ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ ΚΡΗΤΗΣ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ & ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ Η/Υ
ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

Διπλωματική Εργασία

« Ανάλυση της κίνησης της αθηρωματικής πλάκας στην καρωτίδα από εικόνες υπερήχων β-σάρωσης »

Τίκου Ευσταθία
A.M.: 9830439
etikou@hotmail.com

Εξεταστική επιτροπή:
καθ. Χριστοδούλου Μανώλης *(επιβλέπων)*
καθ. Ζερβάκης Μιχάλης
καθ. Σταυρακάκης Γεώργιος

Χανιά, Οκτώβρης 2003

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω, πάνω από όλα, την οικογένειά μου για την καθημερινή της συμπαράσταση και βοήθεια, τόσο κατά τη διάρκεια της διπλωματικής μου εργασίας όσο και καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

Παράλληλα, αισθάνομαι την ανάγκη να ευχαριστήσω την καθηγήτρια, κα Σπυρέττα Γολεμάτη για την αμέριστη βοήθειά της στην διπλωματική μου εργασία.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους μου, για τις συμβουλές τους και για την στήριξη, που μου παρείχαν κατά τη διάρκεια αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Με εκτίμηση

Στους Γονείς μου

Τίκου Ευσταθία

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

σελ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ 1

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ 2

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Περιγραφή του προβλήματος 3
1.1 Εισαγωγή 3
1.2 Γενικά για τα εγκεφαλικά επεισόδια 5
1.3 Καρωτίδα 6
1.4 Αθηρωμάτωση στην καρωτίδα 7
1.5 Απεικόνιση της καρωτίδας με υπέρηχους 9
1.6 Διάγνωση με απεικόνιση β-σάρωσης 13
1.7 Ανάλυση της υφής και κίνησης από ακολουθίες εικόνων 15
1.7.1 Κίνηση της πλάκας από ακολουθίες εικόνων 15
1.7.2 Ανάλυση της υφής της πλάκας από ακολουθίες εικόνων 26

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: Μέθοδος ανάλυσης της κίνησης από ακολουθίες εικόνων 35
2.1 Γενικά 35
2.2 Περιγραφή εικόνων υγιή και ασθενή 36
2.3 Η ακριβής τεχνική ανάλυσης κίνησης 41

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Μέθοδος ανάλυσης της υφής από ακολουθίες εικόνων 47
3.1 Γενικά 47
3.2 Η ακριβής τεχνική ανάλυσης κίνησης με βάση την υφή 56

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Αποτελέσματα 59
4.1 Αποτελέσματα πρώτης μεθόδου 59
4.2 Αποτελέσματα δεύτερης μεθόδου 74

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Συμπεράσματα 80

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ 82

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στις μέρες μας τα εγκεφαλικά επεισόδια αποτελούν την τρίτη συνηθέστερη αιτία θανάτου στις αναπτυγμένες χώρες μετά την στεφανιαία νόσο και όλα τα είδη καρκίνου, απαιτώντας πολλούς πόρους για την πρόβλεψή τους. Αποτελούν βασική αιτία αναπηρίας ιδιαίτερα για τους ηλικιωμένους. Η παρουσία αθηρωμάτωσης (ή αθηρωματικής πλάκας ή στένωσης) στην αριστερή ή/και τη δεξιά καρωτίδα, την αρτηρία που τροφοδοτεί με αίμα τον εγκέφαλο (Σχήμα 1), σχετίζεται άμεσα με την εμφάνιση εγκεφαλικού επεισοδίου. Η απεικόνιση της καρωτίδας με τεχνολογία υπερήχων (Σχήμα 2) χρησιμοποιείται ευρέως στη διάγνωση της αθηρωμάτωσης. Η απεικόνιση αυτή βασίζεται στην αλληλεπίδραση υπερήχων με βιολογικούς ιστούς και συμβάλλει στην εκτίμηση παραμέτρων, που σχετίζονται με τις αθηρωματικές πλάκες, όπως ο βαθμός της στένωσης, η μορφολογία και η υφή της πλάκας, και η κινητικότητα του τοιχώματος του αγγείου.

Η υφή της αθηρωματικής πλάκας στην καρωτίδα σχετίζεται με τη σχετική σύσταση της πλάκας σε λιπίδια, ασβεστωμάτωση και ινώδη ιστό.

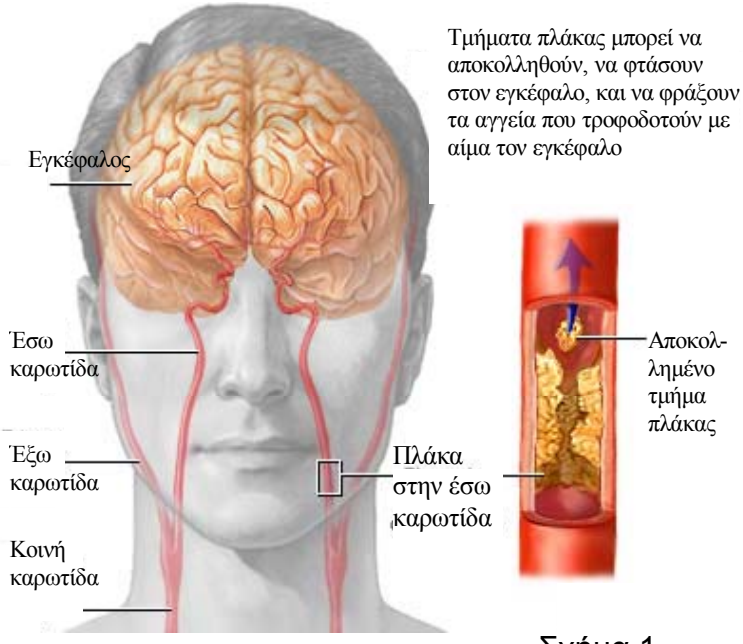
Η εκτίμηση της κινητικότητας του τοιχώματος του αγγείου (Σχήμα 3) αποτελεί ένδειξη της ελαστικότητάς του και σχετίζεται με την πιθανότητα εμφάνισης εγκεφαλικού επεισοδίου.

Η διπλωματική εργασία επικεντρώνεται στην ανάπτυξη αλγορίθμου, σε **MATLAB**, για την εκτίμηση παραμέτρων κίνησης της αθηρωματικής πλάκας από ακολουθίες ψηφιακών εικόνων υπερήχων β-σάρωσης, λαμβάνοντας υπόψη και την υφή αυτής, με σκοπό τη διάγνωση εγκεφαλικών επεισοδίων. Χρησιμοποιήθηκαν εικόνες υπερήχων ασθενή και υγιή, στις οποίες επιλέγονται περιοχές στα τοιχώματα της καρωτίδας καθώς και στην αθηρωματική

πλάκα και αναλύονται σύμφωνα με την κίνηση και την υφή σε αυτή την περιοχή. Η τεχνική που παρουσιάζεται εδώ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση της θέσης της περιοχής αναζήτησης στο αρτηριακό τοίχωμα από τις ακολουθίες εικόνων. Τα αποτελέσματα, που επιτυγχάνονται υπό μορφή αξονικών και ακτινωτών θέσεων κυματομορφών των επιλεγμένων περιοχών, μπορούν να είναι χρήσιμα σε διάφορες εφαρμογές. Αυτές περιλαμβάνουν τη μελέτη των ελαστικών ιδιοτήτων των υγιών και ασθενών αρτηριών και της διάγνωσης της αθηρωμάτωσης. Στην τελευταία περίπτωση, μπορεί να διαφοροποιηθούν ορισμένοι τύποι αρτηριοσκληρυντικών πλακών βασισμένων στη μορφή της κίνησής τους σχετικά με τον παρακείμενο φυσιολογικό τοίχωμα. Έτσι, μελετάται η απόδοση δύο μεθόδων αναζήτησης κίνησης της αθηρωματικής πλάκας. Στην πρώτη μέθοδο υπάρχει η ανάλυση κίνησης και στην δεύτερη υπάρχει και η ανάλυση της υφής.

Η υλοποίηση και το τρέξιμο έγιναν στο πρόγραμμα MATLAB 6.1 και ο υπολογιστής που χρησιμοποιήθηκε ήταν ένας Intel Pentium 3, επεξεργαστικής ισχύος 450 MHz, με μνήμη των 192Mbytes.

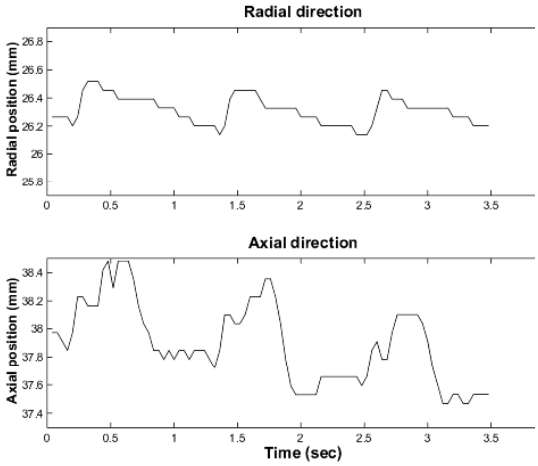
Τα αποτελέσματα και με τις δύο μεθόδους δείχνουν τυχόν κίνηση της αθηρωματικής πλάκας, υπολογίζοντας παραμέτρους αυτής της κίνησης.



Σχήμα 1



Σχήμα 2. Παράδειγμα απεικόνισης αθηρωματικής πλάκας στην κοινή καρωτίδα.



Σχήμα 3. Ακτινική και αξονική μετατόπιση του αγγειακού τοιχώματος σε συνάρτηση με το χρόνο.

1.2 ΓΕΝΙΚΑ ΓΙΑ ΤΑ ΕΓΚΕΦΑΛΙΚΑ ΕΠΕΙΣΟΔΙΑ

Το εγκεφαλικό επεισόδιο συμβαίνει όταν η τροφοδοσία αίματος στον εγκέφαλο διακοπεί ξαφνικά (ισχαιμία) ή όταν ένα αγγείο αίματος σπάσει και υπερχειλίσει αίμα στα εγκεφαλικά κύτταρα (αιμορραγία) [16], [21]. Στην πρώτη περίπτωση της ισχαιμίας, η οποία συμβαίνει σε ποσοστό 80% των εγκεφαλικών επεισοδίων, τα εγκεφαλικά κύτταρα νεκρώνουν λόγω της διακοπής της κυκλοφορίας σε μέρος του εγκεφάλου από εμπόδια στις αρτηρίες της καρωτίδας. Στη δεύτερη περίπτωση της αιμορραγίας το εγκεφαλικό συμβαίνει λόγω σοβαρής υψηλής πίεσης του αίματος ή ανευρύσματος σε μικρότερες αρτηρίες του εγκεφάλου. Τα συμπτώματα ενός εγκεφαλικού επεισοδίου εύκολα αναγνωρίζονται: ξαφνικό μούδιασμα ή αδυναμία, κυρίως από την μία πλευρά του σώματος, ξαφνική σύγχυση ή δυσκολία στην ομιλία ή κατανόηση λόγου, απότομη ενόχληση στην όραση, δυσκολία στην κίνηση, ζάλη ή απώλεια ισορροπίας ή συντονισμού. Τα εγκεφαλικά κύτταρα νεκρώνονται όταν δεν δέχονται οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά από το αίμα ή όταν καταστρέφονται από ξαφνική αιμορραγία μέσα και γύρω από τον εγκέφαλο. Τα κατεστραμμένα αυτά κύτταρα μπορούν να παρατεθούν σε έκθεση για πολλές ώρες και με έγκαιρη θεραπεία να σωθούν.

Το εγκεφαλικό φαίνεται να είναι κληρονομικό σε οικογένειες, στις οποίες τα μέλη μπορεί να έχουν γενετική τάση για αυτό ή έχουν τρόπο ζωής που συμβάλει σε αυτό. Οι πιο σημαντικοί παράγοντες κινδύνου είναι η αθηρωμάτωση στην καρωτίδα, η υπέρταση, οι καρδιοπάθειες, ο διαβήτης, και το κάπνισμα. Κάποιοι άλλοι παράγοντες είναι η υψηλή κατανάλωση αλκοόλ, τα υψηλά επίπεδα χοληστερίνης αίματος, η χρήση ναρκωτικών και οι γενετικές ή εκ γενετής συνθήκες. Μερικοί παράγοντες κινδύνου του εγκεφαλικού απευθύνονται μόνο σε γυναίκες, όπως η εγκυμοσύνη, η γέννηση παιδιού και η εμμηνόπαυση.

1.3 ΚΑΡΩΤΙΔΑ

Οι αρτηρίες της καρωτίδας είναι τα κύρια αγγεία, που τροφοδοτούν με αίμα τον εγκέφαλο [20]. Ανεβαίνουν βαθιά στους ιστούς του λαιμού και μπορούν εύκολα να εντοπιστούν πιέζοντας απαλά κατά μήκος της τραχείας ώσπου να βρεθεί σφυγμός. Κάθε κοινή αρτηρία της καρωτίδας διαχωρίζεται σε εξωτερικό και εσωτερικό κλάδο στην διακλάδωση της καρωτίδας. Οι εξωτερικές καρωτίδες τροφοδοτούν με αίμα το λαιμό, το φάρυγγα, το λάρυγγα, τον κατώτερο σιαγώνα και πρόσωπο. Οι εσωτερικές καρωτίδες εισχωρούν στο κρανίο προμηθεύοντας τον εγκέφαλο με αίμα. Ο εγκέφαλος είναι ένα ενεργό όργανο, που χρειάζεται συνεχή και αξιόπιστη πηγή οξυγόνου και θρεπτικών συστατικών. Είναι επίσης εξαιρετικά ευαίσθητος στις αλλαγές της κυκλοφοριακής τροφοδοσίας του. Μία διακοπή στην κυκλοφορία για αρκετά δευτερόλεπτα προκαλεί απώλεια αισθήσεων και μετά την έλευση 4 λεπτών μπορεί να προκληθεί μόνιμη νευρολογική βλάβη. Τέτοιες κυκλοφοριακές κρίσεις σπανίζουν, γιατί εκτός των εσωτερικών καρωτίδων υπάρχουν και οι σπονδυλικές αρτηρίες που τροφοδοτούν τον εγκέφαλο με αίμα.

Στις αρτηρίες της καρωτίδας μπορεί να αναπτυχθεί πλάκα που οφείλεται στην αθηροσκλήρωση ή σκλήρυνση των αρτηριών.

1.4 ΑΘΗΡΩΜΑΤΩΣΗ ΣΤΗΝ ΚΑΡΩΤΙΔΑ

Το 20% με 30% των εγκεφαλικών προκαλούνται από την παρουσία της αθηρωματικής πλάκας στην καρωτίδα [16]. Η αθηρωμάτωση είναι μια διαδικασία κατά την οποία αποθηκεύονται λιπαρές ουσίες (λιπίδια), χοληστερόλη, κυτταρικά απορρίμματα, ασβέστιο και άλλες ουσίες που αναπτύσσονται σταδιακά στο εσωτερικό των αρτηριών. Αυτή η ανάπτυξη ονομάζεται πλάκα και προσβάλει συνήθως μεγάλες και μεσαίες ελαστικές και μυώδεις αρτηρίες, στις οποίες μπορεί να μειώσει σημαντικά τη ροή αίματος. Έτσι οδηγεί σε ισχαιμία της καρδιάς, του εγκεφάλου και των άκρων, με αποτέλεσμα τη νέκρωση της περιοχής από θρόμβο. Η αθηροσκλήρωση είναι μια αργή και πολύπλοκη ασθένεια που ξεκινά από την παιδική ηλικία και συχνά αναπτύσσεται όταν οι άνθρωποι μεγαλώνουν. Σε μερικά άτομα εξελίσσεται γρήγορα ακόμα και στην τρίτη τους δεκαετία. Αρκετοί ειδικοί πιστεύουν ότι ξεκινά από βλάβη στο ενδότατο στρώμα της αρτηρίας, το ενδοθήλιο.

Εξαιτίας της βλάβης στο ενδοθήλιο αποθηκεύονται λίπη, χοληστερίνη, αιμοπετάλια, ασβέστιο, κυτταρικά απορρίμματα και άλλες ουσίες στο αρτηριακό τοίχωμα. Έτσι μπορούν να διεγερθούν τα κύτταρα του αρτηριακού τοιχώματος παράγοντας άλλες ουσίες που να ανακατασκευάσουν επιπλέον κύτταρα. Αυτά τα κύτταρα και τα περιβάλλοντα υλικά (πλάκες) πιθανόν να μεγαλώσουν και να αυξήσουν σημαντικά το πάχος του ενδοθηλίου. Η διάμετρος της αρτηρίας μειώνεται και η ροή αίματος επίσης, ελαττώνοντας έτσι και τη τροφοδοσία οξυγόνου.

Οι πλάκες μπορούν να γίνουν ασταθείς και να πάθουν ρήξη. Αυτές που παθαίνουν ρήξη προκαλούν θρόμβωση αίματος(θρόμβος) μπλοκάροντας τη ροή αίματος στην αρτηρία. Αν ένας θρόμβος μπλοκάρει ένα αγγείο που τροφοδοτεί την καρδιά προκαλεί καρδιακό επεισόδιο. Αν το αγγείο τροφοδοτεί τον εγκέφαλο προκαλείται εγκεφαλικό επεισόδιο και αν μειωθεί η τροφοδοσία αίματος στα άκρα προκαλείται δυσκολία στην κίνηση και τελικά γάγγραινα.

Όταν η αθηρωματική πλάκα αναπτυχθεί στην καρωτίδα προκαλεί εμπόδιο (στένωση) περιορίζοντας έτσι τη ροή αίματος από το αγγείο στον εγκέφαλο. Η μείωση της ροής μπορεί να προκαλέσει εγκεφαλικό, το οποίο συνήθως οφείλεται σε μέρος της πλάκας ή της θρόμβωσης, που αναπτύσσεται γύρω της και εμποδίζει την παροχή οξυγόνου στα εγκεφαλικά κύτταρα. Αυτό εξηγεί τα «ελαφρά» εγκεφαλικά επεισόδια μικρής διάρκειας, που εμφανίζουν ασθενείς σαν προειδοποιητικό σύμπτωμα του εγκεφαλικού. Η αθηροσκλήρωση αυξάνει την πιθανότητα εμφάνισης εγκεφαλικού με στένωση πλάκας στην καρωτίδα, με θρόμβωση αίματος που μπλόκαρε σε στένωση της πλάκας στην καρωτίδα και με αποκόλληση πλάκας της καρωτίδας μπλοκάροντας μικρότερη εγκεφαλική αρτηρία.

Η παρουσία της αθηρωματικής πλάκας μπορεί να εμποδίσει την φυσιολογική κυκλοφορία του αίματος στον εγκέφαλο και να προκαλέσει σοβαρή βλάβη. Επίσης μπορεί να προκαλέσει ολική φραγή σε συγκεκριμένη θέση της αρτηρίας ή θρομβοεμβολικό επεισόδιο. Σε αυτό μπορεί να προκληθεί θρόμβωση αίματος στην πιο κοντινή αρτηρία, η οποία μπορεί να αποκολληθεί και να παρασυρθεί από τη ροή του αίματος και να μπλοκάρει έτσι μια μικρότερη αρτηρία. Εάν υπάρξει μόνο μια μικρή θρόμβωση, μπορεί να εξαλειφθεί γρήγορα και να υπάρξει το λιγότερο μια παροδική ισχαιμία ή το περισσότερο ένα ήπιο εγκεφαλικό επεισόδιο. Ωστόσο μπορεί να υπάρξει μεγαλύτερη θρόμβωση και να προκαλέσει σημαντικό εγκεφαλικό επεισόδιο με μόνιμα προβλήματα, όπως παράλυση και απώλεια λόγου.

Τρεις αποδεδειγμένες αιτίες που προκαλούν βλάβη του αρτηριακού τοιχώματος είναι τα υψηλά ποσοστά χοληστερίνης και τριγλυκεριδίων στο αίμα, η υψηλή πίεση και το ενεργητικό και παθητικό κάπνισμα [18], [20]. Ειδικά το κάπνισμα επιδεινώνει την αθηροσκλήρωση στην στεφανιαία αρτηρία, την αορτή και στις αρτηρίες των άκρων. Ωστόσο μεγάλο ρόλο στην εμφάνιση της αθηρωμάτωσης παίζει και ο κληρονομικός παράγοντας από καρδιαγγειακές ασθένειες, καθώς και η παχυσαρκία, ο διαβήτης και η έλλειψη σωματικής άσκησης που εξαρτάται βέβαια από τον τρόπο ζωής του κάθε ατόμου.

1.5 ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΗΣ ΚΑΡΩΤΙΔΑΣ ΜΕ ΥΠΕΡΗΧΟΥΣ

Η απεικόνιση της καρωτίδας με τεχνολογία υπερήχων χρησιμοποιείται ευρέως στη διάγνωση της αθηρωμάτωσης [11], [17]. Η απεικόνιση αυτή βασίζεται στην αλληλεπίδραση υπερήχων με βιολογικούς ιστούς και συμβάλλει στην εκτίμηση παραμέτρων που σχετίζονται με τις αθηρωματικές πλάκες, όπως ο βαθμός της στένωσης, η μορφολογία και η υφή της πλάκας, και η κινητικότητα του τοιχώματος του αγγείου. Ένα ηχητικό κύμα περιέχει ένα μηχανισμό ταραχής μέσου που διαπερνά ένα υλικό μέσου με καθορισμένη ταχύτητα. Η συχνότητα του ήχου μετριέται σε Hz. Περίπου στα 20 kHz ο ήχος δεν είναι πλέον ακουστός και πάνω από αυτή τη συχνότητα η διαταραχή είναι υπερηχητική. Στους ιατρικούς υπέρηχους η διαταραχή προέρχεται από ηλεκτρομηχανική διάταξη μετατροπής από καλώδιο τοποθετημένο στην επιφάνεια του δέρματος. Η συσκευή μετατροπής(λειτουργώντας σαν πομπός) αλλάζει τα ηλεκτρικά σήματα σε μηχανική κίνηση. Οι μηχανικές δονήσεις μπορούν να αλλαχθούν σε ηλεκτρικά σήματα μέσω της ίδιας συσκευής αντίστροφα λειτουργώντας σαν δέκτης. Οι υπερηχητικές συχνότητες που χρησιμοποιούνται σε ιατρικές εφαρμογές κυμαίνονται σε περιοχή από 1-20MHz.

Οι υπέρηχοι αλληλεπιδρούν με τους βιολογικούς ιστούς με πολλούς τρόπους και τα αποτελέσματα αυτής της αλληλεπίδρασης καθορίζουν τη μορφή των ηχητικών κυμάτων που συμβαίνουν στη διάταξη μετατροπής, τα οποία καταγράφονται για τη διάγνωση. Η αλληλεπίδραση αυτή περιλαμβάνει αυτανάκλαση, διάθλαση, διασκόρπιση και περίθλαση, απόκλιση, παρεμβολή και απορρόφηση. Με την εξαίρεση της ανάμειξης που μπορεί να αυξήσει ή να μειώσει τη φωτεινότητα, οι αλληλεπιδράσεις αυτές μειώνουν την ένταση της δέσμης φωτός. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται εξασθένηση. Η μείωση της φωτεινότητας εξαρτάται από το υλικό του ιστού και ο ρυθμός της μείωσης αυτής διαφέρει για διαφορετικά υλικά. Η εξασθένηση της δέσμης, που καθορίζει το βάθος της διαπερατότητας του ηχητικού κύματος εξαρτάται και από τη συχνότητα του κύματος. Υψηλές συχνότητες ηχητικών κυμάτων εξασθενούν έντονα και έχουν χαμηλότερο βάθος διαπερατότητας.

Οι πιο σημαντικές αλληλεπιδράσεις μεταξύ των διαγνωστικών υπερηχητικών και βιολογικών ιστών περιλαμβάνουν αντανάκλαση και διασκόρπιση. Η αντανάκλαση συμβαίνει όταν η υπερηχητική δέσμη φωτός κατευθύνεται σε μια μεγάλη κοινή επιφάνεια. Μέρος της δέσμης αντανακλάται πίσω στην πηγή ήχου και το υπόλοιπο αυτής συνεχίζει στον ιστό. Η γωνία αντανάκλασης είναι ίση με τη γωνία πρόσπτωσης. Για να εξασφαλιστεί μέγιστη αναζήτηση του ζητούμενου σήματος η διάταξη μετατροπής πρέπει να είναι προσανατολισμένη έτσι ώστε, οι δέσμες φωτός που θα δημιουργηθούν να προσπίπτουν στην επιφάνεια κάθετα.

Η ποσότητα του ήχου που αντανακλάται σε μια επιφάνεια εξαρτάται από τις ακουστικές αντιστάσεις των δύο υλικών που διαχωρίζουν την επιφάνεια. Η ακουστική εμπέδηση είναι μέτρο της αντίστασης του ήχου που διαπερνά ένα υλικό. Η ποσότητα του ήχου που αντανακλάται εξαρτάται από τη διαφορά των αντιστάσεων των δύο υλικών και όχι από τις διαστάσεις αυτών. Για το ποιο από τα δύο υλικά με τη μεγαλύτερη ή με τη μικρότερη εμπέδηση θα πρέπει να αντιμετωπιστεί πρώτα δεν έχει σημασία στην αντανάκλαση του ήχου. Ο ήχος αναμεταδίδεται ευκολότερα μέσα από υλικά ίδιας ακουστικής εμπέδησης ωστόσο αντανακλάται έντονα σε επιφάνεια μεταξύ υλικών με μεγάλες διαφορετικές εμπεδήσεις.

Η απεικόνιση της καρωτίδας με υπέρηχους επιτρέπει τη νοερή απεικόνιση του προγενέστερου και μεταγενέστερου τοιχώματος. Η μπροστινή άκρη της τυχαίας επιφάνειας δεν είναι εύκολα αναγνωρίσιμη. Έτσι η μέτρηση της πυκνότητας του τοιχώματος προτιμάται να γίνει στο προγενέστερο τοίχωμα.

Η διασκόρπιση ονομάζεται και μη κατοπτρική αντανάκλαση και είναι η δεύτερη πιο σημαντική αλληλεπίδραση μεταξύ υπέρηχου και ιστού. Συμβαίνει όταν η υπερηχητική δέσμη πέφτει σε επιφάνειες με διαστάσεις μικρότερες από το μήκος κύματος της δέσμης. Κάθε ξεχωριστή επιφάνεια αντιδρά σαν καινούργια, ξεχωρίζει την πηγή ήχου και ο ήχος αντανακλάται σε όλες τις κατευθύνσεις. Ευθύνεται για την εξασφάλιση της εσωτερικής σύστασης των οργάνων στην εικόνα.

Οι υπερηχητικές τεχνικές που χρησιμοποιούνται τελευταία περιλαμβάνουν συνεχή και παλμικά σήματα Doppler, β σάρωσης και duplex Doppler, που συνδυάζει τις δύο προηγούμενες τεχνικές. Τα υπερηχητικά σήματα χαρακτηρίζονται από το πλάτος τους και από τη συχνότητά τους. Οι εικονικές υπερηχητικές μέθοδοι κυρίως αναλύουν το πλάτος, ενώ οι μετρητές Doppler τη συχνότητα του ανακλώμενου ηχητικού σήματος.

Στην τεχνική β σάρωσης το πλάτος του ανακλώμενου σήματος αναπαράγεται από την φωτεινότητά του στην οθόνη. Οι ανακλώμενες δομές αναπαράγονται ως φωτεινά σημεία και το αίμα ανακλάται πολύ λίγο και η κοιλότητα του αγγείου του φαίνεται σαν υποηχητική ζώνη. Αυτό επιτρέπει μια αξιόπιστη αναγνώριση του αγγείου που ερευνάται. Επίσης απεικονίζονται οι διακλαδώσεις και οι γύρω δομές του αγγείου.

Τα όργανα της τεχνικής Doppler χρησιμοποιούν την μικρή μετατοπισμένη συχνότητα που παρήχθη από ηχητικό σήμα, το οποίο προέρχεται από τη διάταξη μετατροπής που αντιμετώπισε ένα κινούμενο στοιχείο, όπως το αίμα που ρέει. Με τη ροή να κατευθύνεται στη διάταξη η συχνότητα γίνεται μεγαλύτερη ενώ, αν αυτή η ροή απομακρύνεται από τη διάταξη μετατροπής, η συχνότητα μικραίνει. Επειδή όμως τα ανακλώμενα σωματίδια σε μια δέσμη δεν έχουν ίδια διανύσματα ταχύτητας, δεν ανακλάται σταθερή συχνότητα αλλά ένας μεγάλος αριθμός συχνοτήτων που αναλύθηκαν από φασματική ανάλυση (FFT – Fast Fourier Transform). Τα περισσότερα όργανα της τεχνικής duplex Doppler αναλύουν την αντίστοιχη φασματική ζώνη 200 φορές/sec με τόσο γρήγορες και σύντομες μετατροπές κατά τη συστολή, έτσι ώστε η φάση επιτάχυνσης και επιβράδυνσης να εντοπίζονται. Διαταραχές της ροής όπως η αναταραχή και δευτερεύουσες ροές που αντιπροσωπεύουν απόκλιση από στρωτή ροή, αναπαράγονται ως διαπλάτυνση της φασματικής ζώνης. Η επικείμενη γωνία μεταξύ της δέσμης φωτός και του άξονα του αγγείου της τεχνικής Doppler, μπορεί να καθοριστεί αξιόπιστα από εικόνα β σάρωσης. Η ταχύτητα ροής αίματος μπορεί να υπολογιστεί από τη μετατοπισμένη συχνότητα σύμφωνα με την εξίσωση της τεχνικής Doppler και να αναπαρασταθεί ως συ-

νάρτηση του χρόνου. Η αύξηση της ταχύτητας της ροής σε μια στένωση είναι η πιο αξιόπιστη παράμετρος για την ανίχνευση της αθηρωματικής πλάκας.

Μια σημαντική τεχνική εξέλιξη τα τελευταία χρόνια είναι η χρωματική κωδικοποίηση των σημάτων της τεχνικής Doppler. Η μετατοπισμένη συχνότητα μετράται σε στοιχεία διαμέσου της διαμέτρου του αγγείου και η ταχύτητα κάθε στιγμή απεικονίζεται σαν ένα χρώμα στην εικόνα β σάρωσης. Αν συμβεί μετατόπιση συχνότητας (κατά Doppler), γίνεται χρωματική κωδικοποίηση. Η ροή προς τη κατεύθυνση της διάταξης μετατροπής κωδικοποιείται σε κόκκινο και η απομάκρυνσή της από αυτή κωδικοποιείται σε μπλε. Η ταχύτητα της ροής φαίνεται από τη διαφορά της φωτεινότητας. Η χρωματική κωδικοποίηση επιτρέπει μόνο ποιοτικές ή το πολύ ημι-ποιοτικές αποτιμήσεις σε σύγκριση με τις σχετικά ακριβείς αιμο-δυναμικές πληροφορίες του παλμικού φάσματος Doppler.

Ο ενδοαγγειακός υπέρηχος(IVUS) είναι μια ιδιαίτερη τεχνική για την αγγειακή απεικόνιση [20]. Διάφοροι καθετήρες IVUS έχουν σχεδιαστεί και χρησιμοποιηθεί στην απεικόνιση κατά τη διάρκεια των διάφορων επεμβάσεων συμπεριλαμβανομένου της αθηρετομής, αγγειοπλαστικής μπαλονιών και τοποθέτησης βηματοδότη. Σε αντιδιαστολή με τη συμβατική απεικόνιση υπερήχων, ο IVUS ενοχλεί τοπικά τη ροή αίματος και, κατά συνέπεια, δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να μετρήσει αξιόπιστα την ταχύτητα αίματος. Ο IVUS έχει χρησιμοποιηθεί για να υπολογίσει τις ελαστικές ιδιότητες των εξωτερικών στεφανιαίων και μηριαίων αρτηριών και εκείνες των εσωτερικών μηριαίων αρτηριών. Η αγγειογραφία μαγνητικού συντονισμού επιτρέπει την εκτίμηση των μορφολογικών και φυσιολογικών στοιχείων για τις καρωτιδικές και κρανιακές κυκλοφορίες. Εντούτοις, το υψηλό κόστος σχετικά με μια ανίχνευση υπερήχου έχει χαρακτηρίσει την τεχνική, από την αντικατάσταση του υπερήχου ως στερεότυπη εξέταση. Η αγγειογραφία με ακτίνες Χ παρέχει το ακριβέστερο μέτρο του βαθμού στένωσης και χρησιμοποιείται ως τα «χρυσά πρότυπα», με τα οποία συγκρίνονται άλλες προσεγγίσεις στην εκτίμηση της στένωσης. Μπορεί επίσης να βοηθήσει να αξιολογήσει την ενδοκρανιακή μερίδα της εσωτερικής καρωτίδας για να προσδιορίσει τα διαδοχικά τραύματα. Εντούτοις, η αθηρωμάτωση δεν μπορεί να ανιχνευθεί

εύκολα αγγειογραφικά, έως ότου συσσωρευτεί ένα μη αμελητέο ποσό πλάκας. Έναντι της αγγειογραφίας, η απεικόνιση με υπερήχους έχει ένα σημαντικό πλεονέκτημα, ότι μειώνει τον κίνδυνο περιπλοκών κατά τη διάρκεια της εξέτασης. Εκτός από αυτό, η μορφολογία πλακών θεωρείται σημαντική για τη διάγνωση της αθηρωμάτωσης της καρωτίδας και η απεικόνιση με υπερήχους είναι η απλούστερη τεχνική για αυτό.

Παράμετροι που σχετίζονται με τις αθηρωματικές πλάκες μπορούν να εκτιμηθούν από τις υπερηχητικές εικόνες. Τέτοιες είναι ο βαθμός στένωσης, οι αιμοδυναμικές παράμετροι και η κίνηση και μορφολογία της πλάκας. Ο βαθμός μιας ήπιας, μέτριας ή μεγάλης στένωσης μπορεί να αποτιμηθεί είτε από β σάρωσης εικόνες είτε από μετρήσεις ταχύτητας στο ελάχιστο όριο που παραμένει η διατομή(μέγιστη στένωση). Προβλήματα μπορούν να εμφανισθούν όταν μεγάλος βαθμός στένωσης πρέπει να διακριθεί από ολοκληρωτική έμφραξη. Σε αυτή την περίπτωση η χρωματική απεικόνιση Doppler κρίνεται ιδιαίτερα χρήσιμη αφού μπορεί να δείξει την παρουσία πολύ αργής ροής αίματος.

Οι αιμο-δυναμικές παράμετροι μπορούν να αποτιμηθούν με Doppler ακουστική και περιλαμβάνουν την κατεύθυνση ροής, διατάραξη ροής και ταχύτητα ροής. Επιπρόσθετες παράμετροι μπορούν να εξαχθούν απευθείας από φάσμα Doppler. Ο ρυθμός δύναμης της ροής εξάγεται πολλαπλασιάζοντας τα δύο αντίθετα αγγεία με τη μέση τιμή της ταχύτητας ροής και η επιφανειακή αντίσταση μπορεί να εκτιμηθεί από το φάσμα Doppler και τη γνώση της πίεσης του αίματος.

1.6 ΔΙΑΓΝΩΣΗ ΜΕ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ Β ΣΑΡΩΣΗΣ

Συνήθως στις περισσότερες περιπτώσεις ο γιατρός μπορεί να κάνει την διάγνωση στη διάρκεια ενός απλού τσεκ απ ή μιας νευρολογικής εξέτασης, ρωτώντας για συμπτώματα του εγκεφαλικού(μυϊκής αδυναμίας ή αναισθησίας, προβλήματα ομιλίας ή όρασης) [18]. Τοποθετώντας ένα στηθοσκόπιο στην καρωτίδα στο λαιμό ψάχνει να ακούσει έναν ασυνήθιστο θόρυβο, που δημιουργείται εξαιτίας της στένωσης της καρωτίδας. Τα αποτελέσματα αυτού

του τεστ μπορεί να είναι παραπλανητικά, καθώς αυτός ο θόρυβος μπορεί να μην υπάρχει εκείνη τη στιγμή ακόμη κι αν η αθηρωμάτωση είναι σοβαρή. Επίσης ο θόρυβος αυτός μπορεί να ακουστεί ακόμα και όταν οι στενώσεις είναι ασήμαντες. Γι αυτό το λόγο υπάρχουν άλλοι μέθοδοι διάγνωσης του εγκεφαλικού. Τέτοιες είναι η υπερηχητική απεικόνιση Doppler, στην οποία χρησιμοποιούνται ηχητικά σήματα για τον έλεγχο της ροής αίματος και τη μέτρηση πάχους των αρτηριών της καρωτίδας, η οφθαλμοκίνηση, όπου μετράται ο παλμός των αρτηριών στο πίσω μέρος του ματιού σαν έμμεσο έλεγχο των θρομβώσεων της καρωτίδας, ο μαγνητικός συντονισμός αγγειογραφίας, στον οποίο η απεικόνιση γίνεται με αβλαβή αλλά ισχυρά μαγνητικά πεδία, που δίνουν λεπτομερή απεικόνιση της εικόνας των αρτηριών και μπορεί έτσι να καθοριστεί το ποσοστό στένωσης και η αρτηριογραφία και ψηφιακή αφαίρεση αγγειογραφίας, όπου παίρνονται εικόνες Χ ακτινοβολίας της καρωτίδας μετά από ειδική βαφή, που εγχέεται στο αίμα και μπορεί να καθοριστεί έτσι η έκταση της στένωσης [17]. Οι δύο τελευταίες τεχνικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εύρεση εγκεφαλικής βλάβης.

Οι υπέρηχοι χρησιμοποιούν ηχητικά σήματα για να ερευνηθεί το εσωτερικό του σώματος. Η τεχνική διπλού υπερήχου της καρωτίδας μπορεί να αποτιμήσει συμπτώματα, περιλαμβάνοντας ζάλη, απώλεια μνήμης, εγκεφαλικό, απώλεια μυϊκού ελέγχου και άλλα που προκαλούν η στένωση ή θρόμβωση των αγγείων(καρωτίδα) και στις δυο πλευρές του λαιμού.

Όσο ο ασθενής είναι στην καρέκλα της εξέτασης ο ειδικός εφαρμόζει ένα ζεστό τζελ στην περιοχή του λαιμού και τοποθετεί μια διάταξη μετατροπής(μικρή, μοιάζει με μικροφωνική συσκευή) εκτενώς σε κάθε μεριά του λαιμού. Δεν προκαλείται πόνος αλλά μόνο μια ήπια πίεση από την συσκευή. Τα ηχητικά σήματα αναπηδούν στα όργανα και στους ιστούς του σώματος και το αίμα κινείται στις αρτηρίες. Έτσι παράγονται ήχοι, οι οποίοι ανακλώνται πίσω στην διάταξη. Ένα μόνιτορ δείχνει εικόνες όσο η διάταξη μετατρέπει τους ήχους σε ηλεκτρονικά σήματα, οι οποίες μπορούν να εξετασθούν αμέσως ή να φωτογραφηθούν για να μελετηθούν απώτερα. Ο ασθενής μπορεί να ακούσει ασυνήθιστους ήχους στη διάρκεια που ο ειδικός βλέπει και καταγράφει τη

ροή του αίματος στους ιστούς(καρωτίδα). Η εξέταση αυτή διαρκεί μόλις 15 με 30 λεπτά.

Σαν μέθοδοι διάγνωσης του εγκεφαλικού επεισοδίου θεωρούνται το σύμπτωμα και ο βαθμός στένωσης. Έχει παρατηρηθεί ότι μόνο μια μειονότητα των ασθενών με εμφάνιση της αθηρωματικής πλάκας στην καρωτίδα έχουν προειδοποιητικά συμπτώματα, ενώ η πλειοψηφία των ασθενών εμφανίζει εγκεφαλικό επεισόδιο χωρίς να έχει προηγηθεί κάποιο σύμπτωμα. Ο βαθμός στένωσης μπορεί να καθορίσει την πιθανότητα εμφάνισης συμπτώματος και όσο μεγαλύτερος είναι τόση μεγαλύτερη είναι και η πιθανότητα εμφάνισης συμπτώματος. Ωστόσο ένα μεγάλο ποσοστό των ασθενών με σύμπτωμα έχουν μικρό βαθμό στένωσης, ενώ το μεγαλύτερο ποσοστό των ασθενών χωρίς σύμπτωμα έχουν μεγάλο βαθμό στένωσης και παραμένουν χωρίς σύμπτωμα. Γι αυτό και είναι απαραίτητος ο προσδιορισμός και άλλων παραμέτρων που χαρακτηρίζουν τις αθηρωματικές πλάκες.

Έχει αποδειχθεί ότι η αστάθεια της αθηρωματικής καρωτίδας μπορεί να καθοριστεί από παράγοντες όπως ο βαθμός στένωσης και τα χαρακτηριστικά των υπερηχητικών εικόνων και σχετίζεται με την παρουσία της περιοχής νέκρωσης από θρόμβο στην εγκεφαλική τομογραφία. Διάμετρος με βαθμό στένωσης μεγαλύτερο του 70% θεωρείται ότι σχετίζεται με αυξημένη πιθανότητα εμφάνισης εγκεφαλικού επεισοδίου. Οι υποηχητικές πλάκες στην καρωτίδα σε ενήλικες 65 χρονών και άνω χωρίς σύμπτωμα σχετίζονται με κίνδυνο εγκεφαλικού.

1.7 ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΥΦΗΣ ΚΑΙ ΚΙΝΗΣΗΣ ΑΠΟ ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

1.7.1 Κίνηση της πλάκας από ακολουθίες εικόνων

Στους υπερήχους β σάρωσης επιτρέπεται η εκτίμηση κίνησης της πλάκας, περιλαμβάνοντας κίνηση που σχετίζεται με το παρακείμενο τοίχωμα και σχετική κίνηση μεταξύ διαφορετικών σημείων της πλάκας [11]. Διαφορετική

κίνηση μεταξύ διαφορετικών σημείων του αρτηριακού τοιχώματος μπορεί να ευθύνεται για τάση συγκέντρωσης σε συγκεκριμένα σημεία, η οποία μπορεί να προκαλέσει ρήξη.

Οι White και Mc Carty [11] μελέτησαν την κινητικότητα της πλάκας βασιζόμενοι στην ποιοτική (οπτική) αποτίμηση. Ανέφεραν ότι περίπου το 10% των πλακών παρουσίασαν έναν από τους παρακάτω τύπους κίνησης:

1. Καμία σχετική κίνηση μεταξύ πλάκας και τοιχώματος του αγγείου.
2. Ολίσθηση της πλάκας ή πύκνωση εσωτερικού καλύμματος.
3. Άκαμπτη ακίνητη πλάκα με κινητό τοίχωμα αγγείου.
4. Διαστροφή της μορφής της πλάκας.

Η διαστροφή της πλάκας είναι ο λιγότερο κοινός τύπος κίνησης, αλλά παρόλο που είναι δύσκολο να εντοπιστεί με το μάτι μπορεί να συμβεί πιο συχνά από ότι αυτές οι έρευνες προτείνουν. Επίσης βρήκαν όμοιους τύπους της καρωτίδας, που απεικονίζεται σε τεχνητό περιβάλλον.

Για να αξιολογήσει την ποσοτική κίνηση της πλάκας της καρωτίδας, ο Chan πρότεινε δύο τεχνικές για την εκτίμηση της κίνησης των ομοιογενών και ετερογενών πλακών [3]. Η κίνηση των ετερογενών πλακών μπορεί να εκτιμηθεί αναζητώντας κίνηση σε υψηλά διακρινόμενα σημεία της υπερηχητικής εικόνας της πλάκας. Αυτά τα σημεία μπορεί να είναι φωτεινές κηλίδες, εικονοστοιχεία (pixels) υψηλής φωτεινής αντίθεσης άκρη ή απότομη γωνία. Η κίνηση της ομοιογενούς πλάκας εκτιμήθηκε από τη κίνηση του συνολικού ορίου της πλάκας. Στη πρώτη εικόνα επιλέγεται μια περιοχή ενδιαφέροντος, η οποία περιβάλλει τον ιστό που μας ενδιαφέρει. Η περιοχή παραμένει ίδια στις εικόνες που ακολουθούν. Ο ρυθμός μετάδοσης των εικόνων που χρησιμοποιήθηκε σε αυτή τη μελέτη ήταν πολύ χαμηλός (1 frame/sec) και καταγράφηκαν αποτελέσματα για ένα σετ προσομοίωσης σε υπολογιστή και για δύο σετ από ασθενείς. Αυτή η μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να διαφοροποιηθούν οι σταθερές από τις μη σταθερές πλάκες.

Ο Lusby μελέτησε τη δυναμική μορφολογία της διακλάδωσης της καρωτίδας χρησιμοποιώντας πολλές μορφές απεικόνισης [11]. Οι αγγειογραφικές μελέτες αργών κινήσεων μετά από την έγχυση του μέσου αντίθεσης στην κοινή

καρωτίδα αποκάλυψαν σημαντικές αλλαγές της διαμέτρου της κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Με βάση τις ανιχνεύσεις β-σάρωσης, ανέφερε τρεις βασικές κινήσεις, που συνδέθηκαν με την πλάκα της καρωτίδας, οι οποίες είναι: α) μπροστινή μετακίνηση των προεξεχόντων βλαβών με τη συστολική ροή και την επιστροφή αίματος σε μια βασική θέση κατά τη διάρκεια διαστολής , β) έκταση του κεντρικού ή/ και ακραίου τοιχώματος σε μια άκαμπτη σταθερή πλάκα με τη συστολική ροή, γ) σύγχρονη κίνηση διαστολής του τοιχώματος του αγγείου και της πλάκας με την παλλόμενη ροή. Επίσης βρήκε την αυξανόμενη έκταση του καρωτιδικού βολβού σχετικά με την κοινή καρωτιδική αρτηρία και το συσχέτισε με τα σπασίματα πλακών σε αυτήν την περιοχή.

Ο Iannuzzi ανέφερε ότι η ορατή διαμήκης κίνηση των πλακών της καρωτίδας, που υπολογίζεται από τον υπέρηχο β-σάρωσης, συνδέεται με κύριο εγκεφαλικό επεισόδιο(παροδική ισχαιμία, TIA) αν και δεν υπήρξε καμία τέτοια σχέση σε ασθενείς με εγκεφαλικό επεισόδιο [11]. Η ανωτέρω κίνηση εκτιμήθηκε (δηλ. παρούσα ή απούσα) επί του ελάχιστου υπόλοιπου(μέγιστη στένωση) και ορίστηκε ως μια προφανής ακραία μετατόπιση του άξονα της πλάκας.

Οι Meairs και Hennerici μελέτησαν την κίνηση της πλάκας της καρωτίδας χρησιμοποιώντας την τεχνική υπερήχων τεσσάρων διαστάσεων [22]. Κατέγραψαν τις χρονικές ακολουθίες τριών διαστάσεων εικόνων υπερήχου της καρωτίδας σε ένα ποσοστό του 25frames/ sec. Αξιολόγησαν το βαθμό στένωσης, την ηχογένεια της πλάκας και τη δομή της επιφάνειάς της. Καθόρισαν επίσης την επιφάνεια της πλάκας και ανέλυσαν την κίνηση της προκύπτουσας επιφάνειας στοιχείων χρησιμοποιώντας την οπτική ροή. Η κίνηση της επιφάνειας της πλάκας εκφράστηκε από την άποψη δύο παραμέτρων: α) MSV (Maximal Surface Velocity - μέγιστη ταχύτητα επιφάνειας) και β) MDSV (Maximal Discrepant Surface Velocity - μέγιστη ανακόλουθη ταχύτητα επιφάνειας) που ορίζονται ως το μέγιστο των διαφορών μεταξύ των μέγιστων και ελάχιστων ταχυτήτων επιφάνειας των διαδοχικών τρισδιάστατων όγκων πλαισίων. Εξέτασαν μια συμπτωματική και ασυμπτωματική ομάδα ασθενών. Δεν βρήκαν καμία σημαντική διαφορά στη

μορφολογία πλακών ή στη δομή της επιφάνειάς τους στις δύο ομάδες. Οι ασυμπτωματικές πλάκες παρουσίασαν ομοιογενή προσανατολισμό και μέγεθος των υπολογισμένων διανυσμάτων ταχύτητας, που αντιστοιχούν σε μια ολική μορφή της αρτηριακής κίνησης χωρίς στοιχεία της υπάρχουσας μετακίνησης πλακών. Στις συμπτωματικές πλάκες παρουσιάστηκαν σημάδια της υπάρχουσας κίνησης πλακών, ανεξάρτητα από την αρτηριακή κίνηση. Το MSV δεν ήταν σημαντικά διαφορετικό μεταξύ των δύο ομάδων πλακών, αλλά το MDSV ήταν σημαντικά υψηλότερο στις συμπτωματικές πλάκες. Η μέγιστη ανακόλουθη κίνηση παρατηρήθηκε αποκλειστικά κατά τη διάρκεια καρδιακής συστολής.

Οι μορφές απεικόνισης έχουν γίνει ένα πολύτιμο εργαλείο στον τομέα της ιατρικής. Μέσω της απεικόνισης ενός μέρους του ανθρώπινου σώματος μπορούν να γίνουν σημαντικές παρατηρήσεις σχετικά με την ανατομία, τη φυσιολογία καθώς επίσης και την πιθανή παθολογική κατάσταση. Η επεξεργασία των ιατρικών εικόνων έχει συμβάλει πολύ στη διάγνωση διάφορων ασθενειών. Ποικίλες τεχνικές που λαμβάνονται από την ψηφιακή επεξεργασία εικόνας έχουν εφαρμοστεί για να αναλύσουν ένα ευρύ φάσμα των ιατρικών εικόνων, όπως οι ακτίνες Χ, οι θερμογραφίες, οι εικόνες υπερήχου και μαγνητικού συντονισμού (MR). Έναντι της εκτίμησης μιας ενιαίας εικόνας, η επεξεργασία μιας ακολουθίας εικόνων παρέχει τις πληροφορίες που δεν θα μπορούσαν να ληφθούν από μια στατική εικόνα. Αυτό περιλαμβάνει την τρισδιάστατη απεικόνιση της δομής ενός οργάνου και μια διορατικότητα στις δυναμικές διαδικασίες που πραγματοποιούνται στο ανθρώπινο σώμα.

Μια ακολουθία εικόνων αποτελείται από δύο ή περισσότερες ψηφιακές εικόνες κάθε μια από τις οποίες περιέχει διάφορα σημεία (εικονοκύτταρα) που τακτοποιούνται σε ένα δισδιάστατο (2D) πλέγμα και έχουν μια τιμή έντασης. Οι ακολουθίες εικόνων συνεπάγονται μεγάλη αποδοτική επεξεργασία δεδομένων, από την οποία απαιτείται ένα αυξανόμενο κόστος στην κατάλληλη τεχνολογία καθώς επίσης και χρόνος. Για τον ανωτέρω λόγο η επεξεργασία των ακολουθιών εικόνων έχει εξελιχθεί κάπως αργότερα από την επεξεργασία μιας απλής εικόνας. Εντούτοις, η γρήγορη πρόοδος στην τεχνολογία υπολογιστών, LSI (ολοκληρωμένα μεγάλης κλίμακας) και VLSI (πολύ μεγάλης κλίμα-

κας ολοκληρωμένα) εκτός από την εμπειρία που αποκτιέται από τη μελέτη των εφαρμογών ακολουθίας εικόνων, έχει επιτρέψει την εκτέλεση πολλών χρήσιμων στόχων σε ένα λογικό χρονικό διάστημα και την αποτελεσματική ερμηνεία έμφυτων πληροφοριών.

Όπως σε άλλους τομείς εφαρμογής, μπορεί να διακριθούν τρεις διαφορετικοί τύποι ιατρικών ακολουθιών εικόνας:

- *χρονικές ακολουθίες.* Αποτελούνται από τις εικόνες που λαμβάνονται στις διαφορετικές στιγμές εγκαίρως. Οι χρονικές ακολουθίες εικόνων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εκτίμηση της κίνησης των αντικειμένων.
- *χωρικές ακολουθίες.* Αποτελούνται από τις εικόνες που λαμβάνονται επί των διαφορετικών τόπων στην τρίτη χωρική διάσταση. Οι χωρικές ακολουθίες εικόνων παρέχουν πληροφορίες σε βάθος και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την τρισδιάστατη απεικόνιση των αντικειμένων.
- *ακολουθίες συχνότητας.* Αποτελούνται από τις εικόνες που λαμβάνονται στις διαφορετικές συχνότητες/ ενέργειες του μεταφορέα (π.χ. φως, ήχος, ακτίνες Χ). Δεδομένου ότι η συχνότητα του μεταφορέα έχει επιπτώσεις στην προκύπτουσα εικόνα, η ποικιλία της συχνότητας αποκαλύπτει διαφορετικές πληροφορίες για τις δομές.

Η ανάλυση των ιατρικών ακολουθιών εικόνας παρέχει χρήσιμες πληροφορίες στην κατανόηση της λειτουργίας των ανθρώπινων οργάνων και την ανίχνευση των πιθανών ανωμαλιών. Τα ζητήματα σχετικά με την τρισδιάστατη δομή των οργάνων είναι ιδιαίτερου ενδιαφέροντος για την ιατρική διάγνωση. Για παράδειγμα, η σύγχρονη τεχνολογία υπερήχου στη μαιευτική επιτρέπει την παραγωγή των δυναμικών τρισδιάστατων εικόνων του χτύπου καρδιάς του εμβρύου. Οι τεχνικές αυτού του τύπου, με περαιτέρω τεχνική ανάπτυξη, μπορούν να προσφέρουν μεγάλα οφέλη στη διάγνωση των προγενέθλιων καρδιακών δυσμορφιών και δυσλειτουργιών στην καρδιακή χειρουργική επέμβαση εμβρύων. Στον τομέα της αγγειακής διάγνωσης, η τρισδιάστατη

γεωμετρία των υγιών και ασθενών στεφανιαίων αγγείων μπορεί να αναδημιουργηθεί από μια σειρά δια-αγγειακών εικόνων υπερήχου (IVUS) με biplane αγγειογραφία.

Μια ακολουθία συχνότητας λαμβάνεται με την ακτινοβόληση της ερευνημένης περιοχής χρησιμοποιώντας τις διάφορες ενέργειες για το μεταφορέα. Η λογική της διαδικασίας είναι να εκμεταλλευθεί η ενεργειακή εξάρτηση της μείωσης του μεταφορέα από τα στοιχεία της περιοχής. Οι ακολουθίες συχνότητας έχουν χρησιμοποιηθεί στην Χ ακτινοβολίας απεικόνιση. Σε αυτήν την περίπτωση, δύο εικόνες ακτινοβολίας Χ μπορούν να καταγραφούν, χρησιμοποιώντας τις μέσες ενέργειες των Χ ακτινοβολιών από επάνω και κάτω της Κ άκρης του ιδιαίτερου στοιχείου που απεικονίζεται και, κατά συνέπεια, τα πολύ μικρά ποσά του στοιχείου μπορούν να απεικονισθούν.

Η ανάλυση των χρονικών ακολουθιών εικόνων και της εξαγωγής πληροφοριών κίνησης είναι ένας σημαντικός στόχος στη μελέτη της φυσιολογίας και της παθολογίας του ανθρώπινου σώματος. Η αξιολόγηση της κίνησης είναι ένα βασικό ζήτημα στη μελέτη του καρδιαγγειακού συστήματος, το οποίο κινείται συνεχώς λόγω της παλλόμενης λειτουργίας της καρδιάς. Η αλλαγή στις μορφολογικές παραμέτρους όπως το μέγεθος, η μορφή και ο όγκος της καρδιάς κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου μπορεί να καθοριστεί ως λειτουργία του χρόνου από μια σειρά εικόνων. Για παράδειγμα, η ανάλυση της κίνησης του τοιχώματος της καρδιάς από μια ακολουθία MR(μαγνητικού συντονισμού απεικόνιση) εικόνων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διάγνωση των διάφορων καρδιακών παθήσεων. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, η διάγνωση μιας ανωμαλίας είναι βασισμένη στην ανίχνευση ενός αλλαγμένου σχεδίου κινήσεων του κοιλιακού τοιχώματος. Επιπλέον, η εκτίμηση της αρτηριακής κίνησης από μια σειρά εικόνων υπερήχων είναι ένα χρήσιμο εργαλείο στα υγιή και ασθενή (αρτηριοσκληρυντικά) αγγεία.

Ο τομέας της ιατρικής επεξεργασίας ακολουθίας εικόνων καλύπτει ένα ευρύ φάσμα των εφαρμογών. Θα συζητηθούν οι βασικές αρχές και οι τεχνικές στην ανάλυση της χρονικής σειράς εικόνων. Θα εισαχθεί η έννοια της αρτηριακής κίνησης του τοιχώματος και θα παρουσιαστεί μια προσέγγιση που μπορεί να

χρησιμοποιηθεί για να αναλύσει αυτή την κίνηση από μια ακολουθία εικόνων υπερήχων.

Παρακάτω συζητούνται οι μεθοδολογίες για την εκτίμηση κινήσεων από μια ακολουθία εικόνων. Πρώτα διευκρινίζεται η έννοια της κίνησης και στη συνέχεια παρουσιάζονται οι βασικές τεχνικές για την επεξεργασία χρονικών ακολουθιών και την εξαγωγή των πληροφοριών κινήσεων. Έχουν προταθεί διάφορες προσεγγίσεις για την ανίχνευση της κίνησης, η οποία επίσης παρουσιάζεται.

Η δυνατότητα να ανιχνευθεί η κίνηση στο τρισδιάστατο χώρο είναι έμφυτη στο ανθρώπινο οπτικό σύστημα. Οι άνθρωποι είναι σε θέση όχι μόνο να ανιχνεύσουν την κίνηση αλλά και να αναγνωρίσουν αντικείμενα από τα σχέδια κινήσεών τους. Επομένως, η ανάπτυξη των μεθόδων για την εκτίμηση κινήσεων στα πλαίσια της όρασης μηχανών έχει επηρεαστεί πολύ από τη μελέτη του ανθρώπινου οπτικού συστήματος. Η πρόοδος στον τομέα της εκτίμησης κινήσεων έχει εξελιχθεί παράλληλα με την πρόοδο στον τομέα της φυσιολογίας και της ψυχολογίας, ειδικά στον τομέα της ανθρώπινης αντίληψης για την κίνηση και την αναγνώριση βασισμένη στην κίνηση.

Σε αυτό το σημείο θα πρέπει να διευκρινιστεί η έννοια της κίνησης από μια ακολουθία εικόνων. Η ακολουθία αποτελείται από διάφορες εικόνες μιας περιοχή που λαμβάνεται σε διάφορες στιγμές εγκαίρως με μια φωτογραφική μηχανή. Η κίνηση ενός ή περισσότερων αντικειμένων της περιοχής φανερώνεται ως αλλαγή της έντασης μεταξύ των διαδοχικών εικόνων. Οι αλλαγές έντασης στην απεικονισμένη περιοχή μπορούν να οφείλονται σε δύο κύριες αιτίες:

- σχετική κίνηση μεταξύ της φωτογραφικής μηχανής και της περιοχής. Αυτό μπορεί να προκληθεί από:
    1. κίνηση της φωτογραφικής μηχανής χωρίς μετακίνηση μέσα στη περιοχή.
    2. κίνηση ενός ή περισσότερων αντικειμένων στη περιοχή με τη φωτογραφική μηχανή που παραμένει ακίνητη.
    3. κίνηση και της φωτογραφικής μηχανής και της περιοχής.

Στην εκτίμηση κινήσεων από τις ακολουθίες εικόνων υπολογίζονται η σχετική μετακίνηση μεταξύ της περιοχής και της φωτογραφικής μηχανής και δεν γίνεται καμία διάκριση μεταξύ των ανωτέρω τριών περιπτώσεων.

- αλλαγή στο φωτισμό της περιοχής, αν και μπορεί να μην υπάρξει κάποια μετακίνηση στην περιοχή.

Οι μέθοδοι για την εκτίμηση κινήσεων από τις ακολουθίες εικόνων μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο κύριες κατηγορίες:

- *βασισμένες σε γνωρίσματα.* Συνίστανται στον υπολογισμό της μετακίνησης των εμφανών χαρακτηριστικών γνωρισμάτων στη σκηνή.
- *βασισμένες σε εικονοστοιχεία*. Επιτρέπουν την εκτίμηση κινήσεων με τη μελέτη μετατόπισης μεταξύ των πλαισίων σε επίπεδο εικονοστοιχείου. Διακρίνονται τέσσερις διαφορετικές τεχνικές σε αυτήν την κατηγορία:
  1. Differencing
  2. Fourier-based
  3. Gradient-based (οπτική ροή)
  4. Matching

Αυτές οι τεχνικές στηρίζονται στην εκτίμηση της μετακίνησης των εμφανών χαρακτηριστικών γνωρισμάτων στη σκηνή. Τα χαρακτηριστικά γνωρίσματα περιλαμβάνουν τις γραμμές, τις άκρες, τα όρια αντικειμένου, τις γωνίες, κ.λ.π. Η επιλογή των χαρακτηριστικών γνωρισμάτων εξαρτάται από την προβληματική περιοχή και τις υποθέσεις που μπορούν να γίνουν για τα κινούμενα μέρη.

Παρακάτω αναφέρονται τεχνικές για την εκτίμηση κίνησης σε επίπεδο εικονοστοιχείου:

1. Η απεικόνιση ενός κινούμενου αντικειμένου προκαλεί μια αλλαγή στα επίπεδα έντασης εκείνων των περιοχών των εικόνων που επηρεάζονται από τη μετακίνηση. Η μέθοδος Differencing συνίσταται στην αφαίρεση δύο εικόνων, μια που λαμβάνεται πριν και μια μετά τη μετακίνηση, και καταγράφει το αποτέλεσμα σε μια νέα εικόνα, η αποκαλούμενη εικόνα διαφοράς. Τα εικονοστοιχεία στην προκύπτουσα εικόνα

που έχει μια τιμή έντασης μεγαλύτερη από ένα προκαθορισμένο κατώτατο όριο μπορεί να τεθούν 1, διαφορετικά να οριστεί μια τιμή 0. Οι τεχνικές Differencing μπορούν να εφαρμοστούν και στα πολυγωνικά και καμπυλόγραμμα αντικείμενα, τα οποία, για καλύτερα αποτελέσματα, υποτίθεται ότι είναι ομοιογενή γκρίζα επίπεδα. Η εξέταση της εικόνας διαφοράς μπορεί να οδηγήσει στον προσδιορισμό και την επέκταση των δειγμάτων αντικειμένου προκειμένου να περιληφθούν αποτελεσματικά όλα τα εικονοστοιχεία που αντιστοιχούν στο αντικείμενο που ερευνάται.

2. Οι μέθοδοι Fourier είναι βασισμένες στην ιδιότητα ότι εάν ο μετασχηματισμός κατά Fourier μιας λειτουργίας I(x, y) είναι J(η, ξ), τότε ο μετασχηματισμός κατά Fourier του (ξ- Δx, y- Δy) είναι J(η, ξ)exp[-j2π(η Δx+ξ Δy)]. Το (x, y) δείχνει τις χωρικές συντεταγμένες, το(η, ξ) τις χωρικές συχνότητες σε κύκλους ανά μονάδα μήκους, (Δx, Δy) τα ποσά 2D μετάφρασης και το j =$\sqrt{-1}$. Η διαφορά μεταξύ των γωνιών φάσεων του μετασχηματισμού κατά Fourier δύο είναι:

Δφ(η, ξ)=Δ(J(η, ξ)exp[-j2π(η Δx + ξ Δy)])- ΔJ(η, ξ)=-2π(η Δx + ξ Δy)

Επομένως, εάν υπολογίζουμε Δφ στα ζευγάρια δύο συχνοτήτων (η, ξ), μπορούμε να λύσουμε για Δx και Δy. Ο M.O' Donnel ανέπτυξε έναν αλγόριθμο βασισμένο στο μετασχηματισμό κατά Fourier που μπορεί να υπολογίσει ακριβώς αξονικές και azimuthal μετατοπίσεις του αρτηριακού τοιχώματος [9].

3. Οι Gradient-Matching τεχνικές στηρίζονται στην εκτίμηση της χωρικής-χρονικής αλλαγής στις εντάσεις εικονοστοιχείου σε όλη την ακολουθία εικόνων. Η εφαρμογή τέτοιων τεχνικών σε μια χρονική ακολουθία οδηγεί σε έναν πυκνό διανυσματικό χάρτη, όπου κάθε εικονοστοιχείο αντιπροσωπεύεται από ένα διάνυσμα που αντιστοιχεί στην ταχύτητά του μεταξύ δύο εικόνων. Αυτή η διαδικασία καλείται επίσης οπτική ροή. Υποθέτουμε ότι I(x,y,t) είναι η ένταση επί του τόπου (x,y) στο χρόνο t. Η ένταση της επόμενης εικόνας, που διαφέρει από την προηγούμενη κατά Δt, είναι I(x+Δx, y+Δy, t+Δt), όπου Δx, Δy είναι οι οριζόντιες και κάθετες μετατοπίσεις αντίστοιχα των αναζητούμενων εικονοστοιχείων

μεταξύ των δύο εικόνων. Η σχέση μεταξύ των ανωτέρω εντάσεων εκφράζεται ως εξής:

$$I(x,y,t)= I(x+\Delta x, y+\Delta y, t+\Delta t)$$

Υποτίθεται ότι η τιμή έντασης ενός συγκεκριμένου εικονοστοιχείου δεν αλλάζει μεταξύ δύο διαδοχικών εικόνων. Αυτή η υπόθεση είναι αληθινή όταν ο χρονικός χωρισμός μεταξύ δύο εικόνων είναι μικρός, ή, με άλλα λόγια, όταν η συχνότητα ακολουθίας είναι μεγάλη. Εάν επεκτείνουμε τη δεξιά πλευρά της παραπάνω εξίσωσης σε μια σειρά Taylor, λαμβάνουμε:

$I (x+\Delta x, y+\Delta y, t+\Delta t)= I_\chi \Delta x + I_y \Delta y + I_t \Delta t + I (x, y, t) +$ higher order terms

όπου I_x, I_y, I_t οι πρώτοι παράγωγοι του I. Παραλείποντας τους αόριστους όρους από την παραπάνω εξίσωση προκύπτει:

$$I_\chi \Delta x + I_y \Delta y + I_t \Delta t=0 \text{ και για } \Delta t\rightarrow 0 \text{ είναι } I_\chi u + I_y v + I_t =0$$

όπου το u, v είναι η οριζόντια και κάθετη συνιστώσες της ταχύτητας του αναζητούμενου εικονοστοιχείου. Στην παραπάνω εξίσωση υπάρχουν δύο άγνωστα: οι δύο συνιστώσες του διανύσματος ταχύτητας. Επομένως, ένας πρόσθετος περιορισμός πρέπει να θεωρηθεί, προκειμένου να καθοριστούν και οι δύο άγνωστοι. Ένας τέτοιος περιορισμός εξαρτάται από το πρόβλημα που ερευνάται. Ο N.Weng χρησιμοποίησε την οπτική ροή για να ανακτήσει ένα τρισδιάστατο πρότυπο από μια ακολουθία δισδιάστατων(2D) εικόνων. Η μέθοδός του είναι κατάλληλη για την αναδημιουργία των τρισδιάστατων προτύπων από τις ιατρικές εικόνες υπερήχου και τις τομογραφίες [11].

4. Έχοντας δύο εικόνες και ένα παράθυρο (ή τμήμα) στην πρώτη, με τον όρο matching εννοείται η εύρεση παραθύρου στη δεύτερη εικόνα που αντιστοιχεί καλύτερα στο παράθυρο της πρώτης εικόνας. Προκειμένου να υπάρξει η καλύτερη αντιστοιχία είναι σημαντικό να καθοριστεί ένα καλό μέτρο αυτής της αντιστοιχίας. Η τιμή ενός τέτοιου μέτρου πρέπει να είναι μεγάλη όταν συμπίπτουν τα επίπεδα έντασης του επιλεγμένου παραθύρου και της περιοχής της εικόνας ειδάλλως θα είναι μικρή. Ένα μέτρο με αυτό το χαρακτηριστικό μπορεί να οριστεί ως:

$$C(\Delta x, \Delta y) = \sum I(x,y,t) \cdot w(x+\Delta x, y+\Delta y, t+\Delta t)$$

όπου το άθροισμα λαμβάνεται με βάση την περιοχή όπου έχει οριστεί το w. Στα block-matching εικονοστοιχεία που περιλαμβάνονται μέσα σε έναν τμήμα

υποτίθεται ότι έχουν την ίδια ταχύτητα. Το μέτρο που περιγράφηκε πιο πριν είναι άμεσα εξαρτημένο από τις μεμονωμένες τιμές των εικονοστοιχείων και, κατά συνέπεια, δεν μπορεί να παρέχει πάντα μια αξιόπιστη εκτίμηση του ταιριάσματος. Προκειμένου να ξεπεραστούν οι ατέλειες του μέτρου αυτού μπορεί να οριστεί ως:

$$C_N(\Delta x,\Delta y)=\frac{\sum I(x,y,t)\cdot w(x+\Delta x,y+\Delta y,t+\Delta t)}{\sum\sum \mathrm{I}^2(x,y,t)}$$

Επίσης είναι: $COOR(\Delta x,\Delta y)=\dfrac{\sum\ \sum I(x,y)\cdot w(x+\Delta x,y+\Delta y)}{\sqrt{\sum\sum \mathrm{I}^2(x,y,t)\cdot w^2(x+\Delta x,y+\Delta y)}}$

$$MSE(\Delta x,\Delta y)=\sum\sum(w(x+\Delta x,y+\Delta y)-\overline{w})\cdot(I(x,y)-\overline{I})$$

$$SAD(\Delta x,\Delta y)=\sum\sum\left|\ w(x+\Delta x,y+\Delta y)-I(x,y)\ \right|$$

Μετά την παρουσίαση βασικών μεθόδων για την εκτίμηση κίνησης από τις ακολουθίες εικόνων, αναφέρεται μια τεχνική για την μετατόπιση αρτηριακών τοιχωμάτων. Θα ήταν χρήσιμο εν τούτοις να εξεταστεί πρώτα η έννοια της αρτηριακής κίνησης τοιχωμάτων.

Οι αρτηρίες στο ανθρώπινο σώμα κινούνται συνεχώς. Η μετατόπιση του αρτηριακού τοιχώματος οφείλεται στις μηχανικές πιέσεις στις οποίες υποβάλλεται. Τρεις διαφορετικές πηγές πιέσεων μπορούν να προσδιοριστούν:

- η εσωτερική πίεση είναι η αιτία μιας συμπίεσης (στην ακτινωτή κατεύθυνση) και μιας διαστολής (στην περιφερειακή κατεύθυνση) της πίεσης που ασκείται στο αρτηριακό τοίχωμα. Η εσωτερική πίεση αλλάζει περιοδικά κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, που έχει μέγιστη τιμή κατά τη συστολή και ελάχιστη κατά τη διαστολή.
- η ροή του αίματος ασκεί μια πίεση στα εσωτερικά στρώματα του αρτηριακού τοιχώματος. Αυτή η πίεση τείνει να μετατοπίσει το τοίχωμα στην κατεύθυνση της ροής.
- η πρόσδεση των αρτηριών στους περιβάλλοντες ιστούς καθώς επίσης και η επίδραση του περιορισμού που παρέχονται από τους αρτηριακούς δευτερεύοντες κλάδους προκαλεί μια διαμήκη επέκταση του αρτηριακού τοιχώματος.

Σύμφωνα με τα ανωτέρω, η πίεση που βιώνεται από τον τοίχωμα λόγω των ανωτέρω πιέσεων εμφανίζεται σε τρεις κατευθύνσεις: α) διαμήκης, δηλ. κατά μήκος του άξονα του αγγείου, β) ακτινωτός, δηλ. κατά μήκος της ακτίνας του αγγείου και της καθέτου στην προηγούμενη κατεύθυνση και γ) περιφερειακός, δηλ. εφαπτόμενος στον τοίχο και την κάθετο στις διαμήκεις και ακτινωτές κατευθύνσεις. Οι διαμήκεις και περιφερειακές πιέσεις διαστέλλουν, δηλ. τείνουν να επιμηκύνουν το αγγείο, ενώ η ακτινωτή πίεση είναι συμπιεστική, δηλ. τείνει να μειώσει το πάχος των τοιχωμάτων.

Η εκτίμηση των πιέσεων από τους τοίχους αγγείων έχει αποτελέσει αντικείμενο εκτενούς έρευνας. Η γνώση των παραπάνω παραμέτρων επιτρέπει την αξιολόγηση των ελαστικών ιδιοτήτων των αρτηριών και στις κανονικές και μη κανονικές περιπτώσεις. Η αλλαγή αυτών των ιδιοτήτων λόγω της ηλικίας ή παθήσεων όπως η υπέρταση, ο διαβήτης και η αθηροσκλήρωση έχουν μελετηθεί ευρέως. Η εκτίμηση των αρτηριακών ελαστικών ιδιοτήτων είναι χρήσιμη στην κατανόηση της λειτουργίας του καρδιαγγειακού συστήματος και της συμπεριφοράς του υπό παθολογικές συνθήκες.

Στο επόμενο κεφάλαιο παρουσιάζεται μια μέθοδος που μπορεί να ακολουθήσει την αρτηριακή κίνηση τοιχωμάτων από μια ακολουθία εικόνων υπερήχου. Η θέση μιας επιλεγμένης περιοχής ενδιαφέροντος(ROI) από το χρήστη μπορεί να καθοριστεί στην πρώτη εικόνα της ακολουθίας.

1.7.2 Ανάλυση της υφής της πλάκας από ακολουθίες εικόνων

Οι β-σάρωσης υπέρηχοι είναι ανεκτίμητοι στην αποτίμηση της μορφολογίας της πλάκας [11]. Με τον βαθμό στένωσης καθορίζουν τη σοβαρότητα της βλάβης.

Η μορφολογία της πλάκας καθορίζεται από τους παρακάτω παράγοντες:

- ΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΑ/ ΕΤΕΡΟΓΕΝΕΙΑ ΤΗΣ ΠΛΑΚΑΣ

Οι ομογενείς πλάκες χαρακτηρίζονται από ομοιόμορφα υψηλά ή μεσαία επίπεδα ήχων, ενώ οι ετερογενείς αναμιγνύουν υψηλά, μεσαία και χαμηλά επί-

πεδα ήχων και συχνά έχουν μια περιοχή στη βλάβη παρόμοιας ηχητικής με το αίμα. Η εμφάνιση ομοιογένειας σχετίζεται με ινώδη βλάβη, ενώ η ετερογένεια σχετίζεται με λιπίδια, χοληστερόλη, αιμορραγία και πληγή της πλάκας.

- ΗΧΟΓΕΝΕΙΑ/ ΗΧΟΔΙΑΥΓΕΙΑ ΠΛΑΚΑΣ

Οι ηχογενείς πλάκες ανακλούν αποτελεσματικά τα υπερηχητικά σήματα, ενώ οι ηχοδιαυγείς έχουν μικρότερη ικανότητα αντανάκλασης. Η ηχογένεια δηλώνει την παρουσία ινώδη ιστού και ασβεστοποίησης στην πλάκα, ενώ η ηχοδιαύγεια έχει σχετιστεί με την παρουσία λιπιδίων και θρομβώσεων. Για την ταξινόμηση της ηχογένειας ο Gray-Weale περιέγραψε τέσσερις τύπους πλάκας: ομοιόμορφη ηχοδιαυγής(Type 1), επικρατούσα ηχοδιαυγής (Type 2), επικρατούσα ηχογένεια(Type 3) και ομοιόμορφη ηχογένεια(Type 4) [11]. Ένας πέμπτος τύπος πλάκας περιλαμβάνει αυτές που είναι αδύνατον να ταξινομηθούν λόγω της μεγάλης ασβεστοποίησης και ακουστικής. Έχει βρεθεί ότι οι ηχοδιαυγείς πλάκες, που εκτιμούνται από β σάρωσης εικόνες είναι πιο πιθανόν να οδηγήσουν σε ανάπτυξη νευρολογικών συμβάντων από τις ηχογενείς.

- ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΥΣΤΑΣΗΣ ΤΗΣ ΠΛΑΚΑΣ

Αναφέρεται στο διαχωρισμό χαρακτηριστικών από την ψηφιακή εικόνα της πλάκας και την εκτίμηση στατιστικών παραμέτρων που σχετίζονται με το σχήμα και τον προσανατολισμό αυτών των χαρακτηριστικών. Οι στατιστικές αυτές παράμετροι μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες:

1. Πρώτης σημασίας που περιλαμβάνουν τη μέση τιμή και διαφορά των gray-level της μερικής περιοχής, της οποίας το εμβαδόν και οι διαστάσεις καθώς και το μήκος και ο προσανατολισμός του κυρίου και δευτερεύοντα άξονα είναι αυτά που χαρακτηρίζουν το σχήμα της περιοχής.
2. Δεύτερης σημασίας που περιλαμβάνουν την εντροπία, την συσχέτιση, την αντίθεση(contrast) και την ομοιογένεια. Αυτές οι παράμετροι μπορούν να υπολογιστούν από τον πίνακα της περιοχής που βρίσκεται.

Η ανάλυση της σύστασης της πλάκας της καρωτίδας μπορεί να παρέχει χρήσιμες πληροφορίες για την συσχέτιση μεταξύ σύστασης και αστάθεια της πλάκας. Πρόσφατη μελέτη που δημοσιεύτηκε βασισμένοι σε πληροφορίες από 52 ασθενείς, έδειξε ότι δεν υπάρχει συσχετισμός σημαντικός ανάμεσα σε πλάκες με στατιστικά πρώτης και δεύτερης σημασίας και ιστολογίας.

- ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΣ ΠΛΑΚΑΣ

Η παρουσία πληγής στην επιφάνεια της πλάκας επιδεικνύει μια περίπλοκη ή αναπτυσσόμενη βλάβη. Η πληγή σε υπέρηχο είναι μια ανωμαλία ή ένα σπάσιμο στην ηχοανακλώμενη επιφάνεια της πλάκας. Η παρουσία της πληγής είναι μεγάλης παθογενετικής σημασίας καθώς προκαλεί έκρηξη των παθογενών στρωμάτων της πλάκας με πιθανότητα εμφάνισης διαδοχικών θρόμβων προσκολλημένων σε αυτή, οδηγώντας σε σχηματισμό αποτελεσματικών νευρολογικών συμπτωμάτων.

Τα εκτενή πειραματικά και κλινικά στοιχεία δείχνουν ότι η υπερηχητική εικόνα μεταβιβάζει τις πληροφορίες για τη βιοχημική σύνθεση της αρτηριοσκληρυντικής πλάκας, δηλ., το σχετικό περιεχόμενο των λιπιδίων (hypoechoic), του ινώδους ιστού (hyperechoic), και των ασβεστωτικών αποθεμάτων (πολύ echogenic με σκιά) [7]. Μια πιο ετερογενής δομή της πλάκας επίσης συνδέεται συχνότερα με τις κλινικά περίπλοκες πλάκες καρωτίδας. Μέχρι σήμερα, εντούτοις, η αξιολόγηση της πυκνότητας και της ομοιογένειας πλακών από τη διαδερμική απεικόνιση β-σάρωσης παραμένει υποκειμενική και ποιοτική. Αυτές οι πληροφορίες είναι κλινικά σημαντικές για διάφορους λόγους, καθώς οι ετερογενείς πλάκες ή οι μαλακές συνδέονται με τις αιμορραγίες και έχουν μια μεγαλύτερη τάση στο έλκος, την εμβολή, και την ανάπτυξη συμπτωμάτων. Η νέα αντιαθηρωματική επεξεργασία μπορεί να προκαλέσει μια βιοχημική αναδιαμόρφωση της αρτηριοσκληρυντικής πλάκας, η οποία είναι δύσκολο να καθιερωθεί βάσει μιας ποιοτικής ανάλυσης των δεδομένων β-σάρωσης.

Ο υπερηχητικός χαρακτηρισμός ιστού αποτελείται από τον προσδιορισμό και το χαρακτηρισμό των ανωμαλιών στη φυσική κατάσταση των βιολογικών δομών βασισμένων στις αλληλεπιδράσεις μεταξύ του υπερήχου και του ιστού. Πρόσφατα, οι ψηφιακές τεχνικές επεξεργασίας εικόνας έχουν αναπτυχθεί για να περιγράψουν ποσοτικά τη χωρική διανομή των πλατών αντήχησης(η σύσταση ιστού) σε μια δεδομένη περιοχή ενδιαφέροντος(ROI). Αυτή η προσέγγιση ήδη έχει υιοθετηθεί ευρέως στην τομογραφία αντήχησης, όπου αποδείχθηκε χρήσιμη για την κλινική αναγνώριση ποικίλων παθολογικών συνθηκών (που κυμαίνονται από το μυοκαρδιακό έμφραγμα ως την καρδιομυοπάθεια)

που αξιολογήθηκε στο πειραματικό καθώς επίσης και στο κλινικό περιβάλλον.

Ο στόχος αυτής της μελέτης ήταν να αξιολογηθεί εάν η πυκνότητα αντήχησης και η ομοιογένεια των πλακών μπορούν να καθιερωθούν σε αντικειμενικότερη και ποσοτική βάση από την περιγραφή της χωρικής διανομής του εύρους αντήχησης(καλούμενου ως σύσταση ιστού) που εφαρμόστηκε στις ψηφιακές εικόνες, που λήφθηκαν με τα εμπορικά διαθέσιμα διαδερμικά συστήματα απεικόνισης β-σάρωσης. Από τις 47 εικόνες β- σάρωσης που προέκυψαν από τις μελέτες τομογραφίας της αντήχησης σε 10 ασθενείς, τα επιλεγμένα πλαίσια μετατράπηκαν σε ψηφιακά από έναν επεξεργαστή για την ιατρική επεξεργασία εικόνας. Οι εικόνες που αντιστοιχούν στην πλάκα της καρωτίδας επιλέχτηκαν και μετατράπηκαν σε πλαίσια 512x512 pxls^2, 256 γκρίζων επιπέδων το κάθε ένα(0 = μαύρο, 255 = λευκό). Για κάθε επιλεγμένο πλαίσιο, επιλέχτηκε τουλάχιστον μια περιοχή ενδιαφέροντος(ROI), ώστε να καλυφθεί μια περιοχή που κυμαίνεται στο μέγεθος από 0 έως 255 pxls μέσα σε μια πλάκα. Για κάθε περιοχή, παράγεται ένα ιστόγραμμα του γκρίζου επιπέδου αντήχησης με τη χάραξη της τιμής αυτού στην συνιστώσα και της συχνότητας του περιστατικού στη συντεταγμένη. Για την ποσοτική περιγραφή της μορφής του ιστογράμματος χρησιμοποιήθηκαν διάφορες μεταβλητές. Το μέσο γκρίζο επίπεδο περιγράφει τη μέση διανομή της γκρίζας τιμής, η σταθερή απόκλιση είναι μια έκφραση της διάδοσης της διανομής από τη μέση τιμή, δηλ., η γενική αντίθεση και η εκτροπή μετρούν την ασυμμετρία της μορφής της διανομής, και η κύρτωση μετρά τη μορφή της διανομής σχετικά με το μήκος και το μέγεθος των ουρών του. Για κάθε περιοχή ενδιαφέροντος αξιολογήθηκαν ένα σύνολο πρώτης σημασίας(μέσο γκρίζο επίπεδο, σταθερή απόκλιση, εκτροπή, κύρτωση: μαθηματικές περιγραφές της μορφής της διανομής συχνότητας του γκρίζου-επιπέδου ιστογράμματος) και δεύτερης σημασίας(εντροπία, γωνιακή στιγμή: μαθηματικές περιγραφές της χωρικής διανομής των γκρίζων επιπέδων μέσα στην περιοχή ενδιαφέροντος των παραμέτρων της υφής). Μια περιπλοκότερη προσέγγιση στην ανάλυση σύστασης αφορά τη χωρική διανομή και την εξάρτηση μεταξύ των γκρίζων επιπέδων σε μια περιοχή. Για ποσοτική περιγραφή της χωρικής αλληλεξάρτησης της τονικής διανομής, οι συγκεκριμένοι αλγόριθμοι εφαρμόστηκαν σε περιοχή καλύπτοντας ολόκληρη

την πλάκα(παρά τις συγκεκριμένες, μικρότερες περιοχές μέσα στην πλάκα, όπως για της πρώτης σημασίας αλγορίθμους). Ένας πίνακας υπολογίζει την πιθανότητα εμφάνισης στην εξεταζόμενη περιοχή μερικών pxls με τα γκρίζα επίπεδά τους και χωρισμένα από ένα διάνυσμα μετατοπίσεων. Από αυτόν μπορούν να προέλθουν μερικές παράμετροι. Η τιμή αντίθεσης αυξάνεται όταν εμφανίζονται μεγάλες γκρίζο-επίπεδες διαφορές με την υψηλότερη συχνότητα. Η τιμή της γωνιακής δεύτερης-στιγμής αυξάνεται όταν τα στοιχεία του πίνακα είναι πολύ άνισα. Η εντροπία απεικονίζει την τραχύτητα της εικόνας, καθώς η τιμή της αυξάνεται όταν μειώνεται *η ομοιογένεια*, δηλ., όταν τα στοιχεία τείνουν να είναι ίσα και η διαγώνια συγκέντρωση χαμηλώνει. Η οπτική, σύμφωνη ανάγνωση από δύο ανεξάρτητους, πεπειραμένους παρατηρητές όρισε τις πλάκες βάσει της ποιοτικά αξιολογημένης πυκνότητας αντήχησης σε τρεις ομάδες: "μαλακή"(n=18), "ινώδης"(n=20), "ασβεστωτική"(n=9). Όσον αφορά τη χωρική γκρίζου-επιπέδου διανομή, οι πλάκες θα χωρίζονταν σε "ομοιογενής"(n=17) και "ετερογενής"(n=29). Στις ψηφιακές εικόνες, το ομαλοποιημένο μέσο γκρίζο επίπεδο ήταν η αποτελεσματικότερη πρώτης σημασίας παράμετρος της υφής για τη διάκριση των μαλακών(24,2 αυθαίρετες μονάδες ±12.4 σε μια κλίμακα 0 έως 255) από ινώδεις(64,5 ±16.4) και ασβεστωτικές πλάκες(125,3 ±24.5), P<0.01 για όλες τις διαφορές των δύο ομάδων. Οι "ομοιογενείς" πλάκες χωρίστηκαν από τις "ετερογενείς" βάσει της εντροπίας(5 ±1 εναντίον 7,9 ±9.7 P< 0.01), ενώ οι τιμές της γωνιακής δεύτερης στιγμής επικαλύφτηκαν(1.542E-3 + 1.334E-3 σε σχέση με 5.181E-4 ±2.5615E-4, P=ns).

1. Πρώτης σημασίας παράμετροι

Στα σχήματα 4,5 και 6 παρουσιάζονται παραδείγματα μιας εικόνας β-ανίχνευσης μιας μαλακής, ινώδους, και ασβεστωτικής πλάκας, μαζί με τα αντίστοιχα γκρίζο-επίπεδα ιστογράμματα. Όπως φαίνεται στον πίνακα Ι, το μέσο γκρίζο-επίπεδο ήταν σημαντικά χαμηλότερο στη μαλακή σε σύγκριση με τις ινώδεις και ασβεστωτικές πλάκες, ενώ οι υπόλοιπες δεύτερης σημασίας παράμετροι είχαν κοινά χαρακτηριστικά στις τρεις ομάδες.

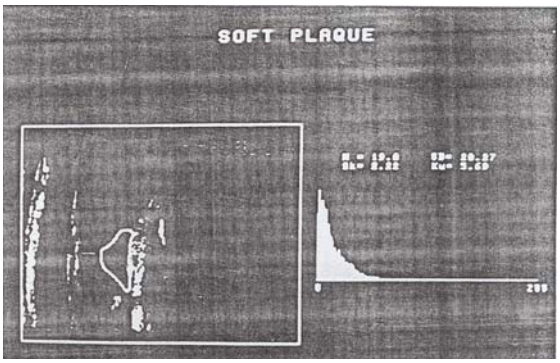
2. Δεύτερης σημασίας παράμετροι

Οι δεύτερης σημασίας αλγόριθμοι εφαρμόστηκαν παρουσιάζοντας ευδιάκριτο χωρισμό με τη βοήθεια της παραμέτρου της εντροπίας(5 ±1 εναντίον 7,9 ±9.7,

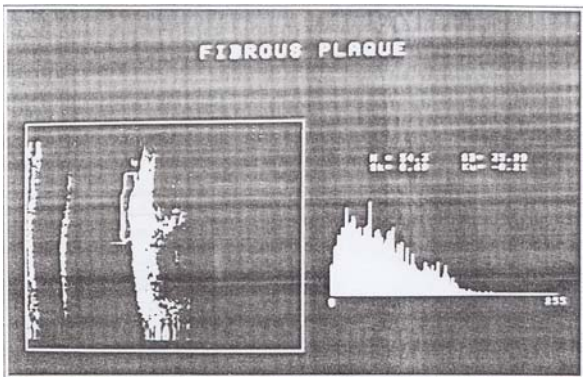
P<0.01) μεταξύ των "ομοιογενών" και "ετερογενών" πλακών, ο οποίος φαίνεται στον πίνακα ΙΙ. Η γωνιακή δεύτερη στιγμή ήταν ανίκανη να διακρίνει τα δύο υποσύνολα των πλακών. Στα σχήματα 7 και 8 παρουσιάζεται ο πίνακας "ομοιογενούς"(σχήμα 7) και "ετερογενούς"(σχήμα 8) πλάκας. Το μήκος της διαγώνιου του πίνακα και η διάδοση των γκρίζων επιπέδων γύρω από τη διαγώνιο προσφέρουν μια εικονογραφική επίδειξη της ετερογένειας της εικόνας, και οι δύο περισσότερες που προφέρονται στην "ετερογενή" πλάκα.

Πίνακας Ι

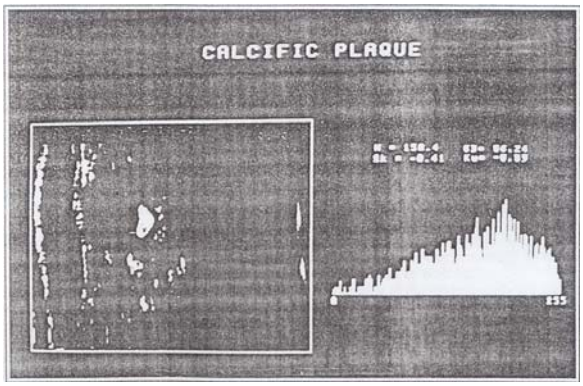
Texture Parameters	Μαλακή n=18	Ινώδης n=20	Ασβεστωτική n=9
Mean gray level	24,2±12,4	64,5±6,4*	125,3±24,5*
Standard deviation	21,9±8,2	40,9±9,8	51,0±15,4
Skewness	1,44±0,9	0,6±0,4	0,1±0,6
Kurtosis	2,8±3,4	0,01±0,6	0,1±1,9
*=P<0,01			



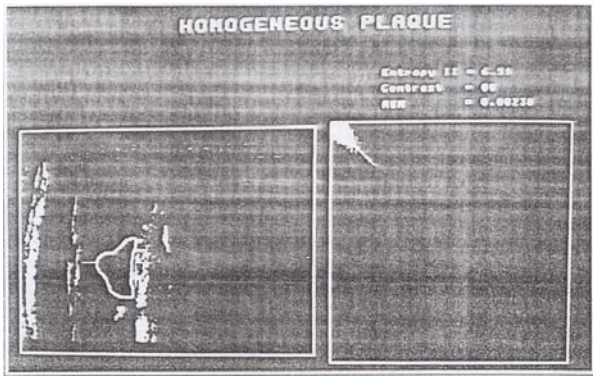
Σχήμα 4



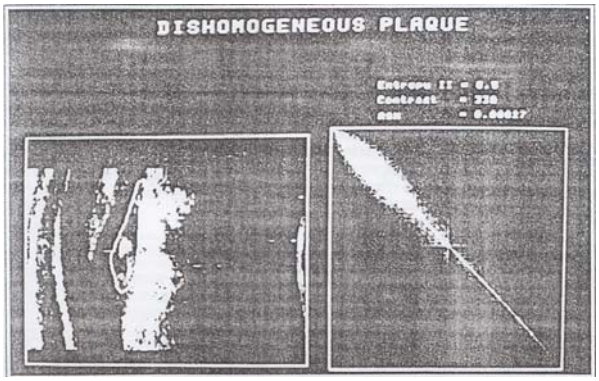
Σχήμα 5



Σχήμα 6



Σχήμα 7



Σχήμα 8

Πίνακας ΙΙ

Texture Parameters	Ομοιογενής	Ετερογενής
Entropy	5,0±1,0*	7,9±9,7
ASM (angular second moment)	1,542E-3±1,334E-3	5,181E-4±2,5615E-4
*=P<0,01		

Ο υπερηχητικός χαρακτηρισμός του ιστού μπορεί να βασιστεί σε τρεις διαφορετικές προσεγγίσεις: την οπτική ανάλυση, τη δειγματοληψία πλάτους προς τα πίσω διασποράς στην περιοχή συχνότητας και την ανάλυση πυκνότητας των ψηφιακών εικόνων. Και οι τρεις προσεγγίσεις έχουν εφαρμοστεί στο

χαρακτηρισμό της αρτηριοσκληρυντικής πλάκας. Τελικά, η ποσοτική ανάλυση σύστασης των υπερηχητικών εικόνων που προέρχονται από τα διαδερμικά, υψηλής ευκρίνειας, εμπορικά διαθέσιμα συστήματα β-ανίχνευσης είναι εφικτή στο άτομο και παρέχει μια ποσοτική ανεξάρτητη του χειριστή, αξιολόγηση της ακουστικής πυκνότητας και της ομοιογένειας των πλακών. Ειδικότερα, μεταξύ των πρώτης σημασίας παραμέτρων, το ομαλοποιημένο μέσο γκρίζο επίπεδο(ένα ενσωματωμένο μέτρο της φωτεινότητας των γκρίζων επιπέδων μέσα στην περιοχή ενδιαφέροντος) ήταν αποτελεσματικό στις μαλακές έναντι των ινωδών και ασβεστωτικών πλακών διάκρισης, ενώ μεταξύ των δεύτερης σημασίας παραμέτρων η εντροπία(ένα μέτρο της αναταραχής της γκρίζο-επίπεδης ρύθμισης μέσα στην περιοχή ενδιαφέροντος) ήταν αποτελεσματική στο χωρισμό "ομοιογενών" από "ετερογενών" πλακών. Αυτές οι πληροφορίες είναι σημαντικές εάν θέλουμε να χαρακτηρίσουμε καλύτερα την αρτηριοσκληρυντική ασθένεια, της οποίας η παθολογική εξέλιξη και οι κλινικές περιπλοκές συνδέονται με τον τύπο πλακών και όχι μόνο με το μέγεθός τους. Το συμβατικό ηχογράφημα είναι χρήσιμο για την αξιολόγηση του μεγέθους των πλακών και ο χαρακτηρισμός του ιστού παρέχει πληροφορίες για τον τύπο αυτών.

Ποσοτικοί ορισμοί της ανάλυσης σύστασης. Οι χαρακτηριστικές μεταβλητές, που εξάγονται από την πρώτης σημασίας γκρίζου-επιπέδου διανομή, δηλ., μη λαμβάνοντας υπ' όψιν την χωρική αλληλεξάρτηση είναι (με τον καθορισμό (g[i,j]) ως γκρίζο επίπεδο των συντεταγμένων pxls *[i,j]* μέσα στον πίνακα της περιοχής ενδιαφέροντος *R,* και *N* ως συνολικός αριθμός γκρίζων τιμών) η μέση τιμή:

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i:j \in R} g(i, j)$$

που περιγράφει τη μέση γκρίζα τιμή της διανομής, η σταθερή απόκλιση:

$$sd = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i,j \in R} (g(i, j) - \mu)}$$

είναι μια έκφραση της διάδοσης της διανομής από τη μέση τιμή, δηλαδή της γενικής αντίθεσης, η εκτροπή:

$$sk = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i,j \in R} (g(i, j) - \mu)^3}{sd^3}$$

που χαρακτηρίζει την απόκλιση της διανομής από μια συμμετρική αναφορά(οι θετικές τιμές είναι για μια αριστερά ασύμμετρη διανομή ενώ οι αρνητικές τιμές είναι μια εκτροπή στα δεξιά) και κύρτωση:

$$ku = \frac{\frac{1}{N}\sum_{i,j\in R}(g(i,j)-\mu)^4}{sd^4}$$

που συσχετίζεται με την υπερβολή της διανομής.

Οι δεύτερης σημασίας στατιστικές. Ένα παράδειγμα των δεύτερης σημασίας στατιστικών είναι ο πίνακας. Κάθε στοιχείο του πίνακα *p(i,j)* είναι η κοινή πιθανότητα ότι ένα ζευγάρι των σημείων στη σχετική θέση *d* μέσα στην περιοχή ενδιαφέροντος θα έχει το ζευγάρι των γκρι επιπέδων *(gi,gj*). Ο προκύπτον τετραγωνικός πίνακας, του οποίου ο αριθμός στηλών και σειρών είναι ίσος με τον αριθμό των γκρίζων επιπέδων που μελετώνται, είναι ομαλοποιημένος όσον αφορά το συνολικό αριθμό εισόδων. Είναι ένας μη συμμετρικός πίνακας, αλλά μπορεί να γίνει συμμετρικός εάν εισαχθεί ένας συμμετρικός όρος, π.χ., εάν εξετάζεται μια ανεξάρτητη από τη φορά μετατόπιση. Η *d* μετατόπιση είναι ένα διάνυσμα, που χαρακτηρίζεται από την ένταση(δηλ., το μήκος του), την κατεύθυνση (η ευθεία γραμμή που βρίσκεται το διάνυσμα) και η φορά(από ένα *pxl*, που επιλέγεται ως σημείο έναρξης της μετατόπισης). Η ανεξάρτητη φορά εμφανίζεται όταν πραγματοποιείται η *d* μετατόπιση που αρχίζει άσχετα από το ένα ή άλλο *pxls*. Οι μεγάλες διαφορές γκρίζας-κλίμακας μέσα στην περιοχή ενδιαφέροντος παράγουν τις μεγαλύτερες τιμές, ενώ οι μαλακότερες συστάσεις παράγουν μικρότερες τιμές. Η *γωνιακή δεύτερη στιγμή* είναι:

$$\sum_{i:j} p(i,j)^2$$

που έχει τις χαμηλότερες τιμές εάν οι πιθανότητες τείνουν να είναι όλες ίσες και η εντροπία είναι:

$$\sum_{i:j} p(i,j)\ln[p(i,j)]$$

που, όπως για τη γωνιακή στιγμή, χαρακτηρίζει τον πίνακα ανεξάρτητα από τα γκρίζα επίπεδα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΜΕΘΟΔΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΑΠΟ ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

2.1 ΓΕΝΙΚΑ

Η απεικόνιση με υπερήχους της καρωτίδας είναι ευρέως χρησιμοποιημένη στη διάγνωση της αθηρωμάτωσης επειδή επιτρέπει την αξιολόγηση του βαθμού στένωσης και της μορφολογίας των πλακών. Η ανάλυση των ψηφιακών εικόνων από την αθηρωματική καρωτίδα παρέχει ποσοτικά μέτρα της μορφολογίας πλακών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό των συστατικών των πλακών από υπερήχους β-σάρωσης. Εκτός από αυτό, οι χρονικές ακολουθίες β-σάρωσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην εκτίμηση μετακίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας. Η κίνηση μπορεί να υπολογιστεί από τις ακολουθίες με αναζήτηση κηλίδων που παράγονται από τον ιστό.

Η κίνηση του αρτηριακού τοίχου συνδέεται με πιέσεις αίματος, της ροής αίματος και της πρόσδεσης στον περιβάλλοντα ιστό. Οι πιέσεις μπορούν να οδηγήσουν σε πιέσεις στις τρεις κατευθύνσεις που αντιστοιχούν σε αλλαγές στην ακτίνα του αγγείου, σε αλλαγές στο αξονικό μήκος και στην μετακίνηση από τη β-σάρωση.

Η αναζήτηση των κηλίδων χρησιμοποιείται σε έναν μεγάλο αριθμό εφαρμογών στον τομέα των ιατρικών υπερηχητικών εικόνων, συμπεριλαμβανομένου της εκτίμησης της ροής αίματος (Bohs και Trahey 1991), των πληροφοριών ελαστικότητας του ιστού από ενδοαγγειακό υπέρηχο (IVUS) (Korte 1998, O'Donnell 1991), την αξιολόγηση της τοπικής μυοκαρδιακής παραμόρφωσης από ηχοκαρδιογραφήματα (Mailloux 1989, Montilla 1994) και τη μελέτη της κίνησης ιστού καλοήθους και κακοήθους όγκων του στήθους από β-σάρωσης υπέρηχους(Chen 1995) [9].

Οι τεχνικές Doppler έχουν χρησιμοποιηθεί για την απεικόνιση κίνησης ιστού (Bartel 1998, Schmidt-Trucksass 1998), αλλά έχουν μια δυσκολία στον καθορισμό διανυσμάτων αυτού. Το σημαντικότερο πλεονέκτημα της αναζήτησης κηλίδων σε σχέση με τις τεχνικές Doppler, βρίσκεται στη δυνατότητά της να παρέχει δισδιάστατη εκτίμηση και του εύρους και της κατεύθυνσης της κίνησης (Hein και O'Brien 1993). Τεχνικές αναζήτησης κηλίδων για την εκτίμηση της κίνησης από ακολουθίες εικόνων περιλαμβάνουν τις μεθόδους βασισμένες στα χαρακτηριστικά γνωρίσματα και αυτές που βασίζονται στα εικονοστοιχείο.

2.2 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΕΙΚΟΝΩΝ ΥΓΙΗ ΚΑΙ ΑΣΘΕΝΗ

Ο αλγόριθμος έχει εφαρμοστεί για να αναλύσει τις ακολουθίες(grey-scale) εικόνων υπερήχου της καρωτίδας [11]. Οι εικόνες αντιπροσωπεύουν ένα τμήμα της καρωτίδας στο διάμηκες τμήμα συμπεριλαμβανομένου μέρους του περιβάλλοντος ιστού. Ένα παράδειγμα δίνεται στο σχήμα 1, το οποίο επεξηγεί την πρώτη εικόνα μιας ακολουθίας μιας υγιούς καρωτίδας. Σε αυτό το σχήμα, μπορεί να διακριθεί το εσωτερικό της αρτηρίας, που αντιστοιχεί στη μαύρη οριζόντια ζώνη προς το κατώτατο σημείο της εικόνας. Το ανώτερο μέρος είναι πιο κοντά στη συσκευή. Το κεφάλι είναι τοποθετημένο στην αριστερή πλευρά της εικόνας και, επομένως, η κατεύθυνση της ροής αίματος είναι από δεξιά προς αριστερά.

Παρουσιάζονται μερικά παραδείγματα της ανάλυσης κινήσεων των υγιών και ασθενών αρτηριακών τμημάτων ώστε να διευκρινιστεί ο τύπος αποτελεσμάτων που εξάγεται από τον αλγόριθμο. Το σχήμα 2 παρουσιάζει την αλλαγή με το χρόνο της ακτινωτής(κάθετης) θέσης δύο περιοχών, που τοποθετούνται από κάθε πλευρά(πλησίον και μακριά) του τοιχώματος των αγγείων, όπως φαίνεται στο σχήμα 1. Στο σχήμα 2 δίνεται και η διαφορά των δύο αναζητήσεων, που αντιστοιχούν στην απόσταση μεταξύ των αντίθετων τοιχωμάτων των αγγείων. Η απόσταση παρουσιάζει ένα περιοδικό σχέδιο, που έχει μια μέγιστη τιμή κατά τη συστολή και μια ελάχιστη κατά τη διαστολή. Η διάμετρος

του αγγείου μπορεί να υπολογιστεί από την απόσταση μεταξύ των τοιχωμάτων κατά τη διαστολή(5,9mm) καθώς και η αύξηση αυτής κατά τη συστολή(0.96mm). Η επί τοις εκατό αλλαγή των διαμέτρων κατά τη διάρκεια συστολής μπορεί να υπολογιστεί από τις δύο ανωτέρω παραμέτρους, ως 16,2%. Αυτός ο αριθμός σημαίνει ότι το τοίχωμα της αρτηρίας που ερευνάται μετατοπίζεται κατά 16,2% κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου.

Παρόμοια αποτελέσματα μπορούν να παρουσιαστούν για ένα ασθενές αγγείο της καρωτίδας, όπως αυτό που παρουσιάζεται στο σχήμα 3. Σε αυτήν την περίπτωση μια αρτηριοσκληρυντική πλάκα βρίσκεται στο χαμηλότερο μέρος του τοιχώματος των αγγείων. Η εικόνα 4 παρουσιάζει ακτινωτή θέση για δύο περιοχές ενδιαφέροντος, η μια βρίσκεται στο κανονικό μέρος του τοιχώματος και η άλλη επί της θέσης της πλάκας(σχήμα 3). Από τις διπλές αναζητήσεις του σχήματος 4 υπολογίζονται οι παράμετροι για τα υγιή και ασθενή μέρη του τοιχώματος. Κατά συνέπεια, η διάμετρος του αγγείου είναι 5.6mm στο κανονικό μέρος του τοιχώματος και 4.9mm επί της θέσης της πλάκας. Το τοίχωμα του αγγείου μετατοπίζεται κατά 0.55mm (ή 9%) επί του κανονικού μέρους και κατά 0.57mm (ή 11,5%) επί της θέσης της πλάκας.

Από τα παρόμοια αποτελέσματα στην αξονική(οριζόντια) κατεύθυνση μπορούν να εξαχθούν χρήσιμες πληροφορίες για την σχετική μετατόπιση δύο περιοχών που βρίσκονται στο ίδιο τοίχωμα. Το σχήμα 5 επεξηγεί την αξονική θέση αυτών που τοποθετούνται σε μια απόσταση 12.5mm στο μακρινό τοίχωμα της καρωτίδας του σχήματος 1, ενώ παρουσιάζεται και η σχετική θέση τους.

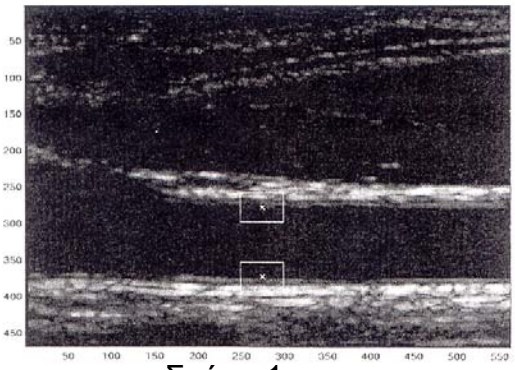
Στο σχήμα 6 φαίνεται η αξονική θέση δύο περιοχών της ασθενούς αρτηρίας του σχήματος 3. Και οι δυο περιοχές είναι τοποθετημένες στο μακρινό τοίχωμα, μια στο κανονικό μέρος και μια επί της θέσης της πλάκας.

Η εξέταση των σχημάτων 5c και 6c δείχνει ότι η σχετική μετακίνηση μεταξύ δύο περιοχών στο μακρινό τοίχωμα είναι μεγαλύτερη στην περίπτωση της ασθενούς αρτηρίας. Με άλλα λόγια, κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, η πλάκα κινείται σε σχέση με τον παρακείμενο κανονικό τοίχωμα. Αυτή η εύ-

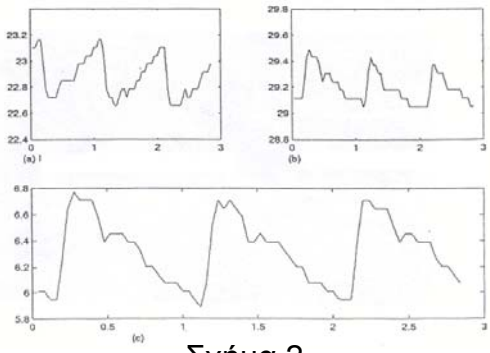
ρεση είναι σημαντική για τη μελέτη της βιομηχανικής συμπεριφοράς των υγιών και ασθενών αρτηριών, και πιο συγκεκριμένα στη μελέτη των πιέσεων και των πιέσεων που ασκούνται από τα τοιχώματα των αγγείων.

Τα αποτελέσματα που παρουσιάστηκαν προηγουμένως προτείνουν ότι ο αλγόριθμος μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πολλές ενδιαφέρουσες εφαρμογές. Οι κυματομορφές όπως στα σχήματα 2 και 4 είναι χρήσιμες στη μελέτη των ελαστικών ιδιοτήτων των αρτηριών. Εάν είναι γνωστή η πίεση αίματος, εύκολα υπολογίζονται παράμετροι όπως οι αρτηριακές εκτάσεις και η ελαστικότητα.

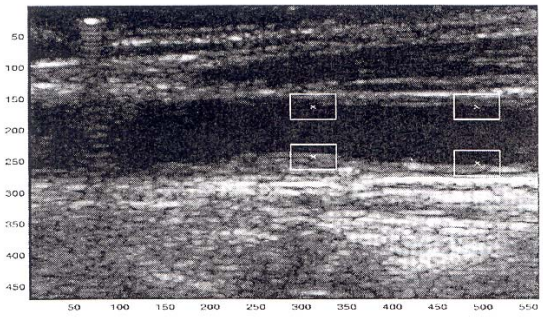
Στην αξονική κατεύθυνση, οι ανιχνεύσεις των σχημάτων 5c και 6c μπορούν να εφαρμοστούν για να μελετήσουν τη σχετική κίνηση μεταξύ ενός ασθενούς και παρακείμενου υγιούς μέρους του τοιχώματος. Η μελέτη των διάφορων μορφών σχετικών κινήσεων για διάφορους τύπους αρτηριοσκληρυντικών πλακών μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να διαφοροποιήσει τις επικίνδυνες από τις λιγότερο επικίνδυνες πλάκες. Επικίνδυνες θεωρούνται εκείνες οι πλάκες που είναι πιθανό να προκαλέσουν ένα σύμπτωμα, όπως ένα εγκεφαλικό.



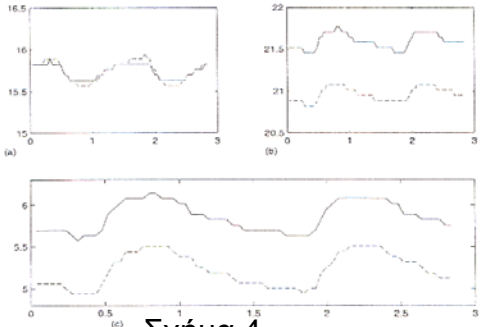
Σχήμα 1



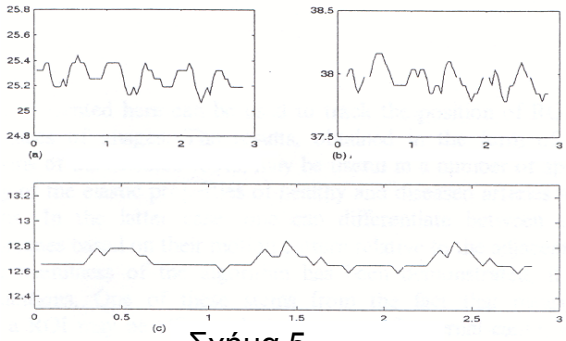
Σχήμα 2



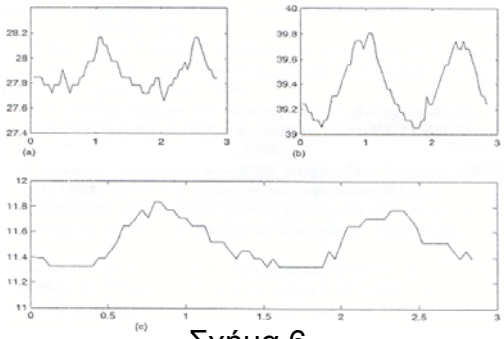
Σχήμα 3



Σχήμα 4



Σχήμα 5



Σχήμα 6

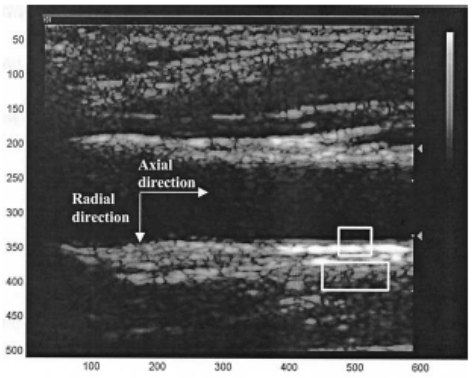
Όλες οι έρευνες εκτελέσθηκαν στο Εργαστήριο Irvine, του νοσοκομείου ST Mary, στο Λονδίνο, με ATL(εργαστήριο προηγμένης τεχνολογίας, Bothell, WA) Ultramark 4 διπλούς ανιχνευτές με υψηλής ανάλυσης γραμμικής-σειράς κεφαλή 7.5MHz [10]. Η ανάλυση του ανιχνευτή μετρήθηκε στο εργαστήριο Irvine χρησιμοποιώντας πρότυπα ιστού, και ήταν περίπου 0,2 χιλ. στις αξονικές και πλευρικές κατευθύνσεις. Κάθε καρωτιδική αρτηρία απεικονίστηκε στο διαμήκεις τμήμα για να επιτρέψει την εκτίμηση και της ακτινωτής και της αξονικής κίνησης. Η εστίαση ρυθμίστηκε σε κάθε ασθενή ώστε να επιτευχθεί ο μέγιστος καθορισμός επιφάνειας πλακών.

Χρησιμοποιήθηκαν τυποποιημένες τοποθετήσεις οργάνων για όλες έρευνες:

- Η υψηλότερη διαθέσιμη τιμή της δυναμικής περιοχής(60 dB) επιλέχτηκε επειδή ενισχύει τη σύσταση ιστού και, επομένως, επιτρέπει την αξιόπιστη ανίχνευση των μορφών των κηλίδων,
- Η χαμηλότερη ρύθμιση και το υψηλότερο ποσοστό εικόνων χρησιμοποιήθηκε για να μεγιστοποιήσει τη χρονική ανάλυση, και
- χρησιμοποιήθηκε ένας γραμμικός 2D γκρίζος χάρτης.

Οι εικόνες ενισχύθηκαν σε ανάλυση 15,8pixels/mm και στις δύο κατευθύνσεις. Το πλευρικό διάστημα γραμμών ήταν 0,28mm. Ο ρυθμός εικόνας(frame rate) ήταν 25Hz. Οι ασθενείς εξετάστηκαν σε ύπτια θέση με μικρή οπίσθια κλίση του κεφαλιού. Για να ελαχιστοποιηθεί η μετακίνηση που προκαλείται από παράγοντες εκτός των αιμο-δυναμικών δυνάμεων, ο χειριστής κράτησε τη συσκευή και με τα δύο χέρια και οι ασθενείς κράτησαν τους αναπνοή τους για μερικά δευτερόλεπτα κατά τη διάρκεια της διαδικασίας καταγραφής. Η συσκευή τοποθετήθηκε ελαφριά στο λαιμό του ασθενούς επιτρέποντας τη μέγιστη σταθεροποίηση της συσκευής με ελάχιστη παραμόρφωση του ιστού. Η

συσκευή επέλεξε ένα τμήμα β-σάρωσης πέρα από το ευρύτερο μέρος του αγγείου με βέλτιστες αντανακλάσεις από τα κοντινά και μακρινά τοιχώματα. Η κάθετη απόσταση μεταξύ δύο τοιχωμάτων αντιπροσωπεύει τη διάμετρο των αγγείων. Η κίνηση του τοιχώματος προς και μακριά από τη συσκευή είναι ακτινωτή κίνηση. Κάθετη κίνηση στις δέσμες υπερήχων είναι αξονική κίνηση(Σχήμα 7). Αναγνωρίστηκε ότι μετατόπιση του συνόλου του αγγείου στην εικόνα μπορεί να εμφανιστεί μερικές φορές κατά τη διάρκεια της καταγραφής προκαλώντας δυσκολίες στην ερμηνεία της κίνησης τοιχωμάτων. Οι μετρήσεις έγιναν σε μια σταθερή θερμοκρασία δωματίου(26^{o}C). Κάθε εικόνα της ακολουθίας καταγράφεται, στο σκληρό δίσκο του ανιχνευτή. Στη συνέχεια, οι εικόνες μεταφέρονται σε έναν μαγνητικό-οπτικό δίσκο(MOD) και έπειτα σε compact disc(CD). Η εκτίμηση της κίνησης από ακολουθίες εικόνων υλοποιήθηκε με τον ειδικά επινοημένο αλγόριθμο που αναπτύσσεται σε MATLAB(Mathworks,Inc, Natick, MA) περιβάλλον. Ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί γραφικού περιβάλλοντος εργαλεία(GUI) που επιτρέπουν στο χρήστη να καθορίσει τις τιμές των παραμέτρων που απαιτούνται για την ανάλυση, όπως το μέγεθος εικόνας(σε pixels), η ανάλυση εικόνας(σε pixels/cm), ο ρυθμός εικόνας(σε frames/sec) και το όνομα των αρχείων εικόνας. Ο χρήστης θα μπορούσε επίσης να επιλέξει θέση, μέγεθος και μορφή της περιοχής αναζήτησης. Επιπρόσθετα είναι δυνατή η μαγνητοσκόπηση(video) αυτής της ακολουθίας εικόνων.



Σχήμα 7

2.3 Η ΑΚΡΙΒΗΣ ΤΕΧΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ

Η παρακάτω τεχνική μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να υπολογίσει την αρτηριακή κίνηση σε μια ακολουθία εικόνων με την αναζήτηση μιας ή περισσοτέρων περιοχών ενδιαφέροντος(ROIs) στο τοίχωμα των αγγείων. Η τεχνική στηρίζεται σε έναν αλγόριθμο, ο οποίος εκτελεί αναζήτηση κίνησης μιας επιλεγμένης από το χρήστη περιοχή ενδιαφέροντος(ROI). Η έξοδος του αλγορίθμου περιλαμβάνει τις συντεταγμένες του κεντρικού εικονοστοιχείου της περιοχής(ROI) σε κάθε εικόνα της ακολουθίας.

Η μέθοδος που χρησιμοποιείται για να αναζητήσει τη θέση της περιοχής είναι βασισμένη στο block-matching. Ο χρήστης μπορεί να επιλέξει μια περιοχή στην πρώτη εικόνα της ακολουθίας. Στη συνέχεια ο αλγόριθμος συγκρίνει την επιλεγμένη από το χρήστη περιοχή(Σχήμα 1) με την αντίστοιχη περιοχή σε κάθε εικόνα της ακολουθίας. Η σύγκριση επιτυγχάνεται με τη μεγιστοποίηση της τιμής του συντελεστή συσχέτισης που ορίζεται ως:

$$CORR(A,B) = \frac{\Sigma\Sigma \mathrm{A}(n_1,n_2)\cdot B(n_1,n_2)}{\sqrt{\Sigma\Sigma \mathrm{A}^2(n_1,n_2)\cdot \Sigma\Sigma \mathrm{B}^2(n_1,n_2)}}$$

όπου $A(n_1,n_2)$ είναι ο πίνακας που αντιπροσωπεύει την περιοχή στην τρέχουσα εικόνα και $B(n_1,n_2)$ είναι ο πίνακας που αντιπροσωπεύει την περιοχή στην πρώτη εικόνα. Αναζητείται μια περιοχή 10x10pixels^2 γύρω από την αρχική θέση προκειμένου να μεγιστοποιηθεί ο συντελεστής συσχέτισης. Η εκτίμηση της αρχικής θέσης είναι βασισμένη στην υπόθεση ότι η μετατόπιση μιας περιοχής μεταξύ δύο εικόνων είναι ίση με τη μετατόπισή της ανά το προηγούμενο ζευγάρι των εικόνων. Αυτή η υπόθεση ισχύει για ένα υψηλό ποσοστό εικόνων, όπως αυτό χρησιμοποιούμενο σε αυτήν την περίπτωση, δηλ. 25 frames/sec. Όπως σε όλες τις block-matching μεθόδους, υποτίθεται ότι όλα τα εικονοστοιχεία μέσα στην επιλεγμένη περιοχή ενδιαφέροντος έχουν την ίδια ταχύτητα.

Η έξοδος του αλγορίθμου είναι οι οριζόντιες και κάθετες συνιστώσες της θέσης της περιοχής σε κάθε εικόνα της ακολουθίας. Η τιμή του συντελεστή συσχέτισης είναι διαθέσιμη σε όλη την ακολουθία.

Για την εξαγωγή αξιόπιστων αποτελεσμάτων είναι σημαντικό να βελτιστοποιηθεί το μέγεθος της περιοχής ενδιαφέροντος. Το μέγεθος της περιοχής ενδιαφέροντος είναι ένας σημαντικός παράγοντας στον καθορισμό της αξιοπιστίας της αναζήτησης κίνησης μέσα σε μια ακολουθία εικόνων. Η μεγάλη περιοχή αποτρέπει την εκτίμηση της σχετικής μετακίνησης μεταξύ πολύ γειτονικών περιοχών, ενώ η μικρή περιέχει τις λιγότερες πληροφορίες για την ανάλυση του συσχετισμού και, συνεπώς, δεν μπορεί να οδηγήσει σε αξιόπιστη αναζήτηση. Πρώτα πρέπει να καθοριστεί ο αριθμός εικονοστοιχείων που περιλαμβάνονται στην επιλεγμένη περιοχή προκειμένου να επιτευχθεί η αξιόπιστη αναζήτηση σε όλη την ακολουθία εικόνων. Η χρήση μιας μεγάλης περιοχής δεν επιτρέπει την εκτίμηση της σχετικής μετακίνησης μεταξύ των πολύ γειτονικών περιοχών. Αφ' ετέρου, μπορεί να μην περιέχει τις ικανοποιητικές πληροφορίες και, συνεπώς, μπορεί να μην οδηγήσει σε αξιόπιστη αναζήτηση. Έχει διαπιστωθεί ότι ένα μέγεθος 50x40pixels^2 είναι ικανοποιητικό κατά την έρευνα μιας περιοχής στην επαφή εσωτερικού τοιχώματος, ενώ ένα μεγαλύτερο μέγεθος (π.χ. 100x40 pixels^2) πρέπει να προτιμηθεί κατά την αναζήτηση στον ιστό.

Παρακάτω εξηγείται ο λόγος που επιλέγονται ποικίλα μεγέθη στα διαφορετικά μέρη της εικόνας. Μια περιοχή στην επαφή του εσωτερικού τοιχώματος περιλαμβάνει μέρος του εσωτερικού και μέρος του τοιχώματος των αγγείων και, επομένως, έχει την ευδιάκριτη μορφή έντασης(που αποτελείται από τα χαμηλής έντασης pxls, που αντιστοιχούν στα pxls του εσωτερικού και τα υψηλής έντασης που αντιστοιχούν στο τοίχωμα). Αυτή η περιοχή αναζητείται εύκολα σε όλη την ακολουθία. Εντούτοις, μια περιοχή στον περιβάλλοντα ιστό έχει μια πιο ομοιόμορφη διανομή έντασης pxls και επομένως δεν είναι ιδιαίτερα εύκολο να αναζητηθεί. Κατά συνέπεια, χρειάζονται περισσότερες πληροφορίες(ένας μεγαλύτερος αριθμός εικονοστοιχείων) προκειμένου να αναζητηθεί αξιόπιστα μια περιοχή στον ιστό.

Έστω $f^{(0)}(r, c). . .f^{(N-1)}(r, c)$ μια ακολουθία N εικόνων και (r, c) οι συντεταγμένες του εικονοστοιχείου(pixel) στο πλαίσιο της εικόνας. Οι συντεταγμένες του κέντρου της επιλεγμένης από το χρήστη περιοχής στην πρώτη εικόνα της

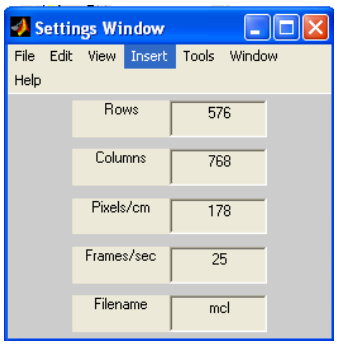
ακολουθίας είναι $r_e^{(0)}$, $c_e^{(0)}$. Το αντίστοιχο παράθυρο είναι $w(r',c')=\begin{Bmatrix}1 εντός περιοχής αναζήτησης\\ 0 εκτός περιοχής αναζήτησης\end{Bmatrix}$, όπου $(r',c')=(r-r_e^{(0)},c-c_e^{(0)})$. Εφόσον καθοριστεί το w παραμένει σταθερό σε όλη την αναζήτηση. Η περιοχή, η οποία θα αναζητηθεί επιλέγεται στην πρώτη εικόνα ως: $R^{(0)}(r,c)=f^{(0)}(r,c)\cdot w(r-r_e^{(0)},c-c_e^{(0)})$. Η αρχική εκτίμηση της θέσης της περιοχής βασίζεται στην ύπαρξη συνεχής μετατόπισης μεταξύ των διαδοχικών εικόνων. Επομένως οι προβλεπόμενες συντεταγμένες της περιοχής σε μια εικόνα είναι: $r_p^{(k)}=r_e^{(k-1)}-r_e^{(k-2)}+r_e^{(k-1)}=2r_e^{(k-1)}-r_e^{(k-2)}$ και $c_p^{(k)}=c_e^{(k-1)}-c_e^{(k-2)}+c_e^{(k-1)}=2c_e^{(k-1)}-c_e^{(k-2)}$. Υποθέτουμε ότι $r_e^{(-1)}=r_e^{(0)}$ και $c_e^{(-1)}=c_e^{(0)}$. Η τελική εκτίμηση της θέσης καθορίζεται από τη μεγιστοποίηση του συντελεστή συσχέτισης μεταξύ των υποψηφίων περιοχών, αυτής γύρω από την αρχικά εκτιμώμενη και της επιλεγμένης στην πρώτη εικόνα και εκφράζεται: $(r_e^{(k)},c_e^{(k)})=\arg\max\{\rho^{(k)}(r_c,c_c)\}$ $k\in\{1,2,...,N\}$, $\left|r_c-r_p^{(k)}\right|\le 10$, $\left|c_c-c_p^{(k)}\right|\le 10$ όπου $(r_e^{(k)},c_e^{(k)})$ αντιστοιχεί στο κέντρο της τελικής εκτιμώμενης περιοχής, (r_c,c_c) στο κέντρο της υποψήφιας περιοχής, $(r_p^{(k)},c_p^{(k)})$ στο κέντρο της αρχικά εκτιμώμενης περιοχής(προβλεπόμενης) και $\rho^{(k)}(r_c,c_c)$ αντιστοιχεί στον συντελεστή συσχέτισης μεταξύ της k και 0 εικόνας. Η κατεύθυνση της αναζήτησης σε 21x21pixels^2 πλέγμα είναι από το επάνω αριστερό εικονοστοιχείο(pixel) ως το κατώτερο δεξιά και αν βρεθούν δυο περιοχές με ίσο συντελεστή συσχέτισης επιλέγεται η πρώτη που βρέθηκε. Ο συντελεστής συσχέτισης μεταξύ της υποψήφιας περιοχής στην υπάρχουσα εικόνα και της επιλεγμένης από το χρήστη στην πρώτη εικόνα εκφράζεται ως:

$$\rho^k\cdot(r_c,c_c)=\frac{\sum_{(r,c)}(R^{(0)}(r,c)-\overline{R}^{(0)})\cdot(R_c^{(k)}(r,c,r_c,c_c)-\overline{R}_c^{(k)}(r_c,c_c))}{\sqrt{\sum_{(r,c)}(R^{(0)}(r,c)-\overline{R}^{(0)})^2\cdot\sum_{(r,c)}(R_c^{(k)}(r,c,r_c,c_c)-\overline{R}_c^{(k)}(r_c,c_c))}},$$

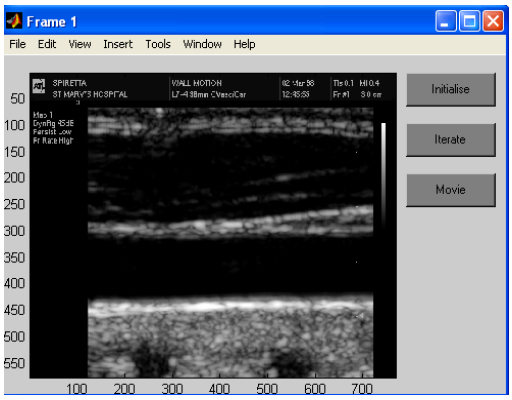
όπου $R_c^{(k)}(r,c,r_c,c_c)=f^{(k)}(r,c)\cdot w(r-r_c^{(k)},c-c_c^{(k)})$ η υποψήφια περιοχή της k εικόνας. Επίσης $\overline{R}^{(0)}=\frac{\sum_{(r,c)}R^{(0)}(r,c)}{\sum_{(r,c)}w(r',c')}$ είναι η μέση τιμή έντασης των εικονοστοι-

χείων(pixels) και $\overline{R}^{(k)}(r_c,c_c)=\frac{\sum_{(r,c)} R_c{}^{(k)}(r,c,r_c,c_c)}{\sum_{(r,c)} w(r',c')}$ είναι η μέση τιμή έντασης των εικονοστοιχείων(pixels) της υποψήφιας περιοχής της εικόνας k.

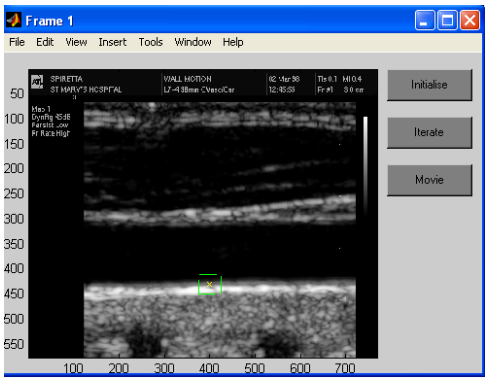
Υπάρχουν πέντε αρχεία Matlab το settings.m, το ostart.m, το initial.m, το oiter.m και το cine.m. Το αρχείο settings.m περιλαμβάνει μεταβλητές για τον καθορισμό από τον χρήστη του μεγέθους της εικόνας(συντεταγμένες σε pixels), της ανάλυσής της(σε frames/sec) καθώς και το όνομα του αρχείου των εικόνων. Οι εικόνες, tiff μορφής, που χρησιμοποιήθηκαν είναι 86 από τον υγιή και 97 από τον ασθενή(αθηρωματικό). Οι εικόνες του υγιή είναι αρχείο της μορφής 'gpl.cri', ενώ του ασθενούς έχουν όνομα 'jm.cri'. Η ανάλυση των εικόνων είναι 576x768 pixels^2 για το μέγεθος, 25frames/sec για το ρυθμό και γνωρίζουμε ότι το 1cm είναι 178pixels. Ξεκινάμε τρέχοντας το αρχείο settings.m, όπου μας εξάγει ένα παράθυρο με τις μεταβλητές, τις οποίες και μπορούμε να αλλάξουμε:



Έστω επιλέγουμε την ακολουθία του υγιή και άρα τοποθετούμε στο filename του προηγούμενου παραθύρου 'gpl'. Η ακολουθία τοποθετείται σε μορφή πίνακα, που περιέχει κάθε εικόνα αυτής με τις τιμές της έντασης για κάθε μία. Ανοίγεται το αρχείο ostart.m, το οποίο τρέχοντάς το, ανοίγει το αρχείο των εικόνων εμφανίζοντας την πρώτη της ακολουθίας αυτών, καθώς και τρία κουμπιά που αντιστοιχούν στα αρχεία initial.m, oiter.m και cine.m, που ενεργοποιούνται αναλόγως την επιλογή του χρήστη:



Επιλέγοντας το movie φαίνεται η μαγνητοσκόπηση της ακολουθίας των εικόνων μέσω του cine.m. Επιλέγοντας το initialise ενεργοποιείται το αρχείο initial.m με το οποίο καλείται ο χρήστης να επιλέξει τον αριθμό των περιοχών ενδιαφέροντος για την εκτίμηση της κίνησης, μέσω του μηνύματος 'Enter number of ROIs to be analysed'. Έστω ότι επιλεχθεί μία περιοχή, τότε μέσω του μηνύματος 'Select option 1 (opt1) or 2 (opt2)' αν ο χρήστης επιλέξει opt1, θα μπορεί να επιλέξει αυτόματα τη θέση, το μέγεθος και τη μορφή αυτής της περιοχής με το αριστερό κουμπί του mouse, στην πρώτη εικόνα της ακολουθίας. Επιλέγοντας opt2, μέσω των μηνυμάτων 'Enter x-coordinate of center of ROI' , 'Enter y-coordinate of center of ROI' , 'Enter width of ROI in pxls' ,' Enter height of ROI in pxls' θα πρέπει να εισάγει πληκτρολογώντας τις συντεταγμένες της περιοχής σε pixels. Έστω ότι δίνει με τη σειρά 400,430,50,40. Τότε εμφανίζονται τα X(1,1) = 400.000 και Y(1,1) = 430.000, που είναι το κέντρο της περιοχής. Η διαδικασία αυτή γίνεται για όσες περιοχές δηλώσει ο χρήστης αρχικά. Εμφανίζεται τότε η θέση της περιοχής στην πρώτη εικόνα:



Επιλέγοντας το iterate ενεργοποιείται το oiter.m, στο οποίο γίνεται η αναζήτηση της κίνησης σύμφωνα με το συντελεστή συσχέτισης σε μια περιοχή αναζήτησης 10x10pixels^2. Όσο υπολογίζεται ο συντελεστής μεταξύ των δυο πρώτων εικόνων και η κίνηση στους άξονες x,y, εμφανίζεται το μήνυμα ' ROI 1 is

being analyzed'. Μόλις τελειώσει η φάση του υπολογισμού, εμφανίζονται τα μηνύματα 'The correlation coefficient (frames 1-2) is 0.984', 'Movement is 0 pixel(s) in the x-direction' και 'and 0 pixel(s) in the y-direction', που δείχνουν την τιμή του συντελεστή συσχέτισης και της κίνησης στους άξονες. Η αρχικοποίηση του συντελεστή συσχέτισης γίνεται στις δύο πρώτες εικόνες της ακολουθίας και η μεγιστοποίησή του επιτυγχάνει την καλύτερη σύγκριση περιοχών. Η κίνηση εξάγεται από τη διαφορά των συντεταγμένων της περιοχής μεταξύ των δύο πρώτων εικόνων και αυτό γίνεται για όλες τις εικόνες της ακολουθίας, αρχικοποιώντας τη θέση της περιοχής στην επόμενη εικόνα προσθέτοντας τη μετατόπιση των προηγούμενων εικόνων. Κατόπιν, εμφανίζονται γραφικές παραστάσεις των μετατοπίσεων στους άξονες x και y(X,Y αντίστοιχα) και του συντελεστή συσχέτισης corr2 σε συνάρτηση με το χρόνο(time) για όλη την ακολουθία των εικόνων, από τις οποίες εξάγουμε συμπεράσματα για την αναζήτηση της επιλεγμένης περιοχής.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΜΕΘΟΔΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΤΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΑΠΟ ΑΚΟΛΟΥΘΙΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΗΝ ΥΦΗ

3.1 ΓΕΝΙΚΑ

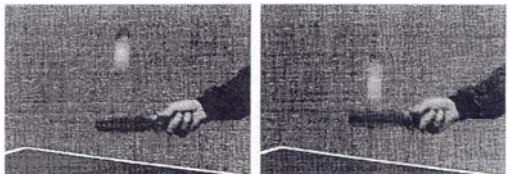
Διάφοροι αλγόριθμοι κίνησης έχουν αναπτυχθεί για διάφορες εφαρμογές όπως η ανάλυση ακολουθίας εικόνας, η όραση μηχανών, η ρομποτική, η αποκατάσταση ταινιών ή η τηλεοπτική κωδικοποίηση [12]. Η εκτίμηση κίνησης λαμβάνεται στον τομέα κινήσεων μεταξύ της εικόνας αναφοράς και της τρέχουσας εικόνας. Ο αλγόριθμος είναι υπολογιστικά ακριβός και οι αυξήσεις δαπανών είναι εκθετικές με το μέγεθος της εικόνας. Διάφοροι γρήγοροι αλγόριθμοι έχουν προταθεί για να μειώσουν το υπολογιστικό φορτίο. Εντούτοις, οι συμβατικές γρήγορες μέθοδοι συγκλίνουν συχνά σε ένα τοπικό ελάχιστο λόγω της εκλεκτικής φύσης τους. Γι αυτό μπορούν να χρησιμοποιηθούν οι πληροφορίες που εξάγονται από την ανάλυση σύστασης του σήματος διαφοράς των εικόνων. Οι αλγόριθμοι μπορούν να υλοποιηθούν χρησιμοποιώντας ειδικό υλικό(hardware). Εντούτοις, είναι διαθέσιμη μια λύση λογισμικού που χρησιμοποιεί τις γενικής χρήσης υπολογισμού πλατφόρμες. Η εξερεύνηση νέων αλγόριθμων είναι ένας ενεργός τομέας της έρευνας, και οι λύσεις λογισμικού έχουν την ευελιξία να επιτρέψουν τον πειραματισμό με τέτοιους αλγορίθμους. Επιπλέον, αντί της χρησιμοποίησης του ενιαίου επεξεργαστή ή των διαδοχικών υπολογιστών, οι παράλληλοι υπολογιστές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να διανείμουν το υπολογιστικό φορτίο για να επιτύχουν την υψηλότερη απόδοση. Μια βασισμένη στο λογισμικό εφαρμογή του αλγόριθμου στους πολλαπλάσιους επεξεργαστές απαιτεί ένα αποδοτικό σχέδιο παραλληλισμού.

Η εκτίμηση κίνησης χρησιμοποιείται στην κωδικοποίηση εικόνας για τη μείωση του λάθους πρόβλεψης για μεγαλύτερη μείωση στο ποσοστό δυαδικών ψηφίων. Στο παρελθόν, οι διάφορες τεχνικές εκτίμησης κίνησης έχουν εφαρμο-

στεί επιτυχώς στην κωδικοποίηση εικόνων που μπορούν να ταξινομηθούν ευρέως ως περιοδικά επαναλαμβανόμενοι και block matching αλγορίθμους. Στην block matching μέθοδο η τρέχουσα εικόνα μιας ακολουθίας διαιρείται σε τμήματα ίσων μεγεθών. Κατόπιν για κάθε τμήμα το διάνυσμα κινήσεων παράγεται με την ελαχιστοποίηση ενός μέτρου διαστρεβλώσεων, όπως το μέσο τετραγωνικό λάθος (MSE – Mean Square Error), για όλες τις πιθανές θέσεις αναζήτησης μέσα σε μια προκαθορισμένη περιοχή αναζήτησης (παράθυρο αναζήτησης) στην προηγούμενη εικόνα.

Για να υπολογίσει έναν έγκυρο διάνυσμα κίνησης, απαιτείται κατάλληλο τμήμα κίνησης και μεγέθη παραθύρων αναζήτησης. Για μια δεδομένη αναζήτηση το παράθυρο που μειώνει το μέγεθος του τμήματος(block) καθιστά την κατ' εκτίμηση κίνηση αναξιόπιστη. Αφ' ετέρου η εκτίμηση γίνεται ανακριβής εάν μεγάλα τμήματα χρησιμοποιούνται στις περιοχές με ανομοιόμορφη κίνηση. Κατά συνέπεια απαιτούνται μεγάλα τμήματα στοιχείων εικόνων (pxl) και περιοχών αναζήτησης για να αντιμετωπιστούν οι μεγάλες μετατοπίσεις και μικρά για τις μέτριες έως χαμηλές περιοχές κινήσεων.

Οι ενεργές περιοχές με τη μεγάλη μετατόπιση και οι διάφορες κατευθύνσεις κινήσεων, όπως στον αθλητισμό, είναι οι πιο ευαίσθητες σε αυτά τα αποτελέσματα. Αυτό είναι επειδή, οι περισσότεροι από τους αλγορίθμους εκτίμησης κινήσεων χρησιμοποιούν συνήθως τμήματα και παράθυρα αναζήτησης σταθερού pxl μεγέθους. Για παράδειγμα οι εικόνες 6 και 7 μιας ακολουθίας επιτραπέζιας αντισφαίρισης που παρουσιάζεται στο σχήμα 1. Τα διανύσματα κινήσεων που λαμβάνονται με την πλήρη μέθοδο αναζήτησης, που εφαρμόζεται στα τμήματα 16x16 pxls, μέσα σε μια περιοχή αναζήτησης ±8 pxls παρουσιάζονται στο σχήμα 2. Ενώ τα διανύσματα κινήσεων για το χέρι του φορέα υπολογίζονται σωστά, τα διανύσματα κινήσεων για τη σφαίρα είναι λάθος, λόγω του περιορισμένου παραθύρου αναζήτησης έναντι της μεγάλης πραγματικής μετατόπισης.



Σχήμα 1



Σχήμα 2 Σχήμα 3

- ΙΕΡΑΡΧΙΚΗ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ

Ο block matching αλγόριθμος με ιεραρχική εκτίμηση κίνησης που χρησιμοποιείται σε αυτήν την εργασία είναι βασισμένος στην πυραμίδα εικόνας. Τα αρχικά πλαίσια των εικόνων, που σχηματίζουν το χαμηλότερο επίπεδο στην πυραμίδα ανάλυσης, αποτελούνται από 320x256 pxls το κάθε ένα. Το επόμενο επίπεδο της πυραμίδας μπορεί έπειτα να διαμορφωθεί από χαμηλής διέλευσης φιλτράροντας την αρχική εικόνα και παίρνοντας από δύο δείγματα(subsampling) σε κάθε διάσταση από την επακόλουθη εικόνα. Στην προκειμένη περίπτωση χρησιμοποιείται μια ιεραρχική πυραμίδα 3 επιπέδων.

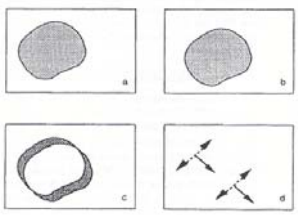
Στην ιεραρχική μέθοδο, υπολογίζεται πρώτα ένα διάνυσμα κινήσεων στο πιο υψηλό επίπεδο. Κατόπιν η περιοχή έρευνας μετατοπίζεται από αυτό το διάνυσμα κινήσεων και η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι το χαμηλότερο επίπεδο ιεραρχίας. Το τελικό διάνυσμα κινήσεων είναι έπειτα το ποσό όλων των διανυσμάτων κινήσεων που βρίσκονται σε όλα τα στάδια της ιεραρχίας. Συνήθως οι μέγιστες μετατοπίσεις λαμβάνονται για να είναι ±8, ±4 και ±2 pxls για τα επίπεδα 2, 1 και 0 αντίστοιχα. Σε όλα τα επίπεδα η πλήρης μέθοδος αναζήτησης με το κριτήριο μέσου τετραγωνικού λάθους (MSE) χρησιμοποιείται για να βρει την καλύτερη αντιστοιχία.

Το κύριο μειονέκτημα της μεθόδου είναι η αλληλεξάρτηση των σταδίων, παρόμοιων με τα βήματα των γρήγορων μεθόδων βασισμένων στις λογαριθμικές αναζητήσεις. Εάν η εκτίμηση κινήσεων σε ένα στάδιο είναι ανακριβής, είναι σχεδόν αδύνατο να υπερνικηθεί η παραπλανητική εκτίμηση στα ακόλουθα στάδια. Αυτό μπορεί να φανεί στο σχήμα 3, όπου τα διανύσματα κίνησης, που υπολογίζονται από την ιεραρχική εκτίμηση κινήσεων σύρονται. Αυτό το πρόβλημα έχει λυθεί με την έρευνα μόνο στην πλέον πιθανή κατεύθυνση της κίνησης, την οποία η μέγιστη μετατόπιση άντλησε από το ποσό κίνησης μέσα σε κάθε τμήμα(block). Ο αλγόριθμος εφαρμόζεται σε κάθε επίπεδο ιεραρχίας χωριστά και η ποσοτική τιμή της κίνησης και της κατεύθυνσής της εξάγεται από τα χαρακτηριστικά γνωρίσματα της υφής της διαφοράς πλαισίων της εικόνας.

- ΧΡΟΝΙΚΟ ΙΣΤΟΓΡΑΜΜΑ ΔΙΑΦΟΡΑΣ

Η υφή(σύσταση) είναι ένα από τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά, που χρησιμοποιούνται για να προσδιοριστούν αντικείμενα ή περιοχές ενδιαφέροντος για ακίνητες εικόνες και μπορεί να καθοριστεί από ένα σύνολο στατιστικών, που εξάγονται από τις τοπικές ιδιότητες εικόνων. Μεταξύ των χαρακτηριστικών σύστασης που μπορούν να προέλθουν από τις μεθόδους ταξινόμησης, οι πιο σημαντικές είναι η τραχύτητα και η κατευθυντικότητα σύστασης. Εφαρμόζοντας στα πλαίσια σήματα διαφοράς, η τραχύτητα σύστασης εξετάζει τη δραστηριότητα σκηνής μέσα στα πλαίσια εικόνων, ενώ η κατευθυντικότητα σύστασης αφορά την κατεύθυνση της κίνησης.

Η βασική αρχή μπορεί να περιγραφεί με ένα απλό παράδειγμα. ας φανταστούμε δύο διαδοχικά πλαίσια μιας ακολουθίας εικόνας, όπου ένα σκοτεινό αντικείμενο κινείται διαγώνια προς τα κάτω δεξιά, μπροστά από ένα άσπρο υπόβαθρο, όπως φαίνεται στο σχήμα 4a και 4b. Κατόπιν ένας μεγάλος τομέας του σήματος διαφοράς πλαισίων έχει τα μικρά πλάτη, που αντιστοιχούν στα pxls με τις σχεδόν αμετάβλητες τιμές μεταξύ των πλαισίων. Το σχήμα 4c επεξηγεί το σήμα διαφοράς πλαισίων των κινούμενων αντικειμένων με τις μεγαλύτερες τιμές, ζωγραφισμένες με τα σκοτεινότερα χρώματα. Εάν η κίνηση είναι ομοιόμορφη, η κατεύθυνση της μετακίνησης (στερεά γραμμή στο σχέδιο 4d) είναι κάθετη στον κυρίαρχο προσανατολισμό της σύστασης (διακεκομμένη γραμμή στο σχέδιο 4d) στην εικόνα διαφοράς πλαισίων όπως φαίνεται στο σχήμα.



Σχήμα 4



Σχήμα 5

Κατά συνέπεια προκειμένου να υπολογιστεί η κατεύθυνση της κίνησης πρέπει να βρεθεί η κύρια κατεύθυνση της σύστασης στο πλαίσιο του σήματος διαφο-

ράς. Για αυτήν πρέπει να χρησιμοποιηθούν οι μέθοδοι ανάλυσης σύστασης. Έχουμε χρησιμοποιήσει το γκρίζο ιστόγραμμα διαφοράς επιπέδων για να λάβουμε την κατευθυντικότητα σύστασης και ως εκ τούτου για να υπολογίσουμε την κατεύθυνση της κίνησης. Προκειμένου να επιτευχθεί αυτό, το χρονικό ιστόγραμμα διαφοράς ορίζεται ως απλή έκταση του γκρίζου στο χρόνο. Προέρχεται από τις απόλυτες διαφορές των μεγάλων τιμών μεταξύ των ζευγαριών των pxls που ανήκουν στα διαδοχικά πλαίσια μιας ακολουθίας εικόνων.

Υποθέτουμε ότι *g1(x, y, t_1)* και *g2(x, y, t_2)* είναι δύο διαδοχικές εικόνες(πλαίσια) μιας ψηφιακής ακολουθίας εικόνας, κατά περιόδους t_1 και t_2 που κβαντοποιούνται σε *M* γκρίζα επίπεδα(*M*=0…255). Μια pxl μετατόπιση από το προηγούμενο πλαίσιο κατά *Δx* και *Δy* ,που είναι οι οριζόντιες και κάθετες κατευθύνσεις αντίστοιχα, αντιπροσωπεύεται από το *διάνυσμα διαστήματος intersample δ=(Δx, Δy)*. Η απόλυτη χρονική διαφορά $f_d(x, y)$ για αυτό το pxl δίνεται από:

$$f_d(x,y) = \left| g_2(x,y,t_2) - g_1(x+\Delta x, y+\Delta y, t_1) \right| \quad (1)$$

όπου *Δx* και *Δy* είναι ακέραιοι αριθμοί. Το χρονικό ιστόγραμμα διαφοράς, p_d, ορίζεται ως η πυκνότητα πιθανότητας του $f_d(x, y)$. Για τις ψηφιακές εικόνες, είναι ένα *M*-διαστάσεων διάνυσμα του οποίου *i* στοιχείο είναι η πιθανότητα του $f_d(x, y)$ να είναι ίσο με το 1. Κάθε στοιχείο του p_d διανύσματος, υπολογίζεται απλά μετρώντας τον αριθμό των φορών που το $f_d(x, y)$ γίνεται ίσο με το 1, όπως δίνεται από:

$$p_d(i) = \frac{1}{N_x N_y} \sum_{y=0}^{N_y-1} \sum_{x=0}^{N_x-1} h(x,y) \,(2), \text{ όπου } h(x,y) = \begin{cases} 0 iff_d(x,y) \neq i \\ 1 iff_d(x,y) = i \end{cases}$$

όπου N_x και N_y είναι οι αριθμοί pxls στις κατευθύνσεις *x* και *y* αντίστοιχα. Διάφορα χαρακτηριστικά γνωρίσματα όπως η τραχύτητα και η κατευθυντικότητα μπορούν να προέλθουν από το χρονικό ιστόγραμμα διαφοράς. Πέντε τέτοια χαρακτηριστικά γνωρίσματα καθορίζονται στη χωρική περιοχή. Αυτά είναι η εντροπία, η γωνιακή δεύτερη στιγμή, η μέση τιμή, η αντίθεση και η αντίστροφη στιγμή διαφοράς. Για την εφαρμογή μας έχουν χρησιμοποιηθεί μόνο τα τελευταία δύο χαρακτηριστικά γνωρίσματα στη χρονική περιοχή, που μπορούν να προέλθουν από το χρονικό ιστόγραμμα διαφοράς. Για έναν τμήμα *NxN* pxls,

με ανάλυση κβαντοποίησης *M*-επιπέδων, η χρονική αντίθεση(*TCON*) ορίζεται ως η στιγμή της αδράνειας του p_d γύρω από την περιοχή, που δίνεται από:

$$TCON = \sum_{i=0}^{M-1} i^2 p_d(i) \quad (3)$$

Η αντίθεση δίνει ένα ποσοτικό μέτρο για την τραχύτητα της σύστασης και η τιμή της εξαρτάται από το ποσό των τοπικών διαφορών στο τμήμα(block) (δίνει το "μέσο" ποσό κίνησης στην εικόνα και συγκρίνεται με την τιμή, που λαμβάνεται για κάθε τμήμα χωριστά). Δεδομένου ότι τα ενεργά πλαίσια μιας ακολουθίας εικόνας εκθέτουν ένα μεγάλο ποσό τοπικών διαφορών, η χρονική αντίθεση που προέρχεται από το σήμα διαφοράς πλαισίων συσχετίζεται με τη δραστηριότητα εικόνων στη σκηνή. Υποθέτοντας ότι η κύρια αιτία του σήματος διαφοράς πλαισίων είναι η κίνηση, η χρονική αντίθεση μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να υπολογίσει το ποσό κίνησης μέσα στην εικόνα. Τα πειραματικά αποτελέσματα υποστηρίζουν αυτήν την προσέγγιση στις περισσότερες περιπτώσεις. Το *TCON* (Temporal Contrast) πρέπει να ομαλοποιηθεί από ένα μέτρο που αντιστοιχεί στο μέγεθος και τη σύσταση του κινούμενου αντικειμένου. Ως εκ τούτου, υιοθετείται *η τοπική αντίθεση*, *LCON* (Local Contrast) (υπολογίζεται από το p_{d0}):

$$LCON = \frac{1}{MA} \sum_{MA} \left[g(x,y) - \bar{g} \right]^2 \quad (4)$$

όπου *το* $\bar{g}$ είναι η μέση γκρίζα τιμή της *κινούμενης περιοχής MA* (Moving Area) μέσα στο block. Με βάση τη χρονική και τοπική αντίθεση (Εξισώσεις (3) και (4)), μια καλή εκτίμηση της *μέσης ταχύτητας κινήσεων S* (δίνει ένα ποσοτικό μέτρο της κίνησης ολόκληρου του πλαισίου και παίρνει μόνο τιμές ακέραιων αριθμών) μέσα σε ένα τμήμα μπορεί να οριστεί ως:

$$S = k \frac{TCON}{LCON} \quad (5)$$

όπου *το k* είναι μια σταθερά με εμπειρικά επιλεγμένες τιμές. Μεγάλες τιμές *του S* αναμένονται στα γρήγορα κινούμενα αντικείμενα με ομοιόμορφη σύσταση, και αντίστροφα. Η αντίστροφη στιγμή διαφοράς (IDM – Inverse Difference Moment) είναι ένα μέτρο της ομοιογένειας της εικόνας και ορίζεται ως:

$$IDM = \sum_{i=0}^{M-1} \frac{p_d(i)}{1+i^2} \quad (6)$$

Το *IDM* περιέχει τις πληροφορίες για τη διανομή των διαφορετικών από το μηδέν τιμών των στοιχείων p_d (οι τιμές *IDM* εξάγονται από το υπόλοιπο p_{dl} ιστόγραμμα εκτός του p_{d0}) και ως εκ τούτου μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να υπολογίσει την κατευθυντικότητα της σύστασης. Η κατεύθυνση σύστασης μπορεί να αναλυθεί με τη σύγκριση των μέτρων *pd* για τις διάφορες κατευθύνσεις του δ, όπως φαίνεται στο σχήμα 8. Ξέροντας την κατευθυντικότητα της εικόνας της διαφοράς πλαισίων, η κατεύθυνση της μετατόπισης της κίνησης μπορεί να παραχθεί άμεσα, ακριβώς με την επιλογή της κατεύθυνσης, που μεγιστοποιεί το *IDM*. Η μέγιστη τιμή *IDM* φανερώνει ότι το σήμα διαφοράς πλαισίων είναι πιο ομοιογενές σε εκείνη την κατεύθυνση από άλλες, δείχνοντας ότι τα τμήματα pxl στα διαδοχικά πλαίσια συσχετίζονται.

- ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΤΙΚΗ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ

Για μια ακριβή εκτίμηση της κίνησης απαιτείται μια λεπτομερής αναζήτηση με εκτενείς υπολογισμούς. Οι γρήγοροι αλγόριθμοι μειώνουν τις υπολογιστικές προσπάθειες, αλλά φέρνουν ακόμα μεγάλα ποσά περιττών αναζητήσεων. Παραδείγματος χάριν στην περίπτωση του αργού να συγκρατήσουν την κίνηση απαιτούνται πολύ λίγες αναζητήσεις κίνησης για κάθε pxl τμήμα(block). Επιπλέον για αμετάβλητα τμήματα μεταξύ διαδοχικών πλαισίων, δεν υπάρχει καμία ανάγκη για οποιαδήποτε αναζήτηση κίνησης, επειδή δεν περιλαμβάνεται καμία κίνηση. Οι αναζητήσεις κίνησης σε αυτές τις περιπτώσεις δίνουν συχνά λανθασμένα αποτελέσματα και αποτρέπουν οποιοδήποτε αναμενόμενο κέρδος. Στο παρελθόν έχουν εφαρμοστεί επιτυχώς προσαρμοστικοί αλγόριθμοι εκτίμησης κίνησης, που μειώνουν τον αριθμό περιττών θέσεων αναζήτησης.

Έχουμε χρησιμοποιήσει μια διαφορετική προσέγγιση βασισμένη στα χαρακτηριστικά γνωρίσματα της υφής, που εξάγονται από τα χρονικά ιστογράμματα διαφοράς.

Για κάθε block, λήφθηκαν εννέα χρονικά ιστογράμματα διαφοράς, *pdi* με i = 0, 1…8. Το d_i παρουσιάζεται στο σχήμα 6, όπου *το d* είναι η απόσταση διαστήματος intersample (ISD). Το *TCON* και *το LCON* υπολογίζονται από το pd_0 ιστόγραμμα, χρησιμοποιώντας τις (3) και (4). Οι τιμές *IDM* υπολογίζονται από

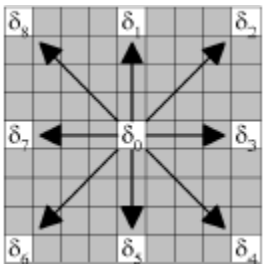
το υπόλοιπο των ιστογραμμάτων *pdi*. Η ταχύτητα κινήσεων *S*, υπολογίζεται χρησιμοποιώντας την (5) με *k=3*. Κατόπιν οι ελάχιστες και μέγιστες μετατοπίσεις, *MinDisp* και *MaxDisp*, μπορούν να υπολογιστούν εμπειρικά, ανάλογα με το ποσό κίνησης που περιλαμβάνεται σε αυτό το ιδιαίτερο τμήμα:

$$MaxDisp = \begin{cases} 2(S+2) if S = 0,1,2 \\ 8 if S > 2 \end{cases} \quad (7)$$

$$MinDisp = MaxDisp / 4$$

Η μέγιστη τιμή του IDM υπολογίζεται για να βρει κατεύθυνση σύστασης. Αυτός είναι:

$$IDM_{\max} = \max\{IDM_{di}\} i = 1,2,...,8 \quad (8)$$



$$\delta_0 = (0,0) \quad \delta_1 = (0,-d) \quad \delta_2 = (d,-d)$$

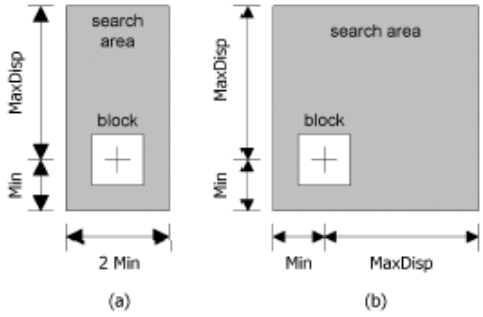
$$\delta_3 = (d,0) \quad \delta_4 = (d,d) \quad \delta_5 = (0,d)$$

$$\delta_6 = (-d,d) \quad \delta_7 = (-d,0) \quad \delta_8 = (-d,-d)$$

Σχήμα 6

Εάν το μέγιστο των τιμών *IDM* αντιστοιχεί σε μια κάθετη ή οριζόντια κατεύθυνση, το μήκος έρευνας προς αυτήν την κατεύθυνση τίθεται ίσο με *MaxDisp* και το πλάτος έρευνας προς οποιαδήποτε άλλη κατεύθυνση στον ακέραιο αριθμό του MinDisp(*MaxDisp/4*). Εάν η μέγιστη τιμή αντιστοιχεί σε μια διαγώνια κατεύθυνση τα μήκη έρευνας των δύο πιο στενών κατευθύνσεων είναι ίσο με MaxDisp και τα πλάτη έρευνας προς οποιαδήποτε άλλη κατεύθυνση τίθεται ίσα με το ακέραιο μέρος του MinDisp(*MaxDisp/4*). Τελικά η πλήρης αναζήτηση εφαρμόζεται στην ορθογώνια περιοχή που καθορίζεται από τις υπολογισμένες μετατοπίσεις στις οριζόντιες και κάθετες κατευθύνσεις. Η περιοχή αναζήτησης προσαρμόζεται, στο μέγεθος και τη μορφή, ανάλογα με την αξία της ταχύτητας, του *S*, και η κατεύθυνση προκύπτει από την αντίστροφη στιγμή διαφοράς,

IDM. Παρακάτω υπάρχει το σχήμα με τις δυο περιπτώσεις αναζήτησης, όπου υπάρχει κίνηση σε κάθετη ή οριζόντια κατεύθυνση(a) και σε διαγώνια(b):



Ο αλγόριθμος μειώνει τις περιττές αναζητήσεις επειδή αναζητάται λεπτομερώς μόνο η ενεργή περιοχή και μόνο προς την κατεύθυνση της κατ' εκτίμηση κίνησης. Επιπλέον ο αλγόριθμος στηρίζεται μόνο στις στατιστικές που εξάγονται από τα πλαίσια χωρίς την εισαγωγή αυθαίρετων κατώτατων ορίων όπως στην πρώτη μέθοδο του δεύτερου κεφαλαίου. Στο σχήμα 5 παρουσιάζονται τα κατ' εκτίμηση διανύσματα κίνησης από τα 6 και 7 πλαίσια της ακολουθίας της "επιτραπέζιας αντισφαίρισης" χρησιμοποιώντας την παραπάνω μέθοδο. Τα λανθασμένα διανύσματα κίνησης έχουν περιοριστεί, χάρη στην προσαρμοστική φύση του αλγορίθμου, που διαφεύγει την αναζήτηση των περιττών μεγάλων μετατοπίσεων.

Η απόδοση του αλγορίθμου ακολουθεί στενά την πλήρη μέθοδο αναζήτησης. Η υπολογιστική πολυπλοκότητα της μεθόδου σε σύγκριση με εκείνους των κανονικών ιεραρχικών και πλήρων μεθόδων αναζήτησης είναι ταξινομημένη στον παρακάτω πίνακα:

Search method	Search width	Max estimation	Search operations	Total operations
Full search	8	8	92480	92480
Hierarchical	8(level 2) 4(level 1) 2(level 0)	42	20260	20260
Adaptive Hierarchical	8(all levels)	56	6510	10290

Ο μέσος αριθμός διαδικασιών αναζήτησης με την προτεινόμενη μέθοδο είναι σχεδόν 33.7% από αυτή των ιεραρχικών και πλήρων μεθόδων αντίστοιχα. Εξετάζοντας τις πρόσθετες διαδικασίες που απαιτούνται για τον υπολογισμό

των χρονικών ιστογραμμάτων, το υπολογιστικό κόστος είναι ακόμα λιγότερο από 51,11% αντίστοιχα. Ο αριθμός διαδικασιών μπορεί να μειωθεί περαιτέρω, εάν χρησιμοποιηθεί ένας περιπλοκότερος αλγόριθμος για τον υπολογισμό της μέγιστης μετατόπισης σε κάθε κατεύθυνση, ή χρησιμοποιηθεί ένας γρηγορότερος αλγόριθμος αντί της πλήρους μεθόδου αναζήτησης. Η προτεινόμενη μέθοδος με τις πλήρεις διαδικασίες αναζήτησης έχει μια συγκρίσιμη υπολογιστική πολυπλοκότητα με τις γρήγορες block matching μεθόδους.

3.2 Η ΑΚΡΙΒΗΣ ΤΕΧΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΗΝ ΥΦΗ

Έχει προταθεί ένας προσαρμοστικός αλγόριθμος για την εκτίμηση κίνησης που συνδυάζει τις αρχές της ιεραρχικής block matching τεχνικής με την ανάλυση σύστασης [5]. Ο αλγόριθμος όχι μόνο ακριβώς υπολογίζει τις μικρές και μεγάλες μετατοπίσεις, αλλά και μειώνει τον αριθμό υπολογισμών. Αλλάζει προσαρμοστικά το μέγεθος της έρευνας ανάλογα με τα αποτελέσματα της ανάλυσης σύστασης στο σήμα διαφοράς πλαισίων.

Η απόδοση του παρουσιασμένου αλγορίθμου είναι καλύτερη από αυτή του συμβατικού ιεραρχικού, ακόμα και με σχεδόν τις μισές υπολογιστικές διαδικασίες. Εκτελεί επίσης την πλήρη μέθοδο αναζήτησης, με ένα μικρό μέρος των αναγκαίων διαδικασιών. Επιπλέον η απόδοση της μεθόδου είναι εντυπωσιακά υψηλή όταν εμφανίζονται οι μεγάλες δυναμικές αποκλίσεις μέσα στο πλαίσιο εικόνων.

Υπάρχουν τα ίδια με το δεύτερο κεφάλαιο αρχεία, καθώς και το ίδιο interface. Η διαφορά αυτού του αλγορίθμου έγκειται στο διαφορετικό τρόπο αναζήτησης της επιλεγμένης περιοχής από το χρήστη, καθώς η περιοχή αναζήτησης δεν είναι διαστάσεων 10x10pxls^2, αλλά εξαρτάται από την κατεύθυνση της κίνησης. Η διαδικασία εφαρμογής του αλγορίθμου δεν διαφέρει με αυτόν του προηγούμενου κεφαλαίου εκτός του γεγονότος ότι τρέχοντας το αρχείο oiter.m, τρέχουν παράλληλα και τα αρχεία TCONestimation.m και

Iconestimation.m, στα οποία υπολογίζονται η χρονική και τοπική αντίθεση. Ο τρόπος αναζήτησης εξαρτάται από την υφή της πλάκας.

Επιλέγοντας μια περιοχή στην πρώτη εικόνα της ακολουθίας δημιουργείται ένας πίνακας με τις συντεταγμένες και τη χρονική στιγμή της. Υπάρχει τότε στην επόμενη εικόνα της ακολουθίας η περιοχή αυτή g_1 σε εννέα μετατοπισμένες κατά *d*(υποθέσαμε *d* =1 για καλύτερα αποτελέσματα μιας και θα μπορεί να παρατηρηθεί μετατόπιση εικόνας της τάξεως του ενός pixel και άνω, επειδή αυτή είναι η ελάχιστη μετατόπιση, που μπορεί να εμφανισθεί στην οθόνη. Αποτελεί μια σημαντική παράμετρος που έχει επιπτώσεις στην απόδοση) περιοχές $g_2(d_i)$ (όπου i=0…8 δείχνει την κατεύθυνση μετατόπισης) σε σχέση με την επιλεγμένη, των οποίων τα κέντρα είναι τα άκρα εννέα διανυσμάτων, όπως φαίνεται στο παραπάνω σχήμα 6. Κατόπιν γίνεται η αφαίρεση των εννέα g_2 περιοχών από την g_1 και προκύπτουν εννέα διαφορές f_d. Από αυτές προκύπτουν εννέα διανύσματα(χρονικά ιστογράμματα) p_d, τα οποία με τη σειρά τους εξάγουν εννέα χρονικές αντιθέσεις, που υπολογίζονται για όλη την εικόνα και το *M* παίρνει τιμές ανάλογα με την ένταση της εικόνας από 0…255. Η τοπική αντίθεση υπολογίζεται μόνο για την επιλεγμένη περιοχή(block) της πρώτης εικόνας από το γινόμενο των διαστάσεων της περιοχής($g(x,y)$ είναι το block) και έχει μία και μοναδική τιμή. Υπάρχουν επίσης εννέα διανύσματα μέσης ταχύτητας, που υπολογίζονται από τα εννέα αντίστοιχα διανύσματα χρονικής αντίθεσης και το διάνυσμα της τοπικής αντίθεσης της περιοχής, με εμπειρική υπόθεση $k=3$. Από αυτά υπολογίζονται εννέα διανύσματα μέγιστης μετατόπισης και αυτά με τη σειρά τους χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό εννέα διανυσμάτων ελάχιστης μετατόπισης. Από τα εννέα διανύσματα (*IDM*), που κι αυτά υπολογίζονται από τα εννέα p_d ,γίνεται η σύγκριση για την εύρεση της μεγαλύτερης τιμής από αυτά. Από αυτό το διάνυσμα συμπεραίνεται η κατεύθυνση της κίνησης. Εάν είναι 0 δεν υπάρχει κίνηση και επομένως ούτε κατεύθυνση, εάν είναι 1 η κίνηση είναι προς τα πάνω, αν είναι 2 υπάρχει κίνηση επάνω δεξιά, αν είναι 3 δεξιά, για 4 είναι κάτω δεξιά, για 5 κάτω, για 6 κάτω αριστερά, για 7 αριστερά και για 8 επάνω αριστερά. Από αυτή την κατεύθυνση βρίσκεται και ποιο διάνυσμα ταχύτητας αντιστοιχεί σε αυτή, καθώς και η μέγιστη και ελάχιστη μετατόπιση γι αυτή τη ταχύτητα. Για κατακόρυφη ή οριζόντια κίνηση η περιοχή αναζήτησης είναι η ελάχιστη

μετατόπιση στην οριζόντια κατεύθυνση και η μέγιστη στην κάθετη, ενώ για διαγώνια κίνηση και για τις δύο κατευθύνσεις είναι η μέγιστη μετατόπιση. Έτσι η μεγιστοποίηση του συντελεστή συσχετισμού γίνεται στην καινούρια περιοχή αναζήτησης.

Στο επόμενο κεφάλαιο παρουσιάζονται αποτελέσματα και των δύο τεχνικών, τα οποία και συγκρίνονται για τις ίδιες περιοχές των ίδιων εικόνων.

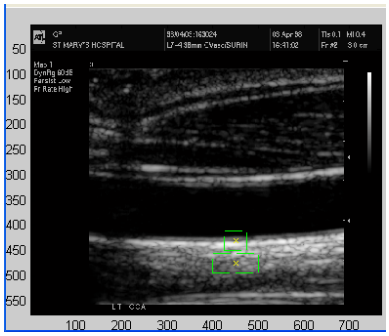
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

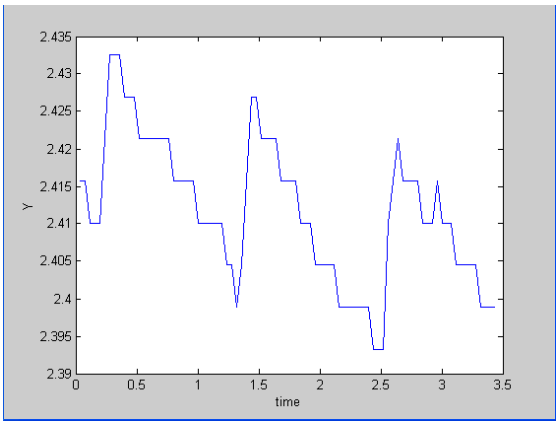
4.1 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΡΩΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ

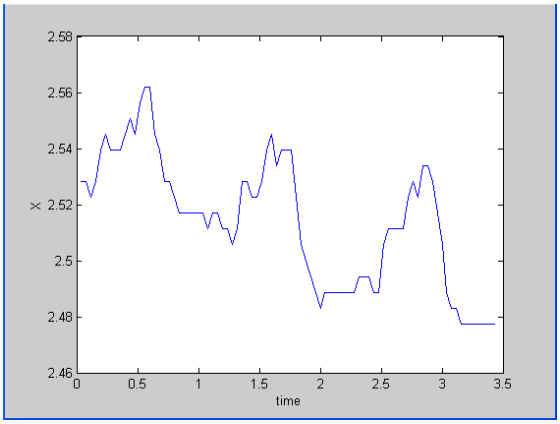
- *Έρευνα για τη βελτιστοποίηση του μεγέθους και της θέσης της περιοχής ενδιαφέροντος*

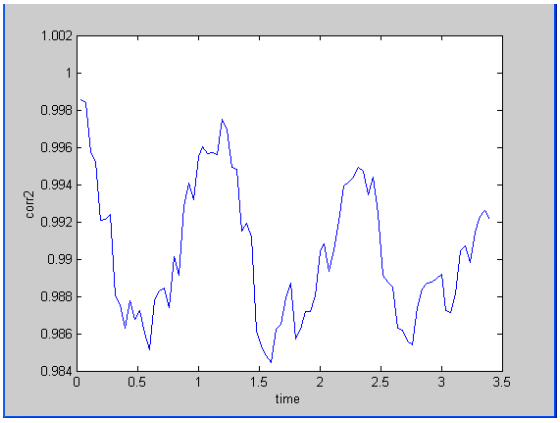
Όπως αναφέρθηκε και στο δεύτερο κεφάλαιο για την αναζήτηση της περιοχής ενδιαφέροντος, μια μεγάλη περιοχή αποτρέπει την εκτίμηση της σχετικής μετακίνησης μεταξύ πολύ γειτονικών περιοχών, ενώ μια μικρή περιέχει τις λιγότερες πληροφορίες για την ανάλυση του συσχετισμού και, συνεπώς, δεν μπορεί να οδηγήσει σε αξιόπιστη αναζήτηση. Έτσι ερευνήθηκαν δύο περιοχές σε κάθε ακολουθία, μια στο μεταγενέστερο τοίχωμα της καρωτίδας και μια βαθύτερα στο μεταγενέστερο ιστό. Τέσσερις διαφορετικά ταξινομημένες περιοχές επιλέχτηκαν με το κέντρο του καθενός στο ίδιο σταθερό σημείο. Επιλέχτηκε μια πιο μακροχρόνια αξονική διάσταση επειδή αναμενόταν λιγότερη σχετική κίνηση στη διαμήκης κατεύθυνση απ' ό,τι στην ακτινωτή κατεύθυνση. Η πρώτη περιοχή είναι μισή στον ιστό και μισή στο εσωτερικό της αρτηρίας. Λαμβάνοντας υπόψη ότι το κοινό καρωτιδικό πάχος τοίχων αρτηριών είναι περίπου 1 με 1,5mm στους ενηλίκους (Dawson και Strandness 1993), η περιοχή 50x40pxls^2(1cm=178pxls) με το κέντρο της στην επαφή του αγγείου και του τοιχώματος περιέλαβε περίπου 0,6mm του τοιχώματος των αγγείων(περίπου το μισό πάχος του τοιχώματος) [10]. Η περιοχή 100x40pxls^2 με το κέντρο της στον ιστό περιέλαβε 1,2mm(σχεδόν ολόκληρο το πάχος του τοιχώματος):

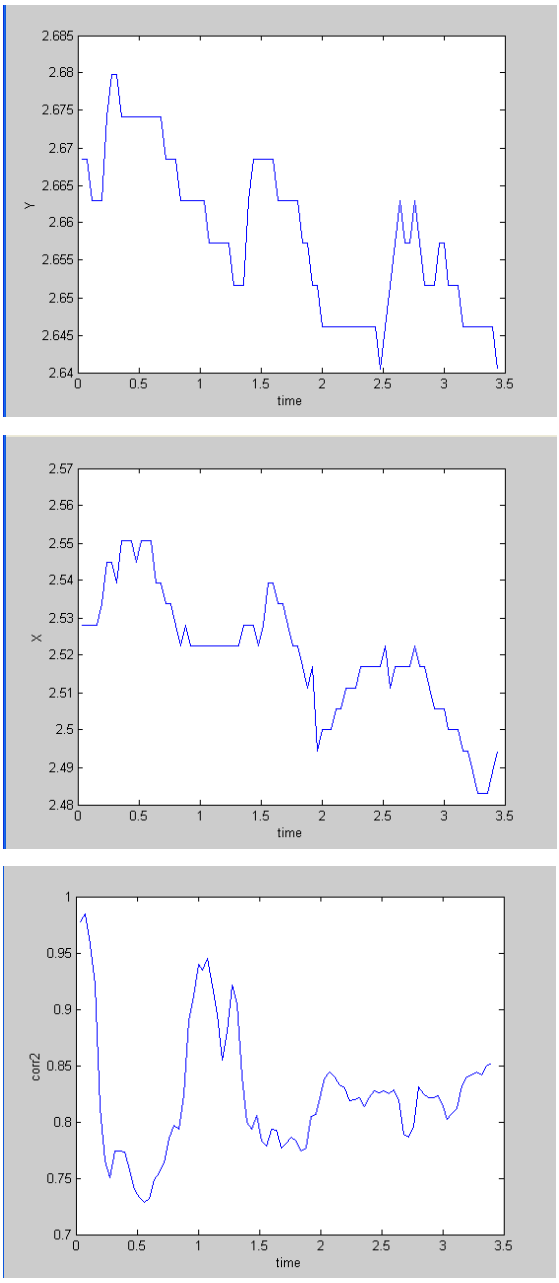


Για κάθε ακολουθία, οι ακτινωτές και αξονικές θέσεις του κέντρου της περιοχής με τους υψηλότερους συντελεστές συσχετισμού είναι σχεδιασμένες στο χρόνο από την αρχή της ακολουθίας, για να παράγουν μια κυματομορφή στις ακτινωτές και αξονικές μετακινήσεις της επιλεγμένης περιοχής. Ο χρόνος υπολογίστηκε από το ποσοστό των εικόνων. Για την ακολουθία του υγιή δίνονται οι γραφικές παραστάσεις της περιοχής με κέντρο την επαφή του αγγείου με το τοίχωμα και ακολουθούν αυτές της περιοχής με κέντρο μέσα στον ιστό:

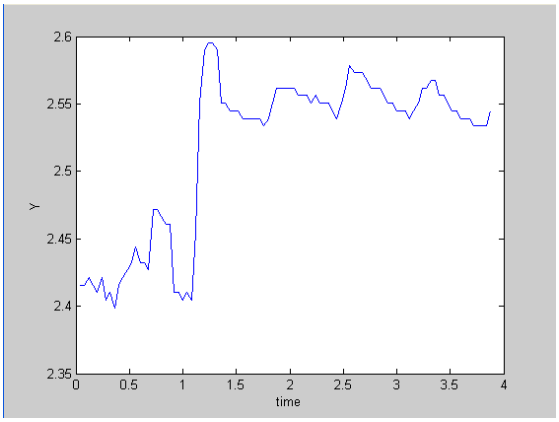


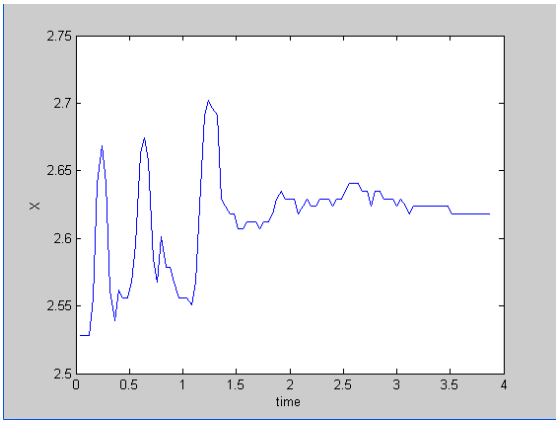


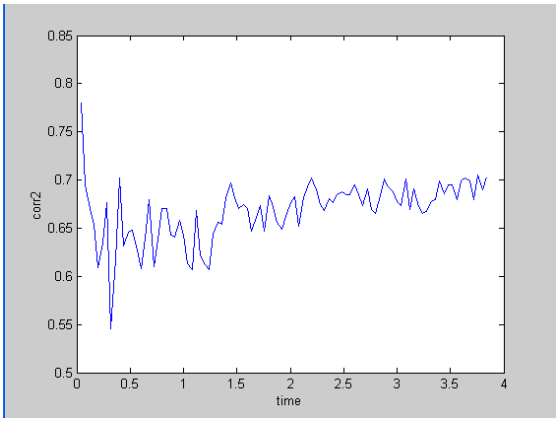


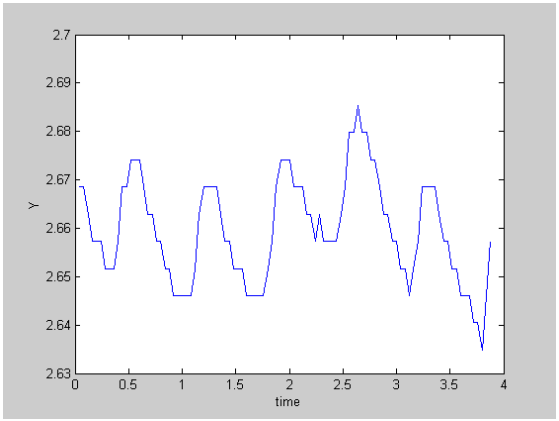


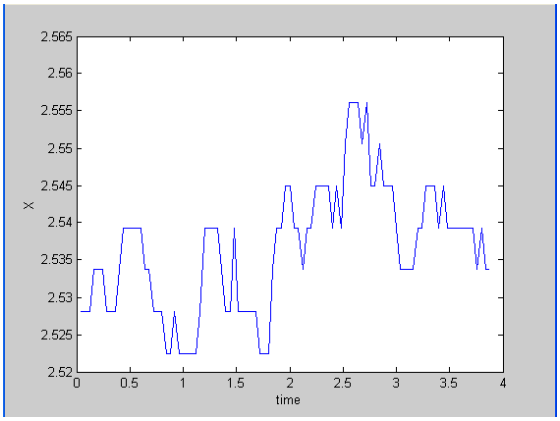
Ακολουθούν οι γραφικές παραστάσεις των μετατοπίσεων και του συντελεστή συσχέτισης του ασθενούς για την περιοχή επαφής του αγγείου με το τοίχωμα καθώς και για την περιοχή στον ιστό:

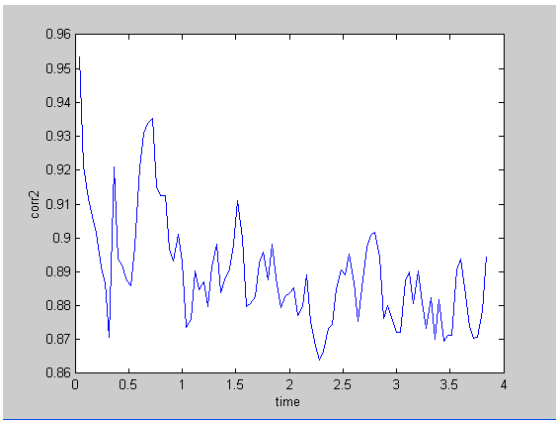

Y
time


X
time


corr2
time

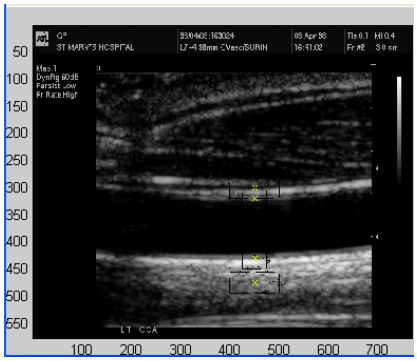

Y
time



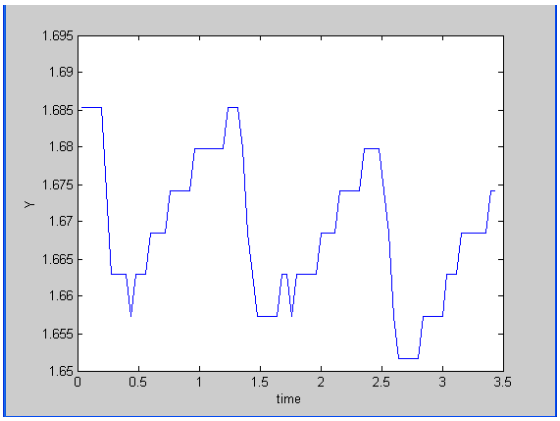


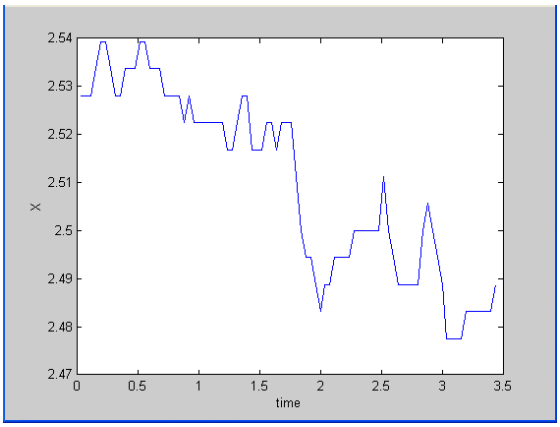
- *Αξιολόγηση της μετακίνησης τοιχώματος σχετικά με τον περιβάλλοντα ιστό*

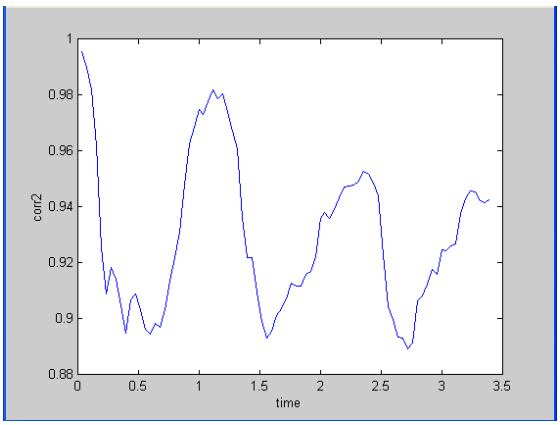
Οι μετρήσεις έγιναν μέσα στον ιστό ή στο περιβάλλοντα κανονικό μέρος του τοιχώματος και ερευνήθηκαν διάφορες περιοχές σε κάθε ακολουθία, και στα προγενέστερα και μεταγενέστερα τοιχώματα και επιφανειακά και βαθύτερα στους ιστούς επάνω και κάτω από αυτούς. Παρακάτω φαίνονται αυτές οι περιοχές:

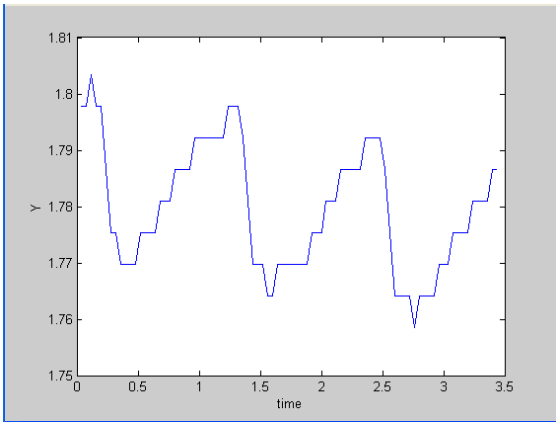


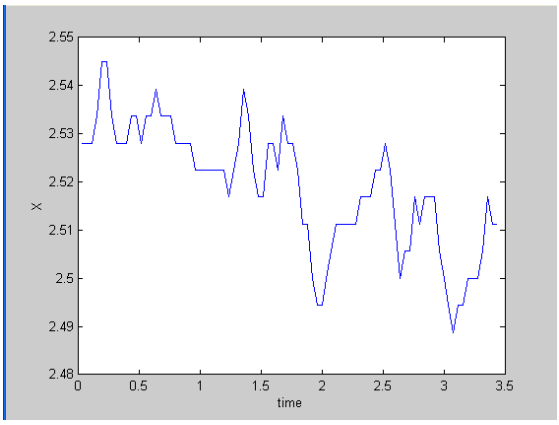
Για τις περιοχές 100x40pxls^2 και 50x40pxls^2 στην ακολουθία του υγιή ακολουθούν οι κυματομορφές:

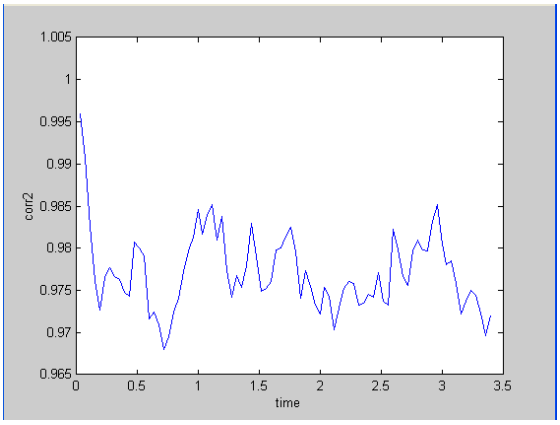




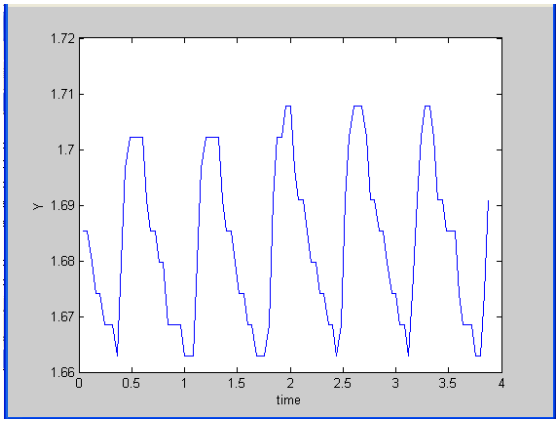


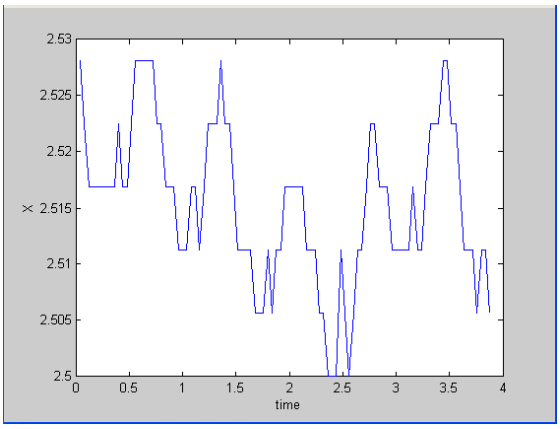


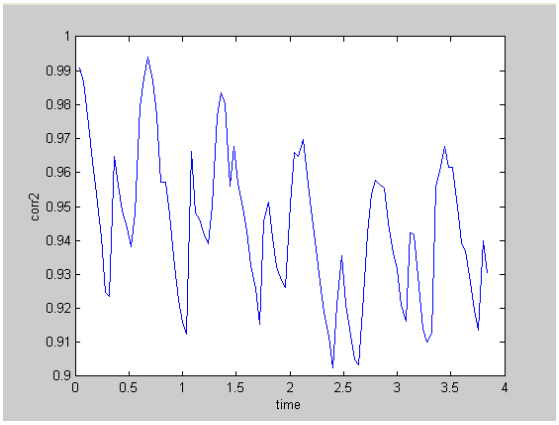


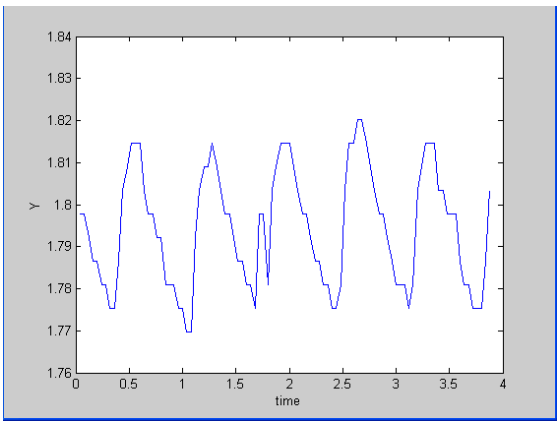


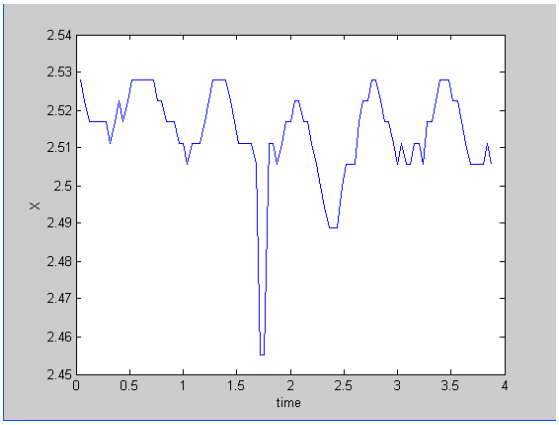
Για τις περιοχές 100x40pxls^2 και 50x40pxls^2 στην ακολουθία του ασθενή ακολουθούν οι κυματομορφές:

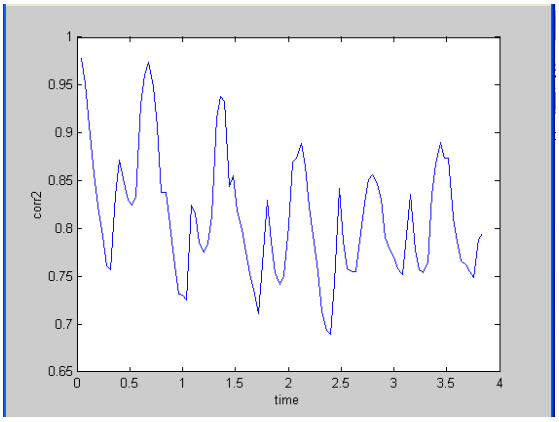



X
time


corr2
time


Y
time

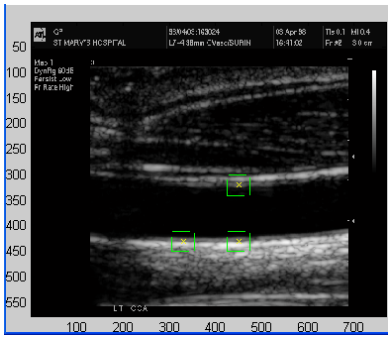

X
time

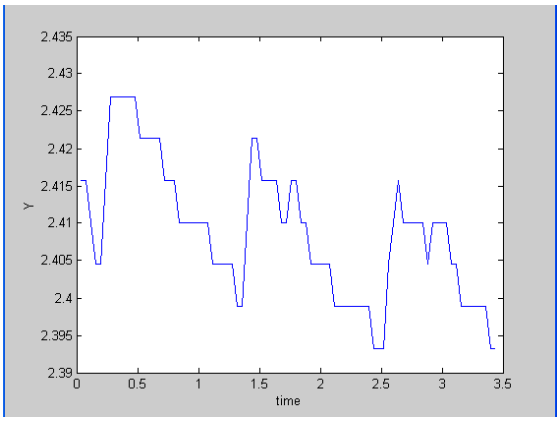


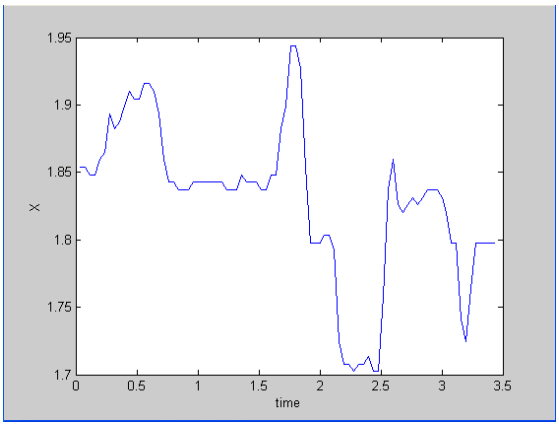
Για τις περιοχές 50x40pxls^2 και 100x40pxls^2 ισχύουν οι γραφικές παραστάσεις της παραπάνω παραγράφου για την βελτιστοποίηση του μεγέθους και της θέσης της περιοχής ενδιαφέροντος.

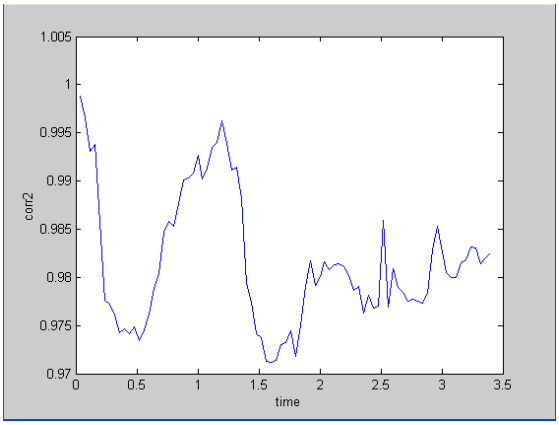
- *Μετακίνηση του καρωτιδικού τοιχώματος στους υγιείς*

Η κίνηση του υγιούς τοιχώματος των αρτηριών της καρωτίδας μελετήθηκε με την εφαρμογή των προηγουμένως περιγεγραμμένων μεθόδων στις εικόνες μιας ακολουθίας εννέα υγιών των οποίων τα αγγεία της καρωτίδας δεν επέδειξαν κανένα στοιχείο της στένωσης ή της πλάκας. Ερευνήθηκαν τρεις περιοχές, που βρίσκονται στην κοινή καρωτιδική αρτηρία. Δύο από αυτές βρέθηκαν πάνω στις αντίθετες πλευρές του τοιχώματος και οι γραφικές παραστάσεις των μετατοπίσεών τους, καθώς και των συντελεστών συσχέτισής τους και παρουσιάστηκαν στις παραπάνω παραγράφους. Η τρίτη περιοχή ήταν τοποθετημένη στο μεταγενέστερο τοίχωμα. Το παρακάτω σχήμα παρουσιάζει τη θέση των περιοχών και τις κυματομορφές της ακτινωτής και αξονικής μετατόπισης, που χρησιμοποιήθηκαν για να υπολογιστεί το πλάτος της μετακίνησης των τοιχωμάτων:

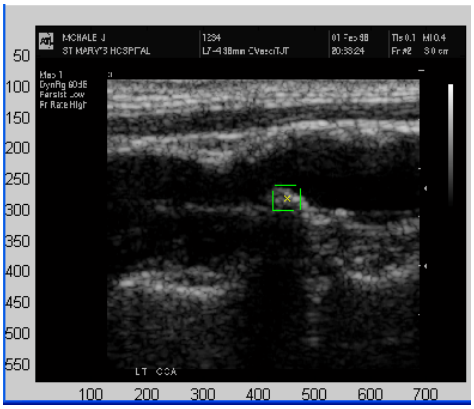


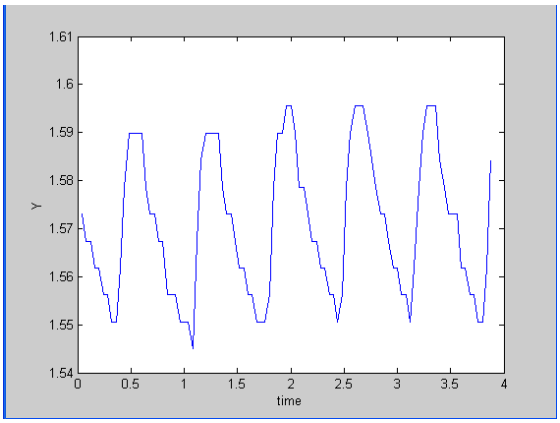


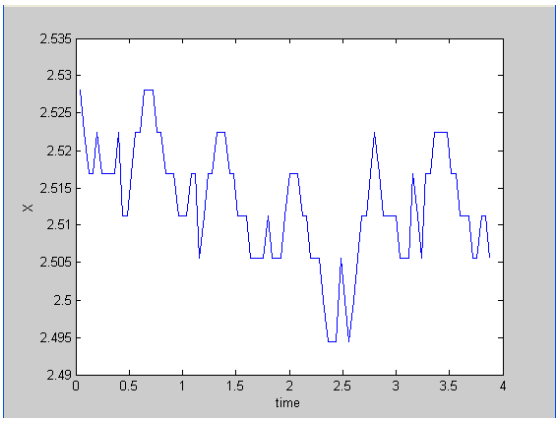


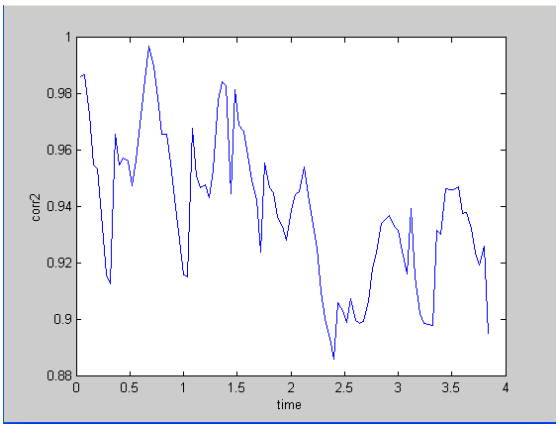


Επιπλέον υπολογίστηκαν οι μετατοπίσεις και ο συντελεστής συσχέτισης για μια περιοχή πάνω στην πλάκα του ασθενούς:


LT CCA
50
100
150
200
250
300
350
400
450
500
550
100
200
300
400
500
600
700


Y
time
1.61
1.6
1.59
1.58
1.57
1.56
1.55
1.54
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
3.5
4


X
time
2.535
2.53
2.525
2.52
2.515
2.51
2.505
2.5
2.495
2.49
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
3.5
4


corr2
time
1
0.98
0.96
0.94
0.92
0.9
0.88
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
3.5
4

Διαδικασίες για την ανάλυση κινήσεων

Η διαδικασία αναζητά την επιλεγμένη περιοχή της πρώτης εικόνας μέσα στο πλέγμα 21x21pixels^2, που το κέντρο του εκτιμάται σε μια αρχική θέση. Επομένως, η μέγιστη μετατόπιση, που μπορεί ανιχνεύεται είναι 10 pxls από την αρχικά υπολογισμένη θέση στην ακτινωτή ή αξονική κατεύθυνση. Δέκα pxls αντιστοιχούν σε 0,6mm, το οποίο είναι πιθανό να είναι λιγότερο από τις μέγιστες μετατοπίσεις, που προσδοκόνται μεταξύ δύο διαδοχικών εικόνων ενός υγιή (0,04sec). Μπορούν να προκύψουν προβλήματα σε περιπτώσεις ιδιαίτερα μεγάλης ή γρήγορης κίνησης, όπως η μετακίνηση ενός χτυπήματος στην εσωτερική επιφάνεια της πλάκας. Σε αυτή την περίπτωση, το μέγεθος του πλαισίου αναζήτησης μπορεί να μην είναι επαρκές να ανιχνεύσει την κίνηση. Το μέγεθος του πρέπει να αντεπεξέρχεται σε αξιόπιστη αναζήτηση κίνησης και σε υπολογιστικό κόστος.

Ο συντελεστής συσχετισμού υπολογίστηκε από εντάσεις pxls μιας περιοχής σε δεδομένη εικόνα. Μια συνεχής σύγκριση μεταξύ των διαδοχικών εικόνων δεν οδήγησε στην αναμενόμενη μετατόπιση τοιχωμάτων.

Η τεχνική για την ανάλυση κινήσεων είναι βασισμένη στην αναζήτηση της κηλίδας [14]. Είναι λόγω μιας σύνθετης μορφής ήχου, που παράγεται από διασκορπιστές, που χώρισαν τα διαστήματα λιγότερο από την αξονική ανάλυση και ευθύνεται για τις διαφορές μεταξύ της μορφής της εικόνας και τα χαρακτηριστικά γνωρίσματα των διασκορπιστών. Ως αποτέλεσμα αυτού, τα χαρακτηριστικά μιας συγκεκριμένης εικόνας της ακολουθίας, μπορεί να μην είναι παρόντα στην επόμενη εικόνα. Σε αυτήν την μελέτη, η υπόθεση έγινε στο ότι η μετακίνηση από τη μορφή της εικόνας συσχετίζεται με τη μετακίνηση των μορφών των κηλίδων.

Μέγεθος της περιοχής ενδιαφέροντος

Οι κυματομορφές, που περιγράφουν την ακτινωτή μετακίνηση(Y) των περιοχών στο τοίχωμα του αγγείου ήταν σχετικά ευαίσθητες στις αλλαγές του μεγέθους των περιοχών, αν και οι διαφορές μεταξύ των κυματομορφών υπήρξαν περισσότερο στην αξονική κατεύθυνση(X). Καθώς το τοίχωμα κινείται στην ακτινωτή κατεύθυνση, η ένταση των pxls, θα αλλάξει αρκετά από

τις τιμές στην πρώτη εικόνα της ακολουθίας, προκαλώντας μεγάλη αλλαγή στο συντελεστή συσχετισμού. Εάν οι περιοχές δεν αντιστοιχιστούν καλά, η μορφή έντασης δεν αλλάζει εντυπωσιακά κατά την αξονική μετακίνηση. Συνεπώς, υπάρχουν μικρότερες διαφορές στις τιμές του συντελεστή συσχετισμού για διάφορες αντίστοιχες περιοχές.

Η σχετική δυσκολία στην αναζήτηση μιας περιοχής ενδιαφέροντος στην επαφή του τοιχώματος με το εσωτερικό είναι μια εκδήλωση του αποκαλούμενου πρόβλημα ανοιγμάτων(Nalwa 1993) [10]. Ευτυχώς, η ένταση των υπερηχητικών εικόνων, που παράγεται από την επαφή της καρωτίδας δεν είναι απολύτως ομοιόμορφη στην αξονική κατεύθυνση, επειδή οι τοπικές ανομοιογένειες του ιστού μπορούν να παράγουν χαρακτηριστικές μορφές έντασης. Επομένως, αν και το πρόβλημα ανοιγμάτων είναι παρών, η ανάλυση της κίνησης είναι δυνατή στις περισσότερες περιπτώσεις.

Οι προβλέψιμες ακτινωτές και αξονικές μετατοπίσεις μιας περιοχής μέσα στον ιστό ήταν πιο ευαίσθητες στο μέγεθος αυτής της περιοχής από εκείνες της περιοχής στο τοίχωμα. Το μεγαλύτερο μέγεθος μιας περιοχής,100x40pxls^2, παρήγαγε τις πιο ομοιόμορφες κυματομορφές και οι μικρότερες οδήγησαν στις μέγιστες αποκλίσεις από το μέσο όρο, συχνά με συνέπεια την αποτυχία του αλγορίθμου αναζήτησης. Η προβληματική αναζήτηση στον ιστό μπορεί να οφείλεται στην ομοιόμορφη έντασή του.

Οι τιμές του συντελεστή συσχετισμού ήταν γενικά υψηλότερες από 0,95, για μια περιοχή στην επαφή του τοιχώματος με το εσωτερικό. Στις περισσότερες περιπτώσεις, μεγέθη περιοχών 50x40pxls^2 και 100x40pxls^2 παράγουν υψηλότερους συντελεστές συσχετισμού έναντι των μεγεθών 50x30pxls^2 και 100x30 pxls^2. Λαμβάνοντας υπόψη ότι είναι ανεξάρτητες από τον αριθμό των pxls, αυτές οι διαφορές οφείλονται πιθανότατα στις διαφορετικές μορφές έντασης, που συνδέονται με διαφορετικά μεγέθη και μορφές των περιοχών.

Σε αντίθεση με την επαφή τοιχώματος και εσωτερικού, οι περιοχές μέσα στον ιστό δεν εξέθεσαν περιοδική μορφή του συντελεστή συσχετισμού.

Ο Friemel(1995) επισήμανε τη σημασία της επιλογής του μεγέθους της περιοχής, που βελτιστοποιεί την απόδοση του αλγόριθμου αναζήτησης κηλίδας speckle tracking [10]. Σύγκρινε την απόδοση από τρεις διαφορετικές τεχνικές αναζήτησης κηλίδας, με βάση τον κανονικοποιημένο συντελεστή συσχετισμού, τον μη-κανονικοποιημένο συντελεστή συσχετισμού και το άθροισμα των απόλυτων διαφορών, στα προσομοιωμένα από υπολογιστή δεδομένα. Τα αποτελέσματά του έδειξαν ότι η απόδοση όλων των τεχνικών βελτιώθηκε με το αυξανόμενο μέγεθος της περιοχής. Εντούτοις, σημείωσε διάφορους λόγους να ελαχιστοποιηθεί το μέγεθος, συμπεριλαμβάνοντας τη βελτιωμένη ταχύτητα ανάλυσης(κίνηση), τη μειωμένη υπολογιστική πολυπλοκότητα και τη βελτιωμένη απόδοση υπό συνθήκες μεταβολής της ροής. Τα αποτελέσματα παρουσίασαν καλύτερη απόδοση(δηλ., υψηλότερους συντελεστές συσχετισμού) για περιοχές με μεγαλύτερη διάσταση στην ακτινωτή κατεύθυνση, και στο εσωτερικό και μέσα στον ιστό, πιθανώς λόγω της μεγαλύτερης ετερογένειας της έντασης σε pxl σε αυτή την κατεύθυνση για αυτές τις εικόνες.

Με βάση τις προηγούμενες παρατηρήσεις, ένα μέγεθος 50x40pxls^2 φάνηκε βέλτιστο για την αναζήτηση μιας περιοχής στο τοίχωμα. Στον ιστό, ένα μέγεθος 100x40pxls^2 είναι βέλτιστο, καθώς οι μικρότερες μετατοπίσεις αναμένονταν μέσα στον ιστό και η αναζήτηση σε εκείνη την περιοχή ήταν πιο προβληματική.

Αξιολόγηση της μετακίνησης τοιχωμάτων σχετικά με τον ιστό

Η μείωση στη διαφορά από το τοίχωμα στον ιστό εμφανίστηκε να είναι πιο απότομη στην αξονική κατεύθυνση. Για τις περισσότερες περιοχές, ο συντελεστής συσχετισμού ήταν υψηλότερος στον κοντινό από το μακρινό ιστό, πιθανώς, αφού απεικονίζει την υψηλότερη ένταση(και, επομένως, ένα υψηλότερο ανάλογα σήμα) των συναφών και απεικονισμένων υπερήχων και η παρουσία χαρακτηριστικών δομών μέσα στον κοντινό ιστό, όπως τα όρια της φλέβας του λαιμού. Στο μακρινό ιστό, οι συντελεστές συσχετισμού ήταν πολύ υψηλοί στο εσωτερικό του τοιχώματος, αλλά τείνουν να μειωθούν με την απόσταση από το τοίχωμα.

Μετακίνηση του καρωτιδικού τοίχου αρτηριών στους υγιείς

Οι περιορισμοί στη μέθοδο για την κίνηση ιστού είναι ως εξής:

1. Για να αποφύγουν τη μετακίνηση, που συνδέεται με την αναπνοή, θα μπορούσαν να συλλεχθούν στοιχεία μόνο για μία περίοδο περίπου 3sec, περιορίζοντας τον αριθμό κύκλων, που μετριούνται.
2. Η ελάχιστη μετατόπιση, που θα μπορούσε να ανιχνευθεί περιορίστηκε σε 0,06 mm/pxl, επειδή η πλειοψηφία των ερευνημένων εικόνων ενισχύθηκαν σε ανάλυση από 17,8 mm/pxl.
3. Οι ακολουθίες εικόνας συλλήφθηκαν σε ένα ποσοστό 25 frames/sec, το οποίο περιόρισε τη χρονική ανάλυση κατά 0,04sec. Κατά συνέπεια, μπορεί να λείψουν γρήγορα μεταβαλλόμενα γεγονότα, όπως η μέγιστη συστολή ή η εγκοπή.

Αυτοί οι περιορισμοί στη χωρική και χρονική ανάλυση ήταν αρμόδιοι για την εμφάνιση των επιπέδων κβαντοποίησης στις κυματομορφές. Οι σχετικές μετατοπίσεις επέδειξαν συνήθως μια περιοδικότητα, που υποδηλώνει τον καρδιακό κύκλο. Έγινε υπόθεση ότι η αιχμή της καρωτιδικής πίεσης του σφυγμού(αόριστα αναφερόμενος και ως συστολή) συμπίπτει με το μέγιστο ακτινωτό διαχωρισμό των προγενέστερων και μεταγενέστερων τοιχωμάτων.

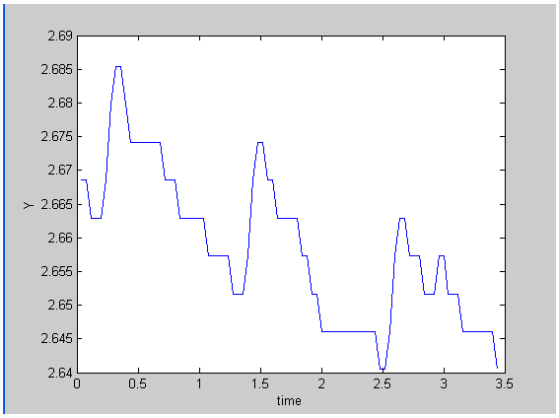
Οι συντελεστές συσχετισμού βρέθηκαν να είναι υψηλότεροι για περιοχές στο μεταγενέστερο τοίχωμα(0.02), πιθανώς λόγω ευνοϊκής απεικόνισης. Οι μετρήσεις στο πάχος του εσωτερικού καλύμματος του τοιχώματος γίνονται συνήθως σε αυτό το τοίχωμα για τον ίδιο λόγο(Bonithon-Kopp 1996, Wendelhag 1991).

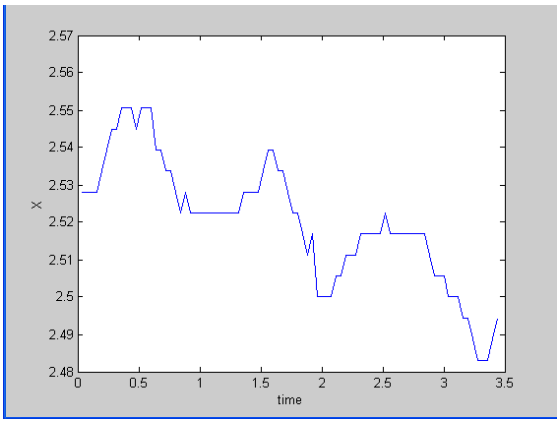
Έναντι των προηγούμενων μεθόδων, η αναζήτηση περιοχών και το block matching από τις ακολουθίες εικόνων β-σάρωσης έχει το πλεονέκτημα ότι επιτρέπει την εκτίμηση μετατόπισης τοιχωμάτων στην ακτινωτή και αξονική κατεύθυνση, που επιτρέπει την αξιολόγηση των ελαστικών ιδιοτήτων στις δύο κατευθύνσεις.

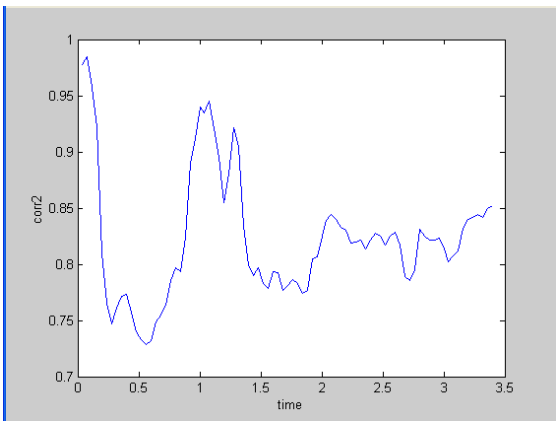
4.2 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΔΕΥΤΕΡΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ

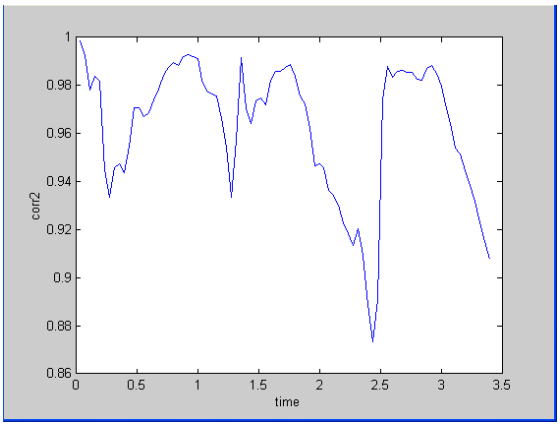
- *Έρευνα για τη βελτιστοποίηση του μεγέθους και της θέσης της περιοχής ενδιαφέροντος*

Για τις ίδιες περιοχές αναζήτησης, μιας μέσα στον ιστό(100x40pxls^2) και μιας στην επαφή του τοιχώματος(50x40pxls^2) παρατηρούμε αντίστοιχα, τις μετατοπίσεις και τον συντελεστή συσχέτισης για την ακολουθία του υγιή:

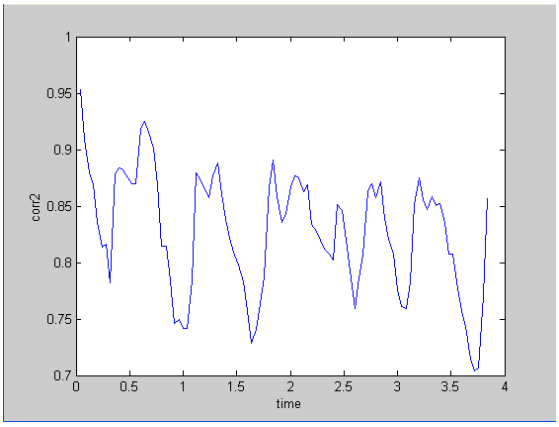


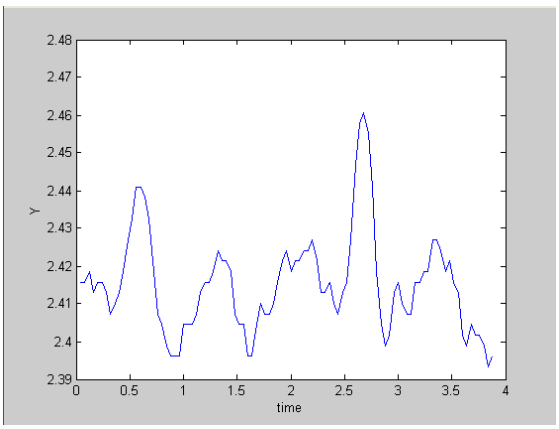


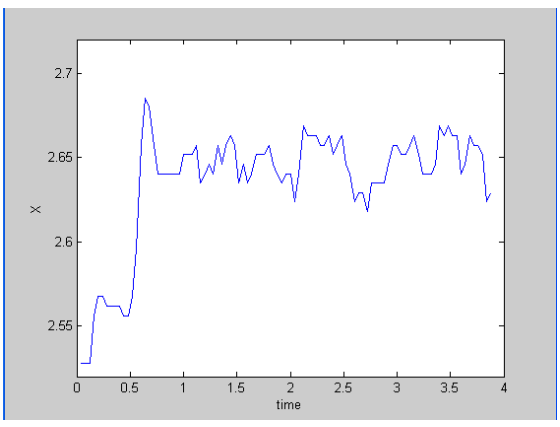


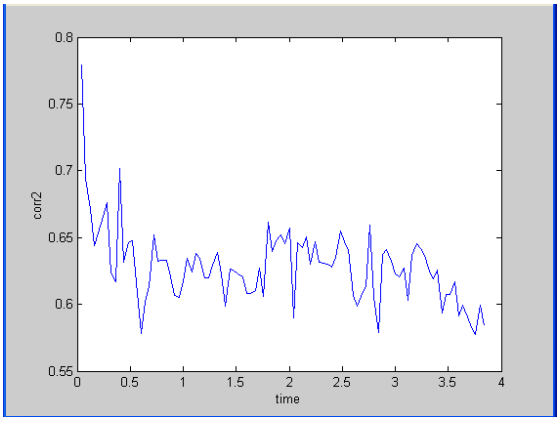


Για την ακολουθία του ασθενή και για τις ίδιες με παραπάνω περιοχές αντίστοιχα παρουσιάζονται οι γραφικές παραστάσεις:



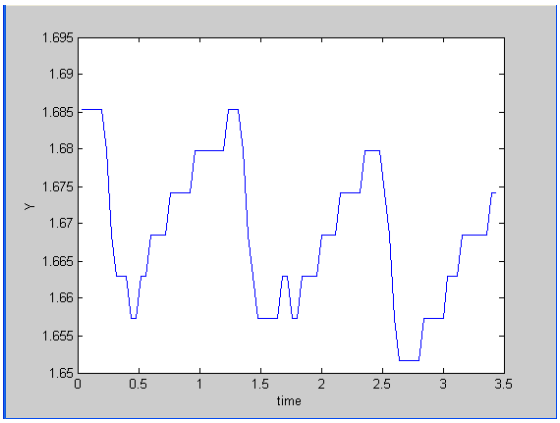


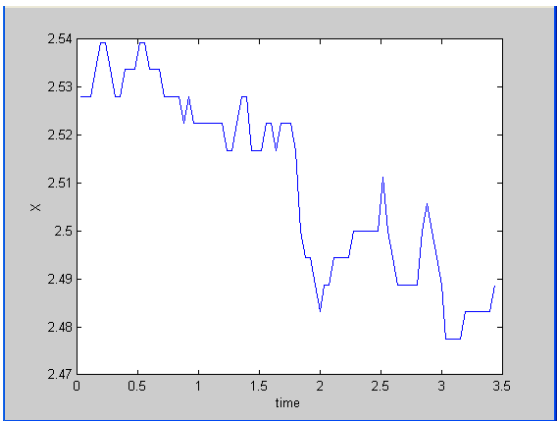


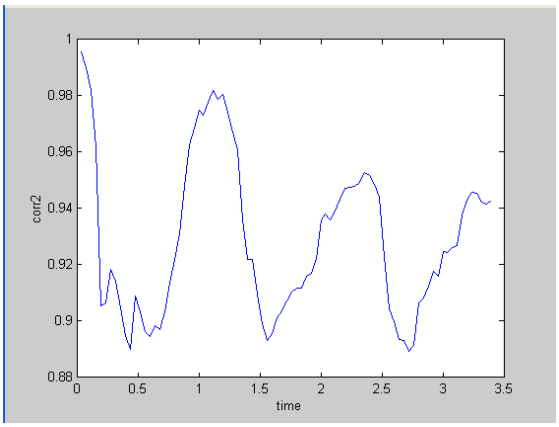


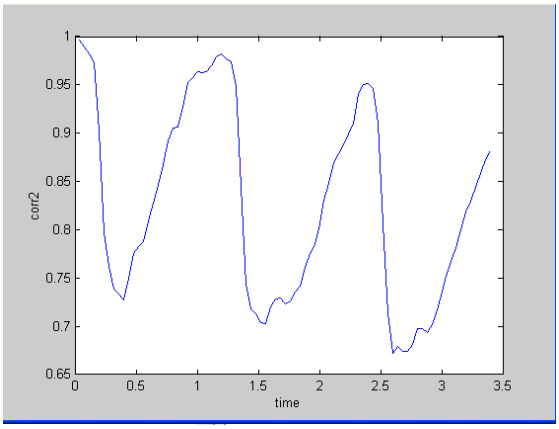
- *Αξιολόγηση της μετακίνησης τοιχώματος σχετικά με τον περιβάλλοντα ιστό*

Όπως και στην πρώτη μέθοδο έτσι και σε αυτή θα μελετήσουμε περιοχές μέσα στον ιστό ή στο περιβάλλοντα κανονικό μέρος του τοιχώματος, και στα προγενέστερα και μεταγενέστερα τοιχώματα, επιφανειακά και βαθύτερα στους ιστούς, επάνω και κάτω από αυτούς. Για τις περιοχές 100x40pxls^2 και 50x40pxls^2 στην ακολουθία του υγιή ακολουθούν οι κυματομορφές:

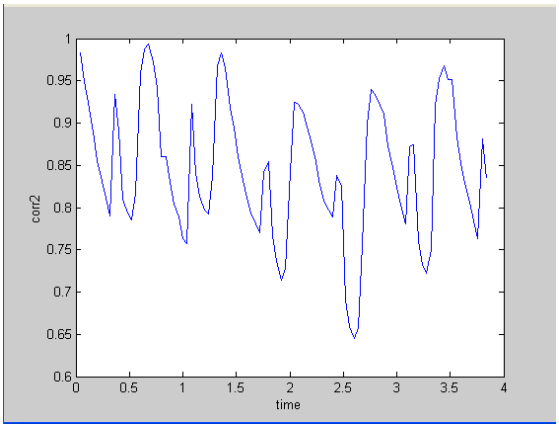


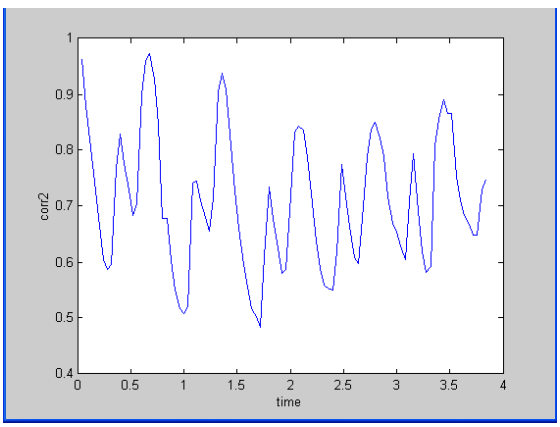






Και για την ακολουθία των ασθενών για τις ίδιες περιοχές βρέθηκαν οι κυματομορφές:

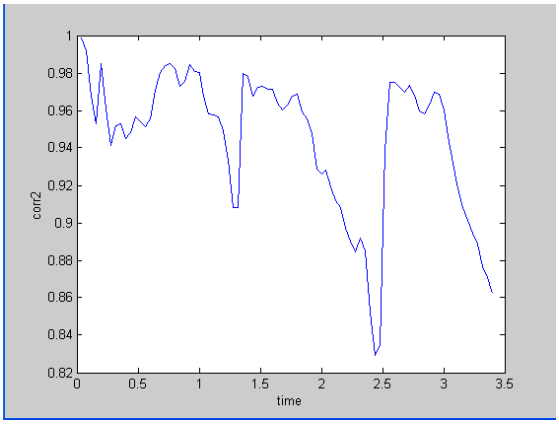




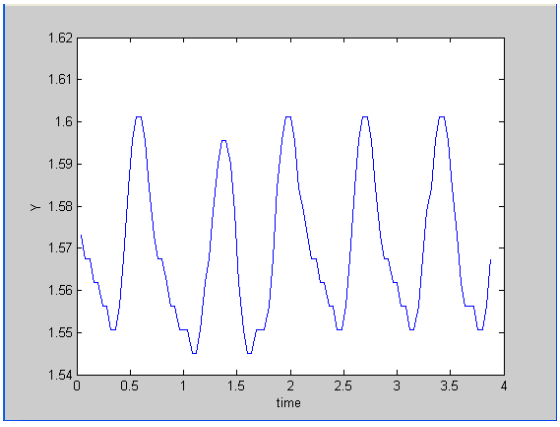
Για τις υπόλοιπες περιοχές 50x40pxls^2 και 100x40pxls^2 ισχύουν οι γραφικές παραστάσεις της παραπάνω παραγράφου.

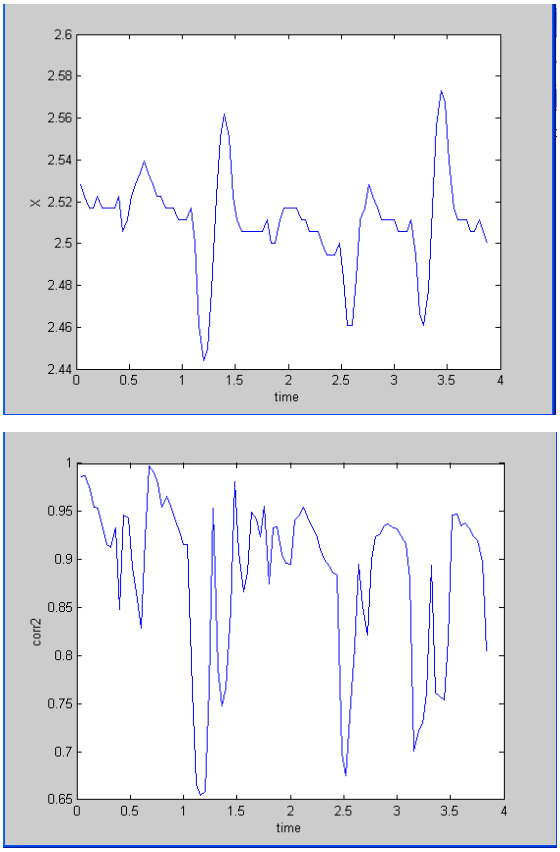
- *Μετακίνηση του καρωτιδικού τοιχώματος στους υγιείς*

Όπως στην πρώτη μέθοδο έτσι κι εδώ θα εξεταστεί η μετακίνηση του τοιχώματος στους υγιείς. Αντίστοιχα δύο περιοχές βρέθηκαν πάνω στις αντίθετες πλευρές του τοιχώματος και οι γραφικές παραστάσεις των μετατοπίσεών τους, καθώς και των συντελεστών συσχέτισής τους παρουσιάστηκαν στις παραπάνω παραγράφους. Η τρίτη περιοχή ήταν τοποθετημένη στο μεταγενέστερο τοίχωμα. Έτσι προέκυψε ο συντελεστής συσχετισμού:



Επιπλέον υπολογίστηκαν οι μετατοπίσεις και ο συντελεστής συσχέτισης για μια περιοχή πάνω στην πλάκα του ασθενούς:





Παρατηρούμε ότι ο συντελεστής συσχέτισης στη δεύτερη μέθοδο είναι ελάχιστα μικρότερος σε σχέση με αυτόν της πρώτης μεθόδου. Το γεγονός αυτό οφείλεται στον τρόπο αναζήτησης της μετατοπισμένης εικόνας, καθώς στην πρώτη μέθοδο χρησιμοποιείται μια αυθαίρετη περιοχή 10x10pxls^2 , ενώ στην δεύτερη εντοπίζεται μέσω της κατεύθυνσης της κίνησης. Ωστόσο, ο χρόνος υπολογισμού των αποτελεσμάτων της δεύτερης μεθόδου μειώθηκε κατά 66% σε σχέση με το χρόνο της πρώτης. Παράλληλα αξίζει να αναφερθεί ότι, λόγω του προσαρμοσμένου μεγέθους της περιοχής αναζήτησης, μπορεί να γίνει ανίχνευση μεγάλης ή γρήγορης κίνησης, που εμπεριέχεται σε αυτή, σε αντίθεση με την πρώτη μέθοδο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η τεχνική που παρουσιάζεται εδώ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αναζήτηση της θέση της περιοχής αναζήτησης στο αρτηριακό τοίχωμα από τις ακολουθίες εικόνων. Τα αποτελέσματα, που επιτυγχάνονται υπό μορφή αξονικών και ακτινωτών θέσεων κυματομορφών των επιλεγμένων περιοχών, μπορούν να είναι χρήσιμα σε διάφορες εφαρμογές. Αυτές περιλαμβάνουν τη μελέτη των ελαστικών ιδιοτήτων των υγιών και ασθενών αρτηριών και της διάγνωσης της αθηρωμάτωσης. Στην τελευταία περίπτωση, μπορεί να διαχωριστούν διάφοροι τύποι αρτηριοσκληρυντικών πλακών βασισμένων στη μορφή της κίνησής τους σχετικά με τον παρακείμενο φυσιολογικό τοίχωμα.

Αν και η χρησιμότητα του αλγορίθμου έχει καταδειχθεί, είναι σημαντικό να αναφερθούν οι περιορισμοί του. Ένας από αυτούς αποτελεί το γεγονός ότι οι μετρήσεις της μετατόπισης μιας περιοχής μπορούν να επηρεαστούν από τη μετακίνηση μιας εξωτερικής αιτίας, π.χ. κίνηση του ασθενή ή κίνηση του χειριστή της συσκευής. Έχει ληφθεί ιδιαίτερη προσοχή για την ελαχιστοποίηση της μετακίνησης λόγω των εξωτερικών πηγών. Οι ασθενείς καλούνται να κρατήσουν την αναπνοή τους κατά τη διάρκεια της καταγραφής και ο χειριστής κρατά τη συσκευή με τα δυο χέρια, ώστε να ληφθεί η μέγιστη σταθερότητα.

Αυτές οι πληροφορίες εμφανίζονται να είναι κρίσιμες εάν θέλουμε να χαρακτηρίσουμε καλύτερα την αρτηριοσκληρυντική ασθένεια, της οποίας η παθολογική εξέλιξη και οι κλινικές περιπλοκές συνδέονται με τον τύπο των πλακών και όχι μόνο με το μέγεθός τους. Το συμβατικό ηχογράφημα είναι χρήσιμο για την αξιολόγηση του μεγέθους των πλακών και ο χαρακτηρισμός του ιστού παρέχει τις πληροφορίες για τον τύπο αυτών.

Έχει προταθεί ένας προσαρμοστικός αλγόριθμος για την εκτίμηση κίνησης, που συνδυάζει τις αρχές της ιεραρχικής block matching τεχνικής με την ανάλυση της υφής. Ο αλγόριθμος όχι μόνο υπολογίζει ακριβώς τις μικρές και

μεγάλες μετατοπίσεις, αλλά και μειώνει τον αριθμό υπολογισμών. Ακόμα αλλάζει προσαρμοστικά το μέγεθος της έρευνας ανάλογα με τα αποτελέσματα της ανάλυσης υφής στο σήμα διαφοράς πλαισίων.

Η απόδοση του παρουσιασμένου αλγορίθμου είναι καλύτερη από αυτή του συμβατικού ιεραρχικού, ακόμα και με σχεδόν τις μισές υπολογιστικές διαδικασίες. Εκτελεί επίσης την πλήρη μέθοδο αναζήτησης, με ένα μικρό μέρος των αναγκαίων διαδικασιών. Επιπλέον η απόδοση της μεθόδου είναι εντυπωσιακά υψηλή, όταν εμφανίζονται οι μεγάλες δυναμικές μετατοπίσεις μέσα στο πλαίσιο εικόνων.

Τέλος, κάποιος θα μπορούσε να αναφέρει ότι η μελλοντική εργασία μπορεί να προσανατολιστεί προς την εφαρμογή της μεθόδου για να αναλυθεί η κίνηση τοιχωμάτων των διάφορων μερών του αρτηριακού δέντρου.

Οι σχετικά απλές πληροφορίες, που βασίζονται στην υφή της πλάκας μπορούν να αντιπροσωπεύσουν μια κατάλληλη μεθοδολογία για τις μελλοντικές μελέτες για τη βιοχημική αναδιαμόρφωση των αρτηριοσκληρυντικών πλακών μετά από τις διαιτητικές, φαρμακολογικές, και μηχανικές επεμβάσεις. Αυτές οι επεμβάσεις θα ελεγχθούν και θα αξιολογηθούν βάσει των αποτελεσμάτων όχι μόνο στη γεωμετρία πλακών, αλλά και στην πυκνότητα και εσωτερική δομή τους, που περιγράφουν ποσοτικά την υφή. Κατ' αυτό τον τρόπο, θα μπορεί να λύσει, με έναν ακριβέστερο τρόπο, τα παλαιά ζητήματα σε πρόοδο της αθηρωμάτωσης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

[1] Aggarwal JK, Martin WN. Dynamic scene analysis: 'Image sequence processing and dynamic scene analysis', 1983.

[2] Aggarwal JK, Nandhakumar N: 'On the computation of motion from sequences of images', 1988.

[3] Chan K.L.: 'Two approaches to motion analysis of the ultrasound image sequence of carotid atheromatous plaque', 1992.

[4] Frederic Dufaux, Fabrice Moscheni: 'Motion estimation techniques for digital tv: A review and a contribution', 1995.

[5] Gunawan, Tandjung, Chong Man Nang: 'Parallel implementation of adaptive bi-directional motion estimation based on texture analysis', 2000.

[6] Huang T, R.Y.Tsai: 'Image sequence analysis: Motion estimation', 1981.

[7] Mazzone A.M., Urbani M.P., Picano E., Paterni M., Borgatti E., A. De Fabritiis, L. Landini: 'In vivo ultrasononic parametric imaging of carotid atherosclerotic plaque by videodensitometric technique', 1995.

[8] Meairs S, Hennerici M: 'Four-dimensional ultrasonographic characterization of plaque surface motion in patients with symptomatic and asymptomatic carotid artery stenosis'. 1999.

[9] O'Donnell M, Skovoroda AR, Shapo BM: 'Measurement of arterial wall motion using Fourier based speckle tracking algorithm', 1991.

[10] Spyretta Golemati, Antonio Sassano, M. John Lever, Anil A. Bharath, Surinder Dhanjil and Andrew N. Nicolaides: ’Carotid artery wall motion estimated from b-mode ultrasound using region tracking and block matching’, 2002.

[11] Spyretta Golemati: ‘Arterial motion estimation from sequences of images’, 2000.

[12] Seferidis, Ghanbari : ‘Hierarchical motion estimation using texture analysis’, 1994.

[13] Yeung F, Levinson SF, Fu D, Parker KJ: ‚Feature-adaptive motion tracking of ultrasound image sequences using a deformable mesh’, 1998.

[14] Yeung F, Levinson SF, Parker KJ: ‘Multilevel and motion model-based ultrasonic speckle tracking algorithms’, 1998.

[15] American Heart Association, http://www.heartassociation.org

[16] American Stroke Association: A Division of American Heart Association, http://www.strokeassociation.org

[17] Carotid Duplex Ultrasound, http://www.csmc.edu

[18] National Institute of Neurological Disorders and Stroke, http://www.health_and_medical\disorders\stroke.htm

[19] Texas Heart Institute, Heart Information Center, http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/stroke.html

[20] USC Center for Vascular Care, Stroke and Carotid Artery Disease, http://www.surgery.usc.edu

[21] http://www.strokecenter.org

[22] Hennerici, Meairs: ‘New and Future Developments in Cerebrovascular Ultrasound, Magnetic resonance angiography, and related techniques’, 1995.