



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

**Εκτίμηση της κίνησης από εικόνες spin-tagging MRI με
χρήση μεθόδου αρμονικής φάσης (HARP)**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γεώργιος Π. Κούρκαφας

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π

Αθήνα, Δεκέμβρης 2009



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

**Εκτίμηση της κίνησης από εικόνες spin-tagging MRI με
χρήση μεθόδου αρμονικής φάσης (HARP)**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Γεώργιος Π. Κούρκαφας

Επιβλέπουσα : Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 14^η Δεκεμβρίου 2009.

.....
Κ. Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π

.....
Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής Ε.Μ.Π

.....
Γ. Ματσόπουλος
Επ. Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα, Δεκέμβρης 2009

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

Copyright (GFDL) Γεώργιος Π. Κούρκαφας, 2009
Χωρίς επιφύλαξη κάποιου δικαιώματος. No rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου 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.

Περίληψη

Σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η ανάπτυξη αλγορίθμων για την εξαγωγή του πεδίου κίνησης από εικόνες spin – tagging Magnetic Resonance Imaging (MRI). Στο πλαίσιο της εργασίας αναπτύχθηκαν υπολογιστικές τεχνικές εκτίμησης της κίνησης που βασίζονται στη μέθοδο Αρμονικής Φάσης (HARP). Οι τεχνικές αυτές εφαρμόστηκαν σε συνθετικές αλλά και πραγματικές εικόνες spin – tagging MRI. Η ακρίβεια εκτίμησης της κίνησης μελετάται τόσο με σύγκριση των εκτιμώμενων τιμών με τις πραγματικές τιμές ταχύτητας όσο και ελέγχοντας την ικανοποίηση της αρχής διατήρησης της μάζας.

Στο πρώτο κεφάλαιο παρουσιάζεται μια γενική εισαγωγή στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού και στη μέθοδο spin – tagging MRI. Ειδικότερα επεξηγείται ο τρόπος σχηματισμού της SPAMM (spatial modulation of magnetization) ακολουθίας, ο τρόπος απεικόνισης των tagged εικόνων και τα πεδία εφαρμογής αυτής της τεχνολογίας.

Στο δεύτερο κεφάλαιο παρουσιάζονται γνωστές μέθοδοι εξαγωγής κίνησης από spin – tagging MRI. Το τρίτο κεφάλαιο ασχολείται αποκλειστικά με τη μέθοδο της αρμονικής φάσης, όπου αναλύονται οι τρεις διαφορετικές μεθοδολογίες που αναπτύχθηκαν.

Στο τέταρτο κεφάλαιο περιγράφονται τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν για την αξιολόγηση της μεθόδου που υλοποιήθηκε, ενώ στο πέμπτο παρουσιάζονται αναλυτικά τα αποτελέσματα αυτά, σε σύγκριση με τα αποτελέσματα που παρέχει αλγόριθμος οπτικής ροής. Τέλος στο έκτο κεφάλαιο αποτυπώνονται συμπεράσματα και προτείνονται κατευθύνσεις μελλοντικής έρευνας.

Λέξεις Κλειδιά: Spin – tagging MRI, SPAMM, ανάλυση κίνησης, Αρμονική Φάση, HARP

Abstract

The aim of this thesis is the development of computational algorithms suitable for extracting motion field from spin – tagging Magnetic Resonance Imaging (MRI) images. Particularly we deal with the harmonic phase (HARP) methods. Motion analysis can be performed through tracking the deformation of the grid, which is created by the longitudinal component of the spin polarization on each picture of the sequence. We have developed different approaches of the HARP method and tested them on synthetic and real data. In order to assess the method's ability to export the motion field (i) we compare the real velocity of synthetic data with the estimated value and (ii) we check the satisfaction of the mass conservation principle.

In the first chapter we refer to MRI and to the spin – tagging MRI method. More specifically we present the way SPAMM (spatial modulation of magnetization) sequence is produced and its main applications. The second chapter is a review of various methods for extracting the motion from spin – tagging MRI. In the third chapter, we focus on the HARP method for motion estimation, describing the three different methods we developed in this thesis. In the fourth chapter we describe the data, synthetic and real, that are used to assess the performance of the implemented HARP method. These results, evaluated by means of the average mean error, the average max error and the mass conservation law, are explicitly presented in the fifth chapter, in comparison with results obtained using the optical flow method. The thesis concludes with the presentation of future research directions.

In summary, the HARP method has been proved able to extract the motion field from spin – tagged MR data. Suggestions towards further improvement of method's performance are provided.

Keywords: Spin – tagging MRI, SPAMM, motion analysis, harmonic phase, HARP

Περιεχόμενα

Περίληψη.....	5
Abstract	6
Περιεχόμενα.....	7
1 Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή	9
1.1 Γενική περιγραφή της μαγνητικής τομογραφίας (MRI).....	9
1.2 Spin-tagging MRI	11
1.2.1 Εισαγωγή	11
1.2.2 Μαθηματική περιγραφή των spin tagged εικόνων και της κίνησής τους	12
1.3 Εφαρμογές.....	20
1.4 Σκοπός	22
2 Κεφάλαιο 2: Μέθοδοι εξαγωγής της κίνησης από spin-tagged MRI	23
2.1 Εισαγωγή	23
2.2 Ιχνηλάτηση των γραμμών του tag (Tag Line Tracking)	24
2.2.1 Μέθοδος ταύτισης περιγράμματος	25
2.2.2 Ενεργή Γεωμετρία (Active Geometry).....	26
2.3 Οπτική ροή (Optical Flow)	28
2.4 Εικόνες Αρμονικής Φάσης (HARP – Harmonic Phase Image)	31
3 Κεφάλαιο 3: Ανάπτυξη μεθόδων HARP	37
3.1 Προεπεξεργασία – Επιλογή Φίλτρου	37
3.2 Ανάπτυξη μεθόδου HARP με χρήση Οπτικής Ροής.....	39
3.3 Ανάπτυξη μεθόδου HARP με ανάλυση φάσης.....	42
3.3.1 Μεθοδολογία με αποκατάσταση φάσης (εντοπισμός κοινής φάσης)	42
3.3.2 Μεθοδολογία χωρίς αποκατάσταση φάσης (επαναληπτικός υπολογισμός μετατόπισης)	46
3.4 Σχόλια	49
4 Περιγραφή Δεδομένων	50
4.1 Συνθετικά δεδομένα	50
4.2 Πραγματικά δεδομένα	52
4.2.1 Spin-tagging MRI δεδομένα καναλιού ροής	52
4.2.2 Spin-tagging MRI δεδομένα κεφαλιού ασθενούς.....	53

4.3	Αποτίμηση της ακρίβειας εκτίμησης της κίνησης.....	54
5	Αποτελέσματα εκτίμησης της κίνησης από δεδομένα Spin-Tagging MRI	56
5.1	Συγκριτική αποτίμηση με χρήση δείκτη ακριβείας (absolute average error)	56
5.1.1	Απλό κανάλι.....	56
5.1.2	Κανάλι με σπή	58
5.1.3	Σύντομη περιγραφή αποτελεσμάτων	60
5.2	Συγκριτική αποτίμηση με τη χρήση καμπυλών διατήρησης της μάζας.....	61
5.2.1	Απλό κανάλι.....	61
5.2.2	Κανάλι με σπή	69
5.2.3	Σύντομη περιγραφή αποτελεσμάτων	81
5.3	Παρακολούθηση κίνησης στα πραγματικά δεδομένα.....	81
5.3.1	Καμπύλες διατήρησης μάζας για κανάλι ροής	81
5.3.2	Παρακολούθηση μετατόπισης στα δεδομένα του κεφαλιού.....	83
5.3.3	Σύντομη περιγραφή αποτελεσμάτων	86
6	Συμπεράσματα και μελλοντική εργασία.....	87
	Βιβλιογραφία	89

1 Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

1.1 Γενική περιγραφή της μαγνητικής τομογραφίας (MRI)

Η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (Magnetic resonance imaging – MRI) είναι μια τεχνική ιατρικής απεικόνισης που χρησιμοποιείται για την οπτικοποίηση της δομής και της λειτουργίας του σώματος. Παρέχει λεπτομερείς εικόνες σε οποιοδήποτε επίπεδο, πολύ μεγαλύτερης αντίθεσης μεταξύ των διαφορετικών μαλακών ιστών του σώματος σε σύγκριση με την υπολογιστική τομογραφία (computed tomography – CT), γεγονός που την καθιστά ιδιαίτερα χρήσιμη για νευρολογικές (εγκεφάλου), μυοσκελετικές, καρδιαγγειακές, και ογκολογικές (καρκίνους) απεικονίσεις. Σε αντίθεση με την υπολογιστική τομογραφία δεν χρησιμοποιεί ιονίζουσα ακτινοβολία, αλλά αντίθετα χρησιμοποιούνται μαγνητικά πεδία και πεδία ραδιοσυχνότητας. Τα πεδία ραδιοσυχνότητας χρησιμοποιούνται συστηματικά για να μεταβάλλουν την ευθυγράμμιση της παρούσας μαγνήτισης, προκαλώντας τους πυρήνες υδρογόνου να παράγουν ένα περιστρεφόμενο μαγνητικό πεδίο που ανιχνεύεται από το δέκτη. Αυτό το σήμα μπορεί να μεταβληθεί από συμπληρωματικά μαγνητικά πεδία για να παραχθούν επαρκείς πληροφορίες για να ανακατασκευαστεί μια εικόνα του σώματος.

Η βασική αρχή λειτουργίας της στηρίζεται στο φαινόμενο του πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (Nuclear Magnetic Resonance - NMR) και στην απορρόφηση και εκπομπή ενέργειας στη περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων (RF) του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος [1, 2, 3]. Μαγνητικά δίπολα στους πυρήνες των ατόμων του εξεταζόμενου βιολογικού υλικού διεγείρονται επιλεκτικά και στη συνέχεια επανεκπέμπουν ένα σήμα ραδιοσυχνοτήτων, το οποίο καταγράφεται με τη βοήθεια ενός δέκτη. Η επιλεκτικότητα στη διέγερση επιτυγχάνεται με τη χρήση στατικών μαγνητικών πεδίων, των οποίων η ένταση και η φορά μεταβάλλεται εξωτερικά. Η διέγερση των πυρήνων γίνεται με έναν πομπό ραδιοσυχνοτήτων. Ανάλογα με την πυκνότητα των πυρήνων προκύπτει αυξομείωση στην ένταση των σημάτων που λαμβάνονται από τον δέκτη. Με τη σάρωση της περιοχής συντονισμού στον τρισδιάστατο χώρο και την καταγραφή της έντασης του λαμβανόμενου σήματος έχουμε την απεικόνιση της πυκνότητας των πυρήνων ή ακόμα και άλλων παραμέτρων που σχετίζονται με τη διέγερση των πυρήνων. Επειδή τα πρωτόνια είναι αυτά που έχουν φορτίο η ανάλυση στη συνέχεια θα γίνει για τα πρωτόνια.

Τα πρωτόνια όταν τοποθετηθούν σε ένα μαγνητικό πεδίο B_0 θα ευθυγραμμιστούν με τις μαγνητικές διπολικές ροπές τους, m_p , είτε παράλληλα είτε αντιπαράλληλα στο πεδίο.

Ένα πρωτόνιο από αυτά μπορεί να απορροφήσει ένα φωτόνιο γωνιακής συχνότητας ω_0 . Η συχνότητα Larmor ω_0 εξαρτάται από το γυρομαγνητικό λόγο γ του δεδομένου σωματιδίου και από την ένταση του μαγνητικού πεδίου B_0 . Η εξάρτηση αυτή φαίνεται από την εξίσωση Larmor: $\omega_0 = \gamma \cdot B_0$, όπου για τα πρωτόνια του υδρογόνου ισχύει $\gamma/2\pi = 42.58\text{MHz/T}$.

Επιπλέον στον πυρηνικό μαγνητικό συντονισμό το εκπεμπόμενο σήμα κωδικοποιείται χωρικά από χωρικά μεταβλητά πεδία που δημιουργούνται από πηνία κλίσης. Συνεπώς διαφορετικές συνιστώσες συχνότητας του ανιχνεύσιμου σήματος αντιστοιχούν σε διαφορετικές τοποθεσίες του σήματος πηγής και μπορούμε να λάβουμε χωρικές εικόνες πραγματοποιώντας μετασχηματισμό Fourier. Ο πρότυπος χώρος του σήματος στο πεδίο των συχνοτήτων ονομάζεται k-space. Στην πράξη, μόνο μια λεπτή τομή του αντικειμένου απεικονίζεται και διεγείρεται κάθε φορά με τη χρήση ενός πηνίου επιλογής τομής, παρουσία ενός επιλεκτικού ως προς τη συχνότητα RF παλμού. Μια ογκομετρική εικόνα προκύπτει από το συνδυασμό των εικόνων των τομών.

Σε ένα δείγμα που περιλαμβάνει πολλούς πυρήνες, η καθαρή μαγνητική ροπή M προκύπτει από το διανυσματικό άθροισμα όλων των πυρηνικών μαγνητικών ροπών και ευθυγραμμίζεται με το B_0 . Για να προκύψει μετρήσιμο σήμα, η M θα πρέπει να εκτραπεί από την κατεύθυνση z στο xy επίπεδο. Αυτό επιτυγχάνεται με την εφαρμογή εναλλασσόμενου μαγνητικού πεδίου B_1 με κατεύθυνση στο xy επίπεδο και συχνότητα Larmor ω_0 . Ένας παλμός RF 90° εκτρέπει τη M κατά 90° στο xy επίπεδο, ενώ κατά την επιστροφή της στην αρχική κατάσταση προκύπτει το σήμα εξασθένησης ελεύθερης επαγωγής (Free Induction Decay, FID). Μετά την διέγερση του διανύσματος των spin από μία γωνία εκτροπής, αυτό ηρεμεί πίσω στην κατάσταση ισορροπίας με δύο ανεξάρτητες μεθόδους. Η πρώτη, που ονομάζεται T_1 χαλάρωση, επιστρέφει την z - συνιστώσα του διανύσματος μαγνήτισης σε θερμική ισορροπία και ονομάζεται χρόνος διαμήκους χαλάρωσης (longitudinal relaxation time) του δείγματος. Η διαμήκης χαλάρωση προκαλείται από ένα κυμαινόμενο μαγνητικό πεδίο και από την ανταλλαγή ενέργειας μεταξύ spins και πλέγματος. Η δεύτερη διαδικασία, που ονομάζεται T_2 χαλάρωση, επιστρέφει την εγκάρσια μαγνήτιση M_{xy} σε μηδενική τιμή, δηλαδή σε κατάσταση ισορροπίας απουσία ανομοιογενειών μαγνητικού πεδίου και ονομάζεται χρόνος εγκάρσιας χαλάρωσης. Ο χρόνος αυτός είναι χαρακτηριστικός του δείγματος και γενικά είναι πολύ μικρότερος από το χρόνο διαμήκους χαλάρωσης. Η εγκάρσια χαλάρωση προκαλείται από τη διαμήκη χαλάρωση και από αλληλεπιδράσεις μεταξύ των spins που οδηγούν σε γωνιακή μετατόπιση των φάσεων των spin στο πληθυσμό των πρωτονίων. Ο χρόνος χαλάρωσης T_2^*

περιλαμβάνει την επίδραση των ανομοιογενειών του μαγνητικού πεδίου στο χρόνο εγκάρσιας χαλάρωσης. Με διακυμάνσεις της συχνότητας του RF παλμού που εφαρμόζεται και συλλέγεται μπορούν να ληφθούν διαφορετικοί τύποι εικόνων όπως οι T_1 , T_2 , και T_2^* σταθμισμένες. Η χρησιμότητα του NMR σε κλινικό επίπεδο βασίζεται στο γεγονός ότι οι χρόνοι χαλάρωσης εξαρτώνται από τον τύπο του ιστού. Για παράδειγμα μια T_2^* σταθμισμένη εικόνα είναι χρήσιμη στη παθολογία αφού μπορεί να απεικονίσει το λίπος, το νερό και τους ιστούς που περιέχουν υγρά φωτεινότερους, τονίζοντας έτσι μια περιοχή με οίδημα.

1.2 Spin-tagging MRI

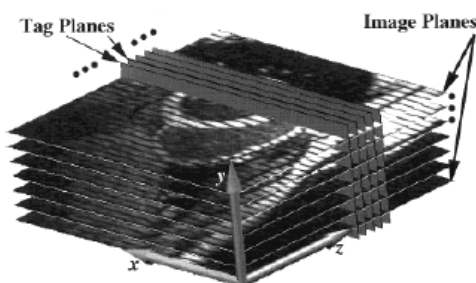
1.2.1 Εισαγωγή

Κατά την απεικόνιση τμημάτων που περιλαμβάνουν κάποιο είδος κίνησης ή ροής το MRI σήμα επηρεάζεται με δύο τρόπους: Η κίνηση των spin των πυρήνων αφενός τροποποιεί το πλάτος του σήματος και έτσι και τη φωτεινότητα π.χ. αγγεία με αίμα που κινείται. Από την άλλη, η κίνηση κατά μήκος του μαγνητικού πεδίου κλίσης μεταβάλλει τη φάση του σήματος μαγνητικής τομογραφίας. Συχνά οι δύο επιδράσεις προκαλούν ανεπιθύμητες αλλοιώσεις στις εικόνες, που μπορούν όμως να χρησιμοποιηθούν για την εκτίμηση της κίνησης δομών ή οργάνων στο ανθρώπινο σώμα. Αυτές οι δύο επιδράσεις μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την μέτρηση της κίνησης π.χ. της καρδιάς και της ροή του αίματος εντός των αγγείων, όπως η MR αγγειογραφία. Επειδή οι δύο επιδράσεις τροποποιούν είτε το πλάτος είτε τη φάση του σήματος οι διαδικασίες που κάνουν χρήση αυτών των επιδράσεων ονομάζονται μέθοδοι αντίθεσης πλάτους (amplitude contrast procedures) και μέθοδοι αντίθεσης φάσης (phase contrast procedures) αντίστοιχα και αποτελούν δύο βασικές τεχνικές μέτρησης ταχύτητας στη μαγνητική τομογραφία. Οι μέθοδοι αντίθεσης πλάτους ονομάζονται και spin-tagging μέθοδοι που αποτελούν και το θέμα της διπλωματικής. Η μέθοδος αντίθεσης φάσης παρέχει απ' ευθείας δεδομένα ταχύτητας για κάθε pixel της εικόνας, ενώ η spin-tagging χρησιμοποιεί τις μετατοπίσεις των tag για να εξαγάγει το πεδίο κίνησης

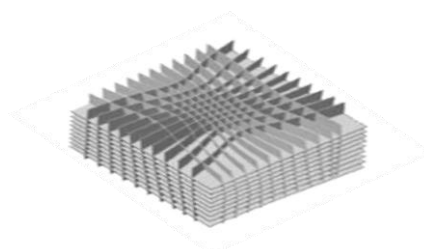
Γενικά, η spin-tagging είναι μια τεχνική για τη μη επεμβατική αλλαγή της φωτεινότητας του ιστού, με συνέπεια να σχηματίζονται φωτεινά και σκοτεινά χωρικά μοτίβα στις εικόνες. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται tagging (σήμανση) και χρησιμοποιείται μετέπειτα για τον εντοπισμό ενός υλικού όγκου με τον εξής τρόπο: γνωρίζοντας το γεγονός

ότι όταν αλλάζει η τοπική μαγνήτιση ενός υλικού, το υλικό διατηρεί την αλλαγμένη μαγνήτιση καθώς κινείται μέσα στα όρια των χρόνων χαλάρωσης, η κίνηση του ιστού μετά από την εφαρμογή της tagging αποκαλύπτεται από την παραμόρφωση αυτού του σχεδίου των tag στην ακολουθία εικόνων που παίρνουμε. Αυτό τελικά επιτρέπει μια προσέγγιση χρόνου κίνησης (time-offlight approach) για την εκτίμηση της τοπικής ταχύτητας.

Αρχικά τα tag δημιουργούνται ως ένα σύνολο παράλληλων επιπέδων, όπως φαίνεται στην εικόνα 1.1. Καθώς το δοκίμιο παραμορφώνεται, αυτά τα επίπεδα των tag γίνονται επιφάνειες tag (tag surfaces) των οποίων οι θέσεις στο χρόνο και στο χώρο μεταφέρουν την πληροφορία της κίνησης. Αυτές οι πληροφορίες παρατηρούνται στις εικόνες ως παραμόρφωση των γραμμών των tag, οι οποίες είναι οι τομές των επιπέδων των tag με τα επίπεδα της εικόνας, όπως φαίνεται στην εικόνα 1.2. Συνήθως περίπου 100 τέτοιες εικόνες αποκτιούνται, παραταγμένες στο χρόνο και στο χώρο. Για να διαπιστώσουμε την κίνηση από μια συλλογή τέτοιων εικόνων, πρέπει πρώτα να εντοπίσουμε τις παραμορφωμένες γραμμές των tag και να τις συσχετίσουμε με τις αρχικές επιφάνειες των tag. Για να δημιουργηθεί μια τρισδιάστατη λεπτομερής εκτίμηση του πεδίου κίνησης χρειάζεται περαιτέρω επεξεργασία.



Εικόνα 1.1: Προσανατολισμός των εικόνων (Image planes) και των επιπέδων των tags (tag planes).



Εικόνα 1.2: Παραμόρφωση των επιπέδων των tag κατά την κίνηση.

1.2.2 Μαθηματική περιγραφή των spin tagged εικόνων και της κίνησής τους

1.2.2.1 Κίνηση των εικόνων

Το σύνολο όλων των υλικών σημείων \mathbf{p} του δοκιμίου ή του υγρού μέσα του αποτελούν ένα τρισδιάστατο σώμα σε κίνηση [12]. Αυτή η κίνηση περιγράφεται από την συνάρτηση $\mathbf{x}(\mathbf{p}, t)$ που συσχετίζει την θέση αναφοράς \mathbf{p} με την καινούργια θέση του \mathbf{x} την χρονική στιγμή t . Συνήθως η θέση αναφοράς είναι η θέση του \mathbf{p} την χρονική στιγμή $t = 0$,

δηλαδή ισχύει $\mathbf{p}=\mathbf{x}(\mathbf{p},0)$. Η χρονική πρόοδος των σημείων μέσω του χώρου $\mathbf{x}(\mathbf{p},t)$ ονομάζεται ευθύς χάρτης (forward map) της κίνησης και είναι μια θεμελιώδεις συνάρτηση που απαιτείται για τη διαγνωστική ανάλυση της κίνησης. Μια άλλη σημαντική συνάρτηση είναι ο χάρτης αναφοράς (reference map) $\mathbf{p}(\mathbf{x},t)$, ο οποίος συσχετίζει τη χωρική θέση \mathbf{x} στο χρόνο t με την αντίστοιχη θέση αναφοράς \mathbf{p} και είναι συχνά ευκολότερος να μετρηθεί από τον ευθύ χάρτη.

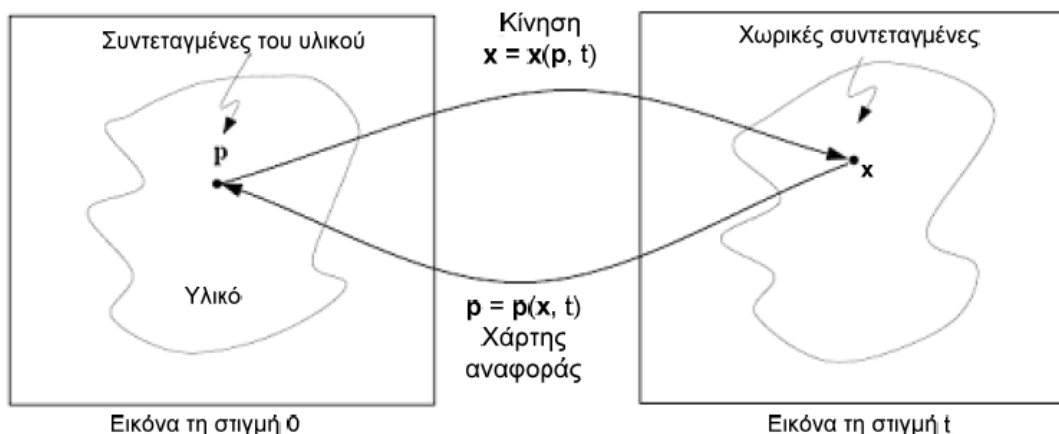
Μια σχετική μέτρηση της κίνησης, που θεωρείται γενικά σημαντικότερη για τη διάγνωση, είναι η πίεση, η οποία μπορεί να υπολογιστεί και από τους δύο χάρτες κίνησης. Μια λεπτομερέστερη αναφορά στη πίεση είναι εκτός αντικειμένου, οπότε απλώς θα αναφέρουμε πως μπορεί να υπολογιστεί. Από τη μήτρα κλίσης παραμόρφωσης:

$$F(\mathbf{p}, t) = \nabla_{\mathbf{p}} \mathbf{x}(\mathbf{p}, t) \quad (1.1)$$

μπορεί να υπολογιστεί άμεσα οποιαδήποτε πίεση. Σε αυτήν την έκφραση, $\nabla_{\mathbf{p}}$ είναι η κλίση ως προς το \mathbf{p} . Εάν θεωρήσουμε ότι $\mathbf{x} = [x_1 \ x_2 \ x_3]^T$ και $\mathbf{p} = [p_1 \ p_2 \ p_3]^T$ τότε η κλίση παραμόρφωσης είναι:

$$F = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial p_1} & \frac{\partial x_1}{\partial p_2} & \frac{\partial x_1}{\partial p_3} \\ \frac{\partial x_2}{\partial p_1} & \frac{\partial x_2}{\partial p_2} & \frac{\partial x_2}{\partial p_3} \\ \frac{\partial x_3}{\partial p_1} & \frac{\partial x_3}{\partial p_2} & \frac{\partial x_3}{\partial p_3} \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

όπου η εξάρτηση του F από το \mathbf{p} και το t υπονοείται.



Εικόνα 1.3: Χάρτες κίνησης και αναφοράς

1.2.2.2 Tagging

Αν και η διαγνωστική και επιστημονική αξία των προηγούμενων συναρτήσεων κίνησης είναι καλά καθορισμένες, ο *in vivo* προσδιορισμός της κίνησης από ιατρικές εικόνες είναι μια σημαντική πρόκληση. Πολλοί ιστοί και όργανα παρουσιάζουν ομοιομορφία και παρέχονται έτσι λίγα και εύκολα προσδιορίσιμα χαρακτηριστικά στις εικόνες. Το πρόβλημα της έλλειψης χαρακτηριστικών γνωρισμάτων λύνεται αποτελεσματικά από την *spin tagging* τεχνική της απεικόνισης μαγνητικού συντονισμού ([4], [13]). Το πλεονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι ότι το μοτίβο που σχηματίζεται βρίσκεται μέσα στον ιστό. Επομένως, οποιαδήποτε κίνηση που συμβαίνει μεταξύ του tagging και της απεικόνισης είναι ορατή ως μια διαστρέβλωση του εφαρμοσμένου μοτίβου όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 1.4(b) κατά την συστολή της αριστερή κοιλίας. Στην εικόνα 1.4(b) φαίνεται και το ξεθώριασμα του μοτίβου των tags σε σχέση με την εικόνα 1.4(a), που δείχνει το περιοδικό χαρακτήρα των tags.



Εικόνα 1.4: Tagged MR εικόνες αριστερής κοιλίας: (a) αμέσως μετά την εφαρμογή των tag, (b) 260ms μετά, στο τέλος της συστολής (η αριστερή κοιλία είναι το δακτυλοειδές αντικείμενο).

Θεωρούμε ότι το εφαρμοζόμενο μοτίβο των tag είναι το $f_0(\mathbf{p})$, η συνάρτηση η οποία τροποποιεί τη μαγνήτιση της μόνιμης κατάστασης κάθε υλικού σημείου \mathbf{p} του ιστού και πρέπει να ισχύει $f_0(\mathbf{p}) \leq 1$. Στη βιβλιογραφία υπάρχουν πολλές διαφορετικές ακολουθίες για να δημιουργηθούν τα μοτίβα των tag (π.χ. [4], [14], [15]) αλλά η συνηθέστερα χρησιμοποιούμενη είναι η ακολουθία που δημιουργεί τη σχετικά απλή χωρική διαμόρφωση της μαγνήτισης (SPAtial Modulation of Magnetization – SPAMM) [5, 16], που

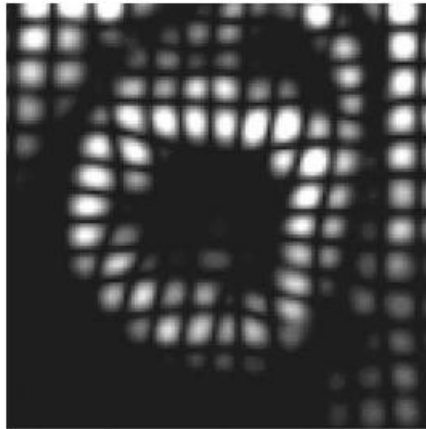
περιγράψουμε στη επόμενη ενότητα. Άλλη ακολουθία που χρησιμοποιείται συχνά είναι η DANTE [6]. Επιπλέον να αναφέρουμε και την μέθοδο όπου χρησιμοποιούνται tags με τις γραμμές τους να μην ισαπέχουν ώστε να αντιμετωπιστούν με διαφορετική διακριτική ικανότητα τα διάφορα τμήματα του μυοκαρδίου [15]. Για μια ακολουθία SPAMM που εφαρμόζεται τη στιγμή $t = 0$, το μοτίβο των tags είναι (βλέπε [17]):

$$f_0(\mathbf{p}) = \sum_{n=0}^{N-1} a_n \cos(\mathbf{n}\mathbf{g}^T \mathbf{p}) \quad (1.3)$$

όπου a_n είναι οι συντελεστές που καθορίζονται από τις γωνίες εκτροπής των RF παλμών. Το μέγεθος του \mathbf{g} καθορίζει τη χωρική συχνότητα του μοτίβου των tag και η κατεύθυνση του \mathbf{g} καθορίζει την κατεύθυνση των tag. Το μοτίβο στην εικόνα 1.4 είναι ένα παράδειγμα των SPAMM tags, όπου οι σκοτεινές γραμμές εμφανίζονται όπου τα συνημίτονα βρίσκονται σε φάση. Τέλος, δύο ακολουθίες SPAMM εφαρμόζονται συχνά διαδοχικά με τις κλίσεις ορθογώνιες μεταξύ τους, όπως φαίνεται στην εικόνα 1.5, ώστε να δημιουργηθεί ένα μοτίβο πλέγματος που δίνεται από τη σχέση:

$$f_0(\mathbf{p}) = \left(\sum_{n=0}^{N-1} a_n \cos(\mathbf{n}\mathbf{g}_1^T \mathbf{p}) \right) \left(\sum_{n=0}^{N-1} a_n \cos(\mathbf{n}\mathbf{g}_2^T \mathbf{p}) \right) \quad (1.4)$$

όπου \mathbf{g}_1 και \mathbf{g}_2 είναι οι δύο κατευθύνσεις των κλίσεων.

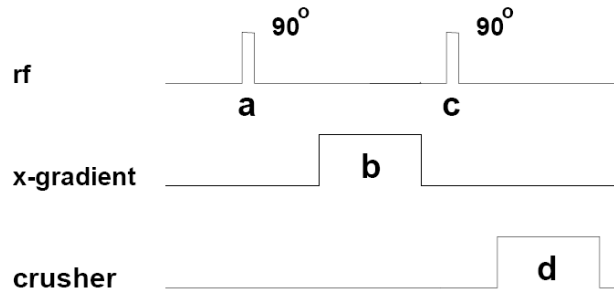


Εικόνα 1.5: Δημιουργία μοτίβου πλέγματος από εφαρμογή δύο κάθετων ακολουθιών tag σε εικόνα.

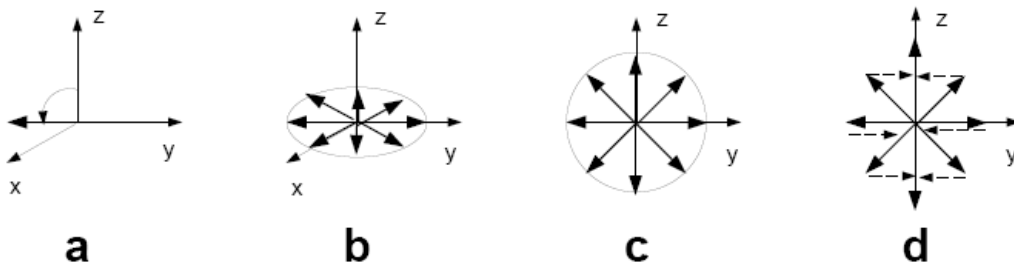
1.2.2.3 Η περιοδική χωρική διαμόρφωση

Η τεχνική που παράγει μια περιοδική χωρική διαμόρφωση της μαγνήτισης (SPAtial Modulation of Magnetization - SPAMM) πριν από την απεικόνιση χρησιμοποιεί μη

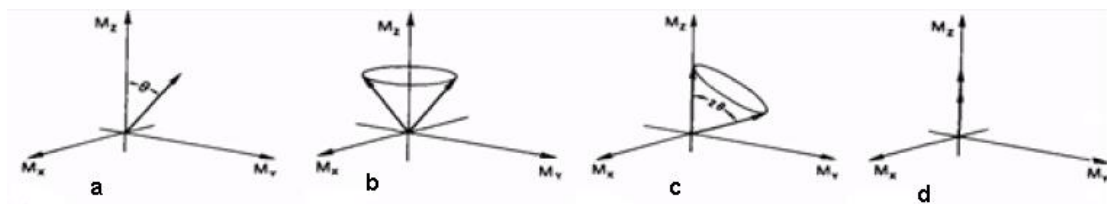
επιλεκτικούς RF παλμούς και μαγνητικά πεδία κλίσης πεδίου. Ένα παράδειγμα φαίνεται στην εικόνα 1.6, όπου χρησιμοποιείται μια ακολουθία δύο μη επιλεκτικών RF παλμών και δύο μαγνητικών παλμών κλίσης πεδίου. Τα γράμματα στην εικόνα 1.6 αντιστοιχούν στα διαγράμματα των διανυσμάτων spin της 1.7.



Εικόνα 1.6: : Ακολουθία παλμών SPAMM tagging. Τα γράμματα αντιστοιχούν στην εικόνα 1.7.



Εικόνα 1.7: Τα διανύσματα spin του SPAMM tagging. Τα γράμματα αντιστοιχούν στα διαγράμματα της εικόνας 1.6.



Εικόνα 1.8: Τα διανύσματα spin τις ίδιες χρονικές στιγμές με την προηγούμενη εικόνα για RF παλμό γωνίας θ .

Αρχίζοντας από μια κατάσταση ομοιόμορφης διαμήκους μαγνήτισης, ο πρώτος RF παλμός 90° που εφαρμόζεται στον ιστό, μετακινεί όλα τα spins στο κάθετο επίπεδο (1.7a).

Έπειτα μια x -κλίση εφαρμόζεται ώστε να δώσει σε κάθε διάνυσμα spin μια μετατόπιση φάσης ανάλογη στη x -συντεταγμένη (b). Ακόμα ένας RF παλμός εφαρμόζεται μετά ώστε να μετακινήσει τα διανύσματα spin στο y - z επίπεδο (c). Σε αυτό το σημείο ένας «καταστρεπτικός» παλμός εφαρμόζεται στο δείγμα και έτσι μηδενίζεται κάθε εγκάρσια συνιστώσα (d). Τα διανύσματα spin είναι τώρα ευθυγραμμισμένα με τον z -άξονα με τη μαγνήτισή τους να μεταβάλλεται με ένα ημιτονοειδές προφίλ ως συνάρτηση του x -άξονα. Αν και ο δεύτερος RF παλμός δεν χρειάζεται να είναι ίδιος με τον πρώτο, εάν έχει την ίδια γωνία εκτροπής, η διαμήκης μαγνήτιση θα αποκατασταθεί στην αρχική τιμή της στις αιχμές της διαμόρφωσης. Η φάση του δεύτερου RF παλμού είναι ασήμαντη, εκτός από να καθορίσει τη σχετική φάση του χωρικού σχεδίου διαμόρφωσης. Ο δεύτερος παλμός κλίσης είναι προαιρετικός και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να χαλάσει την υπόλοιπη εγκάρσια μαγνήτιση. Η χρήση των πεδίων κλίσης για την επιλογή των τμημάτων στην επόμενη ακολουθία απεικόνισης θα το πετύχει το ίδιο. Το αποτέλεσμα είναι η παραγωγή ενός σωρού από επίπεδα ή ζώνες, διαμορφωμένης μαγνήτισης. Μια παρόμοια ακολουθία παλμών εφαρμόζεται αμέσως μετά για να μεταβάλει τη μαγνήτιση της y - συντεταγμένης. Ο ιστός απεικονίζεται μετά με τις συνηθισμένες τεχνικές απεικόνισης. Πιο σύνθετα σχέδια tag μπορούν να δημιουργηθούν με ακολουθίες παλμών όπως του Pauly et al. [18, 19, 20, 21].

Η ακολουθία SPAMM είναι ανάλογη με την κλασική δισδιάστατη απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού [22] με τις φάσεις της προετοιμασίας, της εξέλιξης και της μίξης, με την επόμενη ακολουθία απεικόνισης να επιτρέπει την ανίχνευση σημάτων. Η διαμήκης χαλάρωση μεταξύ την παραγωγή των ζωνών και της απεικόνισης θα μειώσει το εύρος της διαμόρφωσης (εικόνα 1.8d), η οποία δεν μπορεί να αναγνωριστεί μετά από κάποιο χρόνο. Τυπική τιμή αυτού του χρόνου για τον καρδιακό ιστό είναι τα 500 – 600 ms. Η εξάρτηση του εύρους της διαμόρφωσης από την καθυστέρηση μεταξύ της ακολουθίας SPAMM και της απεικόνισης θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για να υπολογιστεί η τοπική τιμή του διαμήκους χρόνου χαλάρωσης, T_1 , αφού η ένταση του μοτίβου των tags μειώνεται εκθετικά με το χρόνο T_1 . Το αρχικό εύρος της διαμόρφωσης της μαγνήτισης καθορίζεται από την επιλογή της γωνίας εκτροπής (π.χ., μια γωνία εκτροπής 45° παράγει τις ζώνες του κορεσμού στα βυθίσματα, ενώ μια γωνία εκτροπής 90° παράγει τις ζώνες στην αντιστροφή). (Στο [4] αναλυτικότερη μελέτη των συνεπειών της αλλαγής της γωνίας εκτροπής στο tag). Ο προσανατολισμός της ζώνης καθορίζεται από την κατεύθυνση της κλίσης «τυλίγματος». Ο χωρισμός των ζωνών είναι αντιστρόφως ανάλογος προς την ισχύ και τη διάρκεια της κλίσης

«τυλίγματος». Παραδείγματος χάριν, ένας ορθογώνιος παλμός κλίσης με διάρκεια 0.6msec και 0.8G/cm (0.00008 T/cm) πλάτος θα παράγει ζώνες με απόσταση 0.5cm. Το διάστημα των ζωνών ως αποτέλεσμα ενός παλμού κλίσης γνωστής μορφής και διάρκειας μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να βαθμολογήσει την ισχύ της κλίσης. Οι διάφορες χημικές μετατόπισης μεταξύ δύο περιοχών θα παράγουν μια σχετική μετατόπιση στις θέσεις των σχεδίων ζωνών. Ένα δεύτερο σύνολο ζωνών διαμόρφωσης, παραδείγματος χάριν, σε μια κατεύθυνση ορθογώνια στη πρώτη, μπορεί να παραχθεί αν ο δεύτερος RF παλμός ακολουθηθεί από μια δεύτερη κλίση «τυλίγματος» σε μια κατάλληλη κατεύθυνση και έπειτα από έναν τρίτο RF παλμό.

Παρουσία των ανομοιογενειών των μαγνητικών πεδίων (που δημιουργούν τοπικές κλίσεις), οι ζώνες της διαμορφωμένης μαγνήτισης μπορούν να μην είναι παράλληλες. Κρατώντας το χρόνο μεταξύ των RF παλμών σύντομο πετυχαίνουμε τη μείωση της εξέλιξης της διαμόρφωσης φάσης λόγω της ανομοιογένειας των πεδίων και ελαχιστοποιούμε έτσι αυτήν την επίδραση.

1.2.2.4 Απεικόνιση

Για να περιγράψουμε μια tagged MR εικόνα, προσδιορίζουμε κάθε θέση της εικόνας με το δισδιάστατο διάνυσμα συντεταγμένων $\mathbf{y} = [y_1 \ y_2]^T$ και τη φωτεινότητα της εικόνας σε κάθε θέση με το $I(\mathbf{y}, t)$. Η εικόνα είναι πλάγια προσανατολισμένη στο τρισδιάστατο χώρο και κάθε συντεταγμένη \mathbf{y} της εικόνας μπορεί να συσχετιστεί με την τρισδιάστατη θέση της \mathbf{x} μέσω της σχέσης $\mathbf{x}(\mathbf{y}) = y_1 \mathbf{h}_1 + y_2 \mathbf{h}_2 + \mathbf{x}_0$ όπου \mathbf{h}_1 και \mathbf{h}_2 είναι δύο τρισδιάστατα, ορθογώνια, μοναδιαία διανύσματα που περιγράφουν τον προσανατολισμό της εικόνας και το \mathbf{x}_0 είναι η αρχή της εικόνας. Καθορίζοντας το $H = [\mathbf{h}_1, \mathbf{h}_2]$ εναλλακτικά μπορούμε να γράψουμε:

$$\mathbf{x}(\mathbf{y}) = H\mathbf{y} + \mathbf{x}_0 \quad (1.5)$$

Το υλικό σημείο που απεικονίζεται στο \mathbf{y} δίνεται από το $\mathbf{p}(\mathbf{x}(\mathbf{y}), t)$, το οποίο μπορούμε να γράψουμε συνοπτικά ως $\mathbf{p}(\mathbf{y}, t)$. Σε αυτό το σημείο υποθέτουμε ότι οι εικόνες λαμβάνονται από ένα απειροελάχιστου πάχους επίπεδο. Στην πραγματικότητα, οι εικόνες είναι ολοκληρωμένες από μια πλάκα ιστού, αλλά η υπόθεση του επιπέδου είναι γενικά μια λογική προσέγγιση.

Η βασική απόκτηση των MR tagged εικόνων γίνεται με την εφαρμογή μιας ακολουθίας tagging τη χρονική στιγμή $t=0$, που είναι το τέλος της διαστολής για την

απεικόνιση της καρδιάς, ακολουθούμενη από μια ακολουθία απεικόνισης κάποια στιγμή t αργότερα. Η προκύπτουσα εικόνα δίνεται από τη σχέση:

$$I(\mathbf{y}, t) = I_0(\mathbf{y}, t) f(\mathbf{y}, t) \quad (1.6)$$

όπου το $I_0(\mathbf{y}, t)$ είναι η εικόνα που θα είχε ληφθεί χωρίς το tagging και η $f(\mathbf{y}, t)$ είναι το εξασθετισμένο και παραμορφωμένο μοτίβο των tags. Μέσα στον ιστό η $f(\mathbf{y}, t)$ δίνεται με καλή προσέγγιση από τη:

$$f(\mathbf{y}, t) = \beta(t) f_0(\mathbf{p}(\mathbf{y}, t)) + (1 - \beta(t)) \quad (1.7)$$

όπου η $\beta(t)$ αντιπροσωπεύει το ξεθώριασμα του tag και είναι μια συνάρτηση μονότονα φθίνουσα από το 1 στο 0. Η συνάρτηση $\beta(t)$ καθορίζεται βασικά από τη διαμήκη χαλάρωση της μαγνήτισης και την επιλογή της ακολουθίας απεικόνισης. Η σταθερότητα του μοτίβου των tags στον ιστό οδηγεί στη δισδιάστατη φαινόμενη κίνηση του μοτίβου των tags μέσα στο επίπεδο της εικόνας, παρόλο που η πραγματική κίνηση είναι τρισδιάστατη. Η έννοια της φαινόμενης κίνησης αποδεικνύεται πολύ χρήσιμη για την περιγραφή των tagged εικόνων. Για να καθορίσουμε τη φαινόμενη κίνηση από μαθηματική άποψη, καθορίζουμε αρχικά μια δισδιάστατη θέση αναφοράς που δίνεται από τη σχέση:

$$\mathbf{q}(\mathbf{p}) = H^T(\mathbf{p} - \mathbf{x}_0) \quad (1.8)$$

η οποία είναι η προβολή οποιουδήποτε υλικού σημείου από τη θέση αναφοράς του πάνω στο επίπεδο της εικόνας. Αυτό μας επιτρέπει να καθορίσουμε μια αναφορά ανάμεσα σε οποιαδήποτε θέση της εικόνας \mathbf{y} και μιας δισδιάστατης θέσης αναφοράς \mathbf{q} μέσω της απεικόνισης $\mathbf{q}(\mathbf{p}(\mathbf{y}, t))$, για συντομία $\mathbf{q}(\mathbf{y}, t)$. Μέσα στον ιστό ο δισδιάστατος χάρτης αναφοράς αντιστρέψιμος, οπότε ο ευθύς χάρτης $\mathbf{y}(\mathbf{q}, t)$ επίσης υπάρχει. Το αποτέλεσμα είναι ένα πλήρες σύνολο δισδιάστατων εξισώσεων κίνησης, που αποτελούν τη φαινόμενη κίνηση.

Ο χάρτης $\mathbf{y}(\mathbf{q}, t)$ είναι κατάλληλος ως φαινόμενη κίνηση του μοτίβου των tags επειδή τα μοτίβα των tags εφαρμόζονται συνήθως έτσι ώστε όλα τα υλικά σημεία \mathbf{p} που χαρτογραφούνται στο ίδιο $\mathbf{q}(\mathbf{p})$ να έχουν την ίδια αρχική τιμή $f_0(\mathbf{p})$. Επομένως, για ένα σταθερό \mathbf{q} , ο ευθύς χάρτης $\mathbf{y}(\mathbf{q}, t)$ επισημαίνει τη χρονική πορεία ενός συγκεκριμένου σημείου στο μοτίβο των tags. Η απαραίτητη προϋπόθεση για να κρατήσει αυτό είναι ότι όλοι οι παλμοί κλίσης στην ακολουθία tagging να είναι προσανατολισμένοι παράλληλοι στο

επίπεδο της εικόνας, δηλ. το \mathbf{g} να είναι γραμμικός συνδυασμός των \mathbf{h}_1 και \mathbf{h}_2 . Από εδώ και εξής θεωρούμε ότι ισχύει αυτό εκτός και αν αναφέρουμε κάτι άλλο.

1.3 Εφαρμογές

Όπως αναφέραμε παραπάνω, το spin-tagging εκμεταλλεύεται απεικονιστικές «αδυναμίες» της απλής μαγνητικής απεικόνισης MRI, ποσοτικοποιώντας τις με τέτοιο τρόπο, ώστε να είναι δυνατός ο υπολογισμός χρήσιμων μεγεθών, όπως είναι η ταχύτητα και πίεση (παραμόρφωση και καταπόνηση). Η χρησιμότητα του είναι ιδιαίτερα εμφανής σε δύο περιπτώσεις:

- Στη μελέτη της κίνησης ρευστών, ιδιαίτερα σε μικρές ή δυσπρόσιτες περιοχές του οργανισμού. Η πρώτη εφαρμογή spin-tagging έγινε από τον Singer με σκοπό τον προσδιορισμό της κίνησης του αίματος σε ουρές ποντικών. Η παραμόρφωση του tag λόγω της κίνησης του αίματος εντός των αγγείων καθιστά ιδανική τη μέθοδο για την ποσοτική εκτίμηση της ροής, γεγονός που εκμεταλλεύεται η MR αγγειογραφία και τελευταία η λειτουργική MR απεικόνιση (fMRI) μέσω της τεχνικής του AST (Arterial Spin-Tagging).
- Στην παρατήρηση δομών και οργάνων που παρουσιάζουν ομοιομορφία και παρέχουν έτσι λίγα και εύκολα προσδιορίσιμα χαρακτηριστικά στην απλή μαγνητική απεικόνιση. Ιδιαίτερη σημασία ως προς αυτήν την κατεύθυνση έχει δοθεί στη μελέτη των επιμέρους λειτουργιών της καρδιάς, κυρίως στην παρακολούθηση της αριστερής κοιλίας, με σκοπό τη διάγνωση διάφορων ανωμαλιών. Η περίπτωση αυτή λόγω της αυξημένης της αποτελεσματικότητας, αναλύεται παρακάτω.

Μεγάλο ενδιαφέρον έχει αναπτυχθεί γύρω από την παρακολούθηση της κίνησης του τοιχώματος της αριστερής κοιλίας (AK, Left Ventricle - LV), επειδή η αριστερή κοιλία είναι υπεύθυνη για την προώθηση του οξυγονωμένου αίματος στο σώμα. Οι πιο ενθαρρυντικές εφαρμογές είναι ο προσδιορισμός των ισχαιμικών περιοχών μέσα στη AK [7] και η ανίχνευση της ανώμαλης ενεργοποίησης της AK [8].

Πολλές προσεγγίσεις έχουν αναπτυχθεί για να ακολουθηθεί το επικαρδιακό και το ενδοκαρδιακό όριο της AK. Επειδή οι περισσότερες εικόνες έχουν σχετικά σταθερή ένταση μέσα στο μυοκάρδιο, εντούτοις, είναι δύσκολο να ληφθούν λεπτομερείς εκτιμήσεις της

κίνησης του μυός ανάμεσα στα όρια της ΑΚ. Επιπλέον το σήμα της μαγνητικής τομογραφίας ήταν γνωστό από καιρό ότι είναι ευαίσθητο στη κίνηση. Ένας από τους κύριους λόγους για αυτή την ευαισθησία στη κίνηση είναι ότι όταν αλλάζει η τοπική μαγνήτιση ενός υλικού, το υλικό διατηρεί την αλλαγμένη μαγνήτιση καθώς κινείται (μέσα στα όρια των χρόνων χαλάρωσης). Βασισμένοι σε αυτό, για παράδειγμα οι Morse και Singer ([9]) πρότειναν την μέτρηση της ροής του αίματος με τοπική αλλαγή της μαγνήτισης του αίματος και έπειτα την ανίχνευση του περάσματος αυτού του "tagged" αίματος προς τα κάτω. Ανάλογες τεχνικές προτάθηκαν για τη μέτρηση της ροής του αίματος με την MR απεικόνιση με την ανίχνευση της διέλευσης του αίματος με την τοπικά κορεσμένη ή αντιστραμμένη μαγνήτιση μέσω της περιοχής που απεικονίζεται ([10], [11]).

Για να λάβουμε μετρήσεις κίνησης σε όλη τη φάση συστολής της αριστερής κοιλίας (ΑΚ), οι tagged εικόνες αποκτιούνται σε τακτά χρονικά διαστήματα από την δημιουργία των tags στο τέλος της διαστολής έως την πλήρη συστολή. Κάθε ακολουθία εικόνων δημιουργεί μια ταινία που απεικονίζει τη συστολή της ΑΚ και τη φαινόμενη κίνηση μέσα στα συγκεκριμένα επίπεδα της εικόνας. Τέτοιες ταινίες λαμβάνονται για πολλές χωρικές θέσεις και προσανατολισμούς επιπέδων της εικόνας για να απεικονίσουν την κίνηση όλης της ΑΚ. Τρεις (ή περισσότεροι) προσανατολισμοί μοτίβων tag, που καθορίζονται από το g , μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε συνδυασμούς ανά επίπεδο εικόνας. Συνολικά εκατοντάδες εικόνες μπορεί να ληφθούν για να αξιολογηθεί η κίνηση μιας καρδιάς.

Η απόκτηση αυτών των εικόνων απαιτεί να λάβουμε υπόψη μας παραμέτρους, όπως η ταχύτητα λήψης και η αντίθεση των εικόνας (βλέπε [23, 24] για λεπτομέρειες). Ειδικότερα, η παρούσα τεχνολογία απαιτεί πολλούς καρδιακούς κύκλους με πολλές περιόδους κρατήματος της ανάσας για να αποκτηθούν όλες αυτές οι εικόνες. Κατά τη διάρκεια της απόκτησης, η κίνηση της ΑΚ υποτίθεται ότι επαναλαμβάνεται ακριβώς, τουλάχιστον από το τέλος της διαστολής έως το τέλος της συστολής. Σε αυτές τις περιπτώσεις, οι εξισώσεις απεικόνισης που χαρακτηρίζουν το MR tagging μπορούν να υποθέσουν ότι η ολόκληρη η διαδικασία απεικόνισης πραγματοποιείται σε έναν κύκλο της καρδιάς.

1.4 Σκοπός

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής είναι η ανάπτυξη υπολογιστικών αλγορίθμων για την εξαγωγή του πεδίου κίνησης από εικόνες spin – tagging MRI με τη χρήση μεθόδων HARP (Αρμονικής Φάσης). Συγκεκριμένα αναπτύχθηκαν τρεις μεθολογίες, μία που κάνει χρήση αλγορίθμου οπτικής ροής και δύο που εκμεταλλεύονται τις ιδιότητες των εικόνων Αρμονικής Φάσης και μόνο. Για να μπορέσουμε να ποσοτικοποιήσουμε την ακρίβεια του αλγορίθμου που αναπτύξαμε για τον υπολογισμό της ταχύτητας των διάφορων σημείων των εικόνων, και κατ' επέκταση και των υλικών σημείων των πραγματικών εικόνων που αντιπροσωπεύουν χρησιμοποιήσαμε δύο τρόπους. Η μία προσέγγιση ήταν να συγκρίνουμε τις τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσαμε με τις πραγματικές που γνωρίζαμε για τα συνθετικά δεδομένα και η άλλη ήταν να χρησιμοποιήσουμε το θεώρημα της διατήρησης της μάζας και για τους δύο τύπους εικόνων. Η δεύτερη μέθοδος είναι γενικότερη και δεν απαιτεί την γνώση των πραγματικών τιμών των ταχυτήτων.

2 Κεφάλαιο 2:

Μέθοδοι εξαγωγής της κίνησης από spin-tagged MRI

2.1 Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό θα αναφερθούμε στις διαθέσιμες τεχνικές εξαγωγής της κίνησης από το spin-tagged πλέγμα. Εξετάζονται τρεις διαφορετικοί τρόποι εύρεσης της κίνησης. Στην πρώτη θα ασχοληθούμε με μεθόδους προσδιορισμού της θέσης των γραμμών του tag, στη δεύτερη με τη μέθοδο της οπτικής ροής (Optical Flow), ενώ η τρίτη αφορά τη μέθοδο HARP (Harmonic Phase), όπου επικεντρώνεται και η διπλωματική.

Για την ανάλυση της κίνησης από μια εικόνα, ιδανικά θα έπρεπε να συσχετίζουμε κάθε σημείο \mathbf{y} κάθε εικόνας με την θέση αναφοράς του $\mathbf{p}(\mathbf{y}, t)$. Για να υπολογίσουμε την πίεση, θα έπρεπε να καθορίσουμε τον πίνακα $F(\mathbf{p}(\mathbf{y}, t), t)$. Εκτός από τη μέθοδο HARP, αυτοί οι υπολογισμοί δεν είναι δυνατόν να γίνουν για μία μόνο εικόνα, ακόμα και αν αυτή έχει tagging. Αντιθέτως έχουμε τη δυνατότητα να κάνουμε όχι πλήρεις μετρήσεις της κίνησης και αυτές συχνά αφορούν συγκεκριμένα σημεία. Μερικές από αυτές τις μετρήσεις είναι:

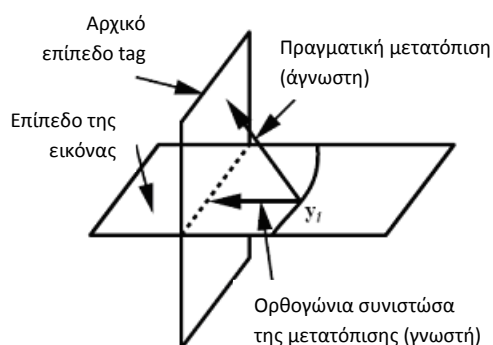
- Από τη φωτεινότητα της εικόνας, μπορούμε να υπολογίσουμε την τιμή του αρχικού μοτίβου $f_0(\mathbf{p}(\mathbf{y}, t))$ του tag για το σημείο που βρίσκεται τώρα στη θέση \mathbf{y} .
- Γνωρίζοντας αυτή την εκτίμηση και αρχικό μοτίβου του tag, που δίνεται από την εξίσωση $f_0(\mathbf{p}) = \sum_{n=0}^{N-1} a_n \cos(\mathbf{n}\mathbf{g}^T \mathbf{p})$ μπορούμε να εκτιμήσουμε την τιμή της παράστασης $\mathbf{g}^T \mathbf{p}(\mathbf{y}, t)$, που μας δίνει την συνιστώσα της $\mathbf{p}(\mathbf{y}, t)$ στην κατεύθυνση της \mathbf{g} .
- Χρησιμοποιώντας δύο διαφορετικές τιμές για το \mathbf{g} στην ίδια εικόνα υπολογίζουμε δύο διαφορετικές συνιστώσες της κίνησης, ώστε να μπορέσουμε να εκτιμήσουμε $\mathbf{p}(\mathbf{y}, t)$, το διδιάστατο χάρτη αναφοράς της φαινόμενης κίνησης.
- Επίσης μπορούμε να προσδιορίσουμε εν μέρει πληροφορίες για το F , όπως μία ή και περισσότερες από τις εννιά συνιστώσες του.

Χρησιμοποιώντας όλες τις μετρήσεις που κάναμε σε κάθε εικόνα μπορούμε να παράγουμε την συνολική κίνηση, που αποτελεί και το τελικό ζητούμενο.

2.2 Ιχνηλάτηση των γραμμών του tag (Tag Line Tracking)

Η πιο άμεση χρήση των tagged MR εικόνων είναι η παρακολούθηση των σκοτεινών γραμμών του πλέγματος. Για καλύτερα αποτελέσματα εφαρμόζεται μια ακολουθία SPAMM παλμών με 3 έως 7 RF παλμούς και μια συνολική γωνία απόκλισης 90° . Αυτό έχει ως συνέπεια να δημιουργηθεί ένα πλέγμα tag, που δεν είναι μαγνητισμένο, δηλαδή $f_0(\mathbf{p}) = 0$, όπου ισχύει $\mathbf{g}^T \mathbf{p} = 2m\pi$, με m ακέραιος αριθμός. Το σύνολο των υλικών σημείων που ικανοποιούν αυτή τη συνθήκη ανήκουν σε παράλληλα επίπεδα του ιστού, που ονομάζονται tag planes. Σε διαδοχικές εικόνες, ευδιάκριτες γραμμές ελάχιστης φωτεινότητας, οι γραμμές του tag (tag lines), αντιστοιχούν σε υλικά σημεία αυτών των επιπέδων. Κατά συνέπεια αν \mathbf{y}_i είναι ένα σημείο κατά μήκος μιας γραμμής ελάχιστης φωτεινότητας τη χρονική στιγμή t , γνωρίζουμε ότι ισχύει $f_0(\mathbf{p}(\mathbf{y}, t)) = 0$.

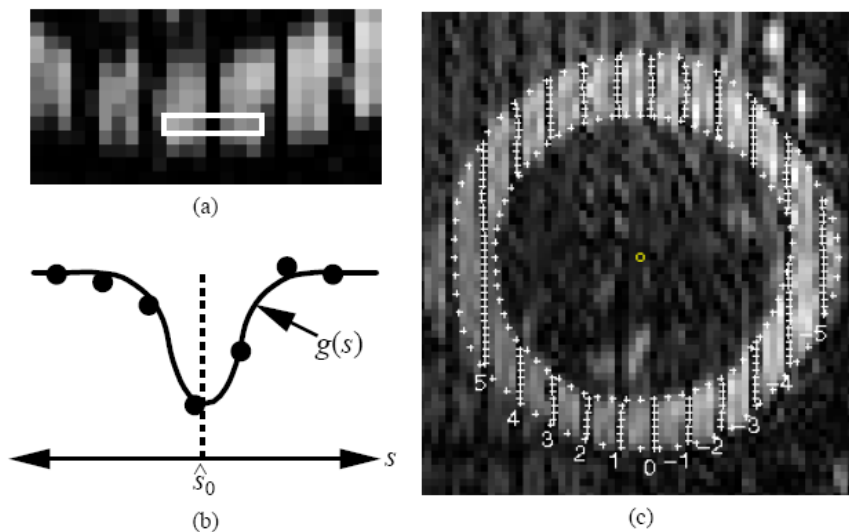
Έπειτα για να μπορέσουμε να μετατρέψουμε αυτή τη γνώση σε μέτρηση ταχύτητας πρέπει να καθορίσουμε το m , το οποίο συσχετίζει το σημείο \mathbf{y}_i τη χρονική στιγμή t με το tag plane που βρισκόταν τη χρονική στιγμή $t = 0$. Αυτή η πληροφορία παρέχει με μονοδιάστατη μέτρηση της συνιστώσας της ταχύτητας που είναι κάθετη στο tag plane, όπως φαίνεται από την εικόνα 2.1. Για τον εντοπισμό των γραμμών του tag και την μέτρηση αυτής της συνιστώσας της κίνησης χρειάζονται δύο πράγματα: πρώτον να ανιχνευτούν σημεία ελάχιστης φωτεινότητας και μετά να υπολογιστεί το m . Οι μέθοδοι για να επιτευχθεί αυτό μπορούν να χωριστούν σε δύο κατηγορίες: ταύτιση περιγράμματος (Template Matching) και ενεργής γεωμετρίας (Active Geometry). Οι μέθοδοι αυτές αναλύονται στη συνέχεια.



Εικόνα 2.1: : Απεικόνιση ενός σημείου σε μια γραμμή tag. Έχει μετατοπιστεί από κάποιο άγνωστο σημείο αναφοράς και βρίσκεται στο γνωστό αρχικό επίπεδο tag. Έτσι γνωρίζουμε την κάθετη, στο επίπεδο του tag, συνιστώσα της μετατόπισης.

2.2.1 Μέθοδος ταύτισης περιγράμματος

Στη μέθοδο ταύτισης του περιγράμματος, η οποία φαίνεται στην εικόνα 2.2, ένα σημείο πάνω στη γραμμή του tag εντοπίζεται συγκρίνοντας τη φωτεινότητα της εικόνας κατά μήκος μιας λωρίδας pixels με ένα αναμενόμενο περίγραμμα των tags. Στη θέση στην οποία το πρότυπο και η μετρούμενη φωτεινότητα ταιριάζουν καλύτερα θεωρούμε ότι υπάρχει ένα σημείο πάνω στη γραμμή του tag. Για να το εξηγήσουμε, έστω s η μονοδιάστατη θέση πάνω σε μια λωρίδα pixels, $I(s)$ η συνάρτηση φωτεινότητας της εικόνας πάνω στη λωρίδα και $g(s)$ το κεντραρισμένο περίγραμμα του tag. Μετά τα pixels στη λωρίδα είναι δείγματα της $I(s)$ σε θέσεις s_1, \dots, s_k που ισαπέχουν και η εκτιμώμενη θέση της γραμμής του tag υπολογίζεται μετακινώντας το $g(s)$ μέχρι το συνολικό τετραγωνικό σφάλμα μεταξύ του $g(s)$ και των $I(s_1), \dots, I(s_k)$ να ελαχιστοποιείται. Επαναλαμβάνοντας τη διαδικασία και για άλλες γραμμές από pixels οδηγούμαστε σε μια καλή προσέγγιση των γραμμών του tag.



Εικόνα 2.2: Μέθοδος ταύτισης περιγράμματος: Πρώτα μια περιοχή αναζήτησης, όπως αυτή στο λευκό ορθογώνιο επιλέγεται από μια tagged εικόνα (a), που φαίνεται εδώ σε μεγέθυνση. Έπειτα, οι εντάσεις των pixel της εικόνας στη περιοχή αναζήτησης αντιστοιχίζονται με ένα περίγραμμα (b) το οποίο παρέχει τη θέση της γραμμής του tag \hat{s}_0 . Επαναλαμβάνοντας αυτή τη διαδικασία ταύτισης παράγεται ένα πλήρες σύνολο από αναγνωρισμένα σημεία tag με τις αντίστοιχες τιμές του m (c). Επίσης φαίνονται και τα σύνορα του μυοκαρδίου.

Το σημείο του tag που βρέθηκε μέσω της μεθόδου ταύτισης περιγράμματος καθορίζεται με ακρίβεια sub pixel. Θεωρητικά, το λάθος στη μέτρηση μπορεί να έχει μια

σταθερή απόκλιση ίση με 0.9 CNR , όπου το CNR είναι ο λόγος της αντίθεσης προς τον θόρυβο ενός μοτίβου tag. Σε τυπικές tag MRI εικόνες, αυτό το λάθος είναι περίπου 0.1 pixels, κάτι που επιβεβαιώθηκε και πειραματικά [26]. Για να πετύχουμε ένα τέτοιο χαμηλό επίπεδο λάθους, το πρότυπο θα πρέπει να απεικονίζει ακριβώς το αληθινό μοτίβο, το οποίο εξαρτάται από το εφαρμοζόμενο μοτίβο των tags, από την εξασθένιση, τη συνάρτηση γραμμικής διασποράς (line spread function) του ανιχνευτή, της τοπικές ιδιότητες του ιστού και την κίνηση του ιστού, την οποία προσπαθούμε να προσδιορίσουμε. Μια προσέγγιση για να λάβουμε πιο ικανοποιητικό πρότυπο είναι να χρησιμοποιήσουμε τη φυσική του MRI tagging και της απεικόνισης. Από την άλλη πλευρά, μια γενικά καλή προσέγγιση είναι το γκαουσιανό πρότυπο.

Αν και η εύρεση της βέλτιστης θέσης της μεθόδου ταύτισης του περιγράμματος προσδιορίζει ένα σημείο σε μια γραμμή tag, δεν καθορίζει το m , το οποίο συσχετίζει το σημείο με ένα συγκεκριμένο tag plane. Για να καθορίσει το m , μπορεί να χρησιμοποιηθεί μια επαναλαμβανόμενη διαδικασία. Αρχίζοντας με ένα σύνολο αρχικών θέσεων για τις γραμμές του tag, που δίνεται από το χρήστη, οι περιοχές αναζήτησης προσδιορίζονται σε κάθε επόμενη εικόνα από την εκτιμώμενη θέση του tag στην προηγούμενη εικόνα. Η καλύτερη αντιστοιχία μοτίβων μέσα στην περιοχή αναζήτησης θεωρείται ένα σημείο στη γραμμή του tag που αντιστοιχεί στο ίδιο tag plane. Για να πετύχουν καλύτερη απόδοση λάθους οι Kerwin και Prince [27] πρόσθεσαν ένα χωροχρονικό φίλτρο ώστε να βελτιώσουν την εκτίμηση του σημείων του tag ανάμεσα στις επαναλήψεις Βελτιωμένη απόδοση μπορεί επίσης να επιτευχθεί με το φιλτράρισμα Fourier των tagged εικόνων.

Μια πρόκληση για τη μέθοδο ταύτισης περιγράμματος είναι ότι κάποια χαρακτηριστικά γνωρίσματα της εικόνας εκτός από τα tags, όπως τα όριά της, συχνά συγχέονται με τα tags. Για να αποφευχθεί αυτό το πρόβλημα, οι περιοχές αναζήτησης πρέπει να καθοριστούν με το χέρι ή με εντατικές για το χρήστη ημιαυτόματες διαδικασίες [25]. Εναλλακτικά ο Denney [28] χρησιμοποιεί τις χωρικές και τις χρονικές ιδιότητες των tags του μυοκαρδίου για να αφαιρέσει τα λανθασμένα σημεία.

2.2.2 Ενεργή Γεωμετρία (Active Geometry)

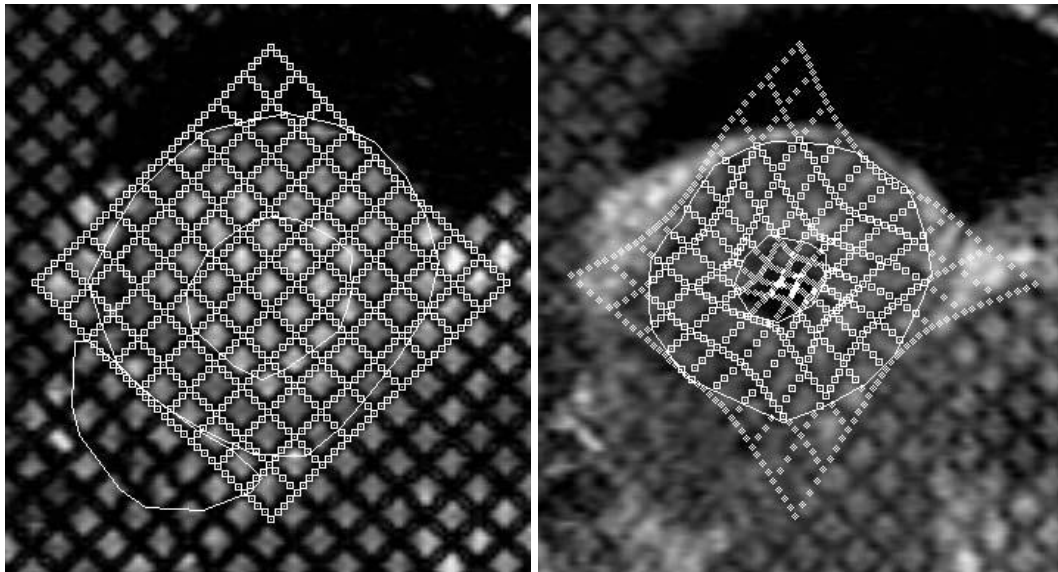
Στις προσεγγίσεις ενεργής γεωμετρίας, η αναγνώριση του tag πραγματοποιείται με τη χρήση ενός τμήματος καμπύλης που ονομάζεται «φίδι» (snake) και προσαρμόζεται στη γραμμή του tag στην εικόνα. Στο «φίδι» αναθέεται μια συνάρτηση ενέργειας και κινείται

με στόχο να ελαχιστοποιήσει την ενέργειά του. Η συνάρτηση ενέργειας έχει δύο συστατικά: την E_{image} , που καθορίζεται από την εικόνα κατά τέτοιο τρόπο ώστε το «φίδι» να έχει την ελάχιστη ενέργεια κατά μήκος του χαρακτηριστικού που μας ενδιαφέρει, και την $E_{internal}$, που καθορίζεται από παραγώγους της καμπύλης και της αναγκαστικής συνέχειας και ομαλότητας του «φιδιού». Για τον εντοπισμό των γραμμών του tag, η E_{image} σχετίζεται συνήθως με τη φωτεινότητα της εικόνας επειδή η ελαχιστοποίηση αυτής της ενέργειας θα αναγκάσει το «φίδι» να κινηθεί προς τα ελάχιστα της φωτεινότητας, δηλ. προς τις γραμμές του tag.

Ένα παράδειγμα που χρησιμοποιεί η μέθοδος ενεργής γεωμετρίας των Young et al. παρουσιάζεται στην εικόνα 2.3, στο οποίο 20 «φίδια» σε δύο προσανατολισμούς ακολουθούν ένα πλέγμα γραμμών tag. Μερικά μοναδικά χαρακτηριστικά της μεθόδου είναι:

- χρησιμοποιούν συνδεδεμένα «φίδια» όπου οι τομές μοιράζονται από δύο «φίδια» και έτσι υπόκεινται σε δύο σύνολα εσωτερικών δυνάμεων
- προσθέτουν μια διαδραστική, καθορισμένη από το χρήστη ενέργεια για να αναγκάσουν το «φίδι» να απομακρυνθεί από τα ανακριβή τοπικά ενεργειακά ελάχιστα όπου είναι απαραίτητο
- χρησιμοποιούν όρια που έχουν καθοριστεί με το χέρι για να κλείσουν την ενέργεια που οφείλεται σε σημεία έξω από μυοκάρδιο (που παρουσιάζονται ως διαμάντια στην εικόνα 2.3b), με αυτόν τον τρόπο αποτρέπουν το «φίδι» να επηρεαστεί από δεδομένα που βρίσκονται εκτός μυοκαρδίου.

Εντούτοις, οι μέθοδοι ενεργής γεωμετρίας είναι γενικά λιγότερο ευαίσθητες σε ακριβής πληροφορίες για το σύνορο και συχνά δουλεύουν καλά χωρίς πληροφορίες για το σύνορο. Μια παραλλαγή αυτού του θέματος είναι η μέθοδος των Amini et al. [30] στην οποία το φίδι παραμετροποιείται από ένα σύνολο από B-spline σημεία ελέγχου. Οι έμφυτες ιδιότητες ομαλότητας των B – spline αντικαθιστούν την ανάγκη για τις εσωτερικές δυνάμεις των «φιδιών».



(a)

(b)

Εικόνα 2.3: Χρησιμοποιώντας τη μέθοδο ενεργής γεωμετρίας των Young et al. [29], ένα 10×10 πλέγμα συνδεδεμένων «φιδιών» υπερτίθεται στην πρώτη εικόνα της ακολουθίας (a). Μετά την ελαχιστοποίηση της ενέργειας, τα «φίδια» μετακινούνται την επόμενη στιγμή σε παραμορφωμένες θέσεις (b). Οι ρόμβοι στην εικόνα είναι τα σημεία των «φιδιών» που έχουν τεθεί εκτός λειτουργίας επειδή είναι εκτός του μυοκαρδίου.

2.3 Οπτική ροή (Optical Flow)

Αν και η μέθοδος εντοπισμού των γραμμών του tag παρέχει ιδιαίτερα ακριβείς μετρήσεις του χάρτη αναφοράς (reference map), αυτές οι μετρήσεις περιορίζονται στις σχετικά αραιές περιοχές ανάμεσα στις γραμμές του tag. Για να παράγουμε πιο πυκνές μετρήσεις από tagged MR εικόνες, τεχνικές οπτικής ροής έχουν χρησιμοποιηθεί, στις οποίες η ταχύτητα υπολογίζεται για κάθε σημείο της εικόνα. Στην περίπτωση των δισδιάστατα tagged MR εικόνων, μέθοδος οπτικής ροής παράγει μια εκτίμηση της δισδιάστατης φαινόμενης ταχύτητας $\mathbf{v}(\mathbf{y}, t)$.

Η βάση για τη μέτρηση της ταχύτητας χρησιμοποιώντας τεχνικές οπτικής ροής είναι η εξίσωση περιορισμού της φωτεινότητας (brightness constrain equation) μέσω του υπολογισμού του ανάδελά της (gradient). Η εξίσωση αυτή απορρέει από τη χρονική παράγωγο της συνάρτησης φωτεινότητας του σημείου – δηλαδή τη μερική παράγωγο του $I(\mathbf{y}, t)$ κρατώντας σταθερό το \mathbf{q} . Αυτή η παράγωγος είναι περίπλοκη γιατί το \mathbf{y} είναι συνάρτηση του \mathbf{q} και του χρόνου t που δίνονται από τον ευθύ χάρτη (forward map) της

φαινόμενης κίνησης $\mathbf{y}(\mathbf{q},t)$. Εφαρμόζοντας τον κανόνα της αλυσίδας στη χρονική παράγωγο προκύπτει:

$$\dot{I}(\mathbf{y},t) = \nabla_{\mathbf{y}} I(\mathbf{y},t) \cdot \mathbf{v}(\mathbf{y},t) + I_t(\mathbf{y},t) \quad (2.1)$$

όπου το $\nabla_{\mathbf{y}}$ είναι η κλίση ως προς \mathbf{y} και το $I_t(\mathbf{y},t)$ είναι η μερική παράγωγος του I ως προς τον χρόνο t (κρατώντας σταθερό το \mathbf{y}). Η εξίσωση (2.1) είναι η εξίσωση περιορισμού της φωτεινότητας.

Για να μπορέσουμε να χρησιμοποιήσουμε τη (2.1) για τον υπολογισμό της ταχύτητας $\mathbf{v}(\mathbf{y},t)$ είναι απαραίτητο να υπολογίσουμε τις χωροχρονικές παραγώγους των διαθέσιμων εικόνων. Η χωρική κλίση $\nabla_{\mathbf{y}} I(\mathbf{y},t)$ σε κάθε pixel της εικόνας προσεγγίζεται χρησιμοποιώντας τις πεπερασμένες διαφορές των γειτονικών pixels. Η χρονική παράγωγος $I_t(\mathbf{y},t)$ προσεγγίζεται χρησιμοποιώντας την αλλαγή στην ένταση του pixel από τη μια εικόνα στην επόμενη της ακολουθίας. Τέλος, χρειάζεται και μία τιμή για τη $\dot{I}(\mathbf{y},t)$. Το πιο κοινό στην όραση υπολογιστών είναι να υποθεθεί ότι ένα σημείο διατηρεί σταθερή τη φωτεινότητά του, έτσι $\dot{I}(\mathbf{y},t) = 0$, μια υπόθεση που έχει εφαρμοστεί στο tagged MRI [31]. Στο tagged MRI, εντούτοις, η φωτεινότητα ενός σημείου αλλάζει – αυτό είναι το πρόβλημα του ξεθωριάσματος του tag. Βέβαια και η κίνηση από επίπεδο σε επίπεδο προκαλεί μεταβολές στη φωτεινότητα, αλλά αυτή η επίδραση είναι μικρή σε σύγκριση με το ξεθώριασμα του tag. Για να αντιμετωπίσουν το πρόβλημα αυτό, οι Prince και McVeigh πρότειναν τη μέθοδο οπτικής ροής με μεταβλητή φωτεινότητα (VBOF – Variable Brightness Optical Flow) [32], η οποία υπολογίζει τη $\dot{I}(\mathbf{y},t)$ χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο βασισμένο στο πρωτόκολλο απεικόνισης και στις φυσικές ιδιότητες του ιστού. Εναλλακτικά, η μέθοδος των Gennert και Negahdirarour (GNOF) [33] μπορεί να χρησιμοποιηθεί, στην οποία η μεταβολή της φωτεινότητας υποτίθεται ότι ικανοποιεί το γραμμικό μοντέλο:

$$\dot{I}(\mathbf{y},t) = I(\mathbf{y},t) \cdot mt(\mathbf{y},t) + ct(\mathbf{y},t) \quad (2.2)$$

Έπειτα το ξεθώριασμα του tag εκτιμάται ως τμήμα του ίδιου του αλγόριθμου [34].

Ανεξάρτητα από την υπόθεση που γίνεται για τη μεταβολή της φωτεινότητας, η εξίσωση περιορισμού της φωτεινότητας παρέχει μόνο μια εξίσωση, όπου έχει ως άγνωστο τη ταχύτητα $\mathbf{v}(\mathbf{y},t)$ που έχει δύο συνιστώσες. Για να λυθεί αυτό το μερικώς ορισμένο πρόβλημα, η οπτική ροή διατυπώνεται ώστε να αποτελεί μια μεταβλητή ποσότητα που αφορά την ελαχιστοποίηση της συνάρτησης:

$$E = \int [E_{BCE} + \alpha^2 E_{smooth}] d\mathbf{y} \quad (2.3)$$

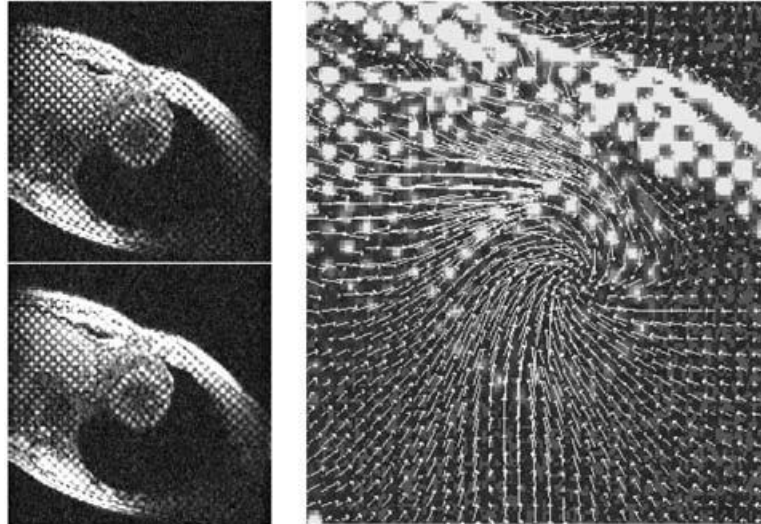
όπου

$$E_{BCE} = \nabla_y I(\mathbf{y}, t) \cdot \mathbf{v}(\mathbf{y}, t) + I_t(\mathbf{y}, t) - \dot{I}^2(\mathbf{y}, t) \quad (2.4)$$

ένας όρος που βοηθά στη συμφωνία με την εξίσωση περιορισμού της φωτεινότητας, και E_{smooth} είναι μια παράγωγος της $\mathbf{v}(\mathbf{y}, t)$, για να εξασφαλιστεί η ομαλότητα και δίνεται συνήθως από τη σχέση $\nabla_y v^2(\mathbf{y}, t)$. Η παράμετρος κανονικοποίησης α καθορίζει τη βέλτιστη λύση μεταξύ της ομαλότητας της ταχύτητας και της συμφωνίας με την εξίσωση περιορισμού της φωτεινότητας.

Η ελαχιστοποίηση της (2.3) μπορεί να γίνει αναλυτικά για να παραχθεί ένα σύνολο από συνδεδεμένες μερικές διαφορικές εξισώσεις. Αυτές μπορούν να λυθούν αριθμητικά χρησιμοποιώντας τις υπολογισμένες χωροχρονικές παράγωγους της εικόνας για να παραχθεί μια ακολουθία από εκτιμώμενες ταχύτητες. Πρέπει να σημειωθεί ότι στη GNOF, η πολλαπλασιαστική και η σταθερή συνάρτηση, $mt(\mathbf{y}, t)$ και $ct(\mathbf{y}, t)$ αντίστοιχα, πρέπει να υπολογιστούν μαζί με τη $\mathbf{v}(\mathbf{y}, t)$. Επίσης, στη VBOF η $\dot{I}(\mathbf{y}, t)$ εκτιμάται περιοδικά χρησιμοποιώντας τις προηγούμενες εκτιμήσεις της $\mathbf{v}(\mathbf{y}, t)$.

Οι μέθοδοι οπτικής ροής που βασίζονται σε ανάδελτα είναι κατάλληλες για την επεξεργασία tagged MR εικόνων επειδή η διαδικασία του tagging παράγει τις χωρικές μεταβολές της φωτεινότητας, στις οποίες στηρίζεται η εξίσωση περιορισμού της φωτεινότητας. Καλύτερα αποτελέσματα επιτυγχάνονται όταν εφαρμόζονται δύο μοτίβα SPAMM χρησιμοποιώντας μόνο δύο παλμούς RF ανά μοτίβο και κάθετες κατευθύνσεις \mathbf{g}_1 και \mathbf{g}_2 για την κλίση των παλμών. Το αποτέλεσμα είναι ένα μοτίβο tag που μεταβάλλεται ημιτονοειδώς και στις δύο κατευθύνσεις του ανάδελτα, όπως φαίνεται και στην εικόνα 2.4. Η χρήση της ζωνοπερατής οπτικής ροής, που χρησιμοποιεί τις τεχνικές του μετασχηματισμού του Hilbert για να μετακινήσει τη φάση του ημιτονοειδούς μοτίβου του tag, έχει παρουσιάσει κάποια επιτυχία στη μείωση των συνεπειών της κανονικοποίησης [35].



Εικόνα 2.4: Αποτελέσματα της τεχνικής οπτικής ροής: οι εικόνες στα αριστερά είναι δύο από μια ακολουθία εικόνων που απεικονίζουν τη συστολή της αριστερή κοιλίας μετά το tagging με ημιτονοειδή tags σε δύο κατευθύνσεις. Η εφαρμογή της οπτικής ροής στις δύο αυτές εικόνες παράγει το πεδίο ταχυτήτων στα δεξιά, όπου φαίνεται η περιοχή γύρω από την αριστερή κοιλία.

2.4 Εικόνες Αρμονικής Φάσης (HARP – Harmonic Phase Image)

Μια από τις νεότερες εξελίξεις στην επεξεργασία tagged MRI οδηγεί σε πυκνές μετρήσεις κινήσεων που λαμβάνονται από την εξαγωγή της φάσης του μοτίβου του tag που βρίσκεται από κάτω. Η βασική ιδέα της μεθόδου HARP είναι η εξής: Η εφαρμογή του tagging στις εικόνες θεωρείται ως ο πολλαπλασιασμός της εικόνας με το tag, το οποίο αποτελεί μια πεπερασμένη ημιτονοειδή σειρά όπως περιγράφηκε παραπάνω. Η πράξη αυτή στο πεδίο της συχνότητας συνιστά την αντιστοιχία του θεωρήματος διαμόρφωσης πλάτους, με αποτέλεσμα την εμφάνιση αντιγράφων του αρχικού σήματος στις αντίστοιχες συχνότητες του k-space. Οι συχνότητες αυτές είναι ακέραια πολλαπλάσια της κεντρικής συχνότητας της ημιτονοειδούς συχνότητας που περιγράφει το μοτίβο του tag. Τα αντίγραφα του πλάτους στις αρμονικές αυτές είναι ευδιάκριτα ως διακριτές φασματικές αιχμές, όπως φαίνεται στην εικόνα 2.5. Η απομόνωση ενός τέτοιου αντιγράφου (συνήθως της πρώτης αρμονικής) μέσω φιλτραρίσματος δίνει στο πεδίο του χώρου μιγαδικές εικόνες, τη φάση (γωνία) των οποίων αν υπολογίσουμε παίρνουμε την Harmonic Phase Image ή Εικόνα Αρμονικής Φάσης. Οι τιμές αυτές της φάσης, είναι ευθέως ανάλογες με τις αντίστοιχες της αρχικής εικόνας. Η αρμονική φάση των σημείων συνιστά φυσική και υλική

ιδιότητα του tagged ιστού, η οποία διατηρείται κατά τη διάρκεια μιας κίνησης. Έτσι η παρακολούθηση της κίνησης συγκεκριμένης τιμής φάσης μέσα στην εικόνα μας δίνει την κίνηση συγκεκριμένου σημείου.

Τα παραπάνω εξηγούνται σύμφωνα με τα όσα έχουμε πει ως εξής: υποθέτουμε ότι εφαρμόζουμε μια ακολουθία SPAMM με δύο RF παλμούς των 90° , για τους οποίους ισχύει $f_0(\mathbf{p}) = -\cos(\mathbf{g}^T \mathbf{p})$. Υποθέτουμε επίσης ότι η έκφραση για τη παραμορφωμένη κατανομή του tag είναι η:

$$f(\mathbf{y}, t) = \beta(t) f_0(\mathbf{p}(\mathbf{y}, t)) + (1 - \beta(t)) \quad (2.5)$$

οπότε η προκύπτουσα εικόνα είναι η:

$$I(\mathbf{y}, t) = I_0(\mathbf{y}, t) [-\beta(t) \cos(\mathbf{g}^T \mathbf{p}(\mathbf{y}, t)) + (1 - \beta(t))] \quad (2.6)$$

Σε αυτήν την έκφραση, η φάση του συνημιτόνου, που δίνεται από τη σχέση:

$$\varphi(\mathbf{y}, t) = \mathbf{g}^T \mathbf{p}(\mathbf{y}, t) \quad (2.7)$$

συσχετίζεται άμεσα με τον επιθυμητό χάρτη κινήσεων $\mathbf{p}(\mathbf{y}, t)$. Επιπλέον, η χωρική παράγωγος της $\varphi(\mathbf{y}, t)$ σχετίζεται με το ανάδελτα της παραμόρφωσης μέσω της σχέσης:

$$\nabla_{\mathbf{y}} \varphi(\mathbf{y}, t) = H^T F^{-1} \mathbf{g} \quad (2.8)$$

όπου το $H = [\mathbf{h}_1, \mathbf{h}_2]$ καθορίζει τον προσανατολισμό της εικόνας στο τρισδιάστατο χώρο. Κατά συνέπεια, η μέτρηση της $\varphi(\mathbf{y}, t)$ παρέχει πληροφορίες σχετικά με το χάρτη αναφοράς και την κλίση παραμόρφωσης για κάθε υλικό σημείο στην εικόνα.

Για να αποκτήσουμε τις εικόνες HARP και τελικά τη $\varphi(\mathbf{y}, t)$ ακολουθούμε την παρακάτω προεργασία: Μεταφέρουμε την εικόνα στο πεδίο της συχνότητας, χρησιμοποιώντας δισδιάστατο μετασχηματισμό Fourier. Οι φασματικές αιχμές εμφανίζονται στις θέσεις \mathbf{w}_k , όπου \mathbf{w} η κεντρική συχνότητα, όπως εξηγήσαμε παραπάνω. Οι θέσεις συγκεκριμένα, θα υπάρχει μια φασματική αιχμή στη θέση $\mathbf{w} = H^T \mathbf{g}$. Εάν όλες οι φασματικές πληροφορίες εκτός από τη φασματική αιχμή που βρίσκεται στο \mathbf{w} αφαιρεθούν μέσω, και εφαρμοστεί αντίστροφος μετασχηματισμός Fourier, η προκύπτουσα εικόνα είναι κατά προσέγγιση η:

$$I_{HARP}(\mathbf{y}, t) \approx b(t) I_0(\mathbf{y}, t) e^{j\varphi(\mathbf{y}, t)} \quad (2.9)$$

όπου το $b(t)$ συσχετίζεται με το ξεθώριασμα του tag. Κατά συνέπεια, η εικόνα HARP παίρνει σύνθετες τιμές με τη φάση κάθε pixel να δίνεται από τη $\varphi(\mathbf{y}, t)$. Η HARP έχει το πλεονέκτημα της ενδεχόμενης γρήγορης απεικόνισης επειδή οι MR εικόνες αποκτιούνται στη περιοχή του Fourier και η φασματική αιχμή μπορεί να αποκτηθεί γρήγορα.

Για να φιλτραριστεί μία φασματική αιχμή και ληφθεί μια εικόνα HARP, μια τυποποιημένη tagged εικόνα μετασχηματίζεται στο πεδίο του Fourier (ή τα ακατέργαστα στοιχεία της εικόνας κρατιούνται στην περιοχή του Fourier). Κατόπιν, επιλέγεται ένα φίλτρο με κεντρική συχνότητα w και ομαλό roll-off, απλό παράδειγμα του οποίου αποτελεί το:

$$e^{-\frac{f-w^2}{BW}}$$

όπου f είναι η θέση στο χώρο του Fourier και το BW είναι το εύρος ζώνης του φίλτρου. Στην πράξη, το BW πρέπει να επιλεχτεί προσεκτικά ώστε να ελαχιστοποιεί την επιρροή από τις άλλες φασματικές αιχμές και ταυτόχρονα να μεγιστοποιεί τις πληροφορίες που λαμβάνονται από την επιθυμητή αιχμή. Μετασχηματίζοντας πίσω στο πεδίο του χώρου δημιουργείται μια σύνθετη εικόνα. Κατόπιν υπολογίζεται η τιμή της φάσης για κάθε pixel της εικόνας. Το αποτέλεσμα αυτό όμως υπόκειται σε τύλιγμα (wrapping) επειδή το εύρος τιμών της συνάρτησης υπολογισμού (αντίστροφη εφαπτομένη) είναι $[-\pi, \pi)$. Η τυλιγμένη φάση είναι η $\varphi_w(\mathbf{y}, t)$, η οποία πρέπει να ξετυλιχθεί ώστε να λάβουμε την $\varphi(\mathbf{y}, t)$ και συνδέονται μεταξύ τους μέσω της:

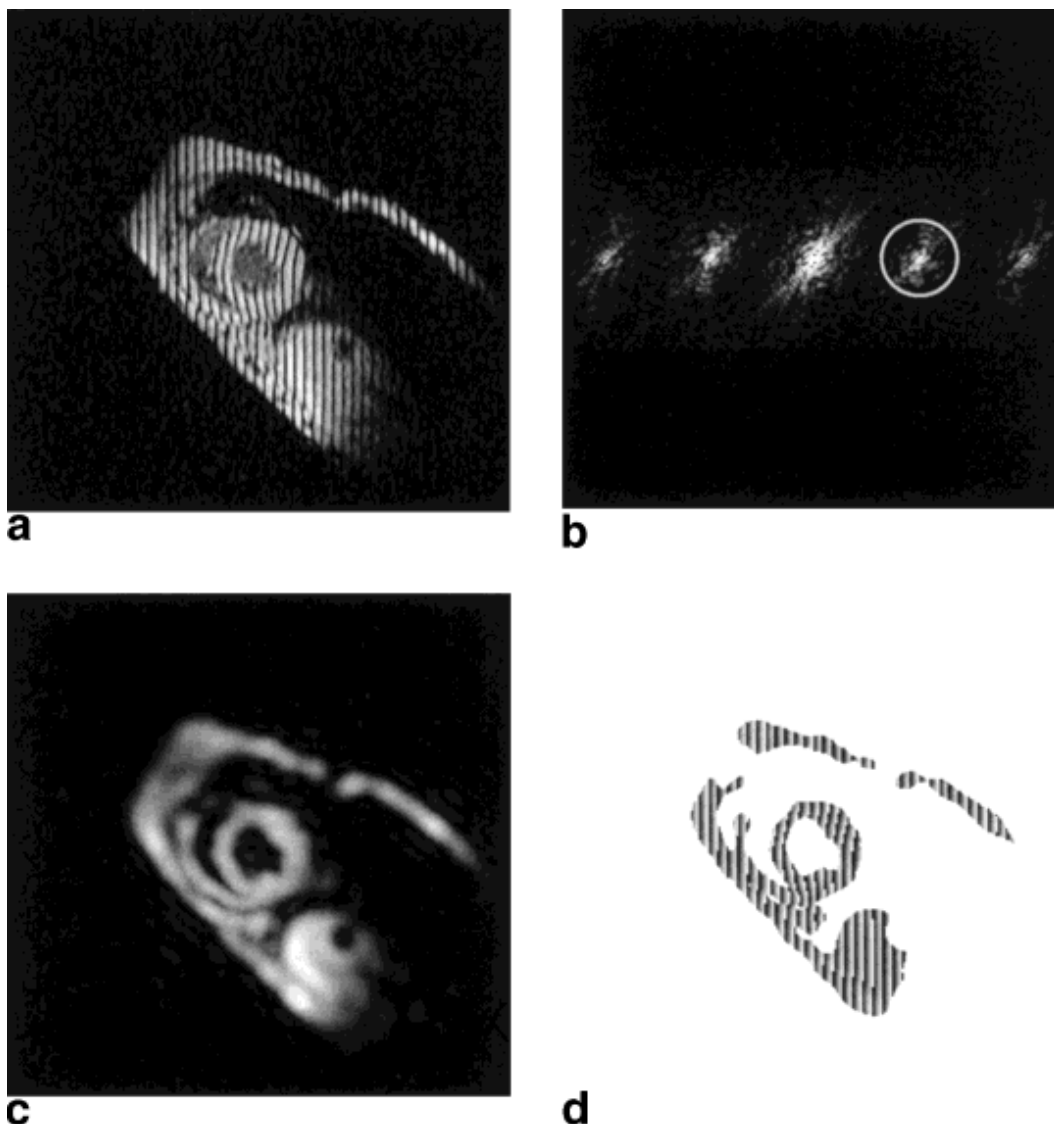
$$\varphi_w(\mathbf{y}, t) = W(\varphi(\mathbf{y}, t)) \quad (2.10)$$

όπου η μη γραμμική συνάρτηση τυλίγματος δίνεται από εδώ:

$$W(\varphi) = \text{mod}(\varphi + \pi, 2\pi) - \pi \quad (2.11)$$

Η απεικόνιση της τυλιγμένης φάσης αποκαλύπτει λωρίδες αυξανόμενης φωτεινότητας κατά τη διεύθυνση που έγινε το φιλτράρισμα με περιοδικές απότομες μεταβολές εξαιτίας του φαινομένου wrapping (βλέπε εικόνα 2.6d). Οι λωρίδες αυτές αντικατοπτρίζουν με σαφή τρόπο την τοπική κίνηση προς την κατεύθυνση του tag, περιέχοντας πιο πυκνές πληροφορίες κίνησης από την αρχική εικόνα. Η απόλυτη φάση τη χρονική στιγμή t καθορίζεται έπειτα από τη γνωστή φάση του αντίστοιχου σημείου τη στιγμή $t=0$. Στο χρονικό διάστημα μεταξύ των διαδοχικών εικόνων, η κίνηση του ιστού θεωρούμε ότι είναι αρκετά μικρή έτσι ώστε η ασάφεια της φάσης να μην αποτελεί πρόβλημα. Με μεθοδολογίες που περιγράφουμε στο επόμενο κεφάλαιο γίνεται ο εντοπισμός αυτής της

τιμής σε κάθε διαδοχική εικόνα και με αυτόν τον τρόπο γίνεται ο υπολογισμός της κίνησης, εκμεταλλευόμενοι το ότι η φάση ενός συγκεκριμένου σημείου αποτελεί υλική του ιδιότητα ακολουθώντας έτσι την κίνησή του.



Εικόνα 2.5: Στάδια επεξεργασίας στη μέθοδο HARP. Η αρχική tagged MR εικόνα (a), είναι διαθέσιμη στο πεδίο της χωρικής συχνότητας, απ' όπου μια φασματική κορυφή εξάγεται από τα δεδομένα (b). Λαμβάνοντας τον αντίστροφο μετασχηματισμό Fourier παράγεται μια σύνθετη εικόνα με πλάτος (c) και τυλιγμένη φάση (d) για κάθε pixel (το μαύρο αντιστοιχεί σε φάση $-\pi$ και το λευκό σε $+\pi$). Η εικόνα της φάσης έχει περιοριστεί με τη μέθοδο της κατωφλίωσης μόνο στην υπό μελέτη περιοχή της εικόνας πλάτους για μεγαλύτερη ευκρίνεια. Ο συνδυασμός δύο HARP εικόνων με tag διαφορετικής κατεύθυνσης (π.χ. κάθετης) παρέχει επαρκή δεδομένα υπολογισμούς σε όλο το επίπεδο.

Εναλλακτικά, ο εντοπισμός και η αποκατάσταση της φάσης μπορεί να αποφευχθεί με τον απευθείας υπολογισμό της δισδιάστατης φαινόμενης παραμόρφωσης που σχετίζεται με τη δισδιάστατη φαινόμενη κίνηση. Για αυτό, η δισδιάστατη κλίση παραμόρφωσης F_{app} της φαινόμενης κίνησης απαιτείται, ο αντίστροφος της οποίας είναι:

$$F_{app}^{-1} = \nabla_{\mathbf{y}} \mathbf{q}(\mathbf{y}, t) \quad (2.12)$$

Αυτή η δισδιάστατη κλίση παραμόρφωσης συσχετίζεται με την τρισδιάστατη κλίση παραμόρφωσης F μέσω της σχέσης:

$$F_{app}^{-1} = H^T F^{-1} H \quad (2.13)$$

Συγκρίνοντας αυτή τη σχέση με την (2.8) διαπιστώνουμε ότι είναι παρόμοιες. Στην πραγματικότητα, εάν δύο HARP εικόνες ληφθούν με κατευθύνσεις \mathbf{g}_1 και \mathbf{g}_2 που είναι γραμμικός ανεξάρτητος συνδυασμός των \mathbf{h}_1 και \mathbf{h}_2 τότε μπορούμε να υπολογίσουμε ότι:

$$F_{app}^{-1} = [\nabla \varphi_1(\mathbf{y}, t) \quad \nabla \varphi_2(\mathbf{y}, t)] \begin{bmatrix} \mathbf{g}_1^T \mathbf{h}_1 & \mathbf{g}_2^T \mathbf{h}_1 \\ \mathbf{g}_1^T \mathbf{h}_2 & \mathbf{g}_2^T \mathbf{h}_2 \end{bmatrix}^{-1} \quad (2.14)$$

όπου $\varphi_1(\mathbf{y}, t)$ και $\varphi_2(\mathbf{y}, t)$ είναι οι σχετικοί χάρτες φάσης των HARP εικόνων. Ο λόγος που αυτός ο υπολογισμός μπορεί να εκτελεσθεί χωρίς την αποκατάσταση της φάσης είναι ότι οι χωρικές παράγωγοι των $\varphi(\mathbf{y}, t)$ και $\varphi_w(\mathbf{y}, t)$ είναι ίδιες εκτός από τα σημεία ασυνέχειας στην τυλιγμένη φάση. Εκείνα τα σημεία της ασυνέχειας εξετάζονται εύκολα από μια τοπική διαδικασία ξετυλίγματος. Έπειτα, καθορίζοντας τις κλίσεις της φάσης μέσω πεπερασμένων διαφορών οδηγούμαστε άμεσα στη φαινόμενη παραμόρφωση. Το αρνητικό αυτής της προσέγγισης είναι ότι η φαινόμενη παραμόρφωση δεν σχετίζεται με την πραγματική. Για παράδειγμα, μια περιστροφή χωρίς παραμόρφωση μπορεί να παραγάγει μια μη μηδενική φαινόμενη παραμόρφωση. Στις καρδιακές εφαρμογές, εντούτοις, υπάρχει γενικά ένας καλός συσχετισμός μεταξύ της φαινόμενης και της πραγματικής παραμόρφωσης.

Η HARP έχει επίσης τη δυνατότητα να παρέχει μετρήσεις κίνησης και έξω από το επίπεδο της εικόνας γιατί η φάση της HARP εικόνας, που δίνεται από τη σχέση (2.7), είναι ανεξάρτητη από την κατεύθυνση του \mathbf{g} . Εάν χρησιμοποιηθούν τρεις ανεξάρτητες κατευθύνσεις tag που εκτείνονται στο τρισδιάστατο χώρο, η HARP μπορεί, θεωρητικά, να υπολογίσει το $\mathbf{p}(\mathbf{y}, t)$ εντελώς. Στην πράξη, εντούτοις, αυτό απαιτεί tags τα οποία είναι εκτός επιπέδου και επηρεάζονται από το πεπερασμένο πάχος των εικόνων. Αυτή η επίδραση

πρέπει να επιλυθεί έτσι ώστε οι τρισδιάστατες μετρήσεις από την HARP να μπορούν να καταδειχθούν.

3 Κεφάλαιο 3: Ανάπτυξη μεθόδων HARP

Στο κεφάλαιο αυτό αναφέρονται αναλυτικά οι μέθοδοι HARP που αναπτύξαμε για την εξαγωγή του πεδίου κίνησης από εικόνες spin – tagging MRI. Στην αρχή περιγράφεται η προεργασία, που είναι κοινή σε κάθε περίπτωση και αποσκοπεί στην απόκτηση των εικόνων αρμονικής φάσης, πριν γίνουν οι εκτιμήσεις κίνησης. Στη συνέχεια πρώτη αναφέρεται η προσέγγιση, η οποία συνδυάζει την ανάλυση της μεθόδου της οπτικής κίνησης. Έπειτα περιγράφονται δύο προσεγγίσεις της μεθόδου HARP αυτόνομα πλέον, μία που βασίζεται στον εντοπισμό της κοινής φάσης σε εικόνες ξετυλιγμένης αρμονικής φάσης, και μία που βασίζεται στον επαναληπτικό υπολογισμό μετατόπισης σε εικόνες τυλιγμένης αρμονικής φάσης.

3.1 Προεπεξεργασία – Επιλογή Φίλτρου

Ως πρώτο βήμα σε κάθε περίπτωση απαιτείται η μεταφορά της εικόνας στο πεδίο των συχνοτήτων μέσω δισδιάστατου μετασχηματισμού Fourier (σε περίπτωση που η εικόνα έχει αποκτηθεί από μαγνητικό τομογράφο δεν απαιτείται η διαδικασία αυτή, καθώς οι εικόνες είναι ήδη διαθέσιμες στο k-space). Η καλύτερη απεικόνιση του αποτελέσματος αλλά και η επιλογή και εφαρμογή φίλτρου απαιτούν τη συγκέντρωση του φάσματος στο κέντρο της εικόνας. Η μετατόπιση αυτή των μηδενικών συχνοτήτων στο κέντρο γίνεται με την αντιμετάθεση του πρώτου με το τρίτο τεταρτημόριο και του δευτέρου με το τέταρτο. Πλέον διακρίνεται η μετασχηματισμένη εικόνα στο κέντρο, μαζί με τα αντίγραφα της σε διεύθυνση παράλληλη της διεύθυνσης του tagging και σε θέσεις αντιδιαμετρικά από το κέντρο που εξαρτώνται από την κεντρική συχνότητα της ακολουθίας σήμανσης.

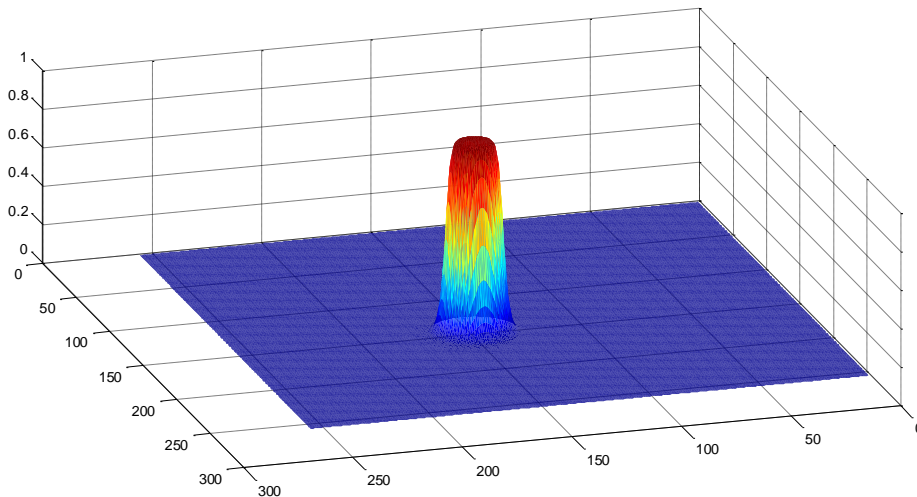
Σε αυτό το σημείο καλούμαστε να επιλέξουμε φίλτρο. Επιλέγεται συνήθως για φιλτράρισμα η πρώτη αρμονική, εκτός κι αν ακολουθήσουμε τη διαδικασία σταθμισμένης πρόσθεσης περισσότερων αρμονικών [36]. Κάποιες προσεγγίσεις χρησιμοποιούν φίλτρα Gabor ([37], [38]), αλλά η συνηθέστερη επιλογή είναι ζωνοπερατά ελλειπτικά φίλτρα με ομαλό roll-off. Αναφορές για την επιλογή φίλτρων που μεγιστοποιούν την απόδοση γίνεται εδώ [39]. Στη δικιά μας προσέγγιση χρησιμοποιήσαμε φίλτρο Butterworth με συνάρτηση μεταφοράς:

$$|H|^2 = \frac{1}{1+\left(\frac{r}{c}\right)^2} \quad (3.1)$$

όπου c είναι η τιμή του cut-off που επιλέγουμε στην εκάστοτε περίπτωση και r η ελλειπτική βάση:

$$r = \sqrt{\left(\frac{x}{a}\right)^2 + \left(\frac{y}{b}\right)^2} \quad (3.2)$$

όπου a και b το μήκος μικρού και μεγάλου άξονα. Η θέση του φίλτρου όπως είπαμε υπολογίζεται από την κεντρική συχνότητα του tag μεταφρασμένη σε rixel σύμφωνα με τις παραμέτρους του k-space της μέτρησης, αν αυτά είναι διαθέσιμα, αλλιώς στη χειρότερη περίπτωση η εκτίμηση γίνεται οπτικά από εμάς. Άλλοι παράμετροι προς επιλογή συνιστούν η τιμή του cut-off, τα a και b , η τάξη και η γωνία περιστροφής του φίλτρου (περιστροφή στο πεδίο του χώρου ισοδυναμεί με όμοια περιστροφή στο πεδίο της συχνότητας). Ενδεικτικό φίλτρο φαίνεται στην εικόνα. Το εύρος ζώνης του φίλτρου πρέπει να επιλεχτεί προσεκτικά ώστε να ελαχιστοποιεί την επιρροή από τις άλλες φασματικές αιχμές και ταυτόχρονα να μεγιστοποιεί τις πληροφορίες που λαμβάνονται από την επιθυμητή αιχμή. Από τη στιγμή που γίνεται η κατασκευή του φίλτρου, κάθε επόμενη εικόνα που χρησιμοποιείται στην ανάλυση κίνησης πρέπει υποχρεωτικά να χρησιμοποιήσει το ίδιο φίλτρο.

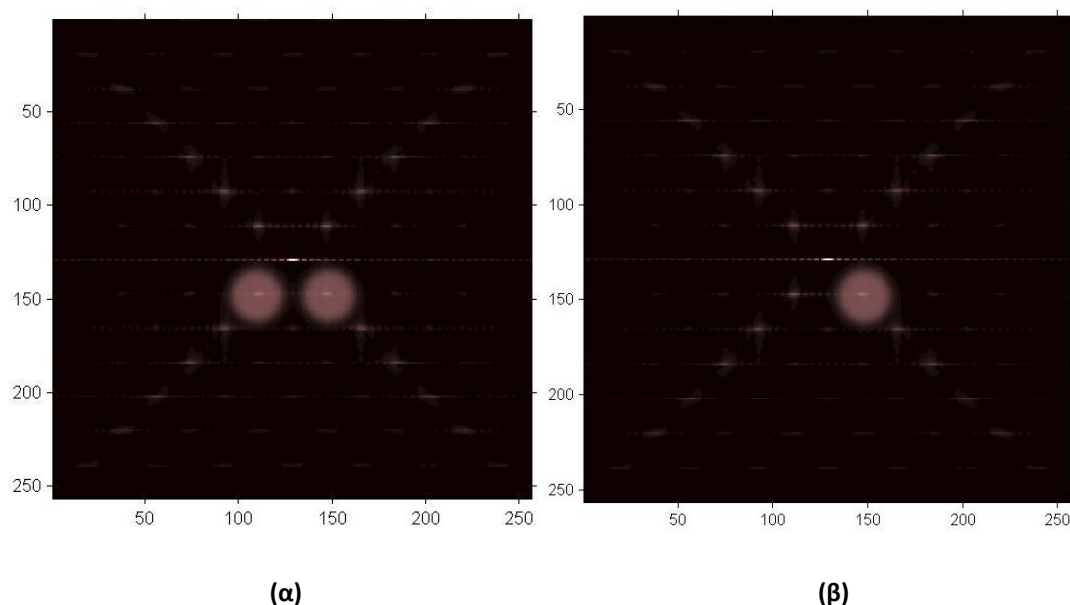


Εικόνα 3.1: Κυκλικό φίλτρο Butterworth 5^{ης} τάξης μετατοπισμένο κατά 0.15 και στις δύο κατευθύνσεις, με cut-off 0.1 .

3.2 Ανάπτυξη μεθόδου HARP με χρήση Οπτικής Ροής

Η πρώτη προσέγγιση που επιλέξαμε χρησιμοποιεί την προεργασία της HARP για τη λήψη των εικόνων αρμονικής φάσης, από τις οποίες στη συνέχεια εξάγουμε την κίνηση με αλγόριθμους οπτικής κίνησης. Στη συγκεκριμένη μέθοδο εκμεταλλευόμαστε την ιδιότητα της (τυλιγμένης) αρμονικής φάσης να φορτίζει με επιπρόσθετη οπτική πληροφορία την αρχική εικόνα μέσω των σχηματιζόμενων κοφτών λωρίδων που ακολουθούν την κίνηση του υλικού.

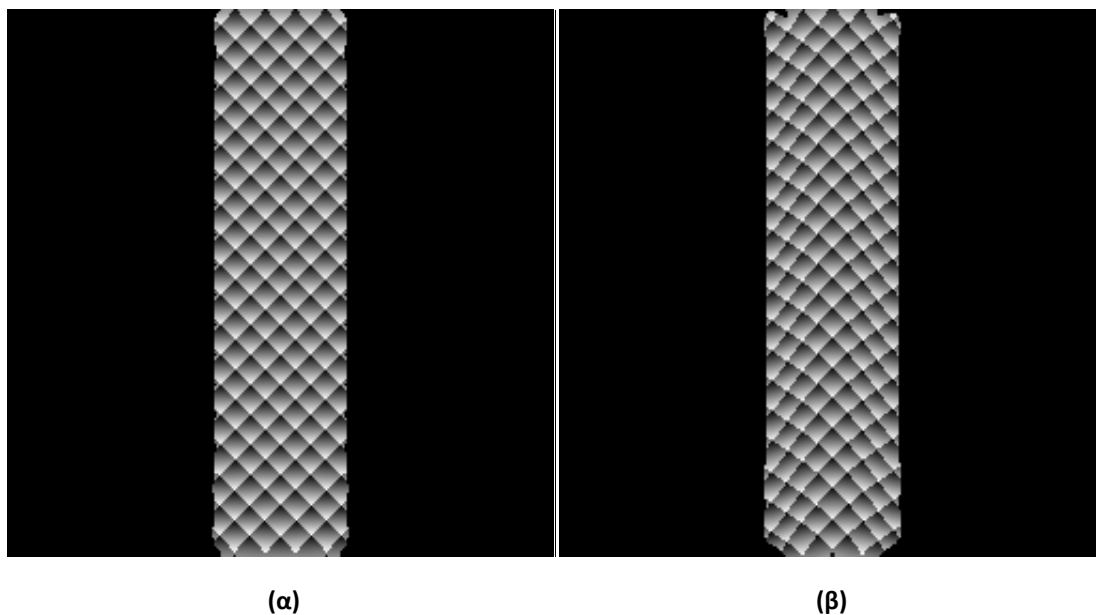
Για να εκμεταλλευτούμε πλήρως την οπτική πληροφορία του tagging χρειαζόμαστε τη σήμανση και των δύο κάθετων μεταξύ τους κατευθύνσεων συνδυασμένη. Για το σκοπό αυτό είτε τοποθετούμε φίλτρο και στις δυο κατευθύνσεις του tagging κρατώντας και τις δύο αντίστοιχες αιχμές, είτε φιλτράρουμε σε κάθε κατεύθυνση ξεχωριστά με σκοπό να προσθέσουμε τα τελικά αποτελέσματα. Οι διαδικασίες του φιλτραρίσματος απεικονίζονται στην εικόνα 3.2.



Εικόνα 3.2: Μεταφορά της εικόνας στο πεδίο της συχνότητας, όπου διαφαίνονται οι διακριτές φασματικές αιχμές στις δύο κατευθύνσεις σήμανσης. Κατά την εφαρμογή οπτικής ροής εφαρμόζουμε φιλτράρισμα και στις δύο κατευθύνσεις, είτε μαζί (α), είτε ξεχωριστά με σκοπό να τα προσθέσουμε τα αποτελέσματα στη συνέχεια (β).

Κατόπιν, η μέτρηση της φάσης για κάθε pixel της εικόνας λαμβάνεται εύκολα από τη πραγματική και τη φανταστική συνιστώσα χρησιμοποιώντας την αντίστροφη εφαπτομένη (arctangent). Το αποτέλεσμα που παίρνουμε είναι η εικόνα αρμονικής φάσης (HARP).

Για μεγαλύτερη ευκρίνεια μπορούμε να απομονώσουμε μόνο τα σημεία της εικόνας που μας ενδιαφέρουν. Για να γίνει αυτό χρησιμοποιούμε την απεικόνιση του μέτρου της ανακατασκευασμένης φιλτραρισμένης εικόνας, που μας δίνει την αρχική εικόνα χωρίς το tag. Η κατωφλίωση της εικόνας αυτής, επιβεβλημένη στην εικόνα αρμονικής φάσης αποκόπτει τα σημεία που δε μας αφορούν και παίρνουμε έτσι το τελικό αποτέλεσμα, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.3. Σε αυτό το σημείο κάθε εικόνα είναι έτοιμη για να αναλυθεί από τον εκάστοτε αλγόριθμο οπτικής ροής με σκοπό τον υπολογισμό της κίνησης.



Εικόνα 3.3: Αποτέλεσμα φιλτραρίσματος της αρχικής spin-tagging εικόνας, αφού προηγηθεί κατωφλίωση της εικόνας μέτρου, ώστε να παρουσιάζονται μόνο τα σημεία του καναλιού που ενδιαφέρουν. Στο (α) απεικονίζεται το πρώτο frame, ενώ στο (β) το επόμενο.

Στη συγκεκριμένη περίπτωση χρησιμοποιήσαμε αλγόριθμο οπτικής ροής διαφορικής μεθόδου έντασης (intensity differential method) που βασίζεται στην προσέγγιση ελαχίστων τετραγώνων (LSOF). Οι διαφορικές μέθοδοι υπολογίζουν την ταχύτητα της εικόνας από τις χωροχρονικές παραγώγους τις εικόνας και είναι ιδιαίτερα κατάλληλες για την επεξεργασία tagged MR εικόνων, αφού με την διαδικασία του tagging παράγονται στην εικόνα χωρικές διαμορφώσεις της φωτεινότητας, που αποτελούν και την βάση της εξίσωσης περιορισμού της φωτεινότητας. Όπως αναλύσαμε στο κεφάλαιο 2, η βάση για τη μέτρηση της ταχύτητας χρησιμοποιώντας τεχνικές οπτικής ροής που βασίζονται σε gradient είναι η εξίσωση περιορισμού της φωτεινότητας (brightness constrain equation). Η εξίσωση αυτή απορρέει από τη χρονική παράγωγο της συνάρτησης φωτεινότητας του σημείου – δηλαδή τη μερική

παράγωγο του $I(\mathbf{y}, t)$ κρατώντας σταθερό το \mathbf{q} . Αυτή η παράγωγος είναι περίπλοκη γιατί το \mathbf{y} είναι συνάρτηση του \mathbf{q} και του χρόνου (t) που δίνονται από τον ευθύ χάρτη (forward map) της φαινόμενης κίνησης $\mathbf{y}(\mathbf{q}, t)$. Εφαρμόζοντας τον κανόνα της αλυσίδας στη χρονική παράγωγο προκύπτει:

$$\dot{I}(\mathbf{y}, t) = \nabla_{\mathbf{y}} I(\mathbf{y}, t) \cdot \mathbf{v}(\mathbf{y}, t) + I_t(\mathbf{y}, t) \quad (3.3)$$

όπου το $\nabla_{\mathbf{y}}$ είναι η κλίση ως προς \mathbf{y} και το $I_t(\mathbf{y}, t)$ είναι η μερική παράγωγος του I ως προς τον χρόνο (t) (κρατώντας σταθερό το \mathbf{y}). Η παραπάνω εξίσωση αποτελεί στην περίπτωση μας την εξίσωση περιορισμού της φωτεινότητας. Ο εκτιμητής ελαχίστων τετραγώνων (LS) που χρησιμοποιούμε για την ελαχιστοποίηση τα τετράγωνα των σφαλμάτων είναι [41]:

$$E(\mathbf{v}) = \sum_{\mathbf{y}} g(\mathbf{y}) [\nabla I(\mathbf{y}, t) \cdot \mathbf{v}(\mathbf{y}, t) + I_t(\mathbf{y}, t)]^2 \quad (3.4)$$

όπου το $g(\mathbf{y})$ είναι μια συνάρτηση βάρους που καθορίζει την υποστήριξη του εκτιμητή (η περιοχή μέσα στην οποία συνδυάζουμε τους περιορισμούς). Συνήθως το $g(\mathbf{y})$ είναι η Gaussian προκειμένου να σταθμιστούν οι περιορισμοί στο κέντρο της γειτονιάς, δίνοντάς τους περισσότερη επιρροή. Η δισδιάστατη ταχύτητα \mathbf{v} που ελαχιστοποιεί το $E(\mathbf{v})$ είναι η εκτίμηση ροής των ελάχιστων τετραγώνων.

Το ελάχιστο του $E(\mathbf{v})$ μπορεί να βρεθεί από τα κρίσιμα σημεία του, όπου οι παράγωγοι ως προς \mathbf{v} είναι μηδέν, οπότε:

$$\frac{\partial E(u, v)}{\partial u} = \sum_{\mathbf{y}} g(\mathbf{y}) [u I_{y1}^2 + v I_{y1} I_{y2} + I_{y1} I_t]^2 = 0 \quad (3.5)$$

$$\frac{\partial E(u, v)}{\partial v} = \sum_{\mathbf{y}} g(\mathbf{y}) [v I_{y2}^2 + u I_{y1} I_{y2} + I_{y2} I_t]^2 = 0 \quad (3.6)$$

Αυτές οι εξισώσεις μπορούν να γραφούν σε μορφή πίνακα ως εξής:

$$M\mathbf{v} = \mathbf{b} \quad (3.7)$$

Όπου τα στοιχεία M και \mathbf{b} είναι:

$$M = \begin{bmatrix} \sum g I_{y1}^2 & \sum g I_{y1} I_{y2} \\ \sum g I_{y1} I_{y2} & \sum g I_{y2}^2 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{b} = - \begin{pmatrix} \sum g I_{y1} I_t \\ \sum g I_{y2} I_t \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

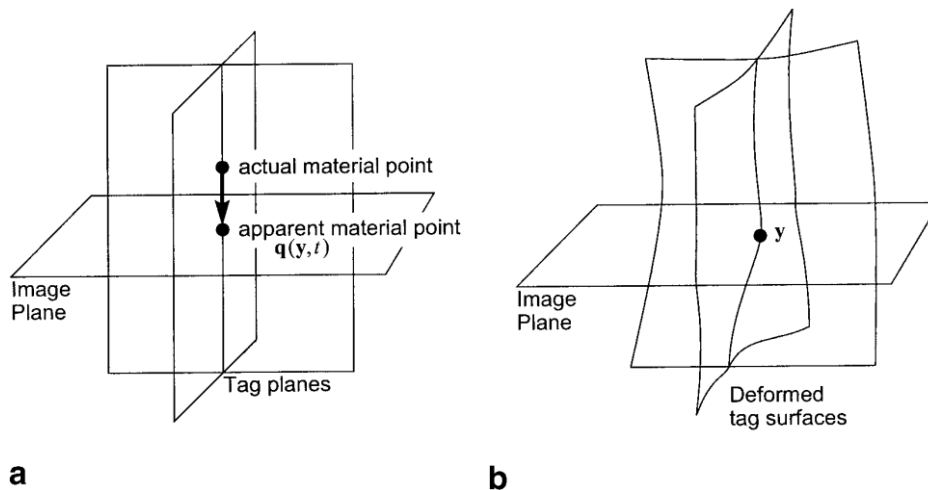
Όταν το M έχει την τάξη 2, τότε η εκτίμηση ελάχιστων τετραγώνων είναι $\mathbf{v} = M^{-1}\mathbf{b}$.

3.3 Ανάπτυξη μεθόδου HARP με ανάλυση φάσης

Οι εικόνες HARP περιλαμβάνουν ικανή αριθμητική πληροφορία για τον προσδιορισμό της κίνησης, χωρίς να είναι απαραίτητη η επιστράτευση οπτικών υπολογιστικών μεθόδων. Την πληροφορία αυτή μπορούμε είτε να την εντοπίσουμε μέσα στην εικόνα είτε να την προσεγγίσουμε υπολογιστικά, όπως προτείνουν οι δύο ακόλουθες μεθοδολογίες αντίστοιχα. Σε κάθε περίπτωση, το επιθυμητό αποτέλεσμα επιτυγχάνεται αν λάβουμε εικόνες που έχουν σημειωθεί με tag κάθετων (ή γραμμικώς ανεξάρτητων) μεταξύ τους κατευθύνσεων. Αυτό απαιτείται καθώς, όπως αναφέραμε παραπάνω, η αρμονική φάση ακολουθεί πιστά την κίνηση του υλικού ως φυσική του ιδιότητα, περιορισμένα όμως προς την κατεύθυνση που έχει το tagging. Για το λόγο αυτό, η εκτίμηση κίνησης και στις δύο κατευθύνσεις του επιπέδου απαιτεί τη σήμανση και στις δύο αντίστοιχες κατευθύνσεις.

3.3.1 Μεθοδολογία με αποκατάσταση φάσης (εντοπισμός κοινής φάσης)

Κατά το tagging, οι ακολουθίες σήμανσης εφαρμόζονται στο επίπεδο της εικόνας. Σε αυτήν την περίπτωση μια γραμμή tag που εμφανίζεται στην αρχική εικόνα αποτελεί στην πραγματικότητα μέρος ενός επιπέδου tag που είναι ορθογώνιο στο επίπεδο της εικόνας, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.4a. Από τη στιγμή που η αρμονική φάση είναι ιδιότητα του υλικού, το σύνολο των σημείων που μοιράζονται αρχικά την ίδια (ξετυλιγμένη) αρμονική φάση ϕ συναποτελούν επίσης ένα επίπεδο ορθογώνιο στο επίπεδο της εικόνας. Αν αναφερθούμε τώρα στην τυλιγμένη φάση, τότε τα σημεία ίδιας φάσης δημιουργούν πολλά παράλληλα επίπεδα, αντί για ένα. Ωστόσο, για την περιγραφή της φαινόμενης κίνησης χρειαζόμαστε τη μοναδική συσχέτιση που προσφέρει η ξετυλιγμένη φάση.



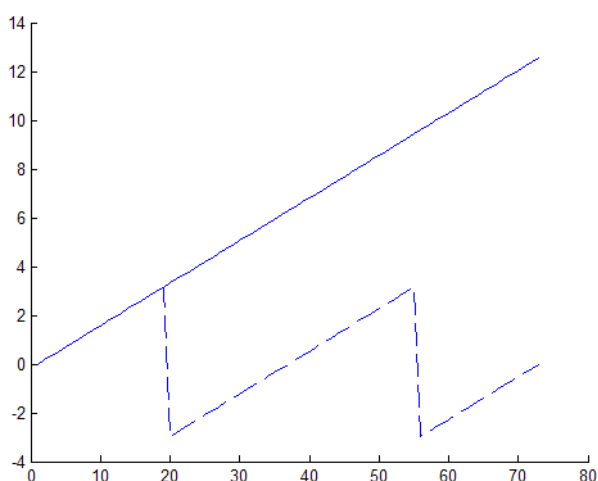
Εικόνα 3.4: Παρουσίαση των επιπέδων των tag σε σχέση με το επίπεδο της εικόνας στην αρχή της κίνησης (a), και της καμπύλωσής τους κατά τη διάρκεια της κίνησης (b).

Πρακτικά τα επίπεδα αυτά που αποτελούνται από γειτονικά σημεία που μοιράζονται ίδιες ή παραπλήσιες τιμές ξετυλιγμένης φάσης δημιουργούν ισοπληθείς καμπύλες (contour) κατά τρόπο παράλληλες μεταξύ τους, που αποτυπώνουν μετατόπιση προς μόνο την κατεύθυνση του tagging. Με δοσμένες όμως tagged εικόνες κάθετης μεταξύ τους σήμανσης, είναι προφανές πώς δημιουργούνται δύο κάθετα μεταξύ τους επίπεδα, που τέμνονται σε μοναδικό σημείο πάνω στο επίπεδο της εικόνας, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.4a. Με τον τρόπο αυτό πετυχαίνουμε τη μοναδικότητα ενός ζεύγους τιμών, ως αποτέλεσμα καμπύλων φάσης που τέμνονται σε μοναδικό σημείο. Καθώς η κίνηση εξελίσσεται, τα επίπεδα των tag παραμορφώνονται, μετασχηματίζοντας τις γραμμές σε νέες καμπύλες, όπως φαίνεται και στην εικόνα 3.4b. Με ήπιες προϋποθέσεις για την κίνηση, η νέα καμπύλη θα εξακολουθεί να τέμνει την εικόνα σε μοναδικό σημείο. Αυτό το σημείο, μπορεί πλέον να συσχετιστεί με το αντίστοιχο στην αρχή της κίνησης, αναπαριστώντας μια φαινόμενη κίνηση στο επίπεδο της εικόνας.

Μαθηματικά, μπορούμε να περιγράψουμε τη φαινόμενη κίνηση με τη βοήθεια του χάρτη αναφοράς $q(y, t)$. Η συνάρτηση αυτή περιγράφει τη θέση αναφοράς στο επίπεδο της εικόνας, όπου το σημείο που βρίσκεται στη θέση y κατά τη στιγμή t , βρισκόταν αρχικά (υπό την έννοια ότι έχει τις ίδιες δύο αρμονικές φάσεις). Είναι σαφές από την εικόνα 3.1 και μπορεί να αποδειχθεί ότι το $q(y, t)$ είναι η ορθογώνια προβολή της πραγματικής

τρισεδιάστατης αρχικής θέσης στο υλικό πάνω στο επίπεδο της εικόνας. Έτσι, παρόλο που ο υπολογισμός της φαινόμενης δισεδιάστατης κίνησης έχει τους περιορισμούς του, έχει μια πολύ στενή σχέση με την πραγματική τρισεδιάστατη κίνηση.

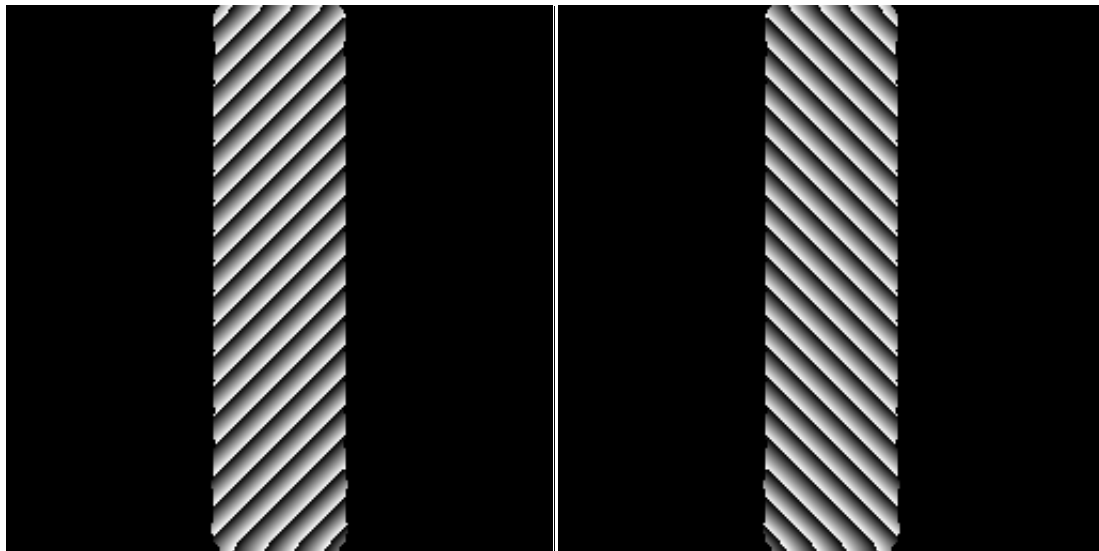
Το ξεδίπλωμα της φάσης υλοποιείται με τον εξής τρόπο: όταν σε διαδοχικά στοιχεία ανιχνεύεται μεταβολή στην τιμή της φάσης μεγαλύτερη από την τιμή π , τότε προσθέτουμε ακέραια πολλαπλάσια του 2π . Σχηματικά το αποτέλεσμα παίρνει τη μορφή του διαγράμματος της εικόνας 3.5. Το αποτέλεσμα του ξετυλίγματος είναι μια εικόνα συνεχούς και σταδιακής αύξησης της φωτεινότητας (ή αλλιώς της τιμής της φάσης), στη θέση της ασυνέχειας των συνεχόμενων λωρίδων αυξανόμενης φωτεινότητας. Η αποκατάσταση της φάσης τοπικά μόνο έναντι καθολικά σε ολόκληρη την εικόνα, κρίνεται ως πιο αποδοτικό από άποψη πολυπλοκότητας αλλά και ακρίβειας, αφού μια μικρή απόκλιση σε κάποιο αρχικό σημείο της διαδικασίας μπορεί να επηρεάσει αθροιστικά τις υπόλοιπες τιμές. Το εύρος της περιοχής που θα γίνει η αποκατάσταση επιλέγεται συνεκτιμώντας την αναμενόμενη κίνηση του σημείου μεταξύ δύο διαδοχικών εικόνων.



Εικόνα 3.5: Αναπαράσταση της διαδικασίας ξετυλίγματος της αρμονικής φάσης. Η διακεκομμένη γραμμή δείχνει την τυλιγμένη τιμή κατά μήκος μιας γραμμής κάθετης στην κατεύθυνση του tag, η οποία μετά την αποκατάσταση παίρνει τη μορφή της συνεχόμενης γραμμής.

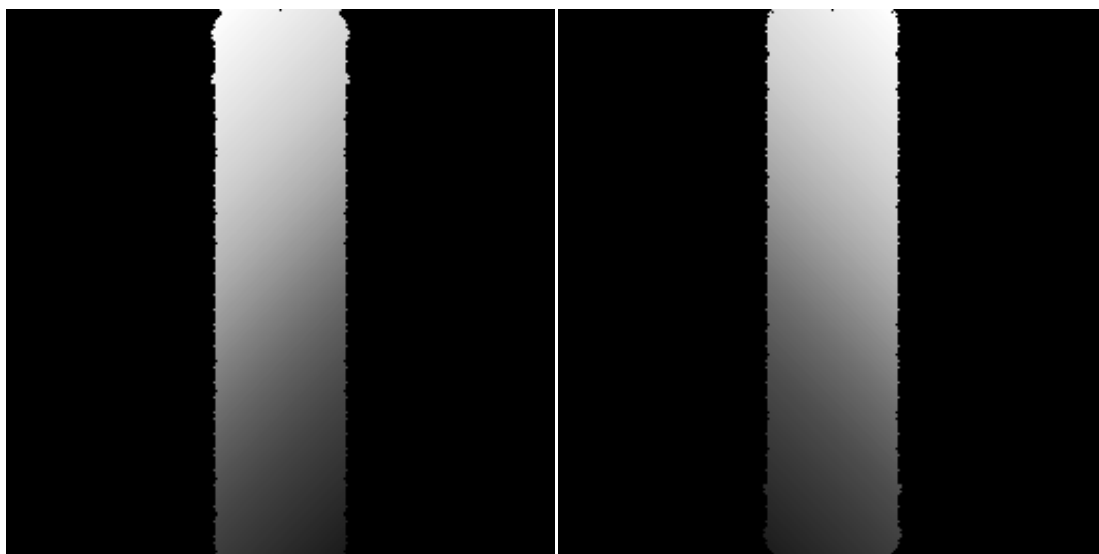
Αφού λοιπόν αποκτήσουμε την ξετυλιγμένη φάση του σημείου προς παρακολούθηση στις αρχικές εικόνες κάθετης και οριζόντιας σήμανσης, αναζητούμε τις τιμές αυτές (με κάποιο περιθώριο σφάλματος) στις αντίστοιχες εικόνες που έπονται, αφού επαναλάβουμε σε αυτές την ίδια διαδικασία. Οι θέσεις στις οποίες εντοπίζονται οι τιμές αυτές

αποτυπώνουν τη φαινόμενη κίνηση του συγκεκριμένου σημείου. Τα αποτελέσματα που δίνουν οι εικόνες οριζόντιου tag δίνουν τη θέση γ_1 του υλικού, ενώ αντίστοιχα στις εικόνες κάθετου tag τη θέση γ_2 . Η διαφορά των διαδοχικών τιμών της θέσης σε κάθε κατεύθυνση δίνει τις ταχύτητες v_1 v_2 αντίστοιχα σε τιμές pixel/frame.



(α)

(β)



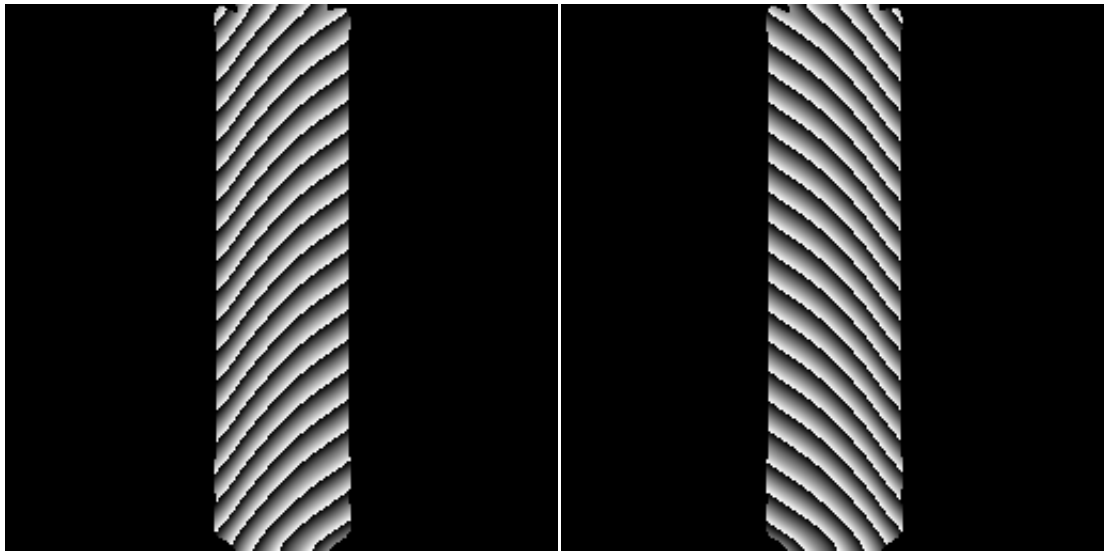
(γ)

(δ)

Εικόνα 3.6: Εικόνες αρμονικής φάσης (τυλιγμένης) με σήμανση κάθετων κατευθύνσεων (α) και (β) και οι αντίστοιχες εικόνες μετά από διαδικασία αποκατάστασης φάσης (γ) και (δ). Μετά την αποκατάσταση, οι τιμές της φάσης ομαδοποιούνται σε ισοπληθείς καμπύλες (contour), κάθετες μεταξύ τους στις δύο εικόνες. Η τομή δύο τέτοιων καμπύλων προσδιορίζει μοναδικά το σημείο της ζητούμενης τιμής φάσης.

3.3.2 Μεθοδολογία χωρίς αποκατάσταση φάσης (επαναληπτικός υπολογισμός μετατόπισης)

Σε αυτή τη μεθοδολογία πυρήνας της διαδικασίας δεν είναι η αναζήτηση μιας τιμής φάσης στην αλληλουχία των εικόνων, αλλά η προσπάθεια προσέγγισης της τιμής αυτής μέσω επαναληπτικών υπολογισμών που βασίζονται στην τυλιγμένη φάση, ως πιο άμεσα προσβάσιμη. Η προσέγγιση αυτή έχει σαν άμεση συνέπεια την ύπαρξη πολλών σημείων στο επίπεδο της εικόνας που μοιράζονται την ίδια τιμή φάσης, ακόμα κι αν η ταύτιση προκύπτει από δύο τιμές φάσης κάθετης κατεύθυνσης tagging. Αν όμως η φαινόμενη κίνηση είναι μικρή από τη μία εικόνα στην άλλη, τότε το πιθανότερο είναι το σημείο που αναζητούμε να είναι στην πιο κοντινή από αυτές τις θέσεις. Έτσι, η στρατηγική μας είναι η παρακολούθηση αυτής της φαινόμενης κίνησης [40].



Εικόνα 3.7: Εικόνες τυλιγμένης αρμονικής φάσης ύστερα από κίνηση. Η ίδια τιμή φάσης επαναλαμβάνεται πολλές φορές μέσα στην εικόνα λόγω του φαινομένου του «τυλίγματος», ακόμα και αν λάβουμε υπόψη εικόνα με σήμανση κάθετης κατεύθυνσης σε σχέση με την πρώτη.

Για να καταλήξουμε στις τελικές σχέσεις χρησιμοποιούμε τα διανύσματα $\boldsymbol{\varphi} = [\varphi_1 \varphi_2]^T$ και $\boldsymbol{\alpha} = [\alpha_1 \alpha_2]^T$ που αντιπροσωπεύουν την ξετυλιγμένη και την τυλιγμένη φάση αντίστοιχα στις μεταξύ τους κάθετες εικόνες αρμονικής φάσης I_1 και I_2 . Θεωρούμε ένα υλικό σημείο που βρίσκεται στη θέση \mathbf{y}_m τη χρονική στιγμή t_m . Αν \mathbf{y}_{m+1} είναι η φαινόμενη θέση του σημείου αυτού τη χρονική στιγμή t_{m+1} , τότε πρέπει να ισχύει:

$$\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}_{m+1}, t_{m+1}) = \boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}_m, t_m) \quad (3.9)$$

Η σχέση αυτή παρέχει τη βασική αρχή για την παρακολούθηση του \mathbf{y}_m από τη στιγμή t_m έως τη στιγμή t_{m+1} . Ο στόχος μας είναι να εντοπίσουμε \mathbf{y} που να ικανοποιεί την εξίσωση:

$$\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}, t_{m+1}) - \boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}_m, t_m) = \mathbf{0} \quad (3.10)$$

και στη συνέχεια να θέσουμε $\mathbf{y}_{m+1} = \mathbf{y}$. Η εύρεση λύσης για την παραπάνω εξίσωση αποτελεί ένα πολυδιάστατο, μη γραμμικό πρόβλημα ανεύρεσης ριζών, που μπορεί να λυθεί επαναληπτικά με τη μέθοδο Newton-Raphson. Μετά από απλοποίηση, καταλήγουμε στη σχέση:

$$\mathbf{y}^{(n+1)} = \mathbf{y}^{(n)} - [\nabla \boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}^{(n)}, t_{m+1})]^{-1} [\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}^{(n)}, t_{m+1}) - \boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}_m, t_m)] \quad (3.11)$$

όπου το ανάδελτα αναφέρεται στις διαστάσεις του \mathbf{y} .

Υπάρχουν αρκετά πρακτικά προβλήματα όσον αφορά τον απευθείας υπολογισμό της (3.11). Το πρώτο πρόβλημα είναι ότι η ξετυλιγμένη φάση $\boldsymbol{\varphi}$ δεν είναι διαθέσιμη, έτσι πρέπει να χρησιμοποιήσουμε την τυλιγμένη φάση $\boldsymbol{\alpha}$ στη θέση της. Από τη συνάρτηση τυλίγματος $W(\varphi) = \text{mod}(\varphi + \pi, 2\pi) - \pi$ που συνδέει τις δύο φάσεις μέσω της $\boldsymbol{\alpha}(\mathbf{y}, t) = W(\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}, t))$ είναι εμφανές πώς το ανάδελτα της $\boldsymbol{\alpha}$ είναι ίσο με της $\boldsymbol{\varphi}$ εκτός από τα σημεία της ασυνέχειας του τυλίγματος, όπου παίρνει θεωρητικά άπειρα τιμή. Όπως έχει αποδειχθεί [39], αν προσθέσουμε την τιμή π στην $\boldsymbol{\alpha}$ και στη συνέχεια ξανατυλίξουμε το αποτέλεσμα, τότε έχουμε μετατόπιση του σημείου απότομης κλίσης κατά μισή χωρική περίοδο, με το ανάδελτα του τελικού αποτελέσματος να είναι ίσο με το ανάδελτα της $\boldsymbol{\varphi}$, όπου κι αν συμβεί η διαδικασία αυτή. Με άλλα λόγια, το ανάδελτα του $\boldsymbol{\varphi}$ ισούται με τη μικρότερη (σε πλάτος) τιμή μεταξύ του ανάδελτα της $\boldsymbol{\alpha}$ και του ανάδελτα του $W(\boldsymbol{\alpha} + \pi)$. Αυτό σχηματικά γράφεται:

$$\nabla \boldsymbol{\varphi} = \nabla * \boldsymbol{\alpha}, \quad (3.12)$$

όπου

$$\nabla * \boldsymbol{\alpha} = \begin{bmatrix} \nabla * \boldsymbol{\alpha}_1 \\ \nabla * \boldsymbol{\alpha}_2 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

και

$$\nabla * \boldsymbol{\alpha}_\kappa = \begin{cases} \nabla \boldsymbol{\alpha}_\kappa & , \\ \nabla W(\boldsymbol{\alpha}_\kappa + \pi), & \text{αλλιώς} \end{cases} \quad \|\nabla \boldsymbol{\alpha}_\kappa\| \leq \|\nabla W(\boldsymbol{\alpha}_\kappa + \pi)\| \quad \kappa = 1,2 \quad (3.14)$$

Ένα δεύτερο πρόβλημα στη χρήση της (3.11) είναι ο υπολογισμός της διαφοράς $\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}^{(n)}, t_{m+1}) - \boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}_m, t_m)$, η οποία φαίνεται αδύνατη από τη στιγμή που δε γνωρίζουμε την τιμή της ξετυλιγμένης φάσης. Παρ' όλα αυτά, γνωρίζοντας ότι $|\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}^{(n)}, t_{m+1}) - \boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}_m, t_m)| < \pi$ (μια υπόθεση μικρής κίνησης με άλλα λόγια), μπορούμε να αποδείξουμε ότι:

$$\boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}^{(n)}, t_{m+1}) - \boldsymbol{\varphi}(\mathbf{y}_m, t_m) = W \left(\boldsymbol{\alpha}(\mathbf{y}^{(n)}, t_{m+1}) - \boldsymbol{\alpha}(\mathbf{y}_m, t_m) \right) \quad (3.15)$$

Με τις τροποποιήσεις που έγιναν η (3.11) αποκτά πλέον τη μορφή:

$$\mathbf{y}^{(n+1)} = \mathbf{y}^{(n)} - [\nabla * \boldsymbol{\alpha}(\mathbf{y}^{(n)}, t_{m+1})]^{-1} W \left(\boldsymbol{\alpha}(\mathbf{y}^{(n)}, t_{m+1}) - \boldsymbol{\alpha}(\mathbf{y}_m, t_m) \right) \quad (3.16)$$

Η (3.16) είναι η τελική επαναληπτική εξίσωση που χρησιμοποιούμε για τους υπολογισμούς. Υπάρχουν όμως κάποιοι παράγοντες που χρειάζονται διευκρίνιση πριν την τελική υλοποίηση. Πρώτον, όπως έχουμε ήδη αναφέρει, εξαιτίας της χρήσης τυλιγμένης φάσης δεν υπάρχει μοναδικότητα στη λύση. Στην πραγματικότητα αναμένουμε την εύρεση \mathbf{y} που να ικανοποιεί την $\boldsymbol{\alpha}(\mathbf{y}, t_{m+1}) = \boldsymbol{\alpha}(\mathbf{y}_m, t_m)$ σχεδόν σε κάθε περίοδο του tag και στις δύο κατευθύνσεις. Έτσι λοιπόν είναι απαραίτητο αφενός να ξεκινήσουμε με ένα κατάλληλο σημείο έναρξης της επανάληψης και αφετέρου να περιορίσουμε το βήμα της επανάληψης στο ένα pixel. Κατά δεύτερον, πρέπει να προσδιοριστεί η φάση $\boldsymbol{\alpha}(\mathbf{y}, t_{m+1})$ για αυθαίρετο \mathbf{y} που προκύπτει. Η απλή γραμμική παρεμβολή θα λειτουργούσε, αλλά σε αυτήν την περίπτωση το τύλιγμα της φάσης θα προκαλέσει εσφαλμένα αποτελέσματα. Για το λόγο αυτό εκτελούμε ένα τοπικό ξετύλιγμα του $\boldsymbol{\alpha}$ στην περιοχή του \mathbf{y} (αποκατάσταση φάσης), στη συνέχεια εκτελούμε γραμμική παρεμβολή στην ξετυλιγμένη πλέον φάση, και έπειτα ξανατυλίγουμε το αποτέλεσμα. Τελευταίο θέμα προς εξέταση είναι το κριτήριο διακοπής. Χρησιμοποιούμε δύο κριτήρια: 1) όταν η υπολογισμένη φάση και η επιδιωκόμενη απέχουν πολύ λίγο, ή 2) όταν παρέλθει το μέγιστο πλήθος επαναλήψεων.

Εκτελώντας τα παραπάνω, μπορούμε να δημιουργήσουμε έναν αλγόριθμο που θα εντοπίζει από ένα σημείο μιας εικόνας, τη φαινόμενη κίνησή του στην επόμενη. Ο αλγόριθμος αυτός θα χωριστεί για ευκολία σε δύο κομμάτια, ένα που θα εκτελεί την επαναληπτική διαδικασία μέσα στην εικόνα και έναν που θα επαναλαμβάνει τον προηγούμενο στην αλληλουχία των εικόνων. Θεωρούμε λοιπόν \mathbf{y}_{init} το αρχικό σημείο το οποίο θέλουμε να παρακολουθήσουμε και $\boldsymbol{\alpha}^*$ το διάνυσμα φάσης του, το οποίο θα αποτελεί το στόχο αναζήτησης σε κάθε εικόνα. Σε κάθε νέα εικόνα ως αρχικό σημείο τίθεται

το αποτέλεσμα του υπολογισμού της προηγούμενης, ενώ για τη φάση διατηρούμε σταθερά την τιμή α^* από την αρχή μέχρι το τέλος. Με τον τρόπο αυτό πετυχαίνουμε τον εντοπισμό της κίνησης του σημείου, αποφεύγοντας τη μεταπήδηση σε κάποια λανθασμένη τιμή φάσης. Αυτό επαναλαμβάνεται μέχρι το τέλος της αλληλουχίας των εικόνων. Αναλυτικότερα, τα βήματα του αλγόριθμου για τον εντοπισμό της θέσης σε μια εικόνα περιγράφεται ως εξής:

Θέτουμε $n = 0$ και $\mathbf{y}^{(0)} = \mathbf{y}_{init}$.

1. Αν $n > N$ ή $\|W(\alpha(\mathbf{y}^{(n)}, t)) - \alpha^*\| < \varepsilon$ τότε ο αλγόριθμος τερματίζει με αποτέλεσμα $\mathbf{y}^{(n)}$.

2. Υπολογισμός βήματος (τιμή και κατεύθυνση):

$$\mathbf{v}^{(n)} = [\nabla * \alpha(\mathbf{y}^{(n)}, t)]^{-1} W(\alpha(\mathbf{y}^{(n)}, t) - \alpha^*)$$

χρησιμοποιώντας κατάλληλες τεχνικές παρεμβολής.

3. Περιορισμός της τιμής του βήματος:

$$\mathbf{s}^{(n)} = \min \left\{ \frac{1}{\|\mathbf{v}^{(n)}\|}, 1 \right\}$$

4. Ενημέρωση του αποτελέσματος

$$\mathbf{y}^{(n+1)} = \mathbf{y}^{(n)} + \mathbf{s}^{(n)} \mathbf{v}^{(n)}$$

5. Αύξησης του n και επιστροφή στο βήμα 1.

Αξίζει να επισημάνουμε ότι η συγκεκριμένη επαναληπτική διαδικασία μας επιτρέπει να παρακολουθήσουμε σημεία και προς τα πίσω στο χρόνο, με τον ίδιο ακριβώς τρόπο όπως κανονικά. Για το λόγο αυτό, μπορούμε να εντοπίσουμε οποιοδήποτε σημείο σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή κι αν μας είναι αυτό διαθέσιμο.

3.4 Σχόλια

Από τις παραπάνω προτεινόμενες μεθοδολογίες, τελικά μόνο η πρώτη προσέγγιση κατέστη δυνατό να υλοποιηθεί σε αυτή την εργασία για την απόκτηση των αποτελεσμάτων. Σε αυτό συνέβαλε η μορφή των δεδομένων, που ήταν διαθέσιμα σε μορφή τελικής ανακατασκευασμένης εικόνας, μικρής ανάλυσης και πλάγιου tagging αντί κάθετου. Ενθαρρύνεται ιδιαίτερα η προσπάθεια υλοποίησης των υπόλοιπων μεθόδων που λειτουργούν με βάση την ανάλυση της φάσης.

4 Περιγραφή Δεδομένων

Στην ενότητα αυτή θα περιγράψουμε τα δεδομένα spin – tagging MRI που χρησιμοποιήσαμε για την εκτίμηση της απόδοσης των αλγορίθμων μας. Πρώτα θα αναφερθούμε στα συνθετικά δεδομένα, όπου απεικονίζεται ένα κανάλι με ομαλή ροή και ένα κανάλι όπου υπάρχει ένα εμπόδιο (οπή) στη μέση του, οπότε η ροή δεν είναι ομαλή. Τα δεδομένα είναι για τρεις διαφορετικές ποσότητες προσθετικού θορύβου 0db, 15db και 25db. Τα πραγματικά δεδομένα που παρουσιάζουμε προέρχονται από δύο πηγές, από την ομάδα του καθηγητή Wright από το πανεπιστήμιο του Texas [42] και από ομάδα του πανεπιστημίου University of Illinois at Urbana-Champaign.

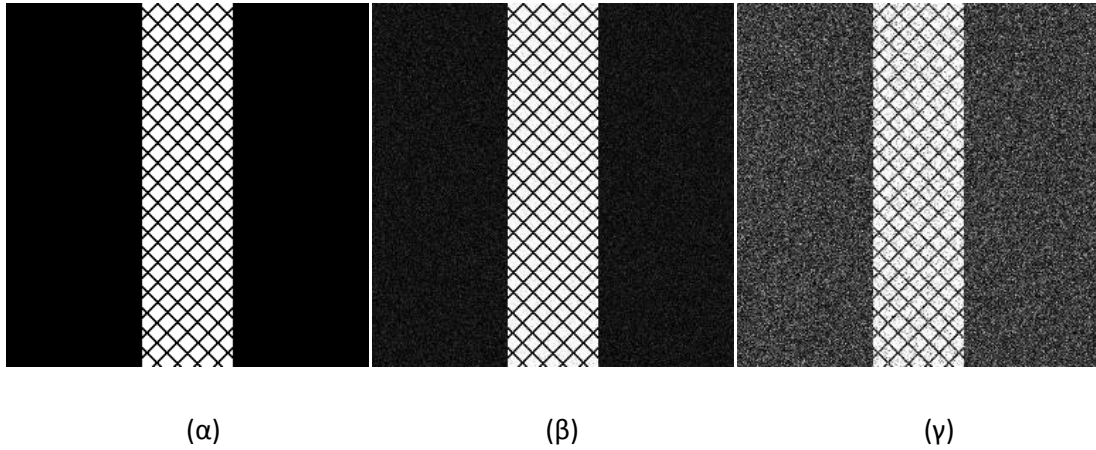
4.1 Συνθετικά δεδομένα

Για να μπορέσουμε να αξιολογήσουμε πιο συστηματικά τις μεθόδους κατασκευάσαμε συνθετικά δεδομένα. Σε αυτά γνωρίζουμε με ακρίβεια την ταχύτητα κάθε σημείου στους δύο άξονες. Επίσης μας δίνουν την δυνατότητα να προσομοιώσουμε διαφορετικές καταστάσεις θορύβου 0db, 15dB και 25dB, ώστε να αξιολογήσουμε και σε αυτό το τομέα τις μεθόδους, αφού στα πραγματικά δεδομένα δεν γνωρίζουμε με ακρίβεια πόσος είναι ο θόρυβος, ο οποίος είναι μεταβλητός και μην αναστρέψιμος.

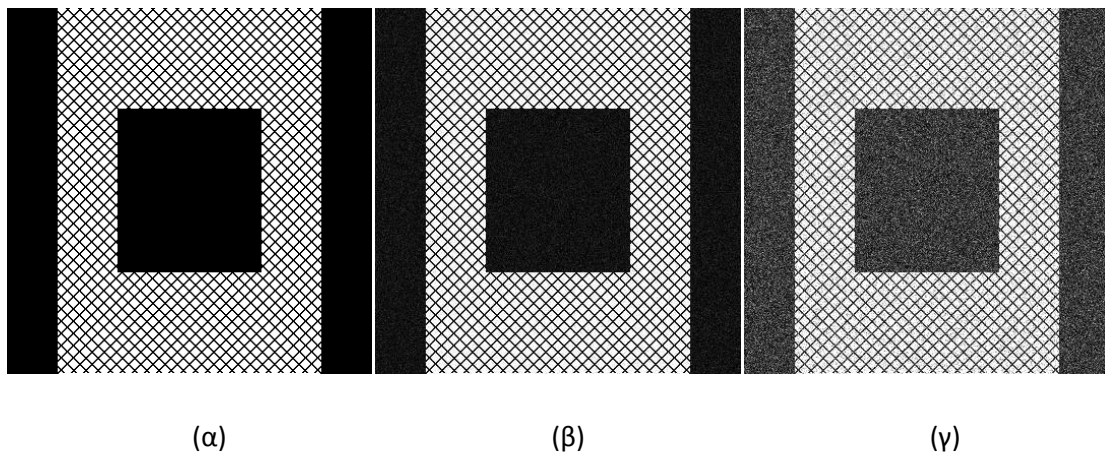
Για να δημιουργηθούν τα δεδομένα αυτά αρχικά δημιουργήθηκε ένας πίνακας με ταχύτητες, για τα δεδομένα με το απλό κανάλι ήταν μονοδιάστατος ενώ για τα δεδομένα με την οπή ήταν δισδιάστατος. Για το απλό κανάλι έχουμε κίνηση – ροή μόνο στον κατακόρυφο άξονα, οπότε έχουμε και τον μονοδιάστατο πίνακα. Οι ταχύτητες αυτές παρουσιάζουν μια παραβολική κατανομή. Αντίθετα στο κανάλι με την οπή έχουμε κίνηση και στις δυο κατευθύνσεις λόγω της οπής που βρίσκεται στο κέντρο του καναλιού. Επίσης ο πίνακας αυτός είχε διάσταση 20×10 ενώ η τελική εικόνα έχει 360×360 , οπότε μετά έγινε παρεμβολή (interpolation) για να δημιουργηθούν οι ταχύτητες της τελικής εικόνας. Μετά με την κατάλληλη επιλογή των διαστάσεων των spin – tags δημιουργήθηκαν τα συνθετικά δεδομένα.

Αφού δημιουργήσαμε τα δεδομένα, προσθέσαμε θόρυβο [43]. Η κατανομή του θορύβου τη λάβαμε ως Rician, βασιζόμενοι στην υπόθεση ότι ο θόρυβος στα δύο ορθογώνια κανάλια είναι ανεξάρτητος και ακολουθεί την κατανομή Gauss με μέση τιμή μηδέν και κανονική απόκλιση [44]. Ειδικότερα, η προσθήκη του θορύβου έγινε ως εξής: αρχικά επιλέχθηκε μια τιμή SNR και υπολογίστηκε μια κανονική απόκλιση της έντασης στη

περιοχή του υποβάθρου (χωρίς σήμα). Αυτή η κανονική απόκλιση χρησιμοποιήθηκε μετά για να εκτιμηθεί η κανονική απόκλιση της κατανομής Gauss, που χρησιμοποιήθηκε για να παραχθεί ο θόρυβος Rician. Στο τέλος, παράχθηκαν τρεις ακολουθίες συνθετικών δεδομένων με διαφορετικά επίπεδα θορύβου (S_0 χωρίς θόρυβο, S_{25} με $SNR = 25dB$ και S_{15} με $SNR = 15dB$).



Εικόνα 4.1: Εικόνες συνθετικών spin – tagging δεδομένων απλού καναλιού για (α) χωρίς θόρυβο S_0 , (β) ακολουθία S_{25} και (γ) ακολουθία S_{15} .



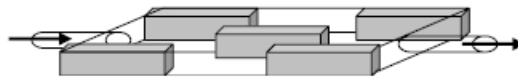
Εικόνα 4.2: Εικόνες συνθετικών spin – tagging δεδομένων τετράγωνου καναλιού με οπή στη μέση για (α) χωρίς θόρυβο S_0 , (β) ακολουθία S_{25} και (γ) ακολουθία S_{15} .

4.2 Πραγματικά δεδομένα

4.2.1 Spin-tagging MRI δεδομένα καναλιού ροής

Τα πραγματικά δεδομένα δημιουργήθηκαν με την χρήση ενός ομοιώματος καναλιού ροής που φαίνεται στην εικόνα 4.3. Η ροή δημιουργήθηκε από μια Cole – Parmer Masterflex αντλία. Ο ρυθμός ροής στην είσοδο περιοριζόταν από τη σωλήνωση 3/16", αλλά η ροή στην είσοδο μπορούσε να ξεπεράσει το 1m/s, με βάση τους μετρημένους όγκους ροής μέσω του ομοιώματος. Οι Wright et al [42] χρησιμοποίησαν διαφορετικές ρυθμίσεις της αντλίας οπότε παρήγαγαν διαφορετικές ταχύτητες ροής στο κανάλι εισόδου. Στα αρχικά πειράματα χρησιμοποίησαν αποσταγμένο νερό για να επιτρέψουν πρώτιστα την αργή αποσύνθεση των spin – tags.

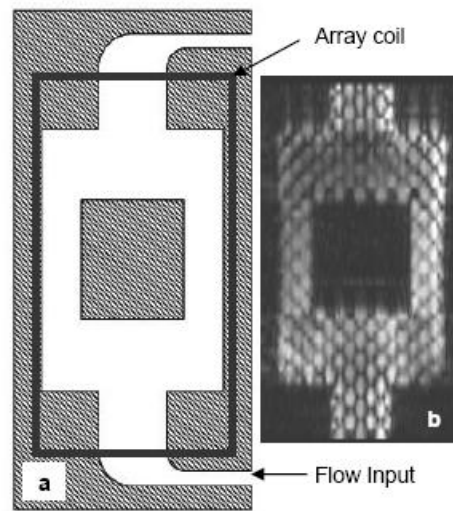
Η μαγνητική απεικόνιση με μονή ηχώ (Single echo acquisition magnetic resonance imaging – SEA) πραγματοποιήθηκε με ρυθμό frame περίπου 200 frame ανά δευτερόλεπτο [126]. Μια ακολουθία spoiled gradient echo χρησιμοποιήθηκε, με TR=5ms και TE=3ms. Το field of view (FOV) ήταν 14×14cm, με έναν επιπρόσθετο πίνακα με διάσταση 128 για την κωδικοποίηση της συχνότητας και 64 στη δεύτερη διεύθυνση λόγω της χρήσης 64 στοιχείων για την κωδικοποίηση της εικόνας με την απεικόνιση SEA. Ολόκληρο το ομοίωμα ήταν διεγερμένο. Το παράθυρο απόκτησης ήταν 0.64 msec, με φασματικό πλάτος 100 KHz. Οι τελικές εικόνες παρεμβλήθηκαν σε 256×256 .



Εικόνα 4.3: Ομοίωμα καναλιού ροής με διαστάσεις 13×8cm πλάτος, που ταιριάζει με τις εξωτερικές διαστάσεις του πηνίου 64 καναλιών. Το ομοίωμα έχει ύψος 0.5cm.

Στην εικόνα 4.4 παρουσιάζεται μια εικόνα που αποκτήθηκε από το παραπάνω ομοίωμα και ένα σχέδιο του ομοιώματος. Το μαύρο ορθογώνιο αποτελεί τις εξωτερικές διαστάσεις του πηνίου. Επειδή η εικόνα SEA έχει χαμηλότερη ανάλυση στην κατεύθυνση κωδικοποίησης του πηνίου (κάθετα στο σχήμα 4.2) χρησιμοποιήθηκαν διαγώνια προσανατολισμένα spin – tags. Τα spin – tags είχαν πλάτος περίπου 2mm με απόσταση μεταξύ τους 6mm. Η διάρκεια κάθε συνόλου spin – tags ήταν 14msec, που το ακολουθούσε μια σειρά αποκτήσεων gradient echo (συνήθως 64), κάθε ένα με 5 ms TR και 3 ms TE. Κατά

συνέπεια, οι εικόνες λήφθηκαν σε 200 πλαίσια ανά δευτερόλεπτο μεταξύ των παλμών tagging.

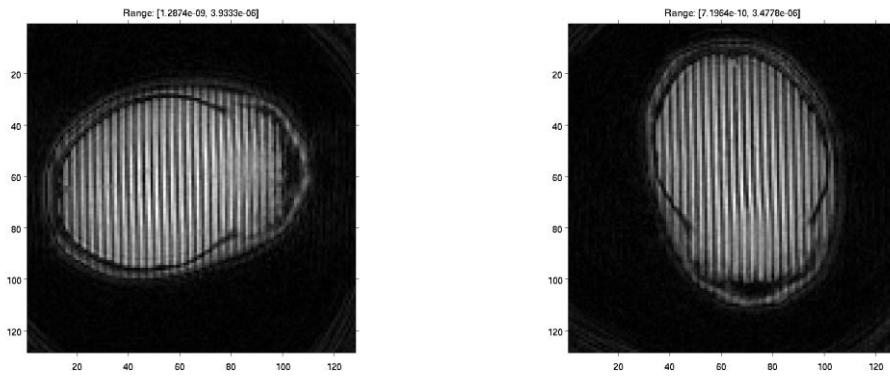


Εικόνα 4.4: Σχέδιο του ομοιώματος καναλιού ροής όπου φαίνονται τα κανάλια εισόδου και εξόδου (a) και μια SEA MR εικόνα του ομοιώματος με διαγώνια spin – tags (b). Το μαύρο ορθογώνιο φανερώνει την θέση του πηνίου SEA με τα 64 στοιχεία.

4.2.2 Spin-tagging MRI δεδομένα κεφαλιού ασθενούς

Δοκιμές έγιναν και σε πραγματικά δεδομένα spin – tagging MRI που προσφέρθηκαν από το University of Illinois at Urbana-Champaign. Τα δεδομένα αυτά απεικονίζουν την ελεύθερη πτώση κεφαλιού ασθενούς. Ο ασθενής βρίσκεται ξαπλωμένος και το κεφάλι προσκρούει σε σκληρή επιφάνεια στο τέλος της πτώσης.

Η πτώση αφορά ύψος 2cm. Το οπτικό πεδίο είναι 240mm και τα δεδομένα αποδίδονται σε διδιάστατο πίνακα 128×128 pixel, δίνοντας μια ανάλυση στην εικόνα $240/128 = 1.875$ mm/pixel. Οι εικόνες δίνονται σε δύο κατευθύνσεις, οριζόντιου και κάθετου tagging.



(α)

(β)

Εικόνα 4.5: Εικόνες spin – tagging MRI από ελεύθερη πτώση ανθρώπινου κρανίου. Η ανάκτηση έχει γίνει με tagging (α) οριζόντιας και (β) κάθετης κατεύθυνσης.

4.3 Αποτίμηση της ακρίβειας εκτίμησης της κίνησης

Στην ενότητα αυτή θα αναφερθούμε στις δύο μεθόδους που χρησιμοποιήσαμε για να διαπιστώσουμε το σφάλμα των μεθόδων μας. Για τις συνθετικές εικόνες, επειδή γνωρίζαμε τις πραγματικές ταχύτητες των σημείων, μπορούσαμε να συγκρίνουμε την προσέγγιση της ταχύτητας που μας έδινε ο αλγόριθμος με την τιμή που γνωρίζαμε ότι έχει το σημείο. Η σύγκριση αυτή γινόταν μέσω της εκτίμησης του απόλυτου λάθους (Absolute Error) που δίνεται από τη σχέση:

$$error = \frac{u(t) - u_{real}(t)}{u_{real}(t)} \quad (4.1)$$

όπου u είναι η εκτίμηση της ταχύτητας και u_{real} είναι η πραγματική ταχύτητα. Μετά υπολογίσαμε το μέσο απόλυτο σφάλμα που είναι η μέση τιμή των απόλυτων σφαλμάτων για όλα τα frames και το μέσο μέγιστο απόλυτο σφάλμα που είναι η μέση τιμή των μέγιστων σφαλμάτων για όλα τα σημεία ενδιαφέροντος. Βέβαια για τις εικόνες που δεν είχαμε κίνηση στον ένα άξονα, δηλαδή $u_{real} = 0$ τότε η σχέση του απόλυτου λάθους σε εκείνο τον άξονα τροποποιόταν στην:

$$error = u(t) - u_{real}(t) \quad (4.2)$$

Τους δείκτες ακριβείας τους υπολογίζαμε για την x και την y συνιστώσα της ταχύτητας συγκεκριμένων σημείων ενδιαφέροντος (ROIs) που καθορίσαμε και απεικονίζονται κάθε φορά πάνω στο πρώτο frame της ακολουθίας εικόνων.

Στην περίπτωση των δεδομένων με το απλό κανάλι γνωρίζαμε την ταχύτητα κάθε σημείου οπότε είχαμε άμεσα διαθέσιμη την ταχύτητα κάθε σημείου. Αντίθετα στα δεδομένα με την οπή στη μέση γνωρίζαμε έναν πίνακα ταχυτήτων μικρότερης διάστασης από την τελική εικόνα. Ο αρχικός πίνακας ταχυτήτων είχε διάσταση 20×10 ενώ η τελική εικόνα είχε 360×360 , οπότε για την εύρεση της ταχύτητας κάθε σημείου έπρεπε να κάνουμε παρεμβολή.

Για τα πραγματικά δεδομένα, λόγω έλλειψης των πραγματικών τιμών ταχύτητας, δεν εφαρμόσαμε τον ίδιο δείκτη εκτίμησης ακρίβειας, δηλαδή το απόλυτο σφάλμα, αλλά χρησιμοποιήσαμε το νόμο της διατήρησης της μάζας, όπου η ροή ήταν σταθερή και ομοιόμορφη. Σύμφωνα με τον νόμο της διατήρησης της μάζας σε οποιαδήποτε διατομή του αγωγού η συνολική μάζα πρέπει να παραμένει σταθερή. Συνέπεια αυτού είναι ότι το άθροισμα των ταχυτήτων των σημείων στις δύο κατευθύνσεις κίνησης σε δύο διατομές πρέπει να είναι ίσα. Επειδή αυτή η μέθοδος είναι ιδιαίτερα απλή την εφαρμόσαμε και στα συνθετικά δεδομένα. Όπου δεν ήταν δυνατή η εφαρμογή των παραπάνω, περιοριστήκαμε στην καταγραφή της μετατόπισης συγκεκριμένων σημείων στο χρόνο.

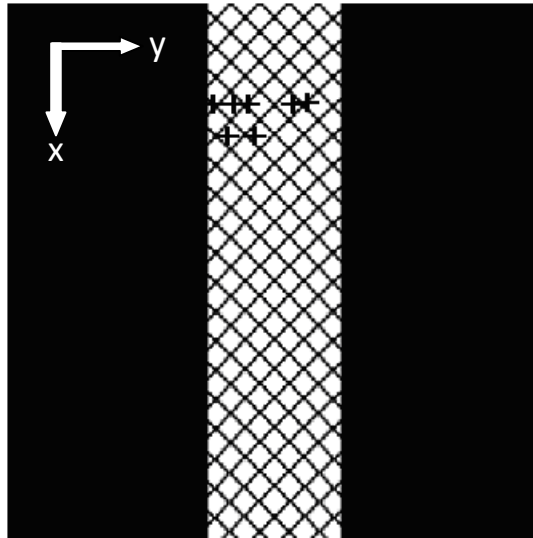
5 Αποτελέσματα εκτίμησης της κίνησης από δεδομένα Spin-Tagging MRI

Στην ενότητα αυτή προβάλλονται τα αποτελέσματα υπολογισμένα όπως περιγράφηκαν παραπάνω με τη μέθοδο HARP με χρήση οπτικής ροής. Για να παραχθούν οι εικόνες HARP δοκιμάστηκαν πολλά φίλτρα με διαφορετικές τιμές θέσης και μεγέθους, αλλά παρουσιάζονται μόνο αυτά που έδωσαν βέλτιστες τιμές.

5.1 Συγκριτική αποτίμηση με χρήση δείκτη ακριβείας (absolute average error)

5.1.1 Απλό κανάλι

Στους παρακάτω πίνακες (5.1 και 5.2) παρουσιάζονται οι δείκτες ακρίβειας για την οριζόντια (Y) και για την κατακόρυφη (X) συνιστώσα για την μέτρηση οπτικής ροής στα αρχικά, μη επεξεργασμένα δεδομένα (Optical Flow Least Square) και στα δεδομένα αρμονικής φάσης (Harp). Οι δείκτες είναι το μέσο απόλυτο σφάλμα (Average mean) και το μέσο μέγιστο απόλυτο σφάλμα (Average max). Οι δείκτες υπολογίστηκαν για τα σημεία με συντεταγμένες (50,100), (65,106), (50,110), (50,117), (65,120), (50,137) και (50,145), όπου η πρώτη και η δεύτερη συντεταγμένη είναι η κατακόρυφη και η οριζόντια συντεταγμένη αντίστοιχα. Η κατακόρυφη έχει φορά από πάνω προς τα κάτω και η οριζόντια από τα αριστερά στα δεξιά (αυτό ισχύει και για την υπόλοιπη εργασία εκτός αν αναφέρουμε κάτι άλλο), όπως φαίνεται και από την εικόνα 5.1.



Εικόνα 5.1: Τα σημεία του απλού καναλιού που χρησιμοποιήσαμε για να υπολογίσουμε τον δείκτη ακριβείας. Τα σημεία είναι ίδια και για τις τρεις ποσότητες θορύβου. Φαίνεται επίσης και η οριζόντια και η κατακόρυφη κατεύθυνση.

	S_0	S_{25}	S_{15}
Οριζόντια διεύθυνση (Y)			
Optical Flow Least Square	0,0182	0,0240	0,0637
Harp	0,0099	0,0171	0,0653
Κατακόρυφη διεύθυνση (X)			
Optical Flow Least Square	0,1643	0,1628	0,1891
Harp	0,1272	0,1529	0,2832

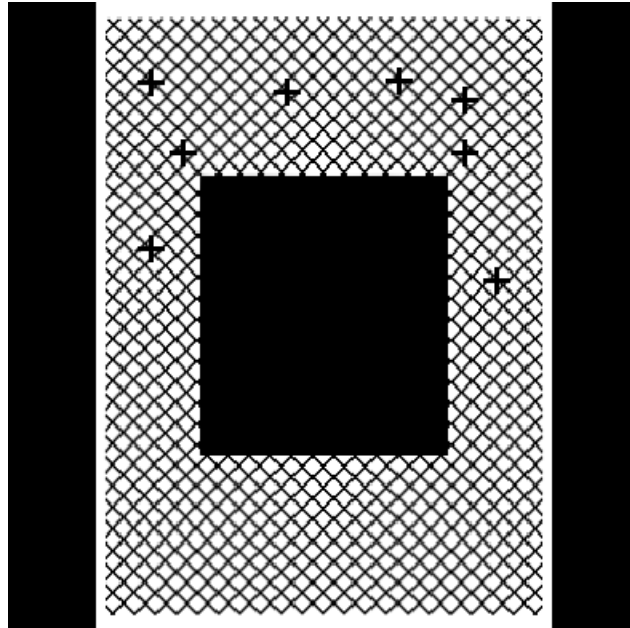
Πίνακας 5.1: Το μέσο απόλυτο σφάλμα (Average mean) για την οριζόντια (Y) και την κατακόρυφη (X) διεύθυνση για τις δύο ομάδες δεδομένων για τις τρεις ακολουθίες δεδομένων (χωρίς θόρυβο (S_0), με θόρυβο 25dB (S_{25}) και με θόρυβο 15dB (S_{15})). Τις δύο ομάδες δεδομένων αποτελούν τα αρχικά, μη επεξεργασμένα δεδομένα (Optical Flow Least Square) και τα δεδομένα αρμονικής φάσης (Harp). Οι δείκτες παρουσιάζονται με ακρίβεια τεσσάρων δεκαδικών ψηφίων.

	S_0	S_{25}	S_{15}
Οριζόντια διεύθυνση (Y)			
Optical Flow Least Square	0,0316	0,0487	0,1330
Harp	0,0205	0,0407	0,1703
Κατακόρυφη διεύθυνση (X)			
Optical Flow Least Square	0,1852	0,2124	0,3525
Harp	0,2311	0,2765	0,5149

Πίνακας 5.2: Το μέσο μέγιστο απόλυτο σφάλμα (*Average max*) για την οριζόντια (Y) και την κατακόρυφη (X) διεύθυνση για τις δύο ομάδες δεδομένων για τις τρεις ακολουθίες (χωρίς θόρυβο (S_0), με θόρυβο 25dB (S_{25}) και με θόρυβο 15dB (S_{15})). Τις δύο ομάδες δεδομένων αποτελούν τα αρχικά, μη επεξεργασμένα δεδομένα (Raw) και τα δεδομένα αρμονικής φάσης (Harp). Οι δείκτες παρουσιάζονται με ακρίβεια τεσσάρων δεκαδικών ψηφίων.

5.1.2 Κανάλι με οπή

Στους πίνακες 5.3 και 5.4 παρουσιάζονται οι δείκτες ακρίβειας για την οριζόντια (Y) και για την κατακόρυφη (X) συνιστώσα για την μέτρηση οπτικής ροής στα αρχικά, μη επεξεργασμένα δεδομένα (Optical Flow Least Square) και στα δεδομένα αρμονικής φάσης (Harp). Οι δείκτες είναι το μέσο απόλυτο σφάλμα (*Average mean*) και το μέσο μέγιστο απόλυτο σφάλμα (*Average max*) αντίστοιχα. Τα σημεία που χρησιμοποιήσαμε έχουν συντεταγμένες (47,82) , (54,160) , (47, 225) , (58, 261) , (88,100) , (143,82) , (88, 261) και (161, 280).



Εικόνα 5.2: Τα σημεία του καναλιού με την οπή που χρησιμοποιήσαμε για να υπολογίσουμε τον δείκτη ακριβείας. Τα σημεία είναι ίδια και για τα τρία επίπεδα θορύβου.

	S_0	S_{25}	S_{15}
Οριζόντια διεύθυνση (Y)			
Optical Flow Least Square	0,1535	0,1711	0,3279
Harp	0,4077	0,4459	0,4547
Κατακόρυφη διεύθυνση (X)			
Optical Flow Least Square	0,1010	0,1042	0,1472
Harp	0,1183	0,1243	0,1560

Πίνακας 5.3: Το μέσο απόλυτο σφάλμα (Average mean) για την οριζόντια (Y) και την κατακόρυφη (X) διεύθυνση για τις δύο ομάδες δεδομένων για τις τρεις ακολουθίες δεδομένων (χωρίς θόρυβο (S_0), με θόρυβο 25dB (S_{25}) και με θόρυβο 15dB (S_{15})). Τις δύο ομάδες δεδομένων αποτελούν τα αρχικά, μη επεξεργασμένα δεδομένα (Optical Flow Least Square) και τα δεδομένα αρμονικής φάσης (Harp). Οι δείκτες παρουσιάζονται με ακρίβεια τεσσάρων δεκαδικών ψηφίων.

	S_0	S_{25}	S_{15}
Οριζόντια διεύθυνση (Y)			
Optical Flow Least Square	0,2826	0,3921	0,8553
Harp	0,8805	0,8512	0,9770
Κατακόρυφη διεύθυνση (X)			
Optical Flow Least Square	0,1290	0,1661	0,3173
Harp	0,1988	0,2294	0,3476

Πίνακας 5.4: Το μέσο μέγιστο απόλυτο σφάλμα (Average max) για την οριζόντια (Y) και την κατακόρυφη (X) διεύθυνση για τις δύο ομάδες δεδομένων για τις τρεις ακολουθίες (χωρίς θόρυβο (S_0), με θόρυβο 25dB (S_{25}) και με θόρυβο 15dB (S_{15})). Τις δύο ομάδες δεδομένων αποτελούν τα αρχικά, μη επεξεργασμένα δεδομένα (Optical Flow Least Square) και τα δεδομένα αρμονικής φάσης (Harp). Οι δείκτες παρουσιάζονται με ακρίβεια τεσσάρων δεκαδικών ψηφίων.

5.1.3 Σύνοψη περιγραφή αποτελεσμάτων

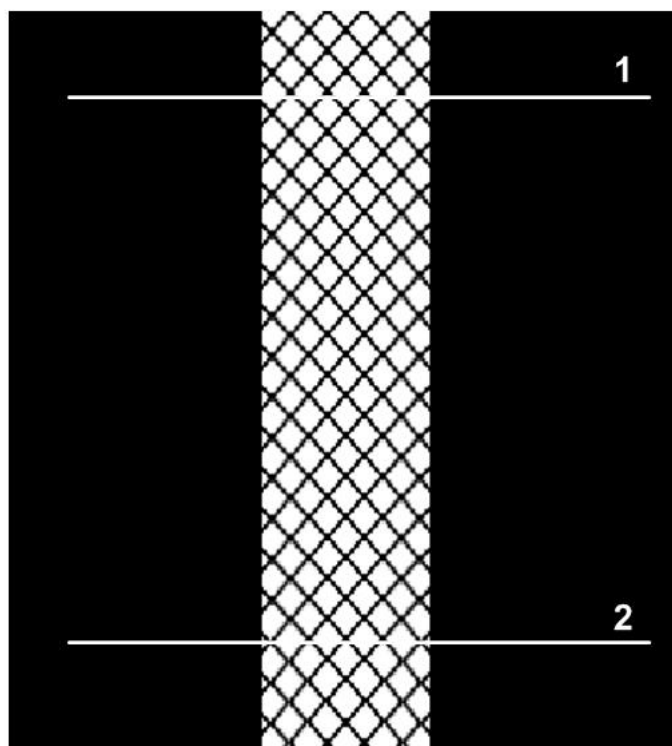
Παρατηρώντας τα αποτελέσματα μπορούμε να πούμε τα εξής: Στο απλό κανάλι, επιτεύχθη μια βέλτιστη επιλογή φίλτρου, γεγονός που οδήγησε στη βελτίωση των μέσων σφαλμάτων στις εικόνες μικρού θορύβου, αντίθετα με τις θορυβώδεις που επηρεάστηκε πολύ. Στο κανάλι με την οπή, η επιλογή του φίλτρου δεν είχε τα ίδια αποτελέσματα, δίνοντας μεγαλύτερα σφάλματα σε όλο το εύρος θορύβων, διατηρώντας όμως σημαντικά καλύτερη ανοχή στα υψηλά επίπεδα θορύβου. Οι μεγαλύτερες τιμές σφάλματος εδώ δικαιολογούνται λόγω της διαδικασίας παρεμβολής στις γνωστές πραγματικές τιμές ταχύτητας, ώστε να είναι διαθέσιμες σε κάθε σημείο. Σα γενικές εντυπώσεις μπορούμε να σημειώσουμε πως, συγκρίνοντας τις δύο μεθόδους παρατηρούνται αρκετά μικρές αποκλίσεις, κατ' αναλογία και στις δύο κατευθύνσεις. Η μέθοδος HARP παρουσιάζει μια μεγαλύτερη αστάθεια στις τιμές που υπολογίζει, όπως εκφράζεται στα μέσα μέγιστα σφάλματα που δίνει.

5.2 Συγκριτική αποτίμηση με τη χρήση καμπυλών διατήρησης της μάζας

5.2.1 Απλό κανάλι

Για το απλό κανάλι και για διαφορετικά επίπεδα θορύβου 0dB, 15dB και 25dB κατασκευάζουμε τις καμπύλες για την αρχή διατήρησης της μάζας. Οι τομές στις οποίες υπολογίσαμε το άθροισμα των ταχυτήτων στους δύο άξονες (X και Y) φαίνονται στην εικόνα 5.3.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται οι καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για δεδομένα διαφορετικού προσθετικού θορύβου. Απεικονίζονται οι καμπύλες στις τομές 1 και 2, για τις δύο μεθόδους υπολογισμού της οπτικής ροής. Επίσης απεικονίζουμε και την πραγματική ταχύτητα για ευκολότερη σύγκριση και εξαγωγή συμπερασμάτων. Λόγω της μορφής του καναλιού η ταχύτητα είναι σταθερή σε κάθε τομή. Η απόσταση μεταξύ των σημείων στα οποία υπολογίσαμε τις ταχύτητες είναι 4 pixel.

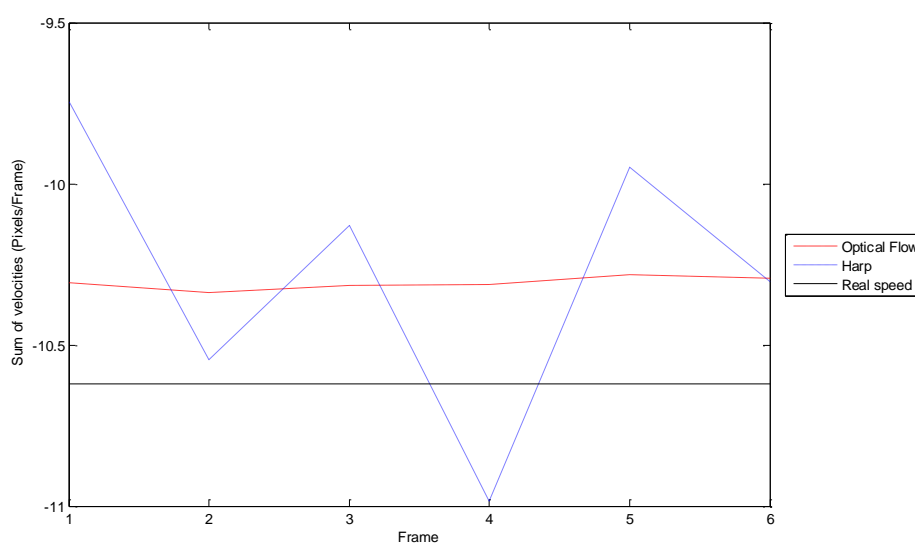


Εικόνα 5.3: Οι τομές του καναλιού στις οποίες έγιναν οι καμπύλες της αρχής της διατήρησης της μάζας.

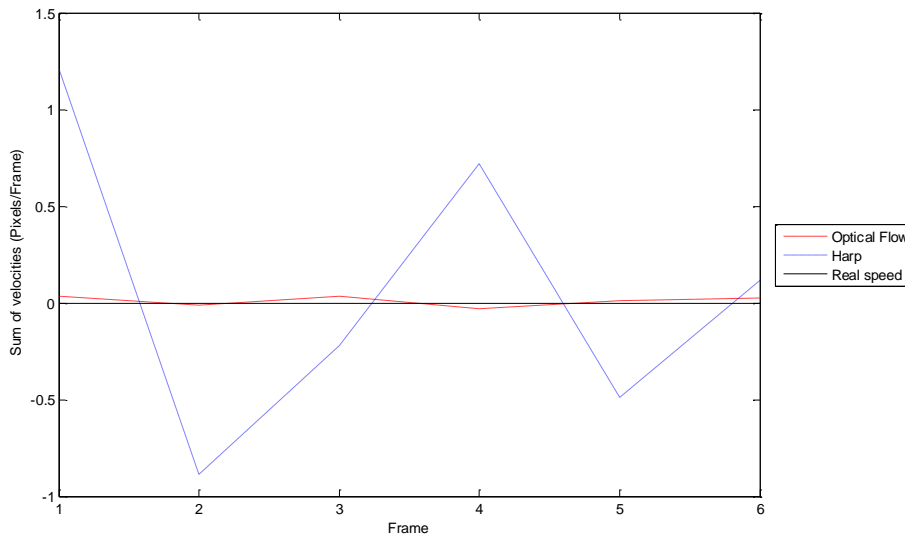
Θόρυβος 0dB

Για την περίπτωση που δεν έχουμε θόρυβο, δηλαδή χρησιμοποιούμε τα δεδομένα της ακολουθίας S_0 , εφαρμόζουμε τον αλγόριθμο οπτικής ροής στα αρχικά και έπειτα στα φιλτραρισμένα δεδομένα, παίρνοντας τα Optical Flow Least Square και Harp αποτελέσματα αντίστοιχα, όπως φαίνονται παρακάτω. Στις εικόνες 5.4 και 5.5 παρουσιάζονται οι καμπύλες για το συγκεκριμένο επίπεδο θορύβου για την τομή 1 και στα σχήματα 5.6 και 5.7 για την τομή 2, όπως αυτές φαίνονται στην εικόνα 5.3.

Τομή 1

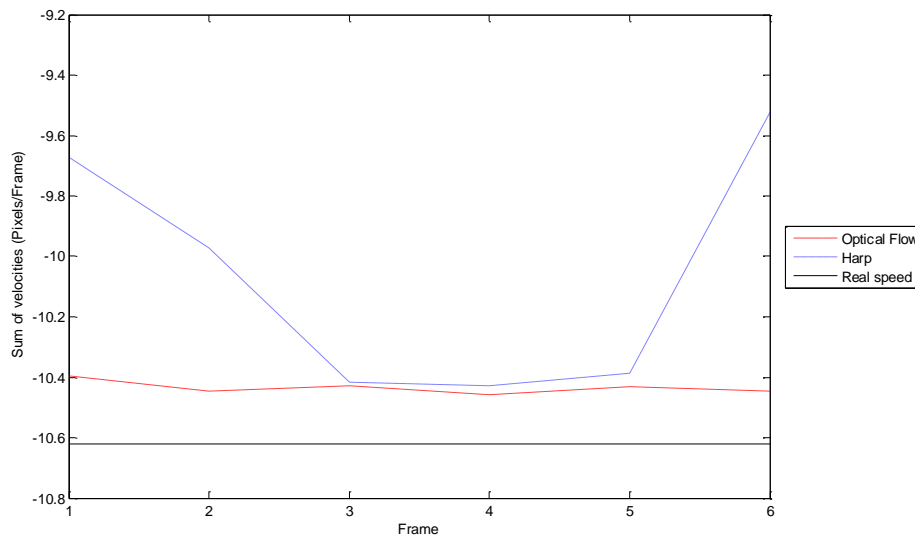


Εικόνα 5.4: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

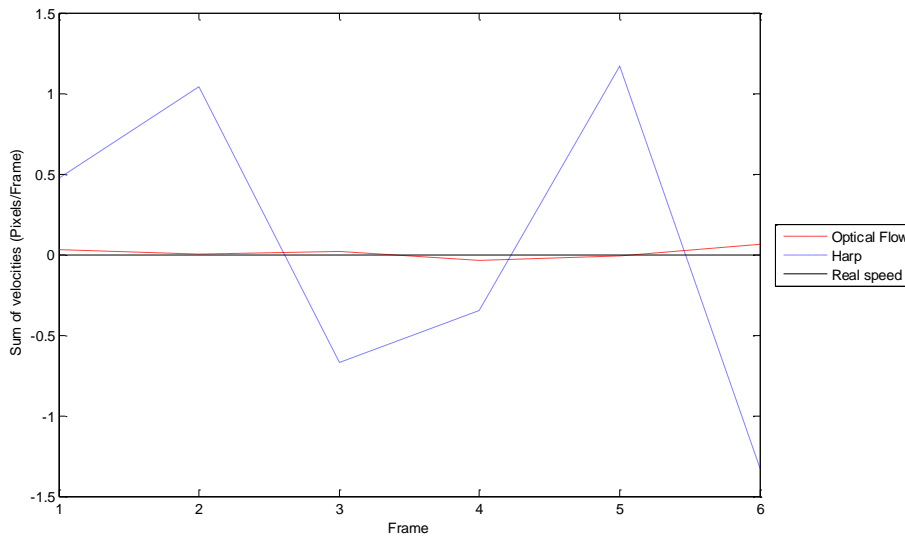


Εικόνα 5.5: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

Τομή 2



Εικόνα 5.6 Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

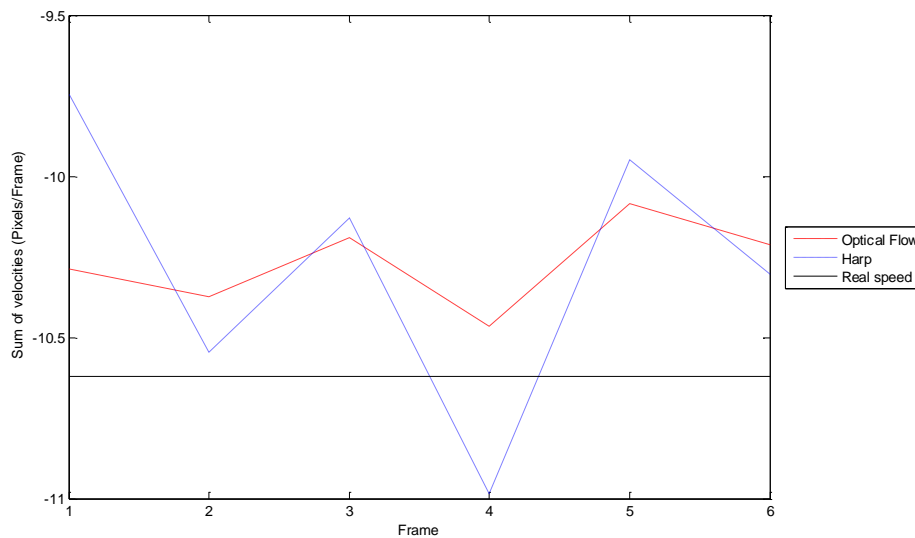


Εικόνα 5.7: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

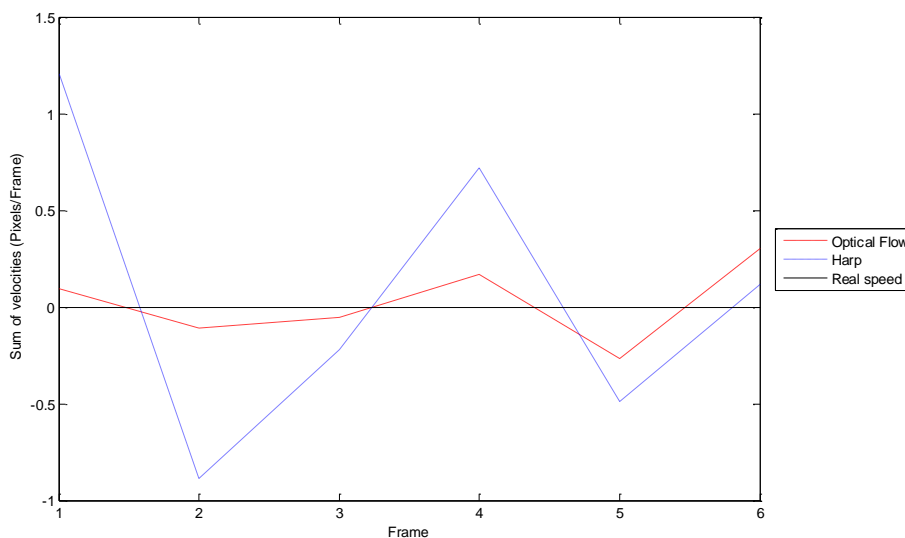
Θόρυβος 25dB

Για την περίπτωση όπου το επίπεδο θορύβου είναι 25dB, δηλαδή χρησιμοποιούμε τα δεδομένα της ακολουθίας S_{25} , εφαρμόζουμε τον αλγόριθμο οπτικής ροής στα αρχικά και έπειτα στα φιλτραρισμένα δεδομένα, παίρνοντας τα Optical Flow Least Square και Harp αποτελέσματα αντίστοιχα, όπως φαίνονται παρακάτω. Στις εικόνες 5.8 και 5.9 παρουσιάζονται οι καμπύλες για το συγκεκριμένο επίπεδο θορύβου για την τομή 1 και στα σχήματα 5.10 και 5.11 για την τομή 2.

Τομή 1

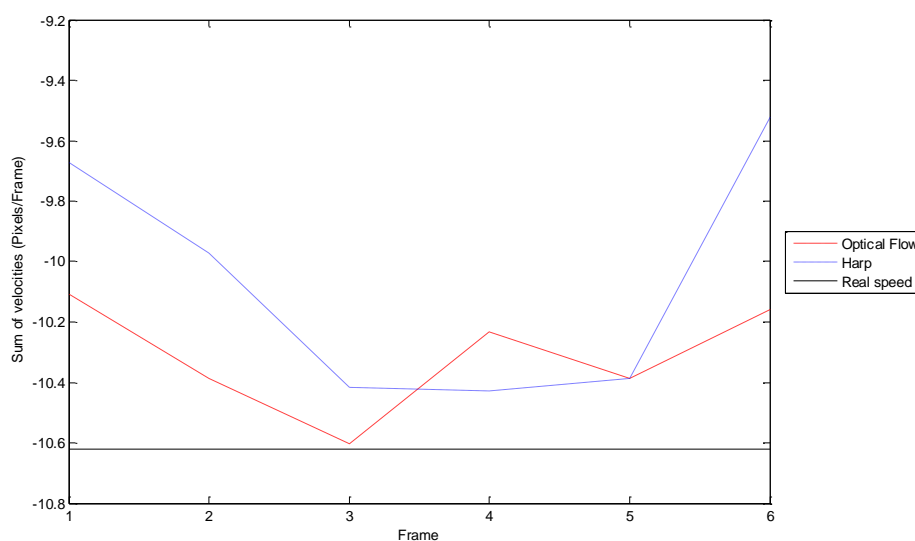


Εικόνα 5.8: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

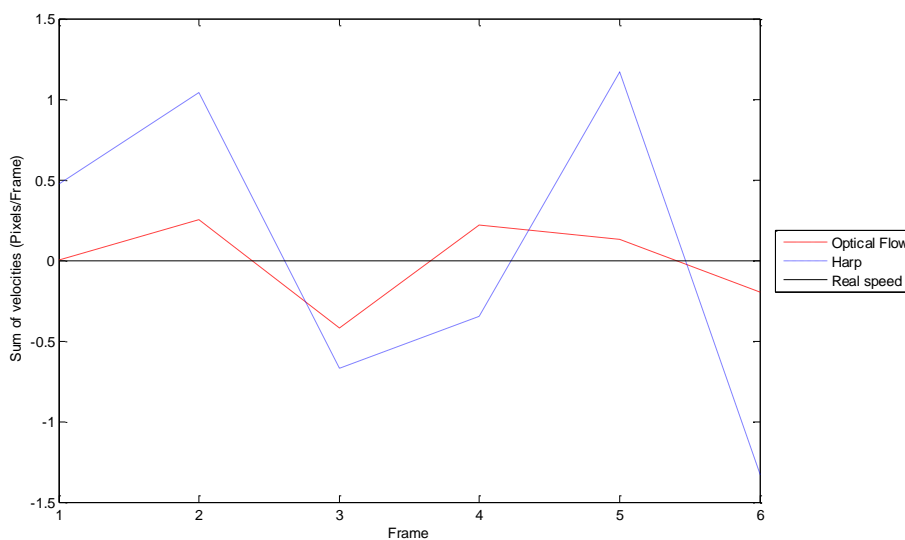


Εικόνα 5.9: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

Τομή 2



Εικόνα 5.10: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

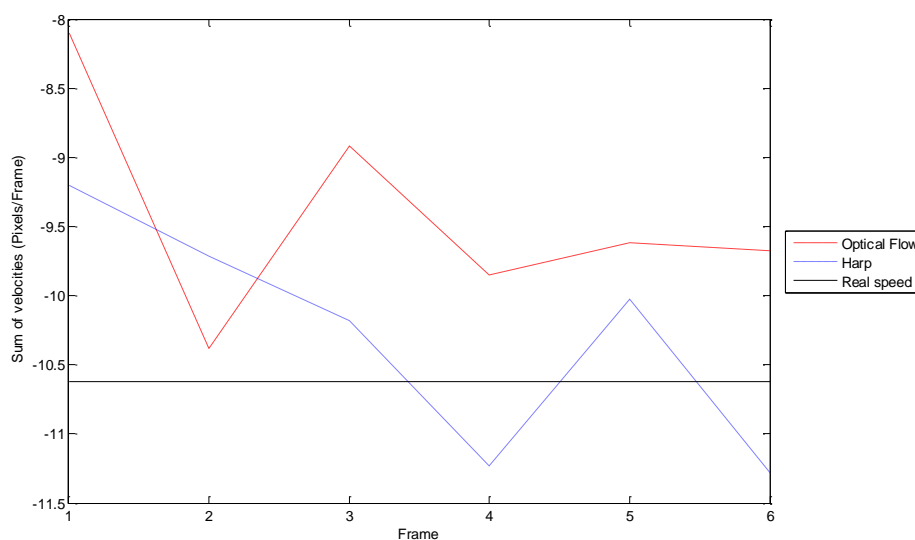


Εικόνα 5.11: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

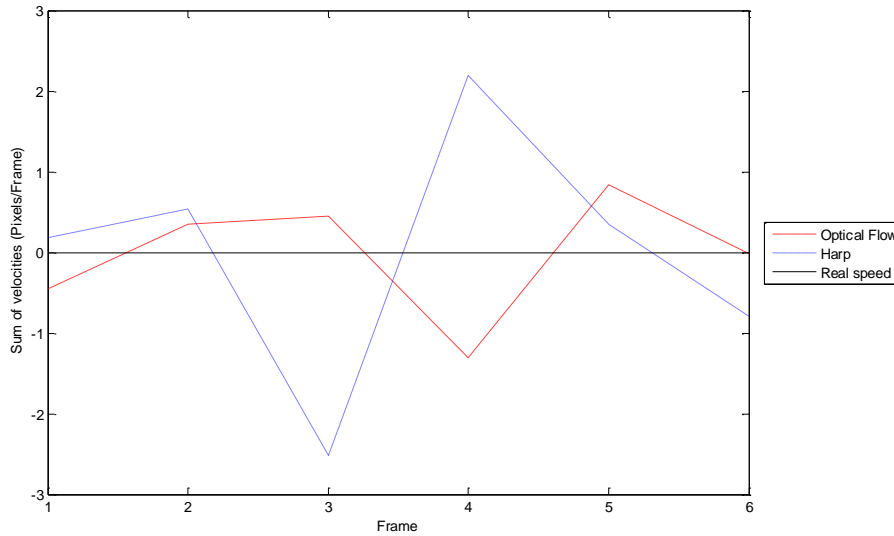
Θόρυβος 15dB

Όπως και στην περίπτωση των 25dB, χρησιμοποιούμε αντίστοιχα τα δεδομένα της ακολουθίας S_{15} και εφαρμόζουμε τον αλγόριθμο οπτικής ροής στα αρχικά και έπειτα στα φιλτραρισμένα δεδομένα, παίρνοντας τα Optical Flow Least Square και Harp αποτελέσματα αντίστοιχα, όπως φαίνονται παρακάτω. Στις εικόνες 5.12 και 5.13 παρουσιάζονται οι καμπύλες για το συγκεκριμένο επίπεδο θορύβου για την τομή 1 και στα σχήματα 5.14 και 5.15 για την τομή 2.

Τομή 1

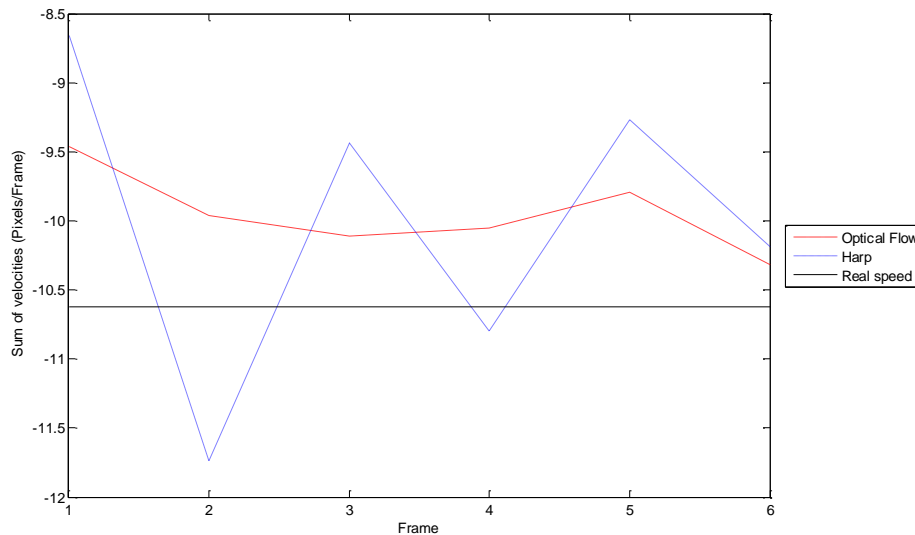


Εικόνα 5.12: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

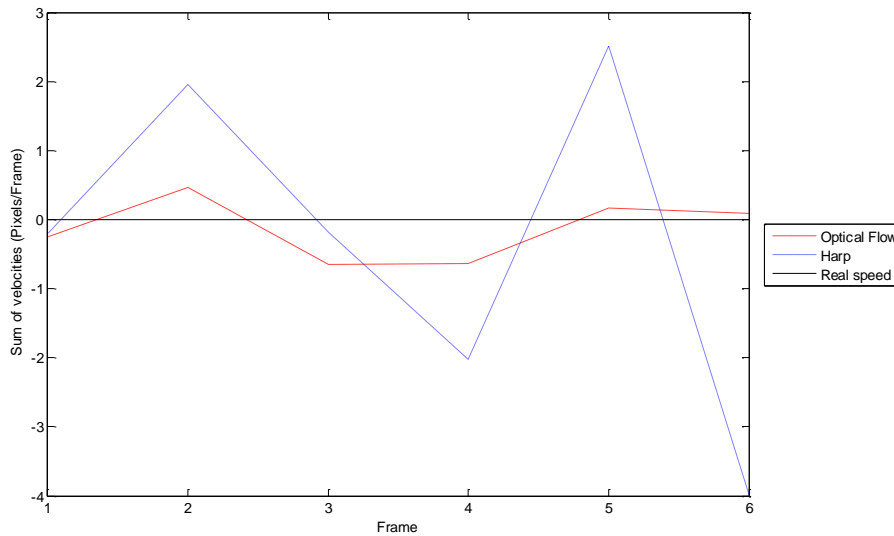


Εικόνα 5.13: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

Τομή 2



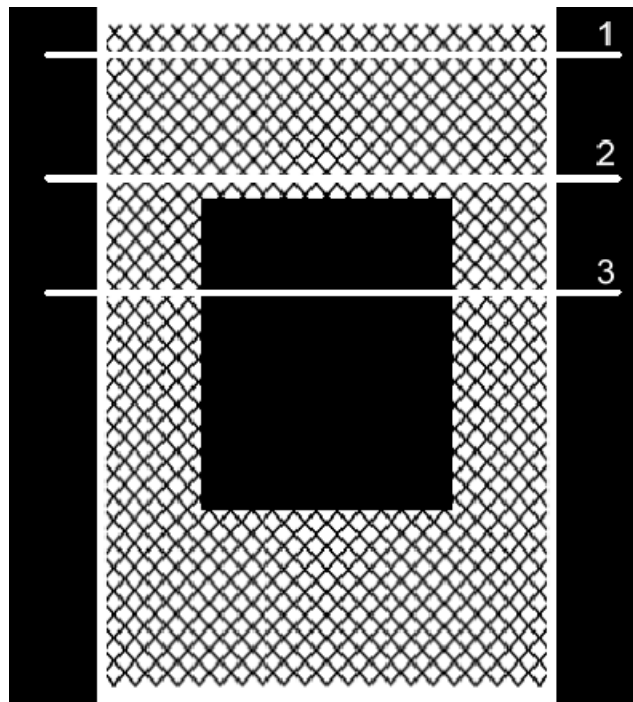
Εικόνα 5.14: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.



Εικόνα 5.15: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

5.2.2 Κανάλι με σπή

Για το κανάλι με την σπή και για διαφορετικά επίπεδα θορύβου 0db, 15db και 25db κατασκευάζουμε τις καμπύλες για την αρχή διατήρησης της μάζας. Οι τομές στις οποίες υπολογίσαμε το άθροισμα των ταχυτήτων στις δύο διευθύνσεις (X και Y) φαίνονται στο σχήμα 5.16.



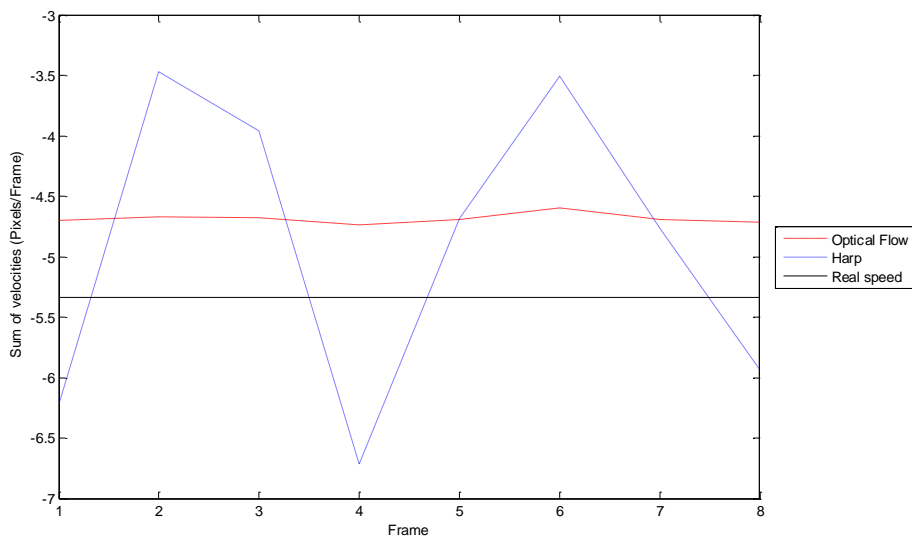
Εικόνα 5.16: Οι τομές του καναλιού στις οποίες έγιναν οι καμπύλες της αρχής της διατήρησης της μάζας.

Στη συνέχεια έχουμε τις καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για δεδομένα διαφορετικού προσθετικού θορύβου. Απεικονίζονται οι καμπύλες στις τομές 1, 2 και 3 (section 1, section 2 και section 3 αντίστοιχα), για τις δύο μεθόδους υπολογισμού της οπτικής ροής. Επίσης απεικονίζουμε και την πραγματική ταχύτητα για ευκολότερη σύγκριση και εξαγωγή συμπερασμάτων. Η απόσταση μεταξύ των σημείων στα οποία υπολογίσαμε τις ταχύτητες είναι 8 pixel.

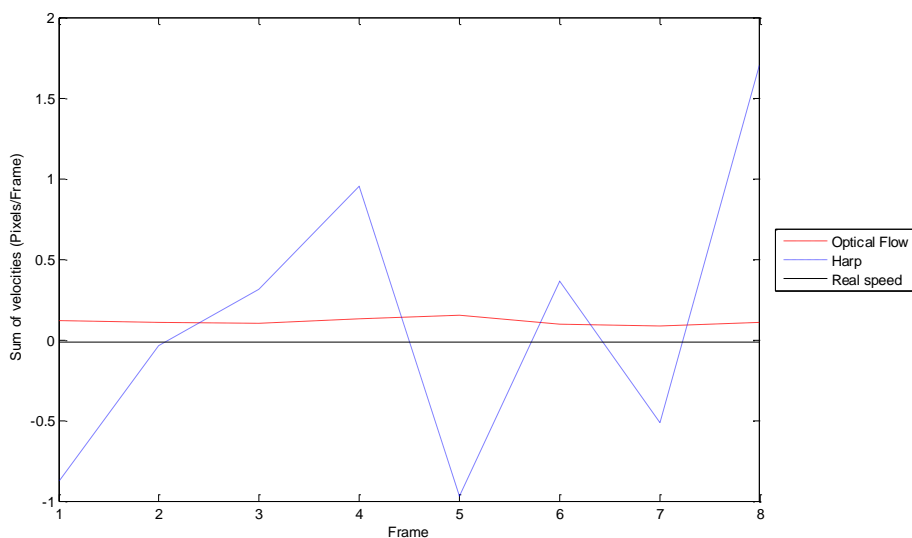
Θόρυβος 0dB

Για την περίπτωση που δεν έχουμε θόρυβο, δηλαδή χρησιμοποιούμε τα δεδομένα της ακολουθίας S_0 , εφαρμόζουμε τον αλγόριθμο οπτικής ροής στα αρχικά και έπειτα στα φιλτραρισμένα δεδομένα, παίρνοντας τα Optical Flow Least Square και Harp αποτελέσματα αντίστοιχα, όπως φαίνονται παρακάτω. Στις εικόνες 5.17 έως 5.22 παρουσιάζονται οι καμπύλες για το συγκεκριμένο επίπεδο θορύβου.

Τομή 1

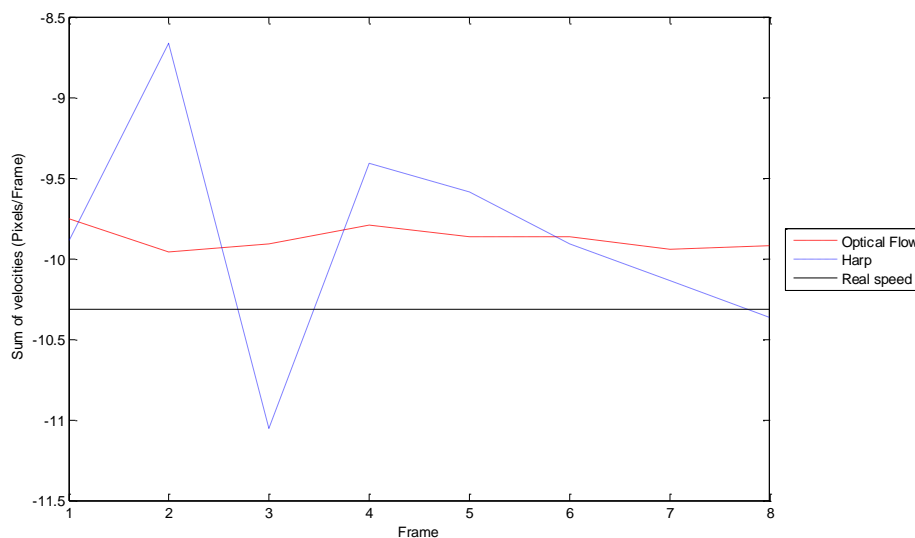


Εικόνα 5.17: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

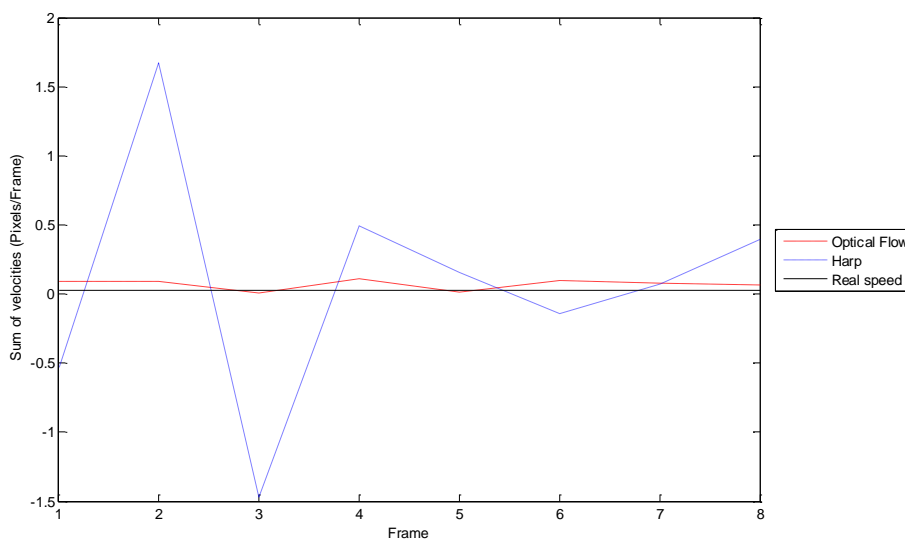


Εικόνα 5.18: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

Τομή 2

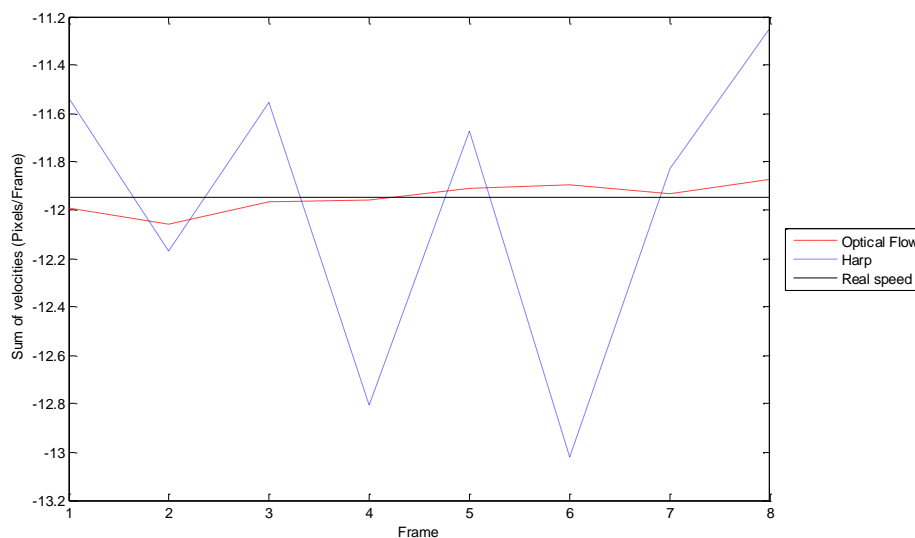


Εικόνα 5.19: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

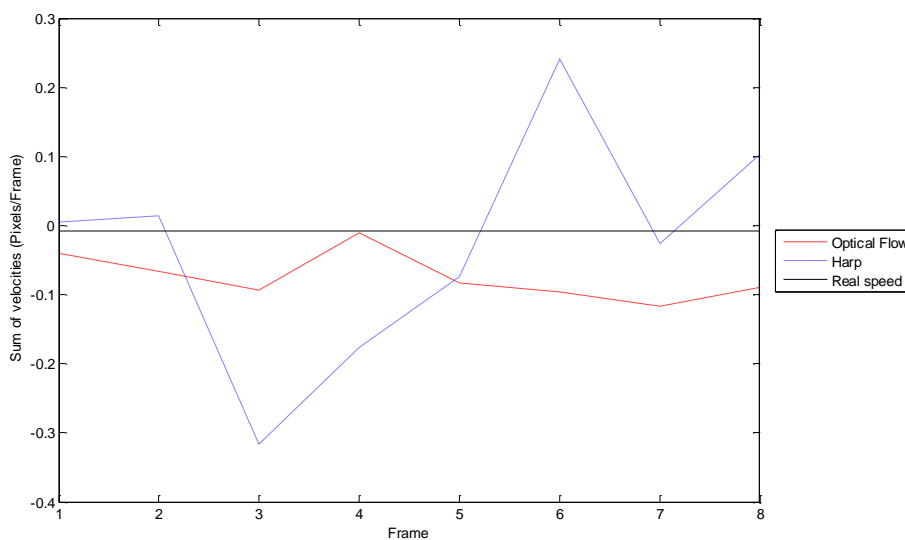


Εικόνα 5.20: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

Τομή 3



Εικόνα 5.21: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

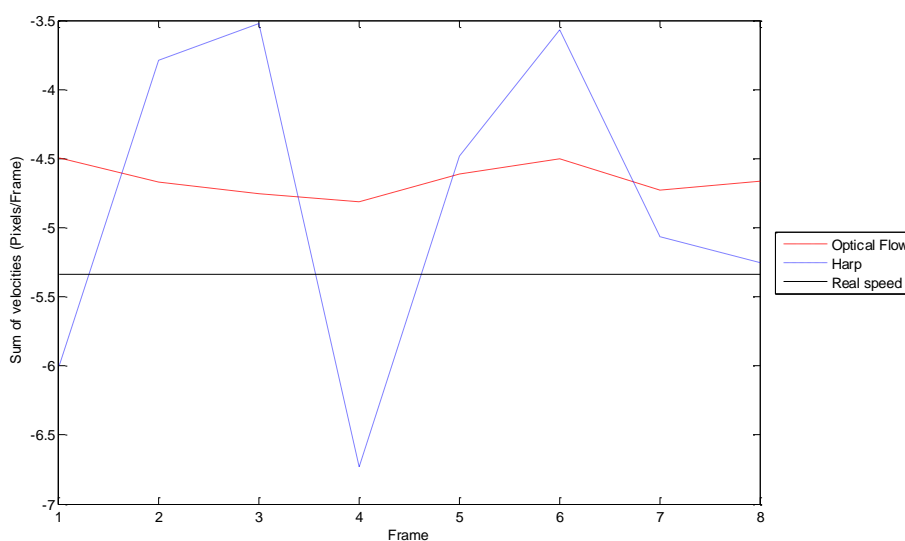


Εικόνα 5.22: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

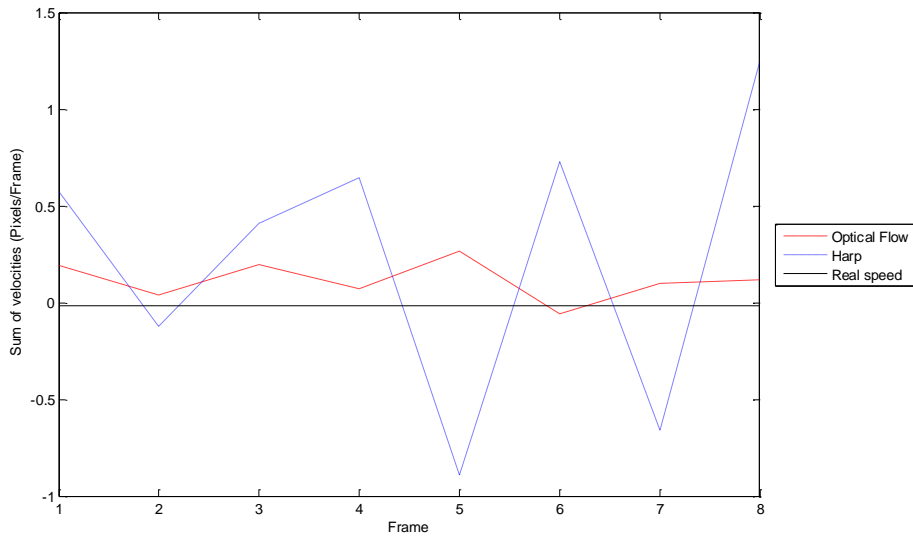
Θόρυβος 25dB

Για την περίπτωση όπου το επίπεδο θορύβου είναι 25dB, δηλαδή χρησιμοποιούμε τα δεδομένα της ακολουθίας S_{25} , εφαρμόζουμε τον αλγόριθμο οπτικής ροής στα αρχικά και έπειτα στα φιλτραρισμένα δεδομένα, παίρνοντας τα Optical Flow Least Square και Harp αποτελέσματα αντίστοιχα. Στις εικόνες 5.23 και 5.28 παρουσιάζονται οι καμπύλες για την κατακόρυφη και την οριζόντια διεύθυνση αντίστοιχα για τις τομές 1, 2 και 3.

Τομή 1

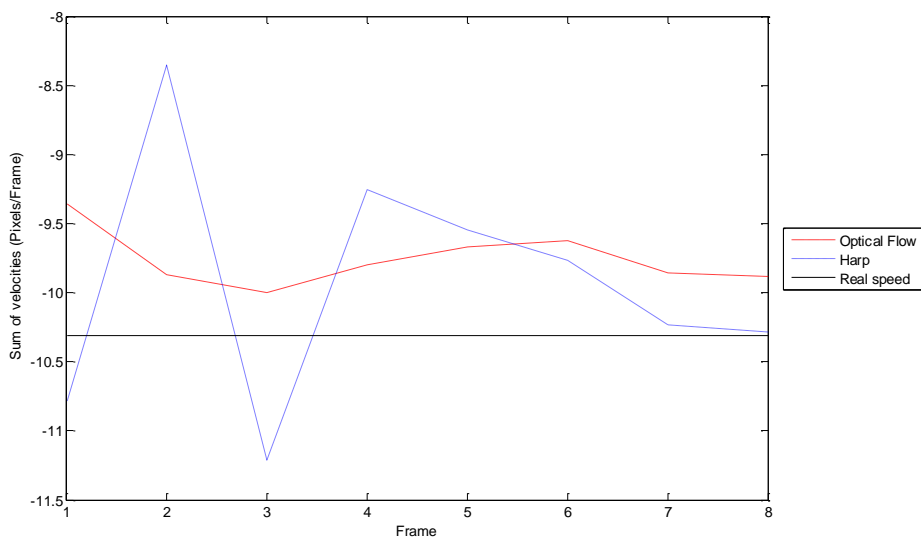


Εικόνα 5.23: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίστηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

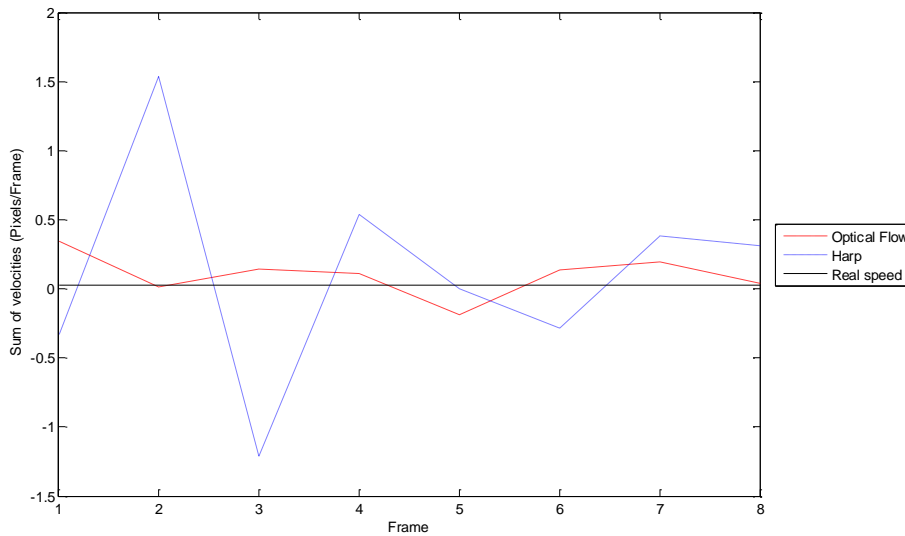


Εικόνα 5.24: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

Τομή 2

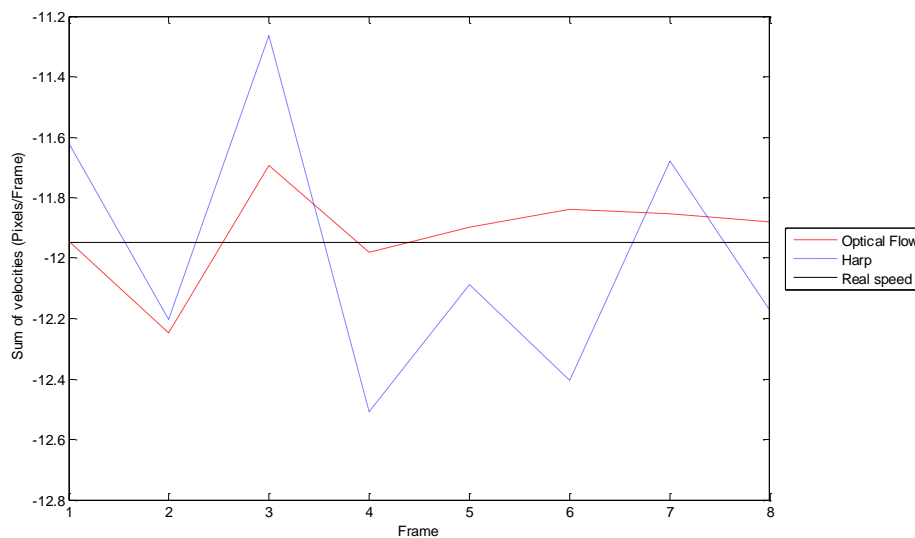


Εικόνα 5.25: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

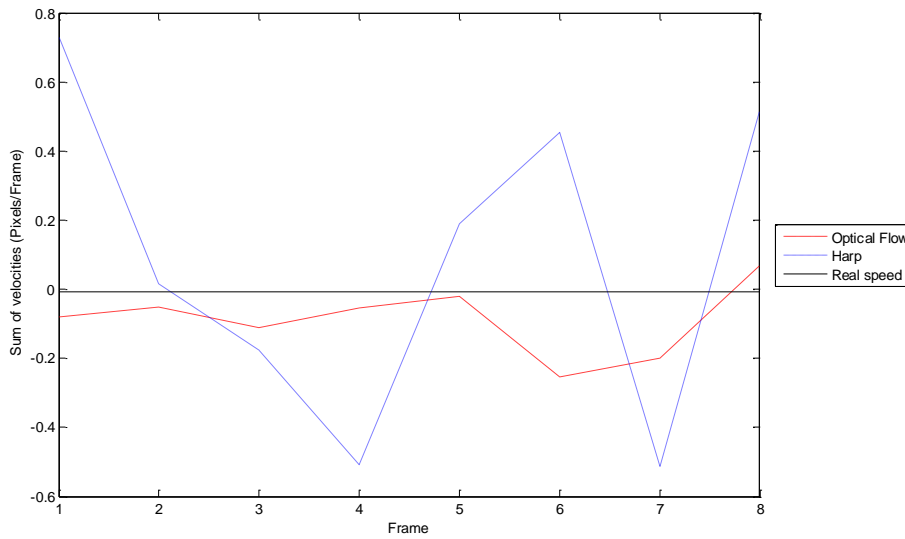


Εικόνα 5.26: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

Τομή 3



Εικόνα 5.27: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

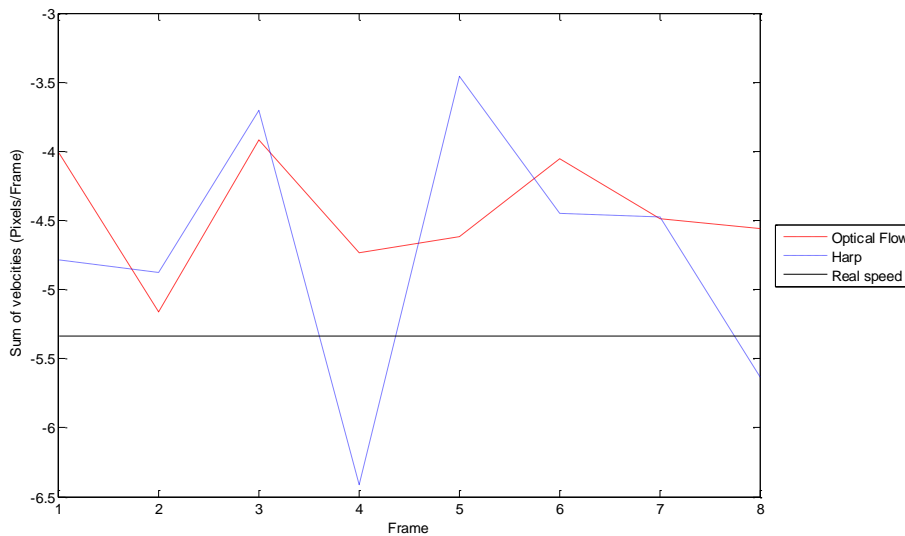


Εικόνα 5.28: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

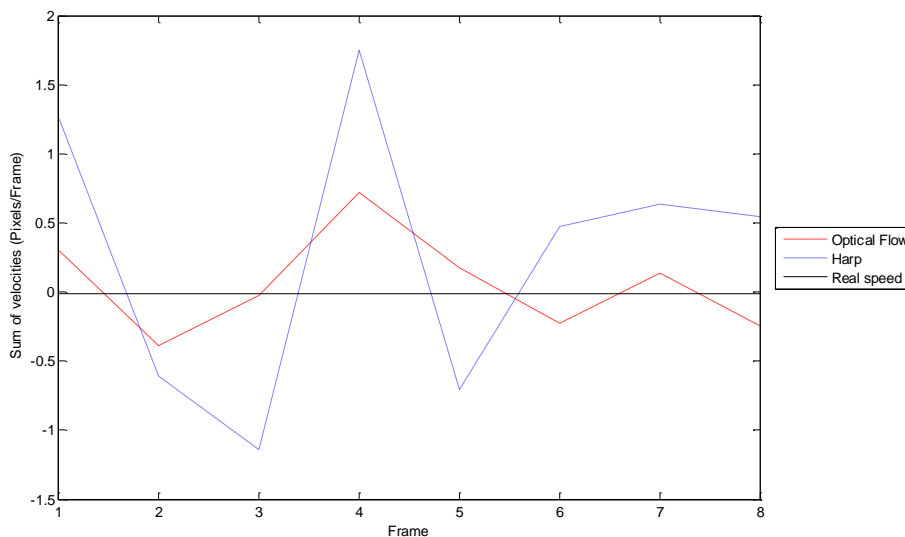
Θόρυβος 15dB

Όπως και στην περίπτωση των 25dB, χρησιμοποιούμε αντίστοιχα τα δεδομένα της ακολουθίας S_{15} και εφαρμόζουμε τον αλγόριθμο οπτικής ροής στα αρχικά και έπειτα στα φιλτραρισμένα δεδομένα, παίρνοντας τα Optical Flow Least Square και Harp αποτελέσματα αντίστοιχα. Στις εικόνες 5.29 και 5.34 παρουσιάζονται οι καμπύλες για την κατακόρυφη και την οριζόντια διεύθυνση αντίστοιχα για τις τομές 1, 2 και 3.

Τομή 1

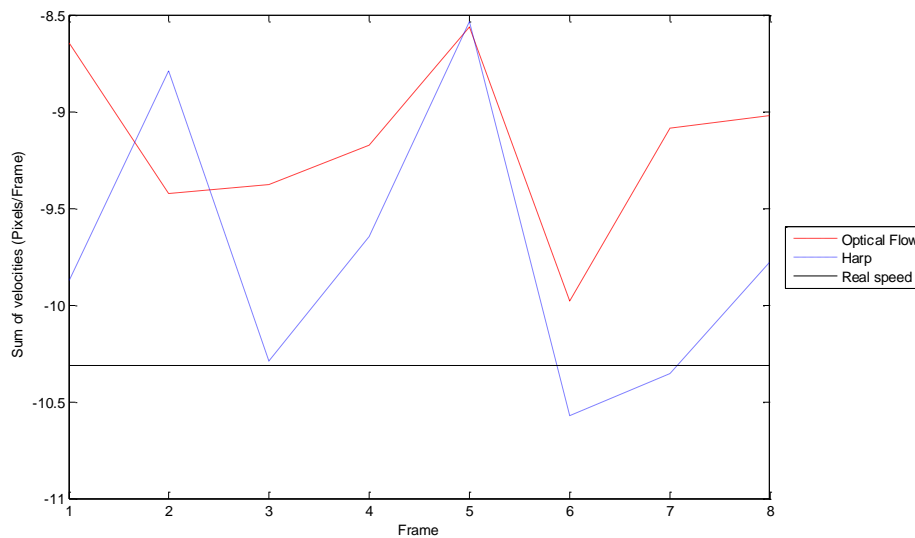


Εικόνα 5.29: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίστηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

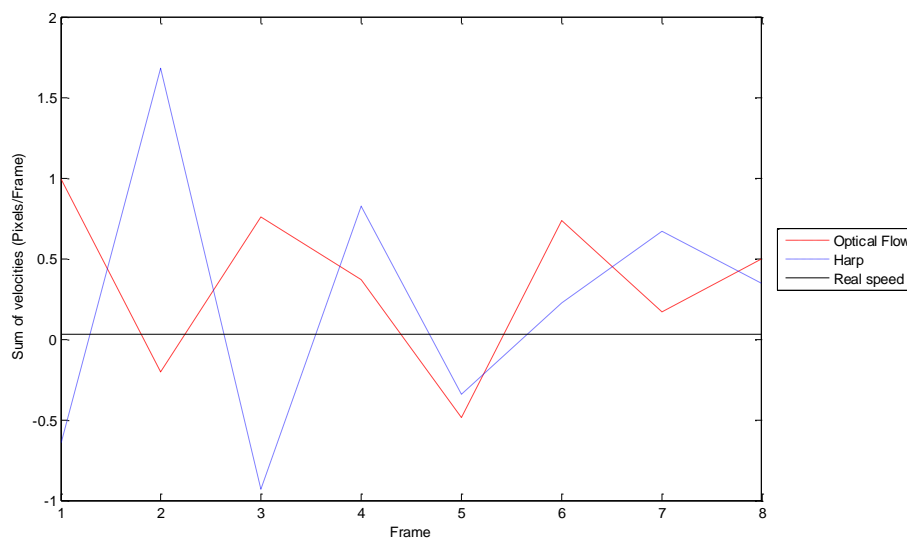


Εικόνα 5.30: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίστηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

Τομή 2

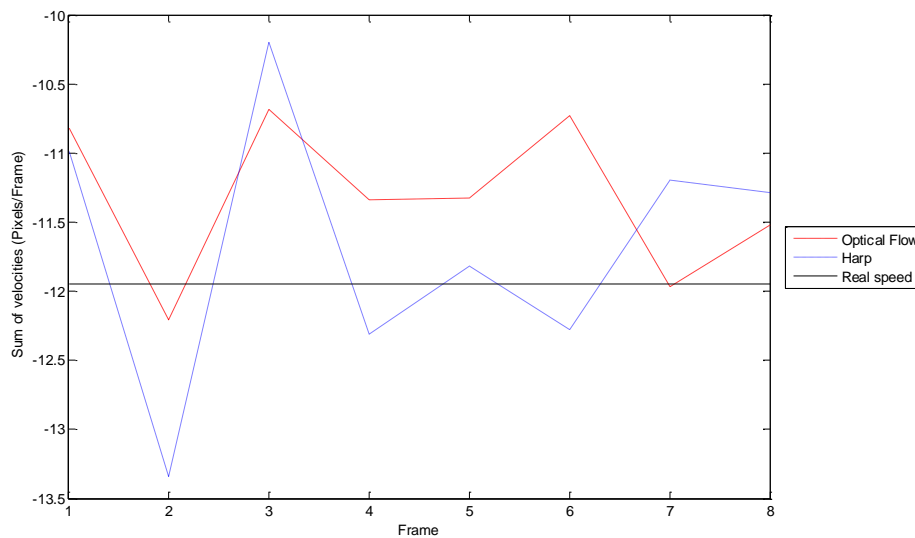


Εικόνα 5.31: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

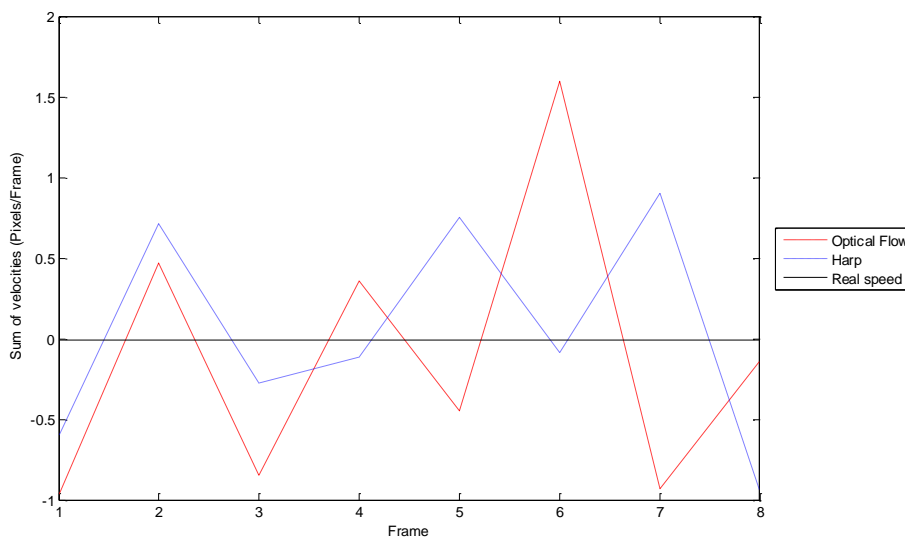


Εικόνα 5.32: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

Τομή 3



Εικόνα 5.33: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.



Εικόνα 5.34: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Απεικονίζονται οι τιμές των ταχυτήτων που υπολογίσθηκαν από τις μεθόδους Optical Flow και Harp, όπως και η πραγματική ταχύτητα.

5.2.3 Σύντομη περιγραφή αποτελεσμάτων

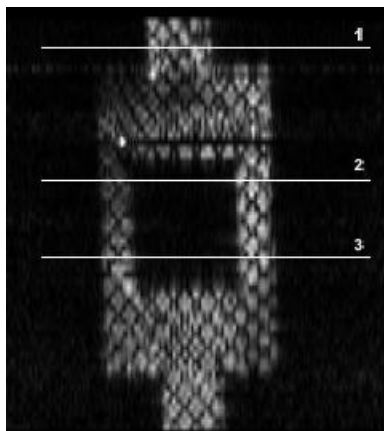
Παρατηρώντας τα αποτελέσματα των καμπύλων μπορούμε να πούμε τα εξής: σε κάθε περίπτωση η μέθοδος HARP συγκρινόμενη με τη μέθοδο Οπτικής Ροής παρουσιάζει μια αστάθεια σε εικόνες μεγάλου SNR (αλλιώς μικρού ποσοστού θορύβου), ενώ αντίθετα παρουσιάζει αυξημένη ανοχή, ακόμα και καλύτερα αποτελέσματα, σε μεγάλες τιμές θορύβου. Αυτό οφείλεται στη διαδικασία φιλτραρίσματος που εμπεριέχει, οδηγώντας στη μείωση της επίδρασης του θορύβου στην τελική εικόνα. Οι αποκλίσεις από την πραγματική ταχύτητα βρίσκονται μέσα σε ανεκτά όρια, ειδικά αν λάβουμε υπόψη τη μικρή ανάλυση των δοσμένων εικόνων.

5.3 Παρακολούθηση κίνησης στα πραγματικά δεδομένα

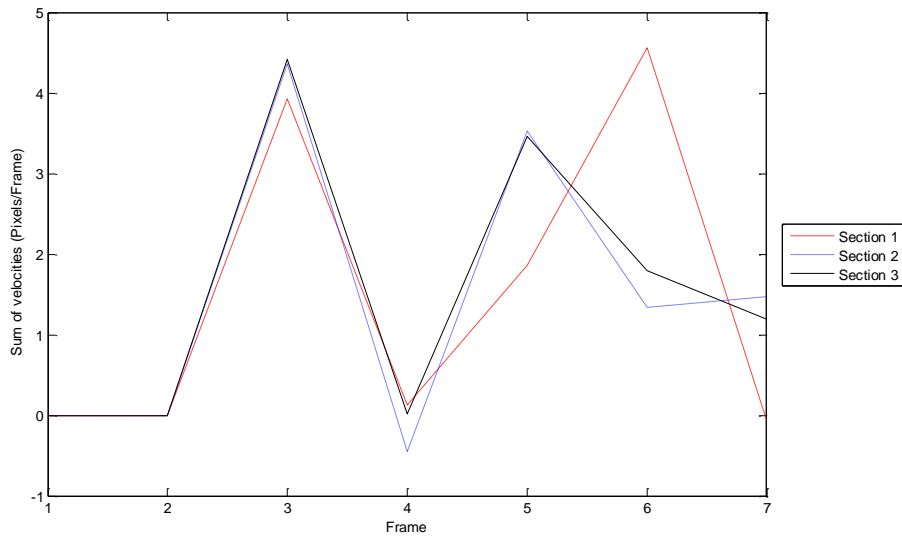
Στο σημείο αυτό ο αλγόριθμος που αναπτύχθηκε δοκιμάζεται στα πραγματικά δεδομένα που έχουμε διαθέσιμα. Η δοκιμή αυτή γίνεται με τις καμπύλες διατήρησης της μάζας στα δεδομένα του καναλιού ροής και με την παρακολούθηση της μετατόπισης συγκεκριμένων σημείων στα δεδομένα του κεφαλιού.

5.3.1 Καμπύλες διατήρησης μάζας για κανάλι ροής

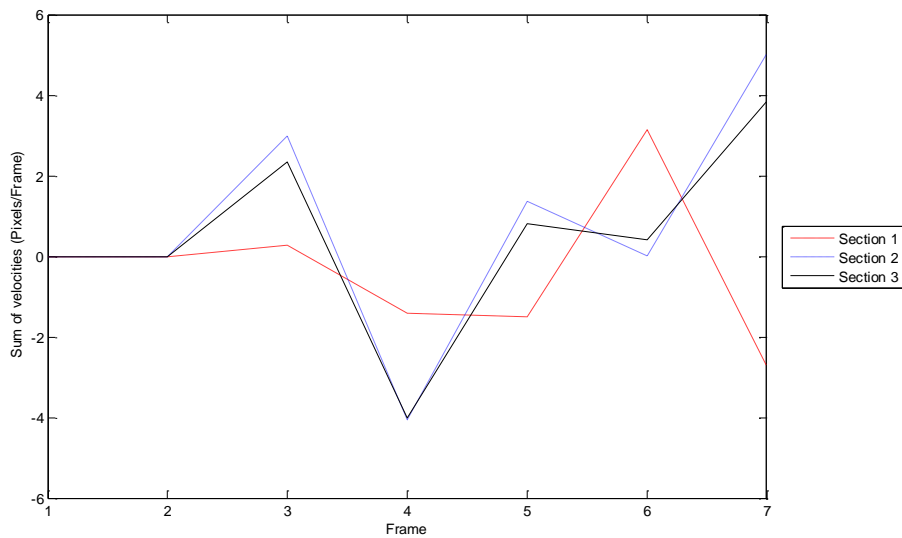
Στην ενότητα αυτή παρουσιάζουμε τις καμπύλες της αρχής της διατήρησης της μάζας, που πρόεκυψαν από την εφαρμογή της μεθόδου HARP με οπτική ροή στα δεδομένα από το πανεπιστήμιο του Texas. Η συνεχής και ομοιόμορφη ροή μας επιτρέπει την επαλήθευση του νόμου διατήρησης μάζας, όπως περιγράφηκε παραπάνω. Οι τομές στις οποίες έγιναν οι υπολογισμοί φαίνονται στην εικόνα 5.35.



Εικόνα 5.35: Οι τομές, στα πραγματικά δεδομένα, στις οποίες υπολογίσαμε τις καμπύλες για την αρχή διατήρησης της μάζας.



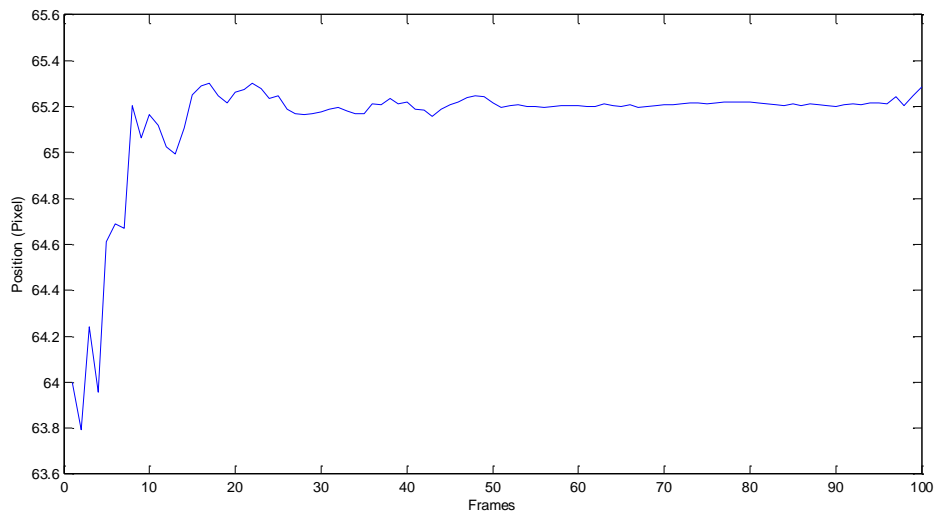
Εικόνα 5.36: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην X διεύθυνση (κατακόρυφη) για τα πραγματικά δεδομένα στις τομές 1, 2 και 3 (section 1, 2 και 3 αντίστοιχα). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame.



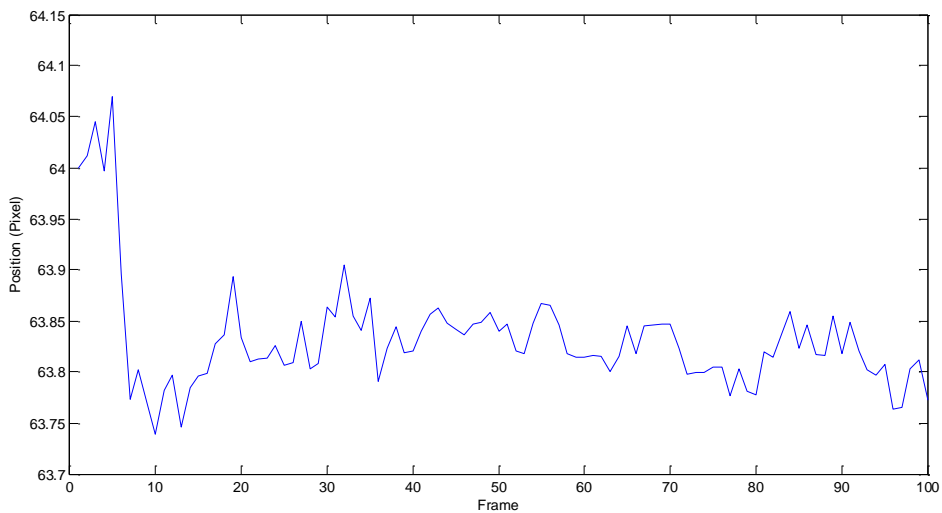
Εικόνα 5.37: Καμπύλες της αρχής διατήρησης της μάζας για τις ταχύτητες στην Y διεύθυνση (οριζόντια) για τα πραγματικά δεδομένα στις τομές 1, 2 και 3 (section 1, 2 και 3 αντίστοιχα). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε το άθροισμα των ταχυτήτων και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame.

5.3.2 Παρακολούθηση μετατόπισης στα δεδομένα του κεφαλιού

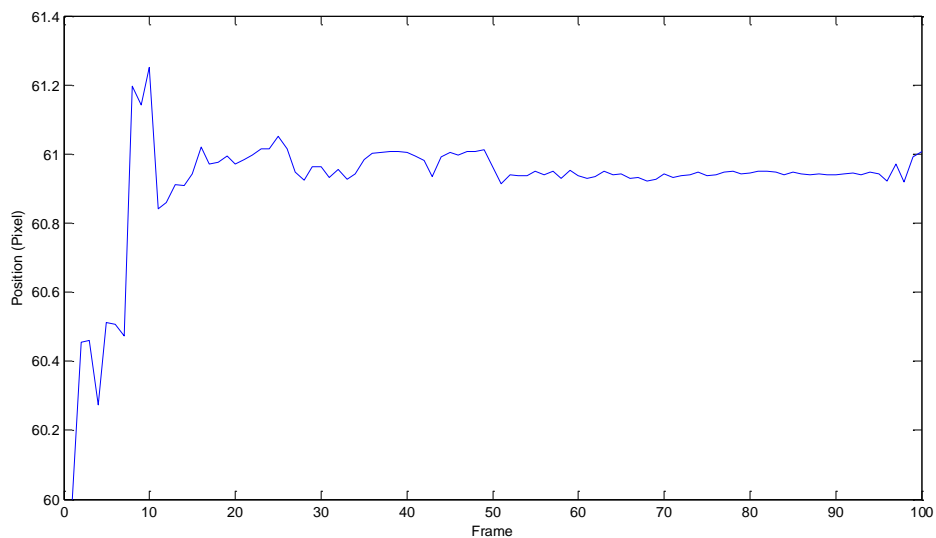
Στα δεδομένα που αφορούν την πρόσκρουση του κρανίου ασθενούς μετά από ελεύθερη πτώση δε μπορούμε να εφαρμόσουμε την αρχή διατήρησης της μάζας, καθώς η ροή σε διαδοχικά στιγμιότυπα δεν είναι σταθερή και ομοιόμορφη. Για το λόγο αυτό, οι καμπύλες που παρουσιάζονται για αυτήν την ομάδα δεδομένων αφορούν την μετατόπιση σημείων στις δύο κατευθύνσεις (οριζόντια και κάθετη). Τα σημεία αυτά είναι τα (64,64), (60,70) και (63,50).



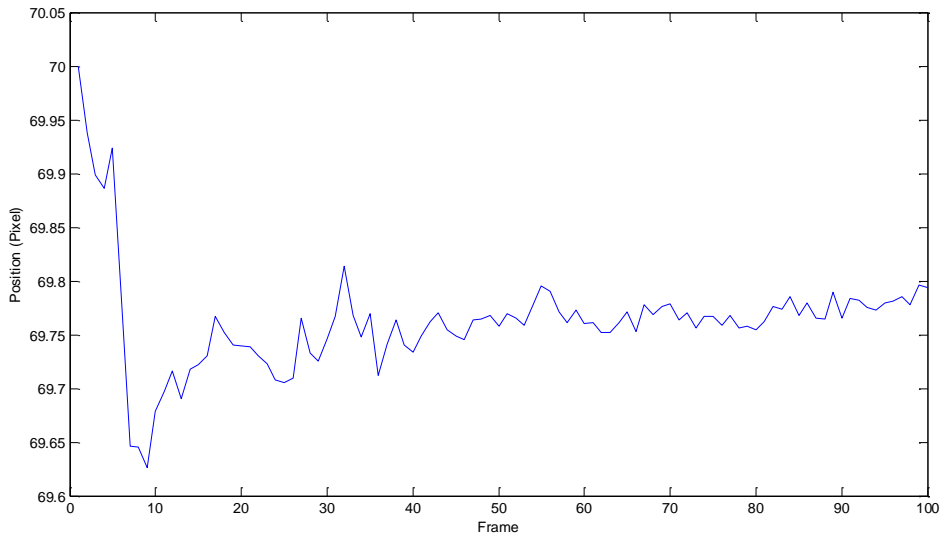
Εικόνα 5.38: Απεικόνιση της θέσης του σημείου (64,64) στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε τη θέση του σημείου και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Ο υπολογισμός της θέσης έγινε με τη μέθοδο Harg που χρησιμοποιεί οπτική ροή.



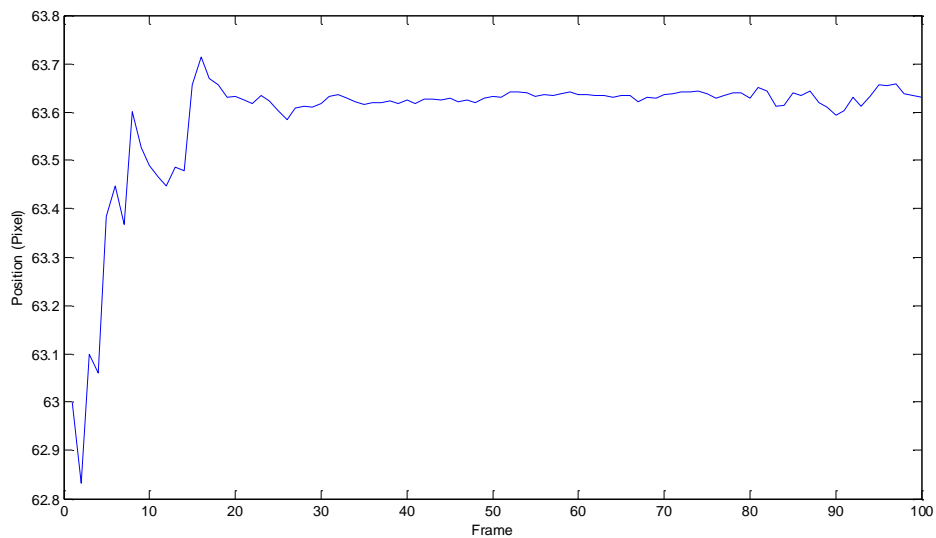
Εικόνα 5.39: Απεικόνιση της θέσης του σημείου (64,64) στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε τη θέση του σημείου και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Ο υπολογισμός της θέσης έγινε με τη μέθοδο Harp που χρησιμοποιεί οπτική ροή.



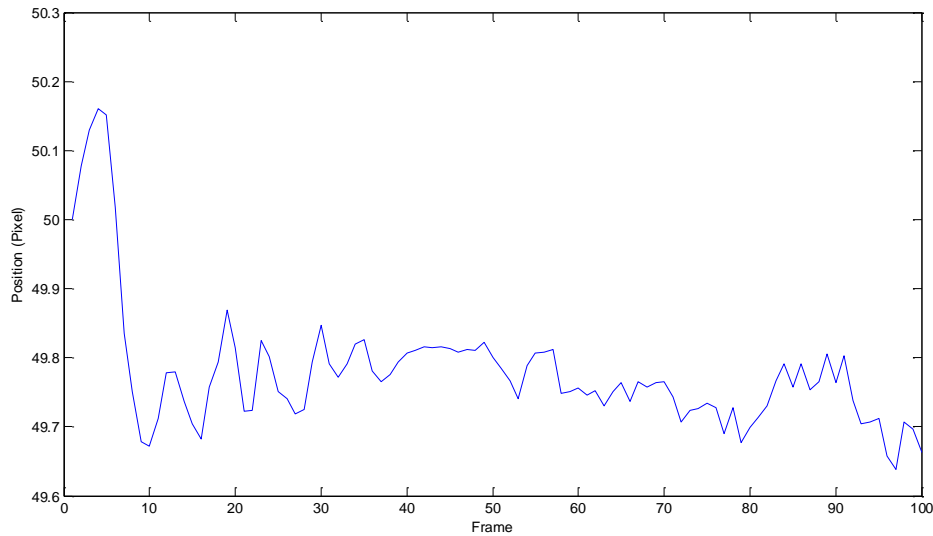
Εικόνα 5.40: Απεικόνιση της θέσης του σημείου (60,70) στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε τη θέση του σημείου και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Ο υπολογισμός της θέσης έγινε με τη μέθοδο Harp που χρησιμοποιεί οπτική ροή.



Εικόνα 5.41 Απεικόνιση της θέσης του σημείου (60,70) στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε τη θέση του σημείου και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Ο υπολογισμός της θέσης έγινε με τη μέθοδο Harp που χρησιμοποιεί οπτική ροή.



Εικόνα 5.42: Απεικόνιση της θέσης του σημείου (63,50) στην X διεύθυνση (κατακόρυφη). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε τη θέση του σημείου και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Ο υπολογισμός της θέσης έγινε με τη μέθοδο Harp που χρησιμοποιεί οπτική ροή.



Εικόνα 5.43 Απεικόνιση της θέσης του σημείου (63,50) στην Y διεύθυνση (οριζόντια). Στον κατακόρυφο άξονα έχουμε τη θέση του σημείου και στον οριζόντιο τον αριθμό του frame. Ο υπολογισμός της θέσης έγινε με τη μέθοδο Harp που χρησιμοποιεί οπτική ροή.

5.3.3 Σύντομη περιγραφή αποτελεσμάτων

Παρατηρώντας τα παραπάνω αποτελέσματα μπορούμε να πούμε τα εξής:

- Όσον αφορά το κανάλι ροής, οι καμπύλες που προκύπτουν ακολουθούν την ίδια μορφή σε κάθε τομή που επιλέξαμε, γεγονός που επιβεβαιώνει την ορθότητα των αποτελεσμάτων. Οι αποκλίσεις που παρατηρούνται είναι σε ανεκτά όρια, ειδικά αν λάβουμε υπόψη την κακή ποιότητα και τη μικρή ανάλυση των δοσμένων εικόνων.
- Στα δεδομένα του κεφαλιού, παρατηρείται η αναμενόμενη κίνηση. Πιο συγκεκριμένα, παρατηρούμε αμέσως μετά την κρούση που έπεται της ελεύθερης πτώσης μια απότομη μετατόπιση στην κατακόρυφη διεύθυνση, ενώ στη συνέχεια μια εξισορρόπηση στη θέση αυτή. Στην οριζόντια διεύθυνση η μετατόπιση είναι σχεδόν αμελητέα.

6 Συμπεράσματα και μελλοντική εργασία

Η μέθοδος HARP όπως παρουσιάζεται στην παρούσα εργασία κρίνεται ικανή να εξάγει το πεδίο κίνησης από εικόνες spin-tagging MRI, που μπορούν να αποκτηθούν με εντελώς ασφαλή για τον ασθενή τρόπο. Το χαρακτηριστικό της μεθόδου να έχει αναφορά κυρίως στο πεδίο της συχνότητας, της δίνει συγκριτικά πλεονεκτήματα από τη στιγμή που η μαγνητική τομογραφία βασίζεται στην απεικόνιση μέσω του χώρου Fourier. Η δυνατότητα επέμβασης σε στάδιο που προηγείται της τελικής ανακατασκευασμένης εικόνας επιτρέπει τη δημιουργία και εκμετάλλευση νέων ιδιοτήτων στο πεδίο του χώρου. Για το λόγο αυτό η μέθοδος HARP παρουσιάζει πληθώρα υλοποιήσεων που βασίζονται είτε σε οπτικές υπολογιστικές μεθόδους, είτε αποκλειστικά στην ανάλυση της φάσης. Σε κάθε περίπτωση, εκμεταλλευόμεστε υλικές ιδιότητες του tagged ιστού που προσφέρει η ανάλυση φάσης της πρόσθετης μαγνήτισης, ιδιότητες που αντανακλούν άμεσα την κίνηση του δοκιμίου. Στην εργασία αυτή αναπτύχθηκαν τρεις ημιαυτόματες μέθοδοι, δύο που στηρίζονται αποκλειστικά στη φάση ως σημείο αναφοράς, και μία που χρησιμοποιεί οπτική ροή για την εξαγωγή των αποτελεσμάτων.

Η εφαρμογή της τελευταίας μεθοδολογίας έδωσε χρήσιμα συμπεράσματα. Η εκτίμηση των σφαλμάτων σε συνθετικά και πραγματικά δεδομένα έδειξε καταρχήν πως η αποτελεσματικότητα της μεθόδου συνδέεται άμεσα με την επιλογή του συγκεκριμένου φίλτρου σε κάθε περίπτωση ξεχωριστά. Παρατηρήσαμε από τη μία φίλτρα που βελτιώνουν την απόδοση της οπτικής ροής αλλά παρουσιάζουν ευαισθησία στο θόρυβο, ενώ από την άλλη άλλα φίλτρα ανθεκτικά σε υψηλά επίπεδα θορύβου που όμως δεν παρουσιάζουν τις καλές επιδόσεις των προηγούμενων. Η προσέγγιση που αρχικά επιλέγεται στη διαδικασία του φιλτραρίσματος επικαθορίζει τα χαρακτηριστικά που θα πάρει η μετέπειτα πορεία. Κατά τα άλλα θα λέγαμε πως η απόκλιση των αποτελεσμάτων από τις πραγματικές τιμές είναι μικρές, ενώ ενθαρρυντικές κρίνονται και οι επιδόσεις του αλγορίθμου στα πραγματικά δεδομένα. Παρ' όλα αυτά η αστάθεια που παρουσιάζεται κυρίως σε επίπεδα χαμηλού θορύβου δείχνει ότι προς το παρών η HARP δεν προσδίδει ιδιαίτερη βελτίωση στην τεχνική της οπτικής ροής σε ήδη ανακατασκευασμένες εικόνες.

Οι δυσκολίες που παρουσιάστηκαν στην παραπάνω υλοποίηση αφορούσαν κυρίως τη φύση και την ποιότητα των δεδομένων. Η τεχνική HARP ενδείκνυται κυρίως για εφαρμογή σε δεδομένα στο χώρο Fourier, όπως δηλαδή είναι διαθέσιμα κατευθείαν από το μαγνητικό τομογράφο και όχι σε μορφή ανακατασκευασμένης εικόνας. Η περαιτέρω δοκιμή της μεθοδολογίας σε τέτοια δεδομένα υψηλής ανάλυσης προτείνεται για την

απόκτηση πιο ασφαλών ακόμα συμπερασμάτων. Επιπλέον, ακολουθίες tagging μεγαλύτερης χωρικής συχνότητας θα απομακρύνουν τις φασματικές αιχμές ακόμα περισσότερο μεταξύ τους, διευκολύνοντας τη διαδικασία φιλτραρίσματος και δίνοντας έτσι καλύτερα αποτελέσματα. Όσον αφορά τις μεθοδολογίες που δεν υλοποιήθηκαν, η κύρια δυσκολία που παρουσίασαν ήταν η αποκατάσταση της φάσης της HARP εικόνας. Ειδικά σε περιπτώσεις πλάγιου tagging η διαδικασία αυτή είναι ιδιαίτερα απαιτητική, αλλά η επίλυσή της απαλλάσσει το σημαντικό υπολογιστικό φόρτο και την ασάφεια που συνεπάγονται οι οπτικές μέθοδοι, εκμεταλλεζόμενη υλικές ιδιότητες του ιστού και όχι στοιχεία φωτεινότητας της λαμβανόμενης εικόνας.

Οι τεχνικές και τα συμπεράσματα της εργασίας αυτής μπορούν να επεκταθούν σε μεγάλο βαθμό. Καταρχάς προτείνεται η περαιτέρω διερεύνηση της τεχνικής που υλοποιήθηκε, κυρίως γύρω από τη δοκιμή σε πραγματικά δεδομένα καλής ποιότητας. Έπειτα μια σχολαστικότερη μελέτη της επίδρασης του φιλτραρίσματος με την προοπτική της πλήρους αυτοματοποίησης της διαδικασίας, κρίνεται ιδιαίτερα σημαντική. Κατά τα άλλα ενθαρρύνεται η ανάπτυξη αλγορίθμου αποκατάστασης φάσης με σκοπό την υλοποίηση και αξιοποίηση των μεθόδων που βασίζονται αποκλειστικά στην ανάλυση της φάσης και δεν υλοποιήθηκαν στα πλαίσια της εργασίας αυτή. Οι μέθοδοι αυτοί μπορούν εύκολα στη συνέχεια να επεκταθούν έτσι ώστε να υπολογίζουν τη φαινόμενη καταπόνηση στα απεικονιζόμενα δοκίμια. Σε τελικό στάδιο, η επέκταση των παραπάνω σε τρεις διαστάσεις αποτελεί μια από τις υποσχόμενες δυνατότητες της μεθόδου HARP, που πλεονεκτεί έναντι άλλων μεθόδων.

Βιβλιογραφία

- [1] [En.wikipedia.org/wiki/magnetic_resource_imaging#HOW_MRI_works](https://en.wikipedia.org/wiki/magnetic_resource_imaging#HOW_MRI_works)
- [2] P. Boesiger & D. Meier, *Magnetic Resonance Imaging in Medicine*, UZH, eth, Zurich, Institute for biomedical Engineering, 2008
- [3] www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm, *The basics of MRI*, J.P. Hornak
- [4] E. A. Zerhouni, D. M. Parish, W. J. Rogers, A. Yang, and E. P. Shapiro. Human heart: tagging with MR imaging — a method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*, 169:59–63, 1988.
- [5] N.J. Pelc, R.J. Herfkens, A. Shimakawa, and D. Enzmann, Phase contrast cine magnetic resonance imaging, *Magn Reson Q* 7 (1991), 229 – 254.
- [6] Z. H. Cho, Y. M. Ro, I. K. Hong, *FM DANTE Fast Imaging and Variations: Emerging rf-Based Ultrafast Imaging Techniques*, *Concepts in Magnetic Resonance*, Vol. 10(1): 33-54 (1998), John Wiley & Sons, Inc.
- [7] C.H. Lugo-Olivieri, C.C. Moore, E.G.-C. Poon, J.A.C. Lima, E.R. McVeigh, and E.A. Zerhouni, Temporal evolution of three dimensional deformation in the ischemic human left ventricle, *Soc Magn Reson Book of Abstracts*, Vol. 3, 1994, p. 1482.
- [8] E.R. McVeigh, F.W. Prinzen, B.T. Wyman, J.E. Tsitlik, H.P. Halperin, and W.C. Hunter, Imaging asynchronous mechanical activation of the paced heart with tagged MRI, *Magn Reson Med* 39 (1998), 507–513.
- [9] Morse OC, Singer JR. Blood velocity measurements in intact subjects. *Science* 1970; 190:440-441
- [10] Axel L. Approaches to nuclear magnetic resonance imaging of blood flow. *Proc SPIE* 1982; 347:336-341
- [11] Singer JR, Crooks LE. Nuclear magnetic resonance blood flow measurements in the human brain. *Science* 1983; 221:654-656
- [12] W. S. Kerwin, N. F. Osman and J. L. Prince. *Image Processing and Analysis in Tagged Cardiac MRI*. *Handbook of Medical Imaging*, pages: 375-391, 2000
- [13] L. Axel & L. Dougherty, MR Imaging of Motion with Spatial Modulation of Magnetization, *Radiology* 1989,171.841-845
- [14] S. Chandra and Y. Yang. Simulations and demonstrations of localized tagging experiments. *J. Magn. Reson. B*, 111:285–288, 1996.
- [15] E.R. McVeigh and Jr. B.D. Bolster. Improved sampling of myocardial motion with variable separation tagging. *Magn. Reson. Med.*, 39:657–661, 1998.

- [16] L. Axel and L. Dougherty. Heart wall motion: improved method of spatial modulation of magnetization for MR imaging. *Radiology*, 172:349, 1989.
- [17] M. Shinnar and J.S. Leigh. Inversion of the Bloch equation. *J. Chem. Phys.*, 98(8):6121–6128, 1993.
- [18] Thomas Stewart Denney Jr., *Stochastic Estimation of Deformable Motion from Magnetic Resonance Tagged Cardiac Images*, Baltimore, Maryland 1994
- [19] J. Pauly, D. Nishimura & A. Macovski. A k-space analysis of small – tip – angle excitation. *Journal of Magnetic Resonance*, 81:43-56, 1989
- [20] J. Pauly, D. Nishimura & A. Macovski. A linear class of large - tip – angle excitation pulse. *Journal of Magnetic Resonance*, 82:571 - 587, 1989
- [21] J. Pauly, D. Nishimura & A. Macovski. Spatial localization in two dimensions using NMR designer pulses. *Journal of Magnetic Resonance*, 82:647 - 654, 1989
- [22] Aue WP, Bartholdi E, Ernst RR. Two dimensional spectroscopy: application to nuclear magnetic resonance. *J Chem Phys* 1976; 64:2229 – 2246
- [23] E. R. McVeigh. MRI of myocardial function: motion tracking techniques. *Magn. Res. Imag.*, 14(2):137, 1996.
- [24] E. R. McVeigh and E. Atalar. Cardiac tagging with breath-hold cine MRI. *Magn. Res. Med.*, 28:318–327, 1992.
- [25] M.A. Guttman, J.L. Prince, and E.R. McVeigh, Tag and contour detection in tagged MR images of the left ventricle, *IEEE Trans Med Imaging* 13 (1994), 74–88
- [26] E. Atalar and E. McVeigh. Optimization of tag thickness for measuring position with magnetic resonance imaging. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 13(1):152–160, 1994.
- [27] W.S. Kerwin and J.L. Prince. Tracking MR tag surfaces using a spatiotemporal filter and interpolator. *Int. J. Imag. Sys. Tech.*, 10(2):128–142, 1999.
- [28] T.S. Denney. Identification of myocardial tags in tagged MR images without prior knowledge of myocardial contours. In J. Duncan and G. Gindi, editors, *Proc. Inf. Process. Med. Imag.*, Lecture Notes in Computer Science, pages 327–340, Poultney, VT, June 1997. Springer-Verlag.
- [29] A. A. Young, D. L. Kraitchman, L. Dougherty, and L. Axel. Tracking and finite element analysis of stripe deformation in magnetic resonance tagging. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 14(3):413–421, 1995. 21
- [30] A. A. Amini, Y. Chen, R. W. Curwen, V. Mani, and J. Sun. Coupled B-snake grids and constrained thin-plate splines for analysis of 2-D tissue deformations from tagged MRI. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 17(3):344–356, 1998.

- [31] T. S. Denney Jr. and J. L. Prince. Optimal brightness functions for optical flow estimation of deformable motion. *IEEE Trans. Image Proc.*, 3(2):178–191, 1994.
- [32] J. L. Prince and E. R. McVeigh. Motion estimation from tagged MR image sequences. *IEEE Trans. Med. Imag.*, 11(2):238–249, 1992.
- [33] M. A. Gennert and S. Negahdaripour. Relaxing the brightness constancy assumption in computing optical flow. M.I.T. Technical Report, June 1987. A.I. Memo No. 975.
- [34] S. N. Gupta and J. L. Prince. On variable brightness optical flow for tagged MRI. In Y. Bizais, C. Barillot, and R. DiPaola, editors, *Proc. Inf. Process. Med. Imag.*, pages 323–334, Dordrecht, June 1995. Kluwer.
- [35] S. N. Gupta J. L. Prince and S. Androutsellis-Theotokis. Bandpass optical flow for tagged MR imaging. In *Proc. Int. Conf. Imag. Proc.*, volume 3, pages 364–367, October 1997. Santa Barbara CA.
- [36] Nael F. Osman and Jerry L. Prince, Regenerating MR Tagged Images Using Harmonic Phase (HARP) Methods, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 51, no. 8, pages 1428-1433, August 2004
- [37] Joel Barajas, Jaume Garcia-Barnés, Francesc Carreras, Sandra Pujadas and Petia Radeva, Angle Images using Gabor Filters in Cardiac Tagged MRI.
- [38] Zhen Qian, Dimitris N Metaxas and Leon Axel, Extraction and Tracking of MRI tagging Sheets Using a 3D Gabor Filter Bank.
- [39] Osman NF, Prince JL. Motion estimation from tagged MR images using angle images. In: *Proc Int Conf Imag Proc.* vol 1. Chicago: Comp Soc Press, pages 704–708; 1998.
- [40] Nael F. Osman,¹ William S. Kerwin,¹ Elliot R. McVeigh,^{1,2} and Jerry L. Prince, Cardiac Motion Tracking Using CINE Harmonic Phase (HARP) Magnetic Resonance Imaging, *Magnetic Resonance in Medicine* 42:1048–1060 (1999).
- [41] B. Lucas and T. Kanade. An Iterative Image Registration Technique with an Application to Stereo Vision. In *International Joint Conference on Artificial Intelligence*, pages 674-679, 1981.
- [42] S.M. Wright, M.P. McDougall & J.C. Bosshard, Progress in Visualizing Turbulent Flow using Single – Echo Acquisition Imaging, *EMBS Annual International Conference*, New York City, USA, Aug 30 – Sept 3, 2006
- [43] J. Stoitsis, E. Bastouni, D.C. Karampinos et al., Velocity extraction from spin - tagging MRI images using a weighted least-squares optical flow method, *IEEE International Workshop on Imaging, Systems and Techniques*, Krakow, Poland, May 4 – 5, 2007

[44] H. Gudbjartsson, S.Patz. The Rician distribution of noisy MRI data. *Magn Res Med* 34;910-914, 1995