

Εθνικό Μετσοβίο Πολύτεχνειο Σχολή Ηλεκτρολογών Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών Τομέας Συστηματών Μεταδοσής Πληροφορίας και Τεχνολογίας Υλικών

Ανάλυση της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων με τη χρήση της μεθόδου ταύτισης περιοχών και διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Επιστήμη, Γ. Προίσκου

Επιβλέπων : Κωνσταντίνα Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβρης 2010



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ Σχολή Ηλεκτρολογών Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών Τομέας Συστηματών Μεταδοσής Πληροφορίας και Τεχνολογίας Υλικών

Ανάλυση της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων με χρήση της μεθόδου ταύτισης περιοχών και διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Επιστήμη, Γ. Προίσκου

Επιβλέπων: Κωνσταντίνα Νικήτα

Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 21^η Οκτωβρίου 2010.

Αθήνα,	Οκτώβρια	ος 2010
--------	----------	---------

.....

Κ.Σ. Νικήτα Καθηγήτρια ΕΜΠ Δ.Δ. Κουτσούρης Καθηγητής ΕΜΠ

.....

Γ. Ματσόπουλος Επίκουρος Καθηγητής ΕΜΠ

.....

.....

Επιστήμη Γ. Προίσκου

Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός και Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π.

Copyright © Επιστήμη Προίσκου, 2010.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη	8
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή	11
1.1: Δομή και λειτουργία της καρωτίδας	12
1.1.1: Δομικά χαρακτηριστικά	12
1.1.2: Ελαστικές ιδιότητες	13
1.1.3: Αθηροσκλήρωση και καρδιαγγειακές παθήσεις	14
1.2: Βασικές αρχές υπερήχων και απεικόνιση της καρωτίδας	16
1.2.1: Βασικές αρχές απεικόνισης με υπερήχους	16
1.2.2: Απεικόνιση της καρωτίδας με χρήση υπερήχων β-σάρωσης	18
1.3: Σύντομη επισκόπηση της ανάλυσης της κίνησης της καρωτίδας από εικόνες υπερήχων	20
1.3.1: Ανάλυση της ακτινικής και διαμήκους κίνησης της καρωτίδας από εικόνες υπερήχων	20
1.3.2: Μέθοδοι εκτίμησης της κίνησης των αρτηριών με βάση εικόνες υπερήχων β-σάρωσης	22
1.4: Σκοπός της διπλωματικής εργασίας	24
Κεφάλαιο 2: Αλγόριθμος ταύτισης περιοχών και κριτήρια σύγκρισης	26
2.1: Μέθοδος ταύτισης περιοχών	27
2.1.1: Παράγοντες που επηρεάζουν την απόδοση της μεθόδου	30
2.2: Κριτήρια σύγκρισης	32
Κεφάλαιο 3: Υλικό και μέθοδοι	37

3.1: Περιγραφή συνθετικών δεδομένων	38
3.1.1: Ακολουθίες συνθετικών εικόνων υπερήχων με χρήση πραγματικής εικόνας και διαφορετικών επιπέδων θορύβου	38
3.1.2: Ακολουθίες συνθετικών εικόνων υπερήχων με χρήση πραγματικής εικόνας και λογισμικού πακέτου FIELD ΙΙ	40
3.1.3: Περιγραφή μαθηματικού μοντέλου κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας	41
3.1.4: Δείκτης αποτίμησης της ακρίβειας εκτίμησης της κίνησης	43
3.2: Περιγραφή πραγματικών εικόνων υπερήχων β-σάρωσης της καρωτίδας	45
3.3: Υλοποίηση μεθόδου ταύτισης περιοχών και κριτηρίων σύγκρισης	46
3.3.1: Αλγόριθμος ταύτισης περιοχών	46
3.3.2: Υλοποίηση κριτηρίων σύγκρισης	48
Κεφάλαιο 4: Αποτελέσματα	49
4.1: Απόδοση κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών και διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης	, 50
4.2: Εφαρμογή αποτελεσμάτων σε συνθετικά δεδομένα	60
4.3: Παράδειγμα ανάλυσης κίνησης από πραγματικά δεδομένα	63
Κεφάλαιο 5: Συζήτηση-Συμπεράσματα	66
5.1: Γενικά σχόλια	67
5.2: Μελοντικές προοπτικές	69
5.3: Συμπεράσματα	70

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

71

Περίληψη

Η εκτίμηση των δομικών και λειτουργικών ιδιοτήτων του τοιχώματος της καρωτίδας μπορεί να συμβάλει καθοριστικά στην έγκαιρη διάγνωση της αθηρωμάτωσης. Η απεικόνιση με υπερήχους κατέχει πολύ σημαντική θέση στο χώρο της ιατρικής διάγνωσης και η μέθοδος της ταύτισης περιοχών (block matching) είναι μια συχνά χρησιμοποιούμενη τεχνική για την ανάλυση της κίνησης της καρωτίδας με σκοπό την περαιτέρω μελέτη των μηχανικών ιδιοτήτων της. Επομένως, η περαιτέρω βελτίωση του αλγόριθμου της ταύτισης του αρτηριακού τοιχώματος από ακολουθίες εικόνων υπερήχων β-σάρωσης, και για μια εγκυρότερη διάγνωση της κατάστασης της καρωτίδας.

Σε αυτή τη διπλωματική εργασία διερευνήθηκε η επίδραση διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης στον κλασσικό αλγόριθμο ταύτισης περιοχών με στόχο την εγκυρότερη ανίχνευση της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος. Πιο αναλυτικά, εξετάστηκε η επίδραση εννέα διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης, στην απόδοση του αλγορίθμου, συμπεριλαμβανομένου του κανονικοποιημένου συντελεστή συσχέτισης ο οποίος χρησιμοποιήθηκε σε προηγούμενες εργασίες. Η αξιολόγηση της σχετικής απόδοσης των διαφορετικών κριτηρίων πραγματοποιήθηκε σε ακολουθίες συνθετικών εικόνων υπερήχων β-σάρωσης της κοινής καρωτίδας. Χρησιμοποιήθηκαν τέσσερα είδη συνθετικών ακολουθιών: Οι τρεις συνθετικές ακολουθίες δημιουργήθηκαν με παραμόρφωση μίας πραγματικής εικόνας υπερήγων β-σάρωσης, με τη βοήθεια ενός μαθηματικού μοντέλου κίνησης, και προσθήκη διαφορετικών επιπέδων θορύβου. Η τέταρτη συνθετική ακολουθία κατασκευάστηκε με τη βοήθεια του λογισμικού πακέτου Field II και ενός μαθηματικού μοντέλου για την κίνηση του τοιγώματος της καρωτίδας. Η αξιολόγηση της απόδοσης των αλγορίθμων έγινε με βάση το δείκτη αποτίμησης της κίνησης τόσο για την ακτινική όσο και για τη διαμήκη κατεύθυνση, αλλά και για το σύνολο της κίνησης. Σημαντικός παράγοντας που έπαιξε ρόλο στην απόφαση για το βέλτιστο κριτήριο σύγκρισης, ήταν και το υπολογιστικό κόστος καθώς κάποια κριτήρια σύγκρισης παρουσίασαν την ίδια απόδοση και ήταν το ίδιο αξιόπιστα.

Το πιο αξιόπιστο κριτήριο σύγκρισης για εφαρμογή σε πραγματικά δεδομενα αποδείχτηκε ότι ήταν το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών (SSD), το οποίο παρουσίασε την καλύτερη απόδοση στη συνθετική ακολουθία με προσθήκη θορύβου 25dB και 15dB με σφάλμα 1.6954 και 7.3894 αντίστοιχα, και το υπολογιστικό του κόστος ήταν 18 λεπτά. Το κριτήριο αυτό εφαρμόστηκε σε πραγματικές ακολουθίες εικόνων υπερήχων βσάρωσης της καρωτίδας. Σε σύγκριση με το συμβατικό συντελεστή συσχέτισης, παρατηρήθηκε βελτίωση του δείκτη αποτίμησης της κίνησης κατά 31.3% στη συνθετική ακολουθία με προσθήκη θορύβου 25dB και κατά 48% στη συνθετική ακολουθία με προσθήκη θορύβου 15dB. Προτείνεται λοιπόν η αξιοποίηση του συμπεράσματος ότι το κριτήριο του αθροίσματος των των τετραγώνων των διαφορών (SSD) είναι το πίο αξιόπιστο για εφαρμογή σε πραγματικά δεδομένα και το πιο ανθεκτικό για συνθήκες θορύβου. Το κριτήριο αυτό προτείνεται για την εγκυρότερη ανίχνευση της κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας, βοηθώντας στην κατάνόηση των μηχανικών και ελαστικών ιδιοτήτων της καρωτίδας, με στόχο την εγκυρότερη διαγνωση διαφόρων παθήσεων της καρωτίδας.

Λέξεις Κλειδιά

Μέθοδος Ταύτισης Περιοχών, Εκτίμηση Κίνησης, Εικόνες Υπερήχων β-σάρωσης, Καρωτίδα, Κριτήρια Σύγκρισης

Abstract

Assessment of the structural and functional properties of the carotid artery wall can contribute decisively to the early diagnosis of atherosclerosis. Ultrasound imaging is widely used in medical diagnosis and ultrasound-image-based block matching can be used to estimate the motion of the carotid artery. Further improving the block matching algorithm is necessary for an even more reliable study of arterial wall motion from b-mode ultrasound image sequences.

In this thesis, we investigated the effect of different block matching criteria included in the classic block matching algorithm. More specifically, we examined the effect of nine different block matching criteria, in terms of the performance of the algorithm, including the normalized correlation coefficient which has been used in previous work. Evaluation of the relative performance of the different criteria, was investigated in four synthetic b-mode ultrasound image sequences of the common carotid artery: Three synthetic sequences were created by distorting a real b-mode ultrasound image, according to a mathematical motion model, and by adding different noise levels. The fourth synthetic sequence was created using the Field II software package and a mathematical motion model of the carotid wall. The performance of the algorithms was assessed through the warping index, for both radial and longitudinal direction, and also for the entire movement. An important factor in deciding the optimal block matching criterion, was the computational cost as some block matching criteria had the same performance.

The most reliable criterion for real data proved to be the Sum of Squared Differences (*SSD*), which showed the best performance at a synthetic sequence with added noise 25dB and 15dB, with an error 1.6954 and 7.3894 respectively and a computational cost of 18 minutes. This criterion was applied to real b-mode ultrasound image sequences of the carotid artery. Compared to the conventional correlation coefficient, the *SSD* criterion improved the warping index at a range of 31.3% at the synthetic sequence with added noise 25dB and 48% at the synthetic sequence with added noise 15dB. Therefore, it is proposed to use the conclusion that the criterion of Sum of Squared Differences (*SSD*) is the most reliable criterion for application to real data and more resistant to noise conditions. This criterion is proposed for the most reliable detection of the carotid artery, for a most reliable diagnosis of various diseases of the carotid artery.

KeyWords

Block Matching, Motion Estimation, B-Mode Ultrasound Images, Carotid Artery, Block Matching Criteria

Ευχαριστίες

Θέλω πολύ να ευχαριστήσω την Καθηγήτρια Κωνσταντίνα Νικήτα για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε αναθέτοντας μου αυτή τη διπλωματική εργασία, με την οποία ολοκληρώνονται οι σπουδές μου στο τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Εθνικού Μετσόβειου Πολυτεχνείου. Επίσης θέλω να ευχαριστήσω θερμά την ερευνήτρια Σπυρέττα Γολεμάτη, Λέκτορα Βιοϊατρικής Τεχνολογίας στην Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Αθηνών για την πολύτιμη βοήθεια της, την καθοδήγηση και τις συμβουλές που μου παρείχε καθ' όλη τη διάρκεια της διπλωματικής. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω και την οικογένεια μου για την υπομονή και την στήριξη τους όλα αυτά τα χρόνια.

Κεφάλαιο 1° : Εισαγωγή

Στο εισαγωγικό αυτό κεφάλαιο γίνεται μια γενική αναφορά στη δομή, τη λειτουργία και τις ελαστικές ιδιότητες της καρωτίδας, που έχουν άμεση σχέση με τα θέματα ανάλυσης κίνησης που είναι το αντικείμενο της εργασίας. Επιπλέον περιγράφονται οι βασικές αρχές της απεικόνισης με υπερήχους καθώς και προηγούμενες μελέτες υπολογιστικής ανάλυσης της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος της καρωτίδας από εικόνες υπερήχων. Τέλος αναφέρεται ο σκοπός της διπλωματικής εργασίας.

1.1 Δομή και λειτουργία της καρωτίδας

1.1.1 Δομικά χαρακτηριστικά

Η καρωτίδα, ένας από τους κλάδους της αορτής, είναι μεγάλη αρτηρία (δεξιά και αριστερή) με την οποία διοχετεύεται αίμα σε όλους τους ιστούς και τα όργανα του κεφαλιού (Σχήμα 1.1). Η δεξιά κοινή καρωτίδα ξεκινά από την ανώνυμη αρτηρία και η αριστερή από το αορτικό τόξο. Κάθε καρωτίδα χωρίζεται στην έσω καρωτίδα που τροφοδοτεί με αίμα τον εγκέφαλο και στην έξω καρωτίδα που τροφοδοτεί τα όργανα και τους ιστούς του προσώπου [1]. Οι δύο έσω καρωτίδες (δεξιά και αριστερή) αποτελούν το καρωτιδικό σύστημα το οποίο παρέχει το 80% της αιμάτωσης του εγκεφάλου. Αμέσως μετά το διαχωρισμό της κοινής καρωτίδας, η έσω καρωτίδα (στην αρχή της πορείας της) εμφανίζει μία διεύρυνση που ονομάζεται καρωτιδικός βολβός.



Σχήμα 1.1: Σχηματική αναπαράσταση της κεντρικής αορτής και των κλάδων της.

Το τοίχωμα της καρωτίδας, όπως και όλων των αρτηριών και των φλεβών, αποτελείται από τρία στρώματα (Σχήμα 1.2). Το εσωτερικό στρώμα (intima) σχηματίζεται κυρίως από πολύ πλατιά ενδοθηλιακά κύτταρα, τα οποία εξασφαλίζουν την ομαλή και ανεμπόδιστη ροή του αίματος, με το οποίο έρχονται σε επαφή. Το μεσαίο στρώμα (media) συγκροτείται κυρίως από μαλακούς μύες, οι οποίοι με τη σύσφιξη και τη χαλάρωσή τους ρυθμίζουν τη διάμετρο του αγγείου. Τέλος, το εξωτερικό στρώμα (adventitia) είναι κατασκευασμένο από συνδετικό ιστό (κολλαγόνο) [2]. Το στρώμα αυτό είναι χαλαρό στην αρχή της διαστολής και ενεργοποιείται μετά, για να συγκρατήσει την περαιτέρω αύξηση της διαμέτρου. Στις μεγάλες αρτηρίες στις οποίες συγκαταλέγονται η αορτή και η καρωτίδα, μεγάλη ποσότητα ελαστικών ινών (ελαστίνη) είναι αναμεμιγμένη με τους μαλακούς μύες και παρέχει τις ελαστικές ιδιότητες στο τοίχωμα.



Σχήμα 1.2: Σχηματική αναπαράσταση της δομής του αρτηριακού τοιχώματος

1.1.2 Ελαστικές ιδιότητες

Τα κυριότερα μεγέθη που χαρακτηρίζουν τις ελαστικές ιδιότητες της καρωτίδας είναι η ταχύτητα του κύματος πίεσης (pulse wave velocity) [3], το μέτρο ελαστικότητας του Young (Young modulus, E) (εξίσωση 1.1) και η διασταλτικότητα (distensibility, DC) (εξίσωση 1.2) [4]. Το μέτρο ελαστικότητας Ε συχνά αντικαθίσταται από την κλίση της καμπύλης πίεσης-παραμόρφωσης (pressure-strain elastic modulus, Ep) (εξίσωση 1.3), που δεν εξαρτάται από το πάχος (w) του τοιχώματος, ενώ το μέτρο ελαστικότητας σχετίζεται άμεσα με αυτό.

$$E = \frac{\Delta P}{w} * \frac{D}{\Delta D}$$
(1.1)

$$DC = \frac{2 \Delta D / D}{\Delta P}$$
(1.2)

$$Ep = \Delta P * \frac{D}{\Delta D}$$
(1.3)

Στις παραπάνω εξισώσεις, D είναι η διάμετρος του αγγείου, ΔD η μεταβολή της διαμέτρου και ΔP η αρτηριακή πίεση.

Η κίνηση του αρτηριακού τοιχώματος προκαλείται από την πίεση του αίματος, τη ροή του αίματος και το γεγονός ότι οι αρτηρίες βρίσκονται μόνιμα σε κατάσταση διάτασης από δομές που παρέχουν αρτηριακή σταθεροποίηση, δηλαδή από τους μύες του σώματος. Όλες αυτές οι πιέσεις δημιουργούν παραμορφώσεις με αποτέλεσμα την ακτινική, διαμήκη και περιφερική μετατόπιση του αρτηριακού τοιχώματος κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου [3]. Οι μηχανισμοί που είναι υπεύθυνοι για τη διαμήκη μετακίνηση στο τοίχωμα της κοινής καρωτίδας οφείλονται ίσως και στα κύματα παλμού από την καρδιά, και την κίνηση της καρδιάς κατά τη συστολή [6].

1.1.3 Αθηροσκλήρωση και καρδιαγγειακές παθήσεις

Η αθηροσκλήρωση συνίσταται σε ανάπτυξη βλαβών στο τοίχωμα των αρτηριών που ονομάζονται αθηρώματα. Δηλαδή εμφανίζονται στο τοίχωμα των αρτηριών αθηρωματικές πλάκες που ο πυρήνας τους αποτελείται κυρίως από οξειδωμένη χοληστερίνη (LDL χοληστερίνη) με εναπόθεση ασβεστίου (Σχήμα 1.3). Η LDL (χαμηλής πυκνότητας λιποπρωτεϊνη) λέγεται και "κακή" χοληστερίνη γιατί ευθύνεται για τη μεταφορά της χοληστερόλης από το συκώτι στους ιστούς του σώματος και την τοποθέτησή της στα τοιχώματα των αρτηριών, εμποδίζοντας την κυκλοφορία του αίματος. Γι' αυτό, θεωρείται η βασική αιτία για τη δημιουργία αρτηριοσκλήρυνσης και για τη στένωση ή την απόφραξη των αρτηριών. Οι αθηρωματικές πλάκες περιβάλλονται από κάψα ινώδους ιστού, προοδευτικά μεγαλώνουν και στενεύουν σιγά-σιγά τις αρτηρίες ή αδυνατίζουν το τοίχωμά τους με αποτέλεσμα οι αρτηρίες να διατείνονται και να δημιουργούν ανευρύσματα [7]. Εάν η αθηροσκλήρωση δε διαγνωστεί έγκαιρα κάποια στιγμή θα προκαλέσει έμφραγμα του μυοκαρδίου ή εγκεφαλικό επεισόδιο ή ρήξη ανευρύσματος των αρτηριών ή και θρόμβωση των αρτηριών. Για τους λόγους αυτούς η αθηροσκλήρωση θεωρείται ο βασικότερος παράγοντας θνησιμότητας του σύγχρονου ανθρώπου. Αρχίζει από την εφηβική ηλικία ή την ενηλικίωση υπό μορφή αλλοιώσεων του εσωτερικού χιτώνα των αρτηριών. Αυτό δημιουργεί τοπικά στένωση της αρτηρίας που εμποδίζει την ομαλή ροή του αίματος [8]. Μπορεί να προκαλέσει περά από τις περιφερικές αρτηριοπάθειες και ισχαιμία των ιστών, την ελάττωση δηλαδή της κυκλοφορίας του αίματος σε ορισμένο μέρος η όργανο του

σώματος. Είναι γενικά αποδεκτό, ότι η συσσώρευση είναι εντονότερη σε περιοχές πολύ υψηλού ή πολύ χαμηλού ρυθμού διάτμησης [9]. Έχει παρατηρηθεί ότι η αθηροσκλήρωση σχετίζεται με το φύλο και την ηλικία, καθώς πλήττει λιγότερο τις γυναίκες πριν την εμμηνόπαυση από τους άνδρες της ίδιας ηλικίας και εμφανίζεται συχνότερα σε προχωρημένες ηλικίες και στα δύο φύλα. Έχει επίσης αποδειχθεί ότι σχετίζεται άμεσα με την υπέρταση και τον διαβήτη. Επίσης παράγοντες, όπως το κάπνισμα και το αλκοόλ επηρεάζουν την εξέλιξη της ασθένειας αλλά και η υπερλιπιδαιμία, η παχυσαρκία, η έλλειψη άσκησης και το στρες [10]. Η μείωση της ελαστικότητας λόγω αθηρωμάτωσης επιδρά αρνητικά στην πίεση και στο καρδιακό φορτίο, ενώ σε προχωρημένο στάδιο οι πλάκες δημιουργούν στενώσεις ή και ολικές αποφράξεις αρτηριών, ή ακόμα διαρρηγνύονται και αιμορραγούν [7]. Για την αποφυγή εμφράγματος ή εγκεφαλικού επεισοδίου, τα προσβεβλημένα τμήματα των αγγείων αφαιρούνται, σε προχωρημένη φάση της πάθησης.



Σχήμα 1.3: Ανάπτυξη αθηρωματικής πλάκας στην καρωτίδα

Οι περισσότερες χώρες αντιμετωπίζουν πλέον όλο και αυξανόμενα ποσοστά θνησιμότητας από καρδιαγγειακές παθήσεις. Συγκεκριμένα, στην Ελλάδα, πρώτη αιτία θανάτου είναι τα αγγειακά εγκεφαλικά επεισόδια (20% των ετήσιων θανάτων) [11], τα οποία προκαλούνται από τη ρήξη εγκεφαλικών αγγείων λόγω υπέρτασης, ή από τη διακοπή της αιμάτωσης των αγγείων του εγκεφάλου λόγω στένωσης, απόφραξης ή εσωτερικής αιμορραγίας κρανιακών αρτηριών. Δεύτερη αιτία θανάτου είναι οι καρδιοπάθειες (15% των ετήσιων θανάτων), δηλαδή τα εμφράγματα του μυοκαρδίου τα οποία προκαλούνται από την στένωση των στεφανιαίων αρτηριών και την απόφραξή τους από θρόμβους. Οι αιτίες που προκαλούν τις καρδιαγγειακές παθήσεις συνδέονται, άμεσα ή έμμεσα, με τις ιδιότητες των τοιχωμάτων των μεγάλων αρτηριών, και ιδιαιτέρως της καρωτιδικής, της βραχιακής, της στεφανιαίας και της αορτής [12]. Επομένως, η εκτίμηση των ιδιοτήτων αυτών μπορεί να συμβάλει καθοριστικά στην έγκαιρη διάγνωση πολλών ασθενειών. Παρακάτω φαίνονται τα στατιστικά στοιχεία για την Ελλάδα (Σχήμα 1.4):

	Deaths		Years of Life Lost
Causes	(000)	(%)	(%)
All causes	113	100	100
Cerebrovascular disease	22	20	13
Ischaemic heart disease	16	15	15
Trachea, bronchus, lung cancers	6	6	7
Colon and rectum cancers	2	3	3
Upper respiratory infections	2	2	1
Road traffic accidents	2	2	7
Liver cancer	2	2	2
Breast cancer	1	2	3
Stomach cancer	1	2	2
Chronic obstructive pulmonary disease	1	2	1
Source: Death and DALY estimates by cause, 2002 http://www.who.int/entity/healthinfo/statistics/boo	2 dgbddeatho	lalyesti	mates.xls

Σχήμα 1.4: Οι καρδιαγγειακές παθήσεις αποτελούν την πρώτη αιτία θανάτου στην Ελλάδα. [11]

1.2 Βασικές αρχές υπερήχων και απεικόνιση της καρωτίδας

1.2.1 Βασικές αρχές απεικόνισης με υπερήχους

Ο υπέρηχος είναι μια κυκλική ακουστική πίεση με συχνότητα πάνω από το ανώτερο όριο της ανθρώπινης ακοής. Αν και αυτό το όριο ποικίλλει από άτομο σε άτομο, είναι περίπου 20 kHz στους υγιείς νέους ενηλίκους και έτσι, τα 20 kHz θεωρούνται ως το χαμηλότερο όριο για τον ορισμό του υπερήχου [13]. Ο υπέρηχος χρησιμοποιείται σε πολλούς διαφορετικούς τομείς. Όταν διαπερνά ένα μέσο, μετρούνται τα χαρακτηριστικά της αντανάκλασής του ή της ενέργειάς του και αυτό μπορεί να αποκαλύψει λεπτομέρειες για την εσωτερική δομή απεικόνιση και διάγνωση με εύρος συχνοτήτων από 1-20 MHz (Σχήμα 1.5).



Σχήμα 1.5: Εύρος και όρια κατηγοριών ηχητικών συχνοτήτων.

Η απεικόνιση με υπερήχους βασίζεται στην ιδιότητα των ηχητικών κυμάτων να ανακλώνται μερικώς, στα σημεία που βρίσκονται στη διαχωριστική επιφάνεια μεταξύ ιστών με διαφορετικές ακουστικές ιδιότητες. Το ποσοστό της ενέργειας που ανακλάται (R1), για κάθετη πρόσπτωση, εξαρτάται από τις ακουστικές εμπεδήσεις (Z1, Z2) των δύο διαφορετικών μέσων διάδοσης [14], σύμφωνα με την ακόλουθη εξίσωση (εξίσωση 1.4):

$$R1 = \frac{\left(1 - \frac{Z1}{Z2}\right)^2}{\left(1 + \frac{Z1}{Z2}\right)^2} \tag{1.4}$$

Έτσι, όταν ένας παλμός υπερήχων εκπέμπεται από έναν πιεζοηλεκτρικό μετατροπέα προς το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος (Σχήμα 1.6), στο μετατροπέα επιστρέφει, μετά από κάποιο χρόνο, μια παλμική ακολουθία, που δημιουργείται από τις ανακλάσεις που πραγματοποιούνται σε διάφορα βάθη, όταν το ακουστικό κύμα αλλάζει μέσο διάδοσης. Υψηλές συχνότητες εκπομπής επιτρέπουν μικρό βάθος διείσδυσης, όμως το τίμημα της υψηλότερης συχνότητας είναι η μείωση της χωρικής διακριτικής ικανότητας, δηλαδή του βαθμού στον οποίο μπορούν να διακριθούν τα ανακλώμενα σήματα από δύο πολύ κοντινούς στόχους. Συνεπώς, καλή χωρική διακριτική ικανότητα προϋποθέτει παλμούς μικρής διάρκειας, δηλαδή μεγάλου εύρους ζώνης. Εκτός από τη διάρκεια και το χωρικό εύρος των εκπεμπόμενων παλμών, ένας παράγοντας που παίζει σημαντικό ρόλο στην απεικόνιση κινούμενων ιστών, όπως είναι το αγγειακό τοίχωμα της καρωτίδας, είναι ο ρυθμός παρατήρησης της θέσης του ιστού, δηλαδή η συχνότητα επανάληψης των ηχητικών παλμών (Pulse Repetition Frequency, PRF) [14]. Η PRF εξαρτάται από το μέγιστο υπό εξέταση βάθος d_{max} , δεδομένου ότι ένας παλμός δεν πρέπει να μεταδοθεί πριν τη συλλογή όλων των αντηχήσεων (echoes) του προηγούμενου παλμού από την περιοχή ενδιαφέροντος. Υπάρχει επομένως ένα ανώτατο όριο PRF_{max} (εξίσωση 1.5):

$$PRF_{max} = \frac{c}{2*d_{max}} \tag{1.5}$$

Για τη δισδιάστατη υπερηχητική απεικόνιση απαιτούνται πολλές παράλληλες δέσμες, οι οποίες εξέρχονται από το μετατροπέα υπερήχων που αποτελεί το σημείο επαφής του συστήματος απεικόνισης υπερήχων με τον ασθενή (Σχήμα 1.6). Στη διεύθυνση των δεσμών, γίνεται η εκπομπή διαφορετικών παλμών και το σύνολο των γραμμών που αντιστοιχεί στις δέσμες αυτές συγκροτεί ένα πλαίσιο, δηλαδή μια εικόνα υπερήχου. Ο ρυθμός λήψης των πλαισίων είναι ίσος με το γινόμενο της συχνότητας επανάληψης των παλμών με τον αριθμό των γραμμών του πλαισίου. Στις εικόνες δύο διαστάσεων η χωρική διακριτική ικανότητα διακρίνεται σε αξονική, δηλαδή κατά τη διεύθυνση της διάδοσης του ηχητικού παλμού, και εγκάρσια. Η αξονική διακριτική ικανότητα καθορίζεται από τη χρονική διάρκεια του ηχητικού παλμού [14]. Για να έχουμε καλή εγκάρσια διακριτική ικανότητα πρέπει η δέσμη να είναι στενή, γεγονός που επιτυγχάνεται με τεχνικές εστίασης. Οι τεχνικές αυτές περιλαμβάνουν τη χρήση ακουστικών φακών ή κοίλων πιεζοηλεκτρικών μετατροπέων, καθώς και τη συμβολή σε κατάλληλα βάθη δεσμών διαφορετικής φάσης, που προέρχονται από γειτονικούς μετατροπείς.



Σχήμα 1.6: Λήψη εικόνων υπερήχων στην καρωτίδα

1.2.2 Απεικόνιση της καρωτίδας με χρήση υπερήχων β-σάρωσης

Μια ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος διάγνωσης της στένωσης των καρωτίδων είναι η υπερηχοτομογραφία. Με αυτή γίνεται η εκτίμηση του βαθμού της στένωσης, της έκτασης,

της ακριβούς θέσεως, της μορφολογίας, της σύστασης και του μεγέθους της βλάβης. Μια μέθοδος απεικόνισης υπερήχων που χρησιμοποιείται συχνά και είναι πλέον η επικρατέστερη τεχνική για τη δισδιάστατη απεικόνιση εσωτερικών δομών, είναι η Βσάρωση (brightness mode). Στη συγκεκριμένη τεχνική σάρωσης (Σχήμα 1.7) το πλάτος μίας αντήχησης αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο ανάλογης φωτεινότητας ή απόχρωσης του γκρι (gray scale display) στην αντίστοιχη γεωμετρική του θέση, με αποτέλεσμα την απεικόνιση μιας δομής του σώματος [14].



Σχήμα 1.7: Απεικόνιση μιας δομής του σώματος με χρήση υπερήχων β-σάρωσης. Το πλάτος μιας αντήχησης αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο ανάλογης φωτεινότητας ή απόχρωσης του γκρι στην αντίστοιχη γεωμετρική του θέση με αποτέλεσμα την απεικόνιση μιας τομής του σώματος [14].

Η απεικόνιση της καρωτίδας με χρήση υπερήχων, ως επιφανειακό αγγείο, είναι ιδιαίτερα αποτελεσματική χάρη στις υψηλές συχνότητες εκπομπής που επιτρέπουν μικρό βάθος διείσδυσης, καθώς η εξάρτηση της εξασθένησης από τη συχνότητα έχει ως αποτέλεσμα τη μεγαλύτερη εξασθένηση των υψηλών συχνοτήτων σε σχέση με τις χαμηλές. Η εξασθένηση των ακουστικών σημάτων είναι εκθετική σε συνάρτηση με την απόσταση και μάλιστα διαφορετική για κάθε συχνότητα [15]. Το γεγονός αυτό έχει ως συνέπεια τόσο την ελάττωση του λόγου σήματος προς θόρυβο σε μεγαλύτερο βάθος, όσο και τη μικρή παραμόρφωση του υπερηχητικού παλμού. Η οπισθοσκέδαση που παρατηρείται στα τοιχώματα των μεγάλων αγγείων όπως είναι η καρωτίδα είναι αρκετά ισχυρή, με αποτέλεσμα ο λόγος σήματος προς θόρυβο να είναι ικανοποιητικός. Επιπλέον, η βαθύτερη θέση ενός αγγείου οδηγεί σε χαμηλότερη συχνότητα ακολουθίας πλαισίων (frame rate), και έτσι η παραγωγή μικρών μετακινήσεων είναι δυσκολότερο να ανιχνευθεί και να μετρηθεί, και οι μικρότερες μετακινήσεις οδηγούν σε πιο θορυβώδεις καταγραφές [6].

Η απεικόνιση με υπερήχους, τόσο της καρδιάς [12],[16] όσο και των αγγείων [17], [18], [19], κατέχει πολύ σημαντική θέση στο χώρο της ιατρικής διάγνωσης, για πολλούς λόγους: το κόστος της είναι εξαιρετικά χαμηλό, είναι μη επεμβατική και η επιβάρυνση που προκαλεί στον οργανισμό του ασθενούς είναι ουσιαστικά αμελητέα, και στις περισσότερες περιπτώσεις μπορεί να αυτοματοποιηθεί και να πραγματοποιείται σε πραγματικό χρόνο. Σημαντικό πλεονέκτημα των τεχνικών με χρήση υπερήχων είναι η δυνατότητα απεικόνισης της κίνησης των κινούμενων δομών [18], [20], [21], [22].

Ειδικότερα για την καρωτίδα, η σημασία της μελέτης και απεικόνισης της είναι εξαιρετική για την εκτίμηση του κινδύνου εκδήλωσης διαφόρων ασθενειών σε υγιή άτομα [4]. Απαραίτητη για την εκτίμηση αυτή είναι η λήψη μετρήσεων των κυριότερων χαρακτηριστικών της καρωτίδας (διάμετρος, πάχος τοιχώματος, ελαστικότητα, ύπαρξη ή μη πλακών και ιδιότητες των τελευταίων κλπ.). Επίσης, η εκτίμηση του βαθμού της στένωσης της καρωτιδικής αρτηρίας, καθώς και άλλων μεγάλων αρτηριών, αποτελεί κρίσιμο στοιχείο για τη λήψη αποφάσεων σχετικά με την αναγκαιότητα ή μη χειρουργικών επεμβάσεων σε ασθενείς. Όμως η εκτίμηση των ιδιοτήτων των αρτηριών μέσω της παρακολούθησης της κίνησης των τοιχωμάτων τους δεν έχει βρει μέχρι σήμερα ευρεία εφαρμογή σε κλινικό περιβάλλον.

Σύντομη επισκόπηση της ανάλυσης της κίνησης της καρωτίδας από εικόνες υπερήχων

1.3.1 Ανάλυση της ακτινικής και διαμήκους κίνησης της καρωτίδας από εικόνες υπερήχων

Σε αρχικές μελέτες για την κίνηση της καρωτίδας θεωρήθηκε ότι η διαμήκης ή αξονική κίνησή της, δηλαδή η κίνηση ως προς την κατεύθυνση της ροής του αίματος, ήταν αμελητέα σε σχέση με την ακτινική κίνηση και δε λαμβανόταν υπόψη στα εξαγόμενα αποτελέσματα [23]. Είναι πιθανό ότι λόγω και των συστημάτων υπερήχων παλαιότερης τεχνολογίας δεν μπορούσε να γίνει αντιληπτή η διαμήκης κίνηση μέχρι τη δεκαετία του 50. Στη δεκαετία του '50, χρησιμοποιώντας κινηματογραφικές παρατηρήσεις χαντρών κολλημένων στην επιφάνεια αγγείων, οι Lawton και Greene μέτρησαν τη διαμήκη κίνηση της κοιλιακής αορτής των σκύλων. Η μετρούμενη κίνηση ήταν πολύ μικρή, και θεωρήθηκε τότε ότι οφειλόταν στην κίνηση του διαφράγματος κατά την αναπνοή [24]. Τα αποτελέσματα επιβεβαιώθηκαν αργότερα από τους Patel et al. [25], [26] στη θωρακική αορτή των σκύλων, και από τους Deng et al. [27] στην αορτή ποντικών. Σε μια μελέτη με χοίρους ως πειραματόζωα, χρησιμοποιώντας πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους κολλημένους επάνω στην αρτηρία, οι Tozzi et al [28] πρόσφατα παρατήρησαν επίσης σημαντική μείωση του μήκους της κοινής καρωτίδας κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου. Η μείωση αυτή υπολογίστηκε από τη χρονική καθυστέρηση των ηλεκτρικών σημάτων μεταξύ τριών ζευγών πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων που ήταν σε απόσταση 10-15mm μεταξύ τους. Έδειξαν έτσι ότι υπάρχει σημαντική διαμήκης κίνηση. Βρέθηκε επίσης ότι η διαμήκης κίνηση του τοιχώματος της αρτηρίας ήταν αρκετά παρόμοια με τη ροή αίματος κοντά στο τοίχωμα [29].

Πρόσφατα, με σύγχρονα συστήματα υπερήχων υψηλής ευκρίνειας για την ταυτόχρονη καταγραφή της διαμήκους και ακτινικής κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος, οι Μ. Persson et al παρατήρησαν στα 10 άτομα τα οποία μελέτησαν, ότι σε μεγάλες αρτηρίες τα εσωτερικά στρώματα του τοιχώματος (σύμπλεγμα έσω-μέσου χιτώνα – intima-media complex), είχαν κίνηση και στη διαμήκη κατεύθυνση [30]. Επιπλέον ερευνήθηκαν οι διαμήκεις κινήσεις της κοιλιακής αορτής, οι οποίες ήταν παρόμοιες με εκείνες της καρωτίδας, των βραχιόνιων αρτηριών και των αρτηριών που βρίσκονται στο πίσω μέρος του γονάτου [6]. Βρέθηκε ότι υπάρχει κατά τη διάμεται του καρδιακού κύκλου σημαντική διαμήκης κίνηση του ίδιου μάλιστα μέτρου με την ακτινική. Πρώτα κατά τη φορά του αίματος, κατόπιν κίνηση αντίθετη με τη φορά του αίματος και μετά πάλι κίνηση κατά τη φορά του αίματος [6].

Πιο πρόσφατες μελέτες έχουν δείξει ότι υπάρχει σημαντική διαμήκης κίνηση στο αρτηριακό τοίχωμα [6] και ότι η κίνηση αυτή μπορεί να διακρίνει μεταξύ συμπτωματικών και ασυμπτωματικών αθηρωματικών πλακών [31]. Οι Bang et al ασχολήθηκαν με τη μελέτη της κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας και της αθηρωματικής πλάκας παράγοντας έναν πυκνό χάρτη διανυσμάτων των μετατοπίσεων [32], με υπολογιστική διαδικασία παρόμοια

με εκείνη των Golemati et al. [5]. Από αυτό το σύνολο διανυσμάτων, υπολόγισαν 29 παραμέτρους που αντιπροσωπεύουν το πλάτος της κίνησης, τη διεύρυνση/συμπίεση της πλάκας και τη σχετική κίνηση μεταξύ της πλάκας και του τοιχώματος. Πραγματοποίησαν 5 διαφορετικές καταγραφές 2-3 καρδιακών κύκλων σε 12 ασθενείς (6 συμπτωματικούς και 6 ασυμπτωματικούς), επαληθεύοντας ότι 7 από τις 29 παραμέτρους της κίνησης αναπαράγονται σωστά και θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για το διαχωρισμό των διαφόρων τύπων αθηρωματικών πλακών [33]. Οι Cinthio et al [34] χρησιμοποίησαν ένα κυλινδρικό ομοίωμα με αγάρ (agar) που συνδέεται με ένα σύστημα συντεταγμένων X-Y. Με τον τρόπο αυτό αξιολόγησαν τον αλγόριθμό τους ως προς την αποδοτικότητά του στην ανάλυση της κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας στις δυο διαστάσεις. Πρόσφατα οι Cinthio et al [35] αξιολόγησαν τη μεταβλητότητα των μετρήσεων του συμπλέγματος του έσω-μέσου χιτώνα που εμφανίζονται στη διαμήκη μετακίνηση, καθ' όλη τη διάρκεια των φάσεων της κίνησης. Πραγματοποίησαν 2 διαφορετικές καταγραφές εικόνων υπερήχων σε 20 υγιή άτομα και συγκρίνοντας τες, έδειξαν ότι οι διαφορές μεταξύ των κινήσεων είναι αποδεκτές συγκρινόμενες με το πλάτος της μετατόπισης και ότι μεταξύ των δύο καταγραφών των μετρήσεων δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές. Επίσης πρόσφατα, έδειξαν ότι παρουσία αδρεναλίνης το πλάτος της διαμήκους μετατόπισης της κοινής καρωτίδας των χοίρων, αυξήθηκε κατά 200% [36].

Από όλες τις μελέτες που έχουν γίνει μέχρι σήμερα για την ανάλυση της κίνησης της καρωτίδας από εικόνες υπερήχων, συμπεραίνουμε ότι ειδικά για την διαμήκη μετατόπιση της καρωτίδας, δεν έχει γίνει η απαραίτητη εμβάθυνση πάνω στον τρόπο που λειτουργεί, τις δυνάμεις που αναπτύσσονται και το πώς αυτές επηρεάζουν τη δημιουργία της αθηρωματικής πλάκας. Επομένως θα ήταν σημαντικό να δοθεί ιδιαίτερη έμφαση στη δισδιάστατη απεικόνιση της καρωτίδας, καθώς βοηθάει στη μελέτη τόσο της ακτινικής όσο και της διαμήκους μετατόπισής της, και να βελτιωθούν περαιτέρω οι τεχνικές που βοηθούν σε αυτό όπως είναι και η μέθοδος ταύτισης περιοχών σε εικόνες υπερήχων β-σάρωσης. Η μέθοδος αυτή θα αναλυθεί διεξοδικά στα επόμενα κεφάλαια.

1.3.2 Μέθοδοι εκτίμησης της κίνησης των αρτηριών με βάση εικόνες υπερήχων βσάρωσης

Το πλεονέκτημα της τεχνικής απεικόνισης με εικόνες υπερήχων β-σάρωσης είναι ότι μπορούν να ανιχνεύσουν κίνηση σε δισδιάστατο πεδίο. Γι' αυτό το λόγο, αναπτύχθηκαν μέθοδοι εκτίμησης της κίνησης των αρτηριών με βάση εικόνες υπερήχων β-σάρωσης (B-mode). Έτσι, μια συχνά χρησιμοποιούμενη μέθοδος για τον υπολογισμό της κίνησης σε δύο διαστάσεις στο αίμα και στον ιστό είναι η μέθοδος speckle tracking. Η μέθοδος speckle tracking υπολογίζει την κίνηση από την ανάλυση της κίνησης του θορύβου κοκκώδους μορφής (speckle pattern) σε διαδοχικές εικόνες β-σάρωσης και έχει χρησιμοποιηθεί σε ποικίλες βιοϊατρικές εφαρμογές, όπως η παρακολούθηση (tracking) της αιματικής ροής [37], της κίνησης του μυοκαρδίου [38] και της κίνησης των αρτηριακών τοιχωμάτων [5], [39].

Η μέθοδος της ταύτισης περιοχών (block matching) είναι μια συχνά χρησιμοποιούμενη τεχνική επεξεργασίας ακολουθιών εικόνων. Χρησιμοποιώντας εικόνες υπερήχων, η κίνηση μπορεί να υπολογιστεί με τον αλγόριθμο αυτό, με τη σύγκριση ενός δείγματος σε μία μικρή περιοχή, ή 'πυρήνα' (kernel), με μια περιοχή αναζήτησης σε μια από τις επόμενες εικόνες της ακολουθίας. Οι Friemel et al [40] διερεύνησαν τη σημασία του μεγέθους του 'πυρήνα' για τη βελτιστοποίηση της απόδοσης τριών αλγορίθμων ταύτισης περιοχών για τον υπολογισμό της κίνησης σε δύο διαστάσεις από την ανάλυση της κίνησης του θορύβου κοκκώδους μορφής (speckle-tracking). Κάθε αλγόριθμος είχε και διαφορετικό κριτήριο σύγκρισης: τον κανονικοποιημένο συντελεστή συσχέτισης (NCC), το μη-κανονικοποιημένο συντελεστή συσχέτισης (CC) και το άθροισμα των απολύτων διαφορών (SAD). Τα αποτελέσματά τους έδειξαν ότι η απόδοση όλων των τεχνικών που μελετήθηκαν βελτιώθηκε με την αύξηση του μεγέθους του 'πυρήνα'. Συγκεκριμένα, η εφαρμογή του NCC και του SAD έφεραν τα ίδια αποτελέσματα. Τα μεγέθη των 'πυρήνων' ήταν μεταξύ 1.5×3.1 mm. και 4.6×9.2 mm. Αργότερα, οι Golemati et al [5] πρότειναν μια μέθοδο για την εκτίμηση της κίνησης των τοιχωμάτων της καρωτίδας σε δύο διαστάσεις με τη μέθοδο της περιοχής αναζήτησης (region tracking) και της μεθόδου ταύτισης περιοχών του speckle με χρήση του NCC. Διαπιστώθηκε ότι το βέλτιστο μέγεθος του κεντρικού σημείου ήταν 3.2 $\times 2.5$ mm.

Όσον αφορά την εφαρμογή κριτηρίων σύγκρισης στον αλγόριθμο της ταύτισης περιοχών, έχουν γίνει διάφορες μελέτες. Σε μία μελέτη που έγινε πρόσφατα για την ανίχνευση της κίνησης της καρδιακής βαλβίδας [42], χρησιμοποιήθηκαν ως κριτήρια σύγκρισης το *SAD*, το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών (*SSD*) και ο *NCC* και βρέθηκε ότι ο *NCC* φέρει τα καλύτερα αποτελέσματα. Τα κριτήρια μέγιστη διαφορά (*MD*), κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα (NAE) και κανονικοποιημένο μέσο τετραγωνικό σφάλμα (NMSE) έχουν χρησιμοποιηθεί και σαν δείκτες ποιότητας εικόνας (image quality measures) στον τομέα της συμπίεσης βιοϊατρικής εικόνας για αξιολόγηση της ποιότητας συμπίεσης [43] αλλά και σαν δείκτες ποιότητας εικόνας σε οποιαδήποτε είδους εικόνα [44]. Επίσης πρόσφατα χρησιμοποιήθηκε και το κριτήριο της μέσης απόλυτης διαφοράς (MAD) για την εφαρμογή της μεθόδου ταύτισης περιοχών για τη συμπίεση βίντεο [45]. Τέλος χρησιμοποιήθηκε και το SAD και το SSD για τη μέθοδο ταύτισης περιοχών στην ανίχνευση της αθηρωματικής πλάκας στη στεφανιαία αρτηρία αλλά και σε άλλες μεγάλες αρτηρίες [46].

Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων των παραπάνω μελετών, έχουν αναπτυχθεί συστήματα λογισμικού που προσομοιώνουν πεδία υπερήχων. Στην κατηγορία αυτή ανήκει το Field II το οποίο παρέχει ένα πλαίσιο προσομοίωσης πεδίων υπερήχων ενσωματώνοντας ρεαλιστικά χαρακτηριστικά των μετατροπέων [47]. Το λογισμικό FIELD II έχει χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση ενός χωροχρονικού μη συμπαγούς (nonrigid) αλγορίθμου ευθυγράμμισης για την εκτίμηση της κίνησης από εικόνες υπερήχων της καρδιάς [48].

Σε προηγούμενες μελέτες η αξιολόγηση αλγορίθμων ανάλυσης κίνησης γινόταν με χρήση ειδικά κατασκευασμένων ομοιωμάτων της καρωτίδας που προσομοιώνουν τις ακουστικές ιδιότητες των βιολογικών ιστών [34], [32], [49]. Πρόσφατα, ένα ομοίωμα αγγειακού τοιχώματος, που αποτελείται από ένα αγγείο κατασκευασμένο από πολυβινίλιο (polyvinyl alcohol) και μια αντλία για τη δημιουργία της κίνησης, προτάθηκε για χρήση σε μελέτες ανάλυσης κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας [50]. Όμως η τεχνική της χρήσης ομοιωμάτων απαιτεί ειδικό εξοπλισμό, ο οποίος συνήθως δεν είναι εύκολα διαθέσιμος. Ένας τρόπος αξιολόγησης διαφορετικών μεθόδων, είναι η σύγκριση τους με βάση υπολογιστικά πειράματα (in silico) που πραγματοποιούνται σε συνθετικά δεδομένα υπερήχων της καρωτίδας. Πραγματικά δεδομένα υπερήχων β-σάρωσης χρησιμοποιούνται στη συνέχεια για να μελετηθεί η εφαρμογή της βέλτιστης μεθόδου.

1.4 Σκοπός της διπλωματικής εργασίας

Σκοπός της διπλωματικής εργασίας είναι η διερεύνηση της επίδρασης διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης στον κλασσικό αλγόριθμο ταύτισης περιοχών με στόχο την εγκυρότερη ανίχνευση της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος από ακολουθίες εικόνων

υπερήχων β-σάρωσης. Πιο αναλυτικά, θα εξεταστεί η επίδραση εννέα διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης στην απόδοση του αλγορίθμου. Η αξιολόγηση της σχετικής απόδοσης των διαφορετικών κριτηρίων θα πραγματοποιηθεί σε τέσσερα διαφορετικά είδη ακολουθιών συνθετικών εικόνων, με και χωρίς προσθήκη θορύβου. Το πιο αξιόπιστο κριτήριο σύγκρισης θα εφαρμοστεί στη συνέχεια σε πραγματικές ακολουθίες εικόνων υπερήχων β-σάρωσης της καρωτίδας και τα αποτελέσματα θα συγκριθούν με αυτά του κριτηρίου του κανοικοποιημένου συντελεστή συσχέτισης, ο οποίος έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως σε προηγούμενες εργασίες. Με τον τρόπο αυτό επιδιώκεται η δημιουργία μιας αξιόπιστης μεθοδολογίας για την ανάλυση της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος, η οποία θα μπορεί να αξιοποιηθεί με ποικίλους τρόπους για τη μελέτη των δομικών και λειτουργικών ιδιοτήτων του και κατ'επέκταση για την έγκυρη και έγκαιρη διάγνωση αρτηριακών παθήσεων.

Κεφάλαιο 2° : Αλγόριθμος Ταύτισης Περιοχών και Κριτήρια Σύγκρισης

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζεται το θεωρητικό υπόβαθρο της μεθοδολογίας που θα χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος από εικόνες υπερήχων και που βασίζεται στον αλγόριθμο ταύτισης περιοχών. Επίσης, περιγράφονται οι βασικές έννοιες του κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών. Τέλος περιγράφονται εννέα κριτήρια σύγκρισης, που έχουν χρησιμοποιηθεί για τη συγκεκριμένη μέθοδο σε διάφορες εφαρμογές από ανάλυση κίνησης μέχρι συμπίεση βίντεο. Η συγκριτική μελέτη των διαφορετικών αυτών κριτηρίων, ως προς την ακρίβεια της εκτίμησης κίνησης από ακολουθίες εικόνων, αποτελεί το αντικείμενο της διπλωματικής εργασίας.

2.1 Μέθοδος ταύτισης περιοχών

Η εκτίμηση κίνησης (motion estimation) είναι μια διαδικασία προσδιορισμού των διανυσμάτων κίνησης που περιγράφουν τη μετατόπιση από μια δισδιάστατη εικόνα σε μια άλλη συνήθως σε διαδοχικά πλαίσια μιας ακολουθίας εικόνων. Τα διανύσματα κίνησης μπορούν να προέρχονται είτε από ολόκληρη την εικόνα (ολική εκτίμηση κίνησης) ή από συγκεκριμένες περιοχές της, ή ακόμα και από μεμονωμένα εικονοστοιχεία (pixels). Η χρησιμότητά τους βρίσκει εφαρμογή σε πολλά πεδία επεξεργασίας και ανάλυσης εικόνας. Τα διανύσματα κίνησης αντιστοιχούν σε μεταβολές της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων μεταξύ των εικόνων της ακολουθίας.

Ένας αλγόριθμος ταύτισης περιοχών (block matching algorithm) είναι ένας αλγόριθμος που χρησιμοποιείται για να εντοπιστούν οι περιοχές (blocks) που ταυτίζονται σε μια ακολουθία εικόνων ψηφιακού βίντεο για τους σκοπούς ανίχνευσης κίνησης. Ο σκοπός του αλγορίθμου είναι να βρεθεί μια ισοδύναμη περιοχή από μια εικόνα i σε κάποια άλλη εικόνα j, η οποία μπορεί να εμφανιστεί πριν ή μετά από την i. Ο αλγόριθμος αυτός χρησιμοποιεί διάφορα είδη κριτηρίων για να βρει τη βέλτιστη περιοχή (best matched block) στην εικόνα j.

Στην κλασική μέθοδο ταύτισης περιοχών και για την περίπτωση της ανίχνευσης κίνησης όπως στην παρούσα εργασία, η μέθοδος λειτουργεί ως εξής. Θεωρούμε σε μια εικόνα (frame) μιας ακολουθίας μια περιοχή αναφοράς (reference block). Η περιοχή αναφοράς είναι αυτή που θέλουμε να ανιχνεύσουμε στην επόμενη ή προηγούμενη εικόνα της ακολουθίας, αναλόγως με το αν ο αλγόριθμος τρέχει από την πρώτη εικόνα της ακολουθίας έως την τελευταία ή ανάποδα. Η περιοχή αναζήτησης (search window) είναι η περιοχή στην οποία βρίσκονται όλες οι υποψήφιες περιοχές αναφοράς. Ο αλγόριθμος, σαρώνει όλη την περιοχή αναζήτησης στην επόμενη ή προηγούμενη εικόνα με το κέντρο της περιοχής αναφοράς (του οποίου τη μετατόπιση θέλουμε να υπολογίσουμε), ώστε να βρεθεί το κατάλληλο σημείο όπου υπάρχει το καλύτερο ταίριασμα της περιοχής αναφοράς με την αντίστοιχη υποψήφια βέλτιστη περιοχή (Σχήμα 2.1). Η μέθοδος βασίζεται στην υπόθεση ότι η περιοχή αναφοράς παραμένει αναλλοίωτη στο χρόνο και στην κίνηση γεγονός που επιβάλλει υψηλή συχνότητα λήψης εικόνων (frame rate) [51]. Η μετατόπιση του σημείου που εκτιμά ο αλγόριθμος προσδιορίζεται από τη θέση εκείνης της περιοχής (best-matched block), δηλαδή του κέντρου της, η οποία ελαχιστοποιεί ή μεγιστοποιεί κάποιο συγκεκριμένο κριτήριο [5].



Σχήμα 2.1: Απεικόνιση μεθόδου ταύτισης περιοχών: η κίνηση μιας περιοχής εικονοστοιχείων υπολογίζεται ανιχνεύοντας τη βέλτιστη περιοχή εικονοστοιχείων σε επόμενη εικόνα της ακολουθίας [52].

Το κριτήριο σύγκρισης που χρησιμοποιείται σε αυτή τη μέθοδο πρέπει πάντοτε να υπακούει στα εξής χαρακτηριστικά: Η τιμή του μέτρου του να είναι μεγάλη όταν η επιλεγμένη περιοχή και η περιοχή αναφοράς συμπίπτουν στις τιμές της φωτεινότητας, και χαμηλή όταν οι δύο περιοχές διαφέρουν σημαντικά. Αυτό ισχύει, όταν επιδιώκεται μεγιστοποίηση του κριτηρίου για την εύρεση της βέλτιστης περιοχής. Όταν όμως επιδιώκεται ελαχιστοποίηση του κριτηρίου πρέπει να ισχύει το αντίστροφο. Για δισδιάστατες εικόνες, ένα μέτρο με αυτήν την ιδιότητα μπορεί να οριστεί ως (εξίσωση 2.1):

$$C_N(\Delta r, \Delta c) = \frac{\sum I(r, c, t) \cdot v(r + \Delta r, c + \Delta c, t + \Delta t)}{\sum \sum I^2(r, c, t)}$$
(2.1)

όπου *I*(*r*,*c*,*t*) είναι η φωτεινότητα της εικόνας στη θέση (*r*,*c*) κατά τη χρονική στιγμή *t*, *v* η περιοχή αναφοράς και η άθροιση γίνεται μέσα στην περιοχή *v* [53]. Το κριτήριο σύγκρισης που χρησιμοποιήθηκε αρχικά στην εργασία είναι ο βελτιωμένος κανονικοποιημένος

συντελεστής συσχέτισης (εξίσωση 2.2) που περιέχει και τους μέσους όρους \bar{v} , \bar{I} των αντίστοιχων μεγεθών ν, I που χρησιμοποιούνται [53], [54] :

$$NCC(\Delta r, \Delta c) = \frac{\sum \sum (v(r + \Delta r, c + \Delta c) - \bar{v}) \cdot (I(r, c) - \bar{I})}{\sqrt{\sum \sum (v(r + \Delta r, c + \Delta c) - \bar{v})^2 \cdot (I(r, c) - \bar{I})^2}}$$
(2.2)

Στην ιδανική περίπτωση όπου δύο περιοχές είναι πανομοιότυπες, το κριτήριο σύγκρισης είναι 1.0.

Έστω $f^{(0)}(r,c)...f^{(N-1)}(r,c)$ μια ακολουθία Ν εικόνων, όπου (r,c) είναι οι συντεταγμένες ενός εικονοστοιχείου της εικόνας. Οι συντεταγμένες του κέντρου της περιοχής ενδιαφέροντος (ROI) που επιλέγει ο χρήστης, ή περιοχής αναφοράς που αναφέρθηκε πιο πάνω, στην πρώτη εικόνα είναι $r_e^{(0)}$, $c_e^{(0)}$ και επομένως ορίζεται ως (εξίσωση 2.3):

$$v(r',c') = \begin{cases} 1 \ \varepsilon v \tau \acute{o}\varsigma \ \tau ov \ block \\ 0 \ \varepsilon \kappa \tau \acute{o}\varsigma \ \tau ov \ block \end{cases}$$
(2.3)

όπου $(r',c') = (r - r_e^{(0)}, c - c_e^{(0)})$. Αφού οριστεί από το χρήστη, η περιοχή αναφοράς παραμένει σταθερή καθ' όλη τη διάρκεια της μεθόδου. Η περιοχή που θα σαρωθεί στην πρώτη εικόνα για να βρεθεί η βέλτιστη περιοχή ορίζεται ως (εξίσωση 2.4):

$$R^{(0)}(r,c) = f^{(0)}(r,c) \cdot v\left(r - r_e^{(0)}, c - c_e^{(0)}\right)$$
(2.4)

Η αρχική εκτίμηση κίνησης μιας περιοχής σε μια τρέχουσα εικόνα βασίζεται στην υπόθεση ότι δεν υπάρχει μετατόπιση μεταξύ διαδοχικών εικόνων. Έτσι, οι συντεταγμένες του κέντρου της υποψήφιας βέλτιστης περιοχής είναι αρχικά: $r_p^k = r_e^{k-1} c_p^k = c_e^{k-1} \mu \epsilon r_e^{(-1)} =$ $r_e^{(0)}$ και $c_e^{(-1)} = c_e^{(0)}$. Η παράμετρος k αντιστοιχεί στη επόμενη εικόνα της ακολουθίας κάθε φορά. Η τελική εκτίμηση της θέσης των συντεταγμένων του κέντρου της βέλτιστης περιοχής γίνεται μεγιστοποιώντας το συντελεστή συσχέτισης ανάμεσα στην περιοχή αναφοράς, όπως αυτή έχει οριστεί στην εικόνα αναφοράς, και σε κάθε υποψήφια περιοχή της τρέχουσας εικόνας που βρίσκεται γύρω από την αρχικά εκτιμώμενη. Ως υποψήφια θεωρούμε κάθε περιοχή που έχει κέντρο εντός του παραθύρου αναζήτησης γύρω από τις αρχικά εκτιμημένες συντεταγμένες $r_p^{(k)} c_p^{(k)}$.

Επομένως η υλοποίηση του αλγορίθμου αποτελείται από τα εξής βήματα:

- 10. Προσδιορισμός της περιοχής $R^{(0)}(r,c)$ που μας ενδιαφέρει να μελετήσουμε την κίνησή της (περιοχή αναφοράς).
- 20. Για την επόμενη εικόνα: Αρχική πρόβλεψη του κέντρου της βέλτιστης περιοχής $(r_p^{(k)} c_p^{(k)}).$
- 30. Υπολογισμός του συντελεστή συσχέτισης με την περιοχή αναφοράς $R^{(0)}(r,c)$ κάθε περιοχής $R_c^{(k)}(r,c,r_c,c_c) = f^{(k)}(r,c) \cdot v(r-r_c,c-c_c)$ με κέντρο (r_c,c_c) εντός του παραθύρου αναζήτησης γύρω από το $(r_p^{(k)} c_p^{(k)})$ με βάση τον τύπο (εξίσωση 2.5):

$$\rho^{k}(r_{c},c_{c}) = \frac{\sum_{(r,c)} (R^{(0)}(r,c) - \bar{R}^{(0)}) \cdot (R_{c}^{(k)}(r,c,r_{c},c_{c}) - \bar{R}_{c}^{(k)}(r_{c},c_{c}))}{\sqrt{\sum_{(r,c)} (R^{(0)}(r,c) - \bar{R}^{(0)})^{2} \cdot \sum_{(r,c)} (R_{c}^{(k)}(r,c,r_{c},c_{c}) - \bar{R}_{c}^{(k)}(r_{c},c_{c}))^{2}}}$$
(2.5)

όπου η μέση τιμή των φωτεινοτήτων της περιοχής αναφοράς (εξίσωση 2.6) και της υποψήφιας βέλτιστης περιοχής (εξίσωση 2.7), ορίζονται ως:

$$\overline{R}^{(0)} = \frac{\sum_{(r,c)} R^{(0)}(r,c)}{\sum_{(r,c)} v(r',c')}$$
(2.6)

$$\overline{R}^{(k)}(r_c, c_c) = \frac{\sum_{(r,c)} R^{(k)}(r, c, r_c, c_c)}{\sum_{(r,c)} v(r', c')}$$
(2.7)

- Αντικατάσταση της αρχικής πρόβλεψης με την περιοχή με το μέγιστο συντελεστή συσχέτισης, ως βέλτιστη περιοχή.
- 50. Αποθήκευση των συντεταγμένων $(r_e^{(k)}, c_e^{(k)})$ ως κέντρου της βέλτιστης περιοχής.
- 60. Επανάληψη του βήματος 20 έως 60.

Ο αλγόριθμος σταματάει όταν έχει σαρωθεί όλη η ακολουθία των εικόνων, εξάγοντας τα αποτελέσματα των συντεταγμένων των βέλτιστων περιοχών που έχουν βρεθεί σε κάθε εικόνα (εκτίμηση κίνησης).

2.1.1 Παράγοντες που επηρεάζουν την απόδοση της μεθόδου

Εκτός από την επιλογή του κριτηρίου σύγκρισης ή κριτηρίου ομοιότητας, ιδιαίτερα σημαντική για τους αλγόριθμους ταύτισης περιοχών είναι η επιλογή του μεγέθους της περιοχής αναφοράς. Η περιοχή αναφοράς θα πρέπει να είναι αρκετά μεγάλη, ώστε να περιλαμβάνει κάποια δομή του αντικειμένου που μετακινείται. Το σφάλμα στην ανίχνευση κίνησης μειώνεται καθώς το μέγεθος της περιοχής αναφοράς αυξάνεται. Αυτό συμβαίνει

διότι αυξάνοντας το μέγεθός της ενισχύεται η μοναδικότητά της ελαχιστοποιώντας έτσι την πιθανότητα λάθους εντοπισμού [52]. Επομένως, η επιλογή μεγάλης περιοχής αναφοράς αυξάνει την ανθεκτικότητα του αλγόριθμου στο θόρυβο. Από την άλλη πλευρά, μεγάλη περιοχή αναφοράς σημαίνει μικρή διακριτική ικανότητα του αλγόριθμου, καθώς η περιοχή δεν μπορεί να εντοπίσει μικρές μετατοπίσεις στο εσωτερικό της, και επιπλέον δυσκολεύεται η εύρεση της στο παράθυρο αναζήτησης. Έτσι, η επιλογή μικρής περιοχής αναφοράς βελτιώνει τη διακριτική ικανότητα, σε βάρος όμως της ανθεκτικότητας του αλγόριθμου στο θόρυβο.

Ένα άλλο μέγεθος που επηρεάζει την απόδοση της μεθόδου ταύτισης περιοχών είναι το μέγεθος του παραθύρου αναζήτησης. Το σφάλμα στην ανίχνευση κίνησης μειώνεται καθώς το μέγεθος του παραθύρου αναζήτησης αυξάνεται, και επιπλέον αυξάνεται η πιθανότητα της εύρεσης της βέλτιστης περιοχής (best-matched block) [52]. Το μέγεθος του παραθύρου αναζήτησης, όπως είναι προφανές, πρέπει να είναι αρκετά μεγάλο. Δεν πρέπει όμως να είναι μεγαλύτερο πέρα από κάποιο όριο, διότι μπορεί να εντοπιστεί κάποια γειτονική παρόμοια δομή και να προκύψουν λανθασμένα αποτελέσματα.

Τα καλύτερα αποτελέσματα παρατηρήθηκαν για μέγεθος της περιοχής αναφοράς ίσο με 11×11 εικονοστοιχεία και περιοχή αναζήτησης μεγέθους 75×75 εικονοστοιχείων σε πείραμα για την ανίχνευση της κίνησης των άκρων σε νεογέννητα από εικόνες καταγεγραμμένες με βιντεοκάμερα [52], ενώ οι Golemati et al [5] βρήκαν βέλτιστα αποτελέσματα για 3.2×3.2 mm για το τοίχωμα και 6.3×2.5 mm για τον ιστό, για τη μελέτη της κίνησης της καρωτίδας από εικόνες υπερήχων β-σάρωσης.

Αν και έχει αποδειχτεί ότι η απόδοση όλων των τεχνικών που μελετήθηκαν βελτιώθηκαν με την αύξηση του μεγέθους της περιοχής αναφοράς [40], πρόσφατα οι Cinthio et al [7] χρησιμοποίησαν μια πολύ μικρή περιοχή αναζήτησης μεγέθους περίπου 0.7×0.7 mm, για τη μελέτη της διαμήκους κίνησης των αρτηριών με μια περιοχή αναφοράς μεγέθους 0.1×0.1 mm. Η αιτιολογία τους ήταν ότι με ένα μεγαλύτερο μέγεθος της περιοχής αναφοράς που θα κάλυπτε ολόκληρο το αγγειακό τοίχωμα και μέρος του αυλού και του ιστού, υπολογίζεται ταυτόχρονα και η κίνηση του ιστού, με αποτέλεσμα διαφορετικές κινήσεις μέσα στην περιοχή αναφοράς να είναι αδύνατο να διαχωριστούν.

2.2 Κριτήρια σύγκρισης

Η απόδοση των αλγορίθμων που υλοποιούν τη μέθοδο ταύτισης περιοχών, μπορεί να επηρεαστεί από τη μέθοδο αναζήτησης αλλά και από τα κριτήρια σύγκρισης (ταιριάσματος) μεταξύ δύο περιοχών.

Όσον αφορά τις μεθοδολογίες ανανέωσης της περιοχής αναφοράς (μέθοδος αναζήτησης), υπάρχουν διάφορες στρατηγικές ανανέωσης η πιο απλή των οποίων είναι η ανανέωση με χρήση μίας εικόνας (single frame update strategy). Σύμφωνα με αυτήν, η περιοχή αναφοράς αντικαθίσταται κάθε N εικόνες από την περιοχή που εντοπίζεται ως βέλτιστη εκείνη τη στιγμή (προσαρμοστική ταύτιση περιοχών-adaptive block matching). Αν N=1, η περιοχή αναφοράς αναφοράς αναφοράς αναφοράς ανακώνεται μετά από κάθε εικόνα, οπότε κάθε εικόνα συγκρίνεται με την προηγούμενη, ή την επόμενη της, αναλόγως με το αν ο αλγόριθμος τρέχει από την πρώτη εικόνα της ακολουθίας έως την τελευταία ή ανάποδα. Αν N=∞, η περιοχή αναφοράς δεν ανανεώνεται ποτέ (κλασσική ταύτιση περιοχών).

Για το ταίριασμα των περιοχών, μπορούν να χρησιμοποιηθούν κριτήρια σύγκρισης (block matching criteria), η ελαχιστοποίηση των οποίων (ή μεγιστοποίηση), μας δίνει εκείνη την περιοχή, στο παράθυρο αναζήτησης, η οποία προσεγγίζει όσο το δυνατόν περισσότερο την περιοχή αναφοράς. Τα κριτήρια αυτά ονομάζονται αλλιώς και συναρτήσεις κόστους. Τα κριτήρια που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία για τη μέθοδο ταύτισης περιοχών είναι τα εξής.

Κανονικοποιημένος συντελεστής συσχέτισης (NCC) (εξίσωση 2.8) [5]: Το κριτήριο αυτό περιγράφηκε εκτενώς στην προηγούμενη ενότητα και ισούται με:

$$NCC(\Delta r, \Delta c) = \frac{\sum [v(r + \Delta r, c + \Delta c) - \bar{v}] \cdot (I(r, c) - \bar{I})}{\sqrt{\sum [v(r + \Delta r, c + \Delta c) - \bar{v}]^2 \cdot (I(r, c) - \bar{I})^2}}$$
(2.8)

Άθροισμα των απολύτων διαφορών μεταξύ των περιοχών που κάθε φορά συγκρίνονται (Sum of Absolute Differences, SAD) (εξίσωση 2.9) [41]: Για κάθε περιοχή υπολογίζονται οι μετατοπίσεις στην ακτινική (Δr) και στη διαμήκη (Δc) κατεύθυνση, στην περιοχή αναζήτησης, που ελαχιστοποιούν το άθροισμα των απολύτων διαφορών των φωτεινοτήτων (I) των εικονοστοιχείων των περιοχών που συγκρίνονται,

$$SAD(\Delta r, \Delta c) = \sum \sum_{(r,c)\in\nu} |I(r,c,z) - I(r + \Delta r, c + \Delta c, z + 1)|$$
(2.9)

όπου z, z+1 η περιοχή αναφοράς και η υποψήφια βέλτιστη περιοχή, αντίστοιχα.

Άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών μεταξύ των περιοχών που κάθε φορά συγκρίνονται (Sum of Squared Differences, SSD) (εξίσωση 2.10) [41]: Για κάθε περιοχή υπολογίζονται οι μετατοπίσεις στην ακτινική (Δr) και στη διαμήκη (Δc) κατεύθυνση, στην περιοχή αναζήτησης, που ελαχιστοποιούν το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών των φωτεινοτήτων (I) των εικονοστοιχείων.

$$SSD(\Delta r, \Delta c) = \sum \sum_{(r,c)\in v} |I(r,c,z) - I(r + \Delta r, c + \Delta c, z + 1)|^2$$
(2.10)

Μέσο τετραγωνικό σφάλμα μεταξύ των περιοχών που κάθε φορά συγκρίνονται (Mean Square Error, MSE) (εξίσωση 2.11) [55]: Για κάθε περιοχή υπολογίζονται οι μετατοπίσεις στην ακτινική (Δr) και στη διαμήκη (Δc) κατεύθυνση, στην περιοχή αναζήτησης, που ελαχιστοποιούν το τετραγωνικό άθροισμα των διαφορών των φωτεινοτήτων (I) των εικονοστοιχείων.

$$MSE(\Delta r, \Delta c) = \frac{1}{N_{1}*N_{2}} \sum \sum_{(r,c)\in v} [I(r,c,z) - I(r + \Delta r, c + \Delta c, z + 1)]^{2}$$
(2.11)

όπου NI*N2 είναι η διάσταση της περιοχής αναφοράς *v*. Το διάνυσμα μετατόπισης $d=[\mathbf{r} \mathbf{c}]^T$ υπολογίζεται με την ελαχιστοποίηση του κριτηρίου, δηλαδή,

$$[r c]^T = \operatorname{argmin}_{[r c]} MSE(\Delta r, \Delta c)$$

Μέση απόλυτη διαφορά, μεταξύ των περιοχών που κάθε φορά συγκρίνονται (Mean Absolute Difference, MAD, ή Mean Absolute Error, MAE) (εξίσωση 2.12) [45]: Για κάθε περιοχή υπολογίζονται οι μετατοπίσεις στην ακτινική (Δr) και στη διαμήκη (Δc) κατεύθυνση, στην περιοχή αναζήτησης, που ελαχιστοποιούν το άθροισμα των

απόλυτων διαφορών των φωτεινοτήτων (*I*) των εικονοστοιχείων. Η διαφορά της **MAD** από το **SAD** είναι ότι σε κάθε σύγκριση των υποψήφιων βέλτιστων αναφορών με την περιοχή αναφοράς, η διαφορά των φωτεινοτήτων των εικονοστοιχείων διαιρείται και με το εμβαδόν (το μέγεθος) της περιοχής αναφοράς ν, δηλαδή με τον αριθμό των εικονοστοιχειων που συγκρίνονται.

$$MAD(\Delta r, \Delta c) = \frac{1}{N1 * N2} \sum \sum_{(r,c) \in v} |I(r,c,z) - I(r + \Delta r, c + \Delta c, z + 1)| \qquad (2.12)$$

Μέση διαφορά, μεταξύ των περιοχών που κάθε φορά συγκρίνονται (Average Difference, AD) (εξίσωση 2.13) [44]: Για κάθε περιοχή υπολογίζονται οι μετατοπίσεις στην ακτινική (Δr) και στη διαμήκη (Δc) κατεύθυνση, στην περιοχή αναζήτησης, που ελαχιστοποιούν το άθροισμα των μέσων διαφορών των φωτεινοτήτων (I) των εικονοστοιχείων.

$$AD(\Delta r, \Delta c) = \frac{1}{N1*N2} \sum \sum_{(r,c)\in v} (I(r,c,z) - I(r + \Delta r, c + \Delta c, z + 1))$$
(2.13)

Η ελαχιστοποίησή του μας δίνει το διάνυσμα μετατόπισης:

$$[r c]^T = \operatorname{argmin}_{[r c]} AD(\Delta r, \Delta c)$$

Κανονικοποιημένο απόλυτο σφάλμα, μεταξύ των περιοχών που κάθε φορά συγκρίνονται (Normalized Absolute Error, NAE) (εξίσωση 2.14) [43], [44]: Για κάθε περιοχή υπολογίζονται οι μετατοπίσεις στην ακτινική (Δr) και στη διαμήκη (Δc) κατεύθυνση, στην περιοχή αναζήτησης, που ελαχιστοποιούν το άθροισμα των απόλυτων διαφορών των φωτεινοτήτων (I) των εικονοστοιχείων.

$$NAE(\Delta r, \Delta c) = \frac{1}{\sum \sum_{(r,c) \in v} (I(r,c,z))} \sum \sum_{(r,c) \in v} |I(r,c,z) - I(r + \Delta r, c + \Delta c, z + 1)|$$
(2.14)

Η ελαχιστοποίησή του μας δίνει το διάνυσμα μετατόπισης:

$$[r c]^T = \operatorname{argmin}_{[r c]} \operatorname{NAE}(\Delta r, \Delta c)$$

- 34 -

Μέγιστη διαφορά μεταξύ των περιοχών που κάθε φορά συγκρίνονται (Maximum Difference, MD) (εξίσωση 2.15) [43], [44]: Για κάθε περιοχή υπολογίζονται οι μετατοπίσεις στην ακτινική (Δr) και στη διαμήκη (Δc) κατεύθυνση, στην περιοχή αναζήτησης, που μεγιστοποιούν το άθροισμα των απόλυτων διαφορών των φωτεινοτήτων (I) των εικονοστοιχείων.

$$MD(\Delta r, \Delta c) = \max\left(\sum_{(x,y)\in v} |I(r,c,z) - I(r + \Delta r, c + \Delta c, z + 1)|\right)$$
(2.15)

sMAE. Είναι μια βελτίωση μεταξύ των κριτηρίων του μέσου τετραγωνικού σφάλματος (*MSE*) και της μέσης απόλυτης διαφοράς (*MAD*) (εξίσωση 2.18) [56]. Απαιτεί λίγες περισσότερες υπολογιστικές πράξεις από τη μέση απόλυτη διαφορά αλλά λιγότερες υπολογιστικές πράξεις πολλαπλασιασμού από το μέσο τετραγωνικό σφάλμα και συνδυάζει ένα στατιστικό περιορισμό, την τυπική απόκλιση *s* = *s*(*Δr*, *Δc*) (εξίσωση 2.16), με το κριτήριο της μέσης απόλυτης διαφοράς. Σύμφωνα με το κριτήριο αυτό, η τυπική απόκλιση ορίζεται ως:

$$s(\Delta r, \Delta c) = \sum \sum_{(r,c)\in\nu} (diff(r, c, \Delta r, \Delta c) - MAD(\Delta r, \Delta c))$$
(2.16)

Έτσι το κριτήριο ισούται με:

$$sMAE = \sqrt{s} * MAD \qquad (2.18)$$

Αυτό το κριτήριο χρησιμεύει στο να αποφεύγεται η εμφάνιση ίδιων τιμών του κριτηρίου **MAD** μεταξύ των υποψήφιων βέλτιστων περιοχών. Οπότε και εισάγεται η τυπική απόκλιση, η οποία για κάθε υποψήφια βέλτιστη περιοχή, υπολογίζει τη διαφορά των απολύτων διαφορών των φωτεινοτήτων από το κριτήριο **MAD**. Η τυπική απόκλιση *s*, ουσιαστικά,

είναι ένα μέτρο ομαλότητας. Έτσι κάθε φορά επιλέγονται πιο ομαλές υποψήφιες βέλτιστες περιοχές οδηγώντας σε καλύτερες μετρήσεις.

Σε όλες τις παραπάνω σχέσεις τα διπλά αθροίσματα εκτείνονται σε όλη την έκταση της περιοχής αναφοράς *v* που έχει επιλεγεί.
Κεφάλαιο 3° : Υλικό και Μέθοδοι

Σε αυτό το κεφάλαιο περιγράφεται το απεικονιστικό υλικό που χρησιμοποιήθηκε στην εργασία αλλά και οι διαδικασίες υλοποίησης της μεθόδου ταύτισης περιοχών και των κριτηρίων σύγκρισης. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκαν (α) τέσσερα διαφορετικά είδη συνθετικών ακολουθιών εικόνων, με και χωρίς παρουσία θορύβου, για την αξιολόγηση των αλγορίθμων με τη βοήθεια ενός κριτηρίου αξιολόγησης – του δείκτη παραμόρφωσης, και (β) πραγματικά δεδομένα εικόνων υπερήχων της καρωτίδας για την εφαρμογή των επικρατέστερων αλγορίθμων. Τέλος, σε αυτό το κεφάλαιο εξηγούνται αναλυτικά οι διαδικασίες που ακολουθήθηκαν για την υλοποίηση του αλγορίθμου ταύτισης περιοχών και των κριτηρίων σύγκρισης που περιγράφηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο.

3.1 Περιγραφή συνθετικών δεδομένων

Για την αξιολόγηση των αλγορίθμων ανάλυσης κίνησης, κατασκευάστηκαν δύο είδη συνθετικών ακολουθιών, σύμφωνα με τις διαδικασίες που περιγράφονται στις εργασίες [57], [58]. Για το πρώτο είδος συνθετικής ακολουθίας χρησιμοποιήθηκε μία πραγματική εικόνα υπερήχων β-σάρωσης στην οποία προστέθηκαν διαφορετικά επίπεδα θορύβου παράγοντας έτσι τρεις συνθετικές ακολουθίες. Το δεύτερο είδος συνθετικής ακολουθίας παράχθηκε με χρήση του λογισμικού πακέτου Field II [47]. Η προσομοίωση του πεδίου υπερήχων για απεικόνιση β-σάρωσης επιτρέπει την αξιολόγηση των αλγορίθμων σε περιβάλλον με ρεαλιστικά χαρακτηριστικά υπερήχων. Για να δημιουργηθούν δυναμικές ακολουθίες εικόνων χρησιμοποιήθηκε ένα μαθηματικό μοντέλο της κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας. Έτσι η προσομοίωση δυναμικών εικόνων υπερήχων β-σάρωσης της καρωτίδας στην αποτελεσματικότερη αξιολόγηση υπολογιστικών μεθόδων ανάλυσης εικόνων, αφού οι δοκιμές μπορούν να πραγματοποιηθούν σε περιβάλλον με ρεαλιστικά χαρακτηριστικά υπερήχων και ελεγχόμενου θορύβου.

3.1.1 Ακολουθίες συνθετικών εικόνων υπερήχων με χρήση πραγματικής εικόνας και διαφορετικών επιπέδων θορύβου

Για τη δημιουργία των εικόνων αυτής της κατηγορίας χρησιμοποιήθηκε μία πραγματική διαμήκης εικόνα υπερήχων β-σάρωσης, μεγέθους 539 × 397 εικονοστοιχείων, από το αρτηριακό τοίχωμα της καρωτίδας ενός υγιούς άνδρα νεαρής ηλικίας. Η εικόνα αυτή παραμορφώθηκε σύμφωνα με το μαθηματικό μοντέλο κίνησης που ορίζεται στην ενότητα 3.1.3 και προέκυψε μία ακολουθία 29 εικόνων που αντιστοιχεί στην κίνηση του τοιχώματος εντός ενός καρδιακού κύκλου. Ακολούθως προστέθηκε στην ακολουθία λευκός γκαουσιανός θόρυβος με διαφορετικό σηματοθορυβικό λόγο κάθε φορά. Τελικά, κατασκευάστηκαν 3 ακολουθίες εικόνων με επίπεδα θορύβου που αντιστοιχούν σε σηματοθορυβικούς λόγους 0 dB (Synthetic), 15 dB (Synthetic15) και 25 dB (Synthetic25). Στο Σχήμα 3.1 φαίνονται αντιπροσωπευτικά δείγματα εικόνων από τις 3 ακολουθίες, τα οποία αντιστοιχούν στις φάσεις διαστολής και συστολής.



(α)

(β)

Εικόνες συνθετικής ακολουθίας χωρίς θόρυβο



(γ)

(δ)

Εικόνες συνθετικής ακολουθίας με σηματοθορυβικό λόγο 25 dB



(8)

(στ)

Εικόνες συνθετικής ακολουθίας με σηματοθορυβικό λόγο 15 dB

Σχήμα 3.1: Παραδείγματα εικόνων συνθετικών ακολουθιών. Οι εικόνες (α)-(β) αντιστοιχούν σε εικόνες χωρίς θόρυβο, οι εικόνες (γ)-(δ) σε εικόνες με σηματοθορυβικό λόγο 25dB και οι εικόνες (ε)-(στ) σε εικόνες με σηματοθορυβικό λόγο 15dB.

3.1.2 Ακολουθίες συνθετικών εικόνων με χρήση πραγματικής εικόνας και λογισμικού πακέτου FIELD II

Η συνθετική ακολουθία της κατηγορίας αυτής δημιουργήθηκε με το λογισμικό πακέτο προσομοίωσης υπερήχων Field II και ως βάση χρησιμοποιήθηκε ένας χάρτης σκεδαστών [57]. Για τη δημιουργία του ανατομικού ομοιώματος της καρωτίδας χρησιμοποιήθηκαν 100,000 σκεδαστές. Χρησιμοποιήθηκε ένα κατώφλι για την τιμή της έντασης σκέδασης ίσο με 180 για τον καθορισμό των ισχυρών σκεδαστών, οι οποίοι χρησιμοποιόνται για την προσομοίωση ισχυρών ανακλαστικών επιφανειών (έξω χιτώνας στην περίπτωση της καρωτίδας). Οι ισχυροί σκεδαστές δημιουργήθηκαν επιπλέον των 100,000 σκεδαστών του ανατομικού ομοιώματος.

Για τη δημιουργία της ακολουθίας των ανατομικών ομοιωμάτων, οι σκεδαστές του χάρτη σκέδασης μετακινήθηκαν σύμφωνα με το μαθηματικό μοντέλο κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας, χρησιμοποιώντας όμως διαφορετικό χρονικό όρο για τη διαμήκη κίνηση από τις υπόλοιπες συνθετικές ακολουθίες, δηλαδή μια απλή ημιτονοειδή συνάρτηση

 $k(t) = sin(\pi \cdot \frac{t}{T})$. Για την ακτινική κίνηση χρησιμοποιήθηκε η συνάρτηση z(t) όπως ορίζεται στην ενότητα 3.1.3. Για την κατασκευή της συνθετικής ακολουθίας της καρωτίδας καθορίσθηκε ένας τυπικός μετατροπέας για εξέταση αγγείων με τα εξής χαρακτηριστικά: κεντρική συχνότητα 5 MHz, συστοιχία 64 στοιχείων μετατροπέα με καταπίεση πλευρικών λοβών τόσο κατά τη λήψη όσο και κατά την εκπομπή με τη μέθοδο Hanning, απλή εστίαση για την εκπομπή με τη μέθοδο Hanning, απλή εστίαση για την εκπομπή και πολλαπλή εστίαση για τη λήψη. Η συχνότητα δειγματοληψίας της σάρωσης ήταν 100 MHz. Χρησιμοποιήθηκαν 128 γραμμές σάρωσης για την απεικόνιση της περιοχής της κοινής καρωτίδας και οι εικόνες που κατασκευάστηκαν είχαν μέγεθος 300 × 250 εικονοστοιχεία. Ακολουθούν δύο παραδείγματα εικόνων της συνθετικής ακολουθίας (Σχήμα 3.2):



(α)

(β)

Σχήμα 3.2: Παραδείγματα εικόνων συνθετικής ακολουθίας που κατασκευάστηκε με το λογισμικό πακέτο Field II. Η εικόνα (α) αντιστοιχεί στη φάση διαστολής και η εικόνα (β) στη φάση συστολής.

3.1.3 Περιγραφή μαθηματικού μοντέλου κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας

Το μοντέλο κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας που περιγράφει τη χωρική και τη χρονική μεταβολή της οριζόντιας και κατακόρυφης θέσης περιγράφεται από τη σχέση (εξίσωση 3.1):

$$d(\mathbf{x},t) = \begin{bmatrix} r(\mathbf{x},t) \\ l(\mathbf{x},t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} w(\mathbf{x}) \cdot z(t) \\ n(\mathbf{x}) \cdot k(t) \end{bmatrix}$$
(3.1)

όπου r(x,t), l(x,t) αντιστοιχούν στο χωροχρονικό όρο μεταβολής της θέσης για την ακτινική και διαμήκη διεύθυνση [48]. Η παράμετρος z(t) (εξίσωση 3.2), αποτελεί τη χρονική μεταβολή της μετατόπισης του τοιχώματος της καρωτίδας κατά την ακτινική διεύθυνση, ενώ η παράμετρος k(t) (εξίσωση 3.3), τη χρονική μεταβολή της μετατόπισης του τοιχώματος της καρωτίδας κατά την ακτινική διεύθυνση, ενώ η παράμετρος k(t) (εξίσωση 3.3), τη χρονική μεταβολή της μετατόπισης του τοιχώματος της καρωτίδας κατά τη διαμήκη διεύθυνση. Τέλος οι χωρικοί όροι $n(\mathbf{x})$ (εξίσωση 3.4) και w(x) (εξίσωση 3.5) καθορίζουν τη μετατόπιση στην ακτινική και διαμήκη διεύθυνση αντίστοιχα.

Συγκεκριμένα:

•
$$z(t) = \Pi(t_0, t_1) \cdot \sin^2 \frac{\pi \cdot t}{c \cdot T} + \Pi(t_1, t_2)(a + b \cdot t)$$
 (3.2)

•
$$k(t) = \Pi(t_0, t_1) \cdot \sin^2 \frac{\pi \cdot t}{c \cdot T} + \Pi(t_1, t_2)(a + b \cdot t)$$
 (3.3)

•
$$n(\mathbf{x}) = a_3 \cdot e^{b_3 |y - y_i|}$$
 (3.4)

•
$$w(\mathbf{x}) = a_2 \cdot e^{b_2 |y - y_i|}$$
(3.5)

όπου T είναι η διάρκεια του κύκλου, a, b, c, t_1 , t_2 είναι οι παράμετροι του μοντέλου και οι συναρτήσεις παλμού δίνονται από τις σχέσεις:

$$\Pi(t_i, t_{i+1}) = \frac{1}{4} (1 + \tanh(d(t - t_i)))(1 + \tanh(d(t_{i-1} - t)))$$
(3.6)

$$\Pi(t_0, t_1) = f \cdot (1 + tanh(d(t - (t_1 + k)))(1 + tanh(d(t_{i-1} - t))))$$
(3.7)

$$\Pi(t_1, t_2) = \frac{1}{4} (1 + \tanh(d(t - t_2)))(1 + \tanh(d(t_1 - t)))$$
(3.8)

Η παράμετρος f ελέγχει το πλάτος του πρώτου παλμού και η παράμετρος k (sec) ελέγχει την απόσταση μεταξύ των δυο παλμών.

Στο Σχήμα 3.3 παρουσιάζεται (a) η καμπύλη του μαθηματικού μοντέλου και τα βασικά τμήματα της καμπύλης ($a = 9, b = -0.37, c = 3.55, d = 1.22, t_1 = 3.14, t_2 = 30.21$) και (β) η καμπύλη του μαθηματικού μοντέλου για τη μετατόπιση στη διαμήκη διεύθυνση ($a = 7, b = -0.37, c = 3.55, d = 1.22, t_1 = 3.14$

-0.2, c = 0.65, d = 2.07, f = 1.9, k=3, t1 = 11.2, t2 = 25.2). Αναλυτικότερη περιγραφή του μαθηματικού μοντέλου κίνησης της καρωτίδας βρίσκεται στις μελέτες [57], [58] και [59].



Σχήμα 3.3: Παράδειγμα κυματομορφής του μαθηματικού μοντέλου (α) για την ακτινική μετατόπιση και (β) για τη διαμήκη μετατόπιση και απεικόνιση των παραμέτρων του μοντέλου.

3.1.4 Δείκτης αποτίμησης της ακρίβειας εκτίμησης της κίνησης

Η αποτίμηση της ακρίβειας των μεθόδων ανάλυσης κίνησης στη μελέτη πραγματοποιήθηκε με χρήση του δείκτη παραμόρφωσης w (warping index). Για καλύτερη αξιολόγηση των αλγορίθμων υπολογίστηκε η κίνηση διαφόρων σημείων της περιοχής του τοιχώματος τόσο για τις συνθετικές ακολουθίες που κατασκευάστηκαν με παραμόρφωση πραγματικής εικόνας, όσο και για τη συνθετική ακολουθία που κατασκευάστηκε με το πακέτο λογισμικού Field II. Συγκεκριμένα για τις ακολουθίες Synthetic, Synthetic15 και Synthetic25 χρησιμοποιήθηκαν 176 σημεία, τα μισά από τα οποία τοποθετήθηκαν στο πάνω τοίχωμα και τα υπόλοιπα στο κάτω τοίχωμα (Σχήμα 3.4(α)). Η οριζόντια και κατακόρυφη απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών σημείων ορίστηκε στα δέκα και τέσσερα εικονοστοιχεία αντίστοιχα. Αντίστοιχη λογική εφαρμόστηκε στην ακολουθία Field για 196 σημεία, τα οποία τοποθετήθηκαν ανά δεκαεπτά εικονοστοιχεία στη διαμήκη διεύθυνση και ανά τέσσερα εικονοστοιχεία στην ακτινική διεύθυνση (Σχήμα 3.4(β)). Η πυκνότητα των επιλεγμένων σημείων κατά την ακτινική διεύθυνση ήταν μεγαλύτερη γιατί αναμένεται μικρότερη σχετική κίνηση μεταξύ γειτονικών σημείων, σε σχέση με τη διαμήκη. Στη συνέχεια υπολογίσθηκε το συνολικό σφάλμα για όλα τα σημεία του τοιχώματος, ξεχωριστά για κάθε διεύθυνση και συνολικά, ως εξής [57]:

$$\begin{split} w_{longitudinal} &= \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^{m} \sum_{i=1}^{n} \left(longitudinal_{real,(k,i)} - longitudinal_{est,(k,i)} \right)^{2}}{n \cdot m}} \\ w_{radial} &= \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^{m} \sum_{i=1}^{n} \left(radial_{real,(k,i)} - radial_{est,(k,i)} \right)^{2}}{n \cdot m}} \\ \\ \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^{m} \sum_{i=1}^{n} \left[\left(longitudinal_{real,(k,i)} - longitudinal_{est,(k,i)} \right)^{2} + \left(radial_{real,(k,i)} - radial_{est,(k,i)} \right)^{2} \right]}{n \cdot m}} \end{split}$$

όπου *m* είναι το πλήθος των σημείων του τοιχώματος και *n* το πλήθος των εικόνων της ακολουθίας. *longitudinal_{real,(k,i)}* και *radial_{real,(k,i)}* είναι η διαμήκης και ακτινική μετατόπιση, αντίστοιχα, σύμφωνα με το μαθηματικό μοντέλο κίνησης της καρωτίδας, *longitudinal_{est,(k,i)}* και *radial_{est,(k,i)}* είναι η εκτιμώμενη διαμήκης και ακτινική διεύθυνση, αντίστοιχα, από τον κάθε φορά εφαρμοζόμενο αλγόριθμο. Τέλος, *w_{longitudinal}* και *w_{radiai}* είναι το συνολικό σφάλμα για όλα τα σημεία του τοιχώματος για τη διαμήκη και ακτινική διεύθυνση, αντίστοιχα, ενώ *w* το ολικό σφάλμα και για τις δύο διευθύνσεις.



(α)

W

(β)

- 44 -

Σχήμα 3.4: Σημεία των οποίων η κίνηση χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση των αλγορίθμων στις συνθετικές ακολουθίες που κατασκευάστηκαν (a) με παραμόρφωση πραγματικής εικόνας και (β) με χρήση πραγματικής εικόνας και του λογισμικού πακέτου Field II.

3.2 Περιγραφή πραγματικών εικόνων υπερήχων β-σάρωσης της καρωτίδας

Οι ακολουθίες πραγματικών εικόνων καταγράφηκαν στο Irvine Laboratory του St. Mary's Hospital στο Λονδίνο, με ένα μηχάνημα υπερήχων ATL (Advanced Technology Laboratory) Ultramark 4 Duplex (Philips Medical Systems, Bothell, WA, USA) και γραμμική κεφαλή υψηλής ανάλυσης με κεντρική συχνότητα 7.5 MHz. Οι ακολουθίες καταγράφηκαν με συχνότητα 25 Hz για διάρκεια περίπου 3 δευτερολέπτων (2-3 καρδιακοί κύκλοι). Οι ρυθμίσεις της διάταξης υπερήχων ήταν σταθερές σε όλη τη διάρκεια των μετρήσεων. Το δυναμικό εύρος (dynamic range) ήταν στα 60 dB, το persistence χαμηλό και ο ρυθμός ροής των πλαισίων υψηλός. Το κέρδος, που αποτελεί μια υποκειμενική παράμετρο στις ρυθμίσεις της διάταξης, ήταν ρυθμισμένο με τέτοιο τρόπο ώστε η περιοχή του αίματος και του έξω χιτώνα να ικανοποιούν τα ακόλουθα κριτήρια: (α) το αίμα ήταν σκούρο και με ομοιόμορφη ηχογένεια δηλ. χωρίς μεταβολές της φωτεινότητας από περιοχή σε περιοχή, και (β) ο έξω χιτώνας εμφανίζεται λεπτός, με υψηλή φωτεινότητα και με ομοιόμορφη ηχογένεια. Για την εκτίμηση κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας βασισμένη στη μέθοδο της ταύτισης περιοχών, τα βέλτιστα αποτελείσματα παρουσιάζονται για δυναμικό εύρος 66 dB ή 90 dB και για χαμηλές τιμές του persistence (0 ή 5.6) [60].

Για την καταγραφή των εικόνων, οι εξεταζόμενοι τοποθετήθηκαν σε ύπτια θέση και με ελαφριά κλίση του κεφαλιού προς τα πίσω. Η απεικόνιση της καρωτίδας πραγματοποιήθηκε σε διαμήκεις τομές ώστε να είναι δυνατή η μέτρηση τόσο της ακτινικής όσο και της διαμήκους μετατόπισης. Η κατακόρυφη απόσταση μεταξύ των τοιχωμάτων θεωρήθηκε ότι αντιστοιχεί στη διάμετρο του αγγείου και η κίνηση σε σχέση με την κεφαλή του μηχανήματος θεωρήθηκε ως ακτινική κίνηση. Ως διαμήκης κίνηση θεωρήθηκε η κίνηση κάθετα στη δέσμη υπερήχων. Παρακάτω παρουσιάζονται παραδείγματα των εικόνων της πραγματικής ακολουθίας (Σχήμα 3.5):



(α)

(β)

Σχήμα 3.5: Παραδείγματα εικόνων πραγματικής ακολουθίας υπερήχων β-σάρωσης της καρωτίδας υγιούς νεαρού ατόμου. Η εικόνα (a) αντιστοιχεί στη φάση διαστολής και η εικόνα (β) στη φάση συστολής.

3.3 Υλοποίηση μεθόδου ταύτισης περιοχών και κριτηρίων σύγκρισης

Η υλοποίηση της μεθόδου ταύτισης περιοχών με χρήση διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης πραγματοποιήθηκε σε περιβάλλον Matlab (The MathWorks, Natick, Massachussetts, USA).

3.3.1 Αλγόριθμος ταύτισης περιοχών

Στον κλασσικό αλγόριθμο ταύτισης περιοχών, όπως αναφέρθηκε και στο κεφάλαιο 2, η περιοχή αναφοράς βρίσκεται στην πρώτη εικόνα της ακολουθίας και παραμένει σταθερή για όλες τις εικόνες τις ακολουθίας, καθ' όλη τη διάρκεια της εκτέλεσης του αλγορίθμου. Οι αλγόριθμοι εφαρμόστηκαν στις συνθετικές ακολουθίες εικόνων και στην ακολουθία FIELD ΙΙ μελετώντας την ανίχνευση της κίνησης κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, δηλαδή για 29 εικόνες. Επιπλέον, οι αλγόριθμοι εφαρμόστηκαν και κατά τη διάρκεια 1.25, 1,50, 1.75, δυο και τριών καρδιακών κύκλων, οι οποίοι δημιουργήθηκαν με αντίστοιχη διαδοχική επανάληψη των ακολουθιών κάθε φορά, δηλαδή με 37, 44, 51, 58 και 87 εικόνες αντίστοιχα. Για την εκτέλεση του αλγορίθμου ο χρήστης επιλέγει αρχικά τις συντεταγμένες του κέντρου και το μέγεθος της περιοχής αναφοράς στην πρώτη εικόνα της εκόλουθίας. Η

υλοποίηση του κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών έγινε σύμφωνα με το παρακάτω διάγραμμα ροής το οποίο αναφέρεται και στην εργασία [61] (Σχήμα 3.6):



Σχήμα 3.6: Διάγραμμα ροής κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών με περιοχή αναφοράς στην 1^η εικόνα της ακολουθίας.

Κατά την εκκίνηση της εκτέλεσης ο χρήστης αυτόματα καλείται να επιλέξει την εικόνα που θα αποτελέσει την αρχή της ακολουθίας. Η εκτέλεση ολοκληρώνεται δίνοντας ως αποτέλεσμα τις συντεταγμένες των κέντρων των βέλτιστων περιοχών και τις τιμές του συντελεστή συσχέτισης μεταξύ των περιοχών αυτών και της περιοχής αναφοράς. Ακόμη, η περιοχή αναζήτησης επιλέχθηκε να είναι 21 × 21 εικονοστοιχεία, γεγονός που επιτρέπει

μέγιστη μετατόπιση κατά 10 εικονοστοιχεία. Πρόκειται για ένα ικανοποιητικό μέγεθος καθώς συνδυάζει την αξιοπιστία του αλγορίθμου με το μικρό υπολογιστικό κόστος.

3.3.2 Υλοποίηση κριτηρίων σύγκρισης

Στην παρούσα εργασία διερευνήθηκε η απόδοση του κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών ως προς το κριτήριο σύγκρισης. Το αρχικό κριτήριο σύγκρισης που χρησιμοποιήθηκε ήταν ο κανονικοποιημένος συντελεστής συσχέτισης, σύμφωνα με τον ορισμό στο 2° κεφάλαιο, και ο υπολογισμός του έγινε με τη συνάρτηση 'corr2' του Matlab. Στη συνέχεια, διερευνήθηκαν τα 9 κριτήρια σύγκρισης, συμπεριλαμβανομένου του κανονικοποιημένου συντελεστή συσχέτισης, που αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 2. Ο αλγόριθμος της κλασσικής μεθόδου ταύτισης περιοχών εφαρμόστηκε στις συνθετικές ακολουθίες εικόνων μελετώντας την ανίχνευση της κίνησης κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου, δηλαδή για 29 εικόνες, ενώ στη συνέχεια με διαδοχική επανάληψη των ακολουθιών έγινε μελέτη της κίνησης για 1.25, 1.50, 1.75, 2 και 3 καρδιακούς κύκλους, που αντιστοιχούν σε σύνολο 37, 44, 51, 58 και 87 εικόνων, αντίστοιχα.

Κεφάλαιο 4°: Αποτελέσματα

Στο κεφάλαιο που ακολουθεί παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της εφαρμογής των αλγορίθμων που διερευνήθηκαν στα πλαίσια της εργασίας. Συγκεκριμένα κάθε αλγόριθμος (κριτήριο σύγκρισης) εφαρμόστηκε σε κάθε συνθετική ακολουθία σε διάφορα ποσοστά καρδιακών κύκλων και υπολογίστηκε ο δείκτης παραμόρφωσης. Οι αλγόριθμοι με τη μέγιστη απόδοση χρησιμοποιήθηκαν στη συνέχεια στην ανίχνευση της κίνησης του αρτηριακού τοιχώματος της καρωτίδας από πραγματικές εικόνες υπερήχων.

4.1 Απόδοση κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών και διαφορετικών κριτηρίων σύγκρισης

Στους παρακάτω πίνακες παρουσιάζεται ο δείκτης παραμόρφωσης έπειτα από εφαρμογή του κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών στον εντοπισμό της κίνησης των 176 σημείων του τοιχώματος για τις ακολουθίες Synthetic και των 196 σημείων για την ακολουθία Field. Ο δείκτης παραμόρφωσης υπολογίστηκε τόσο για ακολουθίες 29 εικόνων, δηλαδή για έναν καρδιακό κύκλο, όσο και για 1.25, 1.5, 1.75, 2 και 3 καρδιακούς κύκλους. Εφαρμόστηκε σε όλες τις συνθετικές ακολουθίες και για όλες τις συναρτήσεις σφάλματος που αναφέρθηκαν στο κεφάλαιο 2 και τα αποτελέσματα χωρίστηκαν σε τέσσερις πίνακες, δηλαδή για κάθε τύπο συνθετικής ακολουθίας. Κάθε πίνακας χωρίστηκε σε υπο-πίνακες αναλόγως με το ποσοστό των καρδιακών κύκλων, και κάθε υπο-πίνακας περιέχει τα σφάλματα των κριτηρίων σύγκρισης που εφαρμόστηκαν, στη διαμήκη διεύθυνση (*w_{longitudinal}*), στην ακτινική διεύθυνση (*w_{radial}*) και στο ολικό σφάλμα και για τις δύο διευθύνσεις (*w*).

Τέλος, παρουσιάζονται και τα σφάλματα που βρέθηκαν από τις εργασίες [57] και [61], με τα αρχικά 's' και 'a' αντίστοιχα.

Πίνακας 4.1: Δείκτες παραμόρφωσης (σε εικονοστοιχεία) του κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών, για την ακολουθία S0 και για διάφορα ποσοστά καρδιακών κύκλων.

1 κύκλος	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	0.4490/0.1581s/ /0.5185a	1.0794/0.9973s /1.0753a	1.1691/1.010s /1.1938a
SAD	0.3499	1.0661	1.1221
SSD	0.7721	1.0945	1.3394
MSE	0.7721	1.0945	1.3394
MAD	0.3497	1.0658	1.1217
AD	0.3499	1.0661	1.1221
NAE	0.3499	1.0661	1.1221
MD	6.8693	4.1843	8.0433
SMAE	0.3497	1.0658	1.1217

 1.25 κύκλοι 	W _{longitudinal}	W _{radial}	W
NCC	0.8559	1.9644	2.1428
SAD	0.8210	1.9564	2.1217
SSD	1.0432	1.9657	2.2253
MSE	1.0432	1.9657	2.2253
MAD	0.8209	1.9563	2.1215
AD	0.8210	1.9564	2.1217
NAE	0.8210	1.9564	2.1217
MD	7.0585	4.8361	8.5563
SMAE	0.8209	1.9563	2.1215

1.5 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	1.2987	2.9354	3.2099
SAD	1.2725	2.9353	3.1993
SSD	1.4372	2.9411	3.2734
MSE	1.4372	2.9411	3.2734
MAD	1.2724	2.9353	3.1992
AD	1.2725	2.9353	3.1993
NAE	1.2725	2.9353	3.1993
MD	7.2376	5.6639	9.1903
SMAE	1.2724	2.9353	3.1992

 1.75 κύκλοι 	W _{longitudinal}	W _{radial}	W
NCC	1.3929	3.4503	3.7208
SAD	1.4715	3.7398	4.0189
SSD	8.3741	3.4367	9.0518
MSE	8.3741	3.4367	9.0518
MAD	1.3692	3.4523	3.7139
AD	1.4715	3.7398	4.0189
NAE	1.4715	3.7398	4.0189
MD	7.3244	6.1500	9.5639
<i>sMAE</i>	1.3692	3.4523	3.7139

2 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	1.4194	3.8588	4.1116
SAD	1.3985	3.8601	4.1056
SSD	1.5267	3.8635	4.1542
MSE	1.5267	3.8635	4.1542
MAD	1.3985	3.8599	4.1054
AD	1.3985	3.8601	4.1056
NAE	1.3985	3.8601	4.1056
MD	7.3843	6.8348	10.0619
<i>sMAE</i>	1.3985	3.8599	4.1054

3 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	W
NCC	1.5179/0.6067a	7.2931/1.1239a	7.4494/1.2772a
SAD	1.4984	7.2965	7.4488
SSD	1.6200	7.2962	7.4739
MSE	1.6200	7.2962	7.4739
MAD	1.4985	7.2963	7.4486
AD	1.4984	7.2965	7.4488
NAE	1.4984	7.2965	7.4488
MD	7.5312	9.6668	12.2542
<i>sMAE</i>	1.4985	7.2963	7.4486

Πίνακας 4.2: Δείκτες παραμόρφωσης (σε εικονοστοιχεία) του κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών, για την ακολουθία S25 και για διάφορα ποσοστά καρδιακών κύκλων.

1 κύκλος	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	2.0531/4.9519s	1.3644/1.7724s	2.4652/5.260s
	3.1567a	/2.267a	/3.8863a
SAD	1.3997	1.1091	1.7859
SSD	1.2856	1.1052	1.6954
MSE	1.2856	1.1052	1.6954
MAD	1.4018	1.1091	1.7875
AD	1.3997	1.1091	1.7859
NAE	1.3997	1.1091	1.7859
MD	12.7333	4.7181	13.5793
<i>sMAE</i>	1.4018	1.1091	1.7875

1.25 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	2.2065	2.0650	3.0221
SAD	1.5662	1.9710	2.5175
SSD	1.4678	1.9672	2.4544
MSE	1.4678	1.9672	2.4544
MAD	1.5699	1.9710	2.5198
AD	1.5662	1.9710	2.5175
NAE	1.5662	1.9710	2.5175
MD	13.1103	5.3913	14.1755
<i>sMAE</i>	1.5699	1.9710	2.5198

1.5 κύκλοι	$W_{longitudinal}$	W _{radial}	w
NCC	2.4949	2.9743	3.8822
SAD	1.8391	2.8794	3.4166
SSD	1.7638	2.8795	3.3767
MSE	1.7638	2.8795	3.3767
MAD	1.8416	2.8794	3.4179
AD	1.8391	2.8794	3.4166
NAE	1.8391	2.8794	3.4166
MD	13.5146	6.1990	14.8685
<i>sMAE</i>	1.8416	2.8794	3.4179

 1.75 κύκλοι 	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	2.5785	3.4982	4.3458
SAD	1.9072	3.4051	3.9029
SSD	1.8336	3.4067	3.8688
MSE	1.8336	3.4067	3.8688
MAD	1.9094	3.4051	3.9039
AD	1.9072	3.4051	3.9029
NAE	1.9072	3.4051	3.9029
MD	13.8358	6.7111	15.3775
<i>sMAE</i>	1.9094	3.4051	3.9039

2 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	2.5930	3.9185	4.6988
SAD	1.9260	3.8195	4.2776
SSD	1.8500	3.8217	4.2459
MSE	1.8500	3.8217	4.2459
MAD	1.9279	3.8195	4.2785
AD	1.9260	3.8195	4.2776
NAE	1.9260	3.8195	4.2776
MD	14.0713	7.1384	15.7784
<i>sMAE</i>	1.9279	3.8195	4.2785

3 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	2.7412/3.8318a	7.3604/2.3319a	7.8542/4.4856a
SAD	2.0143	7.2744	7.5481
SSD	1.9484	7.2770	7.5334
MSE	1.9484	7.2770	7.5334
MAD	2.0161	7.2744	7.5486
AD	2.0143	7.2744	7.5481
NAE	2.0143	7.2744	7.5481
MD	14.5989	10.3086	17.8717
SMAE	2.0161	7.2744	7.5486

Πίνακας 4.3: Δείκτες παραμόρφωσης (σε εικονοστοιχεία) του κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών, για την ακολουθία S15 και για διάφορα ποσοστά καρδιακών κύκλων.

1 κύκλος	W _{long} itudinal	W _{radial}	w
NCC	13.7348/15.3222s	3.6161/3.8211s	14.2029/15.791s
	/13.4852a	/3.7012a	/13.9839a
SAD	9.4445	1.6745	9.5918
SSD	7.2175	1.5846	7.3894
MSE	7.2175	1.5846	7.3894
MAD	9.4453	1.6749	9.5926
AD	9.4445	1.6745	9.5918
NAE	9.4445	1.6745	9.5918
MD	21.2005	5.7517	21.9669
SMAE	9.4453	1.6749	9.5926

 1.25 κύκλοι 	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	14.8251	3.9184	15.3342
SAD	10.3912	2.2306	10.6279
SSD	7.5584	2.1995	7.8719
MSE	7.5584	2.1995	7.8719
MAD	10.3916	2.2310	10.6283
AD	10.3912	2.2306	10.6279
NAE	10.3912	2.2306	10.6279
MD	22.8040	6.4204	23.6906
<i>sMAE</i>	10.3916	2.2310	10.6283

1.5 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	15.7532	4.3727	16.3488
SAD	11.8020	2.9607	12.1677
SSD	8.1319	3.2120	8.7433
MSE	8.1319	3.2120	8.7433
MAD	11.8031	2.9612	12.1689
AD	11.8020	2.9607	12.1677
NAE	11.8020	2.9607	12.1677
MD	24.1035	7.2165	25.1606
<i>sMAE</i>	11.8031	2.9612	12.1689

	1		1
1.75 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	W
NCC	16.3864	4.7186	17.0522
SAD	12.8676	3.4295	13.3168
SSD	8.3741	3.4367	9.0518
MSE	8.3741	3.4367	9.0518
MAD	12.8688	3.4296	13.3180
AD	12.8676	3.4295	13.3168
NAE	12.8676	3.4295	13.3168
MD	24.9202	7.7445	26.0959
<i>sMAE</i>	12.8688	3.4296	13.3180

2 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	16.9256	5.0194	17.6541
SAD	13.4577	3.7916	13.9817
SSD	8.6451	3.8030	9.4446
MSE	8.6451	3.8030	9.4446
MAD	13.4587	3.7918	13.9826
AD	13.4577	3.7916	13.9817
NAE	13.4577	3.7916	13.9817
MD	25.6003	8.1843	26.8768
sMAE	13.4587	3.7918	13.9826

3 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	18.2643/16.122a	7.8536/3.8786a	19.8812/16.582a
SAD	15.4478	7.1185	17.0090
SSD	9.2256	7.1591	11.6775
MSE	9.2256	7.1591	11.6775
MAD	15.4489	7.1187	17.0102
AD	15.4478	7.1185	17.0090
NAE	15.4478	7.1185	17.0090
MD	27.1727	11.2992	29.4283
SMAE	15.4489	7.1187	17.0102

Πίνακας 4.4: Δείκτες παραμόρφωσης (σε εικονοστοιχεία) του κλασσικού αλγορίθμου ταύτισης περιοχών, για την ακολουθία field ΙΙ και για διάφορα ποσοστά καρδιακών κύκλων.

1 κύκλος	W _{longitudinal}	W _{radial}	W
NCC	3.8025/5.3772s /1.1979a	3.8907/1.715s /1.1313a	5.4402/5.644s /1.6476a
SAD	1.6820	3.8870	4.2353
SSD	5.3969	3.9023	6.6599
MSE	5.3969	3.9023	6.6599
MAD	1.6842	3.8870	4.2361
AD	1.6820	3.8870	4.2353
NAE	1.6820	3.8870	4.2353
MD	8.1029	7.9432	11.3829
SMAE	1.6842	3.8870	4.2361

 1.25 κύκλοι 	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	3.8079	3.6215	5.2550
SAD	1.6164	3.6199	3.9644
SSD	5.7049	3.6355	6.7648
MSE	5.7049	3.6355	6.7648
MAD	1.6191	3.6199	3.9655
AD	1.6164	3.6199	3.9644
NAE	1.6164	3.6199	3.9644
MD	8.2719	6.6245	11.0191
SMAE	1.6191	3.6199	3.9655

1.5 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	3.9367	3.3479	5.1678
SAD	1.7596	3.3410	3.7761
SSD	5.8833	3.3609	6.7756
MSE	5.8833	3.3609	6.7756
MAD	1.7623	3.3410	3.7773
AD	1.7596	3.3410	3.7761
NAE	1.7596	3.3410	3.7761
MD	7.9018	6.3727	9.9632
<i>sMAE</i>	1.7623	3.3410	3.7773

 1.75 κύκλοι 	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	4.0339	3.1488	5.1174
SAD	1.8002	3.1444	3.6232
SSD	5.9318	3.1629	6.7223
MSE	5.9318	3.1629	6.7223
MAD	1.8024	3.1444	3.6243
AD	1.8002	3.1444	3.6232
NAE	1.8002	3.1444	3.6232
MD	7.9738	5.8925	10.174
<i>sMAE</i>	1.8024	3.1444	3.6243

2 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	W
NCC	4.0070	3.1069	5.0704
SAD	1.7552	3.1009	3.5632
SSD	6.0947	3.1184	6.8462
MSE	6.0947	3.1184	6.8462
MAD	1.7571	3.1009	3.5642
AD	1.7552	3.1009	3.5632
NAE	1.7552	3.1009	3.5632
MD	7.7901	6.1358	9.7935
<i>sMAE</i>	1.7571	3.1009	3.5642

3 κύκλοι	W _{longitudinal}	W _{radial}	w
NCC	4.0734/1.1976a	4.4219/1.1538a	6.0122/1.663a
SAD	1.7646	4.4174	4.7568
SSD	6.3163	4.4267	7.7131
MSE	6.3163	4.4267	7.7131
MAD	1.7665	4.4174	4.7575
AD	1.7646	4.4174	4.7568
NAE	1.7646	4.4174	4.7568
MD	7.9572	6.8945	9.8529
<i>sMAE</i>	1.7665	4.4174	4.7575

Για κάθε περίπτωση πλήθους καρδιακών κύκλων παρατηρούμε ότι το συνολικό σφάλμα, όπως και το σφάλμα κατά την ακτινική και διαμήκη κατεύθυνση, αυξάνεται καθώς αυξάνεται το ποσοστό θορύβου στις συνθετικές ακολουθίες, πράγμα που είναι αναμενόμενο γιατί με την προσθήκη θορύβου είναι πιο δύσκολο να ανιχνευθεί η βέλτιστη περιοχή. Η συνθετική ακολουθία S25 δεν επιδεινώνει πολύ το σφάλμα (από 1.1691 σε 2.4652 για το *NCC*), ενώ η S15 το επιδεινώνει αρκετά παραπάνω (από 2.4652 σε 14.2029 για το *NCC*).

Όσον αφορά το είδος του κριτηρίου, η εφαρμογή του NCC αυξάνει δραματικά το σφάλμα ειδικά στην ακολουθία S15 όπου φτάνει στα 14.2029 εικονοστοιχεία για έναν καρδιακό κύκλο. Τα υπόλοιπα κριτήρια παρουσιάζουν καλύτερη ανθεκτικότητα στο θόρυβο, ενώ αυτά που έχουν τη μικρότερη επιρροή είναι το MSE και το SSD τα οποία αντίστοιχα παρουσιάζουν σφάλμα 7.3894.

Τέλος, όσον αφορά το είδος της μετατόπισης, στην ακτινική διεύθυνση, το σφάλμα δεν επηρεάζεται πολύ από την εφαρμογή θορύβου, στις περισσότερες περιπτωσεις (SAD, SSD, MSE, MAD, AD, NAE, sMAE). Για παράδειγμα στον ένα καρδιακό κύκλο, η εφαρμογή του κριτηρίου MAD αυξάνει το σφάλμα στην ακτινική διεύθυνση από 1.0658 στο 1.6749 στην ακολουθία S15 και το κριτήριο SSD από 1.0945 στο 1.5846. Στη διαμήκη μετατόπιση, το σφάλμα αυξάνεται πάρα πολύ σε σχέση με την ακολουθία S0, και ειδικά στην ακολουθία S15. Για τα ίδια κριτήρια που αναφέρθηκαν προηγουμένως, το σφάλμα στη διαμήκη μετατόπιση φτάνει για την ακολουθία S15 στο 9.4453 και 7.2175 αντίστοιχα. Αυτό επηρρεάζει και το συνολικό σφάλμα που παρουσιάζει την ίδια συμπεριφορά. Εξαίρεση είναι το MD το οποίο σε σχέση με την εφαρμογή του στην ακολουθία S0, δεν αυξάνει πολύ το σφάλμα, αν και παρουσιάζει το μεγαλύτερο σφάλμα από όλα.

Σε μερικές περιπτώσεις κριτηρίων σύγκρισης, το σφάλμα στην ακτινική μετατόπιση είναι τουλάχιστον διπλάσιο σε σχέση με τη διαμήκη μετατόπιση. Αυτό συμβαίνει με τα κριτήρια NCC, MAD, sMAE, AD, NAE και SAD, ενώ η MD παρουσιάζει πάντα μεγαλύτερο σφάλμα στη διαμήκη μετατόπιση. Η μόνη περίπτωση στην οποία το σφάλμα στη διαμήκη κατεύθυνση είναι μεγαλύτερο σε σχέση με το αντίστοιχο στην ακτινική, είναι στην ακολουθία S15. Τα μεγαλύτερα συνολικά σφάλματα εμφανίζονται στην S15 πράγμα αναμενόμενο γιατί εκεί υπάρχει ο υψηλότερος θόρυβος. Στην ακολουθία Field το σφάλμα στην ακτινική μετατόπιση είναι μεγαλύτερο σε σχέση με τη διαμήκη, σε αντίθεση με τις ακολουθίες Synthetic. Μια άλλη παρατήρηση είναι ότι με την προσθήκη θορύβου στις συνθετικές ακολουθίες το σφάλμα που επιδεινώνεται είναι αυτό της διαμήκους

κατεύθυνσης ενώ στην ακτινική παραμένει σχετικά σταθερό, πράγμα που επηρεάζει στο τέλος και το συνολικό σφάλμα το οποίο αυξάνεται και αυτό.

Στον ένα καρδιακό κύκλο, τα μικρότερα συνολικά σφάλματα εμφανίζονται για την S0 με τα κριτήρια MAD και sMAE (1.1217) με πολύ μικρή διαφορά από τα κριτήρια AD, NAE, SAD (1.1221). Το σφάλμα σε σχέση με το κριτήριο NCC βελτιώθηκε κατά 4.1%. Για την ακολουθία S25 τα μικρότερα σφάλματα τα επιτυγχάνουν τα κριτήρια MSE, SSD (1.6944). Αξιοσημείωτο είναι ότι εδώ βελτιώθηκε το συνολικό σφάλμα από 2.4652 που ήταν με το κριτήριο NCC, σε 1.6944, δηλαδή σημειώθηκε βελτίωση κατά 31.3%. Για προσθήκη θορύβου 15db (ακολουθία S15) τα μικρότερα σφάλματα τα επιτυγχάνουν επίσης τα κριτήρια MSE, SSD (7.3894). Κι εδώ επίσης το συνολικό σφάλμα μειώθηκε κατά 48% σε σχέση με το κριτήριο NCC (14.2029). Για την ακολουθία Field, τα μικρότερα σφάλματα τα επιτυγχάνουν τα κριτήρια AD, NAE, SAD (4.2353). Το συνολικό σφάλμα κι εδώ βελτιώθηκε κατά 22.1% σε σχέση με το κριτήριο NCC.

Όσον αφορά το ποσοστό των καρδιακών κύκλων, στους 1.75, 2 και 3 καρδιακούς κύκλους παρουσιάστηκε εντυπωσιακή βελτίωση του συνολικού σφάλματος στις ακολουθίες S15 και Field, ενώ μόνο στον ένα καρδιακό κύκλο τα αποτελέσματα ήταν εμφανώς βελτιωμένα σε όλες τις ακολουθίες. Δηλαδή στον ένα καρδιακό κύκλο, το συνολικό σφάλμα βελτιώνεται πολύ σε σχέση με το κριτήριο *NCC*, ενώ σε περισσότερους καρδιακούς κύκλους υπάρχει εμφανής βελτίωση στις ακολουθίες S15 και Field.

Τέλος, όσοι περισσότεροι καρδιακοί κύκλοι εφαρμόζονται, τόσο μεγαλώνει το σφάλμα στις συνθετικές ακολουθίες με εξαίρεση την ακολουθία Field η οποία στους 2 καρδιακούς κύκλους εμφανίζει το μικρότερο σφάλμα σε σχέση με τους υπόλοιπους καρδιακούς κύκλους που εφαρμόστηκαν στον αλγόριθμο.

4.2 Εφαρμογή αποτελεσμάτων σε συνθετικά δεδομένα

Με βάση τα προηγούμενα αποτελέσματα, για τη συνθετική ακολουθία S0, στην οποία δεν έχει προστεθεί θόρυβος, την καλύτερη απόδοση είχε το κριτήριο **MAD** και το κριτήριο **sMAE**. Το υπολογιστικό κόστος των κριτηρίων ήταν 17 λεπτά και 20 δευτερόλεπτα για το **MAD** και 17 λεπτά και 30 δευτερόλεπτα για το **sMAE**. Αυτό ήταν αναμενόμενο γιατί το κριτήριο **sMAE** απαιτεί περισσότερες υπολογιστικές πράξεις από το **MAD**. Επομένως επιλέχθηκε το κριτήριο **MAD** ως το πιο αποδοτικό για την ακολουθία S0. Στο Σχήμα 4.1

σημείου του κάτω τοιχώματος της ακολουθίας S0, για ένα καρδιακό κύκλο. Συγκεκριμένα παρουσιάζεται τόσο η πραγματική του κίνηση (real motion) με βάση το μαθηματικό μοντέλο κίνησης, όσο και η κίνηση που εκτιμήθηκε με τον αλγόριθμο και τα κριτήρια NCC και MAD:



Σχήμα 4.1: Εκτίμηση της κίνησης ενός σημείου του κάτω τοιχώματος της ακολουθίας S0 για έναν καρδιακό κύκλο, με βάση τα κριτήρια *NCC* και *MAD* (α) για τη διαμήκη μετατόπιση και (β) για την ακτινική μετατόπιση.

Για τη συνθετική ακολουθία S25 στην οποία έχει προστεθεί θόρυβος 25dB, παρατηρήθηκε ότι την καλύτερη απόδοση είχαν τα κριτήρια SSD και MSE. Το υπολογιστικό κόστος των κριτηρίων ήταν 18 λεπτά για το SSD και 20 λεπτά και 40 δευτερόλεπτα για το MSE. Επομένως επιλέχθηκε το κριτήριο SSD ως το πιο αποδοτικό για την ακολουθία S25. Στο Σχήμα 4.2 παρουσιάζεται ένα παράδειγμα ακτινικής και διαμήκους συνιστώσας της κίνησης ενός σημείου του κάτω τοιχώματος της ακολουθίας S25, για ένα καρδιακό κύκλο. Συγκεκριμένα παρουσιάζεται τόσο η πραγματική του κίνηση (real motion) με βάση το μαθηματικό μοντέλο κίνησης, όσο και η κίνηση που εκτιμήθηκε με τον αλγόριθμο και τα κριτήρια NCC και SSD:



Σχήμα 4.2: Εκτίμηση της κίνησης ενός σημείου του κάτω τοιχώματος της ακολουθίας S25 για έναν καρδιακό κύκλο, με βάση το κριτήριο *NCC* και *SSD* (α) για τη διαμήκη μετατόπιση και (β) για την ακτινική μετατόπιση.

Για τη συνθετική ακολουθία S15 στην οποία έχει προστεθεί θόρυβος 15dB, παρατηρήθηκε ότι την καλύτερη απόδοση είχαν τα κριτήρια SSD και MSE. Το υπολογιστικό κόστος των κριτηρίων ήταν 18 λεπτά για το SSD και 20 λεπτά και 40 δευτερόλεπτα για το MAD. Επομένως επιλέχθηκε το κριτήριο SSD ως το πιο αποδοτικό για την ακολουθία S15. Στο Σχήμα 4.3 παρουσιάζεται ένα παράδειγμα ακτινικής και διαμήκους συνιστώσας της κίνησης ενός σημείου του κάτω τοιχώματος της ακολουθίας S15, για ένα καρδιακό κύκλο. Συγκεκριμένα παρουσιάζεται τόσο η πραγματική του κίνηση (real motion) με βάση το μαθηματικό μοντέλο κίνησης, όσο και η κίνηση που εκτιμήθηκε με τον αλγόριθμο και τα κριτήρια NCC και SSD:



Σχήμα 4.3: Εκτίμηση της κίνησης ενός σημείου του κάτω τοιχώματος της ακολουθίας S15 για έναν καρδιακό κύκλο, με βάση το κριτήριο NCC και SSD (α) για τη διαμήκη μετατόπιση και (β) για την ακτινική μετατόπιση.

Για τη συνθετική ακολουθία Field II παρατηρήθηκε ότι την καλύτερη απόδοση είχαν τα κριτήρια SAD, AD και NAE. Το υπολογιστικό κόστος των κριτηρίων ήταν 18 λεπτά για το SAD, 20 λεπτά για το AD και 21 λεπτά για το NAE. Επομένως επιλέχθηκε το κριτήριο SAD ως το πιο αποδοτικό για την ακολουθία Field II. Στο Σχήμα 4.4 παρουσιάζεται ένα παράδειγμα ακτινικής και διαμήκους συνιστώσας της κίνησης ενός σημείου του κάτω τοιχώματος της ακολουθίας Field II, για ένα καρδιακό κύκλο. Συγκεκριμένα παρουσιάζεται τόσο η πραγματική του κίνηση (real motion) με βάση το μαθηματικό μοντέλο κίνησης, όσο και η κίνηση που εκτιμήθηκε με τον αλγόριθμο και τα κριτήρια NCC και SAD:



Σχήμα 4.4: Εκτίμηση της κίνησης ενός σημείου του κάτω τοιχώματος της ακολουθίας Field II για έναν καρδιακό κύκλο, με βάση τα κριτήρια NCC και SAD (α) για τη διαμήκη μετατόπιση και (β) για την ακτινική μετατόπιση.

Σαν επικρατέστερο κριτήριο για εφαρμογή σε πραγματικά δεδομένα, προτείνεται το κριτήριο SSD. Το κριτήριο αυτό είναι το πιο αξιόπιστο κριτήριο για την εφαρμογή της μεθόδου ταύτισης περιοχών σε συνθετικά δεδομένα με προσθήκη θορύβου, επομένως είναι και το πιο ανθεκτικό για συνθήκες θορύβου οι οποίες συνήθως υπάρχουν σε πραγματικά δεδομένα και οφείλονται σε διάφορες συνθήκες που επικρατούν κατά τη λήψη των δεδομένων, στα όργανα μέτρησης και σε άλλους παράγοντες.

4.3 Παράδειγμα ανάλυσης κίνησης από πραγματικά δεδομένα

Έχοντας βελτιστοποιήσει τον αλγόριθμο της ταύτισης των περιοχών με την επιλογή του πιο κατάλληλου κριτηρίου σύγκρισης, εφαρμόστηκε το κριτήριο SSD στα πραγματικά δεδομένα, λόγω του ότι το κριτήριο αυτό θεωρήθηκε ότι είναι το πιο αξιόπιστο όσον αφορά την εφαρμογή του σε συνθετικά δεδομένα. Έτσι λοιπόν χρησιμοποιήθηκε εδώ η ακολουθία των πραγματικών εικόνων οι οποίες καταγράφηκαν σύμφωνα με τις διαδικασίες που περιγράφηκαν στο κεφάλαιο 3 και συγκεκριμένα στην ενότητα 3.2. Το κριτήριο εφαρμόστηκε στην ακολουθία πραγματικών δεδομένων, αποτελούμενη από 87 εικόνες, με στόχο τη σύγκριση με το κριτήριο *NCC*, της εκτιμηθείσας κίνησης μίας περιοχής στο κάτω όριο του τοιχώματος με τον αυλό (Σχήμα 4.5):



Σχήμα 4.5: Περιοχή στο κάτω όριο του τοιχώματος με τον αυλό της ακολουθίας πραγματικών δεδομένων της οποίας η κίνηση εκτιμήθηκε με βάση το βέλτιστο κριτήριο σύγκρισης *SSD*.



Σχήμα 4.6: Εκτίμηση της κίνησης ενός σημείου του κάτω τοιχώματος (στο όριο με τον αυλό) της ακολουθίας πραγματικών δεδομένων, με βάση τα κριτήρια NCC και SSD (α) για τη διαμήκη μετατόπιση και (β) για την ακτινική μετατόπιση.

Στις παραπάνω κυματομορφές φαίνεται η εκτίμηση της κίνησης με βάση το βέλτιστο κριτήριο SSD, σε σύγκριση με το κριτήριο NCC το οποίο χρησιμοποιήθηκε σε

προηγούμενες εργασίες. Στην ακτινική μετατόπιση παρουσιάζεται μικρή διαφορά της εκτίμησης κίνησης, όπου μόνο σε ένα μικρό ποσοστό της μετατόπισης υπάρχει απόκλιση. Αντιθέτως στη διαμήκη μετατόπιση η εκτίμηση της κίνησης παρουσιάζει διαφορά αλλά διατηρείται η αναμενόμενη μορφή της κίνησης. Παρατηρείται ότι με το κριτήριο *SSD*, υπάρχουν πιο ομαλές μεταβάσεις (στους δύο πρώτους καρδιακούς κύκλους) από περίοδο σε περίοδο.

Απεικονίζοντας το SSD και το NCC μεταξύ της βέλτιστης περιοχής κάθε εικόνας της ακολουθίας και της αντίστοιχης περιοχής αναφοράς, έχουμε τις κυματομορφές (Σχήμα 4.7):



Σχήμα 4.7: Κυματομορφές των κριτηρίων (α) *NCC* και (β) *SSD*, κατά την εκτίμηση της κίνησης ενός σημείου του κάτω τοιχώματος (στο όριο με τον αυλό) της ακολουθίας πραγματικών δεδομένων.

Από τις κυματομορφές παρατηρούμε ότι στις εικόνες όπου το NCC παρουσιάζει μέγιστα, αντίστοιχα στις ίδιες εικόνες το SSD παρουσιάζει ελάχιστα. Αυτό σημαίνει ότι τα κριτήρια αυτά έχουν τη βέλτιστη απόδοση στις ίδιες εικόνες αλλά και την ελάχιστη απόδοση στις ίδιες εικόνες επίσης.

Κεφάλαιο 5°: Συζήτηση-Συμπεράσματα

Η μελέτη της κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας από εικόνες υπερήχων είναι μια διαδικασία που απαιτεί ακρίβεια και όσο το δυνατό μικρότερες υπολογιστικές απαιτήσεις. Σε αυτή τη διπλωματική εργασία διερευνήθηκε η απόδοση εννέα κριτηρίων σύγκρισης στον αλγόριθμο ταύτισης περιοχών. Έτσι, βρέθηκε το βέλτιστο κριτήριο σύγκρισης για εφαρμογή σε πραγματικά δεδομένα, το οποίο ανιχνεύει με μεγάλη ακρίβεια την κίνηση ενός τυχαίου σημείου του τοιχώματος της καρωτίδας. Σε αυτό το κεφάλαιο, σχολιάζονται οι μεθοδολογίες και τα αποτελέσματα που περιγράφηκαν σε προηγούμενα κεφάλαια, και γίνεται μια προσπάθεια εκτίμησης των μελλοντικών προοπτικών της εργασίας. Τέλος, αναφέρεται και το τελικό συμπέρασμα που προκύπτει από τη διπλωματική εργασία.

5.1 Γενικά Σχόλια

Για την αξιολόγηση των αλγορίθμων ως προς την εγκυρότητα της ανίχνευσης της κίνησης του τοιχώματος της καρωτίδας χρησιμοποιήθηκε ο δείκτης παραμόρφωσης *w*, ο οποίος ουσιαστικά δείχνει το σφάλμα εκτίμησης της κίνησης κάθε αλγορίθμου, σε σχέση με την πραγματική μετατόπιση που ορίζει το μαθηματικό μοντέλο παραμόρφωσης της καρωτίδας. Κάθε κριτήριο σύγκρισης παρουσιάζει διαφορετική απόδοση σε κάθε είδος συνθετικής ακολουθίας, και σε κάθε επίπεδο θορύβου που εφαρμόζεται στη συνθετική ακολουθία. Μάλιστα μερικά κριτήρια σύγκρισης παρουσιάζουν την ίδια απόδοση, έχουν δηλαδή το ίδιο σφάλμα, όταν εφαρμόζονται στην ίδια συνθετική ακολουθία.

Ωστόσο, σημαντικές διαφορές παρουσιάζονται από τα ευρήματα άλλων εργασιών που έχουν γίνει στο παρελθόν. Οι Friemel et al [40] διερεύνησαν την απόδοση των κριτηρίων NCC, CC και SAD για τον υπολογισμό της κίνησης σε δύο διαστάσεις από την ανάλυση της κίνησης του θορύβου κοκκώδους μορφής (speckle-tracking), και βρήκαν ότι το NCC και το SAD έφεραν τα ίδια αποτελέσματα, σε αντίθεση με εδώ. Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξαν και οι Bohs et al. [54]. Σε μια άλλη μελέτη για την ανίχνευση της κίνησης της καρδιακής βαλβίδας [42], χρησιμοποιήθηκαν ως κριτήρια σύγκρισης το SAD, SSD και ο NCC, και βρέθηκε ότι ο NCC φέρει τα καλύτερα αποτελέσματα, ενώ σε αυτή την εργασία παρατηρήθηκε το αντίθετο. Αυτή η διαφορά ίσως αιτιολογείται από τη διαφορετική μεθοδολογία που χρησιμοποιείται κάθε φορά αλλά ίσως και στο αντικείμενο της κάθε φορά μελέτης. Για παράδειγμα, στη μελέτη για την ανίχνευση της κίνησης της καρδιακής βαλβίδας, χρησιμοποιήθηκε και ο δυναμικός προγραμματισμός σε συνδυασμό με τη μέθοδο ταύτισης περιοχών. Μια άλλη παράμετρος που μπορεί να επηρεάζει τα αποτελέσματα ίσως να είναι το μέγεθος της περιοχής αναφοράς και της περιοχής αναζήτησης. Επίσης χρησιμοποιήθηκε το SAD και το SSD για τη μέθοδο ταύτισης περιοχών στην ανίχνευση της αθηρωματικής πλάκας στη στεφανιαία αρτηρία αλλά και σε άλλες μεγάλες αρτηρίες [46], και βρέθηκε ότι το SAD είναι καλύτερο κριτήριο από το SSD, όπως βρέθηκε και σε αυτή την εργασία αλλά μόνο για την συνθετική ακολουθία S0, χωρίς προσθήκη θορύβου δηλαδή, και για την ακολουθία Field II, επιβεβαιώνοντας και τα αποτελέσματα των Janssen et al. [62] και των Cohen και Dinstein [63]. Αντίθετα αποτελέσματα έδειξαν οι μελέτες των Langeland et al. [64] και Viola και Walker [65]. Σε αυτή την εργασία παρατηρήθηκε ότι το *SSD* είναι καλύτερο από το *SAD*, σε συνθήκες υψηλού θορύβου, δηλαδή για τις συνθετικές ακολουθίες S25 και S15.

Παρ' όλο που το κριτήριο SSD μπορεί να είναι πιο ακριβές στις μετρήσεις μικρών μετατοπίσεων, είναι πιο ευαίσθητο και λιγότερο αξιόπιστο, όταν χρησιμοποιείται για μεγάλο εύρος αναζήτησης [46]. Ίσως ένας λόγος που προκύπτουν διαφορετικά συμπεράσματα από διάφορες εργασίες, είναι ότι στην εργασία [65] χρησιμοποιούνται RF δεδομένα. Όμως σε πρόσφατη εργασία οι Langeland et al. [66] έδειξαν ότι διαφορές σε παράμετρους όπως το μέγεθος της περιοχής αναφοράς και το είδος των δεδομένων, δεν επηρεάζουν τη μέθοδο της ταύτισης των περιοχών για την εκτίμηση της παραμόρφωσης του μυοκαρδίου in vivo. Επομένως είναι πολύ πιθανόν ότι κάθε εφαρμογή, δηλαδή το τι μελετάται κάθε φορά (μελέτη της κίνησης των αρτηριών, μελέτη της παραμόρφωσης του μυοκαρδίου κτλ.) και το τι δεδομένα χρησιμοποιούνται κάθε φορά (RF δεδομένα, εικόνες υπερήχων β-σάρωσης κτλ.) μπορεί να έχει και τις δικές της ιδανικές παράμετρους για την εξαγωγή βέλτιστων αποτελεσμάτων.

Όσον αφορά αυτή την εργασία, το κριτήριο **MAD** ήταν πιο αξιόπιστο σε σχέση με τα υπόλοιπα άλλα κριτήρια, όταν εφαρμόστηκε στη συνθετική ακολουθία S0. Αυτό ίσως δείχνει, ότι το κριτήριο αυτό είναι το πιο κατάλληλο όταν εφαρμοστεί σε πραγματικές ακολουθίες εικόνων υπερήχων χωρίς συνθήκες θορύβου και όταν η εικόνα είναι πολύ καθαρή.

Το κριτήριο *SSD* ήταν το πιο αξιόπιστο όταν εφαρμόστηκε στη συνθετική ακολουθία S15 και S25. Επομένως συνεπάγεται ότι το κριτήριο *SSD* είναι το πιο κατάλληλο όταν έχουμε συνθήκες θορύβου σε μία ακολουθία πραγματικών εικόνων και μπορεί να εκτιμήσει καλύτερα την μετατόπιση του τοιχώματος της καρωτίδας σε σχέση με τα υπόλοιπα κριτήρια. Από αυτή την παρατήρηση συμπεραίνεται και ότι το κριτήριο αυτό είναι το πιο ανθεκτικό από όλα τα υπόλοιπα κριτήρια.

Το κριτήριο SAD έχει βρεθεί σε μερικές εργασίες ότι είναι πιο αξιόπιστο από το SSD, ενώ σε άλλες εργασίες έχει αποδειχθεί το αντίθετο. Στην παρούσα εργασία βρέθηκε ότι είναι το πιο αξιόπιστο όταν εφαρμόζεται στην συνθετική ακολουθία Field II. Από αυτό το γεγονός δεν μπορεί να εξαχθεί κάποιο συγκεκριμένο συμπέρασμα, παρά μόνο ότι οι κάθε φορά συνθήκες και τα διαφορετικού είδους δεδομένα που χρησιμοποιούνται σε εργασίες επηρεάζουν και την

αποτελεσματικότητα των κριτηρίων. Δηλαδή ένα κριτήριο μπορεί να είναι το πιο κατάλληλο για μία συγκεκριμένη μελέτη, ενώ σε κάποια άλλη να μην θεωρείται και τόσο αξιόπιστο.

Όλα τα υπόλοιπα κριτήρια, παρουσίασαν σχετικά καλή απόδοση, με μερικά από αυτά να πλησιάζουν πάρα πολύ εώς και να ταυτίζονται με το βέλτιστο κριτήριο σύγκρισης κάθε φορα. Όμως, λαμβάνοντας υπ' όψη και την υπολογιστική πολυπλοκότητα, κάθε φορά μόνο ένα ήταν το βέλτιστο για μια συγκεκριμένη συνθετική ακολουθία.

Η αύξηση των καρδιακών κύκλων επηρεάζει και την αποδοτικότητα των αλγορίθμων. Όσο οι καρδιακοί κύκλοι αυξάνονται το σφάλμα της εκτίμησης της κίνησης αυξάνεται αρκετά. Αυτό είναι λογικό γιατί από εικόνα σε εικόνα το σφάλμα μεταδίδεται και επιδεινώνεται. Αν σε κάποιο σημείο της εκτίμησης της κίνησης ανιχνευθεί λάθος βέλτιστη περιοχή αναφοράς, αυτό θα επηρεάσει και τις υπόλοιπες εικόνες της ακολουθίας, αυξάνοντας έτσι την πιθανότητα να ανιχνευθεί πάλι λάθος βέλτιστη περιοχή αναφοράς. Έτσι όσο περισσότερες είναι οι εικόνες τις ακολουθίας, τόσο πιο πιθανό είναι να συμβεί μία λάθος εκτίμηση με αποτέλεσμα την αύξηση του συνολικού σφάλματος, με την αύξηση των εικόνων της ακολουθίας.

5.2 Μελλοντικές προοπτικές

Το γεγονός ότι ο αλγόριθμος ταύτισης περιοχών βελτιώθηκε με την αλλαγή των κριτηρίων σύγκρισης είναι πολύ ενθαρρυντικό για περαιτέρω έρευνα και μελέτη πάνω στον τομέα της ανίχνευσης κίνησης. Ο αλγόριθμος παρουσίασε βελτίωση στην ανίχνευση της κίνησης, και αυτό είναι ένα πολύ καλό βήμα για τη δημιουργία ενός φιλικού προς το χρήστη υπολογιστικού περιβάλλοντος, το οποίο θα έχει αυτοματοποιημένες διαδικασίες ως προς την εξαγωγή των αποτελεσμάτων ανάλυσης κίνησης εικόνων υπερήχων β-σάρωσης.

Επιπλέον, το θεωρητικό υπόβαθρο της εργασίας αυτής, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για την μελέτη άλλων δομών του σώματος όπως της καρδίας, αλλά και άλλων σημαντικών τμημάτων της ευρύτερης περιοχής της καρωτίδας, όπως το σημείο διχασμού και η έσω καρωτίδα. Επιπλέον μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για τη μελέτη εικόνων υπερήχων β-σάρωσης της καρωτίδας με αθηρωματική πλάκα και έτσι να

γίνει μια προσπάθεια συσχετισμού της κίνησης του τοιχώματος και της αθηρωματικής πλάκας με το αν χρειάζεται ο ασθενής χειρουργική επέμβαση και αν υπάρχει κίνδυνος για την υγεία του.

Επίσης, θα μπορούσε να γίνει μια περαιτέρω μελέτη όσον αφορά την επίδραση των κριτηρίων σύγκρισης σε εικόνες υπερήχων της καρωτίδας με αθηρωματική πλάκα, σε συνθήκες θορύβου ή όχι και αν τα κριτήρια τα οποία βρέθηκαν εδώ ως τα πιο αξιόπιστα, εξακολουθούν να είναι και στις παραπάνω περιπτώσεις αλλά και σε άλλες μεθόδους ανάλυσης κίνησης εκτός της κλασσικής μεθόδου ταύτισης περιοχών.

5.3 Συμπεράσματα

Με βάση τα ευρήματα της εργασίας συμπεραίνεται ότι η χρησιμοποίηση του κριτηρίου σύγκρισης SSD αντί του κριτηρίου NCC στην ανάλυση κίνησης από ακολουθίες εικόνων με χρήση της μεθόδου ταύτισης περιοχών συμβάλλει στη βελτίωση της ακρίβειας της διαδικασίας. Η συστηματική εφαρμογή του αλγορίθμου ταύτισης περιοχών σε μεγάλο δείγμα πραγματικών δεδομένων αναμένεται να προσφέρει καινούρια γνώση για τις μηχανικές παραμορφώσεις της περιοχής της καρωτίδας.

Βιβλιογραφία

- [1]. Ashrafian H. Anatomically specific clinical examination of the carotid arterial tree. Anat Sci Int. 2007; 82:16-23.
- [2]. Martini FH. Blood vessels and circulation. Fundamentals of anatomy and physiology. Prentice Hall Inc, New Jersey. 1995; 717-777.
- [3]. Dobrin PB. Mechanical properties of arteries. Physiol Rev. 1978; 58: 397-460.
- [4]. Reneman RS, van Merode T, Hick P, Muytjens AMM, Hoeks APG. Age-related changes in carotid artery wall properties in man. Ultrasound Med Biol. 1986; 12: 465-471.
- [5]. Golemati S, Sassano A, Lever MJ, Bharath AA, Dhanjil S, Nicolaides AN. Carotid artery wall motion estimated from B-mode ultrasound using region tracking and block matching. Ultrasound Med Biol. 2003; 29: 387-399.
- [6]. Cinthio M, Ahlgren ÅR, Bergkvist J, Jansson T, Persson HW and Lindström K. Longitudinal movements and resulting shear strain of the arterial wall. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2006; 291: 394-402.
- [7]. Insull W. The pathology of atherosclerosis: plaque development and plaque responses to medical treatment. Am J Med. 2009; 122: S3-S14.
- [8].Maton, Anthea, Hopkins RLJ, McLaughlin CW, Johnson S, Warner MQ, LaHart D, Wright JD. Human biology and health. Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, USA. 1993.
- [9].Caro CG. Discovery of the role of wall shear in atherosclerosis. Arterioscler Thromb Vasc Biol. 2009; 29: 158-161
- [10]. Sheppard R, Kumar V, Abbas AK, Abul K, Fausto N, Robbins SL. Robbins Basic Pathology (8th ed.). Philadelphia, Saunders. 2007; 345-347.
- [11]. WHO European Region. Greece. World Health Statistics 2006
- [12]. Blacher J, Guerin AP, Pannier B, Marchais SJ, Safar ME and London GM.
 Impact of aortic stiffness on survival in end stage renal disease. Circulation 1999; 99: 2434–2439.
- [13]. Novelline, Robert. Squire's Fundamentals of Radiology (5th ed.). Harvard University Press. 1997; 34–35.

- [14]. Κουτσούρης Δ, Νικήτα Κ, Παυλόπουλος Σ. Ιατρικά Απεικονιστικά Συστήματα. Εκδόσεις Τζιόλα, Θεσσαλονίκη. 2004.
- [15]. Γιόβα Δ. Εισαγωγή στη Βιοϊατρική και Κυτταρική Μηχανική. Εκδόσεις ΕΜΠ, Αθήνα. 2002.
- [16]. Sutherland GR, Stewart MJ, Groundstroem KW, Moran CM, Fleming A, Guell-Peris FJ, Riemersma RA, Fenn LN, Fox KA, McDicken WN. Color Doppler myocardial imaging: a new technique for the assessment of myocardial function. J Am Soc Echocardiogr. 1994; 7: 441-458.
- [17]. Bonnefous O, Montaudon M, Sananes JC, Denis E. Non invasive echographic techniques for arterial wall characterization. IEEE Ultrason Symp. 1996; 2: 1059-1064.
- [18]. Schmidt-Trucksass A, Grathwohl D, Schmid A, Boragk R, Upmeier C, Keul J, Huonker M. Assessment of carotid wall motion and stiffness with tissue doppler imaging. Ultrasound Med Biol. 1998; 24: 639-646.
- [19]. Nagai Y, Matsumoto M, Metter EJ. The Carotid artery as a noninvasive window for cardiovascular risk in apparently healthy individuals. Ultrasound Med Biol. 2002; 28: 1231-1238.
- [20]. Miyatake K, Yamagishi M, Tanaka N, Uematsu M, Yamazaki N, Mine Y, Sano A, Hirama M. New method for evaluating left ventricular wall motion by color-coded tissue Doppler imaging: in vitro and in vivo studies. J Am Coll Cardiol. 1995; 25: 717-724.
- [21]. Hein IA and O'Brien WDJ. Current time-domain methods for assessing tissue motion by analysis from reflected ultrasound echoes—a review. IEEE Trans Ultrason, Ferroelect Freq Contr. 1993; 40: 84–102.
- [22]. Persson M, Ahlgren ÅR, Jansson T, Eriksson A, Persson HW and Lindström K. A new non-invasive ultrasonic method for simultaneous measurements of longitudinal and radial arterial wall movements: First in vivo trial. Clin Physiol Funct Imaging. 2003; 23: 247–251.
- [23]. Nichols WW and O'Rourke MF. McDonald's blood flow in arteries. Arnold, London. 1998.
- [24]. Lawton RW and Greene LC. A method for the in situ study of aortic elasticity in the dog. AMAL, U.S. Naval and Air Dev Cent. 1956.
- [25]. Patel DJ, Mallos AJ and Fry DL. Aortic mechanics in the living dog. J Appl Physiol. 1961; 16: 293–299.
- [26]. Patel DJ and Fry DL. The elastic symmetry of arterial segments in dogs. Circ Res. 1969; 24: 1–8.
- [27]. Deng SX, Tomioka J, Debes JC and Fung YC. New experiments on shear modulus of elasticity of arteries. Amer J Physiol Heart Circ Physiol. 1994; 266: H1–H10.
- [28]. Tozzi P, Hayoz D, Oedman C, Mallabiabarrena I and Segesser LKV. Systolic axial artery length reduction: an overlooked phenomenon in vivo. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2001; 280: H2300–H2305.
- [29]. Sunagawa K, Kanai H and Tanaka M. Simultaneous measurement of blood flow and arterial wall vibrations in radial and axial directions. IEEE Ultrason Symp. 2000; 2: 1541–1544.
- [30]. Persson M, Ahlgren ÅR, Jansson T, Eriksson A, Persson HW and Lindström K. Non-invasive measurement of arterial longitudinal movement. IEEE Ultrason Symp. 2002; 2: 1783–1786.
- [31]. Meairs S, Hennerici M. Four-dimensional ultrasonographic characterization of plaque surface motion in patients with symptomatic and asymptomatic carotid artery stenosis. Stroke 1999; 30: 1807-1813.
- [32]. Bang J, Dahl T, Bruisna A, Kaspersen JH, Hernes TAN, Myhre HO. A new method for analysis of motion of carotid plaques from rf ultrasound images. Ultrasound Med Biol 2003; 29: 967-976.
- [33]. Bang J, Dahl T, Ushakova A, Lydersen S, Myhre HO. Parameters describing motion in carotid artery plaques from ultrasound examination: a reproducibility study. Ultrasound Med Biol 2004; 30: 1133-1143.
- [34]. Cinthio M, Ahlgren AR, Jansson JT, Eriksson A, Persson HW, Lindstrom K. Evaluation of an ultrasonic echo-tracking method for measurements of arterial wall movements in two directions. IEEE T Ultrason Ferr 2005; 52: 1300-1311.
- [35]. Cinthio M and Ahlgren AR. Intra-observer variability of longitudinal displacement and intramural shear strain measurements of the arterial wall using ultrasound noninvasively in vivo. Ultrasound Med Biol. 2010; 36: 697-704.
- [36]. Ahlgren AR, Cinthio M, Steen S, Persson HW, Sjöberg T, Lindström K. Effects of adrenaline on longitudinal arterial wall movements and resulting

intramural shear strain: a first report. Clin Physiol Funct Imaging. 2009; 29: 353-359.

- [37]. Trahey GE, Allison JW, von Ramm OT. Angle independent ultrasonic detection of blood flow. IEEE Trans Biomed Eng. 1987; 34: 965-967.
- [38]. Malpica N, Santos A, Zuluaga MA, Ledesma MJ, Perez E, Garcia-Fernandez MA, Desco M. Tracking of regions-of-interest in myocardial contrast echocardiography. Ultrasound Med Biol. 2004; 30: 303-309.
- [39]. Ryan LK, Lockwood GR, Bloomfield TS, Foster FS. Speckle tracking in high frequency ultrasound images with application to intravascular imaging. IEEE Ultrason Symp. 1993; 889-892.
- [40]. Bohs LN, Friemel BH and Trahey GE. Relative performance of twodimensional speckle-tracking techniques: normalized correlation, non-normalized correlation and sum-absolute difference. IEEE Ultrason Symp. 1995; 1481-1484.
- [41]. Nevo ST, Stralen MV, Vossepoel AM, Reiber JHC, Jong ND, Antonius FW, Steen VD and Bosch JG. Automated tracking of the mitral valve annulus motion in apical echocardiographic images using multidimensional dynamic programming. Ultrasound Med Biol. 2007; 33: 1384-1399.
- [42]. Meunier J. Tissue motion assessment from 3D echographic speckle tracking. Phys Med Biol. 1998; 43: 1241–1254.
- [43]. Udomhunsakul S and Hamamoto K. Wavelet filters comparition for ultrasonic image compression. IEEE Region 10 Conference TENCON. 2004; 171-174
- [44]. Eskicioglu AM and Fisher PS. Image quality measures and their performance. IEEE Trans Comm. 1995; 43: 2959-2965.
- [45]. Ezhilarasan M and Thambidurai P. Simplified block matching algorithm for fast motion estimation in video compression. Journal of Computer Science. 2008; 4: 282-289.
- [46]. Leung KY, Baldewsing RA, Mastik F, Schaar JA, Gisolf A and van der Steen AF. Motion Compensation for Intravascular Ultrasound Palpography. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. 2006; 53: 1269-1280.
- [47]. Field JJ. A program for simulating ultrasound systems. Med Biol Eng Comput. 1996; 34: 546-556.

- [48]. Ledesma-Carbayo MJ, Kybic J, Desco M, Santos A, Suhling M, Hunziker P and Unser M. Spatio-temporal nonrigid registration for ultrasound cardiac motion estimation. IEEE Trans Med Imaging. 2005; 24: 1113-1127.
- [49]. Gray-Weale AC, Graham JC, Burnett JR, Byrne K and Lusby RJ. Carotid artery atheroma: comparison of preoperative B-mode ultrasound appearance with carotid endarterectomy specimen pathology. J Cardiovasc Surg. 1988; 29: 676-681
- [50]. Dineley J, Meagher S, Poepping TL, McDicken WN and Hoskins PR. Design and characterisation of a wall motion phantom. Ultrasound Med Biol 2006; 32: 1349-1357.
- [51]. Golemati S, Stoitsis J and Nikita KS. Motion analysis of the carotid artery wall and plaque using b-mode ultrasound. Vasc Dis Prev. 2007; 4: 296-302.
- [52]. Karayiannis BN, Sami A, Frost DJ, Wise SM, Mizrahi ME. Automated extraction of temporal motor activity signals from video recordings of neonatal seizures based on adaptive block matching. IEEE T Biomed Eng. 2005; 52(4): 676-686.
- [53]. Huang TS. Image Sequence Analysis: Motion estimation. Springer Verlag, Berlin. 1981;
- [54]. Bohs LN, Trahey GE. A novel method for angle independent ultrasonic imaging of blood flow and tissue motion. IEEE T Biomed Eng. 1991; 38: 280-286.
- [55]. Jae-Soo L, Jung-Hwan K, Eun-Soo K. Real-time stereo object tracking system by using block matching algorithm and optical binary phase extraction joint transform correlator. Optics Comunication. 2001; 191: 191-202.
- [56]. Fotopoulos V and Skodras AN. sMAE: an improved block matching criterion. Proc of the 5th IEEE Int Conf on Electr, Circ and Syst (ICECS '98). Lisbon, Portugal. 1998.
- [57]. Στοΐτσης Γ. Υπολογιστική επεξεργασία και ανάλυση ακολουθιών εικόνων υπερήχων της καρωτίδας: Συσχέτιση με τη μηχανική συμπεριφορά του αρτηριακού τοιχώματος. Διδακτορική διατριβή, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο ΣΗΜΜΥ-Πανεπιστήμιο Πατρών Τμήμα Ιατρικής, 2007.

- [58]. Stoitsis J, Golemati, S, Koropouli V and Nikita KS. Simulating dynamic Bmode ultrasound image date of the common carotid artery. IEEE Intern Workshop on Imaging Syst and Techn. 2008; 2008: 144-148.
- [59]. Stoitsis J, Golemati S, Bastouni E, and Nikita KS. A mathematical model of the mechanical deformation of the carotid artery wall and its application to clinical data. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2007; 2007: 2163-2166.
- [60]. Golemati S, Stoitsis JS, Perakis DA, Varela E, Alexandridi A, Davos CH and Nikita KS. Carotid artery motion estimation from sequences of B-mode ultrasound images – effect of scanner settings and image normalization. IEEE Trans Instr Meas. 2009; 58: 2102-2112.
- [61]. Γαστουνιώτη Α. Ανάλυση αρτηριακού της κίνησης του τοιχώματος από εικόνες υπερήχων μεθόδων με χρήση προσαρμοστικής ταύτισης περιοχών. Διπλωματική εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο ΣΗΜΜΥ, 2009.
- [62]. Janssen CRM, de Korte CL, van der Heiden MS and Wapenaar CPA, and van der Steen AFW. Angle matching in intravascular elastography. Ultrasonics. 2000; 38: 417–423.
- [63]. Cohen B and Dinstein I. New maximum likelihood motion estimation schemes for noisy ultrasound images. Pattern Recognit. 2002; 35: 455–463.
- [64]. Langeland S, D'Hooge J, Torp H, Bijnens B, and Suetens P. Comparison of time-domain displacement estimators for twodimensional RF tracking. Ultrasound Med Biol. 2003; 29: 1177–1186.
- [65]. Viola F and Walker WF. A comparison of the performance of time-delay estimators in medical ultrasound. IEEE Trans Ultrason Ferroelect Freq Contr. 2003; 50: 392–401.
- [66]. Langeland S, Wouters PF, Leather HA, Claus P, Bijnens B and D'Hooge J. A parametric study on processing parameters for two-dimensional cardiac strain estimation: An in-vivo study. Proc IEEE Ultrason Symp. 2005; 2005: 1360–1363.