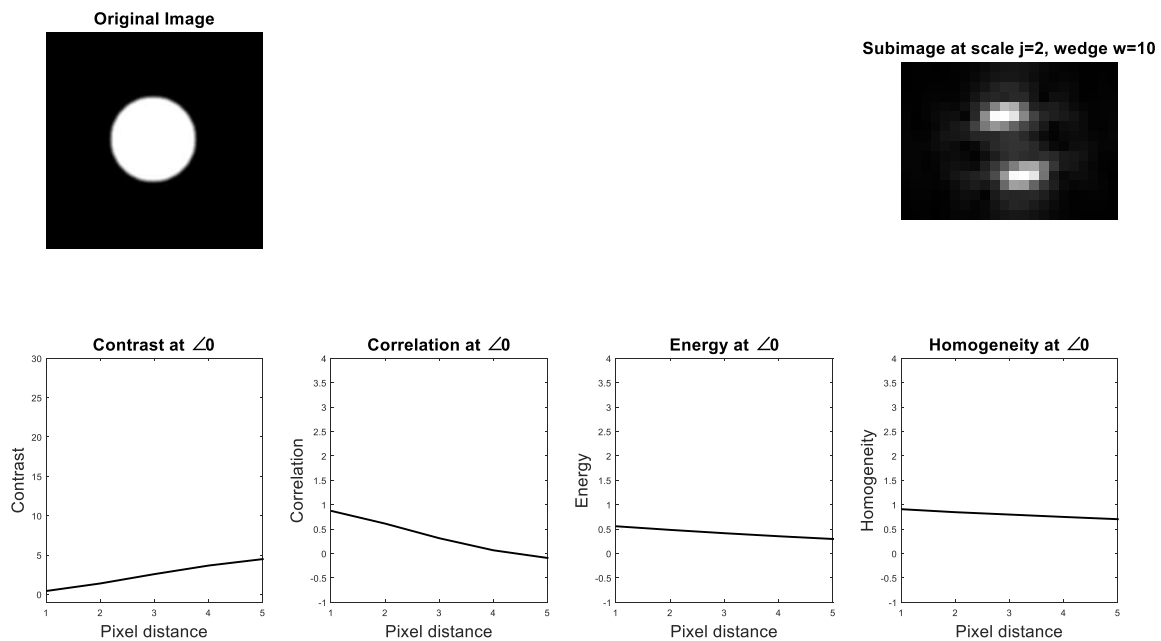
Εικόνα 17 – Υποεικόνα της κατακόρυφης ευθείας γραμμής σε κλίμακα $j=3$, σφήνα $w=12$ και γωνία υπολογισμού $\alpha=0^\circ$ μαζί με τις αντίστοιχες τιμές αντίθεσης, συσχέτισης, ενέργειας και ομογένειας.



Subimage at scale $j=2$, wedge $w=4$



Εικόνα 18 – Υποεικόνα του δίσκου σε κλίμακα $j=2$, σφήνα $w=4$ και γωνία υπολογισμού $\alpha=0^\circ$ μαζί με τις αντίστοιχες τιμές αντίθεσης, συσχέτισης, ενέργειας και ομογένειας.



Εικόνα 19 – Υποεικόνα του δίσκου σε κλίμακα $j=2$, σφήνα $w=10$ και γωνία υπολογισμού $\alpha=0^\circ$ μοίρες μαζί με τις αντίστοιχες τιμές αντίθεσης, συσχέτισης, ενέργειας και ομογένειας.

Για την οριζόντια (αντ. κατακόρυφη) ευθεία γραμμή εμφανίζεται λευκή περιοχή σε προσανατολισμό κοντά στις σφήνες 2 και 11 για κλίμακα 2, ή 6 και 21 για κλίμακα 3 ή 4 (αντ. στις σφήνες 5 και 15 για κλίμακα 2, ή 12 και 28 για κλίμακα 3 ή 4). Το αποτέλεσμα αυτό είναι αναμενόμενο, επειδή η εικόνα είναι συμμετρική ως προς τον οριζόντιο (αντ. κατακόρυφο) άξονα, οπότε η λευκή γραμμή θα εμφανίζεται στις αρχικές και ενδιάμεσες σφήνες, οι οποίες αντιστοιχούν σε γωνίες 0 και 180 μοιρών (αντ. 90 και 270 μοιρών). Στα στατιστικά, σε όσες εικόνες περιέχουν αυξημένη (λευκή) πληροφορία, για γωνία 0 (αντ. 90) εμφανίζονται σταθερές τιμές συσχέτισης κοντά στη μονάδα, ενέργειας και ομοιογένειας για κάθε κλίμακα. Για γωνίες 45, 90 και 135 (αντ. 0, 45, 135) μοίρες η συσχέτιση και η ομοιογένεια παρουσιάζουν αρνητική κλίση κατά μήκος της απόστασης, ενώ η αντίθεση παρουσιάζει θετική κλίση. Το φαινόμενο αυτό σχετίζεται με το πάχος της γραμμής και τα σύνορα αυτής με το μαύρο υπόβαθρο. Σε αυτές τις γωνίες η ενέργεια μειώνεται με αρκετά μικρή κλίση. Γενικά, η οριζόντια και η κατακόρυφη ευθεία γραμμή εμφανίζουν όμοια συμπεριφορά, η οποία όμως εκφράζεται σε διαφορετικές γωνίες και προσανατολισμούς. Άρα οι σφήνες για τις οποίες προκύπτουν υψηλές τιμές συντελεστών αντιστοιχούν στον προσανατολισμό της ευθείας. Ακόμα, η συσχέτιση, η ενέργεια και η ομοιογένεια λαμβάνουν σταθερή, μη μηδενική τιμή για τον υπολογισμό τους σε γωνία ίδια με την κατεύθυνση της ευθείας, ενώ εμφανίζουν μη μηδενική τιμή και αρνητική κλίση στις υπόλοιπες γωνίες υπολογισμού. Συνεπώς, πιθανόν να μπορούμε να εντοπίσουμε μια ευθεία από ύπαρξη σημαντικής πληροφορίας σε ορισμένες μόνο υποεικόνες από «συμμετρικές» σφήνες – προσανατολισμούς, η οποία πληροφορία να συνδυάζεται με σταθερή συσχέτιση μεταξύ των γειτονικών εικονοστοιχείων.

Κατά την εφαρμογή της διαδικασίας στον κύκλο αναλύονται διαφορετικά τμήματα του με κάθε σφήνα. Τα στατιστικά έχουν παρόμοια εικόνα ανεξάρτητα από τη γωνία υπολογισμού,

γεγονός που εξηγείται από την συμμετρία του κύκλου. Ακόμα, έχουν παρόμοια μορφή και για κάθε διαφορετική σφήνα – προσανατολισμό, γεγονός που οφείλεται πάλι στην ομοιομορφία του κυκλικού σχήματος. Γενικά, η συσχέτιση λαμβάνει μικρή τιμή για το ακριβώς γειτονικό εικονοστοιχείο ενώ είναι μηδενική για τα πιο απομακρυσμένα. Η ενέργεια και η ομοιογένεια έχουν σταθερή τιμή τη μονάδα. Η αντίθεση είναι πολύ χαμηλή, γεγονός που οφείλεται στο λεπτό περίγραμμα του κύκλου. Οι υποεικόνες έχουν σχεδόν ενσωματωθεί στο background για υψηλή κλίμακα, γεγονός που οφείλεται πάλι στο λεπτό περίγραμμα του κύκλου.

Τα αποτελέσματα της εφαρμογής του μετασχηματισμού σε δίσκο είναι παρόμοια με αυτά του κύκλου. Το γεγονός αυτό είναι χρήσιμο γιατί μας επιβεβαιώνει την ομοιότητα ανάμεσα στα δύο σχήματα, αφού το ένα είναι απλώς το περίγραμμα του άλλου. Και σε αυτήν την περίπτωση, τα στατιστικά μεγέθη είναι όμοια για όλες τις γωνίες, γεγονός που εξηγείται από τη συμμετρία του σχήματος. Η αντίθεση εμφανίζει ανοδική κλίση κατά την απομάκρυνση από το εικονοστοιχείο αναφοράς για μικρές κλίμακες, αντίθετα με τον κύκλο. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι πλέον το σχήμα είναι συμπαγές και η επίδραση του συνόρου φαίνεται στα πιο απομακρυσμένα εικονοστοιχεία. Ακριβώς αντίθετη συμπεριφορά και αρνητική κλίση έχουν η συσχέτιση, η ενέργεια και η ομοιογένεια. Για μεγάλες κλίμακες η συμπεριφορά είναι ίδια με του κύκλου.

Ο μετασχηματισμός του ημικυκλίου μοιάζει πολύ με τον μετασχηματισμό του κύκλου με τη διαφορά ότι εμφανίζεται μία λευκή περιοχή αντί για δύο για κάθε σφήνα. Παρατηρείται ότι τα στατιστικά έχουν παρόμοια εικόνα ανεξάρτητα από τη γωνία υπολογισμού και τη σφήνα, γεγονός που εξηγείται από την συμμετρία του ημικυκλίου. Προκύπτουν ίδιες τιμές για οριζόντιο και κατακόρυφο ημικύκλιο, γεγονός που υποδεικνύει ότι μπορεί να γίνει αναγνώριση κύκλων και ημικυκλίων ως το ίδιο σχήμα, ανεξάρτητα από την κατεύθυνση του σχήματος. Η παρατήρηση αυτή επιβεβαιώνει την ιδιότητα του καμπυλωτού μετασχηματισμού να αναγνωρίζει τόσο την κατεύθυνση της καμπύλης όσο και το σχήμα της.

Η εφαρμογή σε κατακόρυφο προεξέχοντα ημικυκλικό δίσκο αποτελεί συνδυασμό της συμπεριφοράς για ευθεία γραμμή και δίσκο. Εμφανίζονται έντονες λευκές περιοχές για προσανατολισμό στις σφήνες 6 και 15, για κλίμακα 2, ή 12 και 29, για κλίμακες 3 και 4. Το αποτέλεσμα αυτό είναι αναμενόμενο, γιατί η εικόνα είναι συμμετρική ως προς τον κάθετο άξονα, οπότε η γραμμή θα εμφανίζεται σε προσανατολισμό που αντιστοιχεί σε γωνία 90 ή 270 μοιρών. Στις αντίστοιχες υποεικόνες τα στατιστικά είναι ίδια με αυτά της κατακόρυφης ευθείας γραμμής. Στις υπόλοιπες εικόνες παρατηρείται συμπεριφορά δίσκου. Εξαιτίας του μετασχηματισμού, εμφανίζονται διαφορετικά τμήματα του κύκλου για κάθε σφήνα. Τα στατιστικά έχουν παρόμοια εικόνα ανεξάρτητα από τη γωνία υπολογισμού και τη σφήνα, γεγονός που εξηγείται από την συμμετρία του κύκλου. Η αντίθεση εμφανίζει ανοδική κλίση κατά την απομάκρυνση από το εικονοστοιχείο αναφοράς για μικρές κλίμακες. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι πλέον το σχήμα είναι συμπαγές και η επίδραση του συνόρου φαίνεται στα πιο απομακρυσμένα εικονοστοιχεία. Ακριβώς αντίθετη συμπεριφορά και αρνητική κλίση έχουν η συσχέτιση, η ενέργεια και η ομοιογένεια.

Οι εφαρμογές σε ελλειπτικά σχήματα οδήγησε σε αποτελέσματα όμοια με του δίσκου, με τη διαφορά ότι προκύπτουν σαφώς υψηλότερες τιμές συντελεστών και αντίθεσης όταν ο

προσανατολισμός της σφήνας συμπίπτει με την διεύθυνση του μεγάλου άξονα της έλλειψης.

Με βάση τις υψηλές μέγιστες τιμή αντίθεσης, τις γενικά χαμηλές και σταθερές τιμές ενέργειας και ομογένειας, καθώς και την πρότερη γνώση ότι η συσχέτιση αποτελεί αντιστρόφως ανάλογο μέγεθος της αντίθεσης, το διάγραμμα χαρακτηριστικών κάθε εικόνας κατασκευάστηκε μόνο από τιμές αντίθεσης.

Από αξιολόγηση της μέγιστης ποσοστιαίας διαφοράς της μέσης τιμής σε κάθε κλίμακα, προέκυψε ότι η κλίμακα $j=2$ αποτελεί βέλτιστη επιλογή για τη σύγκριση των τιμών αντίθεσης. Για τις υπόλοιπες τρεις παραμέτρους βέλτιστη επιλογή αποτελεί η κλίμακα $j=1$.

Εφαρμογή 1 – Μέση Τιμή ανά Κλίμακα και Προσανατολισμό

Από τον Πίνακα 2 επιβεβαιώνονται τα συμπεράσματα που εξήχθησαν εποπτικά από την παρατήρηση των υποεικόνων και των διαγραμμάτων των στατιστικών μεγεθών δεύτερης τάξης. Οι ευθείες γραμμές παρουσιάζουν γενικά μηδενικές τιμές αντίθεσης, εξαιτίας των πολλών σχεδόν εντελώς μαύρων υποεικόνων. Παρουσιάζουν υψηλές τιμές όταν ο προσανατολισμός της σφήνας υπολογισμού συμπίπτει με την διεύθυνση της ευθείας, το οποίο συμβαίνει σε δύο περιπτώσεις κατά την περιστροφή ενός κύκλου. Ανάλογη συμπεριφορά έχουν και τα σχήματα που περιέχουν ευθείες γραμμές, με τη διαφορά ότι διαθέτουν γενικά χαμηλές αλλά όχι μηδενικές τιμές αντίθεσης. Τα σχήματα με κυκλική συμμετρία διαθέτουν παρόμοιες τιμές αντίθεσης σε όλες τις γωνίες προσανατολισμού, εξαιτίας των όμοιων υποεικόνων απ' τις οποίες προέκυψαν. Τα συμπαγή σχήματα εμφανίζουν γενικά χαμηλότερες τιμές αντίθεσης σε σχέση με τα περιγράμματα τους, όπως γίνεται εμφανές συγκρίνοντας τα ζεύγη κύκλος – δίσκος και έλλειψη – ελλειπτικό περίγραμμα.

Η αντίθεση και η συσχέτιση αποτελούν σημαντικά στατιστικά μεγέθη δεύτερης τάξης, τα οποία διαθέτουν έντονη φυσική σημασία, η οποία μπορεί να γίνει εύκολα αντιληπτή εποπτικά από τις εικόνες δεδομένων. Τα δύο αυτά μεγέθη έχουν αντιστρόφως ανάλογη συμπεριφορά. Ωστόσο, η αντίθεση διαθέτει σαφώς μεγαλύτερη τυπική απόκλιση ανά κλίμακα και γωνία υπολογισμού σε σχέση με την συσχέτιση. Δεδομένης της παρατήρησης αυτής, η αντίθεση αποτελεί καλύτερη επιλογή για το διαχωρισμό μεταξύ καμπυλωτών σχημάτων και διαφορετικών μοτίβων υφής. Η φυσική ερμηνεία της αντίθεσης σχετίζεται με την συχνή ύπαρξη μεταβάσεων σε μικρή γειτονιά εικονοστοιχείων από ανοιχτή σε σκούρα απόχρωση μέσα στην εικόνα, και κατά συνέπεια με την ύπαρξη καμπυλών και συνόρων μεταξύ των απεικονιζόμενων μορφών και του background. Ο συνδυασμός της αντίθεσης με την πολυκλιμακωτή ανάλυση σε πολλαπλούς προσανατολισμούς επιτρέπει την ερμηνεία της υψηλής αντίθεσης σε συγκεκριμένη γωνία ως ένδειξη της κατευθυντικότητας της απεικονιζόμενης δομής. Η σχετική τιμή της αντίθεσης ανά κλίμακα και μεταξύ των διαφορετικών σχημάτων μπορεί να ερμηνευτεί ως κριτήριο του πάχους των εικονιζόμενων καμπυλών και σε δεύτερη φάση ως ενδεικτής συμπαγών σχημάτων.

Πίνακας 2 – Τα διανύσματα χαρακτηριστικών αντίθεσης της εφαρμογής 1 για τις συνθετικές εικόνες. Για κλίμακα 4 και 5 όλες οι παράμετροι αντίθεσης ήταν μηδενικές.

Κλίμακα j	Κατακόρυφη Ευθεία	Οριζόντια Ευθεία	Κίρκλος	Δίσκος	Κάθετο Ημικύκλιο	Οριζόντιο Ημικύκλιο	Κάθετο Ανάχωμα	Οριζόντιο Ανάχωμα	Οριζόντιο Ελ. Πέριγρ.	Οριζόντια Ημιέλλειψη	Διαγώνια Ημιέλλειψη	Κάθετη Ημιέλλειψη
1	8,81	8,81	8,12	9,16	5,5	5,5	9,76	9,76	8,39	8,98	7,67	9,13
2	0	0	2,82	1,73	1,7	1,45	1,17	0,77	2,16	1,1	0,12	0,51
	0,01	11	3,63	3,2	1,62	1,85	0,95	10,7	4,62	7,7	0,92	0,39
	0,01	11	3,58	3,17	1,8	1,81	0,96	10,6	4,66	7,71	2,42	0,42
	0	0	2,81	1,79	1,67	1,44	1,1	0,72	2,32	1,11	4,58	0,57
	0	0	2,81	1,79	1,44	1,67	0,72	1,1	1,91	0,58	4,49	1,17
	11	0,01	3,58	3,17	1,81	1,8	10,6	0,96	1,51	0,43	2,05	7,79
	11	0,01	3,63	3,2	1,85	1,62	10,7	0,95	1,43	0,39	0,86	7,72
	0	0	2,82	1,73	1,45	1,7	0,77	1,17	1,75	0,53	0,14	1,04
	0	0	2,82	1,73	1,7	1,45	1,17	0,77	2,16	1,1	0,12	0,51
	0,01	11	3,63	3,2	1,62	1,85	0,95	10,7	4,62	7,7	0,92	0,39
	0,01	11	3,58	3,17	1,8	1,81	0,96	10,6	4,66	7,71	2,42	0,42
	0	0	2,81	1,79	1,67	1,44	1,1	0,72	2,32	1,11	4,58	0,57
	0	0	2,81	1,79	1,44	1,67	0,72	1,1	1,91	0,58	4,49	1,17
	11	0,01	3,58	3,17	1,81	1,8	10,6	0,96	1,51	0,43	2,05	7,79
	11	0,01	3,63	3,2	1,85	1,62	10,7	0,95	1,43	0,39	0,86	7,72
	0	0	2,82	1,73	1,45	1,7	0,77	1,17	1,75	0,53	0,14	1,04
3	0	0	0,19	0,04	0,08	0,08	0,02	0,02	0,03	0,01	0	0,02
	0	0	0,39	0,09	0,19	0,19	0,07	0,04	0,25	0,07	0	0,03
	0	0	0,48	0,11	0,35	0,25	0,06	0,06	0,86	0,21	0,02	0,03
	0,01	0,76	0,75	0,25	0,22	0,36	0,03	1,06	1,38	1,19	0,07	0,01
	0,01	0,76	0,75	0,24	0,24	0,38	0,02	1,03	1,36	1,19	0,11	0,02
	0	0	0,5	0,13	0,35	0,25	0,07	0,07	0,88	0,22	0,13	0,03
	0	0	0,36	0,1	0,15	0,19	0,07	0,05	0,27	0,07	0,09	0,03
	0	0	0,19	0,03	0,09	0,1	0,02	0,02	0,03	0,02	0,26	0,02
	0	0	0,19	0,03	0,1	0,09	0,02	0,02	0,02	0,02	0,26	0,02
	0	0	0,36	0,1	0,19	0,15	0,05	0,07	0,04	0,03	0,09	0,07
	0	0	0,5	0,13	0,25	0,35	0,07	0,07	0,04	0,02	0,13	0,22
	0,76	0,01	0,75	0,24	0,38	0,24	1,03	0,02	0,03	0,02	0,11	1,18
	0,76	0,01	0,75	0,25	0,36	0,22	1,06	0,03	0,02	0,01	0,08	1,18
	0	0	0,48	0,11	0,25	0,35	0,06	0,06	0,04	0,03	0,02	0,21
	0	0	0,39	0,09	0,19	0,19	0,04	0,07	0,04	0,03	0	0,07
	0	0	0,19	0,04	0,08	0,08	0,02	0,02	0,02	0,01	0	0,01
	0	0	0,19	0,04	0,08	0,08	0,02	0,02	0,03	0,01	0	0,02
	0	0	0,39	0,09	0,19	0,19	0,07	0,04	0,25	0,07	0	0,03
	0	0	0,48	0,11	0,35	0,25	0,06	0,06	0,86	0,21	0,02	0,03
	0,01	0,76	0,75	0,25	0,22	0,36	0,03	1,06	1,38	1,19	0,07	0,01
	0,01	0,76	0,75	0,24	0,24	0,38	0,02	1,03	1,36	1,19	0,11	0,02
	0	0	0,5	0,13	0,35	0,25	0,07	0,07	0,88	0,22	0,13	0,03
	0	0	0,36	0,1	0,15	0,19	0,07	0,05	0,27	0,07	0,09	0,03
	0	0	0,19	0,03	0,09	0,1	0,02	0,02	0,03	0,02	0,26	0,02
	0	0	0,19	0,03	0,1	0,09	0,02	0,02	0,02	0,02	0,26	0,02
	0	0	0,36	0,1	0,19	0,15	0,05	0,07	0,04	0,03	0,09	0,07
	0	0	0,5	0,13	0,25	0,35	0,07	0,07	0,04	0,02	0,13	0,22
	0,76	0,01	0,75	0,24	0,38	0,24	1,03	0,02	0,03	0,02	0,11	1,18
0,76	0,01	0,75	0,25	0,36	0,22	1,06	0,03	0,02	0,01	0,08	1,18	
0	0	0,48	0,11	0,25	0,35	0,06	0,06	0,04	0,03	0,02	0,21	
0	0	0,39	0,09	0,19	0,19	0,04	0,07	0,04	0,03	0	0,07	
0	0	0,19	0,04	0,08	0,08	0,02	0,02	0,02	0,01	0	0,01	

Εφαρμογή 2 – Στατιστικά Μεγέθη Πρώτης Τάξης ανά Κλίμακα

Κατά την εφαρμογή αυτή υπολογίστηκε ο μέσος όρος των τιμών αντίθεσης στις διάφορες γωνίες υπολογισμού και στη συνέχεια έγινε ομαδοποίηση ανά κλίμακα (Πίνακας 3). Παρατηρείται ότι εικόνες που περιέχουν καμπύλες παρουσιάζουν σαφώς μεγαλύτερες μέσες τιμές σε σχέση με τα υπόλοιπα τμήματα. Το γεγονός αυτό οφείλεται στην ύπαρξη υψηλών καμπυλωτών συντελεστών σε κάθε κλίμακα και για κάθε προσανατολισμένη σφήνα και την κατά συνέπεια αύξηση του μέσου όρου των τιμών σε σχήματα με κυκλική συμμετρία.

Πίνακας 3 – Τα διανύσματα χαρακτηριστικών αντίθεσης της εφαρμογής 2 για τις συνθετικές εικόνες.

Χαρακτηριστικό	Μέση Τιμή					Τυπική απόκλιση					Μέση Τιμή του 10% των Μεγαλύτερων Τιμών					Μέση Τιμή του 10% των Μικρότερων Τιμών				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
Κατακόρυφη Ευθεία	8,81	2,75	0,1	0	0	0	4,92	0,26	0	0	8,81	11	0,76	0	0	8,81	0	0	0	0
Οριζόντια Ευθεία	8,81	2,75	0,1	0	0	0	4,92	0,26	0	0	8,81	11	0,76	0	0	8,81	0	0	0	0
Κύκλος	8,12	3,21	0,45	0	0	0	0,41	0,21	0	0	8,12	3,63	0,75	0	0	8,12	2,81	0,19	0	0
Δίσκος	9,16	2,47	0,13	0	0	0	0,73	0,08	0	0	9,16	3,2	0,25	0	0	9,16	1,73	0,03	0	0
Κάθετο Ημικύκλιο	5,5	1,67	0,22	0	0	0	0,15	0,1	0	0	5,5	1,85	0,37	0	0	5,5	1,44	0,08	0	0
Οριζόντιο Ημικύκλιο	5,5	1,67	0,22	0	0	0	0,15	0,1	0	0	5,5	1,85	0,37	0	0	5,5	1,44	0,08	0	0
Κάθετο Ανάχωμα	9,76	3,37	0,17	0	0	0	4,35	0,34	0	0	9,76	10,7	1,05	0	0	9,76	0,72	0,02	0	0
Οριζόντιο Ανάχωμα	9,76	3,37	0,17	0	0	0	4,35	0,34	0	0	9,76	10,7	1,05	0	0	9,76	0,72	0,02	0	0
Οριζόντιο Ελλειπτικό Περιγράμμα	8,39	2,54	0,33	0	0	0	1,28	0,49	0	0	8,39	4,66	1,37	0	0	8,39	1,43	0,02	0	0
Οριζόντια Ημιέλλειψη	8,98	2,44	0,2	0	0	0	3,15	0,39	0	0	8,98	7,71	1,19	0	0	8,98	0,39	0,01	0	0
Διαγώνια Ημιέλλειψη	7,67	1,95	0,09	0	0	0	1,73	0,08	0	0	7,67	4,58	0,26	0	0	7,67	0,12	0	0	0
Κάθετη Ημιέλλειψη	9,13	2,45	0,2	0	0	0	3,17	0,38	0	0	9,13	7,79	1,18	0	0	9,13	0,39	0,01	0	0

Η τυπική απόκλιση είναι γενικά υψηλότερη για γραμμές και σχήματα με υψηλή κατευθυντικότητα. Η μεγάλη απόκλιση των τιμών αντίθεσης συνάδει με τις παρόμοιες τιμές συσχέτισης, η οποία είναι χαμηλή για σχήματα με συγκεκριμένο προσανατολισμό.

Για κλίμακες λεπτομερέστερες από την πρώτη, η μέση τιμή των μεγαλύτερων τιμών είναι πολύ υψηλή για εικόνες που περιέχουν ευθείες γραμμές, ενώ η μέση τιμή των μικρότερων τιμών είναι σχεδόν μηδενική. Αντίθετα, για τα σχήματα που είναι συμμετρικά ή για καμπύλα σχήματα η μέση τιμή των μεγαλύτερων συντελεστών είναι σαφώς μικρότερη από την αντίστοιχη μέση τιμή του συνόλου των συντελεστών. Το φαινόμενο αυτό αποτελεί εκδήλωση της συσσώρευσης πολλών χαμηλών προς μέσων καμπυλωτών συντελεστών στις συμμετρικές εικόνες, σε αντίθεση με τους υψηλούς συντελεστές, οι οποίοι αποτελούν δείκτες κατευθυντικότητας, σε συγκριμένους προσανατολισμούς μαζί με γενικά χαμηλούς συντελεστές στις υπόλοιπες περιπτώσεις.

Η επιλογή του συγκεκριμένου διανύσματος χαρακτηριστικών, αν και είναι μικρό σε μέγεθος και επιτρέπει τη φυσική ερμηνεία των τιμών που περιλαμβάνει, δεν αποτελεί ιδιαίτερα χρήσιμο εργαλείο. Αγνοεί τις δυνατότητες ανάλυσης σε διαφορετικές γωνίες που παρέχουν τόσο ο καμπυλωτός μετασχηματισμός όσο και τα στατιστικά μεγέθη δεύτερης τάξης.

Εφαρμογή 3 – Στατιστικά Μεγέθη Πρώτης Τάξης ανά Κλίμακα και Γωνία του Μητρώου Συνεμφάνισης

Από τις μέσες τιμές τις αντίθεσης (Πίνακας 4) παρατηρείται ότι καμπύλες οι οποίες βρίσκονται σε συγκεκριμένη διεύθυνση έχουν μέση τιμή σχεδόν μηδενική στην αντίστοιχη κατεύθυνση υπολογισμού σχεδόν σε όλες τις κλίμακες. Στην περίπτωση της κατακόρυφης ευθείας η γωνία αυτή είναι 90°, ενώ στην περίπτωση της οριζόντιας είναι γωνία 0°. Όμοια, για τα σχήματα που περιέχουν ευθείες με συγκεκριμένη διεύθυνση, η ελάχιστη τιμή αντίθεσης προκύπτει για την αντίστοιχη γωνία υπολογισμού των στατιστικών. Η χαμηλή αντίθεση σε συγκεκριμένο προσανατολισμό συνάδει με την υψηλή συσχέτιση στον συγκεκριμένο προσανατολισμό, εξαιτίας των γειτονικών εικονοστοιχείων τα οποία αποτελούν την γραμμή.

Πίνακας 4 – Τμήμα του διανύσματος χαρακτηριστικών αντίθεσης της εφαρμογής 3 για τις συνθετικές εικόνες. Παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά που προήλθαν από τη μέση τιμή.

Κλίμακα	1				2				3				4, 5			
Χαρακτηριστικό	Μέση Τιμή															
Γωνία	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135
Κάθετη Ευθεία	11,7	11,7	0,02	11,7	3,67	3,67	0	3,67	0,13	0,13	0	0,13	0	0	0	0
Οριζόντια Ευθεία	0,02	11,7	11,7	11,7	0	3,67	3,67	3,67	0	0,13	0,13	0,13	0	0	0	0
Κύκλος	7,1	9,12	7,1	9,18	2,78	3,63	2,78	3,64	0,4	0,5	0,4	0,5	0	0	0	0
Δίσκος	6,66	11,5	6,66	11,8	2,09	2,85	2,09	2,86	0,11	0,14	0,11	0,14	0	0	0	0
Κάθετο Ημικύκλιο	5,34	6,52	3,64	6,52	1,44	1,9	1,43	1,9	0,2	0,24	0,19	0,24	0	0	0	0
Οριζόντιο Ημικύκλιο	3,64	6,52	5,34	6,52	1,43	1,9	1,44	1,9	0,19	0,24	0,2	0,24	0	0	0	0
Κάθετο Ανάχωμα	12	12,5	2,18	12,4	4,07	4,22	0,98	4,23	0,2	0,2	0,07	0,2	0	0	0	0
Οριζόντιο Ανάχωμα	2,18	12,5	12	12,4	0,98	4,22	4,07	4,23	0,07	0,2	0,2	0,2	0	0	0	0
Οριζόντιο Ελλειπτικό Περιγράμμα	4,34	9,78	9,55	9,88	1,56	2,91	2,81	2,9	0,24	0,38	0,32	0,38	0	0	0	0
Οριζόντια Ημιέλλειψη	3,6	11,4	9,39	11,5	0,98	3,01	2,77	3,01	0,09	0,24	0,22	0,24	0	0	0	0
Διαγώνια Ημιέλλειψη	6,18	12	6,17	6,3	1,59	2,73	1,66	1,82	0,08	0,1	0,08	0,09	0	0	0	0
Κάθετη Ημιέλλειψη	9,63	11,6	3,64	11,6	2,79	3,02	0,98	3,02	0,21	0,24	0,09	0,24	0	0	0	0

Όσον αφορά τα σχήματα που είναι συμμετρικά ως προς το κέντρο τους, εμφανίζουν παρόμοιες τιμές αντίθεσης σε όλες τις γωνίες. Το φαινόμενο αυτό οφείλεται στην ομοιομορφία των υποεικόνων, όπου κάθε μία από αυτές περιέχει πληροφορία από διαφορετικό τμήμα της περιφέρειας του κυκλικού σχήματος. Με βάση αυτή την παρατήρηση, η κυρίαρχη κατεύθυνση ή η συμμετρία του αντικειμένου μπορεί να εκτιμηθεί από την γωνία υπολογισμού των στατιστικών δεύτερης τάξης που αντιστοιχεί στην μικρότερη μέση τιμή αντίθεσης. Συνεπώς, η γωνία υπολογισμού στατιστικών κατά την οποία εμφανίζεται η ελάχιστη τιμή αντίθεσης αποτελεί την κυρίαρχη κατεύθυνση του σχήματος. Η ύπαρξη όμοιων τιμών αντίθεσης για όλες τις γωνίες υπολογισμού υποδεικνύει σχήμα με κυκλική συμμετρία. Σχήματα τα οποία εμφανίζουν συμμετρία ως προς άξονα διαφορετικό των 0°, 45°, 90° ή 135° διαθέτουν σχετικά χαμηλή τιμή αντίθεσης για τη γωνία που προσεγγίζει περισσότερο την κατεύθυνσή τους. Επιπλέον, μετά από πειραματισμό με την ημιέλλειψη, προέκυψε το συμπέρασμα ότι η ύπαρξη μέγιστης τιμής αντίθεσης σε κάποια γωνία, η οποία διαφέρει αρκετά από τις τιμές για τις υπόλοιπες γωνίες συχνά δηλώνει ότι ο προσανατολισμός του μελετώμενου σχήματος είναι κάθετος στη γωνία του μεγίστου. Στην περίπτωση της διαγώνιας ημιέλλειψης, η οποία έχει κατασκευαστεί ως η

περιστροφή κατά 135° της έλλειψης με μεγάλο άξονα στην οριζόντια διεύθυνση και παρουσιάζει μέγιστο αντίθεσης στις 45°, πράγματι οι δύο αυτές διευθύνσεις είναι κάθετες.

Το πόσο υψηλή είναι η μέση τιμή της αντίθεσης αποτελεί ένδειξη για το πάχος της περιγραφόμενης καμπύλης. Τα εικονοστοιχεία ενός δίσκου εμφανίζουν μεγαλύτερη συσχέτιση μεταξύ τους σε σχέση τα εικονοστοιχεία ενός κύκλου, εξαιτίας της μεγάλης επιφάνειας του πρώτου. Η μεγάλη συσχέτιση ισοδυναμεί με μικρή αντίθεση, συνεπώς η μέση τιμή αντίθεσης του δίσκου είναι γενικά μικρότερη από αυτή του κύκλου ανεξάρτητα από τη γωνία υπολογισμού. Ανάλογα, ένα συμπαγές σχήμα μπορεί να ξεχωρίσει από ένα λεπτό περίγραμμα από τις υψηλότερες μέσες τιμές που διαθέτει το δεύτερο σε κάθε κατεύθυνση.

Πίνακας 5 – Τμήμα του διανύσματος χαρακτηριστικών αντίθεσης της εφαρμογής 3 για τις συνθετικές εικόνες. Παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά που προήλθαν από την τυπική απόκλιση.

Κλίμακα	1				2				3				4, 5			
Χαρακτηριστικό	Τυπική Απόκλιση															
Γωνία	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135
Κάθετη Ευθεία	7,43	7,41	0,01	7,41	7,52	7,52	0	7,52	0,37	0,37	0	0,37	0	0	0	0
Οριζόντια Ευθεία	0,01	7,41	7,43	7,41	0	7,52	7,52	7,52	0	0,37	0,37	0,37	0	0	0	0
Κύκλος	3,04	4,19	3,04	4,2	1,27	1,49	1,27	1,48	0,25	0,32	0,25	0,32	0	0	0	0
Δίσκος	3,93	7,8	3,93	7,99	1,11	1,53	1,11	1,53	0,08	0,11	0,08	0,11	0	0	0	0
Κάθετο Ημικόκλιο	2,51	3,27	1,59	3,24	0,65	0,73	0,64	0,74	0,12	0,15	0,12	0,15	0	0	0	0
Οριζόντιο Ημικόκλιο	1,59	3,27	2,51	3,24	0,64	0,73	0,65	0,74	0,12	0,15	0,12	0,15	0	0	0	0
Κάθετο Ανάχωμα	7,78	7,75	0,77	7,75	6,63	6,37	0,58	6,37	0,46	0,46	0,09	0,46	0	0	0	0
Οριζόντιο Ανάχωμα	0,77	7,75	7,78	7,75	0,58	6,37	6,63	6,37	0,09	0,46	0,46	0,46	0	0	0	0
Οριζόντιο Ελλειπτικό Περίγραμμα	0,98	4,4	4,68	4,65	0,83	2,18	1,86	2,19	0,4	0,65	0,51	0,64	0	0	0	0
Οριζόντια Ημιέλλειψη	1,51	6,17	4,95	6,25	1,01	4,57	4,01	4,55	0,14	0,52	0,45	0,52	0	0	0	0
Διαγώνια Ημιέλλειψη	3,34	6,83	3,34	3,44	1,7	3,1	1,74	1,84	0,08	0,11	0,08	0,09	0	0	0	0
Κάθετη Ημιέλλειψη	4,98	6,2	1,47	6,2	4,04	4,58	1,02	4,59	0,45	0,52	0,14	0,52	0	0	0	0

Τα σχήματα με συγκεκριμένη κατεύθυνση – συμμετρία διαθέτουν τυπική απόκλιση αντίθεσης σχεδόν μηδενική για την αντίστοιχη κατεύθυνση υπολογισμού σχεδόν σε όλες τις κλίμακες (Πίνακας 5). Για την κάθετη γραμμή αυτό συμβαίνει σε γωνία 90°, ενώ για την οριζόντια σε γωνία 0°. Όμοια, σχήματα που περιέχουν ευθείες με συγκεκριμένη διεύθυνση εμφανίζουν σχετικά μικρή τυπική απόκλιση αντίθεσης για την αντίστοιχη γωνία υπολογισμού. Τα οριζόντια ημικόκλια, οι προεξέχοντες δίσκοι και οι ελλείψεις παρουσιάζουν ελάχιστη τυπική απόκλιση αντίθεσης σε γωνία 0°, ενώ τα κατακόρυφα σχήματα σε γωνία 90°. Τα συμπαγή σχήματα παρουσιάζουν μεγαλύτερη μέγιστη διαφορά τυπικής απόκλισης στις διάφορες γωνίες σε σχέση με τα περιγράμματα, όπως μπορεί να γίνει αντιληπτό από τις τιμές που αντιστοιχούν σε δίσκο, έλλειψη και κύκλο, ελλειπτικό περίγραμμα αντίστοιχα.

Παρατηρώντας τους μέσους όρους των μέγιστων τιμών αντίθεσης (Πίνακας 6) γίνεται ακόμα πιο εμφανής η κυρίαρχη κατεύθυνση των περιεχόμενων ευθειών της εικόνας. Άλλωστε, οι ελάχιστες τιμές αντίθεσης είναι αυτές που αντιστοιχούν σε κατάλληλη σφήνα του καμπυλωτού μετασχηματισμού και φέρουν σημαντική πληροφορία για τον προσανατολισμού του σχήματος. Συνεπώς, η ενίσχυση των υψηλότερων τιμών αντίθεσης μπορεί να διευκολύνει την αναγνώριση των ελαχίστων τιμών και έτσι την εξακρίβωση του

κυρίαρχου προσανατολισμού του μελετώμενου σχήματος. Ακόμα, διακρίνεται εντονότερα η ύπαρξη σχετικά μεγαλύτερων τιμών για τα περιγράμματα σε σχέση με τα συμπαγή σχήματα.

Πίνακας 6 – Τμήμα του διανύσματος χαρακτηριστικών αντίθεσης της εφαρμογής 3 για τις συνθετικές εικόνες. Παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά που προήλθαν από τη μέση τιμή των υψηλότερων παραμέτρων.

Κλίμακα	1				2				3				4, 5			
Χαρακτηριστικό	Μέση Τιμή του 10% των Μεγαλύτερων Τιμών															
Γωνία	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135
Κάθετη Ευθεία	21,7	21,7	0,03	21,7	23	23	0,01	23	1,14	1,14	0	1,14	0	0	0	0
Οριζόντια Ευθεία	0,03	21,7	21,7	21,7	0,01	23	23	23	0	1,14	1,14	1,14	0	0	0	0
Κύκλος	10,8	14,5	10,8	14,4	4,59	5,74	4,59	5,67	0,9	1,13	0,9	1,13	0	0	0	0
Δίσκος	12	22,3	12	22,7	4,09	5,53	4,09	5,48	0,29	0,36	0,29	0,36	0	0	0	0
Κάθετο Ημικύκλιο	8,22	10,8	5,65	10,7	2,33	2,8	2,28	2,81	0,44	0,53	0,42	0,53	0	0	0	0
Οριζόντιο Ημικύκλιο	5,65	10,8	8,22	10,7	2,28	2,8	2,33	2,81	0,42	0,53	0,44	0,53	0	0	0	0
Κάθετο Ανάχωμα	22,4	22,9	3,22	22,9	20,8	20,2	2,27	20,3	1,48	1,51	0,31	1,51	0	0	0	0
Οριζόντιο Ανάχωμα	3,22	22,9	22,4	22,9	2,27	20,2	20,8	20,3	0,31	1,51	1,48	1,51	0	0	0	0
Οριζόντιο Ελλειπτικό Περίγραμμα	5,4	15,1	15	15,5	3,31	7,82	6,52	7,85	1,25	2	1,6	1,99	0	0	0	0
Οριζόντια Ημιέλλειψη	5,43	19,5	15,8	19,8	3,53	14,3	12,7	14,2	0,46	1,76	1,53	1,76	0	0	0	0
Διαγώνια Ημιέλλειψη	10,7	20,4	10,7	10,9	5,48	10,2	5,53	6,08	0,27	0,34	0,27	0,3	0	0	0	0
Κάθετη Ημιέλλειψη	16,1	19,9	5,41	19,9	12,8	14,3	3,56	14,3	1,52	1,75	0,46	1,75	0	0	0	0

Αντίθετα, οι μέσοι όροι των ελαχίστων τιμών αντίθεσης (Πίνακας 7) δεν παρέχουν σημαντική πληροφορία, καθώς οι τιμές είναι αρκετά κοντινές ώστε να συγκριθούν αποτελεσματικά. Ακόμα, η ανάλυση σε πολύ λεπτομερή κλίμακα δεν παρέχει ιδιαίτερη πληροφορία από κάποιο σημείο και μετά, καθώς οι πλειονότητα των τιμών είναι μηδενική.

Πίνακας 7 – Τμήμα του διανύσματος χαρακτηριστικών αντίθεσης της εφαρμογής 3 για τις συνθετικές εικόνες. Παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά που προήλθαν από τη μέση τιμή των χαμηλότερων παραμέτρων.

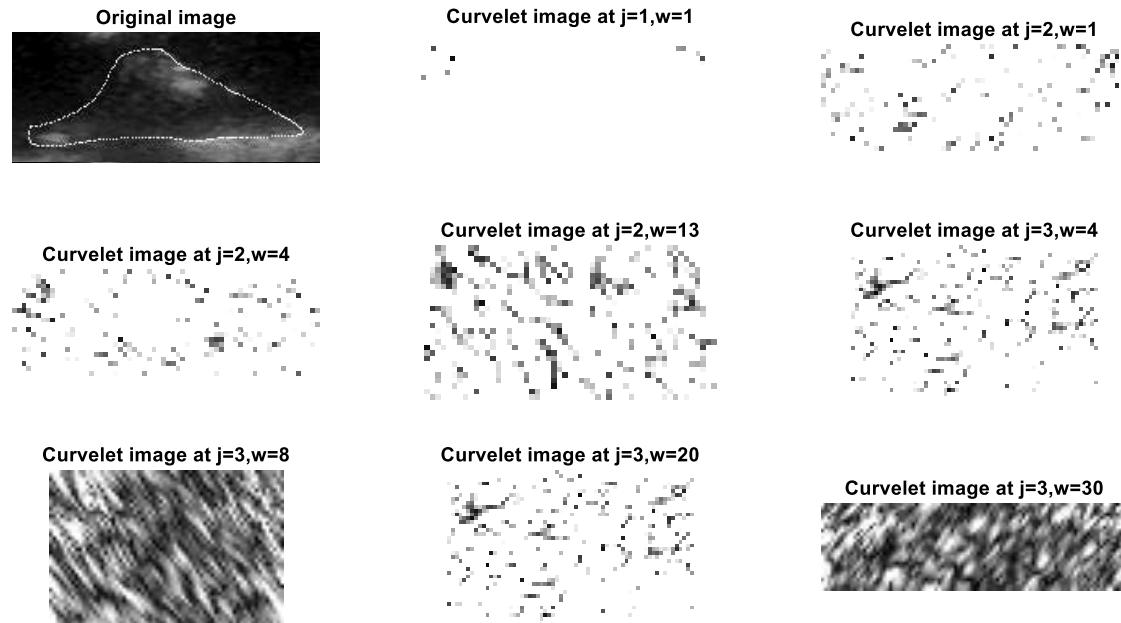
Κλίμακα	1				2				3				4, 5			
Χαρακτηριστικό	Μέση τιμή του 10% των Μικρότερων Τιμών															
Γωνία	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135
Κάθετη Ευθεία	2,61	2,63	0,02	2,63	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Οριζόντια Ευθεία	0,02	2,63	2,61	2,63	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Κύκλος	3,18	3,82	3,18	3,74	0,56	0,95	0,56	0,95	0,09	0,08	0,09	0,08	0	0	0	0
Δίσκος	1,97	2,79	1,97	2,74	0,41	0,72	0,41	0,73	0,03	0,02	0,03	0,03	0	0	0	0
Κάθετο Ημικύκλιο	2	2,33	1,69	2,45	0,29	0,48	0,28	0,47	0,04	0,04	0,04	0,04	0	0	0	0
Οριζόντιο Ημικύκλιο	1,69	2,33	2	2,45	0,28	0,48	0,29	0,47	0,04	0,04	0,04	0,04	0	0	0	0
Κάθετο Ανάχωμα	2,53	3,12	1,28	3,14	0,19	0,31	0,23	0,31	0,01	0,01	0,01	0,01	0	0	0	0
Οριζόντιο Ανάχωμα	1,28	3,12	2,53	3,14	0,23	0,31	0,19	0,31	0,01	0,01	0,01	0,01	0	0	0	0
Οριζόντιο Ελλειπτικό Περίγραμμα	2,83	4,11	3,14	3,94	0,4	0,53	0,4	0,6	0,01	0,02	0,02	0,02	0	0	0	0
Οριζόντια Ημιέλλειψη	1,55	3,82	3,03	3,71	0,19	0,21	0,13	0,22	0,01	0,01	0,01	0,01	0	0	0	0
Διαγώνια Ημιέλλειψη	2,25	3,49	2,21	2,29	0,08	0,08	0,08	0,12	0	0	0	0	0	0	0	0
Κάθετη Ημιέλλειψη	3,24	3,92	1,64	3,92	0,13	0,2	0,18	0,22	0,01	0,01	0,01	0,01	0	0	0	0

Συμπερασματικά, αποτελεί ικανοποιητική επιλογή διάνυσμα χαρακτηριστικών, το οποίο θα περιέχει τους μέσους όρους των μεγαλύτερων τιμών και συμπληρωματικά των τυπικών αποκλίσεων αντίθεσης σε κάθε γωνία και κλίμακα. Με βάση αυτά τα χαρακτηριστικά αντίθεσης μπορούν να εξαχθούν τα παρακάτω συμπεράσματα:

- Η γωνία υπολογισμού που διαθέτει την ελάχιστη μέση τιμή αντίθεσης προσεγγίζει περισσότερο από τις υπόλοιπες την κυρίαρχη κατεύθυνση των περιεχόμενων γραμμών. Η κάθετη της γωνίας υπολογισμού που διαθέτει τη μέγιστη μέση τιμή προσεγγίζει επίσης την κυρίαρχη κατεύθυνση των περιεχόμενων γραμμών.
- Η ύπαρξη ομοιόμορφων τιμών αντίθεσης σε όλες τις γωνίες και κλίμακες υποδεικνύει ύπαρξη κυκλικής καμπύλης.
- Οι σχετικά χαμηλές τιμές αντίθεσης δηλώνουν την ύπαρξη καμπυλών με συμπαγές εσωτερικό. Αντίθετα, σχετικά υψηλές τιμές αντίθεσης δηλώνουν την ύπαρξη καμπυλών περιγραμμάτων.
- Τα παραπάνω συμπεράσματα μπορούν να επιβεβαιωθούν/συμπληρωθούν από την μελέτη των τιμών τυπικής απόκλισης.

3.2 Πραγματικές Εικόνες

Η εφαρμογή της προηγούμενης διαδικασίας επεξεργασίας σε πραγματικές εικόνες αποτέλεσε πρόκληση, καθώς εξαρτήθηκε σε μεγάλο βαθμό από την επιλογή κατάλληλων εικόνων εισόδου, έτσι ώστε αυτές να περιέχουν όσο το δυνατόν μεγαλύτερη επιφάνεια της περιοχής ενδιαφέροντος. Κατά κύριο λόγο η ποιότητα των εικόνων, η λήψη των υπερηχογραφήματων από διαφορετικούς ιατρούς, η ανατομία των εξεταζόμενων υποκειμένων και η μορφολογία των αθηρωματικών πλακών εισήγαγαν ιδιαιτερότητες στην αξιολόγηση των τιμών αντίθεσης.



Εικόνα 20 – Στην πρώτη εικόνα περιγράφεται με λευκό χρώμα η αθηρωματική πλάκα και αποτελεί είσοδο του CT. Ακολουθούν ενδεικτικές υποεικόνες αποσύνθεσης με CT περιοχής αθηρωματικής πλάκας σε διαφορετικές κλίμακες j και σφήνες w . Στην εικόνα εισόδου εμφανίζονται λευκές περιοχές κυρίως στην οριζόντια διεύθυνση, έτσι οι υποεικόνες με αντίστοιχο προσανατολισμό (π.χ. $j=2, w=13$ ή $j=3, w=4$) διαθέτουν εποπτικά υψηλότερη αντίθεση, όμοια με την περίπτωση της οριζόντιας ευθείας του Πίνακα 2.

Από εποπτική παρατήρηση των εικόνων υπερηχογραφήματος καρωτίδας φαίνεται ότι το εσωτερικό του αγγειακού αυλού είναι γενικά πιο σκουρόχρωμο σε σχέση με το αγγειακό τοίχωμα και τους παρακείμενους ιστούς, εξαιτίας του αίματος που τον διαρρέει. Αντίθετα, οι αθηρωματικές πλάκες εμφανίζουν ανοιχτή γκρίζα απόχρωση εξαιτίας των υλικών που τις αποτελούν. Ο ιστός γύρω από το αγγειακό τοίχωμα εμφανίζει επίσης ανοιχτές αποχρώσεις. Οι παρατηρήσεις αυτές οδηγούν στο συμπέρασμα ότι οι αναμενόμενες τιμές αντίθεσης της εικόνας θα είναι γενικά υψηλότερες για τις εικόνες που απεικονίζουν την περιοχή του υγιούς αγγείου εξαιτίας της μεγάλης διαφοράς αποχρώσης μεταξύ του τοιχώματος και του εσωτερικού του αγγειακού αυλού. Επιπλέον, το υγιές τμήμα του αγγειακού σωλήνα και οι υπάρχουσες πλάκες διαθέτουν τον ίδιο προσανατολισμό, ο οποίος ταυτίζεται με τον άξονα του αγγείου. Εξαιτίας της λήψης των υπερηχογραφήματων στη διαμήκη διάσταση, ο προσανατολισμός αυτός αντιστοιχεί στο πρώτο τεταρτημόριο του κύκλου. Ο παρακείμενος ιστός δεν διαθέτει κάποιο συγκεκριμένο προσανατολισμό, με εξαίρεση το σύνορο του, δηλαδή το αγγειακό τοίχωμα, το οποίο διαθέτει και αυτό τον προσανατολισμό της καρωτιδικής αρτηρίας.

Επιλογή 1 – Διάνυσμα Χαρακτηριστικών με Μέση Τιμή και Τυπική Απόκλιση ανά Κλίμακα και Προσανατολισμό

Κατασκευάστηκε διάνυσμα χαρακτηριστικών αποτελούμενο από τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις των παραμέτρων αντίθεσης σε κάθε υποεικόνα (Πίνακας 8).

Πίνακας 8 – Τα διανύσματα χαρακτηριστικών για τις τρεις περιοχές του υπερηχογραφήματος που κατασκευάστηκαν μέσω της επιλογής 1. Παρουσιάζονται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση των παραμέτρων αντίθεσης σε μορφή $\mu \pm \sigma$ για τους καμπυλωτούς συντελεστές σε κάθε κλίμακα j και κάθε σφήνα w. Κάθε χαρακτηριστικό αντιστοιχίζεται σε δείκτη αναφοράς.

ΑΑ χαρακτηριστικού	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Κλίμακα j	2																
Σφήνα w	1	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Αγγείο	0,19 ± 0,87	2,66 ± 1,13	0,5 ± 0,67	0,54 ± 0,67	2,7 ± 1,05	5,46 ± 1,53	5,08 ± 1,85	5,04 ± 1,7	5,36 ± 1,53	2,66 ± 1,13	0,5 ± 0,67	0,54 ± 1,05	2,7 ± 1,05	5,46 ± 1,53	5,08 ± 1,85	5,04 ± 1,7	5,36 ± 1,53
Ιστός	0 ± 0	2,14 ± 1,31	0,27 ± 0,33	0,36 ± 0,33	2,2 ± 1,25	4,89 ± 1,68	4,51 ± 1,76	4,36 ± 1,77	4,94 ± 1,62	2,14 ± 1,31	0,27 ± 0,33	0,36 ± 1,25	2,2 ± 1,68	4,89 ± 1,76	4,51 ± 1,77	4,36 ± 1,62	4,94 ± 1,62
Πλάκα	0,03 ± 0,17	2,76 ± 1,28	0,38 ± 0,23	0,43 ± 0,2	2,96 ± 1,29	5,31 ± 1,5	5,12 ± 1,69	5,13 ± 1,79	5,32 ± 1,64	2,76 ± 1,28	0,38 ± 0,23	0,43 ± 0,2	2,96 ± 1,29	5,31 ± 1,5	5,12 ± 1,69	5,13 ± 1,79	5,32 ± 1,64
ΑΑ χαρακτηριστικού	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	
Κλίμακα j	3																
Σφήνα w	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	
Αγγείο	2,42 ± 1,76	4,15 ± 1,98	4,82 ± 1,17	2,72 ± 1,22	2,76 ± 1,28	4,9 ± 1,09	4,17 ± 2,03	2,33 ± 1,62	2,01 ± 1,17	2,65 ± 1,24	2,95 ± 1,27	3,14 ± 1,23	3,17 ± 1,25	3,01 ± 1,34	2,61 ± 1,23	2,04 ± 1,23	
Ιστός	2,96 ± 1,83	4,68 ± 1,75	4,92 ± 1,48	1,95 ± 1,04	1,98 ± 1,04	5,06 ± 1,53	4,76 ± 1,8	2,94 ± 1,79	2,58 ± 1,25	3,35 ± 1,3	3,62 ± 1,22	3,74 ± 1,17	3,79 ± 1,15	3,61 ± 1,26	3,29 ± 1,27	2,6 ± 1,28	
Πλάκα	2,34 ± 1,84	4,08 ± 2,16	4,83 ± 1,18	2,64 ± 1,39	2,7 ± 1,45	4,88 ± 1,07	4,08 ± 2,12	2,33 ± 1,78	1,94 ± 1,37	2,34 ± 1,51	2,59 ± 1,67	2,79 ± 1,68	2,79 ± 1,67	2,58 ± 1,62	2,34 ± 1,53	1,91 ± 1,36	
ΑΑ χαρακτηριστικού	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	
Κλίμακα j	3																
Σφήνα w	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	
Αγγείο	2,42 ± 1,76	4,15 ± 1,98	4,82 ± 1,17	2,72 ± 1,22	2,76 ± 1,28	4,9 ± 1,09	4,17 ± 2,03	2,33 ± 1,62	2,01 ± 1,17	2,65 ± 1,24	2,95 ± 1,27	3,14 ± 1,23	3,17 ± 1,25	3,01 ± 1,34	2,61 ± 1,23	2,04 ± 1,23	
Ιστός	2,96 ± 1,83	4,68 ± 1,75	4,92 ± 1,48	1,95 ± 1,04	1,98 ± 1,04	5,06 ± 1,53	4,76 ± 1,8	2,94 ± 1,79	2,58 ± 1,25	3,35 ± 1,3	3,62 ± 1,22	3,74 ± 1,17	3,79 ± 1,15	3,61 ± 1,26	3,29 ± 1,27	2,6 ± 1,28	
Πλάκα	2,34 ± 1,84	4,08 ± 2,16	4,83 ± 1,18	2,64 ± 1,39	2,7 ± 1,45	4,88 ± 1,07	4,08 ± 2,12	2,33 ± 1,78	1,94 ± 1,37	2,34 ± 1,51	2,59 ± 1,67	2,79 ± 1,68	2,79 ± 1,67	2,58 ± 1,62	2,34 ± 1,53	1,91 ± 1,36	

Η αρχική εκτίμηση των μέσων όρων των τιμών αντίθεσης για τις διάφορες περιοχές είναι ότι προέκυψαν αρκετά όμοιες τιμές. Ωστόσο, πιο προσεκτική παρατήρηση δείχνει ότι για αδρές κλίμακες η μέση αντίθεση σε όλες τις γωνίες είναι γενικά μεγαλύτερη για το υγιές τμήμα του αγγείου και την αθηρωματική πλάκα σε σχέση με τους παρακείμενους ιστούς. Όμως, για την πιο λεπτομερή κλίμακα οι ρόλοι αντιστρέφονται και η μέση αντίθεση για τους παρακείμενους ιστούς είναι ελαφρώς μεγαλύτερη απ' ό,τι για τις άλλες περιοχές, δηλαδή ανιχνεύονται λεπτομερή μοτίβα υφής για τον ιστό. Οι τιμές της τυπικής απόκλισης είναι σχετικά υψηλές και δεν επιτρέπουν το σαφή διαχωρισμό των τριών περιοχών. Σε κάθε περίπτωση, η γενική ομοιομορφία της μορφολογίας της αθηρωματικής πλάκας οδηγεί στην

εξαγωγή σχετικά χαμηλών τιμών αντίθεσης. Επιπλέον, η επίδραση του αγγειακού τοιχώματος είναι ισχυρότερη στις πιο αδρές κλίμακες στην περιοχή του υγιούς τμήματος του αγγείου. Η επίδραση αυτή εξασθενεί σε λεπτομερέστερες κλίμακες εξαιτίας της ανάμειξής του με το background. Στην περίπτωση του παρακείμενου ιστού δεν συμβαίνει το ίδιο καθώς περιλαμβάνει μορφολογικές ανομοιομορφίες, οι οποίες γίνονται αισθητές σε διάφορες κλίμακες.

Η μικρότερη τιμή αντίθεσης σε όλες τις κλίμακες και για τις τρεις περιοχές αντιστοιχεί σε ενδιάμεσους συντελεστές προσανατολισμού (2,3,10 για κλίμακα 2 & 16 και 32 για κλίμακα 3), δηλαδή σε σφήνα με προσανατολισμό κοντά στις 45°. Μπορεί να συμπεραθεί ότι όλες οι περιοχές είναι κατά κύριο λόγο προσανατολισμένες στο πρώτο και τρίτο τεταρτημόριο. Η παρατήρηση αυτή συνάδει με την εποπτική παρατήρηση των αρχικών εικόνων.

Πίνακας 9 – Αποτελέσματα στατιστικού t-test για τρία ζεύγη περιοχών με την 1^η επιλογή διανύσματος χαρακτηριστικών. Σε κάθε ζεύγος περιοχών στην πρώτη σειρά το 1 δηλώνει απόρριψη της μηδενικής υπόθεσης σε επίπεδο σημαντικότητας 5% και το 0 δηλώνει μη απόρριψη αυτής, ενώ η δεύτερη σειρά παρουσιάζει την p-τιμή.

AA χαρακτηριστικού	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17
Κλίμακα j	2																
Σφήνα w	1	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
Αγγείο-Ιστός	0	0	1	0	1	0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0
p-value	0,15	0,05	0,04	0,12	0,05	0,1	0,14	0,07	0,21	0,05	0,04	0,12	0,05	0,1	0,14	0,07	0,21
Ιστός-Πλάκα	0	1	0	0	1	0	0	1	0	1	0	0	1	0	0	1	0
p-value	0,21	0,03	0,07	0,28	0,01	0,23	0,1	0,05	0,27	0,03	0,07	0,28	0,01	0,23	0,1	0,05	0,27
Αγγείο-Πλάκα	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
p-value	0,23	0,68	0,26	0,29	0,3	0,63	0,92	0,81	0,9	0,68	0,26	0,29	0,3	0,63	0,92	0,81	0,9
AA χαρακτηριστικού	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	33	
Κλίμακα j	3																
Σφήνα w	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	
Αγγείο-Ιστός	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	
p-value	0,16	0,18	0,74	0	0	0,57	0,15	0,1	0,03	0,01	0,01	0,02	0,02	0,03	0,01	0,04	
Ιστός-Πλάκα	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	
p-value	0,12	0,15	0,76	0,01	0,01	0,53	0,11	0,11	0,03	0	0	0	0	0	0	0,02	
Αγγείο-Πλάκα	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
p-value	0,83	0,87	0,97	0,78	0,82	0,93	0,83	0,99	0,82	0,31	0,26	0,26	0,23	0,17	0,36	0,63	
AA χαρακτηριστικού	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	
Κλίμακα j	3																
Σφήνα w	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	
Αγγείο-Ιστός	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	
p-value	0,16	0,18	0,74	0	0	0,57	0,15	0,1	0,03	0,01	0,01	0,02	0,02	0,03	0,01	0,04	
Ιστός-Πλάκα	0	0	0	1	1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	
p-value	0,12	0,15	0,76	0,01	0,01	0,53	0,11	0,11	0,03	0	0	0	0	0	0	0,02	
Αγγείο-Πλάκα	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	
p-value	0,83	0,87	0,97	0,78	0,82	0,93	0,83	0,99	0,82	0,31	0,26	0,26	0,23	0,17	0,36	0,63	

Οι παρόμοιες τιμές των αποτελεσμάτων οδήγησαν στην ανάγκη εξεύρεσης ενός υποσυνόλου του διανύσματος χαρακτηριστικών, το οποίο περιέχει τα στατιστικά ικανότερα χαρακτηριστικά για τον προσδιορισμό των διαφορετικών περιοχών. Για το λόγο αυτό πραγματοποιήθηκε στατιστικό t-test και ταξινόμηση των χαρακτηριστικών με κριτήριο wilcoxon rank sum. Κατά το στατιστικό t-test ερευνήθηκε η μηδενική υπόθεση ότι τα διανύσματα χαρακτηριστικών από δύο διαφορετικές περιοχές προέρχονται από ανεξάρτητα τυχαία δείγματα από κανονικές κατανομές με ίσους μέσους όρους και ίσες

αγνωστες διακυμάνσεις. Η εναλλακτική υπόθεση είναι ότι τα δεδομένα των δύο περιοχών προέρχονται από πληθυσμούς με άνισους μέσους όρους στο επίπεδο σημασίας 5%.

Από τα αποτελέσματα του t-test (Πίνακας 9) προκύπτει ότι τα χαρακτηριστικά που προέρχονται από τους καμπυλωτούς συντελεστές σε λεπτομερείς κλίμακες αποτελούν σημαντικά χαρακτηριστικά για το διαχωρισμό της υφής και μορφολογίας των επιμέρους περιοχών. Ωστόσο, η μηδενική υπόθεση δεν είναι δυνατό να απορριφθεί για το διαχωρισμό αγγείου – πλάκας. Το πρόβλημα αυτό οφείλεται στην ομοιότητα των περιοχών, αφού η επιφάνεια τις πλάκας ομοιάζει με την επιφάνεια του αγγείου σε κάποια σημεία, ενώ υπάρχουν και τμήματα όπου τα σύνορα των δύο περιοχών δεν είναι σαφή.

Πίνακας 10 – Παρουσίαση της τιμής του κριτηρίου Wilcoxon για ταξινόμηση του διανύσματος χαρακτηριστικών της 1^{ης} επιλογής ανά ζεύγη περιοχών, καθώς και της μέσης τιμής του συνολικά.

AA χαρακτηριστικού	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
Κλίμακα j	2																								
Σφήνα w	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	1	2	3	4	5	6	7	8	
Ζεύγος Περιοχών	Τιμή Κριτηρίου για την ταξινόμηση Wilcoxon																								
Αγγείο-Ιστός	0,38	1,05	1,43	0,77	1,13	1,04	0,86	1,05	0,89	1,05	1,43	0,77	1,13	1,04	0,86	1,05	0,89	0,59	0,42	0,02	1,41	1,4	0,16	0,43	0,68
Ιστός-Πλάκα	0,53	1,11	1,34	1,04	1,27	0,85	0,91	1,16	0,84	1,11	1,34	1,04	1,27	0,85	0,91	1,16	0,84	0,63	0,26	0,09	1,11	1,12	0,01	0,31	0,59
Αγγείο-Πλάκα	0,86	0,94	0,63	1,29	1,52	0,14	0,74	1,01	0,49	0,94	0,63	1,29	1,52	0,14	0,74	1,01	0,49	0,04	0,4	0,8	0,01	0,27	0,68	0,35	0,31
Μέση Τιμή για όλες τις περιοχές	0,59	1,03	1,13	1,03	1,31	0,68	0,84	1,07	0,74	1,03	1,13	1,03	1,31	0,68	0,84	1,07	0,74	0,42	0,36	0,3	0,84	0,93	0,28	0,36	0,52
AA χαρακτηριστικού	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	
Κλίμακα j	3																								
Σφήνα w	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	
Ζεύγος Περιοχών	Τιμή Κριτηρίου για την ταξινόμηση Wilcoxon																								
Αγγείο-Ιστός	0,94	1,19	1,22	1,16	1,27	1,08	1,17	0,9	0,59	0,42	0,02	1,41	1,4	0,16	0,43	0,68	0,94	1,19	1,22	1,16	1,27	1,08	1,17	0,9	
Ιστός-Πλάκα	0,84	1,29	1,25	1,23	1,29	1,3	1,24	0,89	0,63	0,26	0,09	1,11	1,12	0,01	0,31	0,59	0,84	1,29	1,25	1,23	1,29	1,3	1,24	0,89	
Αγγείο-Πλάκα	0,2	1,28	1,73	1,56	1,7	1,8	1,24	0,42	0,04	0,4	0,8	0,01	0,27	0,68	0,35	0,31	0,2	1,28	1,73	1,56	1,7	1,8	1,24	0,42	
Μέση Τιμή για όλες τις περιοχές	0,66	1,25	1,4	1,32	1,42	1,39	1,22	0,74	0,42	0,36	0,3	0,84	0,93	0,28	0,36	0,52	0,66	1,25	1,4	1,32	1,42	1,39	1,22	0,74	

Πίνακας 11 – Παρουσίαση των δεικτών των χαρακτηριστικών του διανύσματος της 1^{ης} επιλογής σε φθίνουσα σειρά σημασίας σύμφωνα με το κριτήριο Wilcoxon ανά ζεύγη περιοχών και συνολικά για τη μέση τιμή του κριτηρίου σε όλα τα ζεύγη.

Ζεύγος Περιοχών	Δείκτης Χαρακτηριστικού Σε Φθίνουσα Σειρά Σημασίας																								
Αγγείο-Ιστός	3	11	21	37	22	38	30	46	28	44	27	43	32	48	29	45	5	13	31	47	2	8	10	16	6
Ιστός-Πλάκα	3	11	31	47	30	46	27	43	5	13	28	44	32	48	29	45	8	16	22	38	21	37	2	10	4
Αγγείο-Πλάκα	31	47	28	44	30	46	29	45	5	13	4	12	27	43	32	48	8	16	2	10	1	20	36	7	15
Συνολικά	30	46	28	44	31	47	29	45	5	13	27	43	32	48	3	11	8	16	4	12	2	10	22	38	21
Ζεύγος Περιοχών	Δείκτης Χαρακτηριστικού Σε Φθίνουσα Σειρά Σημασίας																								
Αγγείο-Ιστός	14	26	42	33	49	9	17	7	15	4	12	25	41	18	34	24	40	19	35	1	23	39	20	36	
Ιστός-Πλάκα	12	7	15	33	49	6	14	9	17	26	42	18	34	25	41	1	24	40	19	35	20	36	23	39	
Αγγείο-Πλάκα	23	39	3	11	9	17	33	49	19	35	24	40	25	41	22	38	26	42	6	14	18	34	21	37	
Συνολικά	37	7	15	9	17	33	49	6	14	26	42	1	25	41	18	34	24	40	19	35	20	36	23	39	

Από τη διαδικασία αξιολόγησης της σημασίας των επιμέρους χαρακτηριστικών με κριτήριο Wilcoxon rank sum, προκύπτει ότι οι συντελεστές της πιο λεπτομερούς κλίμακας κατά κύρο λόγο είναι οι πιο σημαντικοί για το διαχωρισμό μεταξύ των επιμέρους περιοχών (Πίνακας 11). Ακόμα, η τιμή του κριτηρίου είναι υψηλότερη για τους συντελεστές που αναφέρονται σε σφήνες με προσανατολισμό στο δεύτερο και τέταρτο τεταρτημόριο, όπως παρατηρείται για τα χαρακτηριστικά με δείκτες 10-15 και 26-31 για την κλίμακα 3 (Πίνακας 10).

Επιλογή 2 – Διάνυσμα Χαρακτηριστικών με Μέση Τιμή , Τυπική Απόκλιση και Μέση Τιμή των Υψηλότερων Συντελεστών ανά Κλίμακα και Γωνία του Μητρώου Συνεμφάνισης

Για αυτό το σύνολο χαρακτηριστικών προέκυψαν αρκετά όμοιες τιμές, όπως συνέβη και με την πρώτη επιλογή διανύσματος χαρακτηριστικών. Προφανώς, ισχύει και εδώ η παρατήρηση ότι για αδρές κλίμακες η μέση αντίθεση σε όλες τις γωνίες είναι γενικά μεγαλύτερη για το υγιές τμήμα του αγγείου και την πλάκα, ενώ για πιο λεπτομερείς κλίμακες η μέση αντίθεση για τους παρακείμενους ιστούς είναι ελαφρώς μεγαλύτερη απ ό τι για τις άλλες περιοχές.

Πίνακας 12 – Τα διανύσματα χαρακτηριστικών για τις τρεις περιοχές του υπερηχογραφήματος που κατασκευάστηκαν μέσω της επιλογής 2. Παρουσιάζονται η μέση τιμή, η μέση τιμή των υψηλότερων παραμέτρων και η τυπική απόκλιση των παραμέτρων αντίθεσης για τους καμπυλωτούς συντελεστές σε κάθε κλίμακα j και κάθε γωνία α του μητρώου συνεμφάνισης. Κάθε χαρακτηριστικό αντιστοιχίζεται σε δείκτη αναφοράς.

AA χαρακτηριστικού	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Χαρακτηριστικό	Μέσος Όρος											
Κλίμακα j	1			2			3					
Γωνία α	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135
Πλάκα	0,03	0,03	0,03	0,03	3,35	3,62	3,1	3,63	2,9	3,05	2,78	3,05
Αγγείο	0,14	0,22	0,2	0,22	3,27	3,68	3,08	3,64	3,08	3,26	2,87	3,25
Ιστός	0	0	0	0	2,96	3,12	2,6	3,16	3,52	3,65	3,16	3,64
AA χαρακτηριστικού	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
Χαρακτηριστικό	Μέσος Όρος του 10% των Μεγαλύτερων Τιμών											
Κλίμακα j	1			2			3					
Γωνία α	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135
Πλάκα	0,04	0,03	0,04	0,03	6,66	7,02	6,35	7,02	6,45	7,1	6,5	7,11
Αγγείο	0,15	0,28	0,27	0,3	6,74	7,36	6,46	7,31	6,38	7,04	6,48	7,03
Ιστός	0	0	0	0	6,36	6,58	5,62	6,72	6,92	7,53	6,83	7,47
AA χαρακτηριστικού	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36
Χαρακτηριστικό	Τυπική Απόκλιση											
Κλίμακα j	1			2			3					
Γωνία α	0	45	90	135	0	45	90	135	0	45	90	135
Πλάκα	0	0	0	0	2,28	2,42	2,09	2,42	1,64	1,92	1,74	1,93
Αγγείο	0,02	0,06	0,07	0,08	2,28	2,5	2,08	2,47	1,56	1,82	1,65	1,82
Ιστός	0	0	0	0	2,16	2,24	1,84	2,28	1,72	1,96	1,7	1,95

Η μικρότερη τιμή αντίθεσης σε όλες τις κλίμακες και για τις τρεις περιοχές αντιστοιχεί σε γωνία υπολογισμού 90°. Όμως, η παρατήρηση δεν μπορεί να αξιολογηθεί σημαντικά, καθώς οι τιμές για τις υπόλοιπες γωνίες είναι πολύ κοντινές. Αξιοποιώντας, όμως, το γεγονός ότι οι τιμές αντίθεσης για τις γωνίες 0° και 90° είναι γενικά μικρότερες απ' ό τι για γωνίες 45° και 135°, μπορεί να συμπεραθεί ότι όλες οι περιοχές είναι κατά κύριο λόγο προσανατολισμένες στο πρώτο και τρίτο τεταρτημόριο. Η παρατήρηση αυτή συνάδει με την εποπτική παρατήρηση των αρχικών εικόνων.

Οι στατιστικοί έλεγχοι δεν επέστρεψαν αξιόλογα αποτελέσματα. Συγκεκριμένα, το t-test για το διαχωρισμό των περιοχών υγιούς αγγείου και πλάκας δεν επέτρεψε την απόρριψη της μηδενικής υπόθεσης για κανένα από τα διαθέσιμα χαρακτηριστικά.

Πίνακας 13 – Παρουσίαση της τιμής του κριτηρίου Wilcoxon για ταξινόμηση του διανύσματος χαρακτηριστικών της 2^{ης} επιλογής ανά ζεύγη περιοχών, καθώς και της μέσης τιμής του συνολικά.

AA χαρακτηριστικού	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
Είδος χαρακτηριστικού	Μέσος Όρος												Μέσος Όρος του 10% των Μεγαλύτερων Τιμών											
Κλίμακα j	1				2				3				1				2				3			
Γωνία α	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Ζεύγος Περιοχών	Τιμή Κριτηρίου για την ταξινόμηση Wilcoxon																							
Αγγείο-Ιστός	0,26	0,26	0,26	0,26	0,86	1,44	1,56	1,14	1,57	1,52	1,12	1,58	0,26	0,26	0,26	0,26	0,56	0,96	1,4	0,71	1,5	1,38	1,07	1,27
Ιστός-Πλάκα	0,3	0,3	0,3	0,3	1,02	1,21	1,49	1,1	2,05	2,19	1,6	2,09	0,3	0,3	0,3	0,3	0,35	0,54	1,17	0,32	1,6	1,21	1	1,17
Αγγείο-Πλάκα	0,12	0,13	0,13	0,13	0,82	0,02	0,58	0,25	1,92	2,33	1,34	2,39	0,12	0,13	0,13	0,13	0,52	1	0,32	0,76	0,14	0,26	0,08	0,4
Μέση Τιμή για όλες τις περιοχές	0,23	0,23	0,23	0,23	0,9	0,89	1,21	0,83	1,85	2,01	1,35	2,02	0,23	0,23	0,23	0,23	0,47	0,83	0,96	0,6	1,08	0,95	0,71	0,95
AA χαρακτηριστικού	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36												
Είδος χαρακτηριστικού	Τυπική Απόκλιση																							
Κλίμακα j	1				2				3															
Γωνία α	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4												
Ζεύγος Περιοχών	Τιμή Κριτηρίου για την ταξινόμηση Wilcoxon																							
Αγγείο-Ιστός	0,26	0,26	0,26	0,26	0,5	0,95	1,3	0,67	1,59	1,15	0,36	1,12												
Ιστός-Πλάκα	0,3	0,3	0,3	0,3	0,39	0,7	1,42	0,47	0,76	0,37	0,38	0,16												
Αγγείο-Πλάκα	0,12	0,13	0,14	0,13	0,42	0,83	0,63	0,51	1,82	1,77	1,89	1,84												
Μέση Τιμή για όλες τις περιοχές	0,23	0,23	0,23	0,23	0,44	0,82	1,12	0,55	1,39	1,1	0,88	1,04												

Πίνακας 14 – Παρουσίαση των δεικτών των χαρακτηριστικών του διανύσματος της 1^{ης} επιλογής σε φθίνουσα σειρά σημασίας σύμφωνα με το κριτήριο Wilcoxon ανά ζεύγη περιοχών και συνολικά για τη μέση τιμή του κριτηρίου σε όλα τα ζεύγη.

Ζεύγος Περιοχών	Δείκτης Χαρακτηριστικού Σε Φθίνουσα Σειρά Σημασίας																							
Αγγείο-Ιστός	33	12	9	7	10	21	6	19	22	31	24	34	8	11	36	23	18	30	5	20	32	17	29	35
Ιστός-Πλάκα	10	12	9	11	21	7	31	22	6	19	24	8	5	23	33	30	18	32	29	35	34	17	20	1
Αγγείο-Πλάκα	12	10	9	35	36	33	34	11	18	30	5	20	31	7	17	32	29	24	19	22	8	21	27	2
Συνολικά	12	10	9	33	11	7	31	34	21	36	19	22	24	5	6	35	18	8	30	23	20	32	17	29
Ζεύγος Περιοχών	Δείκτης Χαρακτηριστικού Σε Φθίνουσα Σειρά Σημασίας																							
Αγγείο-Ιστός	1	2	3	4	13	14	15	16	25	26	27	28												
Ιστός-Πλάκα	2	3	4	13	14	15	16	25	26	27	28	36												
Αγγείο-Πλάκα	3	4	14	15	16	26	28	1	13	25	23	6												
Συνολικά	27	2	3	4	14	15	16	26	28	1	13	25												

Από τη διαδικασία αξιολόγησης της σημασίας των επιμέρους χαρακτηριστικών με κριτήριο Wilcoxon rank sum, προκύπτει ότι οι συντελεστές της πιο λεπτομερούς κλίμακας κατά κύρο λόγο είναι οι πιο σημαντικοί για το διαχωρισμό μεταξύ των επιμέρους περιοχών (Πίνακας 14). Ακόμα, η τιμή του κριτηρίου είναι υψηλότερη για τα χαρακτηριστικά μέσης τιμής του συνόλου των παραμέτρων, όπως παρατηρείται για τα χαρακτηριστικά με δείκτες 9-12 για την κλίμακα 3 (Πίνακας 13).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΣΥΖΗΤΗΣΗ ΚΑΙ ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

4.1 Συζήτηση Αποτελεσμάτων

Στην παρούσα εργασία μελετήθηκαν τα αποτελέσματα της εφαρμογής του καμπυλωτού μετασχηματισμού σε εικόνες καρωτιδικού υπερήχου και εξήχθησαν χαρακτηριστικά μέσω στατιστικών δεύτερης τάξης. Επιχειρήθηκε η παθοφυσιολογική ερμηνεία και η αξιολόγηση της σημασίας των χαρακτηριστικών αυτών. Προκειμένου να επιτευχθεί αυτός ο σκοπός, έγινε αρχικά εφαρμογή του μετασχηματισμού σε συνθετικές εικόνες, έτσι ώστε να διερευνηθεί αναλυτικά η επίδραση του καμπυλωτού μετασχηματισμού σε καμπύλες διαφορετικής μορφής, πάχους και προσανατολισμού. Η ανάλυση αυτή οδήγησε στην εξαγωγή ενός απλού μοντέλου ερμηνεία. Το μοντέλο χρησιμοποιήθηκε στη συνέχεια για την περιγραφή της υφής και μορφολογίας διαφόρων περιοχών της ευρύτερης καρωτιδικής αρτηρίας.

Συνολικά, αναγνωρίζεται η ικανότητα του καμπυλωτού μετασχηματισμού ως αποδοτικού εργαλείου ικανοποιητικής αναπαράστασης της πληροφορίας που περιέχουν εικόνες με ομαλά σχήματα και καμπύλες. Η πολυκλιμακωτή ανάλυση διευκολύνει την ανεύρεση μοτίβων υφής τα οποία δεν γίνονται αντιληπτά από την αρχική εικόνα και μόνο. Ανάλογα με την κλίμακα ανάλυσης εντείνονται διαφορετικά φαινόμενα μέσα στην εικόνα, με αποτέλεσμα να υποβοηθείται ο αναγνώριση ξεχωριστών επιφανειών με διαφορετική υφή. Η επιπλέον δυνατότητα που προσφέρει ο καμπυλωτός μετασχηματισμός ως προς την μελέτη της εικόνας σε διαφορετικούς προσανατολισμούς προσφέρει ένα περαιτέρω εργαλείο για την ανίχνευση μοτίβων υφής. Φαινόμενα που γίνονται αντιληπτά μόνο σε ορισμένες γωνίες «όψης» της αρχικής εικόνας, μπορούν πλέον να απομονωθούν και να αναγνωριστεί πλήρως προσανατολισμός των περιεχομένων τους.

Τα στατιστικά δεύτερης τάξης αποτελούν σημαντικό εργαλείο για την εξαγωγή χαρακτηριστικών και την κατασκευή προσδιοριστικού διανύσματος μιας εικόνας. Ειδικότερα σε γκριζες εικόνες B-Mode υπερηχογραφήματος καρωτίδας, όπου η εναλλαγή λευκών και μαύρων περιοχών είναι μείζονος σημασίας, αναγνωρίζεται η αξία των παραμέτρων αντίθεσης και συσχέτισης. Εφόσον οι προκύπτουσες υποεικόνες του καμπυλωτού μετασχηματισμού είναι και αυτές γκριζες εικόνες, ο υπολογισμός των πινάκων συνεμφάνισης, σε πρώτη φάση, και η εξαγωγή στατιστικών ιδιοτήτων δεύτερης τάξης, σε δεύτερη φάση, αποτελεί υποσχόμενη επιλογή. Η δυνατότητα κατασκευής των πινάκων συνεμφάνισης μέσω δημιουργίας ζευγών εικονοστοιχείων που βρίσκονται σε διαφορετικές θέσεις επάνω στο τετραγωνικό πλέγμα, παρέχει επιπλέον δυνατότητα ανίχνευσης προσανατολισμού. Επιπλέον, είναι δυνατός ο υπολογισμός των στατιστικών ιδιοτήτων για μη γειτονικά εικονοστοιχεία, σε συγκεκριμένες αποστάσεις. Με τον τρόπο αυτό επιτυγχάνεται η ανίχνευση περιοδικών ή επαναλαμβανόμενων φαινομένων μέσα στην εικόνα.

Η φυσική ερμηνεία που δόθηκε στους προκύπτοντες συντελεστές του καμπυλωτού μετασχηματισμού, αφορά σε πρώτη φάση την προσανατολισμό των περιεχόμενων δομών και μοτίβων. Με τον όρο «προσανατολισμός» γίνεται αναφορά στον άξονα που συμπίπτει με τη μεγάλη διάσταση των απεικονιζόμενων μορφών. Συνεπώς, η ύπαρξη χαμηλών τιμών αντίθεσης σε υποεικόνα που έχει προκύψει από σφήνα με συγκεκριμένο προσανατολισμό,

εκφράζει το γεγονός ότι η απεικονιζόμενη δομή διαθέτει τον ίδιο προσανατολισμό. Προφανώς, εξ' ορισμού, η συμπεριφορά αυτή συνοδεύεται πάντα από σχετικά υψηλές τιμές συσχέτισης. Σε δεύτερη φάση, η σχετική τιμή της αντίθεσης με τις τιμές αναφοράς για τις διάφορες καμπύλες και σχήματα, παρέχει χρήσιμη πληροφορία για το πάχος των εικονιζόμενων καμπυλών. Σε πολλές περιπτώσεις, το μεγάλο πάχος γραμμής σχετίζεται με την ύπαρξη συμπαγών δομών μέσα στην εικόνα. Επιπλέον, η ύπαρξη όμοιων τιμών αντίθεσης σε διαφορετικές ή σε όλες τις γωνίες κατασκευής του πίνακα συνεμφάνισης ή των προσανατολισμένων σφηνών, υποδηλώνει την ύπαρξη διαφόρων ειδών συμμετρίας μέσα στην εικόνα.

Η εφαρμογή του μοντέλου ερμηνείας που προέκυψε από τις συνθετικές εικόνες στα δεδομένα των πραγματικών εικόνων, δεν επιτεύχθηκε. Η στατιστική ανάλυση της σημασίας των χαρακτηριστικών δεν ήταν ιδιαίτερα ικανοποιητική, εξαιτίας των κοντινών τιμών χαρακτηριστικών για τις διαφορετικές περιοχές. Η φωτεινότητα και η αντίθεση των υπερηχογραφήματων B-mode εξαρτώνται σημαντικά από το κέρδος του συστήματος, την αντιστάθμιση χρόνου-κέρδους και το δυναμικό εύρος. Η προέλευση των δεδομένων εισόδου από διαφορετικά νοσοκομεία με διαφορετικό εξοπλισμό και ιατρικό προσωπικό οδήγησε σε σοβαρές διαφορές μεταξύ τους.

Η διάκριση των διαφορετικών περιοχών υφής μπορεί να εμφανίσει καλύτερα αποτελέσματα με διάφορους τρόπους. Πιθανά αποτελεσματικές μέθοδοι είναι η εφαρμογή προεπεξεργασίας στις αρχικές εικόνες υπερηχογραφήματος, όπως είναι η αποθορυβοποίηση, η ρύθμιση ιστογράμματος ή η ενίσχυση των ακμών. Ακόμα, για τον περιορισμό της επίδρασης της διαφορετικής προέλευσης των δεδομένων μπορεί να εφαρμοστεί κάποιου είδους κανονικοποίηση, όπως αυτή που προτείνεται από τους Sabetai et al [53]. Με αυτόν τον τρόπο πραγματοποιείται προσαρμογή της φωτεινότητας της εικόνας και τα μοτίβα υφής γίνονται εντονότερα. Επιπλέον, η αξιοποίηση εικόνων υψηλότερης ανάλυσης, έτσι ώστε να έχει νόημα η ανάλυση σε μεγαλύτερο πλήθος κλιμάκων, και ο λεπτομερέστερος καθορισμός των επιφανειών με διαφορετική υφή μπορεί να διευκολύνει το διαχωρισμό μεταξύ αυτών.

4.2 Συνεισφορά της Εργασίας

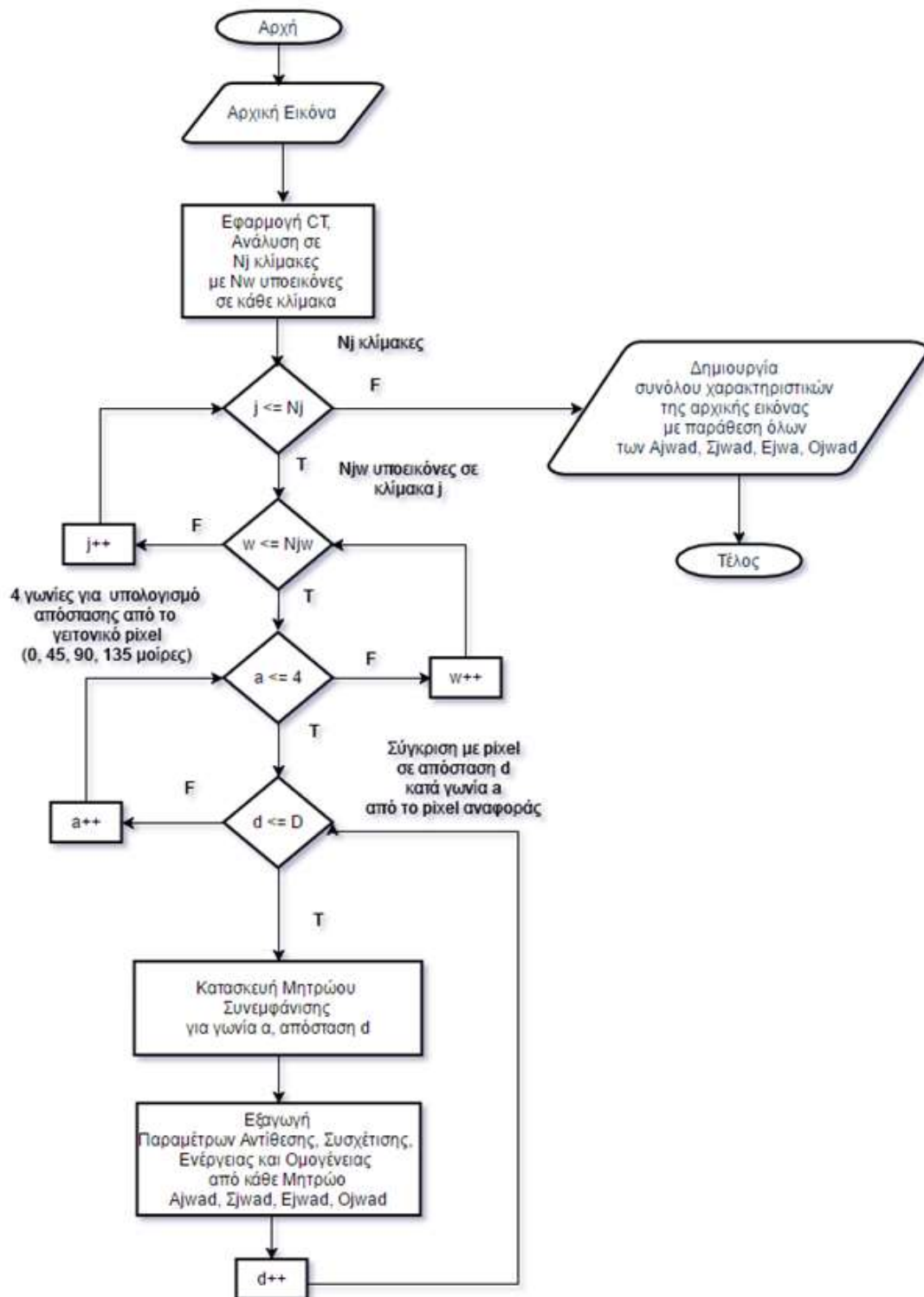
Η μελέτη που έγινε στις προηγούμενες ενότητες οδήγησε σε μια λεπτομερέστερη ανάλυση των αποτελεσμάτων της εφαρμογής του καμπυλωτού μετασχηματισμού σε εικόνες προερχόμενες από καρωτιδικό υπερηχογράφημα, σε σχέση με την υπάρχουσα βιβλιογραφία. Αναγνωρίστηκε η ακριβής σημασία των καμπυλωτών συντελεστών, περιγράφηκε η μορφή τους και η αιτία που λαμβάνουν αυτή τη μορφή. Η αρχική εικόνα αναπαραστάθηκε μέσω στατιστικών χαρακτηριστικών που προέκυψαν από την εφαρμογή του καμπυλωτού μετασχηματισμού. Παρασχέθηκε μη εμφανής πληροφορία για την κατεύθυνση και το είδος των μοτίβων που περιέχονται σε μια περιοχή της εικόνας, επιτρέποντας την αναγνώριση και περιγραφή της υφής της. Επιπλέον, έγιναν προσπάθειες αξιολόγησης των καμπυλωτών συντελεστών και συνδυασμός ή τροποποίηση αυτών προκειμένου το διάνυμα χαρακτηριστικών να υποστεί μείωση διαστάσεων.

4.3 Μελλοντικές Επεκτάσεις και Προοπτικές

Η εφαρμογή του καμπυλωτού μετασχηματισμού οδηγεί στην παραγωγή μεγάλου πλήθους καμπυλωτών συντελεστών. Επιπλέον, η εξαγωγή των στατιστικών δεύτερης τάξης αν και μειώνει το πλήθος των συντελεστών, ομαδοποιώντας τις επιδράσεις τους, παράγει σημαντικό αριθμό νέων. Θα είχε νόημα η διερεύνηση διανυσμάτων χαρακτηριστικών μεγάλου μήκους ή διανυσμάτων που προέκυψαν με διαφορετικές ομαδοποιήσεις των καμπυλωτών συντελεστών. Στη συνέχεια, το διάνυσμα χαρακτηριστικών θα μπορούσε να μειωθεί σε διάσταση με χρήση Principal Component Analysis (PCA), γραμμικής διαχωριστικής ανάλυσης (LDA), επιλογής χαρακτηριστικών ή κάποιας άλλης μεθόδου. Η μείωση του μήκους του διανύσματος χαρακτηριστικών, χωρίς όμως να παραλείπεται σημαντική πληροφορία, βελτιώνει την αποδοτικότητα των εφαρμογών στις οποίες χρησιμοποιείται. Ένα αποδοτικό τέτοιο διάνυσμα θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί κατά την κατασκευή αλγορίθμων αυτόματης αναγνώρισης της διεύθυνσης της καρωτιδικής αρτηρίας, ώστε να γίνεται αυτόματη περιστροφή της εικόνας σε κατάλληλη διεύθυνση στη συνέχεια. Επίσης, μετά από κατάλληλες βελτιστοποιήσεις, σε αλγόριθμο αυτόματης ανίχνευσης των διαφορετικών τμημάτων ενός αγγείου. Η δυνατότητα αυτή θα επέτρεπε την άμεση διαπίστωση της ύπαρξης αθηρωματικής πλάκας στο εσωτερικό του αγγείου και πιθανόν μια εκτίμηση για το είδος των συστατικών που την αποτελούν μέσω του προσδιορισμού της υφής της.

Η παραπάνω ανάλυση εφαρμόστηκε σε μικρό μόνο δείγμα υπερηχογραφημάτων καρωτίδας, οι οποίες διέθεταν στο σύνολο τους τουλάχιστον μία αθηρωματική πλάκα. Κατά συνέπεια, θα είχε ενδιαφέρον η εφαρμογή σε δείγμα εικόνων με ύπαρξη και χωρίς ύπαρξη αθηρωματικών πλακών. Σε ένα τέτοιο σύνολο δεδομένων, θα μπορούσε να αναπτυχθεί αλγόριθμος προσδιορισμού της ύπαρξης ή μη αθηρωματικής πλάκας μέσα στην εικόνα μέσω της αξιοποίησης των καμπυλωτών συντελεστών και των χαρακτηριστικών υφής που προκύπτουν από αυτούς.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: Διάγραμμα Ροής για τη Διαδικασία Εξαγωγής Συντελεστών Υφής βασιζόμενων σε CT



ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β: Κώδικας MATLAB

Exp Artif Images.m

```
ImRes = [256,256]; %tested images resolution
D = 5 %co matrix distance
scales = ceil(log2(min(ImRes)) - 3) %number of different scales
angles = 4;
% Create artificial curved images
type = {'vertical line';'horizontal line'; 'circle';'disk';...
'vertical semicircle';'horizontal semicircle'; ....
'vertical bump';'horizontal bump';'horizontal semielliptic outline'; ...
'horizontal semiellipse';'diagonal semiellipse';'vertical semiellipse'};
numI = size(type,1);
for i=1:numI
    ImageDB(i,,:) = CreateCurve(char(type(i)), 50, ImRes);
end

expNo = 1; %2,3
switch expNo
case 1 % Exp. #1: Group and Average over every orientation (orientation free)
    Con = cell(numI, scales); %contrast
    ConAvg = cell(numI, scales);
    ConStd = cell(numI, scales);
    Cor = cell(numI, scales); %correlation
    CorAvg = cell(numI, scales);
    CorStd = cell(numI, scales);
    En = cell(numI, scales); %energy
    EnAvg = cell(numI, scales);
    EnStd = cell(numI, scales);
    Ho = cell(numI, scales); %homogeneity
    HoAvg = cell(numI, scales);
    HoStd = cell(numI, scales);
    %mean percentage difference of property values for every scale
    pDifCon = zeros(numI,scales);
    pDifCor = zeros(numI,scales);
    pDifEn = zeros(numI,scales);
    pDifHo = zeros(numI,scales);

    Feat1 = zeros(numI, scales*4); %1) AVG+STD+MEAN_BCC+MEAN_SCC without angle
    Feat2 = zeros(numI, angles*scales*4); %2) AVG+STD+MEAN_BCC+MEAN_SCC in each angle

    for i= 1:numI
        Im(:,:) = ImageDB(i,,:);
        %figure; imshow(Im); title(type(i));
        %forward curvelet transform
        C = fdct_wrapping(Im,0);
        %C{1,scale}{1,wedge} = Subimage at j,theta
        %1 = coarse scale, 5 = fine scale

        %Compute 2nd order statistic properties for every subimage
        [ Con(i,:), ConAvg(i,:), ConStd(i,:), pDifCon(i,:)] = SecOrdProp( C, D, 'Contrast' , expNo);
        [ Cor(i,:), CorAvg(i,:), CorStd(i,:), pDifCor(i,:)] = SecOrdProp( C, D, 'Correlation' , expNo );
        [ En(i,:), EnAvg(i,:), EnStd(i,:), pDifEn(i,:)] = SecOrdProp( C, D, 'Energy' , expNo );
        [ Ho(i,:), HoAvg(i,:), HoStd(i,:), pDifHo(i,:)] = SecOrdProp( C, D, 'Homogeneity' , expNo );

        [ Feat1(i,:), Feat2(i,:)] = CreateFeatureSet( Con(i,:), ConAvg(i,:), ConStd(i,:));
    end

    display('Best scale for contrast analysis');
    [pdif,j]=max(mean(pDifCon))
    display('Best scale for correlation analysis');
    [pdif,j]=max(mean(pDifCor))
    display('Best scale for energy analysis');
    [pdif,j]=max(mean(pDifEn))
    display('Best scale for homogeneity analysis');
    [pdif,j]=max(mean(pDifHo))

case 2
    Feat1 = zeros(numI, scales*4); %1) AVG+STD+MEAN_BCC+MEAN_SCC without angle
    for i= 1:numI
        Im(:,:) = ImageDB(i,,:);
        %forward curvelet transform
        C = fdct_wrapping(Im,0);

        %Compute 2nd order statistic properties for every subimage
        [ Con(i,:), ConAvg(i,:), ConStd(i,:)] = SecOrdProp( C, D, 'Contrast' , expNo );
        [ Cor(i,:), CorAvg(i,:), CorStd(i,:) ] = SecOrdProp( C, D, 'Correlation' , expNo );
        [ En(i,:), EnAvg(i,:), EnStd(i,:) ] = SecOrdProp( C, D, 'Energy' , expNo );
        [ Ho(i,:), HoAvg(i,:), HoStd(i,:) ] = SecOrdProp( C, D, 'Homogeneity' , expNo );
        [ Feat1(i,:) ] = CreateFeatureSet( Con(i,:) );
    end

    display('Best scale for contrast analysis');
    [pdif,j]=max(mean(abs(diff(ConAvg,1,2)./ConAvg(:,1:end-1))))
    display('Best scale for correlation analysis');
    [pdif,j]=max(mean(abs(diff(CorAvg,1,2)./CorAvg(:,1:end-1))))
    display('Best scale for energy analysis');
    [pdif,j]=max(mean(abs(diff(EnAvg,1,2)./EnAvg(:,1:end-1))))
    display('Best scale for homogeneity analysis');
    [pdif,j]=max(mean(abs(diff(HoAvg,1,2)./HoAvg(:,1:end-1))))

case 3
    Con = cell(numI, scales); %contrast
    Cor = cell(numI, scales); %correlation
    En = cell(numI, scales); %energy
    Ho = cell(numI, scales); %homogeneity
```

```

Feat = [];
for i= 1:numI
    Im(:,:,) = ImageDB(i,:,:);
    %forward curvelet transform
    C = fdct_wrapping(Im,0);
    %Compute 2nd order statistic properties for every subimage
    Con(i,:) = SecOrdProp( C, D, 'Contrast', 2 );
    Cor(i,:) = SecOrdProp( C, D, 'Correlation', 2 );
    En(i,:) = SecOrdProp( C, D, 'Energy', 2 );
    Ho(i,:) = SecOrdProp( C, D, 'Homogeneity', 2 );

    tmp = [];
    for j=1:scales
        tmp = [tmp; (Con{i,j})];
    end
    Feat =[Feat tmp];
end
end

```

SecOrdProp.m

```

function [ Prop, PropAvg, PropStd, pDifProp] = SecOrdProp( C, D, property, expNo )
%Compute the values of a specific 2nd order statistic property for all the
%given subimages. Average property for all orientation subimages.
% Input arguments
% C: subimage cell array with size
% (1xscale)x(1xorientations)(subimage_size)
% D: pixel distance for the glcm
% property: the name of the property that needs to be calculated
%
% Output arguments
% Prop: cell array of the computed property values for every orientation
% in every scale and computation angle
% PropAvg: cell array of the mean property values in every scale and
% computation angle
% PropStd: same with std values
% pDifProp: an array of the mean percentage difference for all the avg
% values at every scale
scales = size(C,2);
angles = 4;

switch expNo
case 1
    pDifProp = size(1, scales);

    for j = 1:scales
        %count the wedges-directions for every scale
        wedges = size(C{j},2);

        for angle = [0, 45, 90, 135] %the 4 angles for the glcm
            tmp = [];

            %average all orientations
            for w = 1: wedges

                %Compute the second order statistics on every subimage
                %abs because of the complex C
                %returns D values because of the D distance pairs
                stats = GLCMstats(abs(C{1,j}{1,w}), D, angle, property );

                %concatenate all values for all wedges and all distances
                tmp = horzcat(tmp, stats.(property));
            end

            a = angle/45 + 1; %angle->position in cell array
            %all values of prop in every orientation in scale s and angle a

            Prop{j}{a} = tmp; %line length = D*nw(j) e.g. 5 for j=1, 80 for j=2, 160 for j=3

            %mean value of prop in scale s and angle a
            [PropAvg{j}(a), PropStd{j}(a) ] = normfit(tmp);
        end

        pDifProp(j) = mean(abs(diff(PropAvg{j})./PropAvg{j}(1:end-1)));
    end
case 2
    pDifProp = size(1, scales);

    for j = 1:scales
        %count the wedges-directions for every scale
        wedges = size(C{j},2);

        %average all orientations
        for w = 1: wedges
            tmp = [];
            for angle = [0, 45, 90, 135] %the 4 angles for the glcm
                stats = GLCMstats(abs(C{1,j}{1,w}), D, angle, property );
                tmp = horzcat(tmp, stats.(property));
            end
            %all values of prop in every orientation in scale s and
            %wedge s
            Prop{j}(w) = mean(tmp);
        end
        [PropAvg(j), PropStd(j) ] = normfit(Prop{j}(:));
    end
end

```

```

case 3
    for j = 1:scales
        wedges = size(C{j},2);
        tmp = [];
        for angle = [0, 45, 90, 135] %the 4 angles for the glcm

            for w = 1: wedges
                stats = GLCMstats(abs(C{1,j}{1,w}), D, angle, property);
                %concatenate all values for all wedges and all distances
                tmp = horzcat(tmp, stats.(property));
            end
        end
        size(tmp)
        Prop{j}(:) = tmp(:);
    end
end
end

```

GLCMstats.m

```

function [ stats ] = GLCMstats( A, D, angle, property )
% A : image / matrix for which we compute stats
% D : Pixel distance
% angle : Distance computation angle
% property : Returned property stats
if (nargin < 4)
    %display('Returning all property stats')
    property = {'Contrast', 'Correlation', 'Energy', 'Homogeneity'};
elseif (nargin < 3)
    display('Not enough arguments')
end

if ((D <= 0) || (abs(D)~=D))
    display('Pixel distance must be a positive integer')
end
offsets0 = [zeros(D,1) (1:D)];
offsets45 = [-(1:D)' (1:D)'];
offsets90 = [-(1:D)' zeros(D,1)];
offsets135 = [-(1:D)' -(1:D)'];

switch angle
    case 0
        glcms = graycomatrix(A, 'Offset', offsets0);
    case 45
        glcms = graycomatrix(A, 'Offset', offsets45);
    case 90
        glcms = graycomatrix(A, 'Offset', offsets90);
    case 135
        glcms = graycomatrix(A, 'Offset', offsets135);
    otherwise
        display('Select one of the available angle values : 0, 45, 90 or 135')
end
stats = graycoprops(glcms, property);
end

```

Exp_Real_Images.m

```

basedir = 'Δεδομένα_Συνεργασία\';
flist = cell(5,1);
k=0;
for i = 1:5
    cddir = horzcat(basedir, ['CD' num2str(i) '\']);
    flist = dir([cddir 'ID*']);
    jj = numel(flist);
    for j=1:jj
        file = dir([cddir flist(j).name '\*_B']);
        if (~isempty(file))
            ID = file(1).name(3:end-2);
            if (exist([ID '.mat']) == 2)
                k = k+1;
                DD = dicomread(file(1).name);
                Idata{1,k}{:,:} = DD{:,:};
                Idata{2,k} = ID;
            end
        end
    end
end
save('Idata');

%load('Idata.mat');
nscales = 3;
D = 3; %co matrix distance
angles = 4;
ii = size(Idata, 2);
discarded = [2,3,4, 5, 6, 7, 9, 12, 15, 17, 21, 24, 25, 29, 32, 34, 37, 42, 44, 46, 47, 48, 50, 52, 53, 54, 55, 57, 59, 61, 63, 65, 67, 71, 74, 77, 78];
remaining = setdiff(1:ii, discarded);

for i = remaining
    Im = Idata{1,i};
    ID = Idata{2,i};
    load([ID '.mat']);

    [FeatV(i,:), VesselIm, pDifConV(i,:)] = ExtractRegionFeat( Im, 'vessel', nscales, [], ant_WL, post_WL, 1 );
    [FeatT(i,:), TissueIm, pDifConT(i,:)] = ExtractRegionFeat( Im, 'tissue', nscales, [], [], post_WL, 1 );
    [FeatP(i,:), PlaqueIm, pDifConP(i,:)] = ExtractRegionFeat( Im, 'plaque', nscales, plaque1, [], [], 1 );
    CC = fdct_wrapping(PlaqueIm,0,1,nscales);

```

```

Mask = logical(zeros(size(Im)));
idx = sub2ind(size(Mask), plaque1(2,:), plaque1(1,:));
Mask(idx)=1;
ImG = imoverlay(Im, Mask, [1,1,1]);
dimp = max( plaque1, [], 2) - min(plaque1, [], 2)+20;
originp = min(plaque1, [], 2) - 10;
PlaqueIm = ImG(originp(2):originp(2)+dimp(2), originp(1):originp(1)+dimp(1));
end

FeatV( ~any(FeatV,2), : ) = [];
FeatT( ~any(FeatT,2), : ) = [];
FeatP( ~any(FeatP,2), : ) = [];

[hTP, pTP] = ttest2(FeatT, FeatP); %'Vartype','unequal'
[hVP, pVP] = ttest2(FeatV, FeatP);
[hVT, pVT] = ttest2(FeatV, FeatT);

[IDXT, ZTP] = rankfeatures([FeatP,FeatT], [zeros(1, size(FeatP,1)), ones(1, size(FeatT,1))], 'Criterion', 'wilcoxon');
[IDXVP, ZVP] = rankfeatures([FeatP,FeatV], [zeros(1, size(FeatV,1)), ones(1, size(FeatP,1))], 'Criterion', 'wilcoxon');
[IDXVT, ZVT] = rankfeatures([FeatV,FeatT], [zeros(1, size(FeatV,1)), ones(1, size(FeatT,1))], 'Criterion', 'wilcoxon');
ZTP = ZTP';
ZVP = ZVP';
ZVT = ZVT';
Z = mean([ZTP; ZVP; ZVT]);
[~,IDX] = sort(Z, 'descend');

```

ExtractRegionFeat.m

```

function [ Feat, RegionIm, pDifCon ] = ExtractRegionFeat( I, region, nscales, plaque, ant_WL, post_WL, expNo )
D = 3; %co matrix distance
angles = 4;
ImG = rgb2gray(I);

switch region
case 'vessel'
    originp = min(ant_WL, [], 2)-10;
    dimp = max(post_WL, [], 2)- min(ant_WL, [], 2)+30;
    RegionIm = ImG(originp(2):originp(2)+dimp(2), originp(1):originp(1)+dimp(1));

case 'tissue'
    originp = max(post_WL, [], 2)+5;
    dimp = 70*ones(size(originp));
    RegionIm = ImG(originp(2):originp(2)+dimp(2), originp(1)-dimp(1):originp(1));

case 'plaque'
    dimp = max( plaque, [], 2) - min(plaque, [], 2)+20;
    originp = min(plaque, [], 2) - 10;
    RegionIm = ImG(originp(2):originp(2)+dimp(2), originp(1):originp(1)+dimp(1));

otherwise
    display('Not a valid region option')
    return;
end

CC = fdct_wrapping(RegionIm,0,1,nscales);
[ Con, ConAvg, ConStd,pDifCon] = SecOrdProp( CC, D, 'Contrast' , expNo);
if (expNo==1)
    [~, tmpFeat] = CreateFeatureSet( Con(1,:), ConAvg(1,:), ConStd(1,:));
    Feat = [tmpFeat(1:(angles*nscales)) ...
            tmpFeat((angles*nscales*2+1):(angles*nscales*3)) tmpFeat((angles*nscales+1):(angles*nscales*2))];
elseif (expNo==2)
    Feat = [Con{1,1} Con{1,2} Con{1,3}];
else
    display('wrong expNo');
end
end

```

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Ελληνικό Ινστιτούτο Καρδιαγγειακών Νοσημάτων (2014). Αρτηριοσκληρωτική νόσος καρωτίδων: αντιμετώπιση και θεραπεία [Online]. Available: <http://www.e-cardio.gr>
- [2] S. Golemati, S. Lehareas, N. Tsiaparas, K. S. Nikita, A. Chatziioannou, D. N. Perrea, "Ultrasound-image-based Texture Variability along the Carotid Artery Wall in Asymptomatic Subjects with Low and High Stenosis Degrees: Unveiling Morphological Phenomena of the Vulnerable Tissue.," *Physics Procedia.*, vol. 70, 2015
- [3] D. Inzitari, M. Eliasziw, P. Gates, B. L. Sharpe, R. K. T. Chan, H. E. Meldrum, and H. J. M. Barnett, "The causes and risk of stroke in patients with asymptomatic internal-carotid-artery stenosis," *N. Engl. J. Med.*, vol. 342, pp. 1693–1700, Jun. 2000.
- [4] D. Gaitini and M. Soudack, "Diagnosing carotid stenosis by Doppler sonography: State of the art," *J. Ultrasound Med.*, vol. 24, no. 8, pp. 1127–1136, Aug. 2005.
- [5] U. R. Acharya, S. V. Sree, M. M. R. Krishnan, F. Molinari, L. Saba, S. Y. S. Ho, A. T. Ahuja, S. C. Ho, A. Nicolaidis, and J. S. Suri, "Atherosclerotic risk stratification strategy for carotid arteries using texture-based features," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 38, no. 6, pp. 899–915, Jun. 2012.
- [6] A. Gastouniotti, V. Koliass, S. Golemati, N. N. Tsiaparas, A. Matsakou, J. S. Stoitsis, N. P. Kadoglou, C. Gkekas, J. D. Kakisis, C. D. Liapis, P. Karakitsos, I. Sarafis, P. Angelidis, K. S. Nikita, "CAROTID - a web-based platform for optimal personalized management of atherosclerotic patients.," *Comput. Methods Programs Biomed.* [Online], vol. 114, no. 2, pp. 183-93, Apr. 2014. doi: 10.1016/j.cmpb.2014.02.006. Available: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S016926071400056X>
- [7] World Health Organisation. (2012, Dec. 14). "The atlas of heart disease and stroke". [Online]. Available: http://www.who.int/cardiovascular_diseases/resources/atlas/en/
- [8] V. Roger, A. Go, D. M. Lloyd-Jones et al., "Heart disease and stroke statistics—2012 update. A report from the American Heart Association," *Circulation*, vol. 125, no. 1, pp. e2–e220, 2012.
- [9] A. A. Alsheikh-Ali, G. D. Kitsios, E. M. Balk, J. Lau, and S. Ip, "The vulnerable atherosclerotic plaque: Scope of the literature," *Ann. Intern. Med.*, vol. 153, pp. 387–395, Sep. 2010.
- [10] A. R. Naylor, "Time to rethink management strategies in asymptomatic carotid artery disease," *Nature Rev. Cardiol.*, vol. 9, no. 2, pp. 116–124, Oct. 2011.
- [11] S. Golemati, A. Gastouniotti, K. S. Nikita, "Toward Novel Noninvasive and Low-Cost Markers for Predicting Strokes in Asymptomatic Carotid Atherosclerosis: The Role of Ultrasound Image Analysis", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 3, pp. 652-658, Mar. 2013.
- [12] K. S. Nikita, "Atherosclerosis: The evolving role of vascular image analysis", *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 37, no. 1, pp. 1-3, Jan. 2013.
- [13] A. Gastouniotti, S. Makrodimitris, S. Golemati, N. P. Kadoglou, C. D. Liapis, K. S. Nikita, "A Novel Computerized Tool to Stratify Risk in Carotid Atherosclerosis Using Kinematic Features of the Arterial Wall", *J. Biomed. Health Inform.*, vol. 19, no. 3, pp. 1137-45, May 2015.
- [14] J. E. Wilhjelm, M. L. M. Grønholdt, B. Wiebe, S. K. Jespersen, L. K. Hansen, and H. Sillesen, "Quantitative analysis of ultrasound Bmode images of carotid atherosclerotic plaque: Correlation with visual classification and histological examination," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 17, no. 6, pp. 910–922, Dec. 1998.
- [15] C. I. Christodoulou, C. S. Pattichis, M. Pantziaris, and A. N. Nicolaidis, "Texture-based classification of atherosclerotic carotid plaques," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 22, no. 7, pp. 902–912, Jul. 2003.
- [16] N. N. Tsiaparas, S. Golemati, I. Andreadis, J. S. Stoitsis, I. Valavanis, and K. S. Nikita, "Comparison of multiresolution features for texture classification of carotid atherosclerosis from B-mode ultrasound," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 15, no. 1, pp. 130–137, Jan. 2011.
- [17] N. N. Tsiaparas, S. Golemati, I. Andreadis, J. Stoitsis, I. Valavanis, and K. S. Nikita, "Assessment of carotid atherosclerosis from B-mode ultrasound images using directional multiscale texture features," *Meas. Sci. Technol.*, vol. 23, no. 11, pp. 1140-1144, 2012.
- [18] M. K. Feldman, S. Katyal, M. S. Blackwood, "US artifacts.," *Radiographics*, vol.29, no. 4, pp. 1179–89, Jul.-Aug. 2009. doi: 10.1148/rg.294085199.
- [19] B. Hoffmann, H. Rumsey, M. S. Nixon, *Physics and Technical Facts for the Beginner* [Online]. Available: <http://www.sonoguide.com/physics.html>

- [20] D. A. Lichtenstein, *Whole body ultrasonography in the critically ill*, New York: Springer, 2010. pp. 3–10.
- [21] Δ. Κουτσούρης, Ο. Πάνου-Διαμάντη, Μέθοδοι απεικόνισης υπερήχων [Online]. Available: http://www.biomed.ntua.gr/Portals/1/undergraduate/apeikonisi/us_final.pdf
- [22] J. S. Rose, A. E. Bair, “Fundamentals of ultrasound”, in *Practical guide to Emergency Ultrasound*, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 2006, pp. 27–41.
- [23] Terminology and Diagnostic Criteria Committee, Japan Society of Ultrasonics in Medicine, “Standard method for ultrasound evaluation of carotid artery lesions”, *Jpn. J. Med. Ultrasonics*, vol. 36, pp. 501-18, 2009. doi: 10.1007/s10396-009-0238-y.
- [24] S. Golemati, S. Lehareas, A. Chatziioannou, D. N. Perrea, A. Gastouniotti, K. S. Nikita, “Variation of longitudinal strain along the arterial wall adjacent to the asymptomatic carotid plaque.” in *Ultrasonics Symposium (IUS)*, 2015.
- [25] E. Kyriacou, C. Pattichis, M. Pattichis, C. Loizou, C. Christodoulou, S. Kakkos, and A. Nicolaidis, “A review of noninvasive ultrasound image processing methods in the analysis of carotid plaque morphology for the assessment of stroke,” *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 4, pp. 1027–1038, Jul. 2010.
- [26] M. Mojsilovic, M. V. Popovic, A. N. Neskovic, and A. D. Popovic, “Wavelet image extension for analysis and classification of infarcted myocardial tissue,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 9, pp. 856–866, Sep. 1997.
- [27] D.-R. Chen, R.-F. Chang, W.-J. Kuo, M.-C. Chen, and Y.-L. Huang, “Diagnosis of breast tumors with sonographic texture analysis using wavelet transform and neural networks,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 28, no. 10, pp. 1301–1310, Oct. 2002.
- [28] S. T. Chen, T. D. Wang, W. J. Lee, T. W. Huang, P. K. Hung, C. Y. W, C. M. Chen, and W. M. Kung, “Coronary arteries segmentation based on the 3D discrete wavelet transform and 3D neutrosophic transform”, *BioMed Res. Int.*, vol. 2015, pp. 798303, Epub 2015 Jan. 14. doi: 10.1155/2015/798303
- [29] S. Li and J. Shawe-Taylor, “Comparison and fusion of multiresolution features for texture classification,” *Pattern Recogn. Lett.*, vol. 26, pp. 633–638, Apr. 2005.
- [30] A. Taruttis, A. Rosenthal, M. Kacprowicz, N. C. Burton, V. Ntziachristos, “Multiscale multispectral optoacoustic tomography by a stationary wavelet transform prior to unmixing.”, *IEEE Trans. Med. Imaging.*, vol. 33, no. 5, pp. 1194-202, May 2014. doi: 10.1109/TMI.2014.2308578.
- [31] N. Varish, J. Pradhan, A. K. Pal, “Image retrieval based on non-uniform bins of color histogram and dual tree complex wavelet transform”, *Multimed. Tools Appl.*, Sep. 2016. doi: 10.1007/s11042-016-3882.
- [32] T. Wei, Q. Gao, N. Ma, N. Li, J. Wang, P. Lei, X. Ji, “Feature-level image fusion through consistent region segmentation and dual-tree complex wavelet transform”, *J. Imaging Sci. Technol.*, vol. 60, no. 2, pp. 205021-31, Mar. 2016. doi: 10.2352/J.ImagingSci.Technol.2016.60.2.020502.
- [33] K. Huang and S. Aviyente, “Information-theoretic wavelet packet subband selection for texture classification,” *Signal Process.*, vol. 86, no. 7, pp. 1410–1420, Jul. 2006.
- [34] P.V.V. Kishore, D. Kishore Kumar, D. Anil Kumar, G. Sai Pujitha, G. Simarjeeth Singh, K. Bala Ananth Sai, K. Mohan Kalyan, B. Sri Siva Ananta Sai, M. Manikanta, M. Nanda Kishore, “Edge and texture preserving hybrid algorithm for denoising infield ultrasound medical images”, *J. Theor. Appl. Inf. Technol.*, vol. 86, no. 1, pp.120-129, Apr. 2016.
- [35] H. Yoshida, D. D. Casalino, B. Keserci, A. Coskun, O. Ozturk, and A. Savranlar, “Wavelet-packet-based texture analysis for differentiation between benign and malignant liver tumours in ultrasound images,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 48, pp. 3735–3753, Nov. 2003.
- [36] W. Gómez-Flores, B. A. Ruiz-Ortega, “New Fully Automated Method for Segmentation of Breast Lesions on Ultrasound Based on Texture Analysis”, *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 42, no. 7, pp. 1637-50, Jul. 2016. Epub 2016 Apr 16. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2016.02.016.
- [37] J. Stoitsis, S. Golemati, N. Tsiaparas, K. S. Nikita, “Texture characterization of carotid atherosclerotic plaque from B-mode ultrasound using gabor filters.”, *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2009, pp. 455-8, 2009. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5334867.
- [38] J. Ma, G. Plonka, “The Curvelet Transform; A review of recent applications”, *IEEE Signal Processing Mag.*, vol. 27, no. 2, pp. 118-133, Mar. 2010. doi: 10.1109/MSP.2009.935453.
- [39] G. Wimmer, T. Tamaki, J.J.W. Tischendorf, M. Häfner, S. Yoshida, S. Tanaka, A. Uhl, “Directional wavelet based features for colonic polyp classification”, *Med. Image Anal.*, vol. 36, pp. 16-36, Jul. 2016. doi: 10.1016/j.media.2016.02.001.

- [40] I. Mayor, S. Momjian, P. Lalive, and R. Sztajzel, "Carotid plaque: Comparison between visual and grey-scale median analysis," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 29, no. 7, pp. 961–966, Jul. 2003.
- [41] T. J. Tegos, M. M. Sabetai, A. N. Nicolaides, T. S. Elatrozy, S. Dhanjil, and J.M. Stevens, "Patterns of brain computed tomography infarction and carotid plaque echogenicity," *J. Vasc. Surg.*, vol. 33, no. 2, pp. 334–339, Feb. 2001.
- [42] P. Asvestas, S. Golemati, G. K. Matsopoulos, K. S. Nikita, and A. N. Nicolaides, "Fractal dimension estimation of carotid atherosclerotic plaques from B-mode ultrasound: A pilot study," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 28, no. 9, pp. 1129–1136, Sep. 2002.
- [43] S. Dhahbi, W. Barhoumi, E. Zagrouba, "Breast cancer diagnosis in digitized mammograms using curvelet moments", *Comput. Biol. Med.*, vol. 64, pp. 79-90, Sep. 2015. doi: 10.1016/j.compbiomed.2015.06.012.
- [44] X. W. Huang, Y. L. Zhang, M. Qian, L. Meng, Y. Xiao, L. L. Niu, R. Q. Zheng, H. R. Zheng, "Classification of Carotid Plaque Echogenicity by Combining Texture Features and Morphologic Characteristics.," *J. Ultrasound Med.*, vol. 35, no. 10, pp. 2253-61, Oct. 2016. doi: 10.7863/ultra.15.09002.
- [45] X. W. Huang, Y. L. Zhang, L. Meng, M. Qian, W. Zhou, R. Q. Zheng, H. R. Zheng, L. L. Niu, "The relationship between HbA_{1c} and ultrasound plaque textures in atherosclerotic patients.," *Cardiovasc. Diabetol.*, vol. 15, pp. 98, Jul. 2016. doi: 10.1186/s12933-016-0422-5.
- [46] E. J. Candes and D. L. Donoho, "Continuous Curvelet Transform: I. Resolution of the Wavefront Set", *Appl. Comp. Harm. Anal.*, vol. 19, no. 2, pp. 162-197, Sep. 2015. doi: 10.1016/j.acha.2005.02.003.
- [47] E. Candes, L. Demanet, D. Donoho, L. Ying (Jul. 2005, revised Mar. 2006), "Fast Discrete Curvelet Transforms" [Online]. Available: <http://www.curvelet.org>
- [48] L. Ying, L. Demanet, and E. Candes (Jul. 2005, revised Mar. 2006), "3D Discrete Curvelet Transforms" [Online]. Available: <http://www.curvelet.org>
- [49] T. Guha and Q. M. J. Wu, "Curvelet Based Feature Extraction," in *Face Recognition*, M. Oravec, Ed., ed: InTech, pp. 35-46, 2010.
- [50] R.M. Haralick, K. Shanmugan, and I. Dinstein, "Textural Features for Image Classification," *IEEE Trans. Syst. Man Cybern.*, vol. SMC-3, pp. 610-621, 1973.
- [51] S. Theodoridis, K. Koutroumbas, «Επιλογή Χαρακτηριστικών,» στο *Αναγνώριση Προτύπων*, 4th ed., Π.Χ. Πασχαλίδης, pp. 292-299, 2009.
- [52] S. Theodoridis, K. Koutroumbas, «Επιλογή Χαρακτηριστικών,» στο *Αναγνώριση Προτύπων*, 4th ed., Π.Χ. Πασχαλίδης, pp. 310-311, 2009.
- [53] M. M. Sabetai, T. J. Tegos, A. N. Nicolaides, S. Dhanjil, G. J. Pare, J. M. Stevens, "Reproducibility of computer-quantified carotid plaque echogenicity: can we overcome the subjectivity?," *Stroke*, vol. 39, no. 9, pp. 2189–2196, Sep. 2000.