



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

**Ευθυγράμμιση Τρισδιάστατων Ιατρικών Δεδομένων με  
Χρήση Μονάδων Επεξεργασίας Γραφικών Γενικής  
Χρήσης**

**ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ**

**Ανδρέας Μ. Φόρμας**

**Επιβλέπων :** Γιώργος Ματσόπουλος  
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2016





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

**Ευθυγράμμιση Τρισδιάστατων Ιατρικών Δεδομένων με  
Χρήση Μονάδων Επεξεργασίας Γραφικών Γενικής  
Χρήσης**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Ανδρέας Μ. Φόρμας**

**Επιβλέπων :** Γιώργος Ματσόπουλος  
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 27 Ιουνίου 2016

.....  
Γ. Ματσόπουλος  
Αν. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....  
Ν. Ουζούνογλου  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....  
Δ. Κουτσούρης  
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Ιούνιος 2016

.....  
**Ανδρέας Μ. Φόρμας**

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

Copyright © Ανδρέας Μ. Φόρμας, 2016

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τον συγγραφέα. Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον συγγραφέα και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις επίσημες θέσεις του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου.

# Περίληψη

Κατά την εξέταση ψηφιακών ιατρικών δεδομένων, προκύπτει πολλές φορές η ανάγκη να γίνει σύγκριση ανάμεσα σε δεδομένα που έχουν ληφθεί σε διαφορετικές χρονικές στιγμές. Αυτή η περίπτωση εντοπίζεται συνήθως στην αξιολόγηση της μετεγχειρητικής κατάστασης ενός ασθενούς ή ακόμα και σε εύρεση διαφορών ανάμεσα σε ένα ευρύ σύνολο του γενικότερου πληθυσμού. Η πρώτη περίπτωση είναι ιδιαίτερα σημαντική καθώς μπορεί να γίνει εφικτό να ποσοτικοποιηθούν οι αλλαγές, για παράδειγμα μέσω τεχνικών αφαιρετικής ραδιογραφίας, που έχουν επέλθει εφαρμόζοντας ένα συγκεκριμένο εγχειρητικό πρωτόκολλο, δίνοντας έτσι στον ιατρό μια πρώτη εικόνα της βελτίωσης ή όχι της κατάστασης του ασθενούς. Η δεύτερη περίπτωση είναι απαραίτητη στην εύρεση κοινών χαρακτηριστικών σε ομάδες του πληθυσμού, καθιστώντας έτσι εφικτή την εξαγωγή ορθότερων και γενικότερων ιατρικών συμπερασμάτων. Για να μπορέσουν να υλοποιηθούν τέτοιες λειτουργικότητες, απαιτείται τα επιμέρους δεδομένα να υποστούν μια συγκεκριμένη επεξεργασία, την ευθυγράμμιση.

Για το σκοπό αυτό, η παρούσα διπλωματική εργασία αρχίζει με την περιγραφή της διαδικασίας της ευθυγράμμισης η οποία έχει ως στόχο την εύρεση κατάλληλου γεωμετρικού μετασχηματισμού, ο οποίος εξάγεται με την εκμετάλλευση των γεωμετρικών περιγραφών, στοιχεία τα οποία ποσοτικοποιούν τις γεωμετρικές ιδιότητες των υπό εξέταση δεδομένων. Ο γεωμετρικός αυτός μετασχηματισμός επιτυγχάνει την εξομάλυνση των γεωμετρικών αποκλίσεων ανάμεσα σε διαφορετικές απεικονίσεις του ίδιου αντικειμένου. Αυτός ο μετασχηματισμός προκύπτει με τον προσδιορισμό των ταυτισμένων σημείων μεταξύ των δυο συνόλων δεδομένων, ο οποίος δύναται με την πραγματοποίηση σύγκρισης των σημείων με βάση τους γεωμετρικούς περιγραφείς. Ένας γεωμετρικός περιγραφητής είναι ικανός να κωδικοποιεί συμπυκνωμένη πληροφορία για τις γεωμετρικές ιδιότητες μίας καθορισμένης περιοχής γύρω από ένα σημείο, με στόχο την μοναδική περιγραφή και αναγνώρισή του σε όλο το σύνολο των σημείων, χωρίς να επηρεάζεται από το θόρυβο ή την πυκνότητα του σημειακού νέφους. Ο καθένας από αυτούς χρησιμοποιεί διαφορετικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά και υπολογίζεται με διαφορετικό τρόπο.

Ακολούθως, γίνεται εκτενής ανάλυση του προγραμματιστικού μοντέλου *CUDA* (Compute Unified Device Architecture), το οποίο έχει εφευρεθεί από την *NVIDIA*, μέσω του οποίου καθίσταται δυνατή η εκμετάλλευση των γραφικών μονάδων επεξεργασίας γενικής χρήσης (*GPGPU* – General Purpose Computing on Graphics Processing Units), οι οποίες κατέχουν χαρακτηριστικά μεγαλύτερη υπολογιστική ικανότητα σε σχέση με τις συμβατικές κεντρικές μονάδες επεξεργασίας (*CPU* – Central Processing Unit). Στη συνέχεια, περιγράφεται το κλιμακωτό προγραμματιστικό μοντέλο, οι ειδικές προγραμματιστικές λειτουργίες *kernels*, η ιεραρχία μεταξύ των παράλληλων νημάτων επεξεργασίας καθώς και οι βασικές αρχές στην ιεραρχία μνήμης των γραφικών μονάδων επεξεργασίας *GPGPU*.

Τέλος, παρατίθεται η συνολική ροή της διαδικασίας που ακολουθείται στην ευθυγράμμιση ιατρικών εικόνων με τη χρήση του γεωμετρικού περιγραφητή κάθετων διανυσμάτων. Γίνεται λεπτομερής ανάλυση του τρόπου με τον οποίο έχει πραγματοποιηθεί η παραλληλοποίηση του αλγορίθμου υπολογισμού των κάθετων διανυσμάτων, ο οποίος στη συνέχεια δύναται να εκτελεστεί με τη βοήθεια των πολυ-νηματικών γραφικών μονάδων επεξεργασίας γενικού σκοπού (*GPGPU*). Παράλληλα, πραγματοποιείται μελέτη για τις βέλτιστες παραμέτρους που θα πρέπει να εισαχθούν στον αλγόριθμο, έτσι ώστε να γίνεται πλήρης εκμετάλλευση των

διαθέσιμων πόρων με το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Επιπρόσθετα, παρουσιάζονται και συγκρίνονται διάφορα αποτελέσματα ευθυγράμμισης ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων, τα οποία προέκυψαν από την εφαρμογή των μεθόδων σε *CPU* και *GPGPU*.

### **Λέξεις κλειδιά**

Ευθυγράμμιση, γεωμετρικοί περιγραφητές, κάθετα διανύσματα, νέφος σημείων, παραλληλισμός, *NVIDIA*, *CUDA*, *GPGPU*

# Abstract

During the examination of digital medical data, it is crucial to perform a comparison between data which were obtained at different time periods. This comparison, is usually needed during the evaluation of the postoperative state of a patient or even for the estimation of the differences between a large set of the general population. The first case is particularly important as it allows the quantification of the changes, for example by subtractive radiography techniques, which has been extracted by applying a specific operative protocol, giving the doctor a clear image on the first improvements of the patient's condition. The latter case is necessary in order to find common characteristics in the population, thus enabling the extraction of better medical and general conclusions. In order to implement such functionalities, individual data is required to be subjected to a specific processing, the alignment.

Towards this direction, this thesis begins with a description of the process of alignment that aims at finding an appropriate geometric transformation, which is calculated by exploiting geometric descriptors (elements that quantify the geometrical properties of the subject's data under consideration). The geometric transformation achieves smooth spatial deviations between different representations of the same object. This transformation occurs by identifying correspondences (similar points) between the two data sets, which is calculated via comparison of the points' geometric descriptors. A geometric descriptor is capable of encoding condensed information on the geometric properties of a specified area around a query point in order to uniquely describe it and recognize it, among the whole set of points, without being affected by noise or the density of the point cloud. Each of them, uses different geometric features and is calculated in a different manner.

Furthermore, in this study the programming model *CUDA* (Compute Unified Device Architecture, invented by *NVIDIA*) is extensively analyzed, through which it becomes possible to exploit the graphical universal processing units (*GPGPU* - General Purpose Computing on Graphics Processing Units). These units, have significantly more computing power compared to conventional central processing units (*CPU* - Central Processing Unit). In the subsequent sections, the scalable programming model described, as well as the special programming kernels functions, hierarchy between the parallel processing threads and the basic principles on the memory hierarchy of the *GPGPU*.

Finally, the geometric descriptor of normal vectors, is utilized in the overall processing pipeline of the alignment in order to spatially register three-dimensional medical data. A detailed analysis is carried out of how the parallelization algorithm for calculating the normal vectors is implemented, which can then be executed on multi-threaded general purpose graphics processing units (*GPGPU*). In addition, thorough analysis has resulted the optimal parameters to be inserted in the algorithm, so as to make full use of the available resources. Finally, alignment results of medical imaging data are presented and compared between two different implementation approaches, utilizing *CPU* and *GPGPU*.

## **Keywords**

Registration, geometric descriptors, normals, point cloud, parallelism, *NVIDIA*, *CUDA*, *GPGPU*



# Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερος το Δρ. Γιώργο Ματσόπουλο Αν. Καθηγητή Ε.Μ.Π για την ανάθεση αυτής της διπλωματικής εργασίας, παρέχοντάς μου τη δυνατότητα να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα. Ευχαριστώ επίσης τον υποψήφιο Δρ. Αντώνη Σάββα και το Δρ. Θεόδωρο Οικονομόπουλο για τη βοήθεια και καθοδήγησή τους καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένειά μου, τους φίλους και συμφοιτητές μου για όλη τη βοήθεια και στήριξη που μου παρείχαν καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου.



# Περιεχόμενα

<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....</b>	<b>I</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>III</b>
<b>ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....</b>	<b>V</b>
<b>ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....</b>	<b>VII</b>
<b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....</b>	<b>IX</b>
<b>ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....</b>	<b>XI</b>
<b>1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....</b>	<b>1</b>
1.1 ΣΚΟΠΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	1
1.2 ΔΙΑΡΘΡΩΣΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	2
<b>2 ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....</b>	<b>3</b>
2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	3
2.2 ΟΡΙΣΜΟΣ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....	4
2.3 ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ.....	6
2.3.1 Διαστάσεις Γεωμετρικού Μετασχηματισμού.....	6
2.3.2 Είδος Γεωμετρικού Μετασχηματισμού.....	7
2.3.2.1 Συμπαγής Γεωμετρικός Μετασχηματισμός.....	7
2.3.2.2 Γεωμετρικός Μετασχηματισμός Τύπου Affine.....	8
2.3.2.3 Προβολικός Γεωμετρικός Μετασχηματισμός.....	8
2.3.2.4 Καμπυλόγραμμοι Γεωμετρικοί Μετασχηματισμοί.....	9
2.3.3 Η Βάση της Ευθυγράμμιση.....	9
2.3.3.1 Ευθυγράμμιση Βασισμένη σε Εξωγενή Χαρακτηριστικά.....	10
2.3.3.2 Ευθυγράμμιση Βασισμένη σε Ενδογενή Χαρακτηριστικά.....	11
2.3.3.2.1 Μέθοδοι με Βάση τα Σημεία (Landmark Based Methods).....	12
2.3.3.2.2 Μέθοδοι Τμηματοποίησης (Segmentation Based Methods).....	13
2.3.3.2.3 Μέθοδοι Βασισμένες στη Φωτεινότητα (Voxel Property-Based, Intensity Based Methods).....	14
2.3.4 Περιοχή Εφαρμογής του Μετασχηματισμού.....	15
2.3.5 Κατηγορίες δεδομένων.....	15
2.3.6 Το Υποκείμενο της Ευθυγράμμισης.....	16
2.3.7 Το Αντικείμενο της Ευθυγράμμισης.....	16
2.3.8 Αυτοματοποίηση και Δια-δραστικότητα.....	16
2.3.9 Μέθοδοι Βελτιστοποίησης και Τεχνικές Αναζήτησης.....	17
2.4 ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ.....	18
2.4.1 Συνάρτηση Επιτυχίας.....	18
2.4.1.1 Άθροισμα της Απόλυτης Διαφοράς Χρωματικών Πυκνοτήτων.....	19
2.4.1.2 Συντελεστής Συσχέτισης Χρωματικών Πυκνοτήτων.....	19
2.4.1.3 Διαφορά Εντροπίας.....	20
2.4.2 Αποτίμηση Τεχνικών Ευθυγράμμισης.....	21
2.4.2.1 Ακρίβεια (Precision and Accuracy).....	21
2.4.2.2 Ευρωστία-Ευστάθεια.....	22
2.4.2.3 Αξιοπιστία.....	22
2.4.2.4 Απαιτήσεις και Ανάγκες-Αλγοριθμική Πολυπλοκότητα.....	22
2.4.2.5 Κλινική Χρησιμότητα.....	22
<b>3 ΜΕΘΟΔΟΙ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΜΕ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΟΥΣ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗΤΕΣ.....</b>	<b>23</b>
3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	23
3.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ (FEATURE BASED REGISTRATION).....	24
3.2.1 Γεωμετρικοί Περιγραφητές (Feature Descriptors).....	25
3.2.1.1 Γεωμετρικός Περιγραφητής Κάθετων Διανυσμάτων (Normals).....	26
3.2.1.2 Fast Point Feature Histograms (FPFH).....	29
3.2.1.3 Signature of Histograms of Orientation (SHOT).....	32
3.2.1.5 USC (Unique Shape Context).....	35
3.2.2 Εύρεση Σημειακών Αντιστοιχιών (Correspondence Estimation).....	36
3.2.3 Απόρριψη Λανθασμένων Σημειακών Αντιστοιχιών (Correspondence Rejection).....	37

3.2.4 Υπολογισμός και Εφαρμογή του Μετασχηματισμού.....	40
3.2.5 Συνάρτηση Μέτρησης Σφάλματος.....	42
4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	43
4.2 ΚΛΙΜΑΚΩΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΙΣΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ.....	46
4.3 ΠΥΡΗΝΕΣ (KERNELS).....	47
4.4 ΙΕΡΑΡΧΙΑ ΝΗΜΑΤΩΝ.....	48
4.5 ΙΕΡΑΡΧΙΑ ΜΝΗΜΗΣ.....	50
<b>5 ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ GPGPU (GENERAL PURPOSE COMPUTING ON GRAPHICS PROCESSING UNITS).....</b>	<b>53</b>
5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	53
5.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ.....	54
5.3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΚΑΘΕΤΩΝ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ (NORMALS) ΜΕ ΧΡΗΣΗ GPGPU.....	56
5.3.1 Μεταφορά Υπολογισμών σε GPGPU.....	58
5.3.1.1 Ταυτόχρονη Εύρεση Γειτονικών Σημείων για $n$ Υπό Εξέταση Σημεία.....	58
5.3.1.2 Υπολογισμός Κέντρου Βάρους, Πίνακα Συν-διασποράς, Ιδιοτιμών, Ιδιοδιανυσμάτων και Αντιστροφή Φοράς Κάθετου Διανύσματος.....	60
5.3.1.3 Επαναλαμβανόμενη Παράλληλη Εκτέλεση σε GPGPU.....	61
5.3.2 Αναζήτηση Βέλτιστου Τρόπου Συνδυασμού Μεθόδων Αναζήτηση Γειτονικών Σημείων.....	62
5.3.2.1 Πειραματική Διαδικασία για Προσδιορισμό Βέλτιστης kNN Αναζήτησης Γειτόνων.....	63
5.3.2.2 Προσδιορισμός Βέλτιστης Ακτίνας Αναζήτησης Γειτόνων με Προκαθορισμένο Άνω Όριο.....	72
5.4. ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΚΑΘΕΤΩΝ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ (NORMALS) ΣΕ CPU ΚΑΙ GPGPU ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	77
5.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	80
<b>6 ΣΧΟΛΙΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΕΠΕΚΤΑΣΕΙΣ Η ΒΕΛΤΙΩΣΕΙΣ.....</b>	<b>81</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>	<b>83</b>

# Κατάλογος Εικόνων

ΣΧΗΜΑ 1 : ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΡΟΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΔΥΟ ΕΙΚΟΝΩΝ : ΕΙΚΟΝΑ ΑΝΑΦΟΡΑΣ (REFERENCE IMAGE) ΚΑΙ ΕΙΚΟΝΑ ΠΡΟΣ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ (FLOATING IMAGE) .....	5
ΣΧΗΜΑ 2 : ΣΤΕΡΕΟΣΤΑΤΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ .....	10
ΣΧΗΜΑ 3 : FIDUCIAL MARKERS ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΑ ΤΟΠΟΘΕΤΗΜΕΝΑ ΣΤΟ ΚΡΑΝΙΟ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ .....	11
ΣΧΗΜΑ 4 : ΕΝΤΟΠΙΣΜΟΣ ΑΝΑΤΟΜΙΚΩΝ ΔΙΑΚΡΙΤΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ ΓΙΑ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΤΗΣ ΥΠΟ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ (FLOATING IMAGE) ΜΕ ΤΗΝ ΕΙΚΟΝΑ ΑΝΑΦΟΡΑΣ (REFERENCE IMAGE).....	12
ΣΧΗΜΑ 5 : ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΗ ΚΑΤΑΤΜΗΣΗ, ΤΗΣ ΑΡΙΣΤΕΡΑ ΚΑΙ ΜΕΣΑΙΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ (SEGMENTATION BASED REGISTRATION). ΔΕΞΙΑ, Η ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΜΕΝΕΣ ΕΙΚΟΝΕΣ .....	13
ΣΧΗΜΑ 6 : ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΔΙΣΔΙΑΣΤΑΤΩΝ ΟΛΙΚΩΝ ΚΑΙ ΤΟΠΙΚΩΝ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΣΤΗΝ ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΕΙΚΟΝΑ .....	15
ΣΧΗΜΑ 7 : ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΡΟΗΣ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑΣ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΕΚΜΕΤΑΛΛΕΥΟΜΕΝΗ ΤΟΥΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΟΥΣ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗΤΕΣ (DESCRIPTORS).....	25
ΣΧΗΜΑ 8 : ΚΑΘΕΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ (NORMALS) ΣΕ ΔΙΑΦΟΡΑ ΣΗΜΕΙΑ ΣΤΙΣ ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΕΠΙΦΑΝΕΙΣ ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΩΝ.....	27
ΣΧΗΜΑ 9 : ΣΗΜΕΙΑΚΑ ΝΕΦΗ ΜΕ ΚΑΘΕΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΑΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΤΟΥ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟΥ ΦΟΡΩΝ ΚΑΙ Η ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΗ ΣΦΑΙΡΑ ΚΑΘΕΤΩΝ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ (NORMAL SPHERE) .....	28
ΣΧΗΜΑ 10 : ΣΗΜΕΙΑΚΑ ΝΕΦΗ ΜΕ ΚΑΘΕΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΟΜΟΙΟΜΟΡΦΟΥ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟΥ ΦΟΡΩΝ ΠΡΟΣ ΤΟ ΣΗΜΕΙΟ ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΗΣ ΚΑΙ Η ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΗ ΣΦΑΙΡΑ ΚΑΘΕΤΩΝ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ (NORMAL SPHERE) .....	29
ΣΧΗΜΑ 11 : ΓΡΑΦΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΩΝ ΓΩΝΙΩΝ $\alpha$ , $\phi$ , $\theta$ ΕΝΟΣ ΖΕΥΓΟΥΣ ΣΗΜΕΙΩΝ $PS$ ΚΑΙ $PT$ , ΜΑΖΙ ΜΕ ΤΑ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΑ ΚΑΘΕΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΤΟΥΣ $NS$ ΚΑΙ $NT$ , ΣΕ ΕΝΑ ΑΜΕΤΑΒΛΗΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΣΥΝΤΕΤΑΓΜΕΝΩΝ $U, V, W$ .....	30
ΣΧΗΜΑ 12 : ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΤΩΝ ΠΕΡΙΟΧΩΝ ΠΟΥ ΛΑΜΒΑΝΟΥΝ ΜΕΡΟΣ ΣΤΟΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟ ΤΟΥ ΚΑΘΕ $SPFH$ ΓΙΑ ΤΟ ΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟ ΤΟΥ ΤΕΛΙΚΟΥ $FPPH$ ΤΟΥ ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΣΗΜΕΙΟΥ $PQ$ . ΟΙ ΓΕΙΤΟΝΕΣ ΟΙ ΟΠΟΙΟΙ ΒΡΙΣΚΟΝΤΑΙ ΕΝΤΟΣ ΤΗΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΠΟΥ ΚΑΘΟΡΙΖΕΙ Η ΑΚΤΙΝΑ $R$ ΕΝΩΝΟΝΤΑΙ ΜΕ ΤΟ ΣΗΜΕΙΟ $PQ$ (ΚΟΚΚΙΝΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ) ΚΑΙ ΑΚΟΛΟΥΘΩΣ ΥΠΟΛΟΓΙΖΕΤΑΙ ΤΟ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΟ $SPFH$ . ΣΤΗ ΣΥΝΕΧΕΙΑ, ΚΑΘΕ ΓΕΙΤΟΝΙΚΟ ΣΗΜΕΙΟ $PK$ , ΚΑΤΩ ΑΠΟ ΤΑ ΙΔΙΑ ΚΡΙΤΗΡΙΑ, ΣΥΝΔΕΕΤΑΙ ΜΕ ΤΑ ΓΕΙΤΟΝΙΚΑ ΤΟΥ ΚΑΙ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΖΟΝΤΑΙ ΤΑ ΕΚΑΣΤΟΤΕ $SPFH$ . ΤΟ $FPPH$ ΘΑ ΠΡΟΚΥΨΕΙ ΛΑΜΒΑΝΟΝΤΑΣ ΥΠΟΨΗ ΤΟΥΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΕΣ ΒΑΡΟΥΣ ΤΟΥ ΚΑΘΕ $SPFH$ ΚΑΙ ΥΛΟΠΟΙΩΝΤΑΣ ΤΗΝ ΠΡΟΑΝΑΦΕΡΘΕΙΣΑ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ (28). ΟΙ ΜΑΥΡΕΣ ΓΡΑΜΜΕΣ ΥΠΟΔΗΛΩΝΟΥΝ ΣΥΝΔΕΞΕΙΣ ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΠΡΑΓΜΑΤΟΠΟΙΗΘΕΙ ΔΥΟ ΦΟΡΕΣ .....	31
ΣΧΗΜΑ 13 : ΤΟ ΣΦΑΙΡΙΚΟ ΠΛΕΓΜΑ ΧΩΡΙΣΜΕΝΟ ΣΕ 32 ΤΟΜΕΣ ΚΑΙ ΚΕΝΤΡΟ ΤΟ ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΣΗΜΕΙΟ $P$ . ΔΙΠΛΑ ΔΙΑΚΡΙΝΕΤΑΙ ΤΟ ΙΣΤΟΓΡΑΜΜΑ ΕΝΟΣ ΤΟΜΕΑ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΗ ΓΩΝΙΑ ΠΟΥ ΣΧΗΜΑΤΙΖΟΥΝ ΤΑ ΚΑΘΕΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ $NP$ ΚΑΙ $NP1$ .....	33
ΣΧΗΜΑ 14 : ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΤΟΥ ΤΡΟΠΟΥ ΜΕ ΤΟΝ ΟΠΟΙΟ ΚΑΤΑΚΕΡΜΑΤΙΖΕΤΑΙ ΣΕ ΤΟΜΕΙΣ Η ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΔΙΑΜΟΡΦΟΥΜΕΝΗ ΣΦΑΙΡΑ ΣΤΟΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟ ΤΟΥ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗΤΗ 3DSC, ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΥΡΕΣΗ ΤΟΥ ΤΕΛΙΚΟΥ ΙΣΤΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ .....	34
ΣΧΗΜΑ 15 : ΑΡΙΣΤΕΡΑ ΤΟ KD-TREE ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΜΕΝΟ ΓΙΑ ΔΥΟ ΔΙΣΤΑΣΕΙΣ ΣΕ ΜΟΡΦΗ ΔΥΑΔΙΚΟΥ ΔΕΝΤΡΟΥ ΚΑΙ ΣΤΑ ΔΕΞΙΑ Η ΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΔΙΑΧΩΡΙΣΜΟΥ ΧΩΡΟΥ ΜΕ ΤΗΝ $kNN$ ΜΕΘΟΔΟ. ....	37
ΣΧΗΜΑ 16 : ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΣΗΜΕΙΑΚΩΝ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΙΩΝ ΓΙΑ ΔΥΟ ΝΕΦΗ ΣΗΜΕΙΩΝ ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ RANSAC.....	39
ΣΧΗΜΑ 17 : ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΣΗΜΕΙΑΚΩΝ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΙΩΝ ΓΙΑ ΔΥΟ ΝΕΦΗ ΣΗΜΕΙΩΝ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ RANSAC.....	40
ΣΧΗΜΑ 18 : ΠΡΑΞΕΙΣ ΚΙΝΗΤΗΣ ΥΠΟΔΙΑΣΤΟΛΗΣ ΑΝΑ ΔΕΥΤΕΡΟΛΕΠΤΟ ΓΙΑ ΚΕΝΤΡΙΚΕΣ ΜΟΝΑΔΕΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ (CPU) ΚΑΙ ΜΟΝΑΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΓΡΑΦΙΚΩΝ (GPU) .....	43
ΣΧΗΜΑ 19 : ΕΥΡΟΣ ΖΩΝΗΣ ΠΡΟΣΒΑΣΗΣ ΣΤΗ ΜΝΗΜΗ ΓΙΑ ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΚΕΝΤΡΙΚΕΣ ΜΟΝΑΔΕΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ (CPU) ΚΑΙ ΜΟΝΑΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΓΡΑΦΙΚΩΝ (GPU) .....	44
ΣΧΗΜΑ 20 : Η ΜΟΝΑΔΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΓΡΑΦΙΚΩΝ (GPU) ΑΦΙΕΡΩΝΕΙ ΠΕΡΙΣΣΟΤΕΡΑ ΤΡΑΝΖΙΣΤΟΡ ΣΤΗΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΗΝ ΚΕΝΤΡΙΚΗ ΜΟΝΑΔΑ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ (CPU) .....	45
ΣΧΗΜΑ 21 : ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ CUDA ΕΙΝΑΙ ΔΟΜΗΜΕΝΟ ΜΕ ΤΕΤΟΙΟ ΤΡΟΠΟ ΕΤΣΙ ΩΣΤΕ ΝΑ ΕΠΙΤΡΕΠΕΙ ΑΥΤΟΜΑΤΗ ΚΛΙΜΑΚΩΣΗ ΚΑΙ ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΤΙΚΟΤΗΤΑ, ΑΝΕΞΑΡΤΗΤΑ ΑΠΟ ΤΟ ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΟ ΥΛΙΚΟ (HARDWARE).....	47
ΣΧΗΜΑ 22 : ΔΥΣΔΙΑΣΤΑΤΟ ΠΛΕΓΜΑ ΑΠΟΤΕΛΟΥΜΕΝΟ ΑΠΟ ΔΥΣΔΙΑΣΤΑΤΟ ΜΠΛΟΚ ΝΗΜΑΤΩΝ .....	49
ΣΧΗΜΑ 23 : ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΕΚΤΕΛΕΣΗΣ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΟΣ, ΜΕ ΤΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑΤΙΣΤΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ CUDA .....	51
ΣΧΗΜΑ 24 : ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΡΟΗΣ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑΣ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΟ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΟ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗΤΗ ΚΑΘΕΤΩΝ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ.....	56
ΣΧΗΜΑ 25 : ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΡΟΗΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΚΑΘΕΤΟΥ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΣΗΜΕΙΟΥ ΣΤΟ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΟ ΣΗΜΕΙΑΚΟ ΝΕΦΟΣ .....	57

ΣΧΗΜΑ 26 : ΠΑΡΑΛΛΗΛΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ, ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΠΟΛΥ-ΝΗΜΑΤΙΚΩΝ ΜΟΝΑΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΓΡΑΦΙΚΩΝ, ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΥΡΕΣΗ ΤΩΝ ΚΟΝΤΙΝΟΤΕΡΩΝ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ ΕΠΙΛΕΓΜΕΝΟΥ ΑΡΙΘΜΟΥ ΣΗΜΕΙΩΝ ΣΤΟ ΝΕΦΟΣ .....	59
ΣΧΗΜΑ 27 : ΠΑΡΑΛΛΗΛΟΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ, ΜΕ ΤΗΝ ΧΡΗΣΗ ΠΟΛΥ-ΝΗΜΑΤΙΚΩΝ ΜΟΝΑΔΩΝ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΓΡΑΦΙΚΩΝ, ΓΙΑ ΤΗΝ ΤΑΥΤΟΧΡΟΝΗ ΕΞΑΓΩΓΗ ΤΩΝ ΚΑΘΕΤΩΝ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ ΕΝΟΣ ΕΠΙΛΕΓΜΕΝΟΥ ΑΡΙΘΜΟΥ ΣΗΜΕΙΩΝ ΣΤΟ ΝΕΦΟΣ .....	61
ΣΧΗΜΑ 28 : ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΟ ΣΗΜΕΙΑΚΟ ΝΕΦΟΣ ΤΟΥ ΔΣΘΕΝΗ #10, ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΟΥ ΔΕΥΤΕΡΟΥ ΣΥΜΠΑΓΟΥΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ. ΜΕ ΧΡΩΜΑ ΚΟΚΚΙΝΟ ΦΑΙΝΕΤΑΙ ΤΟ ΑΡΧΙΚΟ ΣΗΜΕΙΑΚΟ ΝΕΦΟΣ ΚΑΙ ΜΕ ΧΡΩΜΑ ΠΡΑΣΙΝΟ ΤΟ ΝΕΦΟΣ ΠΟΥ ΕΧΕΙ ΠΡΟΚΥΨΕΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΓΝΩΣΤΟΥ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΥ .....	64
ΣΧΗΜΑ 29 : ΓΡΑΦΙΚΕΣ ΠΑΡΑΣΤΑΣΕΙΣ ΜΕΣΟΥ ΟΡΟΥ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΓΙΑ ΚΑΘΕ ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΟ ΣΗΜΕΙΑΚΟ ΝΕΦΟΣ ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟ ΣΤΑΘΕΡΟ ΠΛΗΘΟΣ ΕΠΙΣΤΡΕΦΟΜΕΝΩΝ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ .....	70
ΣΧΗΜΑ 30 : ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΜΕΣΟΥ ΟΡΟΥ ΤΩΝ ΜΕΣΩΝ ΟΡΩΝ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΓΙΑ ΟΛΑ ΤΑ ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΑ ΣΗΜΕΙΑΚΑ ΝΕΦΗ ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΟ ΣΤΑΘΕΡΟ ΠΛΗΘΟΣ ΕΠΙΣΤΡΕΦΟΜΕΝΩΝ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ .....	71
ΣΧΗΜΑ 31 : ΓΡΑΦΙΚΕΣ ΠΑΡΑΣΤΑΣΕΙΣ ΜΕΣΟΥ ΟΡΟΥ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΓΙΑ ΚΑΘΕ ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΟ ΣΗΜΕΙΑΚΟ ΝΕΦΟΣ ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΗΝ ΑΚΤΙΝΑ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ ΜΕ ΑΝΩ ΟΡΙΟ ΤΟΥΣ 1050 ΓΕΙΤΟΝΕΣ .....	75
ΣΧΗΜΑ 32 : ΓΡΑΦΙΚΗ ΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΜΕΣΟΥ ΟΡΟΥ ΤΩΝ ΜΕΣΩΝ ΟΡΩΝ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΓΙΑ ΟΛΑ ΤΑ ΥΠΟ ΕΞΕΤΑΣΗ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΑ ΣΗΜΕΙΑΚΑ ΝΕΦΗ ΩΣ ΠΡΟΣ ΤΗΝ ΑΚΤΙΝΑ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ ΜΕ ΑΝΩ ΟΡΙΟ ΤΟΥΣ 1050 ΓΕΙΤΟΝΕΣ .....	76
ΣΧΗΜΑ 33 : ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΠΟΣΟΣΤΩΝ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΑ ΚΑΘΕΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΜΕΤΑΞΥ ΠΑΡΑΛΛΗΛΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΣΕ CPU (PCL) ΚΑΙ GPGPU .....	79
ΣΧΗΜΑ 34 : ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΧΡΟΝΩΝ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΑ ΚΑΘΕΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΜΕΤΑΞΥ ΠΑΡΑΛΛΗΛΩΝ ΑΛΓΟΡΙΘΜΩΝ ΣΕ CPU (PCL) ΚΑΙ GPGPU .....	79

# Κατάλογος Πινάκων

ΠΙΝΑΚΑΣ 1 : ΠΙΝΑΚΑΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΩΝ ΕΠΙΤΥΧΙΑΣ .....	21
ΠΙΝΑΚΑΣ 2 : ΓΝΩΣΤΟΙ ΣΥΜΠΑΓΕΙΣ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΙ (R, T) ΠΟΥ ΕΧΟΥΝ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΗΘΕΙ .....	63
ΠΙΝΑΚΑΣ 3 : ΣΦΑΛΜΑ ΜΕΤΑΞΥ ΑΡΧΙΚΟΥ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΟΥ ΣΗΜΕΙΑΚΟΥ ΝΕΦΟΥΣ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ #10 ΚΑΙ ΤΩΝ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΤΟΥ .....	65
ΠΙΝΑΚΑΣ 4 : ΣΦΑΛΜΑ ΜΕΤΑΞΥ ΑΡΧΙΚΟΥ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΟΥ ΣΗΜΕΙΑΚΟΥ ΝΕΦΟΥΣ ΤΟΥ ΑΣΘΕΝΗ #10 ΚΑΙ ΤΩΝ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΤΟΥ, ΠΡΙΝ ΚΑΙ ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΠΡΑΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΟΥ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΟΥΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΟΥΣ ΠΕΡΙΓΡΑΦΗΤΕΣ ΚΑΘΕΤΩΝ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΩΝ. Η ΚΝΝ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗ ΓΕΙΤΟΝΩΝ ΟΡΙΣΜΕΝΗ ΣΤΟΥΣ ΕΞΑΚΟΣΙΟΥΣ ΓΕΙΤΟΝΕΣ .....	66
ΠΙΝΑΚΑΣ 5 : ΜΕΣΟΙ ΟΡΟΙ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΜΕΤΑ ΤΗ ΠΡΑΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΚΑΣΤΟΤΕ ΟΜΑΔΑ, ΤΟΥ ΑΡΧΙΚΟΥ ΣΗΜΕΙΑΚΟΥ ΝΕΦΟΥΣ ΚΑΙ ΤΩΝ ΔΕΚΑ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΤΟΥ, ΓΙΑ ΤΑ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΑ ΠΛΗΘΗ ΕΠΙΣΤΡΕΦΟΜΕΝΩΝ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ .....	67
ΠΙΝΑΚΑΣ 6 : ΣΥΝΕΧΕΙΑ ΤΩΝ ΜΕΣΩΝ ΟΡΩΝ ΤΟΥ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΜΕΤΑ ΤΗ ΠΡΑΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΚΑΣΤΟΤΕ ΟΜΑΔΑ, ΤΟΥ ΑΡΧΙΚΟΥ ΣΗΜΕΙΑΚΟΥ ΝΕΦΟΥΣ ΚΑΙ ΤΩΝ ΔΕΚΑ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΤΟΥ, ΓΙΑ ΤΑ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΑ ΠΛΗΘΗ ΣΤΑΘΕΡΩΝ ΕΠΙΣΤΡΕΦΟΜΕΝΩΝ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ .....	68
ΠΙΝΑΚΑΣ 7 : ΜΕΣΟΣ ΟΡΟΣ ΚΑΙ ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ ΤΩΝ ΜΕΣΩΝ ΟΡΩΝ ΤΩΝ ΠΟΣΟΣΤΩΝ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ, ΓΙΑ ΟΛΑ ΤΑ ΑΡΧΙΚΑ ΣΗΜΕΙΑΚΑ ΝΕΦΗ ΚΑΙ ΤΩΝ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΩΝ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΤΟΥΣ, ΓΙΑ ΚΑΘΕ ΕΝΑ ΑΠΟ ΤΑ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΑ ΠΛΗΘΗ ΣΤΑΘΕΡΩΝ ΕΠΙΣΤΡΕΦΟΜΕΝΩΝ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ .....	69
ΠΙΝΑΚΑΣ 8 : ΜΕΣΟΙ ΟΡΟΙ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΜΕΤΑ ΤΗ ΠΡΑΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΚΑΣΤΟΤΕ ΟΜΑΔΑ, ΤΟΥ ΑΡΧΙΚΟΥ ΣΗΜΕΙΑΚΟΥ ΝΕΦΟΥΣ ΚΑΙ ΤΩΝ ΔΕΚΑ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΤΟΥ, ΓΙΑ ΤΙΣ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΕΣ ΑΚΤΙΝΕΣ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ ΜΕ ΑΝΩ ΟΡΙΟ ΤΟΥΣ 1050 ΓΕΙΤΟΝΕΣ .....	73
ΠΙΝΑΚΑΣ 9 : ΣΥΝΕΧΕΙΑ ΤΩΝ ΜΕΣΩΝ ΟΡΩΝ ΤΟΥ ΠΟΣΟΣΤΟΥ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ ΜΕΤΑ ΤΗ ΠΡΑΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΚΑΣΤΟΤΕ ΟΜΑΔΑ, ΤΟΥ ΑΡΧΙΚΟΥ ΣΗΜΕΙΑΚΟΥ ΝΕΦΟΥΣ ΚΑΙ ΤΩΝ ΔΕΚΑ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΤΟΥ, ΓΙΑ ΤΙΣ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΕΣ ΑΚΤΙΝΕΣ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ ΜΕ ΑΝΩ ΟΡΙΟ ΤΟΥΣ 1050 ΓΕΙΤΟΝΕΣ .....	73
ΠΙΝΑΚΑΣ 10 : ΜΕΣΟΣ ΟΡΟΣ ΚΑΙ ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ ΤΩΝ ΜΕΣΩΝ ΟΡΩΝ ΤΩΝ ΠΟΣΟΣΤΩΝ ΒΕΛΤΙΩΣΗΣ, ΓΙΑ ΟΛΑ ΤΑ ΑΡΧΙΚΑ ΣΗΜΕΙΑΚΑ ΝΕΦΗ ΚΑΙ ΤΩΝ ΑΝΤΙΣΤΟΙΧΩΝ ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΩΝ ΤΟΥΣ, ΓΙΑ ΚΑΘΕ ΜΙΑ ΕΞΕΤΑΖΟΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΑ ΑΝΑΖΗΤΗΣΗΣ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ ΜΕ ΑΝΩ ΟΡΙΟ ΤΟΥΣ 1050 ΓΕΙΤΟΝΕΣ .....	74
ΠΙΝΑΚΑΣ 11 : ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΑ ΚΑΘΕΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ ΠΑΡΑΛΛΗΛΟΥ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ ΣΕ GPGPU, ΜΕ ΑΝΩ ΟΡΙΟ ΕΠΙΣΤΡΕΦΟΜΕΝΩΝ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ ΤΟΥΣ 1050 .....	78
ΠΙΝΑΚΑΣ 12 : ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΑ ΚΑΘΕΤΑ ΔΙΑΝΥΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΟΥ ΠΑΡΑΛΛΗΛΟΥ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥ ΤΗΣ ΒΙΒΛΙΟΘΗΚΗΣ PCL (POINT CLOUD LIBRARY) ΣΕ CPU, ΧΩΡΙΣ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΕΝΟ ΑΝΩ ΟΡΙΟ ΕΠΙΣΤΡΕΦΟΜΕΝΩΝ ΓΕΙΤΟΝΙΚΩΝ ΣΗΜΕΙΩΝ .....	78





# 1 Εισαγωγή

## 1.1 Σκοπός Διπλωματικής Εργασίας

Στην παρούσα διπλωματική εργασία εξετάζεται η ευθυγράμμιση τρισδιάστατων ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων με τη χρήση γεωμετρικών περιγραφικών, καθώς και η μεθοδολογία με την οποία μπορεί να γίνει η εκμετάλλευση των γραφικών μονάδων επεξεργασίας γενικής χρήσης (GPGPU – General Purpose Computing on Graphics Processing Units) για το σκοπό αυτό.

Κατά την εξέταση ψηφιακών ιατρικών δεδομένων, από διαφορετικούς ασθενείς ή από τον ίδιο ασθενή σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, πολλές φορές απαιτείται η ευθυγράμμιση των δεδομένων, η οποία επιτρέπει τη χρήση αυτοματοποιημένων τεχνικών αφαιρετικής ραδιογραφίας για τον εντοπισμό πιθανών διαφορών. Συνήθως η ευθυγράμμιση επιτυγχάνεται εφαρμόζοντας επαναληπτικές διαδικασίες βελτιστοποίησης των παραμέτρων ενός γεωμετρικού μετασχηματισμού, ο οποίος τελικά εφαρμόζεται στα υπό ευθυγράμμιση δεδομένα. Οι τεχνικές αυτές εφαρμόζονται στο σύνολο των σημείων των δεδομένων και βασίζονται στη φωτεινότητα των σημείων ή περιοχών των εικόνων. Λόγω της επαναληπτικής φύσης των τεχνικών αυτών, αλλά και λόγω του ότι στηρίζονται στο σύνολο της διαθέσιμης πληροφορίας των εικόνων, η εφαρμογή τους απαιτεί σημαντικό χρονικό διάστημα. Κατά συνέπεια, σε τρισδιάστατα ιατρικά δεδομένα (αξονικές τομογραφίες, μαγνητικές τομογραφίες, κλπ), όπου ο όγκος των δεδομένων αυξάνεται σημαντικά, η εφαρμογή συμβατικών τεχνικών ευθυγράμμισης κρίνεται πολλές φορές μη πρακτική. Για το λόγο αυτό, έχουν προταθεί τεχνικές ευθυγράμμισης οι οποίες βασίζονται σε περιορισμένο αριθμό σημείων των αρχικών δεδομένων. Επιπλέον, είναι δυνατή η χρήση διαφόρων γεωμετρικών χαρακτηριστικών για την ευθυγράμμιση των δεδομένων, αντί της φωτεινότητας των σημείων. Με τον τρόπο αυτό είναι δυνατή η ευθυγράμμιση δεδομένων με διαφορετικές χρωματικές ιδιότητες (πχ λόγω διαφορετικών παραμέτρων λήψης) ή ακόμα και η ευθυγράμμιση δεδομένων τα οποία προέρχονται από διαφορετικές μεθοδολογίες λήψης (CT-MRI, CT-PET, κλπ). Λόγω του αυξημένου όγκου των υπό εξέταση δεδομένων ο υπολογισμός των γεωμετρικών χαρακτηριστικών απαιτεί μεγάλη υπολογιστική πολυπλοκότητα και γι' αυτό εφαρμόζονται τεχνικές υπο-δειγματοληψίας των δεδομένων. Παρόλα αυτά, η απώλεια της διαθέσιμης πληροφορίας μπορεί να έχει αρνητικές συνέπειες στην ακρίβεια των αλγορίθμων.

Στην παρούσα εργασία, γίνεται εκμετάλλευση των υπολογιστικών δυνατοτήτων μιας μονάδας επεξεργασίας γραφικών γενικής χρήσης. Μια *GPGPU* αποτελείται από πολλά απλά επεξεργαστικά στοιχεία, κάτι που επιτρέπει την μαζική παραλληλοποίηση αλγορίθμων. Μέσω αυτής της παραλληλοποίησης επιτυγχάνεται σημαντική εξοικονόμηση του υπολογιστικού χρόνου που χρειάζεται για να τερματίσει ο εκάστοτε αλγόριθμος. Ο κυριότερος στόχος αυτής της εργασίας είναι να αποφευχθεί η πραγματοποίηση υπο-δειγματοληψίας στα αρχικά δεδομένα, πράγμα το οποίο δύναται να επιτραπεί με την εκμετάλλευση της μείωσης του απαιτούμενου χρόνου υλοποίησης. Πιο συγκεκριμένα, σχεδιάζεται αλγόριθμος υπολογισμού του γεωμετρικού περιγραφική κάθετων διανυσμάτων σε μια *GPGPU* και εξετάζεται παράλληλα εάν η μη αξιοποίηση της υπο-δειγματοληψίας έχει ως αποτέλεσμα τη διασφάλιση σημαντικής ακρίβειας στην ευθυγράμμιση των υπό εξέταση δεδομένων. Ταυτόχρονα, πραγματοποιείται σύγκριση χρόνου τερματισμού και ακρίβειας με τις συμβατικές κεντρικές

μονάδες επεξεργασίας *CPU*.

## 1.2 Διάρθρωση Διπλωματικής Εργασίας

Στο **κεφάλαιο 2** γίνεται ανάλυση των μεθόδων ευθυγράμμισης δεδομένων. Περιγράφεται ο όρος της ευθυγράμμισης και παράλληλα παρουσιάζονται οι κατηγορίες στις οποίες διακρίνονται οι συγκεκριμένες τεχνικές. Τα κριτήρια με βάση τα οποία γίνεται ταξινόμηση των μεθόδων αυτών είναι η διάσταση του μετασχηματισμού, το είδος του γεωμετρικού μετασχηματισμού, η βάση της ευθυγράμμισης, η περιοχή εφαρμογής του μετασχηματισμού, το είδος των δεδομένων, το υποκείμενο και αντικείμενο της ευθυγράμμισης, η αυτοματοποίηση σε συνδυασμό με τη δια-δραστικότητα της διαδικασίας και τέλος οι μέθοδοι βελτιστοποίησης και οι τεχνικές αναζήτησης. Στην τελευταία ενότητα παρουσιάζονται οι συναρτήσεις επιτυχίας και τα κριτήρια που πρέπει να ικανοποιεί μια τεχνική ευθυγράμμισης ώστε να εφαρμοστεί στην πράξη.

Στο **κεφάλαιο 3** παρατίθενται οι μέθοδοι ευθυγράμμισης τρισδιάστατων σημειακών νεφών βασισμένων σε γεωμετρικούς περιγραφητές. Αναλύονται λεπτομερώς όλα τα επιμέρους βήματα της εκάστοτε μεθοδολογίας τα οποία είναι ο υπολογισμός των γεωμετρικών περιγραφητών, η εύρεση αντίστοιχων σημείων, η απόρριψη λανθασμένων αντίστοιχων σημείων, ο υπολογισμός και η εφαρμογή του μετασχηματισμού και η επιλογή της συνάρτησης σφάλματος. Εξετάζονται εκτενώς οι γεωμετρικοί περιγραφητές, ο τρόπος κατασκευής τους και αναπαρίσταται γραφικά ο τρόπος εύρεσης αντίστοιχων σημείων με βάση τους περιγραφητές τους.

Στο **κεφάλαιο 4** αναλύεται η πλατφόρμα γενικού σκοπού για παράλληλους υπολογισμούς *CUDA* (Compute Unified Device Architecture). Είναι ένα προγραμματιστικό μοντέλο το οποίο έχει εφευρεθεί από την *NVIDIA* και με τη χρήση του γίνεται δυνατή η δραματική αύξηση της υπολογιστικής απόδοσης, ως αποτέλεσμα της εκμετάλλευσης της ισχύος που είναι ικανή να προσφέρει η μονάδα επεξεργασίας γραφικών (Graphics Processing Unit – GPU). Επιπρόσθετα, περιγράφεται το κλιμακωτό προγραμματιστικό μοντέλο και στη συνέχεια γίνεται εκτενής περιγραφή των ειδικών προγραμματιστικών λειτουργιών *kernels*. Αναλύεται η ιεραρχία μεταξύ των παράλληλων νημάτων επεξεργασίας καθώς και οι βασικές αρχές στην ιεραρχία μνήμης των γραφικών μονάδων επεξεργασίας *GPGPU*.

Στο **κεφάλαιο 5** παρατίθεται η συνολική ροή της διαδικασίας που ακολουθείται στην ευθυγράμμιση ιατρικών εικόνων με τη χρήση του γεωμετρικού περιγραφητή κάθετων διανυσμάτων. Γίνεται εκτενής ανάλυση του τρόπου με τον οποίο έχει πραγματοποιηθεί η παραλληλοποίηση του αλγορίθμου υπολογισμού των κάθετων διανυσμάτων, ο οποίος στη συνέχεια δύναται να εκτελεστεί με τη βοήθεια των πολυ-νηματικών γραφικών μονάδων επεξεργασίας γενικού σκοπού (*GPGPU*). Πραγματοποιείται ταυτόχρονα μελέτη για τις βέλτιστες παραμέτρους που θα πρέπει να εισαχθούν στον αλγόριθμο, έτσι ώστε να γίνεται πλήρης εκμετάλλευση των διαθέσιμων πόρων με το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Ακόμη παρουσιάζονται και συγκρίνονται διάφορα αποτελέσματα ευθυγράμμισης ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων, τα οποία προέκυψαν από την εφαρμογή των μεθόδων σε *CPU* και *GPGPU*.

Τέλος, στο **κεφάλαιο 6** σχολιάζονται και αναφέρονται πιθανές επεκτάσεις ή μελλοντικές βελτιώσεις στην εκμετάλλευση των γραφικών μονάδων επεξεργασίας *GPGPU*, για την υλοποίηση ευθυγράμμισης ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων.

# 2 Ευθυγράμμιση Δεδομένων

## 2.1 Εισαγωγή

Σε μία εποχή που έχει σημαδευτεί από τη ραγδαία εξέλιξη της τεχνολογίας, η οποία εισέρχεται καθημερινά όλο και πιο βαθιά στους ρυθμούς της ζωής μας, τα θεμελιώδη προβλήματα που έχουν να κάνουν με ένα ευρύ φάσμα της ερευνητικής κοινότητας παραμένουν. Τομείς που ασχολούνται με τη μηχανική, τη ρομποτική, την ιατρική, την όραση υπολογιστών και την επεξεργασία εικόνας, αντιμετωπίζουν όλο και πιο συχνά την πρόκληση της ευθυγράμμισης των ραγδαίως αυξανόμενων δεδομένων. Παράλληλα στον κλάδο της ιατρικής απεικόνισης, η ευθυγράμμιση δεδομένων παίζει καθοριστικό ρόλο στην πρόοδο των τεχνικών απεικόνισης, συμπεριλαμβανομένων της μαγνητικής τομογραφίας *MRI*, αξονικής τομογραφίας *CT* και τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων *PET*. Ταυτόχρονα καθίσταται δυνατή, μια πιο λεπτομερής εσωτερική, ανατομική και λειτουργική πληροφορία ζωντανών οργανισμών.

Οι διαφορές μεταξύ δομών ή εικόνων που έχουν ληφθεί από *CT* ή *MRI* στον ίδιο ασθενή σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, απεικονίζουν σημαντικές ανατομικές πληροφορίες όπου σε πολλούς τομείς της ιατρικής η εκτίμησή τους κρίνεται απαραίτητη. Ο ποσοτικός υπολογισμός των διαφορών αυτών είναι καθοριστικός στην παρακολούθηση της εξέλιξης συγκεκριμένων ασθενειών, ή στην αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας της εκάστοτε εφαρμοζόμενης θεραπείας.

Για το συνδυασμό ιατρικής πληροφορίας προερχόμενης από διαφορετικές απεικονιστικές τεχνικές, η ευθυγράμμιση χρησιμοποιείται κατά κόρον. Οι απεικονιστικές τεχνικές παρέχουν σημαντικές λειτουργικές και ανατομικές πληροφορίες, με τη μέγιστη αξιοποιήσιμη διαγνωστική πληροφορία να προκύπτει, μέσω της σύνθεσης ή σύντηξης ευθυγραμμισμένων ιατρικών δεδομένων. Για παράδειγμα, στην περίπτωση του υπολογισμού της μεταβολικής δραστηριότητας των υπό εξέταση ιστών και οργάνων, τα ιατρικά δεδομένα παρέχονται από ιατρικές απεικονιστικές διατάξεις τομογραφίας εκπομπής φωτονίων *SPECT* και διατάξεις τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων *PET*. Επιπρόσθετα, η αξονική τομογραφία *CT*, η μαγνητική τομογραφία *MRI*, οι υπέρηχοι και ακτίνες *X*, παρέχουν λεπτομερή ανατομική ιατρική πληροφορία εν αντιθέσει με τη λειτουργική των υπολοίπων ιατρικών μεθόδων απεικόνισης.

Η ανάγκη της ευθυγράμμισης προκύπτει σε περιπτώσεις που παρατηρείται χωρική μετατόπιση μεταξύ των εικόνων, η οποία είναι απόρροια της πιθανής κίνησης του υπό εξέταση ασθενή, ή των ακούσιων κινήσεων του σώματος του από την αναπνοή και καρδιακή λειτουργία. Επιπρόσθετα, παράγοντες εφαρμογής ευθυγράμμισης μπορεί να αποτελέσουν οι ίδιες οι διατάξεις απεικονιστικών συστημάτων, καθώς και η ανάπτυξη ανωμαλιών που δύνανται να προκαλέσουν παραμορφώσεις. Τέλος, καθίσταται εφικτή η χρησιμοποίηση της ευθυγράμμισης για σκοπούς παραγωγής ευκρινέστερης, δυσδιάστατης ή τρισδιάστατης, αναπαράστασης ενός αντικειμένου ή μίας σκηνής από τις επιμέρους εικόνες ή σαρώσεις.

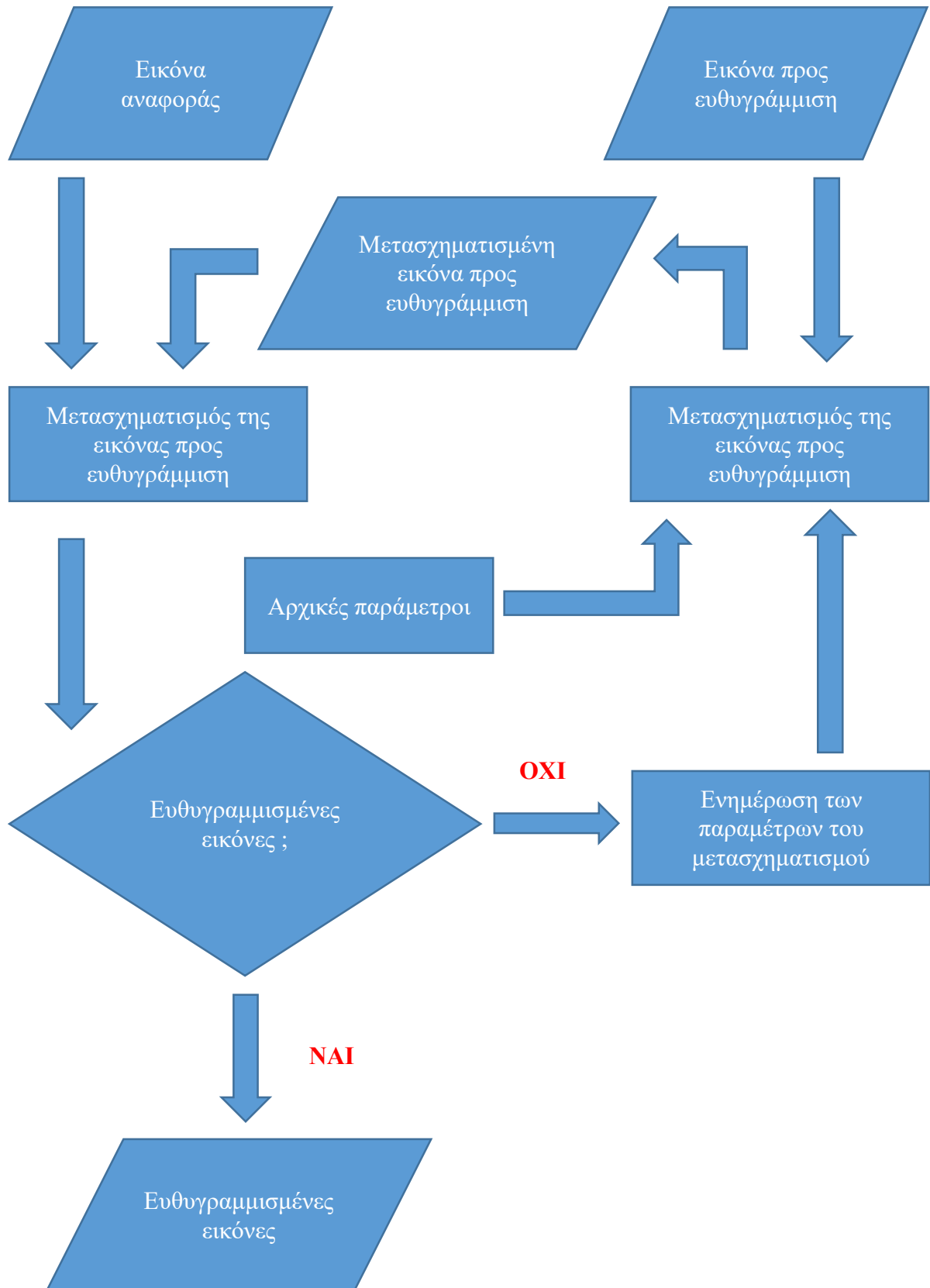
## 2.2 Ορισμός Ευθυγράμμισης Δεδομένων

Η διαδικασία κατά την οποία γίνεται δυνατή η εύρεση ενός κατάλληλου γεωμετρικού μετασχηματισμού, που με την εφαρμογή του μπορεί να γίνει εξομάλυνση των γεωμετρικών αποκλίσεων ανάμεσα σε διαφορετικές απεικονίσεις του ίδιου αντικειμένου ή ακόμη και ανάμεσα σε απεικονίσεις διαφορετικών αντικειμένων, λέγεται ευθυγράμμιση. Για να είναι εφικτή η ευθυγράμμιση μεταξύ δύο εικόνων, πρέπει να επιλεγθεί η μία ως εικόνα αναφοράς ( $I_F(r), r \in D_1 \subset R^N$ ) και η άλλη ως εικόνα προς ευθυγράμμιση ( $I_R(r), r \in D_2 \subset R^N$ ), με  $N$  να καθορίζει τη διάσταση των εικόνων. Σε κάθε μέθοδο ευθυγράμμισης, προκύπτει ένας μετασχηματισμός ( $T: D_1 \rightarrow R^N$ ), τέτοιος ώστε η μετασχηματισμένη εικόνα ( $I_T(r)$ ) και η εικόνα αναφοράς ( $I_R(r)$ ) να περιέχουν την ίδια ανατομική πληροφορία στη θέση ( $r \in D_1$ ). Δηλαδή,

$$I_T(T(r)) = I_R(r) \text{ αν } T_r(r) \in D_2 \quad (1)$$

Στη σημερινή εποχή παρατηρείται σημαντικά μεγάλος αριθμός ανεξάρτητων μεθοδολογιών ευθυγράμμισης όπου προέκυψαν από τη μαζική και πολυμορφική ανάγκη λύσης ποικίλων προβλημάτων. Η κάθε τεχνική έχει αναπτυχθεί με γνώμονα μία συγκεκριμένη διαφορετική εφαρμογή και σπάνια την εξυπηρέτηση ειδικού τύπου προβλήματος ή δεδομένων, ως αποτέλεσμα της αδυναμίας κατασκευής γενικής μεθόδου εφαρμόσιμης σε όλες τις περιπτώσεις. Ανεξάρτητα όμως από τη κατηγορία που οι τεχνικές ευθυγράμμισης υπάγονται, υπάρχουν κάποια κοινά στοιχεία που εμφανίζονται στο σύνολο τους. Όλες οι τεχνικές ευθυγράμμισης υπακούν σε τρία βασικά συστατικά: (α) Ένα γεωμετρικό μετασχηματισμό, (β) μία συνάρτηση ομοιότητας ή σφάλματος και (γ) μία διαδικασία βελτιστοποίησης.

Για να επιτύχουμε ευθυγράμμιση μίας εικόνας, σε σχέση με μία άλλη εικόνα αναφοράς πρέπει να ακολουθήσουμε ουσιαστικά μία επαναληπτική διαδικασία. Υπακούοντας σε παραμέτρους οι οποίες παράγονται από μία μέθοδο βελτιστοποίησης σε κάθε επανάληψη, μετασχηματίζουμε την υπό ευθυγράμμιση εικόνα ( $I_F$ ), εφαρμόζοντας το γεωμετρικό μετασχηματισμό που προκύπτει από τις παραμέτρους αυτές. Κάθε φορά που πραγματοποιείται επανάληψη, οι παράμετροι εκτιμώνται εκ νέου μετά από υπολογισμό του κριτηρίου ομοιότητας ή του σφάλματος μεταξύ εικόνας αναφοράς ( $I_R$ ) και εικόνας μετασχηματισμού ( $I'_F$ ). Οι καταλληλότερες τελικές παράμετροι του μετασχηματισμού που θα εφαρμοστούν στη υπό εξέταση προς ευθυγράμμιση εικόνα ( $I_F$ ), θα καθοριστούν με τον τερματισμό της επαναληπτικής διαδικασίας, όταν η τιμή της συνάρτησης ομοιότητας μεγιστοποιηθεί ή η τιμή της συνάρτησης σφάλματος ελαχιστοποιηθεί αντίστοιχα. Στο Σχήμα 1 παρατίθεται η γραφική αναπαράσταση όλων των επιμέρους βημάτων που συμπεριλαμβάνονται, καθώς και με ποια σειρά θα πρέπει να ακολουθηθούν στην υλοποίηση της επαναληπτικής διαδικασίας ευθυγράμμισης των εικόνων.



Σχήμα 1 : Διάγραμμα ροής για την διαδικασία ευθυγράμμισης δύο εικόνων : εικόνα αναφοράς (reference image) και εικόνα προς ευθυγράμμιση (floating image)

## 2.3 Ταξινόμηση Μεθόδων Ευθυγράμμισης Δεδομένων

Στις δημοσιευμένες εργασίες [1] [2] [3] [4] γίνεται μία ανάλυση, σχετικά με το τρόπο με τον οποίο η εφαρμοζόμενη μέθοδος, καθώς και το είδος του προβλήματος που θα εξυπηρετηθεί, είναι κατά βάση αυτά που θα καθορίσουν την διαδικασία που θα ακολουθηθεί για την ευθυγράμμιση. Σύμφωνα με τα κριτήρια που έχουν διατυπωθεί από τους *Van Den Elsen, Pol* και *Viergever* [5], γίνεται εφικτή η ταξινόμηση των μεθόδων ευθυγράμμισης. Τα κριτήρια αυτά διακρίνονται ως εξής :

- Διάσταση γεωμετρικού μετασχηματισμού  
2Δ, 3Δ, 4Δ
- Είδος γεωμετρικού μετασχηματισμού
  - Συμπαγής
  - Τύπου *affine*
  - Προβολικός
  - Καμπυλόγραμμος
- Βάση της ευθυγράμμισης
  - Ευθυγράμμιση βασισμένη σε εξωγενή χαρακτηριστικά
  - Ευθυγράμμιση βασισμένη σε ενδογενή χαρακτηριστικά
    - Μέθοδοι με βάση τα σημεία
    - Μέθοδοι τμηματοποίησης
    - Μέθοδοι με βάση τη φωτεινότητα
- Περιοχή εφαρμογής του μετασχηματισμού
  - Μέθοδοι ολικού μετασχηματισμού
  - Μέθοδοι τοπικού μετασχηματισμού
- Είδος των δεδομένων
  - Μονοτροπικά δεδομένα (Mono-Modal)
  - Πολυτροπικά δεδομένα (Multi-Modal)
- Υποκείμενο της ευθυγράμμισης
- Αντικείμενο της ευθυγράμμισης
- Αυτοματοποίηση και δια-δραστικότητα
  - Αυτόματες μέθοδοι
  - Ημιαυτόματες μέθοδοι
  - Χειροκίνητες μέθοδοι
- Μέθοδοι βελτιστοποίησης και τεχνικές αναζήτησης

### 2.3.1 Διαστάσεις Γεωμετρικού Μετασχηματισμού

Ο μετασχηματισμός δύναται να είναι μονοδιάστατος (1Δ), δυσδιάστατος (2Δ) ή ακόμη πιο γενικά πολυδιάστατος σε συμφωνία με τις διαστάσεις των υπό εξέταση δεδομένων. Σε περιπτώσεις που τα δεδομένα εισόδου αποτελούνται από τομές του ίδιου επιπέδου ή εικόνες προβολών, τότε ο μετασχηματισμός επιβάλλεται να είναι δυσδιάστατος και αντίστοιχα για ευθυγράμμιση άλλων τρισδιάστατων συνόλων τρισδιάστατος. Ο χρόνος μπορεί να αποτελέσει μια επιπλέον διάσταση σε περιπτώσεις που έχουμε χρονικές ακολουθίες εισόδου δυσδιάστατων εικόνων, με αποτέλεσμα την εφαρμογή τρισδιάστατου μετασχηματισμού και αντίστοιχα ακολουθίες τρισδιάστατων εικόνων με εφαρμογή τετραδιάστατου (4Δ) μετασχηματισμού.

## 2.3.2 Είδος Γεωμετρικού Μετασχηματισμού

Με σκοπό την ευθυγράμμιση μέσω της ελαχιστοποίησης της γεωμετρικής απόκλισης δύο ίδιων ή διαφορετικών εικόνων, ο γεωμετρικός μετασχηματισμός ορίζεται ως το μαθηματικό μοντέλο που θα εφαρμοστεί και στη συνέχεια θα μεταβάλει τη προς ευθυγράμμιση εικόνα. Οι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί διαφοροποιούνται στις κατηγορίες : (α) άκαμπτοι, (β) συμπαγής, (γ) εύκαμπτοι ή ελαστικοί. Παράλληλα, ο βαθμός ελαστικότητας τους καθαρίζει αν ο μετασχηματισμός είναι συμπαγής (Rigid), τύπου *affine*, προβολικός ή καμπυλόγραμμος.

### 2.3.2.1 Συμπαγής Γεωμετρικός Μετασχηματισμός

Με τη χρήση ενός συμπαγούς γεωμετρικού μετασχηματισμού, το μέγεθος και το σχήμα των προς ευθυγράμμιση αντικειμένων θα παραμείνουν αμετάβλητα, καθώς θα διατηρούνται ίδιες οι διαστάσεις και οι γωνίες. Εν γένει, ο συμπαγής μετασχηματισμός αναλύεται σε δύο συνιστώσες, την περιστροφή και την μετατόπιση. Ενδεικτικά στην περίπτωση επίλυσης προβλήματος σε τρεις διαστάσεις, η περιστροφή καθορίζεται από ένα (3x3) πίνακα, ο οποίος παράγεται από το γινόμενο τριών (3x3) υπο-πινάκων  $R_x, R_y, R_z$  που αντιπροσωπεύουν αντίστοιχα τη περιστροφή γύρω από τους άξονες  $x, y, z$ . Πιο αναλυτικά η περιστροφή ( $R$ ) προκύπτει ως εξής :

$$R = R_x \cdot R_y \cdot R_z \quad (2)$$

$$R = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \varphi_x & -\sin \varphi_x \\ 0 & \sin \varphi_x & \cos \varphi_x \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \varphi_y & 0 & \sin \varphi_y \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \varphi_y & 0 & \cos \varphi_y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \varphi_z & -\sin \varphi_z & 0 \\ \sin \varphi_z & \cos \varphi_z & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

με  $\varphi_x, \varphi_y, \varphi_z$  να προσδιορίζουν τις γωνίες περιστροφής από τους αντίστοιχους άξονες  $x, y, z$ . Ακολουθώντας η μετατόπιση ( $d$ ) ορίζεται από έναν (3x1) πίνακα ως εξής :

$$d = \begin{bmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{bmatrix} \quad (4)$$

με  $d_x, d_y, d_z$  να καθορίζει τη μετατόπιση στους αντίστοιχους άξονες  $x, y, z$  [6]. Στη γενική περίπτωση, όταν εφαρμόζουμε γεωμετρικά συμπαγή μετασχηματισμό σε ένα σημείο  $r = (x, y, z)$ , το προκύπτον σημείο είναι της μορφής  $r' = (x', y', z')$ , υπακούοντας στην εξής σχέση :

$$r' = R \cdot r + d \quad (5)$$

Αναλυτικότερα, κάνοντας χρήση των σχέσεων (3) και (4), η (5) μετεξελιίσσεται ως εξής :

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = R \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{bmatrix} \quad (6)$$

Οι ολικοί συμπαγείς μετασχηματισμοί είναι ευρέως αποδεκτοί και χρησιμοποιούνται κατά κόρον στη βιβλιογραφία. Το γεγονός ότι μόνο έξι παράμετροι είναι αναγκαίο να υπολογιστούν,

τρεις για την περιστροφή και άλλοι τρεις για την μετατόπιση, καθιστά το συμπαγή μετασχηματισμό πιο προσιτό και ταχύτερα υλοποιήσιμο, εν συγκρίσει με οποιοδήποτε άλλον. Πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό του μετασχηματισμού αυτού είναι η εύκολη κλιμάκωση του. Δηλαδή, μπορεί να γίνει υπολογισμός σε μία μικρή περιοχή ενδιαφέροντος στην αρχική εικόνα και ακολούθως να χρησιμοποιηθεί ο παραγόμενος μετασχηματισμός για όλο το εύρος της εικόνας.

### 2.3.2.2 Γεωμετρικός Μετασχηματισμός Τύπου *Affine*

Ο μετασχηματισμός τύπου *affine* είναι σχεδιασμένος με τέτοιο τρόπο, ώστε να είναι δυνατή η διασφάλιση της μη αλλοίωσης των σημείων, καθώς και η διατήρηση των ευθείων γραμμών και επίπεδων. Για παράδειγμα, κατά την εφαρμογή του μετασχηματισμού υπάρχει πιθανότητα να προκληθεί μεταβολή στις γωνίες και στα μήκη του αντικειμένου, ενώ αντίθετα οι ευθείες γραμμές του θα μετασχηματιστούν κρατώντας ταυτόχρονα αναλλοίωτη την παραλληλία τους. Ως εκ τούτου, το σχήμα του αντικειμένου που θα υποβληθεί σε μετασχηματισμό θα αλλάξει. Με την χρήση ενός γραμμικού μετασχηματισμού και μίας μετατόπισης, μπορεί να προσδιοριστεί ο γεωμετρικός μετασχηματισμός τύπου *affine* και στη περίπτωση τριών διαστάσεων ορίζεται ως εξής :

$$A = \begin{bmatrix} \alpha_{11} & \alpha_{12} & \alpha_{13} \\ \alpha_{21} & \alpha_{22} & \alpha_{23} \\ \alpha_{31} & \alpha_{32} & \alpha_{33} \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = A \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} d_x \\ d_y \\ d_z \end{bmatrix} \quad (8)$$

όπου  $A$  είναι ένας (3x3) πίνακας πραγματικών τιμών.

Προκύπτει ότι σε περιπτώσεις που η παραγόμενη πληροφορία περιέχει πληθώρα γεωμετρικών παραμορφώσεων, όπως εικόνων προερχόμενων από μαγνητική τομογραφία (MRI), η εφαρμογή γεωμετρικού μετασχηματισμού τύπου *affine* είναι η καταλληλότερη επιλογή και για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται ευρέως.

### 2.3.2.3 Προβολικός Γεωμετρικός Μετασχηματισμός

Σε αντιδιαστολή με τον μετασχηματισμό τύπου *affine* ο προβολικός γεωμετρικός μετασχηματισμός δύναται να μετασχηματίζει μία ευθεία γραμμή, παράγοντας μία νέα ευθεία γραμμή, χωρίς να διασφαλίζεται όμως η σχέση παραλληλίας τους [7]. Ο προβολικός γεωμετρικός μετασχηματισμός ορίζεται σαν ένας γραμμικός μετασχηματισμός, κάνοντας χρήση μίας επιπλέον διάστασης και στη περίπτωση τριών διαστάσεων διαμορφώνεται ως εξής:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1/w \\ y_1/w \\ z_1/w \end{bmatrix}, \text{ και } \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_{11} & \alpha_{12} & \alpha_{13} & \alpha_{14} \\ \alpha_{21} & \alpha_{22} & \alpha_{23} & \alpha_{24} \\ \alpha_{31} & \alpha_{32} & \alpha_{33} & \alpha_{34} \\ \alpha_{41} & \alpha_{42} & \alpha_{43} & \alpha_{44} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

με το  $w$  να αντιστοιχεί στην επιπλέον ομογενή συντεταγμένη και το  $\alpha_{44}$  να είναι τις πλείστες φορές ίσο με μονάδα. Ο προβολικός γεωμετρικός μετασχηματισμός δεν χρησιμοποιείται πολύ



συχνά και όταν εφαρμόζεται, πραγματοποιεί δυσδιάστατες και τρισδιάστατες ευθυγραμμίσεις εικόνων, οι οποίες προήλθαν είτε από τρισδιάστατα σύνολα δεδομένων τομογραφίας, είτε με την χρήση των ακτινών  $X$ . Σε περιπτώσεις που οι καμπυλόγραμμοι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί, λόγω αυξημένης πολυπλοκότητας ή μεγάλου πλήθους παραμέτρων καθίστανται αδύνατοι, ο προβολικός γεωμετρικός μετασχηματισμός μπορεί να θεωρηθεί και να χρησιμοποιηθεί ως αντιπροσωπευτικός αντικαταστάτης ειδικών περιπτώσεων.

### 2.3.2.4 Καμπυλόγραμμοι Γεωμετρικοί Μετασχηματισμοί

Οι καμπυλόγραμμοι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί παρουσιάζουν εμφανή διαφορά με τους προαναφερθέντες μετασχηματισμούς, γεγονός που έγκειται στο ότι δε διαθέτουν μορφή σταθερών πινάκων αλλά προσδιορίζονται αλγεβρικά με την εξής εξίσωση :

$$(x', y', z') = F(x, y, z) \quad (10)$$

με  $F$  να εκφράζει τη συνάρτηση μετασχηματισμού. Σε μετασχηματισμό τέτοιου τύπου, οι ευθείες γραμμές μετατρέπονται σε καμπύλες. Ευρέως χρησιμοποιούμενοι καμπυλόγραμμοι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί, είναι οι μετασχηματισμοί μορφής πολυωνύμου και είναι οι εξής :

$$\begin{aligned} x' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M a_{klm} x^k y^l z^m \\ y' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M b_{klm} x^k y^l z^m \\ z' &= \sum_{k=0}^K \sum_{l=0}^L \sum_{m=0}^M c_{klm} x^k y^l z^m \end{aligned} \quad (11)$$

με  $K, L, M$  κάποιες σταθερές οι οποίες καταδεικνύουν τη τάξη του πολυωνύμου και  $a, b, c$  αντίστοιχα κάποιες παράμετροι. Αναλόγως της τάξεως των πολυωνύμων, μειώνεται ή αυξάνεται ταυτόχρονα το πλήθος των παραμέτρων που πρέπει να προσδιοριστούν, με αντίστοιχα χειρότερη ή βελτιωμένη ακρίβεια και παράλληλα λιγότερη ή περισσότερη πολυπλοκότητα [8].

Εν κατακλείδι, για την αντιμετώπιση περιπτώσεων ύπαρξης ανατομικών διαφορών που πιθανόν να εμφανιστούν μεταξύ των διαφορετικών εικόνων, εφαρμόζονται κατά βάση καμπυλόγραμμοι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί και περιορίζονται σε μεθόδους ευθυγράμμισης που στηρίζονται σε ενδογενή χαρακτηριστικά.

### 2.3.3 Η Βάση της Ευθυγράμμιση

Σύμφωνα με το κριτήριο αυτό, είναι εφικτή η κατηγοριοποίηση των μεθόδων ευθυγράμμισης, λαμβάνοντας υπόψη τα χαρακτηριστικά βάσει των οποίων γίνεται δυνατή η ταύτιση των εικόνων. Η εφαρμογή της αντιστοίχισης, για σκοπούς σύγκρισης και ταύτισης, ενός υποσυνόλου σημείων από τις δύο εικόνες, ή της μέση τοπικής φωτεινότητας τους, ή ακόμη χρήση γραμμών και επιπέδων είναι μία βάση ευθυγράμμισης. Αν όμως για να επιτευχθεί η

ευθυγράμμιση επιβάλλεται να γίνει επίκληση εξωγενών χαρακτηριστικών, τότε η βάση ευθυγράμμισης θα πηγάζει μέσα από την εκμετάλλευση τεχνητών αντικειμένων, που δύνανται να συνδυάζονται με την ανατομική πληροφορία των υπό απεικόνιση περιοχών [9][10]. Ως εκ τούτου, οι μέθοδοι ευθυγράμμισης που προκύπτουν από τη χρήση των ενδογενών χαρακτηριστικών και αντίστοιχα σε άλλες περιπτώσεις των εξωγενών χαρακτηριστικών, αντιπροσωπεύουν δύο ξεχωριστές θεμελιώδεις κατηγορίες.

### 2.3.3.1 Ευθυγράμμιση Βασισμένη σε Εξωγενή Χαρακτηριστικά

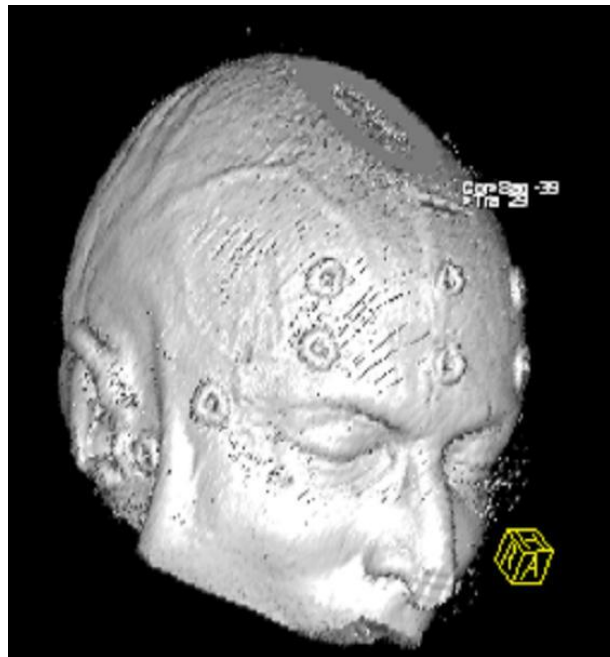
Η χρήση τεχνητών αντικειμένων τα οποία θα τοποθετηθούν στον εκάστοτε ασθενή προτού γίνει η διαδικασία απεικόνισης, αποτελούν μεθόδους ευθυγράμμισης βασισμένες σε εξωγενή χαρακτηριστικά ή αλλιώς εξωτερικά υποβοηθούμενες τεχνικές ευθυγράμμισης. Τα αντικείμενα που θα χρησιμοποιηθούν για την υλοποίηση των μεθόδων αυτών, σύμφωνα με την βιβλιογραφία αναφέρονται και ως *fiducial markers* [11] και επιβάλλεται να είναι με τέτοιο τρόπο κατασκευασμένα, έτσι ώστε ανεξάρτητα από την απεικονιστική τεχνική που θα εφαρμοστεί, να μπορούν με ακρίβεια και σχετική ευκολία να εντοπιστούν στις εικόνες. Η διαδικασία ευθυγράμμισης εν συνεχεία, στηρίζεται στον εντοπισμό και ακολούθως την εκμετάλλευση των σημαδιών αυτών που εμφανίζονται μέσα στις εικόνες.

Μία από τις πλέον ευρέως διαδεδομένες μορφές των συγκεκριμένων συσκευών, είναι το στερεοστατικό πλαίσιο που εφαρμόζεται και βιδώνεται στο κεφάλι του ασθενή [12]. Στο Σχήμα 2 φαίνεται μία τέτοια συσκευή, η οποία εξασφαλίζει αρκετά υψηλή ακρίβεια στη συγκεκριμένη μέθοδο ευθυγράμμισης και χρησιμοποιείται κατά κόρον στις νευροχειρουργικές επεμβάσεις για σκοπούς καθοδήγησης.



Σχήμα 2 : Στερεοστατικό πλαίσιο

Μέσω της χρήσης και ακολούθως ταυτοποίησης των αντίστοιχων *fiducial markers*, οι εξωτερικά υποβοηθούμενες τεχνικές ευθυγράμμισης καθίστανται αρκετά γρήγορες και ικανοποιητικά ακριβείς. Παράλληλα απουσιάζουν από αυτές οι πολύπλοκοι αλγόριθμοι βελτιστοποίησης, με τη σημαντική καθυστέρηση που παρουσιάζουν στην οποιαδήποτε διαδικασία, λόγω του ότι οι παράμετροι ευθυγράμμισης είναι εύκολα υπολογίσιμες. Επιπρόσθετα, οι στηριζόμενες σε εξωγενή χαρακτηριστικά μέθοδοι περιορίζονται στο συμπαγή μετασχηματισμό, ο οποίος επιδέχεται μόνο περιστροφές και μετατοπίσεις. Παρ' όλα αυτά, η αρχική ανάγκη προετοιμασίας και αλληλεπίδρασης με το υπό εξέταση άτομο και εν συνεχεία ο υποχρεωτικός επεμβατικός τρόπος τοποθέτησης τέτοιων συσκευών, λειτουργούν εις βάρος των συγκεκριμένων μεθόδων. Στο *Σχήμα 3* παρουσιάζονται τα επεμβατικά τοποθετημένα *fiducial markers* στο κρανίο του υπό εξέταση ασθενή.



*Σχήμα 3 : Fiducial markers επεμβατικά τοποθετημένα στο κρανίο του ασθενή*

Εντούτοις, υπάρχουν τεχνικές στην κατηγορία αυτή που υστερούν στην ακρίβεια, αλλά ταυτόχρονα δεν είναι απαραίτητη η τοποθέτηση των τεχνητών αυτών αντικειμένων με επεμβατική μέθοδο. Μερικά από αυτά είναι τα πλαίσια συγκράτησης κεφαλιού, τα εξατομικευμένα πλαίσια αποτελούμενα από αφρό, σημάδια τα οποία εφαρμόζονται και προσκολλώνται στην επιφάνεια του δέρματος [13] και οι οδοντιατρικοί προσαρμογής [14].

### **2.3.3.2 Ευθυγράμμιση Βασισμένη σε Ενδογενή Χαρακτηριστικά**

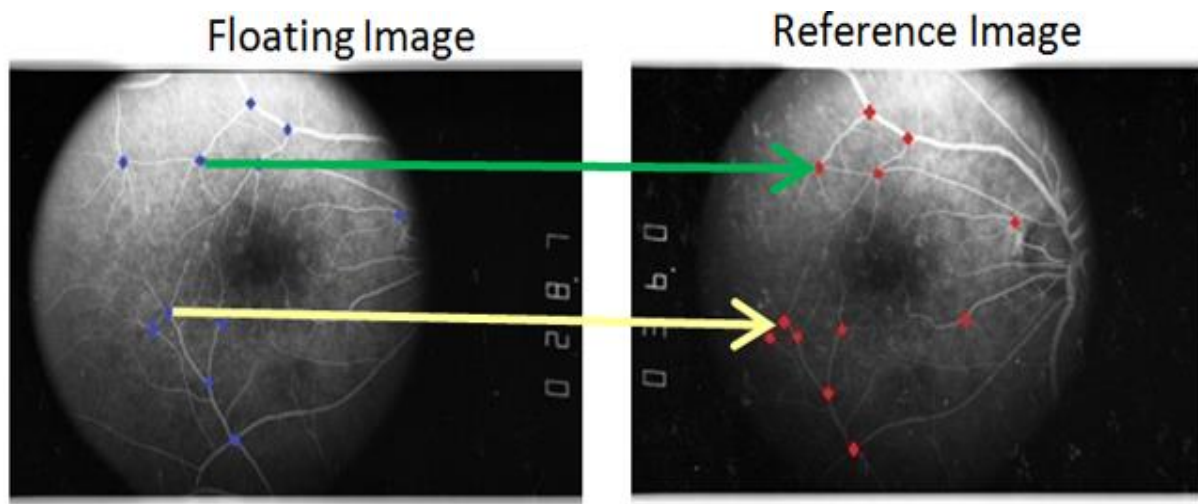
Ευθυγράμμιση βασισμένη σε ενδογενή χαρακτηριστικά, είναι η μέθοδος της οποίας η υλοποίηση εξαρτάται αποκλειστικά στην εξαγόμενη από τις εικόνες πληροφορία, χωρίς την οποιαδήποτε βοήθεια εφαρμοζόμενου τεχνητού αντικειμένου κατά την διάρκεια των λήψεων τους. Επιπλέον για αυτές τις μεθόδους υπάρχει διαχωρισμός σε τρεις κύριες κατηγορίες, με βάση τα λαμβανόμενα υπόψη χαρακτηριστικά για την ταύτιση τους. Οι κατηγορίες αυτές είναι οι εξής :

- Μέθοδοι με βάση τα σημεία
- Μέθοδοι εφαρμογής τμηματοποίησης
- Μέθοδοι βασισμένες στη φωτεινότητα

### 2.3.3.2.1 Μέθοδοι με Βάση τα Σημεία (Landmark Based Methods)

Τα ανατομικά διακριτικά σημεία ή αλλιώς ορόσημα τα οποία χρησιμοποιούνται ως στοιχεία για να γίνει εφικτή η ταύτιση των εικόνων, καθορίζουν τις μεθόδους ευθυγράμμισης με βάση τα σημεία. Ο χρήστης μπορεί να διακρίνει κυρίως αλληλοεπιδρώντας με τη διεπαφή τα ορόσημα εντός των εικόνων που αποτελούν ευδιάκριτα και ακριβή εντοπισμένα σημεία της μορφολογίας της ορατής ανατομίας [15]. Παράλληλα, εύκολα ανιχνεύσιμα γεωμετρικά χαρακτηριστικά σημεία όπως τοπικά ακρότατα και γωνίες, δύνανται να χαρακτηριστούν ως ορόσημα.

Εξαιτίας του χαμηλού πλήθους των σημείων που είναι ικανά να λειτουργήσουν ως σταθερά ανατομικά διακριτά σημεία, οι εν λόγω μέθοδοι περιστέλλονται στο προσδιορισμό ενός συμπαγούς μετασχηματισμού, ενώ αντίθετα αν ο αριθμός των σημείων ήταν ικανοποιητικά υψηλός θα μπορούσε να εφαρμοστεί άλλος πολυπλοκότερος μετασχηματισμός. Οι δε μέθοδοι βελτιστοποίησης είναι αρκετά πιο γρήγορες και παραγωγικές αφού συνήθως ελαχιστοποιούν απλά μεγέθη, όπως η μέση απόσταση μεταξύ ταυτόσημων σημείων, υποβοηθούμενες από το μικρότερο αριθμό διαθέσιμων σημείων στη συγκεκριμένη διεργασία σε σύγκριση με την αρχική εικόνα. Στο Σχήμα 4 διακρίνεται πώς είναι εφικτή η ευθυγράμμιση της υπό ευθυγράμμιση εικόνας με την εικόνα αναφοράς, χρησιμοποιώντας σχετικά μικρό πλήθος ανατομικών οροσήμων.



Σχήμα 4 : Εντοπισμός ανατομικών διακριτών σημείων για υλοποίηση ευθυγράμμισης της υπό ευθυγράμμιση εικόνας (floating image) με την εικόνα αναφοράς (reference image)

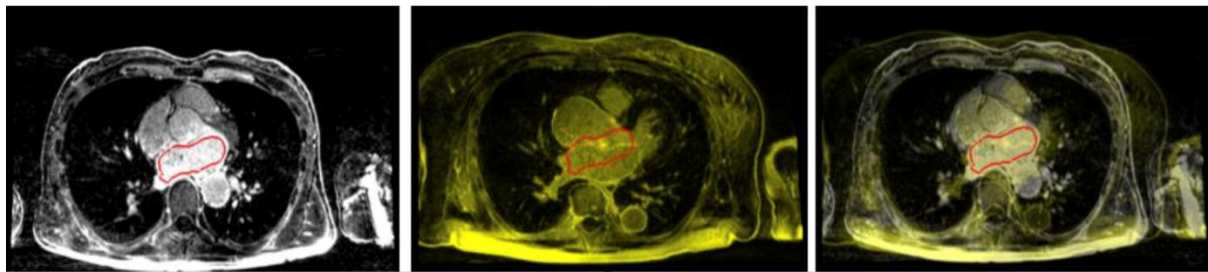
Παράλληλα, τα διακριτά ανατομικά σημεία είναι ικανά να διαδραματίσουν κύριο ρόλο αν συνδυαστούν με άλλες μεθόδους. Μία από αυτές είναι οι αλγόριθμοι ευθυγράμμισης όπου κατά το χρονικό διάστημα υλοποίησης της βελτιστοποίησης εμφανίζουν ευαισθησία σε τοπικά ελάχιστα, ή μέγιστα ακρότατα [16]. Εκμεταλλευόμενοι τις θέσεις των ανατομικών ορόσημων, δύναται ο περιορισμός των αστοχιών ή τοπικών ασυνεχών και επιπρόσθετα μειώνεται το εύρος του χώρου αναζήτησης με παράλληλη αύξηση της ταχύτητας αναζήτησης.

Ταυτόχρονα, με την χρήση των διακριτών ανατομικών σημείων γίνεται εφικτή η υλοποίηση πληθώρας άλλων μεθόδων ευθυγράμμισης, ακολουθώντας τεχνική πειραματισμού με ένα αριθμό από υποθετικούς μετασχηματισμούς. Παράλληλα όμως, υλοποιώντας τη συγκεκριμένη τακτική προστίθεται υπολογιστικό κόστος στις συνήθεις μεθόδους βελτιστοποίησης.

Εν κατακλείδι, σε θεωρητικό επίπεδο οι μέθοδοι που στηρίζουν την υλοποίηση τους σε ανατομικά διακριτά σημεία για επίτευξη της ευθυγράμμισης, είναι ικανές να εφαρμοστούν σε κάθε πρόβλημα ή σε οποιαδήποτε εικόνα ανεξάρτητα από το εικονιζόμενο αντικείμενο.

### 2.3.3.2 Μέθοδοι Τμηματοποίησης (Segmentation Based Methods)

Η όλη διαδικασία της ευθυγράμμισης με μεθόδους τμηματοποίησης, ακολουθεί δύο θεμελιώδη βήματα. Αρχικά γίνεται τμηματοποίηση των εικόνων και ακολούθως ταύτιση των αντίστοιχων τμημάτων που προέκυψαν μεταξύ τους, για την υλοποίηση της ευθυγράμμισης. Μερικά από τα χαρακτηριστικά τα οποία θα προκύψουν από τη συνήθη αυτόματη διαδικασία της τμηματοποίησης είναι τα διάφορα σημεία, οι καμπύλες ή ακόμη και οι επιφάνειες. Παρ' όλα αυτά, υπάρχουν εξαιρέσεις που ο χρήστης θα χρειαστεί να παρέμβει για καθοδήγηση της διαδικασίας, έτσι ώστε να παραχθούν τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά. Στο Σχήμα 5 φαίνεται πως μπορεί να επιτευχθεί η ευθυγράμμιση με τη μέθοδο της τμηματοποίησης.



Σχήμα 5 : Ευθυγράμμιση με βάση τη κατάτμηση, της αριστερά και μεσαίας εικόνας (Segmentation based Registration). Δεξιά, η ευθυγραμμισμένες εικόνες

Οι μέθοδοι υπό τις οποίες προκύπτουν οι διάφορες καμπύλες ή αντίστοιχα επιφάνειες ως χαρακτηριστικά, αποτελούν δύο βασικές κατηγορίες και είναι οι εξής :

- Μέθοδοι βασισμένες σε άκαμπτο μοντέλο [17]
- Μέθοδοι βασισμένες σε εύκαμπτο μοντέλο [18]

Στην πρώτη κατηγορία μεθόδων που στηρίζονται σε ένα άκαμπτο μοντέλο, οι μέθοδοι είναι υπεύθυνες για την εξαγωγή ανατομικά ίδιων δομών, κυρίως επιφανειών, που προκύπτουν από τις δύο υπό ευθυγράμμιση εικόνες και είναι ταυτόχρονα καταλληλότερες για ευθυγράμμιση εικόνων της ίδιας πηγής (πχ CT-CT, MRI-MRI). Παράλληλα, οι συγκεκριμένες μέθοδοι είναι ευρέως χρησιμοποιούμενες στην κλινική πρακτική, μέσω της εκμετάλλευσης της δυνατότητας που δίνεται για εξαγωγή επιφανειών. Γενικότερα, η ευκολία στην εκτέλεση του σταδίου κατάτμησης της εικόνας, το σημαντικά μειωμένο υπολογιστικό τους κόστος, η επιτυχία της μεθόδου *Head-Hat* , καθώς και της ταχείας μεθόδου ταύτισης *Chamfer* [19], καθιστούν τη κατηγορία αυτή πολύ δημοφιλή.

Αντίθετα, στη δεύτερη κατηγορία μεθόδων που βασίζονται σε ένα εύκαμπτο μοντέλο, γίνεται επαναληπτική διαδικασία εξαγωγής μιας δομής από τη μία εικόνα και ελαστική παραμόρφωσης της, με σκοπό τη ταύτιση της αντίστοιχης στη δεύτερη. Οι στηριζόμενες μέθοδοι σε εύκαμπτα μοντέλα είναι ικανότερες θεωρητικά, σε περιπτώσεις που πραγματοποιείται ευθυγράμμιση εικόνων που προέρχονται από διαφορετικές πηγές (πχ CT-MRI), ή για ευθυγράμμιση με άτλαντα στην οποία η μία εικόνα είναι δημιουργημένη από μία βάση συλλογής απεικονιστικών δεδομένων.

Επιπρόσθετα στη περίπτωση των εύκαμπτων μοντέλων διατίθεται η δυνατότητα υπολογισμού καμπυλόγραμμου μετασχηματισμού μεταξύ των εικόνων και η αδυναμία προσδιορισμού ολικού, συμπαγούς, ή τύπου *affine* μετασχηματισμού.

Τέλος, όπως συμβαίνει και σε άλλες περιπτώσεις δεν θα μπορούσαν να απουσιάζουν τα διάφορα μειονεκτήματα, που μπορεί να προκαλέσει η χρήση της μεθόδου τμηματοποίησης. Ένα από αυτά, ίσως το σημαντικότερο, είναι η ακρίβεια της ευθυγράμμισης που επηρεάζεται κατά κόρον, από την ακρίβεια στο στάδιο τμηματοποίησης πριν από τη τελική ευθυγράμμιση. Παρ' όλα αυτά, η τμηματοποίηση είναι σχεδόν πάντοτε αυτοματοποιημένη διαδικασία και δύναται να εφαρμοστεί σε όλες τις ανατομικές περιοχές και απεικονιστικές τεχνικές.

### **2.3.3.2.3 Μέθοδοι Βασιζόμενες στη Φωτεινότητα (Voxel Property-Based, Intensity Based Methods)**

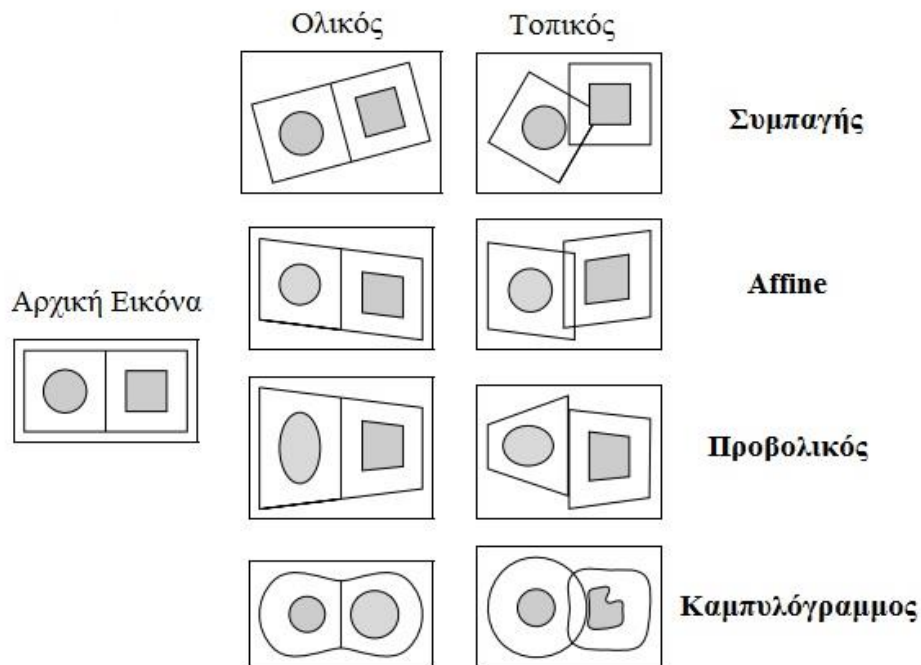
Όσον αφορά τις βασιζόμενες στη φωτεινότητα μεθόδους, η υλοποίησή τους διαφέρει κατά πολύ σε σχέση με τις υπόλοιπες, λόγω της εξάρτησης από τις φωτεινότητες των εικονο-στοιχείων της εκάστοτε εικόνας. Αξίζει να σημειωθεί ότι στις συγκεκριμένες μεθόδους δεν γίνεται υλοποίηση τμηματοποίησης της εικόνας, ούτε υπο-δειγματοληψία της πληροφορίας και του ποσοστού των δεδομένων.

Επιπρόσθετα, οι εν λόγω μέθοδοι διακρίνονται σε δύο εκ διαμέτρου αντίθετες προσεγγίσεις. Η μέθοδος των κύριων αξόνων και η μέθοδος των ροπών χρησιμοποιούν κατά την υλοποίηση τους την πρώτη προσέγγιση, κατά την οποία γίνεται περιορισμός των επιπέδων του γκρι των εικονο-στοιχείων της εικόνας και παράλληλα αντιστοίχιση τους σε ένα σύνολο διανυσμάτων. Οι ροπές μηδενικής και πρώτης τάξης της κάθε εικόνας είναι υπεύθυνες για την εκτέλεση της ευθυγράμμιση του κέντρου βάρους των εικόνων και των κύριων αξόνων, βάσει των οποίων υλοποιείται η ευθυγράμμιση των εικόνων [20]. Τα κύρια πλεονεκτήματα των συγκεκριμένων μεθόδων είναι η ταχύτητα τους, ο απλοποιημένος και συγχρόνως αυτοματοποιημένος τρόπος εφαρμογής τους. Αντίθετα, υστερούν σε ακρίβεια, πράγμα το οποίο για περιστατικά ευθυγράμμισης που η υψηλή ακρίβεια δεν αποτελεί προτεραιότητα καθίστανται ιδανικές, ή ακόμη και για μεθόδους που η εφαρμογή τους εξυπηρετεί το βήμα της προ-ευθυγράμμισης [21]. Σε ειδικές περιπτώσεις που δεν δύναται η εξαγωγή αποδεκτών αποτελεσμάτων, η τμηματοποίηση της εικόνας γίνεται αναγκαία.

Οι αρχικές εικόνες χωρίς να υφίστανται την οποιαδήποτε προ-επεξεργασία σε αντίθεση με άλλες μεθόδους, παρέχουν το εκατό τοις εκατό της πληροφορίας που φέρουν. Αυτή η διαδικασία αποτελεί τη δεύτερη προσέγγιση στις μεθόδους μας και εν συγκρίσει με τις υπόλοιπες παρέχει αυξημένη ακρίβεια με σημαντικά ανεβασμένο υπολογιστικό κόστος. Τα προηγούμενα χρόνια η χρήση τέτοιων μεθόδων πλήρους πληροφορίας εικόνας χαρακτηριζόταν απαγορευτική από πλευράς υπολογιστικού κόστους, αλλά με τη ραγδαία εξέλιξη της τεχνολογίας και της ακόρεστης ζήτησης ιατρικών εφαρμογών ευθυγράμμισης υψηλής ακρίβειας, η κατασκευή εντυπωσιακών γρήγορων υπολογιστικών συστημάτων είναι γεγονός.

### 2.3.4 Περιοχή Εφαρμογής του Μετασχηματισμού

Ο μετασχηματισμός μπορεί να χαρακτηριστεί τοπικός ή ολικός, ανάλογα με το τρόπο εφαρμογής του. Αν υλοποιηθεί σε ολόκληρο το εύρος της εικόνας, τότε ονομάζεται ολικός και αντίστοιχα τοπικός αν εφαρμοστεί σε μία περιοχή της. Η επιλογή της απευθείας εφαρμογής των τοπικών μετασχηματισμών σε μία εικόνα, ειδικά στις περιπτώσεις που ανήκουν στους συμπαγείς, τύπου *affine* ή προβολικούς μετασχηματισμούς, κρίνεται αποτρεπτική εξαιτίας των ασυνεπειών που προκύπτουν, κενά και σχισμές στη μετασχηματισμένη εικόνα, στα όρια των περιοχών εφαρμογής και είναι άμεσα επηρεαζόμενες από το βαθμό ελαστικότητας του μετασχηματισμού. Μετά την πραγματοποίηση του οποιουδήποτε τοπικού μετασχηματισμού, τις πλείστες φορές η όλη διαδικασία παύει να είναι ανατρέψιμη ως αποτέλεσμα της αδυναμίας που παρουσιάζει ο αντίστροφος μετασχηματισμός, να επαναφέρει την αρχική εικόνα. Στο Σχήμα 6 γίνεται αντιληπτή η επίδραση της εφαρμογής που δύναται να έχει ο κάθε μετασχηματισμός πάνω στην αρχική εικόνα.



Σχήμα 6 : Παράδειγμα εφαρμογής δισδιάστατων ολικών και τοπικών μετασχηματισμών στην υπό εξέταση εικόνα

### 2.3.5 Κατηγορίες δεδομένων

Τα είδη δεδομένων που θα τύχουν επεξεργασίας, είναι υπεύθυνα για τη δημιουργία κατηγοριών για τις τεχνικές ευθυγράμμισης. Πιο συγκεκριμένα, ανάλογα με τη προέλευση των δεδομένων προκύπτει διαχωρισμός σε τρεις θεμελιώδεις κατηγορίες τεχνικών. Οι προελεύσεις των δεδομένων είναι οι εξής :

- Δεδομένα ίδιας πηγής (Mono-Modality)
- Δεδομένα διαφορετικών πηγών (Multi-Modality)
- Δεδομένα όπου το ένα σύνολο είναι ένας ιατρικός άτλαντας (Modality to Atlas)

Στην πρώτη κατηγορία υπάγονται οι τεχνικές που είναι ικανές να ευθυγραμμίσουν ιατρικά σύνολα δεδομένων τα οποία παράχθηκαν από την ίδια πηγή ή είναι ίδιου τύπου και ονομάζονται μονο-τροπικές (Mono-Modal). Για παράδειγμα, οι συγκεκριμένες τεχνικές εφαρμόζονται στην ευθυγράμμιση δεδομένων *CT* με *CT* ή *MRI* με *MRI* και δύνανται να υλοποιηθούν για περιπτώσεις παρακολούθησης της πορείας κάποιων ασθενειών, για την αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας θεραπειών και ακόμη για τεχνικές ψηφιακής αφαιρετικής ακτινογραφίας. Ακολούθως, στη δεύτερη κατηγορία τεχνικών ευθυγράμμισης, τις ονομαζόμενες πολυ-τροπικές (Multi-Modal), συναντάμε τις τεχνικές όπου είναι υπεύθυνες για την επεξεργασία δεδομένων προερχόμενων από διαφορετικές πηγές λήψης, παραδείγματος χάριν δεδομένα *CT* με *MRI* ή *MRI* με *PET*. Η σύνθεση ή η σύντηξη ιατρικών δεδομένων είναι δύο από τις δημοφιλέστερες εφαρμογές της συγκεκριμένης κατηγορίας. Τέλος, στην τελευταία κατηγορία τεχνικών ευθυγράμμισης το υπό ευθυγράμμιση ιατρικό σύνολο δεδομένων είναι ένας ιατρικός άτλαντας. Πιο συγκεκριμένα, προέρχεται από μία βάση συλλογής απεικονιστικών δεδομένων παραγόμενων από διαφορετικές πηγές λήψης.

### 2.3.6 Το Υποκείμενο της Ευθυγράμμισης

Η προέλευση των ιατρικών δεδομένων που θα λάβουν μέρος στη διαδικασία της ευθυγράμμισης καθορίζει το υποκείμενο της. Τα υπό επεξεργασία στην είσοδο ιατρικά απεικονιστικά δεδομένα είναι δυνατό να ανήκουν στον ίδιο ασθενή (Intra-Subject), ή ακόμη υπάρχουν περιπτώσεις προέλευσης από διαφορετικά άτομα (Inter-Subject). Ως εξαίρεση στον κανόνα επίσης αποτελεί, η προέλευση του δεύτερου συνόλου της διαδικασίας να πηγάζει με την εκμετάλλευση ιατρικού άτλαντα (Subject to Atlas), δηλαδή από μία βάση συλλογής ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων.

### 2.3.7 Το Αντικείμενο της Ευθυγράμμισης

Η περιοχή ενδιαφέροντος για ευθυγράμμιση της ανατομίας του υπό εξέταση ατόμου, καθορίζει το αντικείμενο της ευθυγράμμισης. Πληθώρα τεχνικών ευθυγράμμισης έχουν επινοηθεί με δυνατότητα απασχόλησης μόνο σε συγκεκριμένη ανατομική περιοχή και παράλληλα άλλες έχουν βελτιστοποιηθεί για συγκεκριμένη ανατομική περιοχή.

### 2.3.8 Αυτοματοποίηση και Δια-δραστικότητα

Ο βαθμός δια-δραστικότητας του χρήστη διαχωρίζει τις τεχνικές ευθυγράμμισης σε τρεις κατηγορίες και είναι οι εξής :

- Χειροκίνητες (Manual)
- Ημιαυτόματες (Semi-Automatic)
- Αυτόματες (Automatic)

Στην πρώτη περίπτωση, της χειροκίνητης ευθυγράμμισης (Manual), ο χρήστης αλληλοεπιδρά πλήρως με την όλη διαδικασία, υποβοηθούμενος από ειδικά σχεδιασμένο λογισμικό το οποίο καθ' όλη τη διάρκεια υλοποίησης της ευθυγράμμισης ενημερώνει το χρήστη για την τρέχουσα κατάσταση. Στη δε δεύτερη κατηγορία ημιαυτόματης ευθυγράμμισης (Semi-Automatic), ο βαθμός δια-δραστικότητας του χρήστη είναι μειωμένος και περιορίζεται στην αρχικοποίηση, ή και ταυτόχρονα στην καθοδήγηση της λειτουργίας της ευθυγράμμισης με την απόρριψη ή αποδοχή προτεινόμενων λύσεων. Τέλος, στην τελευταία κατηγορία της αυτόματης διαδικασίας ευθυγράμμισης (Automatic) ο ρόλος του χρήστη μετριάζεται στην εισαγωγή



δεδομένων στους αλγόριθμους, καθώς και πληροφοριών που έχουν να κάνουν με την ανάκτηση των δεδομένων.

### 2.3.9 Μέθοδοι Βελτιστοποίησης και Τεχνικές Αναζήτησης

Σε αυτή την ενότητα θα γίνει εκτενής παρουσίαση των μεθόδων βελτιστοποίησης για τη παραγωγή παραμέτρων στη διαδικασία ευθυγράμμισης. Ουσιαστικά οι μέθοδοι βελτιστοποίησης είναι οι διαδικασίες οι οποίες πρέπει να ακολουθηθούν, με τη συμβολή των τιμών των συναρτήσεων ομοιότητας ή συναρτήσεων σφάλματος, για τον υπολογισμό νέων κάθε φορά παραμετρικών τιμών του αλγοριθμικού μετασχηματισμού ευθυγράμμισης. Σκοπός της όλης διαδικασίας βελτιστοποίησης είναι οι νέες παραμετρικές τιμές που έχουν προκύψει, να είναι ικανές να εξασφαλίσουν βελτιωμένη ακρίβεια μετά την υλοποίηση του μετασχηματισμού των δεδομένων.

Το στάδιο του υπολογισμού των συγκεκριμένων παραμέτρων κατέχει εξέχουσα θέση στη λίστα προτεραιοτήτων της υλοποίησης της ευθυγράμμισης, ως αποτέλεσμα της καίριας συμβολής στην ακρίβεια. Για το προσδιορισμό του μετασχηματισμού ευθυγράμμισης στη περίπτωση του ολικού συμπαγή χρειάζεται ο υπολογισμός έξι παραμετρικών τιμών, ενώ για τους υπόλοιπους, όπως ο ελαστικός, δύνανται να απαιτηθούν εκατοντάδες μέχρι και χιλιάδες τέτοιες τιμές. Οι μέθοδοι βελτιστοποίησης κατηγοριοποιούνται ως εξής :

- Απευθείας μέθοδοι
- Προσεγγιστικές μέθοδοι ή μέθοδοι αναζήτησης

Στις απευθείας μεθόδους υπάρχει η δυνατότητα του αυτοματοποιημένου υπολογισμού από τα διαθέσιμα δεδομένα των παραμέτρων, οι οποίες αξίζει να σημειωθεί ότι εξαρτώνται αποκλειστικά από τη φύση του μετασχηματισμού. Στις δε προσεγγιστικές μεθόδους, οι παράμετροι θα προκύψουν εκτελώντας αναζήτηση των σημείων ακροτάτου στη συνάρτηση επιτυχίας της ευθυγράμμισης. Παρ' όλα αυτά, υπάρχουν περιπτώσεις όπου ο υπολογισμός θα πραγματοποιηθεί με εξαντλητική αναζήτηση σε όλο το εύρος του παραμετρικού χώρου, ως αποτέλεσμα της ανυπαρξίας ομαλής μαθηματικής συμπεριφοράς στη συνάρτηση επιτυχίας. Το υπολογιστικό κόστος σε αναλογία με τον απαιτούμενο χρόνο στην εν λόγω μεθοδολογία θα είναι αναπόφευκτα αυξημένο, αφού όλες οι τιμές για κάθε παράμετρο ευθυγράμμισης θα πρέπει να εξεταστούν. Ως εκ τούτου, επιβάλλεται η χρήση κάποιας μεθόδου βελτιστοποίησης η οποία θα αναζητά ακρότατα της συνάρτησης επιτυχίας και σε καμία περίπτωση εφαρμογή της συγκεκριμένης χρονοβόρας υλοποίησης. Παράλληλα, ο αλγόριθμος βελτιστοποίησης δύναται να παρουσιάσει ευπάθεια παγίδευσης σε τοπικό ακρότατο αντί ολικό και για το λόγο αυτό στις μεθόδους ολικής βελτιστοποίησης ακολουθούνται δύο διαφορετικές τεχνικές προσέγγισης βέλτιστης λύσης. Αρχικά, κατά την εφαρμογή της πρώτης τεχνικής γίνεται λήψη, από το χώρο των ανεξάρτητων μεταβλητών, τυχαίων σημείων και ακολούθως υπολογίζεται ένα πλήθος τοπικών ακροτάτων. Στη συνέχεια, αν η συνάρτηση επιτυχίας είναι συνάρτηση μέτρησης σφάλματος ή συνάρτηση ομοιότητας, επιλέγεται το αντίστοιχο ακρότατο με τη χαμηλότερη ή υψηλότερη τιμή. Αντίθετα, στη δεύτερη τεχνική με βήμα πεπερασμένου πλάτους κάθε φορά, λαμβάνεται ένα τοπικό ακρότατο στην εκάστοτε θέση και ταυτόχρονα συγκρίνεται η τιμή της συνάρτησης επιτυχίας για εντοπισμό της καλύτερης [22].

Οι μέθοδοι ολικής βελτιστοποίησης υστερούν στη σύγκλιση της περιοχής ολικού ακροτάτου με σχετική ακρίβεια. Τις περισσότερες φορές, η υλοποίηση μεθόδου τοπικής βελτιστοποίησης μετά την μέθοδο ολικής βελτιστοποίησης λειτουργεί καταλυτικά στην εύρεση της βέλτιστης λύσης.

Μερικές από τις μεθόδους ολικής βελτιστοποίησης είναι οι εξής :

- Μέθοδος προσομοίωσης ανάκτησης (Simulated Annealing) [23]
- Εξελικτικοί αλγόριθμοι (Evolutionary Algorithms)
- Γενετικοί αλγόριθμοι (Genetic Algorithms)
- Μέθοδος απαγόρευσης αναζήτησης
- Μέθοδος διακλάδωσης και φραγής (Branch and Bound)

Μερικές από τις μεθόδους τοπικής βελτιστοποίησης είναι οι εξής :

- *Downhill-Simplex* [24]
- *Powell* [25]
- *Quasi-Newton* [8]
- Μέθοδος συζυγών κλίσεων (Conjugate Gradient)

## 2.4 Κριτήρια Αξιολόγησης Τεχνικών Ευθυγράμμισης

Αναλόγως των παραμετρικών τιμών του μετασχηματισμού σε κάθε βήμα της επαναληπτικής μεθοδολογίας της ευθυγράμμισης, η προς ευθυγράμμιση εικόνα αλλάζει την μορφή της κατάλληλα και στη συνέχεια επικαλούμενη προκαθορισμένα κριτήρια συγκρίνεται με την εικόνα αναφοράς. Συναρτήσεις ομοιότητας ή σφάλματος έχουν την ευθύνη της ποσοτικοποίησης του βαθμού ομοιότητας ή απόκλισης μεταξύ των υπό εξέταση εικόνων αντίστοιχα, και ουσιαστικά αποτελούν τα προαναφερθέντα προδιαγεγραμμένα κριτήρια. Επιπρόσθετα, αξίζει να σημειωθεί η ύπαρξη μεγάλου αριθμού συναρτήσεων αυτού του τύπου, καθώς και το γεγονός ότι η επιλογή κάθε φορά συναρτήσεων που θα εξυπηρετούν τις εκάστοτε εφαρμογές, είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με τη μεθοδολογία ευθυγράμμισης που θα ακολουθηθεί και το είδος των δεδομένων.

### 2.4.1 Συνάρτηση Επιτυχίας

Οι συναρτήσεις επιτυχίας διακρίνονται σε δύο κατηγορίες. Ανάλογα με το είδος της ευθυγράμμισης δύνανται να είναι συναρτήσεις μέτρησης απόστασης ή συναρτήσεις ομοιότητας. Η προσπάθεια ελαχιστοποίησης της τιμής που προκύπτει από τη συνάρτηση μέτρησης απόστασης, χρησιμοποιείται ως μέτρο επιτυχίας στις περιπτώσεις που η διαδικασία της ευθυγράμμισης στηρίζεται στα ζεύγη αντίστοιχων σημείων. Η συγκεκριμένη υλοποίηση βασίζεται συνήθως στη χρήση προσέγγισης ελαχίστων τετραγώνων με σκοπό την ελαχιστοποίηση του μέσου τετραγωνικού σφάλματος  $MSE$  το οποίο ορίζεται ως εξής :

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|r_i'' - T(r_i)\|^2 \quad (12)$$

με  $r_i$  και  $r_i''$  να ορίζονται ως  $(x_i, y_i, z_i)$  και  $(x_i'', y_i'', z_i'')$  και παράλληλα να εκφράζουν τα αντίστοιχα ζεύγη σημείων στο προς ευθυγράμμιση σύνολο δεδομένων και στο σύνολο δεδομένων αναφοράς αντίστοιχα.

Αντίθετα, στις περιπτώσεις που ως μέτρο επιτυχίας της διαδικασίας ευθυγράμμισης δύνανται να χρησιμοποιηθεί κάποια συνάρτηση ομοιότητας, η όλη προσπάθεια συγκεντρώνεται στην επίτευξη της μέγιστης της τιμής. Μία τέτοια συνάρτηση εκφράζει κάποια μορφή συσχετισμού μεταξύ των εικόνων, η οποία στηρίζεται στις τιμές των χρωματικών πυκνοτήτων των στοιχείων της εικόνας. Η σχέση μεγιστοποίησης ορίζεται ως εξής :

$$T = \arg \max_T [O(I_T(r), I_R(r))] \quad (13)$$

Στις υπο-ενότητες που ακολουθούν γίνεται εκτενής αναφορά μερικών συναρτήσεων ομοιότητας, όπου είναι ικανές να λάβουν μέρος στην επίλυση δισδιάστατων και τρισδιάστατων προβλημάτων.

#### 2.4.1.1 Άθροισμα της Απόλυτης Διαφοράς Χρωματικών Πυκνοτήτων

Το άθροισμα της απόλυτης διαφοράς χρωματικών πυκνοτήτων ορίζεται ως εξής [26] :

$$C_{AD}(r) = \sum_r |I_R(r) - I_T(r)| \quad (14)$$

Η συγκεκριμένη συνάρτηση είναι ιδιαίτερα επιρρεπής στην παρουσία θορύβου ο οποίος δεν ακολουθεί κανονική κατανομή και σε καμία περίπτωση δεν είναι σε θέση να διαχειριστεί δεδομένα τα οποία παρουσιάζουν τοπικές χρωματικές μεταβολές, ή προέρχονται από διαφορετικές απεικονιστικές μεθόδους. Μια μετάλλαξη της αναφερθείσας συνάρτησης είναι το άθροισμα των διαφορών τετραγώνων και εκφράζεται ως εξής :

$$C_{SAD}(r) = \sum_r |I_R(r) - I_T(r)|^2 \quad (15)$$

#### 2.4.1.2 Συντελεστής Συσχέτισης Χρωματικών Πυκνοτήτων

Η εξίσωση του συντελεστή συσχέτισης χρωματικών πυκνοτήτων ορίζεται ως εξής :

$$CC(I_R, I_T) = \left| \frac{\sum_r [I_T(r) - \bar{I}_T][I_R(r) - \bar{I}_R]}{\sqrt{\sum_r [I_T(r) - \bar{I}_T]^2} \sqrt{\sum_r [I_R(r) - \bar{I}_R]^2}} \right| \quad (16)$$

με  $\bar{I}_T, \bar{I}_R$  να δηλώνουν αντίστοιχα τη μέση τιμή των εικόνων  $I_T(r)$  και  $I_R(r)$ .

Με το εύρος των τιμών του συντελεστή συσχέτισης να κυμαίνεται από μηδέν έως μονάδα, η μέγιστη συσχέτιση μεταξύ των δύο υπό εξέταση εικόνων προκύπτει όταν η εκάστοτε τιμή του συντελεστή κοντεύει στην μονάδα. Όταν ο μετασχηματισμός ευθυγράμμισης είναι γραμμικός, ο συντελεστής συσχέτισης διατηρείται αναλλοίωτος και ισχύει το εξής :

$$CC(a_1 I_T + b_1, a_2 I_R + b_2) = CC(I_T, I_R) \quad (17)$$

Ως αποτέλεσμα αυτού, ο συντελεστής παρουσιάζει ταυτόχρονα αντοχή στην οποιαδήποτε αυξομείωση της αντίθεσης και της φωτεινότητας στις εικόνες. Παρ' όλα αυτά, αν τα απεικονιστικά δεδομένα εισόδου έχουν παραχθεί κάνοντας χρήση διαφορετικών μεθόδων απεικόνισης, η τιμή της χρωματικής πυκνότητας που θα δοθεί σε αυτά από την εκάστοτε τεχνική θα διαφέρει, με φυσικό επακόλουθο να παρουσιάζεται αδυναμία στη υλοποίηση ευθυγράμμισης με βάση το συντελεστή συσχέτισης. Ταυτόχρονα όμως, αν υπάρξει ένα βήμα προ-επεξεργασίας των απεικονιστικών δεδομένων, η προαναφερθείσα μέθοδος καθίσταται δυνατή.

### 2.4.1.3 Διαφορά Εντροπίας

Η εντροπία υπάγεται στα κριτήρια της ευθυγράμμισης που βασίζονται στα ιστογράμματα των εικόνων. Έστω ότι  $I$  η τιμή των χρωματικών πυκνοτήτων των στοιχείων μίας εικόνας και η οποία δύναται να θεωρηθεί τυχαία μεταβλητή με κατανομή  $P(I = k)$ , τότε η εντροπία ( $H$ ) της εικόνας συναρτήσει της διαφοράς των χρωματικών πυκνοτήτων  $I_D$  μεταξύ της μετασχηματισμένης και της αναφοράς εικόνας, εκφράζεται από την εξής σχέση :

$$H(I_D) = - \sum_{k=0}^{G-1} P(I_D = k) \log_2 P(I_D = k) \quad (18)$$

με τη μεταβλητή  $G$  να ορίζεται ως το πλήθος των επιπέδων του γκρι. Αξίζει να σημειωθεί ότι τις πλείστες φορές ο αριθμός των επιπέδων είναι 256.

### 2.4.1.4 Συντελεστής Αμοιβαίας Πληροφορίας

Ο συντελεστής αμοιβαίας πληροφορίας σε γενικές γραμμές περιγράφει το ποσό πληροφορίας που περιέχει η μία εικόνα  $I_R$  από την άλλη  $I_T$ . Αναλυτικότερα, είναι ένας δείκτης του βαθμού εξάρτησης των δύο υπό σύγκριση εικόνων  $I_T$  και  $I_R$  και περιγράφεται από την εξής σχέση :

$$MI(I_T, I_R) = - \sum_{k=0}^{G-1} \sum_{l=0}^{G-1} P(I_T = k, I_R = l) \log_2 \frac{P(I_T = k, I_R = l)}{P(I_T = k)P(I_R = l)} \quad (19)$$

Πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό του συγκεκριμένου συντελεστή είναι το γεγονός ότι παρουσιάζει πλήρη ανεξαρτησία από τον οποιοδήποτε θόρυβο, στις μεταβολές των φωτεινότητων των εικόνων, καθώς και στις αλλαγές των αντιθέσεων τους. Παράλληλα, δύναται να γίνει χρήση του σε δισδιάστατα, τρισδιάστατα απεικονιστικά δεδομένα χωρίς να επηρεάζει το γεγονός μεθόδου προέλευσης. Η εκμετάλλευση του συντελεστή αμοιβαίας πληροφορίας για πραγματοποίηση της ευθυγράμμισης, μπορεί να υλοποιηθεί σε προβλήματα εφαρμογής συμπαγούς και μη μετασχηματισμού [8] και κρίνεται ως μία πλήρως αυτόματη διαδικασία.

Στον Πίνακα 1 γίνεται μια συνοπτική ανασκόπηση των συναρτήσεων επιτυχίας όπου έχουν αναλυθεί στις προηγούμενες υπο-ενότητες.

Πίνακας 1 : Πίνακας συναρτήσεων επιτυχίας

Συνάρτηση		Μαθηματικός τύπος
Μέσο τετραγωνικό σφάλμα	$MSE$	$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \ r_i'' - T(r_i)\ ^2$
Άθροισμα της απόλυτης διαφοράς χρωματικών πυκνοτήτων	$C_{AD}(r)$	$\sum_r  I_R(r) - I_T(r) $
Άθροισμα των διαφορών τετραγώνων	$C_{SAD}(r)$	$\sum_r  I_R(r) - I_T(r) ^2$
Συντελεστής συσχέτισης χρωματικών πυκνοτήτων	$CC(I_R, I_T)$	$\left  \frac{\sum_r [I_T(r) - \bar{I}_T][I_R(r) - \bar{I}_R]}{\sqrt{\sum_r [I_T(r) - \bar{I}_T]^2} \sqrt{\sum_r [I_R(r) - \bar{I}_R]^2}} \right $
Εντροπία διαφοράς	$H(I_D)$	$-\sum_{k=0}^{G-1} P(I_D = k) \log_2 P(I_D = k)$
Συντελεστής αμοιβαίας πληροφορίας	$MI(I_T, I_R)$	$-\sum_{k=0}^{G-1} \sum_{l=0}^{G-1} P(I_T = k, I_R = l) \log_2 \frac{P(I_T = k, I_R = l)}{P(I_T = k)P(I_R = l)}$

## 2.4.2 Αποτίμηση Τεχνικών Ευθυγράμμισης

Σε αυτή την ενότητα παρατίθενται διάφορα κριτήρια τα οποία καθορίζουν τι πρέπει να ληφθεί υπόψη και να ικανοποιηθεί από την εκάστοτε μέθοδο ευθυγράμμισης, έτσι ώστε να θεωρείται κατάλληλη για να εφαρμοστεί [8].

### 2.4.2.1 Ακρίβεια (Precision and Accuracy)

Στην περίπτωση που ένας αλγόριθμος ευθυγράμμισης υλοποιείται για ένα συγκεκριμένο δεδομένο εισόδου, το συστημικό σφάλμα το οποίο προκύπτει είναι ιδιότητα του συστήματος και ορίζεται ως ακρίβεια-*Precision*. Επιπρόσθετα, το συστηματικό σφάλμα δύναται να έχει δύο μορφές. Στη πρώτη περίπτωση ταυτίζεται με το σφάλμα ολόκληρου του συστήματος ευθυγράμμισης και αντίστοιχα στη δεύτερη μπορεί να πηγάζει από τους επιμέρους παράγοντες. Το σφάλμα της μεθόδου βελτιστοποίησης αποτελεί ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα αυτών.

Παράλληλα, ο όρος ακρίβεια -*Accuracy* αντιπροσωπεύει το άμεσο σφάλμα και δεν ανήκει στις ιδιότητες του συστήματος. Ακόμη, αναλόγως της περίπτωσης, μπορεί να χαρακτηριστεί ως ποιοτικό ή ποσοτικό σφάλμα και αυτό καθορίζεται από τον τρόπο μέσα από τον οποίο δύναται να γίνει ο υπολογισμός του. Όταν για παράδειγμα μπορεί να καθοριστεί με οπτικό έλεγχο από ειδικούς είναι ποιοτικό και αντίστοιχα όταν προκύπτει από μαθηματικές/στατιστικές μεθόδους ποσοτικό.

#### **2.4.2.2 Ευρωστία-Ευστάθεια**

Η ικανότητα μίας μεθόδου να παράγει όσο το δυνατό καλύτερα αποτελέσματα υπό την παρουσία θορύβου, ορίζεται ως ευρωστία (Robustness). Δύναται να χαρακτηριστεί και ως ευστάθεια, πράγμα το οποίο δηλώνει την ικανότητα μικρών αλλαγών στην είσοδο να προκαλέσουν ταυτόχρονα μικρές διαταραχές στην έξοδο.

#### **2.4.2.3 Αξιοπιστία**

Ο όρος αξιοπιστία αντιστοιχίζεται στο γεγονός του κατά πόσο είναι ικανός ένας αλγόριθμος να λειτουργήσει όπως αναμένεται, όταν εφαρμόζεται σε ένα σχετικά αρκετό πλήθος κλινικών δεδομένων.

#### **2.4.2.4 Απαιτήσεις και Ανάγκες-Αλγοριθμική Πολυπλοκότητα**

Στην παρούσα υπο-ενότητα παρατίθενται δύο κριτήρια τα οποία είναι άρρηκτα συνδεδεμένα μεταξύ τους. Πολύπλοκοι αλγόριθμοι ευθυγράμμισης εξειδικευμένοι στην επίλυση των πολύπλοκων παραμορφώσεων, έχουν απαιτήσεις και ανάγκες αρκετά αυξημένες σε σχέση με αντίστοιχες περιπτώσεις εφαρμογής συμπαγούς μετασχηματισμού. Ένας αλγόριθμος ευθυγράμμισης, προοριζόμενος για κλινικές εφαρμογές σε πραγματικό χρόνο, επιβάλλεται να είναι γρήγορος χωρίς να μειώνεται η ακρίβειά του, αποδοτικός και κυρίως μη απαιτητικός σε πόρους.

#### **2.4.2.5 Κλινική Χρησιμότητα**

Μια μέθοδος ευθυγράμμισης θα πρέπει να απαντά σε ένα κρίσιμο ερώτημα. Θα μπορούσε στη συγκεκριμένη κλινική εφαρμογή να είναι φθηνότερη, ευκολότερη και αποτελεσματικότερη από οποιαδήποτε άλλη μέθοδο που εφαρμόζεται ήδη ; Για να διασφαλιστεί η θετική απάντηση σε αυτό το ερώτημα, μια μέθοδος επιβάλλεται από τη βάση να σχεδιαστεί με γνώμονα την κλινική χρησιμότητα και τα συγκριτικά της πλεονεκτήματα σε σχέση με τις υπάρχουσες τεχνικές.

Εν κατακλείδι, το μόνο που μπορεί να θεωρηθεί σίγουρο είναι ότι προκύπτει αδύνατη η ύπαρξη μεθόδου ευθυγράμμισης που να είναι ικανή να καλύπτει τις ανάγκες για όλα τα κριτήρια, πράγμα το οποίο αφήνει την επιλογή ελεύθερη στην προσωπική κρίση και στην εμπειρία του εκάστοτε ερευνητή, καθώς και στο είδος του προβλήματος που θα καλείται να επιλύσει κάθε φορά.

# 3 Μέθοδοι Ευθυγράμμισης με Γεωμετρικούς Περιγραφητές

## 3.1 Εισαγωγή

Η ευθυγράμμιση ιατρικών δεδομένων, προερχόμενων από μια πληθώρα απεικονιστικών συστημάτων, είναι μία κριτική διαδικασία στην οποία κυριαρχείται η ανάγκη υψηλής ακρίβειας. Η επίτευξη αυτής της ανάγκης προϋποθέτει τη χρήση όλου του εύρους των διαθέσιμων σημείων. Σε περιπτώσεις εφαρμογής τέτοιων μεθόδων η τεχνική ευθυγράμμισης ορίζεται ως καθολική και γίνεται εκμετάλλευση όλων των σημειακών συντεταγμένων, ή των αντίστοιχων τιμών της έντασης φωτεινότητας των υπό εξέταση σημείων. Οι καθολικές τεχνικές ευθυγράμμισης είναι ιδιαίτερα απαιτητικές με αποτέλεσμα να αυξάνουν το υπολογιστικό κόστος και παράλληλα τον απαιτούμενο χρόνο υλοποίησης. Συμπεριφέρονται πολύ αποτελεσματικά και με υψηλή ακρίβεια σε δυσδιάστατα δεδομένα, αλλά ταυτόχρονα παρουσιάζουν μεγάλη δυσκολία στην αντιμετώπιση της πολυπλοκότητας που προκύπτει από το μέγεθος δεδομένων στα τρισδιάστατα προβλήματα. Απεικονιστικά δεδομένα τριών διαστάσεων δύνανται να προέρχονται από ένα σύνολο επιπέδων εικόνων τομογραφίας, που με τεχνικές ανακατασκευής εξάγονται τα τρισδιάστατα μοντέλα που θα υποβληθούν σε επεξεργασία.

Ταυτόχρονα όμως, αξίζει να σημειωθεί ότι οι μέθοδοι ευθυγράμμισης απεικονιστικών δεδομένων με εκμετάλλευση των τιμών της φωτεινότητας των σημείων αποτυγχάνουν, σε περιπτώσεις που η πηγή λήψης τους διαφέρει, ως αποτέλεσμα της πιθανής διαφορετικής πληροφορίας που φέρουν οι εκάστοτε τιμές έντασης. Παράλληλα, ακόμη και τα δεδομένα τα οποία παράχθηκαν από το ίδιο απεικονιστικό σύστημα δεν είναι κατάλληλα για τέτοιου είδους τεχνικές ευθυγράμμισης, λόγω των διαφορετικών εξωτερικών συνθηκών που δύνανται να επικρατούσαν κατά το χρονικό διάστημα λήψης τους. Επιπρόσθετα, η πολυπλοκότητα των πράξεων για τη συγκεκριμένη υλοποίηση καθιστά τη διαδικασία ευθυγράμμισης, με βάση την ένταση φωτεινότητας των σημείων, αναποτελεσματική και δύσκολη. Το γεγονός αυτό, οδήγησε στην ανάπτυξη προηγμένων αλγορίθμων για την υλοποίηση σημειακών τεχνικών τρισδιάστατης ευθυγράμμισης.

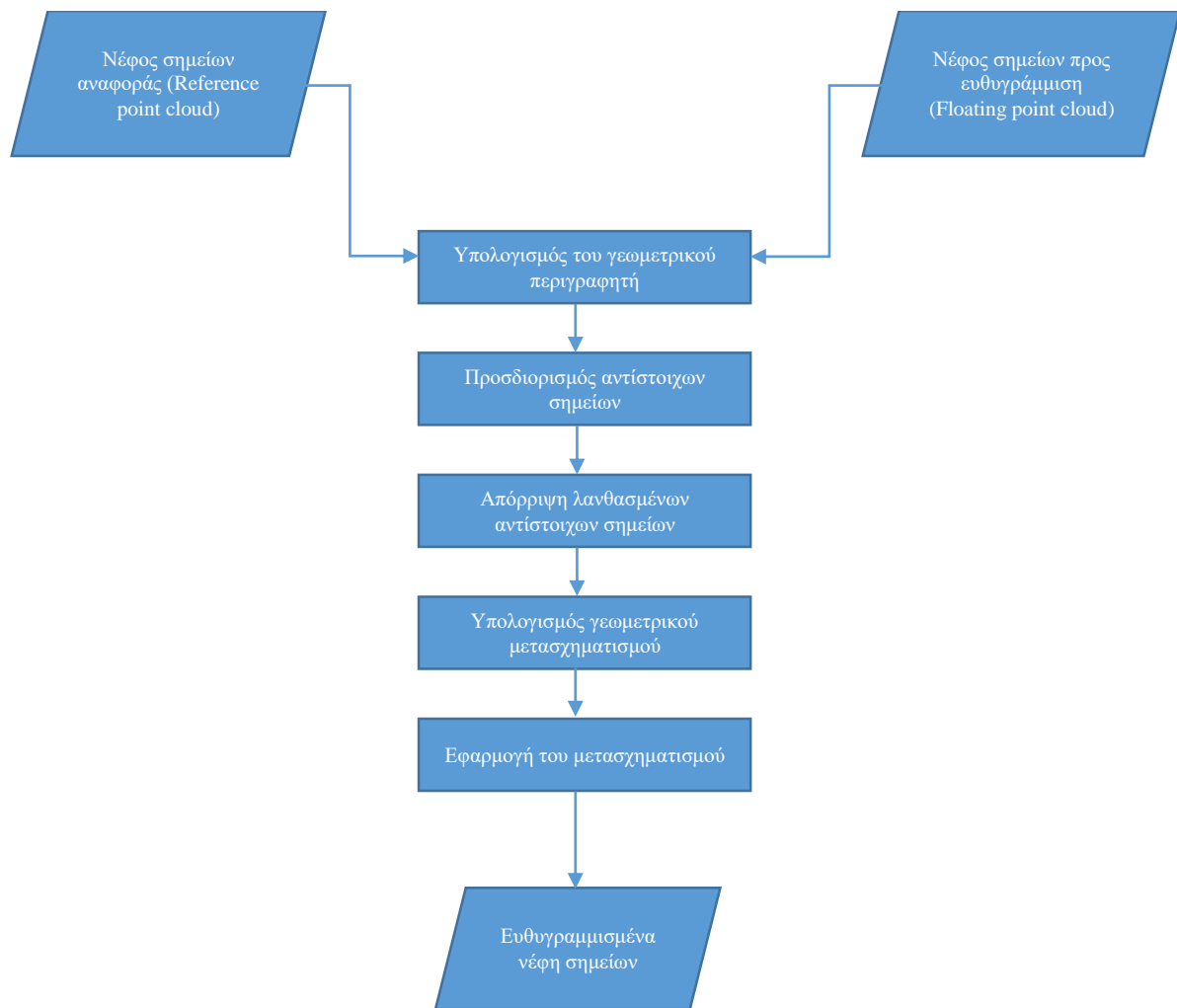
Η ευθυγράμμιση δύο ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων είναι εφικτό να πραγματοποιηθεί με την ευθυγράμμιση των νεφών σημείων τους. Πιο συγκεκριμένα, η όλη μεθοδολογία επιβάλλεται να αρχίζει από τη μετατροπή των ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων σε νέφη σημείων, δηλαδή σε διακριτά σημεία στο τρισδιάστατο χώρο. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας μετατροπής είναι δυνατή και γίνεται η εξαγωγή μόνο των επιφανειακών σημείων ενδιαφέροντος στα οποία θα εφαρμοστεί ο αλγόριθμος ευθυγράμμισης, παραδείγματος χάριν το νέφος σημείων που αποτελούν την επιφάνεια ενός κρανίου. Στη συνέχεια, εφαρμόζεται μία αντιστοίχιση σημείων στα υπό εξέταση νέφη και ακολούθως υπολογίζεται κατάλληλος γεωμετρικός μετασχηματισμός, ο οποίος μετά τη χρήση του εξασφαλίζει την ελάχιστη δυνατή χωρική απόκλιση των δύο τρισδιάστατων δομών. Ο δε γεωμετρικός μετασχηματισμός που θα προκύψει είναι αντιπροσωπευτικός και αποτελεσματικός για να εφαρμοστεί και να ευθυγραμμίσει τα αρχικά ιατρικά δεδομένα.

Σε αυτή την ενότητα αναλύεται πως με τη βοήθεια διαφόρων γεωμετρικών περιγραφητών καθίσταται ικανή η πραγματοποίηση των τεχνικών ευθυγράμμισης τρισδιάστατων σημειακών δομών. Τα στάδια που ακολουθούνται σε κάθε περίπτωση ευθυγράμμισης με την εκμετάλλευση κάποιου διαφορετικού περιγραφητή είναι τα ίδια, με τη μόνη διαφορά μεταξύ των περιπτώσεων να είναι το είδος του περιγραφητή. Ο γεωμετρικός περιγραφητής κωδικοποιεί τις γεωμετρικές ιδιότητες μίας προκαθορισμένης περιοχής γύρω από το υπό εξέταση σημείο και εξασφαλίζει τη μοναδική περιγραφή του, διαχωρίζοντας το έτσι από τα υπόλοιπα σημεία του τρισδιάστατου νέφους. Η απόσταση, οι γωνίες μεταξύ κάθετων διανυσμάτων, ή ακόμη μία σχετική θέση του υπό εξέταση σημείου αποτελούν πιθανές επιλογές από ένα μεγάλο πλήθος εκμεταλλεύσιμων γεωμετρικών ιδιοτήτων για τον υπολογισμό του γεωμετρικού περιγραφητή.

### **3.2 Μεθοδολογία Ευθυγράμμισης Βασισμένη σε Γεωμετρικά Χαρακτηριστικά (Feature Based Registration)**

Η γενική τεχνική ευθυγράμμισης με τους παραχθέντες γεωμετρικούς περιγραφητές που προκύπτουν από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της εκάστοτε περιοχής του κάθε σημείου, αποτελείται από σειριακά υλοποιήσιμα στάδια. Αρχικά, στην είσοδο του αλγόριθμου ευθυγράμμισης βρίσκονται τα δύο τρισδιάστατα σημειακά νέφη, το υπό ευθυγράμμιση και το σημειακό νέφος αναφοράς, τα οποία έχουν παραχθεί από μία μεθοδολογία μετατροπής των ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων σε νέφη από σημεία. Ακολούθως, υλοποιείται μία διαδικασία κατά την οποία τελικός σκοπός αποτελεί η ελαχιστοποίηση της απόστασης ή διαφοράς μεταξύ των δύο νεφών. Αυτό επιτυγχάνεται με τη περιστροφή ή μετακίνηση του υπό ευθυγράμμιση νέφους σημείων ως προς το νέφος αναφοράς. Στο *Σχήμα 7* διακρίνεται σχηματικά η ροή της μεθοδολογίας που ακολουθείται για την επίτευξη της ευθυγράμμισης.





Σχήμα 7 : Διάγραμμα ροής της μεθοδολογίας ευθυγράμμισης εκμεταλλευόμενη τους γεωμετρικούς περιγραφητές (descriptors)

Η σύγκριση των παραχθέντων γεωμετρικών περιγραφητών του κάθε σημείου, στο υπό ευθυγράμμιση και αναφοράς νέφος, καθιστά εφικτή την εύρεση των ταυτόσημων σημείων μεταξύ των νεφών. Παρόλα αυτά, υπάρχει η πιθανότητα μερικές από τις απορρέουσες αντιστοιχίσεις σημείων να είναι λανθασμένες (Outliers), με αποτέλεσμα η χρήση μίας επαναληπτικής μεθόδου γνωστής ως *RANSAC* (Random Sample Consensus), για την απόρριψη τους, να είναι επιβεβλημένη. Ακολούθως, οι υπόλοιπες αντιστοιχίσεις οι οποίες κρίθηκαν ορθές (Inliers), λαμβάνουν μέρος στη διαδικασία υπολογισμού των παραμέτρων ενός συμπαγούς μετασχηματισμού, δηλαδή ενός πίνακα που περιέχει στις κατάλληλες θέσεις τα στοιχεία για τη περιστροφή και τη μετατόπιση που θα εφαρμοστεί στο υπό ευθυγράμμιση τρισδιάστατο σημειακό νέφος.

### 3.2.1 Γεωμετρικοί Περιγραφητές (Feature Descriptors)

Η αρχή της όλης διαδικασίας ευθυγράμμισης που εξετάζεται σε αυτή την ενότητα είναι η εφαρμογή ενός μοναδικού τρόπου περιγραφής για κάθε σημείο μέσα στα δύο νέφη, έτσι ώστε να γίνει δυνατή η δημιουργία ενός συνόλου ταυτισμένων σημείων μεταξύ τους. Χρησιμοποιώντας μόνο τις χωρικές συντεταγμένες  $(x, y, z)$  του εκάστοτε σημείου δεν

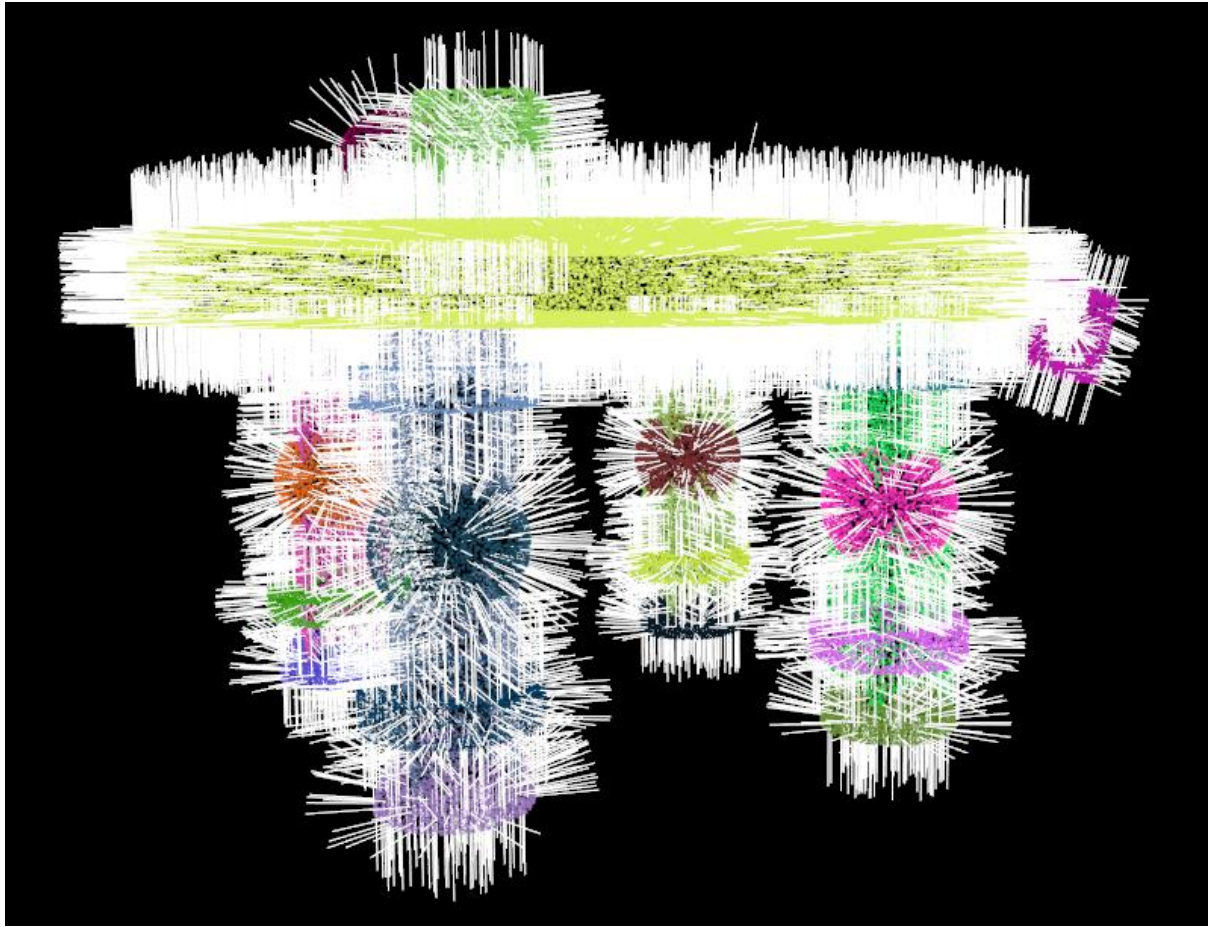
επιτυγχάνεται η μοναδικότητα στη περιγραφή του. Αυτό γίνεται πιο αντιληπτό σε περιπτώσεις διαδοχικών σαρώσεων όπου δύο σημεία τυγχάνει να έχουν την ίδια θέση στο χώρο, αλλά παράλληλα ανήκουν σε διαφορετικές επιφάνειες και όταν εξετάζονται ως προς τα γειτονικά τους σημεία να παρέχουν εντελώς διαφορετική πληροφορία. Ταυτόχρονα, το χρώμα, η ένταση και η υφή που μπορεί να κληρονομήσουν τα σημεία στα νέφη από τις διάφορες τεχνικές δημιουργίας τους, παρουσιάζουν και αυτά με τη σειρά τους ανεπάρκεια στη διασφάλιση ενός ξεχωριστού τρόπου καθορισμού του σημείου, πράγμα το οποίο διατηρεί την ορθή αντιστοίχιση αδύνατη.

Ο τοπικός γεωμετρικός περιγραφητής (Local Feature Descriptor) αποτελεί μία σαφή και παράλληλα επαρκή λύση για την υπέρβαση του προβλήματος αντιπροσωπευτικής περιγραφής ενός σημείου, μέσω της εκμετάλλευσης του γειτονικού του χώρου. Η απόσταση, οι γωνίες μεταξύ κάθετων διανυσμάτων και η σχετική θέση, είναι μερικές πιθανές επιλογές από ένα μεγάλο πλήθος εκμεταλλεύσιμων γεωμετρικών ιδιοτήτων και χαρακτηριστικών μίας περιοχής, αποτελούμενης από πεπερασμένο αριθμό γειτονικών σημείων γύρω από το υπό εξέταση σημείο, που μπορούν να κωδικοποιηθούν και να καθορίσουν το γεωμετρικό περιγραφητή. Με αυτό τον τρόπο εξασφαλίζεται μία χαρακτηριστική και λεπτομερής περιγραφή για τη μορφή του χώρου γύρω από το υπό εξέταση σημείο και ταυτόχρονα διασφαλίζεται η μοναδικότητά του. Είναι μία δύσκολη και πολύπλοκη διαδικασία, αλλά βάζει γερές βάσεις για την επίτευξη του στόχου της ορθής δημιουργία συνόλων αντίστοιχων σημείων μεταξύ των νεφών.

Αξίζει να σημειωθεί ότι υπάρχει μεγάλο πλήθος γεωμετρικών περιγραφητών που προκύπτει από τον αντίστοιχα μεγάλο εκμεταλλεύσιμο αριθμό γεωμετρικών ιδιοτήτων και χαρακτηριστικών, καθώς και των συνδυασμών τους. Υπάρχουν δύο θεμελιώδεις κατηγορίες γεωμετρικών περιγραφητών, οι ολικό και τοπικό. Στην πρώτη κατηγορία συναντάμε τον υπολογισμό ενός και μόνο περιγραφητή για όλο το εύρος του σημειακού νέφους και εφαρμόζεται συνήθως σε περιπτώσεις όπως αυτή της τρισδιάστατης αναγνώρισης αντικειμένων. Η δε δεύτερη εντοπίζεται πιο συχνά στις τεχνικές ευθυγράμμισης και διαφέρει με τη πρώτη στο ότι ένας υπολογισμός γεωμετρικού περιγραφητή πραγματοποιείται για κάθε σημείο του νέφους. Στις υπο-ενότητες που ακολουθούν γίνεται εκτενής αναφορά και ανάλυση χαρακτηριστικών και ιδιοτήτων, ορισμένων τοπικών γεωμετρικών περιγραφητών που έχουμε στη διάθεση μας.

### 3.2.1.1 Γεωμετρικός Περιγραφητής Κάθετων Διανυσμάτων (Normals)

Ο γεωμετρικός περιγραφητής κάθετων διανυσμάτων χαρακτηρίζεται ίσως ως ο πιο εύκολα υλοποιήσιμος περιγραφητής σημείων, αλλά παράλληλα ο υπολογισμός του θεωρείται το απαραίτητο συστατικό για να είναι δυνατή η εφαρμογή άλλων πιο σύνθετων. Πιο συγκεκριμένα, το κάθετο διάνυσμα (normal) ενός σημείου στην υπό εξέταση επιφάνεια αποτελεί το γεωμετρικό περιγραφητή κάθετων διανυσμάτων και η όλη διαδικασία υπολογισμού του στηρίζεται στους γείτονες του υπό εξέταση σημείου  $p_q$ . Δηλαδή, η κατάλληλη επιλογή μίας περιοχής γύρω από ένα σημείο καθορίζει τα κοντινότερα γειτονικά σημεία  $P^k$  που ανήκουν σε αυτή, τα οποία με τη σειρά τους δύνανται να εξαγάουν τη γεωμετρία της επιφάνειας που περιβάλλει το σημείο  $p_q$  [27]. Το κάθετο διάνυσμα του εκάστοτε σημείου αντιστοιχεί στο κάθετο διάνυσμα πάνω σε ένα επίπεδο  $\Pi$  το οποίο εφάπτεται στην επιφάνεια που περιέχει το υπό εξέταση σημείο. Στο Σχήμα 8 γίνεται αντιληπτή η έννοια των κάθετων διανυσμάτων στις επιφάνειες ενδιαφέροντος διαφόρων αντικειμένων.



Σχήμα 8 : Κάθετα διανύσματα (Normals) σε διάφορα σημεία στις υπό εξέταση επιφάνειες αντικειμένων

Το επίπεδο  $\Pi$  είναι περιγράψιμο με τη χρήση ενός σημείου  $x$  και ενός κάθετου διανύσματος  $\vec{n}$ . Παράλληλα, πρέπει να σημειωθεί ότι κατά τον υπολογισμό του επιπέδου και των παραμέτρων του πρέπει να διασφαλίζεται η ελαχιστοποίηση του αθροίσματος των τετραγώνων των αποστάσεων των σημείων  $p_i \in P^k$  από το επίπεδο  $\Pi$ . Πιο συγκεκριμένα ισχύει η εξής σχέση :

$$\min \sum_{i=1}^k d_i(p_i, \Pi)^2 \quad (20)$$

όπου  $k$  είναι ο αριθμός των γειτόνων του υπό εξέταση σημείου  $p_q$ . Ακόμη, η απόσταση  $d_i$  εκφράζεται από την εξής εξίσωση :

$$d_i = (p_i - x) \cdot \vec{n} \quad (21)$$

Για το σύνολο των σημείων  $P^k$  θα υπολογιστεί το κέντρο βάρους και ακολούθως θα εξισωθεί με το σημείο  $x$ . Η σχέση η οποία εφαρμόζεται είναι η εξής :

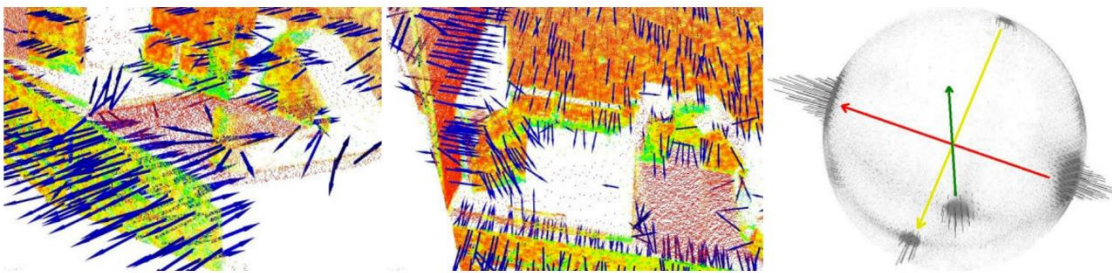
$$x = \bar{p} = \frac{1}{k} \cdot \sum_{i=1}^k p_i \quad (22)$$

Αντίστοιχα, το διάνυσμα  $\vec{n}$  δύναται να ευρεθεί εξάγοντας τις ιδιοτιμές και τα ιδιοδιανύσματα του πίνακα  $C \in \mathbb{R}^{3 \times 3}$  του  $P^k$ . Ο πίνακας  $C$  ικανοποιεί τα εξής :

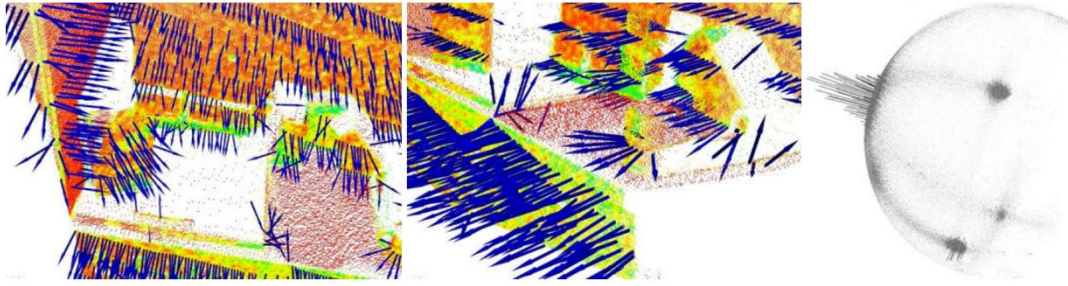
$$C = \frac{1}{k} \cdot \sum_{i=1}^k \xi_i \cdot (p_i - \bar{p}) \cdot (p_i - \bar{p})^T \quad (23)$$

$$C \cdot \vec{v}_j = \lambda_j \cdot \vec{v}_j \text{ όπου } j \in \{0, 1, 2\}$$

όπου το  $\xi_i$  είναι συνήθως μονάδα και αντιπροσωπεύει το βάρος του σημείου  $p_i$ . Οι πραγματικοί αριθμοί  $\lambda_j$  περιγράφουν τις ιδιοτιμές του συμμετρικού πίνακα  $C$ . Το ιδιοδιάνυσμα  $\vec{v}_0$  αντιστοιχίζεται στη μικρότερη ιδιοτιμή  $\lambda_0$ , με  $0 \leq \lambda_0 \leq \lambda_1 \leq \lambda_2$ , και αποτελεί τη λύση για το ζητούμενο μοναδιαίο κάθετο διάνυσμα  $\vec{n} = \{n_x, n_y, n_z\}$ . Παρ' όλα αυτά, το πρόσημο μπορεί να είναι θετικό ή αρνητικό, λόγω της αδυναμίας που παρουσιάζεται στο σαφή καθορισμό ενός μαθηματικού τρόπου υπολογισμού του. Ως αποτέλεσμα αυτού, εμφανίζεται ανομοιομορφία προσανατολισμού μεταξύ των διανυσμάτων σε ολόκληρο το εύρος του τρισδιάστατου νέφους σημείων και το γεγονός αυτό συνυπολογίζεται στα αρνητικά της χρήσης της μεθόδου ανάλυσης κυρίων συνιστωσών (Principal Component Analysis - PCA). Στο *Σχήμα 9* διακρίνονται δύο παραδείγματα νεφών και η σφαίρα κάθετων διανυσμάτων τους (Normal Sphere or Extended Gaussian Image), που είναι υπεύθυνη για τη συγκεντρωτική παρουσίαση των φορών όλων των  $\vec{n}_i$ , και γίνεται αντιληπτή η απροσδιόριστη συμπεριφορά στις φορές που παρουσιάζουν. Μια απλή και αποτελεσματική λύση στο πρόβλημα των φορών είναι η εκμετάλλευση ενός γνωστού σημείου παρατήρησης  $v_p$ . Ακολούθως στο *Σχήμα 10* φαίνονται οι ομοιόμορφα προσανατολισμένες φορές, στα αντίστοιχα νέφη, που έχουν προκύψει ως προς ένα σημείο παρατήρησης και η διορθωμένη σφαίρα κάθετων διανυσμάτων τους.



*Σχήμα 9 : Σημειακά νέφη με κάθετα διανύσματα απροσδιόριστου προσανατολισμού φορών και η αντίστοιχη σφαίρα κάθετων διανυσμάτων (Normal Sphere)*



Σχήμα 10 : Σημειακά νέφη με κάθετα διανύσματα ομοιόμορφου προσανατολισμού φερών προς το σημείο παρατήρησης και η αντίστοιχη σφαίρα κάθετων διανυσμάτων (Normal Sphere)

Η σχέση η οποία ακολουθεί καθορίζει το μαθηματικό τρόπο που θα πρέπει να ακολουθηθεί έτσι ώστε να προσανατολιστούν όλα τα διανύσματα  $\vec{n}_i$  προς το γνωστό σημείο παρατήρησης  $v_p$  και είναι η εξής :

$$\vec{n}_i \cdot (v_p - p_i) > 0 \quad (24)$$

Για τον υπολογισμό του μετασχηματισμού με βάση την αντιστοίχιση σημείων, ο οποίος θα καθορίσει την ακρίβεια και ταυτόχρονα την επιτυχία της διαδικασίας ευθυγράμμισης των τρισδιάστατων σημειακών νεφών, η ορθά προσανατολισμένη εύρεση των κάθετων διανυσμάτων κρίνεται καιρία. Τέλος ο γεωμετρικός περιγραφητής κάθετων διανυσμάτων δεν είναι τίποτα άλλο από ένα πίνακα διαστάσεων  $(3 \times 1)$  με τιμές του να ταυτίζονται με τις συντεταγμένες του κάθετου διανύσματος ως εξής :

$$\vec{n}_i = \begin{bmatrix} n_x \\ n_y \\ n_z \end{bmatrix} \quad (25)$$

### 3.2.1.2 Fast Point Feature Histograms (FPFH)

Όπως αναφέρθηκε και στην αρχή της προηγούμενης ενότητας, οι γεωμετρικοί περιγραφητές κάθετων διανυσμάτων καταλαμβάνουν χαμηλή θέση στη κατάταξη με τις πληροφορίες τις οποίες δύνανται να παρέχουν, που σχετίζονται με τη φύση των γεωμετρικών χαρακτηριστικών και ιδιοτήτων μίας περιοχής γύρω από το υπό εξέταση σημείο. Το γεγονός της μικρής συμμετοχής τιμών για τον υπολογισμό της γεωμετρίας του  $P^k$  συμβάλει στη ευκολία και τη ταχύτητα που χαρακτηρίζει τη μέθοδο, αλλά ταυτόχρονα στερεί σημαντική ακρίβεια και λεπτομέρεια από αυτή. Παράλληλα, μπορεί να εμφανιστεί ταυτόσημη περιγραφική πληροφορία σε διαφορετικά στο χώρο σημεία και να οδηγήσει σε λανθασμένες αντιστοιχίσεις μεταξύ των νεφών, με άμεσο αρνητικό αντίκτυπο στη ποιότητα της ευθυγράμμισης. Ως εκ τούτου, κρίνεται κρίσιμη, σε περιπτώσεις που η ακρίβεια είναι κύριο προαπαιτούμενο στην εφαρμογή, η εκμετάλλευση πολυπλοκότερων και ακριβέστερων περιγραφητών που φέρουν μεγαλύτερη πληροφορία.

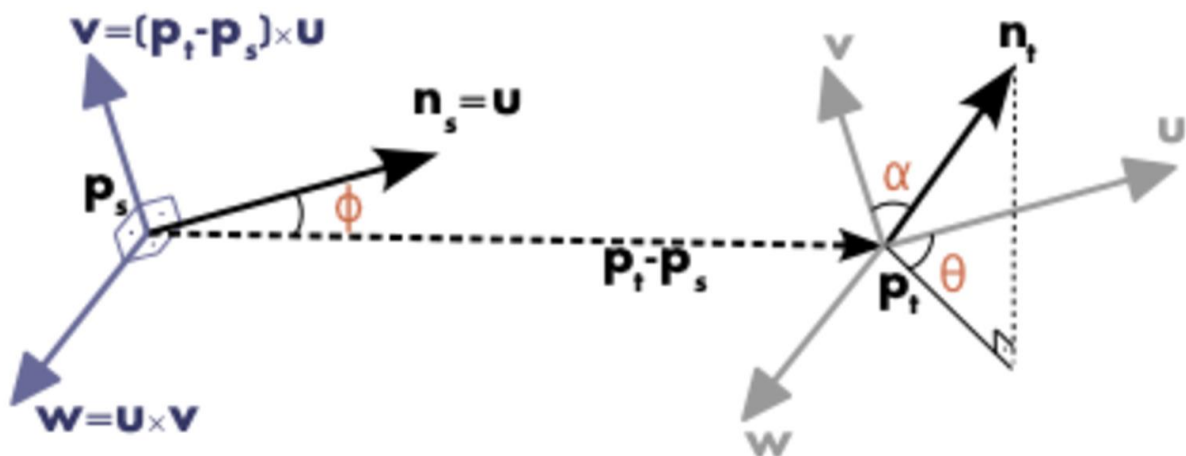
Ο γεωμετρικός περιγραφητής *FPFH* είναι ένας εξελιγμένος περιγραφητής που δύναται να καλύψει μερικά από τα προαναφερθέντα κενά και στη βάση του γίνεται επίσης χρήση των κάθετων διανυσμάτων. Τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά και οι ιδιότητες μίας περιοχής που περιβάλλει κάποιο σημείο  $p_i$ , η οποία καθορίζεται από μία σφαίρα ακτίνας  $r$  και κέντρο το σημείο  $p_i$ , υπολογίζονται και στη συνέχεια εκφράζονται ακολουθώντας προκαθορισμένη

διαδικασία σε ένα ιστόγραμμα πολλών διαστάσεων. Οι διαφορές που προκύπτουν στις διευθύνσεις των κάθετων διανυσμάτων του σημείου και των γειτόνων του, κωδικοποιούνται σε ένα σύνολο γωνιών  $\alpha, \varphi, \theta$  και απαρτίζουν τα θεμελιώδη συστατικά στη σύσταση του επιθυμητού ιστογράμματος [27][28].

Η μεθοδολογία που ακολουθείται ξεκινά με το καθορισμό ενός αμετάβλητου συστήματος συντεταγμένων  $u, v, w$  για το εκάστοτε ζεύγος σημείων ως εξής :

$$u = n_s, v = u \times \frac{(p_t - p_s)}{\|p_t - p_s\|_2}, w = u \times v \quad (26)$$

Θεωρούμε ότι το σημείο  $p_s$  αποτελεί το σημείο πηγής και το σημείο  $p_t$  αντίστοιχα το σημείο προορισμού. Βασική προϋπόθεση για την επιλογή του σημείου πηγής είναι η διαμορφωμένη γωνία μεταξύ του κάθετου διανύσματος του και της ευθείας που το συνδέει με το σημείο προορισμού, να είναι η ελάχιστη δυνατή. Στο Σχήμα 11 παρατίθεται γραφικό παράδειγμα ενός ζεύγους σημείων και των διανυσμάτων τους.



Σχήμα 11 : Γραφική απεικόνιση των γωνιών  $\alpha, \varphi, \theta$  ενός ζεύγους σημείων  $p_s$  και  $p_t$ , μαζί με τα αντίστοιχα κάθετα διανύσματα τους  $n_s$  και  $n_t$ , σε ένα αμετάβλητο σύστημα συντεταγμένων  $u, v, w$

Όπως προαναφέρθηκε, οι γωνίες  $\alpha, \varphi, \theta$  κωδικοποιούν τις διαφορές των διευθύνσεων των κάθετων διανυσμάτων  $n_s$  και  $n_t$ , για τα αντίστοιχα σημεία  $p_s$  και  $p_t$  στο σταθερό σύστημα συντεταγμένων  $u, v, w$ , με τον εξής τρόπο :

$$\alpha = v \cdot n_t, \varphi = u \cdot \frac{(p_t - p_s)}{d}, \theta = \tan^{-1}(w \cdot n_t, u \cdot n_t) \quad (27)$$

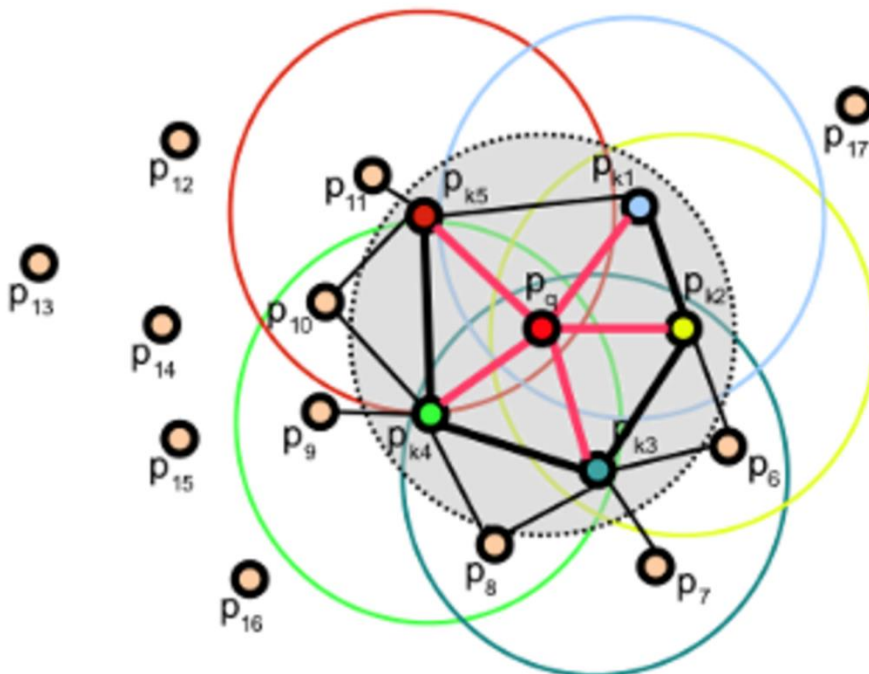
όπου  $d = \|p_t - p_s\|_2$  αποτελεί την ευκλείδεια απόσταση μεταξύ των σημείων πηγής και προορισμού και λόγω της εξάρτησης με την απόσταση από το σημείο παρατήρησης, αυξάνεται όσο πιο μακριά βρίσκεται από αυτό, χαρακτηρίζεται ως δευτερεύον παράγοντας.

Το ιστόγραμμα *Simplified Point Feature Histogram* (SPFH) ενός σημείου  $p_q$  και μίας περιοχής που καθορίζεται από κάποια σφαίρα, με ακτίνα  $r$  και κέντρο το  $p_q$ , δομείται από τον εκάστοτε υπολογισμό του συνόλου των γωνιών  $\alpha, \varphi, \theta$  για κάθε ζεύγος σημείων  $p_q$  και  $p_k$ , το οποίο  $p_k$  ορίζεται ως γειτονικό σημείο του  $p_q$  μέσα στην υπό εξέταση περιοχή. Ακολουθώς, για να

υπολογιστεί το *Fast Point Feature Histograms* (FPFH) του σημείου  $p_q$  πρέπει να προστεθεί στο ήδη υπολογισμένο *SPFH* ο μέσος όρος των *SPFH*, πολλαπλασιασμένων με συντελεστή βάρους, του κάθε γειτονικού σημείου  $p_k$ . Το εκάστοτε *SPFH* που θα ευρεθεί επιβάλλεται να υπακούει στα ίδια κριτήρια που εφαρμόστηκαν στο αρχικό σημείο  $p_q$ . Ο συντελεστής βάρους  $\omega_k$  στη περίπτωση που δεν δοθεί, δύναται να προσδιοριστεί από την απόσταση που χωρίζει το υπό εξέταση σημείο  $p_q$  με το γειτονικό του  $p_k$ . Η εξίσωση που περιγράφει τα προαναφερθέντα ορίζεται ως εξής :

$$FPFH(p_q) = SPFH(p_q) + \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \frac{1}{\omega_k} \cdot SPFH(p_k) \quad (28)$$

Στο *Σχήμα 12* γίνεται σχηματική αναπαράσταση της μεθοδολογίας υπολογισμού του *FPFH* για ένα δοσμένο σημείο  $p_q$ .



*Σχήμα 12* : Διάγραμμα των περιοχών που λαμβάνουν μέρος στον υπολογισμό του κάθε *SPFH* για το σχηματισμό του τελικού *FPFH* του υπό εξέταση σημείου  $p_q$ . Οι γείτονες οι οποίοι βρίσκονται εντός της περιοχής που καθορίζει η ακτίνα  $r$  ενώνονται με το σημείο  $p_q$  (κόκκινες γραμμές) και ακολούθως υπολογίζεται το αντίστοιχο *SPFH*. Στη συνέχεια, κάθε γειτονικό σημείο  $p_k$ , κάτω από τα ίδια κριτήρια, συνδέεται με τα γειτονικά του και προσδιορίζονται τα εκάστοτε *SPFH*. Το *FPFH* θα προκύψει λαμβάνοντας υπόψη τους συντελεστές βάρους του κάθε *SPFH* και υλοποιώντας την προαναφερθείσα συνάρτηση (28). Οι μαύρες γραμμές υποδηλώνουν συνδέσεις που έχουν πραγματοποιηθεί δύο φορές

Για να γίνει δυνατή η υλοποίηση ενός ιστογράμματος *SPFH* του υπό εξέταση σημείου  $p_q$ , επιβάλλεται να γίνει ισάριθμος διαχωρισμός, με ίσα διαστήματα, του χώρου τιμών που καλύπτει το κάθε σύνολο υπολογισμένων γωνιών  $\alpha, \varphi, \theta$ . Το ένα διάστημα του ιστογράμματος *SPFH* ταυτίζεται με τον πλήθος των εμφανίσεων ενός συγκεκριμένου συνδυασμού τιμών των

γωνιών. Το ιστόγραμμα έχει πλήθος διαστημάτων  $x^y$ , όταν για  $y$  σύνολα γωνιών  $\alpha, \varphi, \theta$  έχει  $x$  ίσα διαστήματα που δύνανται να καλύψουν όλο το εύρος τιμών.

### 3.2.1.3 Signature of Histograms of Orientation (SHOT)

Σε αυτή την υπο-ενότητα εξετάζεται ο γεωμετρικός περιγραφητής που προκύπτει από τη σύνθεση του περιγραφητή στηριζόμενου στο ιστόγραμμα μαζί με τον αντίστοιχο βασιζόμενο στην υπογραφή [29][30], τον επονομαζόμενο *SHOT*. Ο *SHOT* δύνανται να εκμεταλλευτεί όλα τα θετικά χαρακτηριστικά των περιγραφητών που αποτελούν τις συνιστώσες του, με αποτέλεσμα να προκύπτει ένας πολυδύναμος περιγραφητής υψηλής ακρίβειας, ανεξάρτητος από περιστροφές και μετακινήσεις, αποτελεσματικός και ανεπηρέαστος από τις παρενέργειες του θορύβου. Ο *SHOT* κωδικοποιεί μία υπογραφή ιστογραμμάτων τα οποία είναι ικανά να εκφράσουν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά και ιδιότητες μίας περιοχής που περιβάλλει το σημείο.

Η όλη διαδικασία υλοποίησης του *SHOT* ξεκινά από την εύρεση ενός τοπικού συστήματος συντεταγμένων (Local Reference Frame) για κάθε σημείο  $p$  που ανήκει στο σημειακό νέφος, το οποίο δύνανται να υπολογιστεί με την εκμετάλλευση ενός σταθμισμένου πίνακα συν-διασποράς (Weighted Covariance Matrix). Τα  $n$  γειτονικά του σημεία  $p_i$  λαμβάνουν μέρος σε μία μεθοδολογία παραγωγής του συγκεκριμένου πίνακα, πολλαπλασιασμένου με ένα συντελεστή βάρους. Ο πίνακας  $C$  ορίζεται ως εξής :

$$C = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (r - \|p_i - p\|) \cdot (p_i - p) \cdot (p_i - p)^T \quad (29)$$

όπου το  $r$  εκφράζει την ακτίνα της γειτονικής περιοχής που περιβάλλει το σημείο  $p$ .

Κάνοντας επεξεργασία του πίνακα συν-διασποράς του σημείου είναι δυνατό να εξαχθούν τρία ιδιοδιανύσματα, τα οποία έχουν την ικανότητα να καθορίσουν το τοπικό σύστημα συντεταγμένων. Οι ιδιοτιμές των παραχθέντων ιδιοδιανυσμάτων κατατάσσονται σε φθίνουσα σειρά  $v_1, v_2, v_3$  και προσδιορίζουν τους ζητούμενους άξονες του τοπικού συστήματος  $X, Y, Z$ . Ακολουθώντας, οι διευθύνσεις των διανυσμάτων που αρχίζουν από το σημείο  $p$  και καταλήγουν στα σημεία  $p_i$  καταδεικνύουν τη φορά που θα κληρονομήσει ο  $X$  άξονας. Αυτό γίνεται πιο κατανοητό με τις παρακάτω μαθηματικές σχέσεις :

$$X = \begin{cases} v_1, & \text{if } |S_x^+| \geq |S_x^-| \\ -v_1, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (30)$$

$$\begin{aligned} S_x^+ &= \{p_i | (p_i - p) \cdot v_1 \geq 0\} \\ S_x^- &= \{p_i | (p_i - p) \cdot v_1 < 0\} \end{aligned} \quad (31)$$

Ακολουθώντας την ίδια μεθοδολογία δύνανται να παραχθεί και η φορά του  $Y$  άξονα. Η εναπομείνουσα φορά του  $Z$  άξονα προκύπτει εκμεταλλευόμενη τους ήδη υπολογισμένους  $X, Y$  άξονες, με βασικό όμως προαπαιτούμενο να σχηματίζουν ορθή γωνία μεταξύ τους. Η όλη χρησιμότητα του υπολογισμού του τοπικού συστήματος συντεταγμένων διακρίνεται στο γεγονός της ανάγκης ορθού καθορισμού ενός σφαιρικού πλέγματος, που θα περιβάλλει το υπό

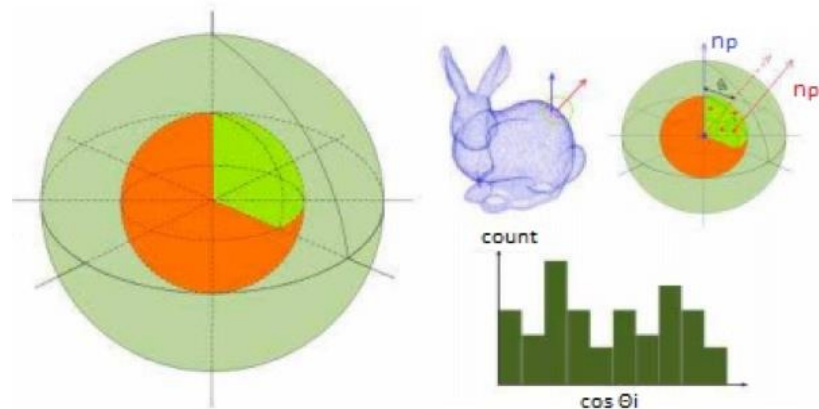


εξέταση κεντρικό σημείο  $p$ , και το οποίο θα κατακερματίζει το γειτονικό χώρο σε δεδομένο πλήθος τομών.

Εν συνεχεία, η χρήση των κάθετων διανυσμάτων  $n_p, n_{p_i}$  του κεντρικού σημείου  $p$  και των αντίστοιχων που ανήκουν στα γειτονικά του σημεία  $p_i$  μέσα σε κάθε τομέα, συμβάλει στην εξαγωγή των γωνιών  $\theta_i$  του εκάστοτε τομέα. Πιο συγκεκριμένα, η παραγωγή των γωνιών  $\theta_i$  γίνεται δυνατή από την χρήση της εξής μαθηματικής εξίσωσης :

$$\cos \theta_i = n_p \cdot n_{p_i} \quad (32)$$

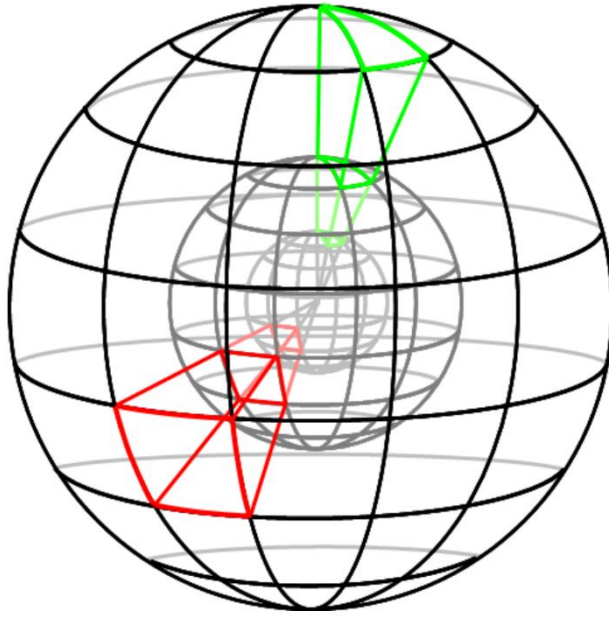
Η δημιουργία ενός ιστογράμματος διαχωρισμένου σε  $b$  διαστήματα για κάθε τομέα, γίνεται πραγματικότητα με την εκμετάλλευση των τιμών των γωνιών  $\theta_i$  που έχουν υπολογιστεί για τον εκάστοτε τομέα. Το κάθε διάστημα του ιστογράμματος ουσιαστικά εκφράζει το πλήθος εμφάνισης μίας συγκεκριμένης τιμής της γωνίας  $\theta_i$ . Στην περίπτωση που το αρχικό πλέγμα είναι κατακερματισμένο σε  $k$  τομείς και το εκάστοτε ιστόγραμμα σε  $b$  διαστήματα, τότε το ολικό παραγόμενο ιστόγραμμα θα περιέχει  $k \cdot b$  τιμές και αποτελεί τον υπό εξέταση περιγραφητή *SHOT* για το σημείο  $p$ . Η κωδικοποιημένη υπογραφή ιστογραμμάτων του *SHOT* διαμορφώνεται κατάλληλα με σκοπό το συνολικό άθροισμα των διαστημάτων να είναι ίσο με μονάδα, ως αποτέλεσμα της ανάγκης υπέρβασης του προβλήματος διαφορετικής πυκνότητας σημείων που παρουσιάζουν τα εκάστοτε νέφη. Στο *Σχήμα 13* φαίνεται ένα παράδειγμα διαχωρισμού του σφαιρικού πλέγματος ενός σημείου και ακολούθως ο υπολογισμός του αντίστοιχου ιστογράμματος.



*Σχήμα 13* : Το σφαιρικό πλέγμα χωρισμένο σε 32 τομές και κέντρο το υπό εξέταση σημείο  $p$ . Δίπλα διακρίνεται το ιστόγραμμα ενός τομέα με βάση τη γωνία που σχηματίζουν τα κάθετα διανύσματα  $n_p$  και  $n_{p_i}$

### 3.2.1.4 3DSC (3D Shape Context)

Η εξέλιξη του περιγραφητή *2DSC*[31] σε τρεις διαστάσεις αποτελεί τον υπό ανάλυση σε αυτή την υπο-ενότητα περιγραφητή *3DSC*. Αρχικά, όπως συμβαίνει σε όλες τις περιπτώσεις υπολογισμού οποιουδήποτε περιγραφητή υπάρχει ένα σημείο ενδιαφέροντος  $p$  το οποίο στη περίπτωση του *3DSC* ταυτίζεται με το κέντρο της διαμορφούμενης σφαίρας, η οποία με τη σειρά της προσδιορίζει την υπό εξέταση περιοχή που περιβάλλει το συγκεκριμένο σημείο. Ο βόρειος πόλος της σφαίρας που θα δημιουργηθεί κληρονομείται από την διεύθυνση και φορά του κάθετου διανύσματος  $\vec{n}$  του σημείου  $p$  και ακολούθως η σφαίρα κατακερματίζεται σε τομείς όπως διακρίνεται στο *Σχήμα 14*.



Σχήμα 14 : Απεικόνιση του τρόπου με τον οποίο κατακερματίζεται σε τομείς η υπό εξέταση διαμορφούμενη σφαίρα στον υπολογισμό του περιγραφητή 3DSC, για την εύρεση του τελικού ιστογράμματος

Η μεθοδολογία ξεκινά με τη πραγματοποίηση ίσου διαμοιρασμού της αζιμουθιακής συνιστώσας και συνιστώσας ανύψωσης, ενώ παράλληλα η ακτινική συνιστώσα χωρίζεται ακολουθώντας λογαριθμική κλίμακα. Ως αποτέλεσμα αυτού, προκύπτουν  $(J + 1)$  κομμάτια για την ακτινική συνιστώσα  $R = \{R_0 \dots R_J\}$ ,  $(K + 1)$  κομμάτια για τη συνιστώσα ανύψωσης  $\theta = \{\theta_0 \dots \theta_K\}$  και τέλος  $(L + 1)$  κομμάτια για αζιμουθιακή συνιστώσα  $\Phi = \{\Phi_0 \dots \Phi_L\}$ . Παράγονται  $(J \times K \times L)$  διανύσματα τα οποία αντιπροσωπεύουν όλο το πλήθος τομέων που αποτελούν την σφαίρα.

Τα μήκη των διαφορετικών ακτινών των τμημάτων της ακτινικής συνιστώσας δύνανται να ευρεθούν με την χρήση της πιο κάτω μαθηματικής σχέσης :

$$R_j = e^{\left(\ln(r_{min}) + \left(\frac{j}{J}\right) \cdot \ln\left(\frac{r_{max}}{r_{min}}\right)\right)} \quad (33)$$

με τη μικρότερη ακτίνα  $r_{min}$  να αντιστοιχίζεται στο πρώτο ακτινικό κομμάτι  $R_0$  και ταυτόχρονα η μέγιστη  $r_{max}$  στο τελευταίο  $R_J$ . Με σκοπό την αποφυγή του συνυπολογισμού, στη διαδικασία παραγωγής του περιγραφητή 3DSC, των ελαχίστων μεταβολών σχήματος που πιθανόν να παρατηρηθούν στα τμήματα μικρών διαστάσεων κοντά στο κέντρο της σφαίρας, λαμβάνεται ακτίνα  $r_{min} > 0$ . Για κάθε γειτονικό σημείο  $p_i$  που η θέση του συναντάται μέσα στο κομμάτι της σφαίρας  $(j, k, l)$ , πιο συγκεκριμένα βρίσκεται μεταξύ των τμημάτων  $[R_j, R_{j+1})$ ,  $[\Phi_k, \Phi_{k+1})$  και  $[\theta_l, \theta_{l+1})$ , εξάγεται ένας συντελεστής βάρους  $w(p_i)$  ο οποίος αθροίζεται κάθε φορά στην εκάστοτε τιμή του τομέα και αντιστοιχεί σε ένα τμήμα του τελικού ιστογράμματος. Ο συντελεστής βάρους  $w(p_i)$  υπολογίζεται με τη βοήθεια της εξής μαθηματικής εξίσωσης :

$$w(p_i) = \frac{1}{\rho_i \sqrt[3]{V(j, k, l)}} \quad (34)$$

όπου  $\rho_i$  εκφράζει τη τοπική πυκνότητα σημείων σε μία σφαιρική περιοχή ακτίνας  $\delta$  η οποία περιβάλλει το σημείο  $p_i$  και  $V(j, k, l)$  προσδιορίζει τον όγκο του αντίστοιχου τομέα. Κάθε τμήμα της σφαίρας είναι υπεύθυνο για τη παραγωγή ενός διαστήματος του τελικού ιστογράμματος, με τη τιμή του να καθορίζεται συνυπολογίζοντας τα αποτελέσματα από όλο το πλήθος σημείων του τομέα, πολλαπλασιασμένα με το προαναφερθέντα συντελεστή βάρους  $w(p_i)$ . Το τελικό ιστόγραμμα διαμορφώνεται κατάλληλα με σκοπό το συνολικό άθροισμα των διαστημάτων να είναι ίσο με μονάδα, ως αποτέλεσμα της διαφορετικής πυκνότητας σημείων που παρουσιάζουν τα διάφορα νέφη [32].

Τέλος, η εξάρτηση της αξιμουθιακής συνιστώσας σε συγκεκριμένο βαθμό ελευθερίας, ο οποίος εμποδίζει την υλοποίηση σύγκρισης μεταξύ των περιγραφητών *3DSC* που έχουν παραχθεί σε διαφορετικό σύστημα συντεταγμένων, κρίνεται ως πρόβλημα που επιβάλλεται άμεσα να επιλυθεί. Μία λύση δύναται να είναι η περιστροφή του σφαιρικού πλέγματος γύρω από το κάθετο διάνυσμα  $\vec{n}$  του σημείου  $p$ , με αριθμό επαναλήψεων ίσο με  $L$  που ουσιαστικά αποτελεί και το πλήθος των τμημάτων της αξιμουθιακής συνιστώσας. Ως εκ τούτου, για κάθε επανάληψη θα προκύψει ένας περιγραφητής ανεβάζοντας συνολικά των αριθμό τους για κάθε σημείο  $p$  στο  $L$ .

### 3.2.1.5 USC (Unique Shape Context)

Στον περιγραφητή *3DSC* παρατηρείται υπέρμετρη υπολογιστική ανάγκη υλοποίησης, υπαίτια του πλήθους των τμημάτων που δημιουργούνται από το διαχωρισμό της αξιμουθιακής συνιστώσας, πράγμα το οποίο οδήγησε στην μετεξέλιξη του και ακολούθως παραγωγή του περιγραφητή *USC* [33]. Το μεγάλος πλήθος περιγραφητών που προκύπτει, κάνοντας χρήση της μεθόδου *3DSC*, για το κάθε σημείο  $p$  αυξάνει κατά πολύ το υπολογιστικό κόστος χωρίς σημαντική απόδοση και δυσχεραίνει υπερβολικά τη διαδικασία ευθυγράμμισης. Πιο συγκεκριμένα, κατά τη λειτουργία ταύτισης, μέσω της εξαντλητικής αναζήτησης των σημείων μεταξύ του υπό ευθυγράμμιση και αναφοράς νέφους, η ανάγκη που εμφανίζεται για εξέταση μεγάλου πλήθους περιγραφητών κρίνεται χρονικά αποτρεπτική. Ο *USC* είναι ικανός να καθορίσει τοπικό σύστημα συντεταγμένων (Local Reference Frame) για το οποιοδήποτε σημείο εξέτασης  $p$ , το οποίο δύναται να προσδιορίσει μοναδικά στο χώρο την περιοχή στήριξης, σφαιρικό πλέγμα ακτίνας  $r$  και κέντρο  $p$ , για την παραγωγή του περιγραφητή. Ακολούθως παράγεται ένας πίνακας συν-διασποράς πολλαπλασιασμένος με κάποιο συντελεστή βάρους, χρησιμοποιώντας τα χαρακτηριστικά που καθορίζουν την παραγόμενη σφαιρική περιοχή γύρω από το σημείο  $p$ . Η μαθηματική σχέση που εφαρμόζεται είναι η εξής:

$$M = \frac{1}{Z} \sum_{i: d_i \leq r} (r - d_i)(p_i - p)(p_i - p)^T \quad (35)$$

με  $p_i$  υποδηλώνει ένα γειτονικό σημείο του  $p$  στη προαναφερθείσα περιοχή,  $d = \|p_i - p\|_2$  αποτελεί την ευκλείδεια απόσταση μεταξύ τους και  $Z$  εκφράζει το συντελεστή κανονικοποίησης ο οποίος ορίζεται ως εξής :

$$Z = \sum_{i: d_i \leq r} (r - d_i) \quad (36)$$

Επιπρόσθετα, τα τρία μοναδιαία διανύσματα του τοπικού συστήματος συντεταγμένων είναι δυνατόν να εξαχθούν από την εξέταση των χαρακτηριστικών ποσών που πηγάζουν μέσα από το πίνακα  $M$ . Εκμεταλλευόμενοι τις προαναφερθείσες μαθηματικές σχέσεις (30) (31) το πρόσημο των παραγόμενων ιδιοδιανυσμάτων, τα οποία αντιστοιχούν στη μικρότερη και μεγαλύτερη ιδιοτιμή, δύνανται να προσδιοριστούν και ταυτόχρονα το εξωτερικό γινόμενο μεταξύ τους μπορεί να καθορίσει το πρόσημο του εναπομείναντος διανύσματος. Στη συνέχεια, με δεδομένο το τοπικό σύστημα συντεταγμένων, το σφαιρικό πλέγμα γύρω από το υπό εξέταση σημείο  $p$  κληρονομεί μοναδική διεύθυνση και φορά στο χώρο και ως εκ τούτου, αφού γίνει χρήση της μεθοδολογίας εύρεσης του  $3DSC$  περιγραφητή, εξάγεται ένα και μοναδικό ιστόγραμμα για το σημείο ενδιαφέροντος. Εν κατακλείδι, η χαρακτηριστική ικανότητα του  $USC$  να καθορίζει τοπικό σύστημα συντεταγμένων για το οποιοδήποτε σημείο εξέτασης  $p$ , υπερβαίνει κατά πολύ το πρόβλημα της παρουσίας του συγκεκριμένου βαθμού ελευθερίας, ο οποίος προκαλούσε τη χρονοβόρα διαδικασία παραγωγής πληθώρας ιστογραμμάτων στον  $3DSC$ , και τον κατατάσσει στους πολύ αποδοτικούς και ακριβείς περιγραφητές.

### 3.2.2 Εύρεση Σημειακών Αντιστοιχιών (Correspondence Estimation)

Σε αυτή την ενότητα εξετάζεται το επόμενο στάδιο της διαδικασίας ευθυγράμμισης των τρισδιάστατων σημειακών νεφών το οποίο είναι η ταυτοποίηση όμοιων σημείων μεταξύ του υπό ευθυγράμμιση και νέφους αναφοράς. Η μεθοδολογία αντιστοίχισης που θα υλοποιηθεί στηρίζεται στους εξαγόμενους περιγραφητές του συνόλου των σημείων και ουσιαστικά αυτοί θα καθορίσουν ποια στοιχεία των νεφών δύνανται να θεωρηθούν όμοια. Υπάρχουν δύο ευρέως αποδεκτές και χρησιμοποιούμενες κατηγορίες μεθόδων αντιστοίχισης και είναι οι εξής :

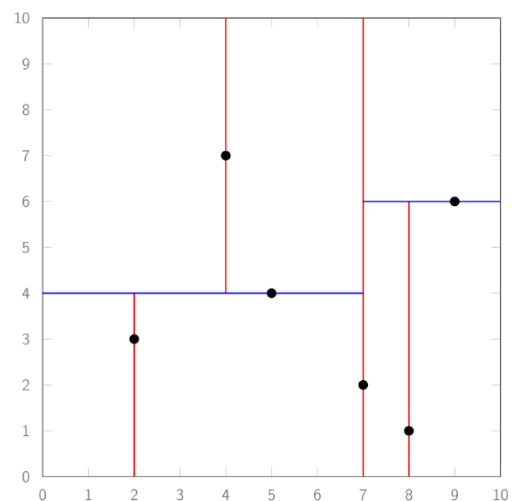
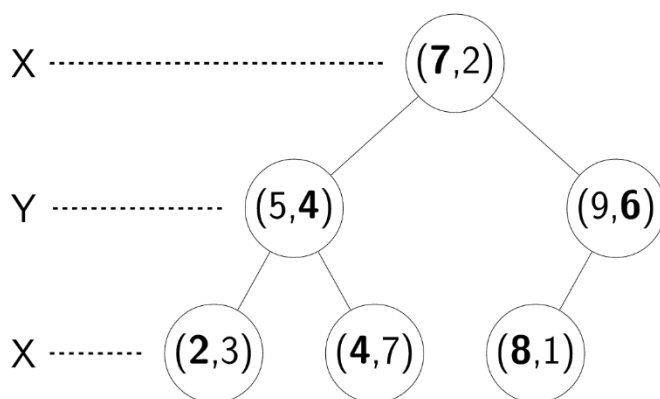
- Μέθοδοι με εξαντλητικής αναζήτησης (Brute Force Matching)
- Μέθοδοι με  $k$ -Nearest Neighbor Search

Κατά την διάρκεια εξαντλητικής αναζήτησης, στην πρώτη κατηγορία, ο εκάστοτε περιγραφητής του σημείου, το οποίο σημείο υπάγεται στο υπό ευθυγράμμιση νέφος, εξετάζεται μέσω σύγκρισης με όλο το σύνολο περιγραφητών του νέφους αναφοράς. Στη συνέχεια, ο περιγραφητής του νέφους αναφοράς που θα παρουσιάσει την μικρότερη απόκλιση από τον υπό εξέταση περιγραφητή, θα καθορίσει μία αντιστοιχία σημείων στα σημειακά νέφη. Παρ' όλα αυτά, η συγκεκριμένη μέθοδος κρίνεται πολύ χρονοβόρα και καθόλου αποδοτική ως αποτέλεσμα της πολυπλοκότητας που προκύπτει, η οποία είναι της τάξεως  $O(n^2)$ .

Για την πραγματοποίηση αντιστοίχισης στη δεύτερη κατηγορία,  $k$ -Nearest Neighbor Search, επιβάλλεται η χρήση μίας δένδροειδούς δομής δεδομένων, της  $kD$ -Tree ( $k$ -Dimensional tree), η οποία αξιοποιείται κατά κόρον σε όλο το εύρος της επιστήμης των υπολογιστών με σκοπό τη ταξινόμηση ενός πλήθους σημείων  $k$ -διαστάσεων. Επιπρόσθετα, η συγκεκριμένη δομή δύναται να περιγραφεί σαν ένα δυαδικό δέντρο αναζήτησης όπου ο εκάστοτε κόμβος ταυτίζεται με ένα σημείο  $k$ -διαστάσεων. Κάτω από το κάθε κόμβο που δεν αποτελεί φύλλο του δυαδικού δέντρου, τερματικός κόμβος, εμφανίζονται ένα ή δύο καινούργια δυαδικά υπο-δέντρα με το ένα να βρίσκεται στη δεξιά μεριά του κόμβου και το άλλο στην αριστερή. Κάθε καινούργιο σημείο το οποίο θα χρειαστεί να περάσει από το συγκεκριμένο κόμβο, κατά την διαδικασία ταξινόμησης, θα τύχει εξέτασης για το κατά πόσο θα τοποθετηθεί στην περιοχή δεξιά του ή αριστερά του με την πραγματοποίηση σύγκρισης σε μία από τις συντεταγμένες τους.

Πιο αναλυτικά, η μεθοδολογία οργάνωσης ενός συνόλου σημείων  $k$ -διαστάσεων αρχίζει με την επιλογή ενός σημείου ρίζας για όλο το δέντρο. Εξετάζεται όλο το εύρος τιμών των συντεταγμένων του πρώτου άξονα και ακολούθως λαμβάνεται η τιμή που συναντάται στη

μέση του, καθιστώντας έτσι το σημείο στο οποίο ανήκει η συγκεκριμένη τιμή, τη ρίζα του δέντρου. Ακολούθως, τα σημεία στα οποία η συντεταγμένη του υπό εξέταση άξονα ήταν μικρότερη από αυτή του επιλεγμένου σημείου, μεταφέρονται στη μία πλευρά κάτω από τη ρίζα και τα υπόλοιπα, με μεγαλύτερη τιμή, στη άλλη. Η επιλογή για το που θα πάει η εκάστοτε ομάδα σημείων, δηλαδή δεξιά της ρίζας ή αριστερά, εξαρτάται από τη μεθοδολογία απεικόνισης που ακολουθείται. Στη συνέχεια, στις δύο ομάδες που έχουν δημιουργηθεί πραγματοποιείται η ίδια διαδικασία επιλογής σημείου για τις καινούργιες ρίζες των δύο υπο-δέντρων, στις αντίστοιχες πλευρές, αλλά αυτή τη φορά με υλοποίηση ταξινόμησης των τιμών των συντεταγμένων του επόμενου άξονα και επιλογή της μέσης τιμής που θα προκύψει. Η όλη μεθοδολογία συνεχίζεται για κάθε επίπεδο που κατεβαίνει το δέντρο με εναλλαγή κάθε φορά του άξονα, βάση των τιμών του οποίου θα επιλέγονται οι ρίζες. Το δέντρο σταματά να παράγει επίπεδα όταν στις υπο-ομάδες που εμφανίζονται περιέχεται μόνο ένα σημείο. Στο *Σχήμα 15* διακρίνεται ένα παράδειγμα παραγόμενου δυαδικού δέντρου για σημεία δύο διαστάσεων.



*Σχήμα 15* : Αριστερά το *kd-tree* κατασκευασμένο για δύο διαστάσεις σε μορφή δυαδικού δέντρου και στα δεξιά η γραφική αναπαράσταση διαχωρισμού χώρου με την *kNN* μέθοδο.

Το σημειακό νέφος αναφοράς εκφράζεται σε δενδροειδή μορφή και για κάθε σημείο που ανήκει στο υπό ευθυγράμμιση νέφος, πραγματοποιείται μία σάρωση και ταυτόχρονα προσπάθεια εύρεσης του πλησιέστερου σημείου στο παραχθέν δυαδικό δέντρο αναφοράς. Η μεθοδολογία αναζήτησης αρχίζει από τον αρχικό κόμβο, τη ρίζα ολόκληρου του δέντρου, και αναλόγως της συντεταγμένης που χαρακτηρίζει τον εκάστοτε κόμβο υλοποιείται η κατάλληλη σύγκριση με την αντίστοιχη συντεταγμένη του εξεταζόμενου σημείου στο υπό ευθυγράμμιση νέφος. Ακολουθώντας τους κανόνες με τους οποίους διαμορφώθηκε το δυαδικό δέντρο η σάρωση θα συνεχίσει στο δεξί υπο-δέντρο ή αριστερό, σύμφωνα με το αποτέλεσμα της σύγκρισης των τιμών των συντεταγμένων. Η διαδικασία θα φτάσει στο τέλος της όταν η αναζήτηση στο δέντρο καταλήξει σε κόμβο φύλλο.

### 3.2.3 Απόρριψη Λανθασμένων Σημειακών Αντιστοιχιών (Correspondence Rejection)

Κατά τη διαδικασία εύρεσης των αντίστοιχων σημείων στα δύο νέφη τα οποία λαμβάνουν μέρος στην ευθυγράμμιση, υπάρχει η πιθανότητα ένα μέρος των ταυτίσεων που έχουν πραγματοποιηθεί να είναι ανακριβές και παράλληλα λανθασμένο. Όπως είναι γνωστό,

ανακρίβειες που έχουν άμεσο αρνητικό αντίκτυπο στην ποιότητα της ευθυγράμμισης, και ειδικά στην περίπτωση των ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων, είναι ανεπιθύμητες. Ως εκ τούτου, κάνοντας χρήση της μεθόδου *RANSAC* (Random Sample Consensus) γίνεται εφικτός ο περιορισμός σφαλμάτων μέσω της απόρριψης λανθασμένων αντιστοιχιών.

Η επαναληπτική μέθοδος *RANSAC* είναι ικανή να προσδιορίσει παραμέτρους ενός μαθηματικού μοντέλου από ένα πλήθος παραγόμενων δεδομένων, των οποίων ένα τμήμα αποτελείται από ανακριβή δεδομένα (*Outliers*). Η διαδικασία αυτή χαρακτηρίζεται ως μη ντετερμινιστική και οφείλεται στο γεγονός ότι μπορεί να παραδώσει λογικό αποτέλεσμα με μία συγκεκριμένη πιθανότητα, η οποία είναι ανάλογη των επαναλήψεων που έχουν υλοποιηθεί. Η τεχνική που ακολουθείται στη μέθοδο *RANSAC* προϋποθέτει ότι τα παρεχόμενα δεδομένα δύνανται να έχουν κατανομή που να προσεγγίζει ένα σύνολο παραμέτρων ενός μαθηματικού μοντέλου (*Inliers*), στο οποίο τα αντίστοιχα λανθασμένα (*Outliers*) παρουσιάζουν αδυναμία να ανήκουν. Η παραγωγή εσφαλμένων δεδομένων οφείλεται στη πιθανή παρουσία υψηλού θορύβου, από άστοχες μετρήσεις ή ακόμη και από μη ορθές υποθέσεις στην περιγραφή των δεδομένων. Επιπρόσθετα, με την εκμετάλλευση ενός μικρού συνόλου *inliers* πρέπει να θεωρείται δεδομένο ότι υπάρχει μία μεθοδολογία η οποία μπορεί να προσδιορίσει τις παραμέτρους ενός μαθηματικού μοντέλου που αντιπροσωπεύει με το καλύτερο δυνατό τρόπο τα εν λόγω δεδομένα.

Ο αλγόριθμος της επαναληπτικής διαδικασίας *RANSAC* δύναται να εκφραστεί σαν μία συνεχής επανάληψη δύο βασικών λειτουργιών που εκτελούνται σε σειρά. Πιο αναλυτικά, η πρώτη λειτουργία περιορίζεται στον υπολογισμό των παραμέτρων του μαθηματικού μοντέλου που μπορεί να εξαχθεί από ένα οποιοδήποτε δείγμα στοιχείων των δεδομένων εισόδου, του οποίου το πλήθος καθορίζεται αναλόγως της ικανότητας προσδιορισμού αντιπροσωπευτικού μοντέλου. Ακολούθως, η δεύτερη λειτουργία έρχεται να εξετάσει όλο το εύρος στοιχείων των δεδομένων εισόδου για το κατά πόσο ανήκουν ή όχι στο μαθηματικό μοντέλο που έχει παραχθεί. Αφού εκ των προτέρων έχει ορισθεί ένα κατώφλι, τα στοιχεία που αποκλίνουν από το μοντέλο σε βαθμό τέτοιο που να ξεπερνούν το κατώφλι θεωρούνται *outliers* και απορρίπτονται. Η ίδια διαδικασία εκτελείται όσες φορές έχει προκαθοριστεί στο σύστημα, με κάθε φορά να υπολογίζεται βάση νέου τυχαίου δείγματος ένα καινούργιο μαθηματικό μοντέλο, και όταν η μεθοδολογία φτάσει στο τέλος της επιλέγεται αυτό που παρουσίασε μεγαλύτερο ποσοστό επιτυχίας στην αναζήτηση των *inliers*. Όλες οι παράμετροι που θα χρησιμοποιηθούν από τον αλγόριθμο επιλέγονται συνήθως μέσω πειραματισμού και στην περίπτωση του πλήθους των εσωτερικών επαναλήψεων  $k$ , δύναται να γίνει προσδιορισμός του με βάση την πιθανότητα εξαγωγής του επιθυμητού αποτελέσματος. Η μαθηματική σχέση που χρησιμοποιείται είναι η εξής :

$$k = \frac{\log(1 - p)}{\log(1 - w^n)} \quad (37)$$

με  $n$  να δηλώνει τον αριθμό των στοιχείων που αποτελούν το δείγμα της εκάστοτε επανάληψης για τον υπολογισμό των παραμέτρων του μαθηματικού μοντέλου,  $p$  η πιθανότητα να είναι και τα  $n$  στοιχεία *inliers* ή αλλιώς δηλώνει την απόδοση της μεθόδου και τέλος  $w$  εκφράζει τη πιθανότητα ένα στοιχείο που ελέγχεται να προκύπτει *inlier*. Πιο συγκεκριμένα,  $w$  μπορεί να ορισθεί ως ο λόγος του αριθμού των *inliers* στο σύνολο δεδομένων προς το αριθμό των στοιχείων του.

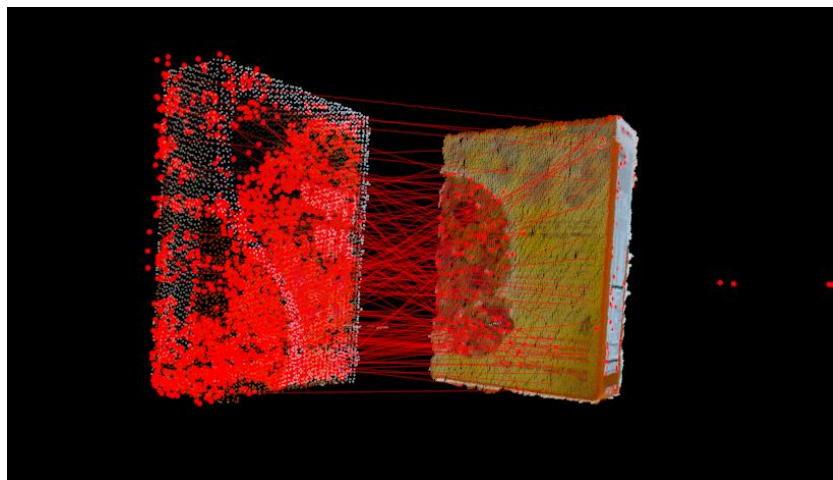
Όπως προαναφέρθηκε, ο σκοπός της χρήσης της μεθόδου *RANSAC* είναι η διασφάλιση της ποιότητας των αποτελεσμάτων της ευθυγράμμισης, η οποία επιτυγχάνεται μέσω της

απόρριψης λανθασμένων σημειακών αντιστοιχιών που πιθανόν να δημιουργούσαν σφάλματα. Ο αλγόριθμος για τη συγκεκριμένη υλοποίηση έχει ως δεδομένα εισόδου ένα σύνολο σημειακών αντιστοιχιών. Αρχικά επιλέγονται τρία τυχαία ζεύγη αντίστοιχων σημείων και ταυτόχρονα εξάγονται από αυτά οι πίνακες περιστροφής και μετατόπισης, οι οποίοι αποτελούν αντίστοιχα τις παραμέτρους (στροφή και μετατόπιση) του μετασχηματισμού  $(R, t)$ , με τη βοήθεια της τεχνικής *SVD* (Singular Value Decomposition). Στη συνέχεια, με την εκμετάλλευσή τους δύναται να υπολογιστεί ποια στοιχεία ανήκουν στην κατηγορία των *inliers* ή *outliers*. Η σχέση που καθορίζει την απόφαση αυτή είναι η εξής :

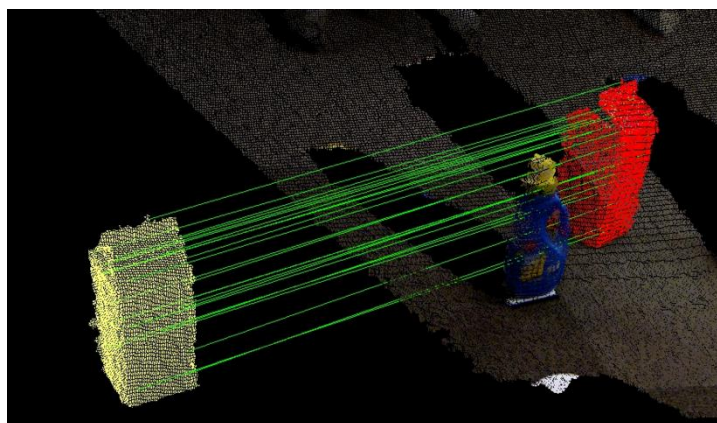
$$((R \cdot p_i + t) - q_i)^2 < \varepsilon \quad (38)$$

με  $p_i$  το σημείο που βρίσκεται στο υπό ευθυγράμμιση σημειακό νέφος και  $q_i$  το αντίστοιχο στο νέφος αναφοράς. Το  $\varepsilon$  δηλώνει το ανώτατο κατώφλι απόκλισης για να θεωρηθεί κάποιο ζεύγος  $\{p_i, q_i\}$  ότι ανήκει στη κατηγορία *inliers*.

Ο αλγόριθμος εκτελείται ξανά ακολουθώντας ακριβώς τα ίδια βήματα, τόσες φορές όσες έχουν προσδιοριστεί εξαρχής και στο τέλος επικρατούν οι παράμετροι  $(R, t)$  που παρουσίασαν το μεγαλύτερο ποσοστό επιτυχίας στην εύρεση των *inliers*. Στο *Σχήμα 16* διακρίνονται οι σημειακές αντιστοιχίες πριν υλοποιηθεί ο αλγόριθμος *RANSAC* και αντίστοιχα στο *Σχήμα 17* φαίνεται μία άλλη περίπτωση μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου.



*Σχήμα 16* : Αναπαράσταση σημειακών αντιστοιχιών για δύο νέφη σημείων πριν την εφαρμογή της μεθόδου *RANSAC*



Σχήμα 17 : Αναπαράσταση σημειακών αντιστοιχιών για δύο νέφη σημείων μετά την εφαρμογή της μεθόδου RANSAC

### 3.2.4 Υπολογισμός και Εφαρμογή του Μετασχηματισμού

Έστω δύο σύνολα σημειακών αντιστοιχιών  $P = \{p_1, \dots, p_n\}$  και  $Q = \{q_1, \dots, q_n\}$ , με  $p_i$  και  $q_i$  να αντιπροσωπεύουν ένα ζευγάρι ταυτισμένων σημείων. Η ελάχιστη τιμή της συνάρτησης μέτρησης σφάλματος δύναται να επαληθεύσει τις καταλληλότερες παραμέτρους  $(R, t)$  του συμπαγούς μετασχηματισμού. Η εν λόγω συνάρτηση ορίζεται ως εξής :

$$E(R, t) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|(R \cdot p_i + t) - q_i\|^2 \quad (39)$$

Για να γίνει δυνατός ο υπολογισμός των συγκεκριμένων παραμέτρων, η όλη διαδικασία αρχίζει από τον υπολογισμό του κέντρου μάζας των δύο συνόλων ως εξής :

$$\begin{aligned} \mu_p &= \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n p_i \\ \mu_q &= \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n q_i \end{aligned} \quad (40)$$

Το υπολογισμένο κέντρο βάρους του εκάστοτε συνόλου θα αφαιρεθεί από το κάθε σημείο που ανήκει στο σύνολο με τον εξής τρόπο :

$$\begin{aligned} P' &= \{p_i - \mu_p\} = \{p'_i\} \\ Q' &= \{q_i - \mu_q\} = \{q'_i\} \end{aligned} \quad (41)$$

Όπως προαναφέρθηκε, ο πίνακας περιστροφής  $R$  και ο πίνακας μετατόπισης  $t$  επιβάλλεται να είναι με τέτοιο τρόπο διαμορφωμένοι έτσι ώστε να διασφαλίζεται η μικρότερη δυνατή τιμή στη συνάρτηση σφάλματος.



Έστω ότι ο πίνακας :

$$W = \sum_{i=1}^n q'_i \cdot p'_i{}^T \quad (42)$$

Η ανάλυση σε ανεξάρτητες συνιστώσες (Singular Value Decomposition) του πίνακα  $W$  είναι η διάσπασή του σε τρεις πίνακες και προκύπτει ως εξής :

$$S = \begin{bmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 \end{bmatrix} \quad (43)$$

$$W = USV^T$$

με  $U, V$  να προσδιορίζονται σαν δύο ορθογώνιοι πίνακες ( $3 \times 3$ ) οι οποίοι υπακούουν στις εξής μαθηματικές σχέσεις :

$$U^T U = I$$

$$V^T V = I \quad (44)$$

Τα διαγώνια στοιχεία του πίνακα  $S$  αποτελούν τις ιδιοτιμές του πίνακα  $W$  και επιπρόσθετα ισχύει μεταξύ τους η ακόλουθη διάταξη:  $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$ . Οι στήλες του πίνακα  $V$  σχηματίζονται από τα ιδιοδιανύσματα του πίνακα  $W^T W$  και οι αντίστοιχες στήλες του πίνακα  $U$  απαρτίζονται από τα ιδιοδιανύσματα του πίνακα  $W W^T$ . Στις περίπτωση που ο πίνακας  $W$  χαρακτηρίζεται ως τρίτου (πλήρους) βαθμού, η βέλτιστη λύση για την συνάρτηση μέτρησης σφάλματος προκύπτει μοναδική και δύναται να υπολογιστεί εφαρμόζοντας τις εξής εξισώσεις :

$$R = UV^T$$

$$t = \mu_q - R\mu_p \quad (45)$$

Ο πίνακας περιστροφής  $R$  ορίζεται σαν ένας πίνακας ( $3 \times 3$ ) και αντίστοιχα ο πίνακας μετατόπισης  $t$  σαν ένας πίνακας ( $3 \times 1$ ). Και οι δύο πίνακες αποτελούν τα κύρια συστατικά στοιχεία του συμπαγούς μετασχηματισμού ο οποίος είναι υπεύθυνος να μετασχηματίζει το εκάστοτε σημείο  $f_k = [x, y, z]^T$ , του υπό ευθυγράμμιση σημειακού νέφους, σε  $f'_k = [x', y', z']^T$  με τελικό σκοπό την ευθυγράμμιση με το σημειακό νέφος αναφοράς. Η μαθηματική σχέση που εφαρμόζεται είναι η εξής :

$$f'_k = R \cdot f_k + t$$

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} \quad (46)$$

### 3.2.5 Συνάρτηση Μέτρησης Σφάλματος

Για να μπορεί να γίνει αντιληπτή η επιτυχία ή αποτυχία της ευθυγράμμισης, μετά την εφαρμογή του οποιουδήποτε μετασχηματισμού, επιβάλλεται να υπάρχει κάποια συγκεκριμένη μεθοδολογία μέτρησής του. Η συνάρτηση του μέσου τετραγωνικού σφάλματος ( $MSE$ ) αποτελεί μία αντιπροσωπευτική μέθοδο έκφρασης του μεγέθους της ακρίβειας στην ευθυγράμμιση, για την περίπτωση των νεφών σημείων. Αξίζει να σημειωθεί ότι υπάρχουν περιπτώσεις που το πλήθος των σημείων στα δύο νέφη διαφέρει, με αποτέλεσμα να μην είναι δυνατή η εύρεση των αντίστοιχων σημείων μεταξύ τους. Για να λυθεί το εν λόγω πρόβλημα γίνεται χρήση της  $kNN$  τεχνικής εύρεσης γειτόνων, η οποία στηρίζεται στις συντεταγμένες των σημείων, για το εκάστοτε σημείο  $p_f = [x_f, y_f, z_f]^T$  του μετασχηματισμένου νέφους και βάση αυτού δύναται να καθοριστεί ο πιο κοντινός γείτονας  $p_r = [x_r, y_r, z_r]^T$  στο νέφος αναφοράς. Η δε μαθηματική σχέση που προκύπτει και εφαρμόζεται για τον υπολογισμό του  $MSE$  είναι η εξής :

$$MSE = \frac{1}{N_f} \sum_{i=0}^{N_f-1} \|p_f - p_r\|^2 \quad (47)$$

με  $N_f$  να δηλώνει τον αριθμό των σημείων του μετασχηματισμένου σημειακού νέφους.

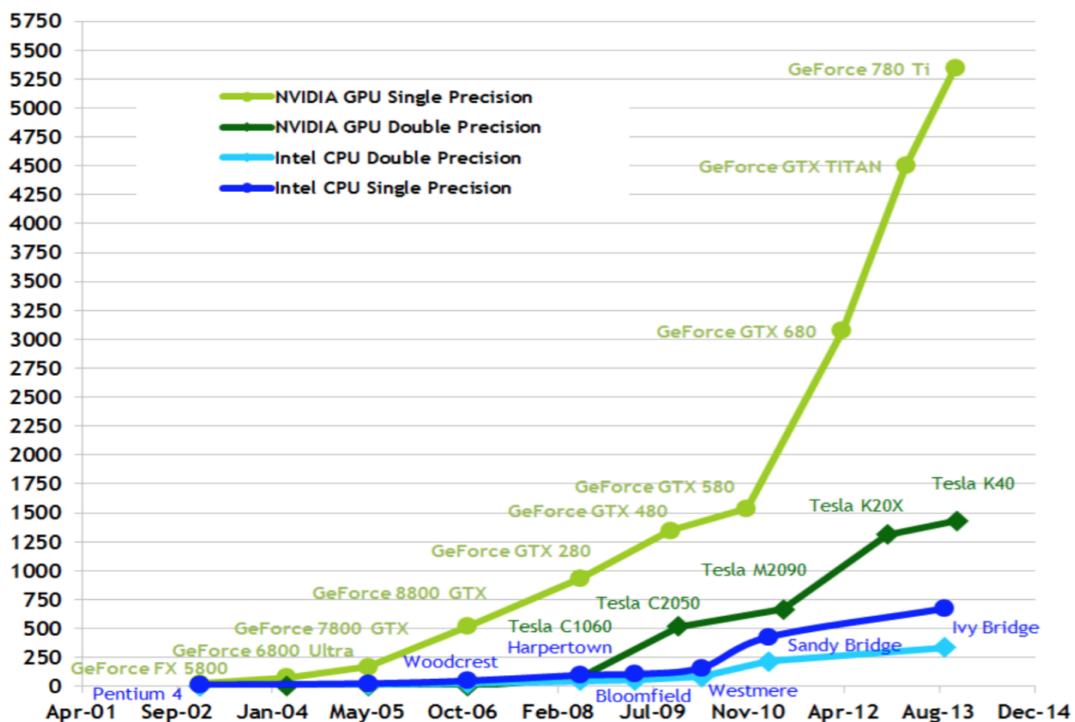
Επιπρόσθετα, χαρακτηριστικό αποτελεί το γεγονός ότι το  $MSE$  είναι αντιστρόφως ανάλογο της επιτυχίας που παρουσιάζει η ευθυγράμμιση. Πιο συγκεκριμένα, για το λόγο ότι εκφράζεται το σφάλμα μεταξύ του σημειακού νέφους αναφοράς και του παραγόμενου μετασχηματισμένου νέφους, όσο μικρότερη είναι η τιμή που παράγεται από το  $MSE$  τόσο τα δύο νέφη τείνουν να ευθυγραμμιστούν καλύτερα.

# 4 CUDA

## 4.1 Εισαγωγή

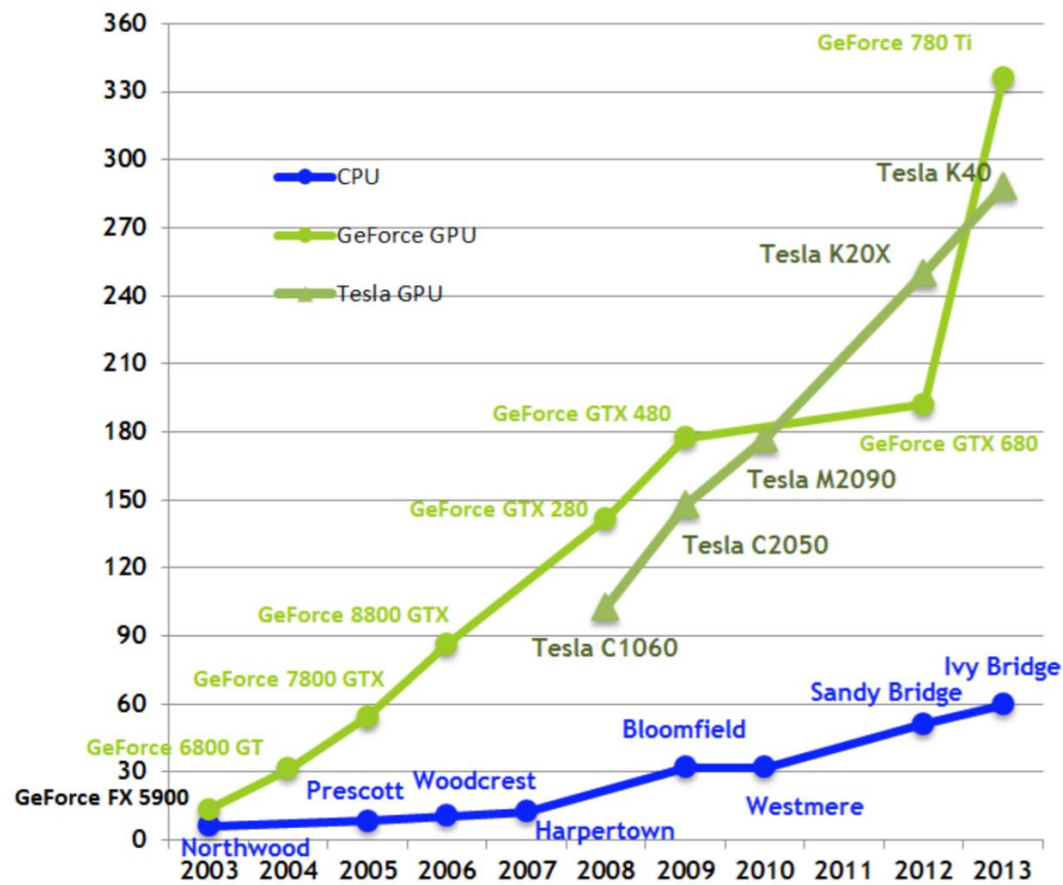
*Compute Unified Device Architecture* (CUDA) είναι μία πλατφόρμα γενικού σκοπού για παράλληλους υπολογισμούς, καθώς επίσης και ένα προγραμματιστικό μοντέλο το οποίο έχει εφευρεθεί από την *NVIDIA*. Με τη χρήση του μοντέλου αυτού γίνεται δυνατή η δραματική αύξηση της υπολογιστικής απόδοσης, ως αποτέλεσμα της εκμετάλλευσης της ισχύος που είναι ικανή να προσφέρει η μονάδα επεξεργασίας γραφικών (Graphics Processing Unit – GPU). Αυτή τη στιγμή, με εκατομμύρια μονάδες επεξεργασίας γραφικών (GPU) να πωλούνται ανά το κόσμο, οι προγραμματιστές λογισμικού και γενικότερα οι ερευνητές επιστήμονες ανακαλύπτουν καθημερινά προοδευτικές εφαρμογές της συγκεκριμένης τεχνολογίας. Ως εκ τούτου, οδηγούμενοι από την αυξημένη, ακόρεστη ζήτηση για υψηλής ευκρίνειας τρισδιάστατα γραφικά και απαιτητικές εφαρμογές σε πραγματικό χρόνο, η προγραμματιζόμενη μονάδα επεξεργασίας γραφικών, έχει εξελιχθεί σε πολυπύρηνη, πολυνηματική, υψηλής παραλληλοποίησης μονάδα με εντυπωσιακές υπολογιστικές δυνατότητες και χαρακτηριστικά βελτιωμένες ταχύτητες μνήμης. Στο *Σχήμα 18* απεικονίζεται η εξέλιξη στη δυνατότητα εκτέλεσης πράξεων από τις εν λόγω μονάδες, σε σύγκριση με παραδοσιακές κεντρικές μονάδες επεξεργασίας (Central Processing Unit - CPU) και στο *Σχήμα 19* η πρόοδος που επιτεύχθηκε στο εύρος ζώνης για την πρόσβαση στη μνήμη τους, αντίστοιχα.

Theoretical GFLOP/s



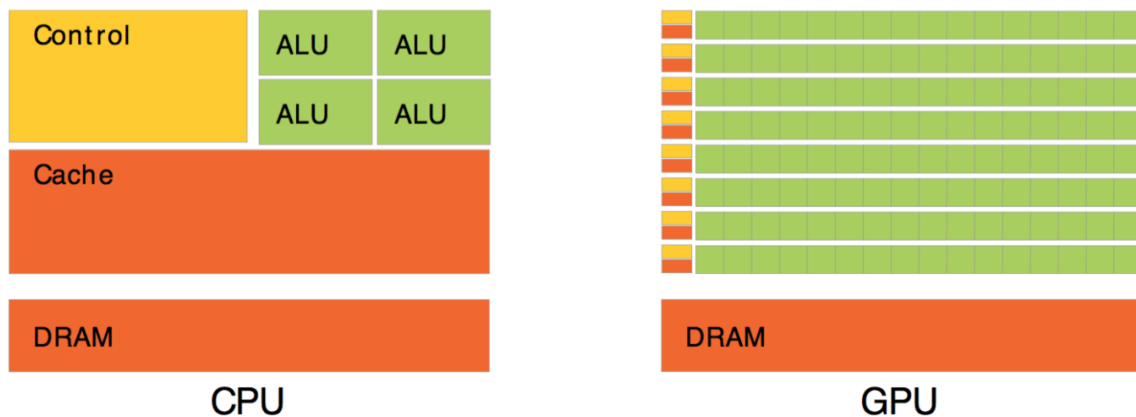
*Σχήμα 18* : Πράξεις κινητής υποδιαστολής ανά δευτερόλεπτο για κεντρικές μονάδες επεξεργασίας (CPU) και μονάδων επεξεργασίας γραφικών (GPU)

### Theoretical GB/s



Σχήμα 19 : Εύρος ζώνης πρόσβασης στη μνήμη για διάφορες κεντρικές μονάδες επεξεργασίας (CPU) και μονάδων επεξεργασίας γραφικών (GPU)

Οι μονάδες επεξεργασίας γραφικών είναι εξειδικευμένες σε αρκετά απαιτητικούς παράλληλους υπολογισμούς, λόγω της φύσης του σκοπού τους στην επεξεργασία γραφικών, με αναπόφευκτο επακόλουθο να παρουσιάζουν χαρακτηριστική διαφορά στην ικανότητα πράξεων, σε σχέση με τις κεντρικές μονάδες επεξεργασίας (CPU). Είναι σχεδιασμένες με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να γίνεται δυνατή η αφιέρωση περισσότερων μονάδων υλικού (τρανζίστορ) στην επεξεργασία δεδομένων, αντί σε ελέγχους ροής και προσωρινής αποθήκευσης δεδομένων, όπως στις περιπτώσεις των CPU. Στο Σχήμα 20 αναπαρίσταται σχηματικά η υλοποίηση αυτή.



Σχήμα 20 : Η μονάδα επεξεργασίας γραφικών (GPU) αφιερώνει περισσότερα τρανζίστορ στην επεξεργασία δεδομένων σε σχέση με την κεντρική μονάδα επεξεργασίας (CPU)

Πιο συγκεκριμένα, η μονάδα επεξεργασίας γραφικών είναι ειδικά σχεδιασμένη με τέτοιο τρόπο, ώστε να γίνεται δυνατή η εξυπηρέτηση προβλημάτων που έχουν να κάνουν με παράλληλους υπολογισμούς σε δεδομένα. Κατά συνέπεια, το ίδιο πρόγραμμα μπορεί να εκτελείται σε πολλά στοιχεία δεδομένων παράλληλα, με υψηλή αριθμητική ένταση και πλήθος αριθμητικών πράξεων πολύ μεγαλύτερο σε σχέση με τις πράξεις μνήμης. Για το λόγο ότι, το ίδιο πρόγραμμα εκτελείται για κάθε στοιχείο δεδομένων, υπάρχει μικρότερη απαίτηση για εξελιγμένους ελέγχους ροής δεδομένων και επιπρόσθετα επειδή εκτελείται για μεγάλο αριθμό στοιχείων μεγάλης αριθμητικής έντασης, η καθυστέρηση που παρατηρείται στις διεργασίες πρόσβασης της μνήμης μπορεί να αντισταθμιστεί με υπολογισμούς αντί για πολλαπλές προσωρινές αποθηκεύσεις.

Η παράλληλη επεξεργασία δεδομένων επιτυγχάνεται αντιστοιχίζοντας στοιχεία δεδομένων σε παράλληλα νήματα επεξεργασίας. Αρκετές εφαρμογές οι οποίες επεξεργάζονται μεγάλο πλήθος δεδομένων, μπορούν να χρησιμοποιήσουν το μοντέλο παράλληλης επεξεργασίας για να επιταχύνουν τους υπολογισμούς. Για παράδειγμα, στην επεξεργασία τρισδιάστατων γραφικών μεγάλες ομάδες εικονο-στοιχείων αντιστοιχίζονται σε παράλληλα νήματα. Με πανομοιότυπο τρόπο, είναι δυνατό να υλοποιηθούν εφαρμογές εν γένει επεξεργασίας πολυμέσων όπως κωδικοποίησης/αποκωδικοποίησης βίντεο, κλιμάκωσης εικόνας, στερεοσκοπικής όρασης και αναγνώρισης προτύπων, με χρήση τεχνικών αντιστοίχισης εικονο-στοιχείων και (τμημάτων) μπλοκ εικόνας σε νήματα παράλληλης επεξεργασίας.

Είναι γεγονός ότι μεγάλος αριθμός αλγορίθμων εκτός του φάσματος των εφαρμογών επεξεργασίας εικόνων και γενικά πολυμέσων, είναι εφικτό να επιταχύνουν το χρόνο εκτέλεσής τους με την εκμετάλλευση της παράλληλης επεξεργασίας δεδομένων, όπως παραδείγματος χάριν στα πεδία της υπολογιστικής βιολογίας, γενικής επεξεργασίας σημάτων, προσομοιώσεων φυσικής και υπολογιστικών οικονομικών. Μία τέτοια εφαρμογή έχει να κάνει με τα καρδιακά επεισόδια, που είναι μία από τις πιο κύριες αιτίες για χιλιάδες θανάτους ανά το κόσμο. Επιστήμονες από το κλάδο μηχανικής, την ιατρική σχολή του πανεπιστημίου *Harvard* και του *Birgham & Women's Hospital*, συνεργάστηκαν στη δημιουργία προγράμματος εκμεταλλευόμενοι τις μονάδες επεξεργασίας γραφικών (GPU), για τη προσομοίωση της ροής του αίματος και εντοπισμού κρυμμένης πλάκας στις αρτηρίες. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα την αποφυγή επεμβατικών μεθόδων απεικόνισης και διερευνητικών

χειρουργείων, μειώνοντας ταυτόχρονα τον απαιτούμενο χρόνο, τις δαπάνες και προπάντων τον κίνδυνο.

Στο υπό εξέταση θέμα αυτής της διπλωματικής εργασίας, γίνεται ανάλυση μίας άλλης εν δυνάμει εφαρμογής στην οποία έγινε χρήση του συγκεκριμένου εργαλείου, για τον υπολογισμό διαφόρων περιγραφητών (Descriptors) και ακολούθως χρήση τους για σκοπούς ευθυγράμμισης τρισδιάστατων ιατρικών δεδομένων. Με αυτό το τρόπο επιτεύχθηκε σημαντική μείωση στο χρόνο που χρειάζεται για να ολοκληρωθεί ο εκάστοτε αλγόριθμος και εξαλείφθηκε η ανάγκη χρήσης μεθόδων υπο-δειγματοληψίας που απαιτείτο στα αρχικά δεδομένα, όταν ο αλγόριθμος εκτελείτο σε συμβατική CPU.

## 4.2 Κλιμακωτό Προγραμματιστικό Μοντέλο

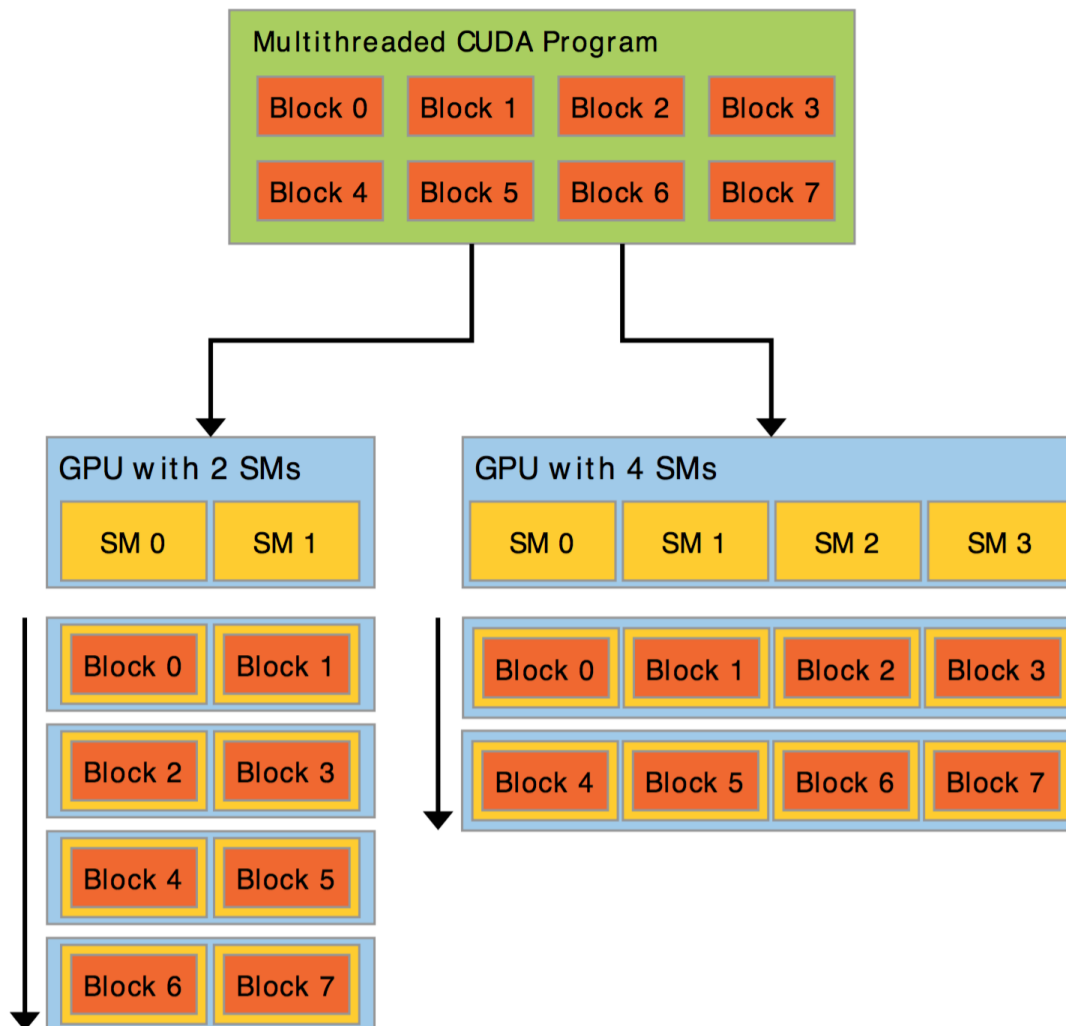
Η έλευση των πολυπύρηνων κεντρικών μονάδων επεξεργασίας (CPU) και των πολυπύρηνων γραφικών μονάδων επεξεργασίας (GPU), εξέλιξε τα κοινότυπα ολοκληρωμένα κυκλώματα σε παράλληλα συστήματα τα οποία συνεχίζουν να κλιμακώνονται ακολουθώντας το νόμο του Moore. Η πρόκληση όμως, παραμένει στο σχεδιασμό εφαρμογών λογισμικού που με διαφανή τρόπο κλιμακώνουν τον παραλληλισμό τους, έτσι ώστε να αξιοποιήσουν τον αυξημένο αριθμό πυρήνων επεξεργασίας.

Το παράλληλο προγραμματιστικό μοντέλο CUDA είναι κατασκευασμένο με γνώμονα να υπερβεί αυτή την πρόκληση, διασφαλίζοντας ταυτόχρονα τη λιγότερη δυνατή προσπάθεια εκμάθησης από μέρος του προγραμματιστή, ο οποίος είναι εξοικειωμένος με κοινές γλώσσες προγραμματισμού. Κατά βάση, υπάρχουν τρεις αφαιρετικές έννοιες κλειδιά : (α) η ιεραρχία στις ομάδες νημάτων, (β) οι μοιραζόμενες μνήμες και (γ) τα φράγματα συγχρονισμού. Αυτά εκτίθενται με απλό τρόπο στο προγραμματιστή με τη χρήση κομψών επεκτάσεων στις διάφορες γλώσσες προγραμματισμού. Αυτές οι έννοιες παρέχουν ένα κλιμακωτό προγραμματιστικό μοντέλο, υλοποιώντας παραλληλισμό δεδομένων και νημάτων στην μικρότερη λογική μονάδα (Fine-Grained), ενθυλακωμένο σε μεγαλύτερες λογικές μονάδες παραλληλισμού διεργασιών και δεδομένων (Coarse-Grain). Με τον τρόπο αυτό, καθοδηγούν τον προγραμματιστή στον κατακερματισμό του προβλήματος, σε υπό-προβλήματα, όπου μπορούν να λυθούν παράλληλα με μπλοκ από νήματα και κάθε υπο-πρόβλημα αντίστοιχα, σε στοιχειώδη κομμάτια τα οποία υλοποιούνται συνεργατικά και παράλληλα από όλα τα νήματα που αποτελούν το μπλοκ νημάτων.

Η αποσύνθεση του προβλήματος διατηρεί τη γλωσσική εκφραστικότητα, επιτρέποντας την συνεργασία νημάτων καθώς λύνεται το κάθε υπο-πρόβλημα και ταυτόχρονα διασφαλίζεται η αυτόματη κλιμάκωση της εφαρμογής. Πράγματι, κάθε μπλοκ από νήματα μπορεί να χρονοδρομολογηθεί σε οποιοδήποτε επεξεργαστή μέσα στη γραφική μονάδα επεξεργασίας (GPU) υπό τυχαία σειρά εκτέλεσης, ταυτόχρονα ή σειριακά, έτσι ώστε το μεταγλωττισμένο CUDA πρόγραμμα να έχει τη δυνατότητα να εκτελεστεί σε πολυπύρηνη μονάδα οποιουδήποτε πλήθους πυρήνων, όπως φαίνεται στο Σχήμα 21. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα μόνο το σύστημα εκτέλεσης να χρειάζεται να γνωρίζει το φυσικό αριθμό πυρήνων. Συνεπώς, το κλιμακωτό προγραμματιστικό μοντέλο επιτρέπει στην αρχιτεκτονική των γραφικών μονάδων επεξεργασίας να καλύπτει ένα ευρύ φάσμα της αγοράς και των εφαρμογών, με απλή κλιμάκωση του αριθμού των πολυπύρηνων επεξεργαστών και των τμημάτων μνήμης τους.

Στο Σχήμα 21 γίνεται μια παρουσίαση του τρόπου με τον οποίο οι γραφικές μονάδες επεξεργασίας (GPU) έχουν σχεδιαστεί, με γνώμονα μια σειρά από πολυπύρηνους επεξεργαστές ροής (Streaming Multiprocessors – SMs), όπου ένα πολυ-νηματικό πρόγραμμα

καταμερίζεται σε μπλοκ από νήματα τα οποία εκτελούνται ανεξάρτητα το ένα με το άλλο. Ο λόγος για το οποίο συμβαίνει αυτό, είναι για να είναι ικανές οι γραφικές μονάδες επεξεργασίας (GPU) με μεγαλύτερο πλήθος πολυύρηνων επεξεργαστών, αυτόματα να εκτελέσουν το οποιοδήποτε πρόγραμμα σε μικρότερο χρονικό διάστημα από άλλες μονάδες με χαμηλότερο αριθμό πολυύρηνων επεξεργαστών.



Σχήμα 21 : Το μοντέλο CUDA είναι δομημένο με τέτοιο τρόπο έτσι ώστε να επιτρέπει αυτόματη κλιμάκωση και προσαρμοστικότητα, ανεξάρτητα από το υποκείμενο υλικό (hardware)

### 4.3 Πυρήνες (kernels)

Το προγραμματιστικό μοντέλο *CUDA* προεκτείνει τις γλώσσες προγραμματισμού και δίνει τη δυνατότητα στον προγραμματιστή να καθορίσει τις διάφορες προγραμματιστικές λειτουργίες ως πυρήνες (kernels), οι οποίες όταν καλούνται, είναι δυνατόν να εκτελεστούν  $N$  φορές παράλληλα ή κάθε μία, από  $N$  διαφορετικά νήματα *CUDA*, με τον ίδιο τρόπο που θα υλοποιείτο μία προγραμματιστική λειτουργία κάθε φορά σειριακά. Οι *kernels* καθορίζονται μέσα στο πρόγραμμα με τη χρήση κάποιου βοηθητικού προσδιοριστή όπως επίσης και το πλήθος των νημάτων *CUDA* τα οποία θα τρέξουν παράλληλα. Για κάθε νήμα που τρέχει,

ανατίθεται μοναδικός αναγνωριστικός αριθμός, ταυτότητα, ο οποίος είναι προσβάσιμος μέσα στον *kernel* με τη χρήση προκαθορισμένης βοηθητικής μεταβλητής που δίνεται από τη προγραμματιστική πλατφόρμα της *CUDA*.

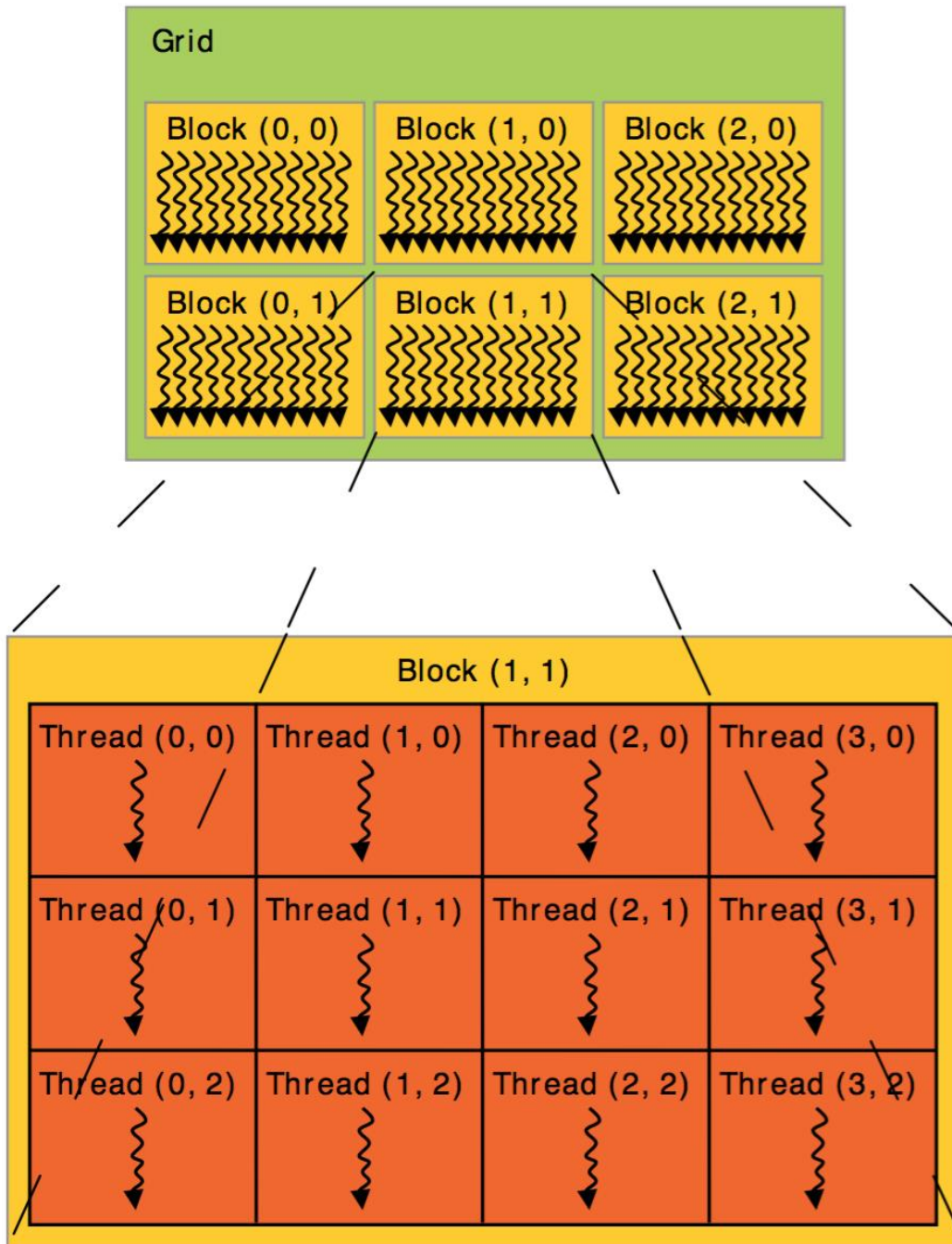
#### 4.4 Ιεραρχία Νημάτων

Η βοηθητική μεταβλητή πρόσβασης στον αναγνωριστικό αριθμό-ταυτότητα του κάθε νήματος, όπου ουσιαστικά είναι ένα διάνυσμα τριών στοιχείων και σκοπό έχει να καθιστά δυνατή τη χρήση μονοδιάστατων, δυσδιάστατων, τρισδιάστατων δεικτών νήματος, σχηματίζοντας έτσι αντίστοιχα μονοδιάστατα, δυσδιάστατα, τρισδιάστατα μπλοκ νημάτων. Αυτό με τη σειρά του παρέχει ένα πρακτικό τρόπο κλήσης και χρήσης στοιχείων, για παράδειγμα ενός διανύσματος, ή πίνακα που εμπλέκονται στους τρέχοντες υπολογισμούς. Πιο συγκεκριμένα, ο δείκτης νήματος συνδέεται με τον αναγνωριστικό αριθμό-ταυτότητα με μία απλή μαθηματική σχέση. Στην περίπτωση του μονοδιάστατου μπλοκ νημάτων, ο δείκτης είναι ίσος με τον αναγνωριστικό αριθμό ταυτότητα. Σε δυσδιάστατο μπλοκ νημάτων με διαστάσεις  $(\Delta\chi, \Delta\psi)$ , και δυσδιάστατο δείκτη νήματος  $(\chi, \psi)$ , τότε ο αναγνωριστικός αριθμός ταυτότητας προκύπτει ίσος με  $(\chi + (\psi * \Delta\chi))$ . Τέλος σε τρισδιάστατο μπλοκ νημάτων με διαστάσεις  $(\Delta\chi, \Delta\psi, \Delta\zeta)$  και δείκτη νήματος  $(\chi, \psi)$ , ο αντίστοιχος αριθμός προσδιορίζεται από την σχέση  $(\chi + (\psi * \Delta\chi) + (\zeta * \Delta\chi * \Delta\psi))$ .

Ταυτόχρονα όμως, υπάρχει όριο στο πλήθος των νημάτων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για κάθε μπλοκ, από τη στιγμή που αναμένεται όλα τα νήματα μέσα στο μπλοκ να μοιραστούν τον ίδιο πυρήνα επεξεργαστή και παράλληλα τους περιορισμένους πόρους μνήμης του. Παρόλα αυτά, ένα *kernel* είναι ικανό να εκτελεστεί από πολλαπλά όμοια διαμορφωμένα μπλοκ νημάτων, έτσι ώστε το συνολικό πλήθος των νημάτων να είναι ίσο με το γινόμενο του αριθμού των μπλοκ επί τα νήματα που περιέχουν.

Στο Σχήμα 22 διακρίνονται δυσδιάστατα μπλοκ νημάτων μέσα σε δυσδιάστατο πλέγμα μπλοκ και γίνεται αντιληπτό ότι τα μπλοκ με αυτό το τρόπο, δύνανται να είναι οργανωμένα σε μονοδιάστατα, δυσδιάστατα, τρισδιάστατα πλέγματα. Ο αριθμός των μπλοκ νημάτων μέσα στο πλέγμα επιβάλλεται συνήθως από το μέγεθος των δεδομένων που θα τύχουν επεξεργασίας, ή ακόμη και από το πλήθος των επεξεργαστών στο σύστημα, το οποίο μπορεί να ξεπεραστεί κατά πολύ και καθορίζεται μέσα στο πρόγραμμα. Επιπρόσθετα με τη χρήση δύο άλλων προκαθορισμένων βοηθητικών μεταβλητών από τη προγραμματιστική πλατφόρμα της *CUDA*, είναι εφικτή μέσα από τον *kernel*, η εξαγωγή του αναγνωριστικού αριθμού ταυτότητας του μπλοκ νημάτων που ανήκει το τρέχον νήμα, καθώς και το πλήθος των νημάτων που περιλαμβάνεται στο εκάστοτε μπλοκ.





Σχήμα 22 : Δυσδιάστατο πλέγμα αποτελούμενο από δυσδιάστατο μπλοκ νημάτων

Τα μπλοκ νημάτων επιβάλλεται να τρέχουν ανεξάρτητα και πρέπει να είναι δυνατή η εκτέλεση τους με τυχαία σειρά, παράλληλα ή σειριακά. Η προϋπόθεση της ανεξαρτησίας τους παρέχει τη δυνατότητα να γίνεται χρονο-δρομολόγηση τους, με όποια σειρά και σε κάθε αριθμό πυρήνων, όπως διακρίνεται και στο Σχήμα 21. Αυτό λειτουργεί καταλυτικά στην ευκολία με την οποία ένας προγραμματιστής μπορεί να κλιμακώσει τον κώδικα του προγράμματός του σε οποιοδήποτε πλήθος πυρήνων.

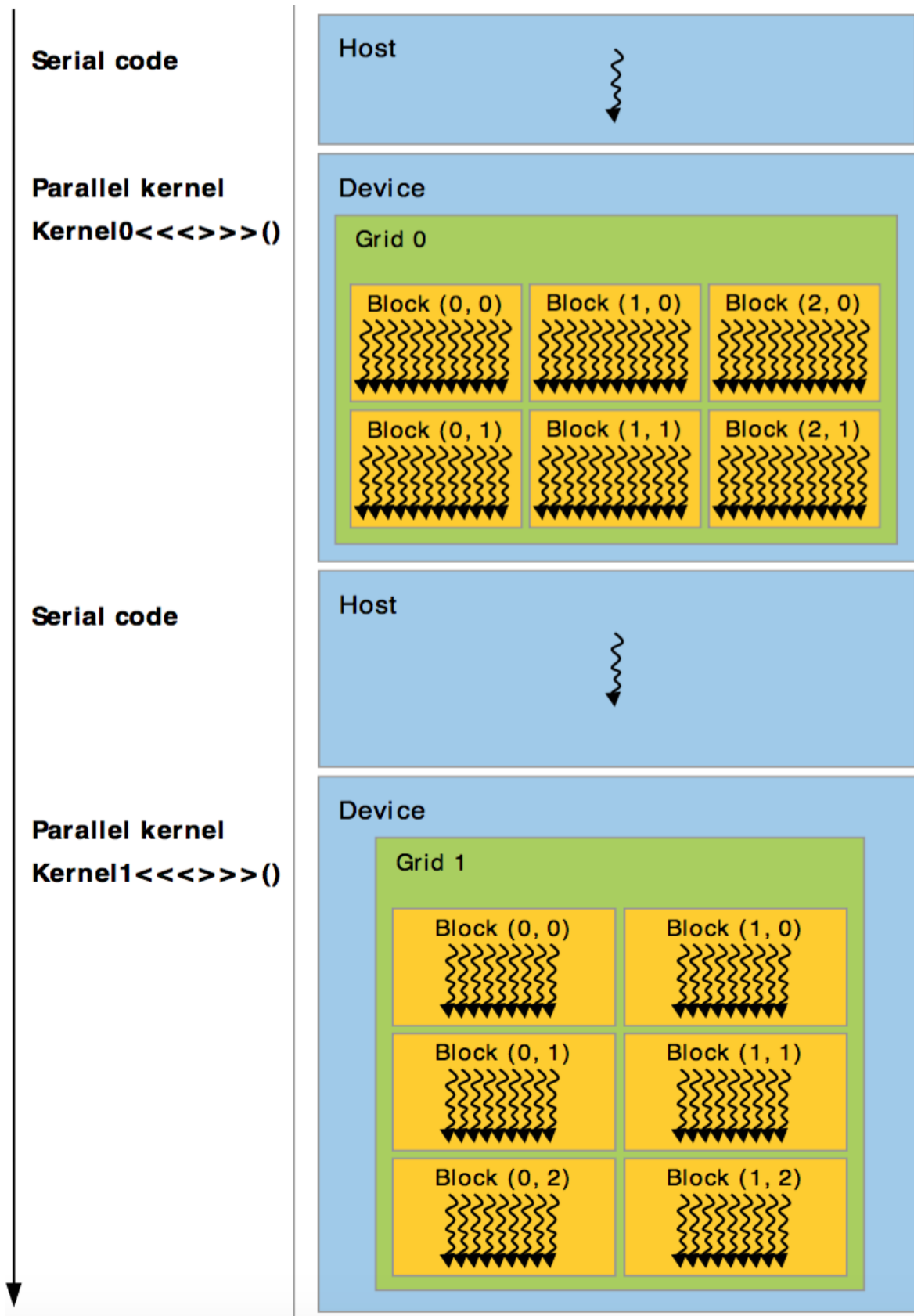
Με τη σειρά τους, τα νήματα μέσα στα μπλοκ είναι εφικτό να συνεργαστούν δουλεύοντας σε κοινά δεδομένα, με την εκμετάλλευση της παρεχόμενης κοινής μνήμης, που για λόγους

παραγωγικότητας είναι μνήμη πολύ γρήγορης απόκρισης και βρίσκεται δίπλα σε κάθε πυρήνα επεξεργαστή. Ταυτόχρονα όμως, αυτό προϋποθέτει συγχρονισμό της λειτουργίας των νημάτων, για το συντονισμό της εισόδου/εξόδου τους στη μοιραζόμενη μνήμη. Πιο συγκεκριμένα μπορεί να αξιοποιηθεί με σωστό τρόπο, αν καθοριστούν κατάλληλα σημεία συγχρονισμού μέσα στον *kernel*, στα οποία καλείται προκαθορισμένη προγραμματιστική λειτουργία παρεχόμενη από τη προγραμματιστική πλατφόρμα της *CUDA* και είναι υπεύθυνη να λειτουργεί σαν φράγμα ασφαλείας – σημείο συγχρονισμού. Στα σημεία συγχρονισμού, τα νήματα που περιλαμβάνονται στο μπλοκ είναι υποχρεωμένα να αναστέλλουν την λειτουργία τους και παράλληλα να αναμένουν όλα τα υπόλοιπα νήματα να φτάσουν στο σημείο αυτό, προτού συνεχίσουν την εκτέλεση τους.

## 4.5 Ιεραρχία Μνήμης

Κατά το χρόνο εκτέλεσης του προγράμματος κάθε νήμα *CUDA* έχει πρόσβαση σε πολλαπλούς χώρους μνήμης. Πιο συγκεκριμένα, κάθε νήμα διαθέτει προσωπική τοπική μνήμη και επιπρόσθετα κάθε μπλοκ νημάτων κατά τη διάρκεια ζωής του, κατέχει μοιραζόμενη μνήμη προσβάσιμη από όλα τα νήματα που το αποτελούν. Τέλος όλα τα νήματα έχουν την δυνατότητα πρόσβασης σε καθολικό χώρο μνήμης.

Συνοψίζοντας, με την εκμετάλλευση του προγραμματιστικού μοντέλου της *CUDA* παρέχεται η δυνατότητα κατασκευής ειδικών προγραμματιστικών λειτουργιών, τα *kernels*, από τον κατακερματισμό του αρχικού προγράμματος, εκεί που επιτρέπεται, σε επαναλαμβανόμενα υπο-προγράμματα που σκοπό έχουν την εκτέλεση τους σε μία εντελώς διαφορετική φυσική συσκευή, την κάρτα γραφικών. Αυτή με τη σειρά της λειτουργεί συμπληρωματικά στην εκτέλεση του υπόλοιπου προγράμματος που υλοποιείται στους παραδοσιακούς επεξεργαστές, με αποτέλεσμα να επιτυγχάνονται εντυπωσιακές υπολογιστικές δυνατότητες με χαρακτηριστικά βελτιωμένες ταχύτητες. Στο *Σχήμα 23* παρουσιάζεται ένας απλοποιημένος τρόπος συμπεριφοράς ενός τέτοιου προγράμματος, σχεδιασμένο με χρήση του εργαλείου *CUDA*.



Σχήμα 23 : Σχηματική αναπαράσταση εκτέλεσης προγράμματος, με το προγραμματιστικό μοντέλο CUDA



# 5 Ευθυγράμμιση με Χρήση GPGPU (General Purpose Computing on Graphics Processing Units)

## 5.1 Εισαγωγή

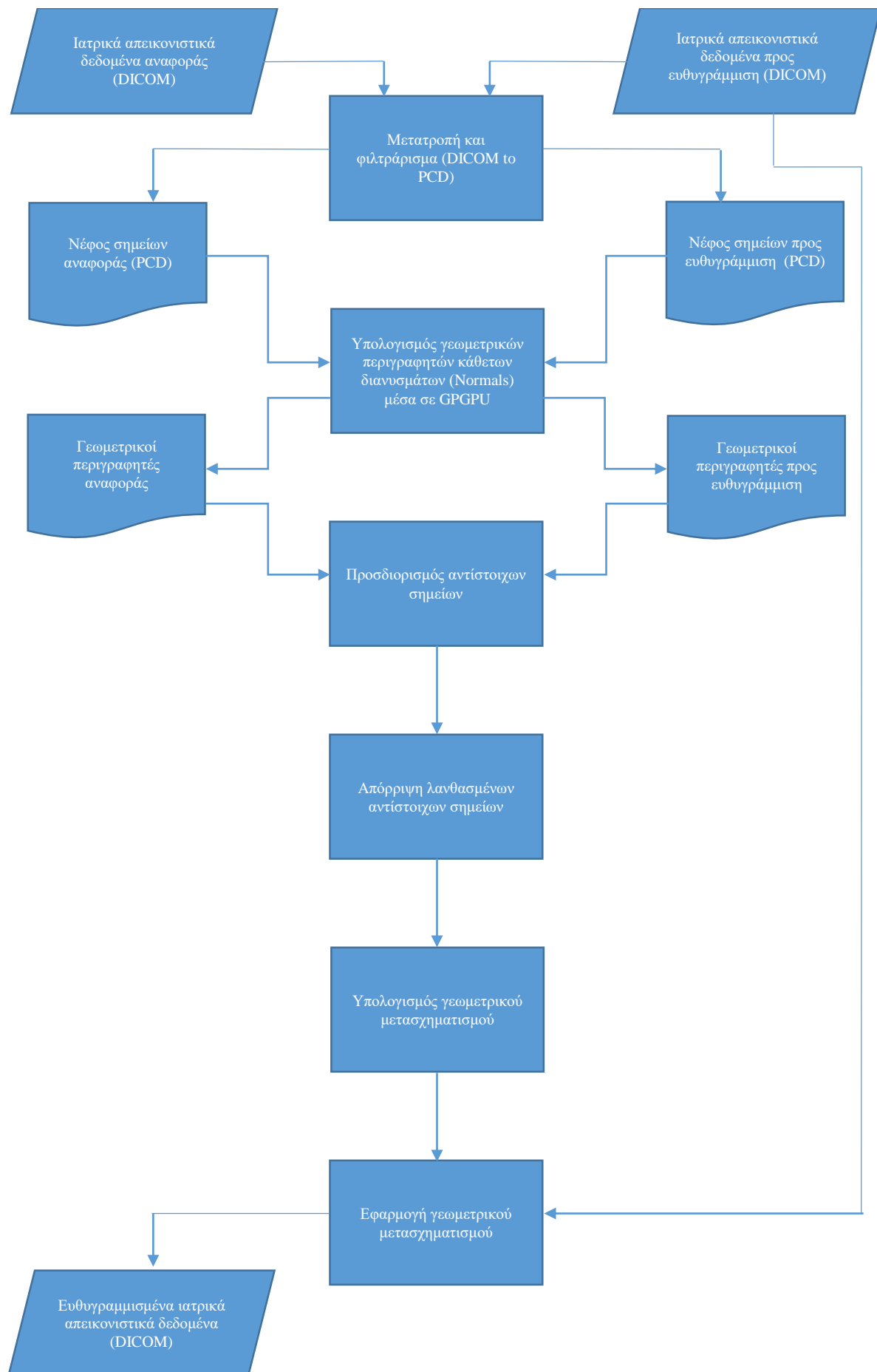
Όπως έχει προαναφερθεί και στις προηγούμενες ενότητες, η ανάγκη ευθυγράμμισης τρισδιάστατων ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων (DICOM – Digital Imaging and Communication in Medicine), του ίδιου ασθενούς ή διαφορετικών ασθενών σε διαφορετικές χρονικές στιγμές, προκύπτει κατά την ανάλυση και επεξεργασία τους και δύναται να αποτελέσει χαρακτηριστικό προαπαιτούμενο στη μετέπειτα χρήση αυτοματοποιημένων τεχνικών αφαιρετικής ραδιογραφίας για τον εντοπισμό πιθανών διαφορών. Η ευθυγράμμιση γίνεται εφικτή με την υλοποίηση επαναληπτικών διαδικασιών βελτιστοποίησης των παραμέτρων ενός γεωμετρικού μετασχηματισμού, ο οποίος με τη σειρά του θα εφαρμοστεί στα υπό ευθυγράμμιση ιατρικά δεδομένα. Ο μεγάλος όγκος διαθέσιμης επεξεργάσιμης πληροφορίας που περιέχεται σε τέτοιου είδους δεδομένα (αξονικές τομογραφίες, μαγνητικές τομογραφίες, κλπ) και η επαναληπτική φύση των μεθοδολογιών που ακολουθούνται, καθιστά τη χρήση συμβατικών τεχνικών ευθυγράμμισης μη αποδοτική από άποψη υπολογιστικού κόστους και χρόνου. Ως εκ τούτου, έχουν εφευρεθεί τεχνικές ευθυγράμμισης οι οποίες στηρίζονται σε περιορισμένο αριθμό σημείων των αρχικών δεδομένων και είναι ικανές να αξιοποιήσουν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των σημείων, αντί της φωτεινότητάς τους. Για να είναι ικανή η υλοποίηση των συγκεκριμένων μεθόδων επιβάλλεται μία μετατροπή με φιλτράρισμα των ιατρικών δεδομένων σε τρισδιάστατα σημειακά νέφη *PCD* (Point Cloud Data), τα οποία η μόνη πληροφορία που φέρουν είναι οι συντεταγμένες του κάθε σημείου. Παράλληλα, παρέχεται η δυνατότητα ευθυγράμμισης δεδομένων με διαφορετικές χρωματικές ιδιότητες (πχ λόγω διαφορετικών παραμέτρων λήψης) ή ακόμα και η ευθυγράμμιση δεδομένων τα οποία προέρχονται από διαφορετικές μεθοδολογίες λήψης (CT-MRI, CT-PET, κλπ).

Η εκμετάλλευση των υπολογιστικών δυνατοτήτων μιας μονάδας επεξεργασίας γραφικών γενικής χρήσης *GPGPU*, η οποία αποτελείται από πολλά απλά επεξεργαστικά στοιχεία και επιτρέπει τη μαζική παραλληλοποίηση πράξεων, εξασφαλίζει χαρακτηριστικά μειωμένο υπολογιστικό χρόνο υλοποίησης του εκάστοτε αλγόριθμου. Ταυτόχρονα, το συγκεκριμένο γεγονός δύναται να επιτρέψει τη μείωση του ποσοστού υπο-δειγματοληψίας των αρχικών δεδομένων, πράγμα το οποίο είναι ικανό να επιφέρει πιθανή αυξημένη ακρίβεια στη διαδικασία ευθυγράμμισης των υπό εξέταση ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων.

Στις ενότητες που ακολουθούν, αναλύεται η συνολική ροή της διαδικασίας που ακολουθείται στην ευθυγράμμιση ιατρικών εικόνων με τη χρήση του γεωμετρικού περιγραφητή κάθετων διανυσμάτων. Επιπρόσθετα, γίνεται εκτενής ανάλυση του τρόπου με τον οποίο έχει πραγματοποιηθεί η παραλληλοποίηση του αλγορίθμου υπολογισμού των κάθετων διανυσμάτων, ο οποίος στη συνέχεια δύναται να εκτελεστεί με τη βοήθεια των πολυνηματικών γραφικών μονάδων επεξεργασίας γενικού σκοπού.

## 5.2 Μεθοδολογία

Στην παρούσα ενότητα παρουσιάζονται όλα τα στάδια της γενικής μεθοδολογίας που ακολουθείται για την ευθυγράμμιση ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων, με τη χρήση των υπολογισμένων σε *GPGPU* γεωμετρικών περιγραφητών κάθετων διανυσμάτων. Στο Σχήμα 24 διακρίνονται τα βήματα που θα πρέπει να ακολουθηθούν, με σειρά υλοποίησης, στη διαδικασία της εύρεσης των τελικών ευθυγραμμισμένων δεδομένων.



Σχήμα 24 : Διάγραμμα ροής μεθοδολογίας ευθυγράμμισης ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων με βάση το γεωμετρικό περιγραφητή κάθετων διανυσμάτων

Η όλη διαδικασία αρχίζει από την εισαγωγή των ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων (DICOM), αναφοράς και προς ευθυγράμμιση, στο σύστημα. Για να μπορέσει να ξεκινήσει η επεξεργασία επιβάλλεται τα δεδομένα να μετατραπούν σε τρισδιάστατα σημειακά νέφη χωρίς φέρουν την οποιαδήποτε χρωματική πληροφορία. Ταυτόχρονα, κατά τη μετατροπή πραγματοποιείται φιλτράρισμα κατάλληλα ρυθμισμένο, έτσι ώστε να εξάγεται πληροφορία η οποία σχετίζεται μόνο με τα οστά στα νέφη σημείων και να αφαιρείται η πληροφορία που αφορά τους μαλακούς ιστούς. Στη συνέχεια, υπολογίζονται με τη βοήθεια των γραφικών μονάδων επεξεργασίας, οι γεωμετρικοί περιγραφητές κάθετων διανυσμάτων για το κάθε σημείο που ανήκει στα δύο νέφη. Η σύγκριση των παραχθέντων γεωμετρικών περιγραφητών, στο υπό ευθυγράμμιση και αναφοράς νέφος, εξάγει τα ταυτόσημα σημεία. Υπάρχει η πιθανότητα μερικές από τις απορρέουσες αντιστοιχίσεις σημείων να είναι λανθασμένες, με αποτέλεσμα να πραγματοποιείται διαδικασία εύρεσης και απόρριψής τους. Ακολουθώντας, οι υπόλοιπες οι οποίες κρίθηκαν ορθές λαμβάνουν μέρος στον υπολογισμό των παραμέτρων ενός συμπαγούς μετασχηματισμού. Τέλος, ο μετασχηματισμός που παράγεται εφαρμόζεται πάνω στα υπό ευθυγράμμιση ιατρικά δεδομένα, προκαλώντας την επιθυμητή μετατόπιση και περιστροφή τους.

Όλες οι προαναφερθείσες διεργασίες έχουν αναλυθεί λεπτομερώς στα προηγούμενα κεφάλαια της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Αυτό το οποίο δεν έχει εξεταστεί, είναι ο τρόπος με τον οποίο γίνεται δυνατή η υλοποίηση των πράξεων υπολογισμού των κάθετων διανυσμάτων, με την εκμετάλλευση της υπολογιστικής δύναμης και μαζικής παραλληλοποίησης που προσφέρουν οι μονάδες επεξεργασίας γραφικών.

### 5.3 Υπολογισμός Κάθετων Διανυσμάτων (Normals) με Χρήση GPGPU

Ο γεωμετρικός περιγραφητής κάθετων διανυσμάτων μπορεί να θεωρείται ως ο πιο απλός περιγραφητής για τη πραγματοποίηση ευθυγράμμισης, αλλά παράλληλα αποτελεί απαραίτητο συστατικό για να είναι δυνατή η εφαρμογή άλλων πιο σύνθετων. Η εξαγωγή του κάθετου διανύσματος (Normal) του εκάστοτε σημείου στις υπό εξέταση επιφάνειες, το οποίο αντιστοιχίζεται με το κάθετο διάνυσμα πάνω σε ένα επίπεδο  $\Pi$  που εφάπτεται στην επιφάνεια που περιέχει το υπό εξέταση σημείο  $p_q$ , βασίζεται στην εύρεση των γειτόνων του. Η κατάλληλη επιλογή μίας περιοχής γύρω από ένα σημείο που περιλαμβάνει τα κοντινότερα γειτονικά σημεία  $P^k$ , ή ο καθορισμός ενός αντιπροσωπευτικού σταθερού αριθμού κοντινότερων γειτονικών σημείων,  $P^k$  όπου  $k = c(\text{σταθερά})$ , δύνανται να εξάγουν τη γεωμετρία της επιφάνειας που περιβάλλει το σημείο  $p_q$ .

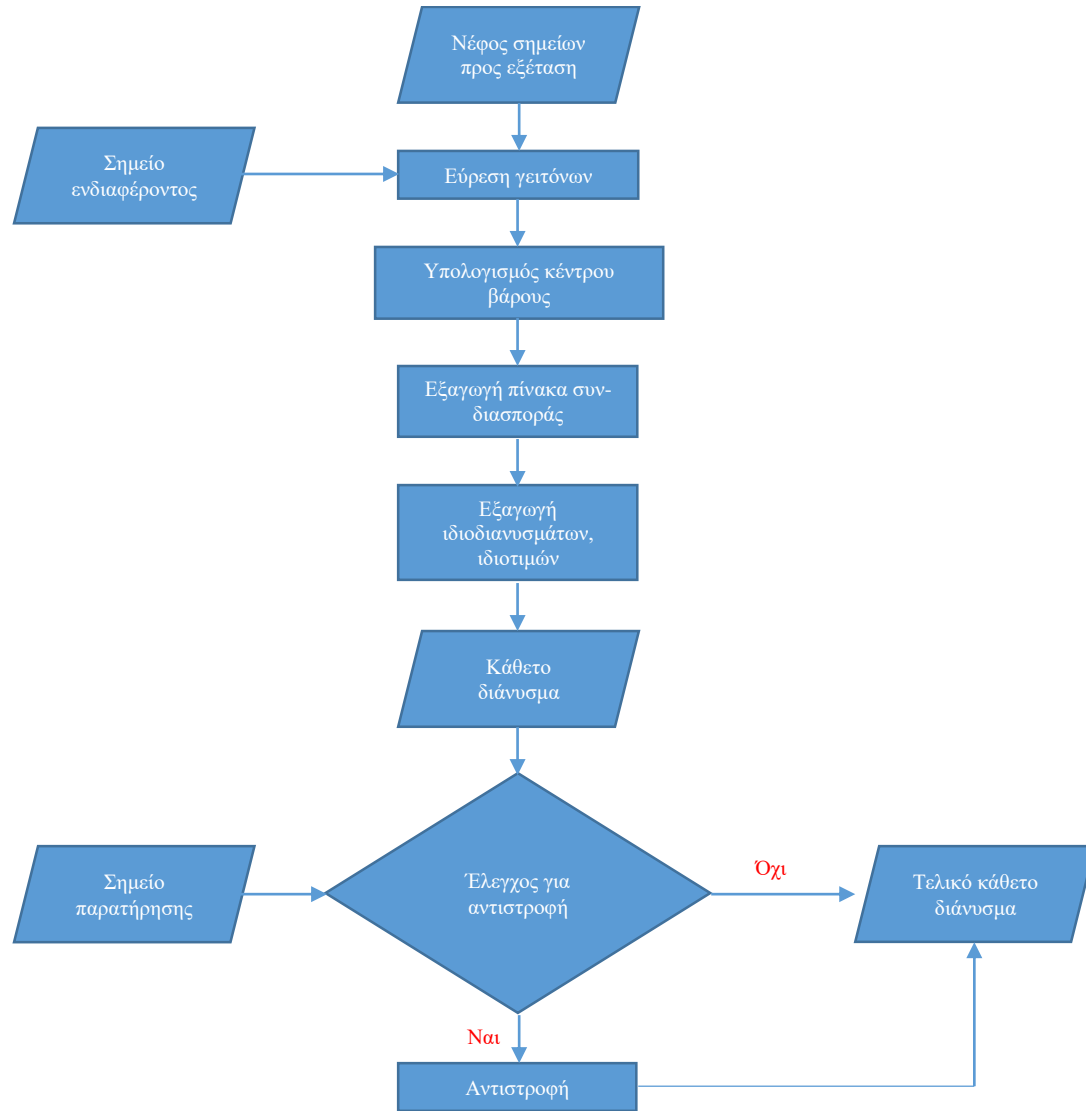
Πιο συγκεκριμένα ο υπολογισμός του κάθετου διανύσματος για κάποιο σημείο ενδιαφέροντος, στο αναφοράς και στο υπό ευθυγράμμιση νέφος, διαχωρίζεται σε πέντε θεμελιώδη στάδια τα οποία εκτελούνται αυστηρά σειριακά και είναι τα εξής :

1. Εύρεση των γειτόνων του σημείου  $p_q$
2. Υπολογισμός του κέντρου βάρους (Centroid) του συνόλου των σημείων  $P^k$
3. Εξαγωγή του πίνακα συν-διασποράς (Covariance Matrix) για το σημείο  $p_q$
4. Παραγωγή των ιδιοτιμών (Eigenvalues), ιδιοδιανυσμάτων (Eigenvectors) του πίνακα συν-διασποράς και ταυτόχρονη εξαγωγή του κάθετου διανύσματος στο σημείο  $p_q$



5. Αντιστροφή φοράς του κάθετου διανύσματος, αν χρειάζεται, αναλόγως του δοσμένου σημείου παρατήρησης

Στο Σχήμα 25 διακρίνεται σχηματικά η διαδικασία εύρεσης του κάθετου διανύσματος για το οποιοδήποτε σημείο, το οποίο ανήκει στο προς εξέταση σημειακό νέφος.



Σχήμα 25 : Διάγραμμα ροής υπολογισμού κάθετου διανύσματος του υπό εξέταση σημείου στο τρισδιάστατο σημειακό νέφος

Η παραπάνω ακολουθία λειτουργιών θα επαναληφθεί τόσες φορές όσες είναι το πλήθος των σημείων και των δύο νεφών. Σε περιπτώσεις μεγάλου πλήθους σημείων, στα υπό επεξεργασία νέφη και με γνώμονα την αποφυγή υπο-δειγματοληψίας για παραγωγή αποτελέσματος μεγαλύτερης ακρίβειας, η υλοποίηση προκύπτει αρκετά χρονοβόρα. Αξίζει να σημειωθεί ότι η συγκεκριμένη ακολουθία υπολογισμών για την εξαγωγή των κάθετων διανυσμάτων είναι ανεξάρτητη για το εκάστοτε σημείο, πράγμα το οποίο υποδηλώνει την ελευθερία παράλληλης εκτέλεσης για αριθμό σημείων που επιτρέπει το σύστημα.

Σε σύγχρονα συμβατικά συστήματα, μια συμβατική κεντρική μονάδα επεξεργασίας (CPU) υποστηρίζει μέχρι και οκτώ παράλληλα νήματα επεξεργασίας. Στην παρούσα διπλωματική εργασία έγινε προσπάθεια μεταφοράς των πράξεων σε συσκευές επεξεργασίας γραφικών, για την εκμετάλλευση της εξειδίκευσης που παρέχουν σε απαιτητικούς παράλληλους υπολογισμούς, έτσι ώστε να επιτευχθεί μείωση του χρόνου εκτέλεσης.

### 5.3.1 Μεταφορά Υπολογισμών σε GPGPU

Η μονάδα επεξεργασίας γραφικών γενικού σκοπού, όπως έχει εκτενώς αναλυθεί σε προηγούμενη ενότητα, είναι ειδικά σχεδιασμένη ώστε να γίνεται δυνατή η εξυπηρέτηση προβλημάτων που έχουν να κάνουν με παράλληλους υπολογισμούς σε δεδομένα. Η αφιέρωση περισσοτέρων μονάδων υλικού (τρανζίστορ) στην επεξεργασία δεδομένων, αντί σε ελέγχους ροής και προσωρινής αποθήκευσης τους, στις περιπτώσεις των CPU, τις καθιστά κατάλληλες για το σκοπό της παρούσας εργασίας. Το ίδιο πρόγραμμα, που στη περίπτωση μας αποτελεί την υψηλή σε αριθμητική ένταση και πλήθος αριθμητικών πράξεων διαδικασία εξαγωγής των κάθετων διανυσμάτων, μπορεί να εκτελείται σε πολλά σημεία των υπό εξέταση νεφών παράλληλα. Αυτό επιτυγχάνεται αντιστοιχίζοντας τα σημεία σε παράλληλα νήματα επεξεργασίας τα οποία με τη σειρά τους είναι ομαδοποιημένα σε μπλοκ και αυτά αντίστοιχα σε πλέγματα. Ο καθορισμός των μπλοκ νημάτων και των πλεγμάτων είναι δυναμικός και εξαρτάται από τους διαθέσιμους πόρους της εκάστοτε κάρτας γραφικών. Στις ενότητες που ακολουθούν, αναλύονται όλα τα στάδια υπολογισμού των γεωμετρικών περιγραφικών κάθετων διανυσμάτων με τη χρήση GPGPU.

#### 5.3.1.1 Ταυτόχρονη Εύρεση Γειτονικών Σημείων για $n$ Υπό Εξέταση Σημεία

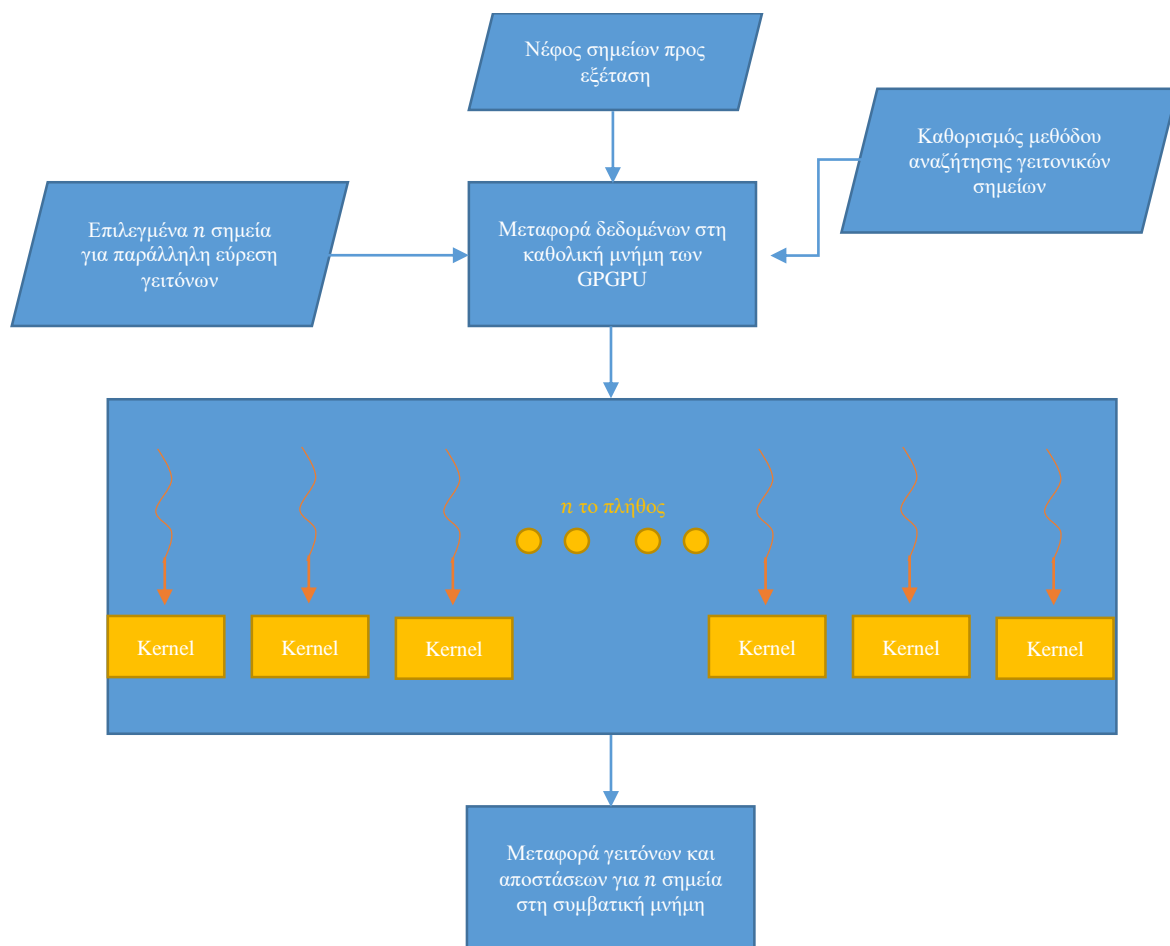
Πιο συγκεκριμένα, η διαδικασία αρχίζει με τη μεταφορά ολόκληρου του υπό επεξεργασία σημειακού νέφους, καθώς και των  $n$  σημείων προς εξέταση από τη μνήμη του συστήματος στη καθολική μνήμη της κάρτας γραφικών, η οποία είναι προσβάσιμη από όλα τα νήματα ανεξάρτητα του μπλοκ που ανήκουν. Κάθε νήμα αντιστοιχίζεται σε ένα σημείο ενδιαφέροντος του νέφους και αναλαμβάνει να εκτελέσει τον υπεύθυνο *kernel* για τον προσδιορισμό των κοντινότερων γειτόνων του, είτε αυτοί ανήκουν σε μία επιθυμητή περιοχή είτε το πλήθος τους έχει εκ των προτέρων καθοριστεί. Η ταυτότητα που κληρονομεί το εκάστοτε νήμα είναι μοναδική και παράλληλα ικανή για τον εντοπισμό του σημείου ενδιαφέροντος, αφού είναι άμεσα αντιστοιχισμένη με τον αριθμό ταυτότητας του σημείου στο νέφος.

Η αναζήτηση των γειτονικών σημείων του υπό εξέταση σημείου γίνεται εφικτή μέσω της αρχικής ταξινόμησης του διαθέσιμου πλήθους σημείων  $k$ -διαστάσεων σε μία δένδροειδή μορφή δεδομένων ( $k$ -Dimensional Tree), όπως έχει εξηγηθεί σε προηγούμενη ενότητα. Ακολουθώντας οι αποστάσεις μεταξύ των ταξινομημένων σημείων δύναται να υπολογιστούν κατά την υλοποίηση του εκάστοτε *kernel* και να χρησιμοποιηθούν κατάλληλα, ανάλογα με το είδος της αναζήτησης που θα πραγματοποιηθεί.

Υπάρχουν δύο επιλογές στη συμπεριφορά του *kernel* εύρεσης γειτονικών σημείων. Στην πρώτη περίπτωση, ο χρήστης έχει την ευχέρεια να επιλέξει τα επιστρεφόμενα γειτονικά σημεία να είναι μόνο αυτά που ανήκουν σε μία προκαθορισμένη σφαιρική περιοχή (Radius Search), η οποία διαμορφώνεται γύρω από το ενδιαφερόμενο σημείο. Στη δε δεύτερη, πραγματοποιείται επιστροφή συγκεκριμένου σταθερού πλήθους κοντινότερων γειτονικών σημείων ( $k$ NN Search), προσδιορισμένα με βάση την απόσταση, για το κάθε υπό εξέταση σημείο του νέφους.

Για κάθε περίπτωση υπάρχουν θετικές και αρνητικές προσεγγίσεις στη χρήση τους. Για παράδειγμα, στην αναζήτηση με ακτίνα, τα γειτονικά σημεία που ανήκουν στη καθορισμένη σφαιρική περιοχή γύρω από το σημείο δύναται να θεωρηθούν πιο αντιπροσωπευτικά στην εξαγωγή των γεωμετρικών χαρακτηριστικών του χώρου που το περιβάλλει. Παρ' όλα αυτά, ένας σταθερός αριθμός επιστρεφόμενων γειτόνων εξασφαλίζει ευκολία στη διαχείριση μνήμης του διαθέσιμου συστήματος και μπορεί παράλληλα να παράγει ικανοποιητικά αποτελέσματα σε μεγάλο εύρος σημείων που αποτελούν τα διάφορα νέφη.

Μετά το τέλος των παράλληλων λειτουργιών εύρεσης γειτονικών σημείων, τα παραχθέντα δεδομένα, μοναδικοί αριθμοί ταυτότητας γειτονικών σημείων και αντίστοιχες αποστάσεις από το σημείο ενδιαφέροντος, μεταφέρονται πίσω στη μνήμη του συμβατικού συστήματος έτσι ώστε οι πόροι της κάρτας γραφικών να μπορέσουν να ελευθερωθούν. Στο Σχήμα 26 διακρίνεται πως για  $n$  το πλήθος σημεία δύναται να υπολογιστούν οι κοντινότεροι γείτονες τους με την εκμετάλλευση της παράλληλης υπολογιστικής ισχύς των γραφικών μονάδων επεξεργασίας. Τα νήματα εκτέλεσης των αντίστοιχων *kernel* είναι ομαδοποιημένα σε μπλοκ τα οποία με τη σειρά τους ταξινομούνται σε πλέγματα όπως έχει αναλυθεί σε προηγούμενη ενότητα.

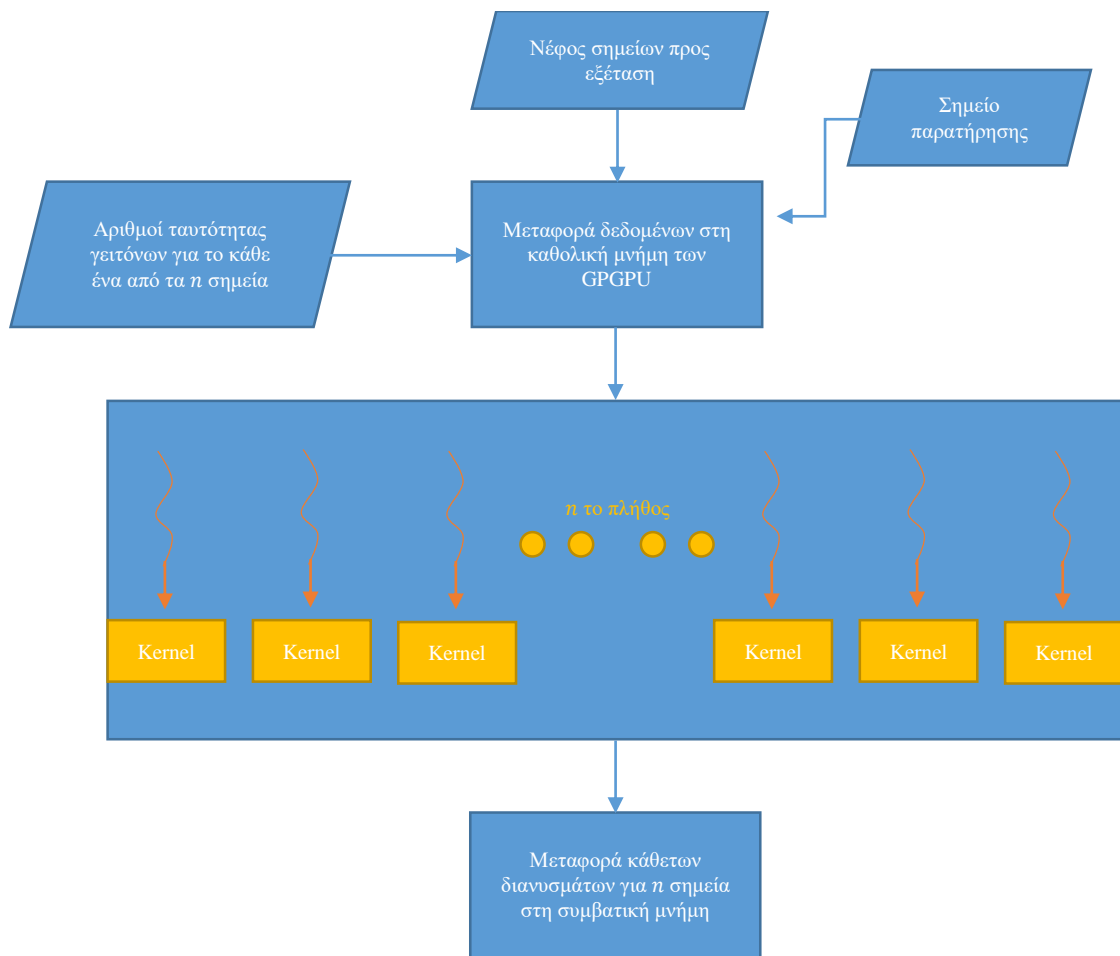


Σχήμα 26 : Παράλληλος υπολογισμός, με τη χρήση πολύ-νηματικών μονάδων επεξεργασίας γραφικών, για την εύρεση των κοντινότερων γειτονικών σημείων επιλεγμένου αριθμού σημείων στο νέφος

### 5.3.1.2 Υπολογισμός Κέντρου Βάρους, Πίνακα Συν-διασποράς, Ιδιοτιμών, Ιδιοδιανυσμάτων και Αντιστροφή Φοράς Κάθετου Διανύσματος

Μετά την εύρεση των γειτονικών σημείων για τα  $n$  υπό εξέταση σημεία του νέφους και τη μεταφορά των αποτελεσμάτων πίσω στη συμβατική μνήμη του συστήματος, η εύρεση των κάθετων διανυσμάτων για το εκάστοτε σημείο χαρακτηρίζεται σαν μία διαδικασία, ανεξάρτητη για το κάθε σημείο, αποτελούμενη από διαδοχικούς υπολογισμούς. Η εξαγωγή του κέντρου βάρους, του πίνακα συν-διασποράς, των ιδιοτιμών και ιδιοδιανυσμάτων, καθώς και η αντιστροφή φοράς ως προς το σημείο παρατήρησης, δύνανται να σχηματίσουν μια ειδική διαδικασία *kernel* που αναλαμβάνει να πραγματοποιήσει όλα τα επιμέρους στάδια.

Όπως και στην περίπτωση της διαδικασίας εύρεσης των γειτονικών σημείων για τα  $n$  υπό εξέταση σημεία, θα χρειαστεί να γίνει μεταφορά του συνόλου του σημειακού νέφους στη καθολική μνήμη των γραφικών μονάδων επεξεργασίας, καθώς και των μοναδικών αριθμών ταυτότητας των σημείων του νέφους τα οποία αποτελούν τους γείτονες τους. Ακολούθως, το κάθε νήμα θα αναλάβει να διαχειριστεί ένα σημείο και τους γείτονες του και θα εκτελέσει τον ειδικά διαμορφωμένο *kernel*, ο οποίος είναι υπεύθυνος για την υλοποίηση των συνιστωσών βημάτων για την εξαγωγή των κάθετων διανυσμάτων. Εν συνεχεία, το σύνολο των αποτελεσμάτων, κάθετα διανύσματα, και για τα  $n$  σημεία θα μεταφερθούν πίσω στη συμβατική μνήμη του συστήματος για να μπορέσει να συνεχιστεί η διαδικασία της ευθυγράμμισης. Στο Σχήμα 27 γίνεται αντιληπτή η μεθοδολογία που περιεγράφηκε, για την παραγωγή των κάθετων διανυσμάτων ενός καθορισμένου πλήθους σημείων στο υπό εξέταση νέφος.



Σχήμα 27 : Παράλληλος υπολογισμός, με την χρήση πολύ-νηματικών μονάδων επεξεργασίας γραφικών, για την ταυτόχρονη εξαγωγή των κάθετων διανυσμάτων ενός επιλεγμένου αριθμού σημείων στο νέφος

Ο αριθμός  $n$ , που καθορίζει το πλήθος των σημείων που παράλληλα θα επιχειρήσουν να εφαρμόσουν τους προαναφερθέντες υπολογισμούς, προσδιορίζεται εκ των προτέρων και εξαρτάται από τους διαθέσιμους πόρους της εκάστοτε γραφικής μονάδας.

### 5.3.1.3 Επαναλαμβανόμενη Παράλληλη Εκτέλεση σε GPGPU

Υπάρχουν περιπτώσεις που το συνολικό πλήθος των υπό επεξεργασία σημειακών νεφών υπερβαίνει κατά πολύ το ένα εκατομμύριο, πράγμα το οποίο επιβάλλει την θεσμοθέτηση ορίων στον αριθμό των παράλληλων υπολογισμών που θα είναι εφικτό να πραγματοποιηθούν για πολλά σημεία ταυτόχρονα. Αν συνυπολογιστεί το μέγεθος που καταλαμβάνει το συνολικό σημειακό νέφος μαζί με τα δεδομένα εισόδου που απαιτεί η κάθε διεργασία, αλλά και το πλήθος των εσωτερικών δομών που δημιουργούνται κατά την εκτέλεση, τότε γίνεται αντιληπτή η ανάγκη πληθώρας διαθέσιμης μνήμης εσωτερικά των γραφικών μονάδων επεξεργασίας. Την παρούσα στιγμή, η συγκεκριμένη ανάγκη χαρακτηρίζεται ως μια πολύ ακριβή επιλογή και παράλληλα καθόλου ρεαλιστική για συστήματα τα οποία συναντάμε στην καθημερινότητά μας.

Ως εκ τούτου, στη μεθοδολογία μας εισάγεται ακόμη μια παράμετρος που δεν είναι άλλη από τον προαναφερθέντα αριθμό σημείων  $n$ , ο οποίος με τη σειρά του καθορίζει το πλήθος των σημείων του νέφους που θα τύχουν επεξεργασία παράλληλα. Το πλήθος  $n$  προσδιορίζεται κάθε φορά εσωτερικά του αλγορίθμου και εξαρτάται από τους διαθέσιμους πόρους της εκάστοτε γραφικής μονάδας.

Ο συνολικός αριθμός επαναλήψεων της κλήσης της *GPGPU*, για την υλοποίηση των παράλληλων υπολογισμών σε πολλά σημεία του νέφους ταυτόχρονα, προκύπτει από το ακέραιο αποτέλεσμα της διαίρεσης του πλήθους των σημείων του υπό εξέταση νέφους με τον επιλεγμένο αριθμό  $n$  των σημείων. Εν συνεχεία, πραγματοποιείται ακόμη μια επανάληψη που αυτή τη φορά το υπόλοιπο της διαίρεσης θα καθορίσει τα σημεία που θα μεταφερθούν για παράλληλη επεξεργασία στην *GPGPU*. Αξίζει να σημειωθεί ότι επιλέγεται όσο το δυνατόν μεγαλύτερος αριθμός  $n$ , ο οποίος δύναται να επιτραπεί από το μέγεθος της διαθέσιμης μνήμης της εκάστοτε κάρτας γραφικών, έτσι ώστε να γίνει εφικτή η εκμετάλλευση όλου του εύρους της ικανότητας παράλληλων υπολογισμών και ταυτόχρονη μείωση του χρόνου εκτέλεσης.

### 5.3.2 Αναζήτηση Βέλτιστου Τρόπου Συνδυασμού Μεθόδων Αναζήτησης Γειτονικών Σημείων

Όπως έχει αναφερθεί, υπάρχουν δύο επιλογές στη συμπεριφορά του *kernel* εύρεσης γειτονικών σημείων. Στην πρώτη περίπτωση, ο χρήστης έχει την δυνατότητα να ζητήσει τα επιστρεφόμενα γειτονικά σημεία να είναι αυτά που συναντώνται σε μία προκαθορισμένη σφαιρική περιοχή που περιβάλλει το ενδιαφερόμενο σημείο, με ακτίνα της επιλογής του (*Radius-Neighbors Search*). Στη δε δεύτερη, πραγματοποιείται επιστροφή συγκεκριμένου σταθερού πλήθους κοντινότερων γειτονικών σημείων (*kNN-Neighbors Search*), προσδιορισμένα με βάση την απόσταση, για το κάθε υπό εξέταση σημείο του νέφους.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία, επιλέξαμε να εξετάσουμε ένα υβρίδιο των δύο πιο πάνω μεθόδων. Αρχικά, πραγματοποιήσαμε αναζήτηση σταθερού αριθμού επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων, με απώτερο στόχο την εξαγωγή των απαιτήσεων του αλγόριθμου, έτσι ώστε να γίνει δυνατή μία σωστή και έξυπνη στο έπακρο διαχείριση των διαθέσιμων πόρων του συστήματος μας. Στη συνέχεια, ερευνήσαμε το προσδιορισμό της βέλτιστης ακτίνας με ταυτόχρονο ορισμό ενός ορίου επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων, το οποίο προέκυψε από τη μελέτη σταθερού αριθμού επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων. Ως αποτέλεσμα αυτών, εκμεταλλευόμαστε τα πλεονεκτήματα της ακτινικής αναζήτησης, δηλαδή το γεγονός ότι τα γειτονικά σημεία που ανήκουν σε μία σφαιρική περιοχή γύρω από το σημείο δύνανται να θεωρηθούν καταλληλότερα στην εξαγωγή των γεωμετρικών χαρακτηριστικών του χώρου που το περιβάλλει, και παράλληλα μέσω του ορισμού ορίου γειτόνων γίνεται εφικτή η αποδοτικότερη διαχείριση των πόρων του συστήματος μας.

Για να μπορέσει να γίνει ο καθορισμός ενός αντιπροσωπευτικού αριθμού γειτονικών σημείων τα οποία θα επιστρέφονται για κάθε υπό εξέταση σημείο και θα είναι ικανά να εξασφαλίσουν υψηλή ακρίβεια, σε μεγάλο εύρος τιμών πλήθους σημειακών νεφών, χρειάστηκε να πραγματοποιηθεί εξαντλητική μελέτη. Πιο συγκεκριμένα, έπρεπε να δημιουργηθεί ο κατάλληλος αριθμός δεδομένων που θα είναι ικανός να προσομοιώσει διάφορες περιπτώσεις και θα αποτελείται από πληθώρα τιμών πλήθους σημειακών νεφών. Στη συνέχεια, τα ίδια δεδομένα χρησιμοποιήθηκαν για την εξαγωγή βέλτιστης ακτίνας αναζήτησης με προκαθορισμένο μέγιστο αριθμό επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων. Στις ενότητες που ακολουθούν, περιγράφεται η πειραματική διαδικασία που έλαβε χώρα και αναλύονται τα αποτελέσματα τα οποία έχουν προκύψει.

### 5.3.2.1 Πειραματική Διαδικασία για Προσδιορισμό Βέλτιστης $kNN$ Αναζήτησης Γειτόνων

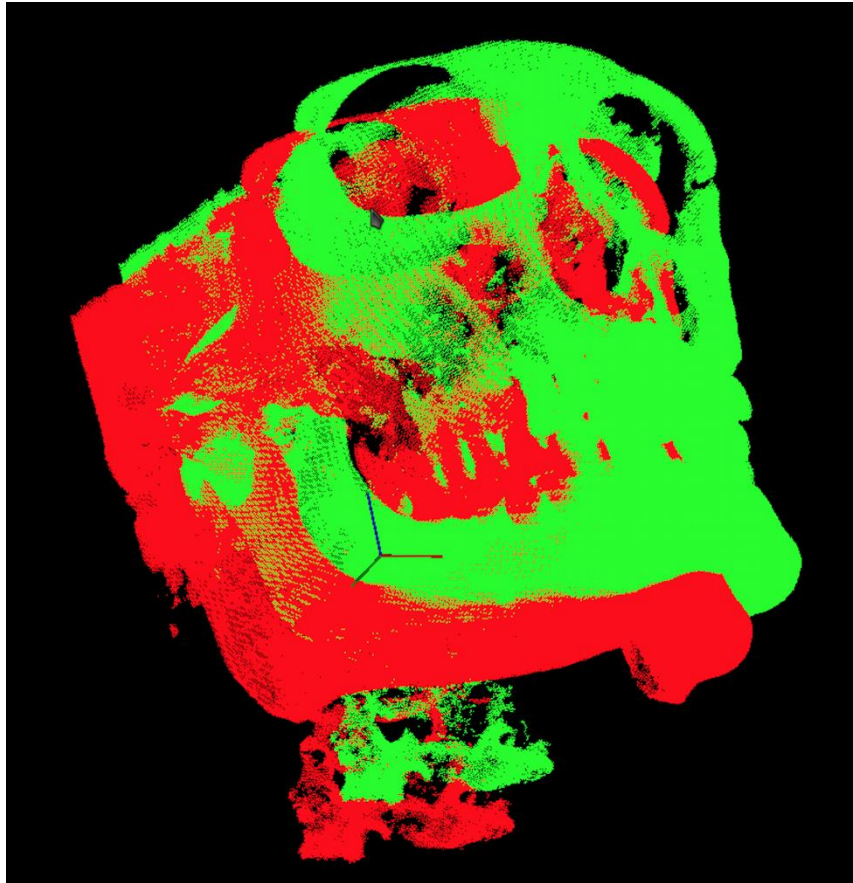
Η αξιοπιστία της επιλογής ενός σταθερού αριθμού πλήθους επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων, πηγάζει μέσω της προσπάθειας πραγματοποίησης επαρκούς στοιχειοθέτησης, της αποτελεσματικότητας του, σε ένα μεγάλο πλήθος δεδομένων. Τα δεδομένα με τη σειρά τους επιβάλλεται να καλύπτουν αρκετές πιθανές περιπτώσεις ιατρικών περιστατικών που θα χρειαστεί να τύχουν ευθυγράμμισης. Ως εκ τούτου, έπρεπε να ακολουθηθεί στρατηγική στη δημιουργία των συγκεκριμένων δεδομένων, έτσι ώστε να παραχθούν ποικίλες καταστάσεις μέσω της εφαρμογής τυχαίων μετασχηματισμών.

Πιο συγκεκριμένα, είχαμε στη διάθεση μας ιατρικά απεικονιστικά δεδομένα *DICOM* από είκοσι διαφορετικούς ασθενείς, τα οποία έχουν παρθεί πριν και μετά της πραγματοποίησης θεραπευτικής διαδικασίας τοποθέτησης εμφυτευμάτων στα δόντια. Ακολούθως, έγινε μετατροπή τους σε τρισδιάστατα σημειακά νέφη χωρίς να φέρουν την οποιαδήποτε χρωματική πληροφορία. Ταυτόχρονα, κατά τη μετατροπή πραγματοποιήθηκε φιλτράρισμα κατάλληλα ρυθμισμένο, έτσι ώστε να εξαχθούν μόνο οι επιφάνειες των οστών στα νέφη σημείων και να αφαιρεθούν οι πληροφορίες που αφορούσαν τους μαλακούς ιστούς. Στη συνέχεια, εφαρμόστηκαν δέκα τυχαίοι, γνωστοί σε εμάς, συμπαγείς μετασχηματισμοί ( $R, t$ ) και στα σαράντα παραχθέντα σημειακά νέφη. Ως αποτέλεσμα αυτού, για κάθε ένα νέφος σημείων είχαμε στην διάθεση μας δέκα μετασχηματισμούς του, δηλαδή συνολικά τετρακόσιες διαφορετικές περιπτώσεις. Για το λόγο ότι ήταν αδύνατο, από άποψη χρόνου, να πραγματοποιηθεί εξαντλητική μελέτη για τέτοιο πλήθος περιπτώσεων, επιλέξαμε να εξετάσουμε τα είκοσι προ-εγχειρητικά σημειακά νέφη και τους μετασχηματισμούς τους. Στον Πίνακα 2 παρατίθενται οι δέκα γνωστοί τυχαίοι μετασχηματισμοί που έχουν εφαρμοστεί και των οποίων οι μετατοπίσεις είναι εκφρασμένες σε μέτρα.

Πίνακας 2 : Γνωστοί συμπαγείς μετασχηματισμοί ( $R, t$ ) που έχουν χρησιμοποιηθεί

Μετασχηματισμός 1	Μετασχηματισμός 2	Μετασχηματισμός 3	Μετασχηματισμός 4	Μετασχηματισμός 5
$\begin{bmatrix} 0.92 & -0.1 & 0.05 \\ -0.09 & 0.94 & 0 \\ 0.02 & 0 & 0.95 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} 0.0006 \\ -0.0006 \\ 0.0002 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0.99 & -0.01 & 0.01 \\ -0.01 & 0.99 & 0 \\ 0.01 & 0 & 0.99 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} 0.00084 \\ -0.00088 \\ 0.000804 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0.97 & -0.02 & 0.01 \\ -0.05 & 0.96 & 0 \\ 0.03 & 0 & 0.97 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} 0.0008 \\ 0.0008 \\ 0.0008 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ -0.02 & 1.01 & 0.02 \\ 0 & 0.01 & 0.97 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} 0.00088 \\ -0.001 \\ -0.000848 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0.98 & 0.01 & 0 \\ 0.01 & 1.01 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} 0.001 \\ 0.00092 \\ 0.00084 \end{bmatrix}$
Μετασχηματισμός 6	Μετασχηματισμός 7	Μετασχηματισμός 8	Μετασχηματισμός 9	Μετασχηματισμός 10
$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} 0.001 \\ 0.001 \\ 0.00084 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0.98 & 0.01 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0.01 & 0.01 & 1.02 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} 0.0012 \\ 0.001 \\ 0.00088 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} 0.0012 \\ 0.0012 \\ 0.001 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0.99 & 0.02 & 0.01 \\ 0.01 & 0.99 & 0 \\ 0.01 & 0 & 0.98 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} 0.0012 \\ 0.0012 \\ 0.001 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ $\begin{bmatrix} -0.0014 \\ -0.00128 \\ -0.001 \end{bmatrix}$

Ενδεικτικά στο Σχήμα 28 φαίνεται το προ-εγχειρητικό τρισδιάστατο σημειακό νέφος του ασθενή #10, πριν και μετά την εφαρμογή του δεύτερου συμπαγούς μετασχηματισμού. Το πλήθος σημείων του νέφους είναι 1307888 σημεία και αποτελεί το μεγαλύτερο υπό επεξεργασία νέφος που έχουμε στη διάθεση μας.



*Σχήμα 28 : Τρισδιάστατο σημειακό νέφος του ασθενή #10, πριν και μετά την εφαρμογή του δεύτερου συμπαγούς μετασχηματισμού. Με χρώμα κόκκινο φαίνεται το αρχικό σημειακό νέφος και με χρώμα πράσινο το νέφος που έχει προκύψει μετά την υλοποίηση του γνωστού μετασχηματισμού*

Το επόμενο στάδιο στη μελέτη μας ήταν η ποσοτικοποίηση των αποκλίσεων που έχουν δημιουργηθεί μεταξύ των αρχικών σημειακών νεφών και των αντίστοιχων μετασχηματισμών τους. Ο λόγος εύρεσης του σφάλματος πριν πραγματοποιηθεί η μεθοδολογία ευθυγράμμισης στα παραχθέντα σημειακά νέφη, ήταν για να μπορέσει να γίνει δυνατή η μελλοντική εύρεση ενός ποσοστού βελτίωσης της απόκλισης, για συγκεκριμένο πλήθος γειτονικών σημείων, μετά την εφαρμογή του αντίστροφου μετασχηματισμού που θα προκύψει στο τέλος του εκάστοτε αλγορίθμου ευθυγράμμισης. Πιο συγκεκριμένα, αν το αρχικό σφάλμα μεταξύ του αρχικού νέφους και του μετασχηματισμού του είναι  $x_1$  και το τελικό σφάλμα μετά την εφαρμογή του αντίστροφου μετασχηματισμού στο τερματισμό της διαδικασίας είναι  $x_2$ , τότε το ποσοστό βελτίωσης ορίζεται ως εξής :

$$\text{Ποσοστό βελτίωσης σφάλματος (\%)} = \frac{x_1 - x_2}{x_1} \times 100 \quad (48)$$

Η μεθοδολογία ποσοτικοποίησης των αποκλίσεων που έχει χρησιμοποιηθεί είναι η προαναφερθείσα σε προηγούμενη ενότητα συνάρτηση μέσου τετραγωνικού σφάλματος  $MSE$ , η οποία δύναται να αποτελέσει μία αντιπροσωπευτική μέθοδο έκφρασης του μεγέθους της ακρίβειας στην ευθυγράμμιση. Ενδεικτικά στον Πίνακα 3 παρατίθενται τα σφάλματα μεταξύ του αρχικού τρισδιάστατου σημειακού νέφους του ασθενή #10 και των δέκα πειραματικών μετασχηματισμών του.



Πίνακας 3 : Σφάλμα μεταξύ αρχικού τρισδιάστατου σημειακού νέφους του ασθενή #10 και των μετασχηματισμών του

Γνωστός Μετασχηματισμός	Σημεία αρχικού νέφους	Σημεία μετασχηματισμένου νέφους	Σφάλμα
1	1307888	1307888	3,96804E-04
2	1307888	1307888	2,31466E-04
3	1307888	1307888	1,02699E-04
4	1307888	1307888	2,58284E-04
5	1307888	1307888	2,75058E-04
6	1307888	1307888	2,70560E-04
7	1307888	1307888	3,63050E-04
8	1307888	1307888	3,88000E-04
9	1307888	1307888	4,18826E-04
10	1307888	1307888	4,59840E-04

Ακολούθως, εφαρμόσαμε τον ίδιο αλγόριθμο ευθυγράμμισης με διαφορετικό σταθερό πλήθος επιστρεφόμενων γειτόνων (kNN-Neighbors Search) και στα είκοσι διαθέσιμα σημειακά νέφη. Οι είσοδοι του αλγόριθμου καθορίστηκαν ως εξής :

- Το αρχικό σημειακό νέφος του εκάστοτε ασθενή χρησιμοποιείται ως νέφος αναφοράς
- Το μετασχηματισμένο σημειακό νέφος, που προκύπτει από το αρχικό του κάθε ασθενή, αποτελεί το υπό ευθυγράμμιση νέφος
- Τρίτη και υπό εξέταση παράμετρος, είναι το σταθερό πλήθος επιστρεφόμενων γειτόνων για κάθε σημείο (kNN-Neighbors Search), έτσι ώστε να γίνει δυνατή η πραγματοποίηση εύρεσης των γεωμετρικών περιγραφητών κάθετων διανυσμάτων

Πιο αναλυτικά, χρησιμοποιήθηκε ένα εύρος τιμών πλήθους επιστρεφόμενων γειτόνων το οποίο αρχίζει από εκατό γείτονες και φτάνει μέχρι δύο χιλιάδες. Από εκατό μέχρι χίλιους διακόσιους εφαρμόστηκε βήμα πενήντα γειτόνων κάθε φορά και από χίλιους διακόσιους μέχρι δύο χιλιάδες αντίστοιχο βήμα εκατό γειτόνων [100...50...1200] [1200...100...2000]. Το γεγονός της χρήσης του διαφορετικού βήματος ανά διάστημα, οφείλεται στο ότι για μεγάλες τιμές επιστρεφόμενων γειτόνων οι πενήντα γείτονες αποτελούν μικρή μεταβολή.

Αν συνυπολογίσουμε τα είκοσι σημειακά νέφη των ασθενών, τους δέκα μετασχηματισμούς τους και τις τριάντα μία διαφορετικές τιμές εύρεσης γειτόνων, συνολικά πραγματοποιήσαμε τον ίδιο αλγόριθμο ευθυγράμμισης 6200 φορές. Ενδεικτικά στον Πίνακα 4 παρατίθενται τα σφάλματα μεταξύ του αρχικού τρισδιάστατου σημειακού νέφους του ασθενή #10 και των δέκα πειραματικών μετασχηματισμών του, πριν και μετά την πραγματοποίηση του παραλληλοποιημένου, σε GPGPU, αλγόριθμου ευθυγράμμισης με βάση τους γεωμετρικούς περιγραφητές κάθετων διανυσμάτων και τα αντίστοιχα ποσοστά βελτίωσης. Ο σταθερός αριθμός επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων σε αυτή την περίπτωση είχε ορισθεί στους εξακόσιους γείτονες. Επιπρόσθετα, φαίνεται ο υπολογισμένος μέσος όρος και η τυπική απόκλιση των ποσοστών βελτίωσης για τη συγκεκριμένη ομάδα υλοποίησης.

Πίνακας 4 : Σφάλμα μεταξύ αρχικού τρισδιάστατου σημειακού νέφους του ασθενή #10 και των μετασχηματισμών του, πριν και μετά την πραγματοποίηση του αλγορίθμου ευθυγράμμισης με βάση τους γεωμετρικούς περιγραφητές κάθετων διανυσμάτων. Η kNN αναζήτηση γειτόνων ορισμένη στους εξακόσιους γείτονες

Γνωστός Μετασχηματισμός	Σημεία αρχικού νέφους	Σημεία μετασχηματισμένου νέφους	kNN-Neighbors Search	Σφάλμα πριν την ευθυγράμμιση	Σφάλμα μετά την ευθυγράμμιση	Ποσοστό βελτίωσης
1	1307888	1307888	600	3,96804E-04	1,54020E-05	96,11849%
2	1307888	1307888	600	2,31466E-04	1,68998E-06	99,26988%
3	1307888	1307888	600	1,02699E-04	2,45717E-06	97,60741%
4	1307888	1307888	600	2,58284E-04	4,18835E-07	99,83784%
5	1307888	1307888	600	2,75058E-04	3,52192E-06	98,71957%
6	1307888	1307888	600	2,70560E-04	4,96746E-09	99,99816%
7	1307888	1307888	600	3,63050E-04	1,07785E-06	99,70311%
8	1307888	1307888	600	3,88000E-04	4,81641E-09	99,99876%
9	1307888	1307888	600	4,18826E-04	6,32036E-07	99,84909%
10	1307888	1307888	600	4,59840E-04	1,29212E-09	99,99972%
Μέσος όρος βελτίωσης :		99,11020%		Τυπική απόκλιση :		1,29885%

Στον Πίνακα 5 και Πίνακα 6 παρατίθενται όλοι οι παραχθέντες μέσοι όροι του ποσοτού βελτίωσης για εξακόσια είκοσι ομαδοποιημένα αποτελέσματα, τα οποία προκύπτουν από τους αντίστοιχους πίνακες. Στον Πίνακα 7 διακρίνεται ο μέσος όρος των μέσων όρων για κάθε τιμή σταθερών επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων, καθώς και οι παραγόμενες τυπικές αποκλίσεις της εκάστοτε περίπτωσης. Στο Σχήμα 29 και Σχήμα 30 φαίνονται οι αντίστοιχες γραφικές παραστάσεις για τους προαναφερθέντες πίνακες (Πίνακας 5-Πίνακας 6 και Πίνακας 7).

Πίνακας 5 : Μέσοι όροι ποσοστού βελτίωσης μετά τη πραγματοποίηση ευθυγράμμισης για την εκάστοτε ομάδα, του αρχικού σημειακού νέφους και των δέκα μετασχηματισμών του, για τα εξεταζόμενα πλήθη επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων

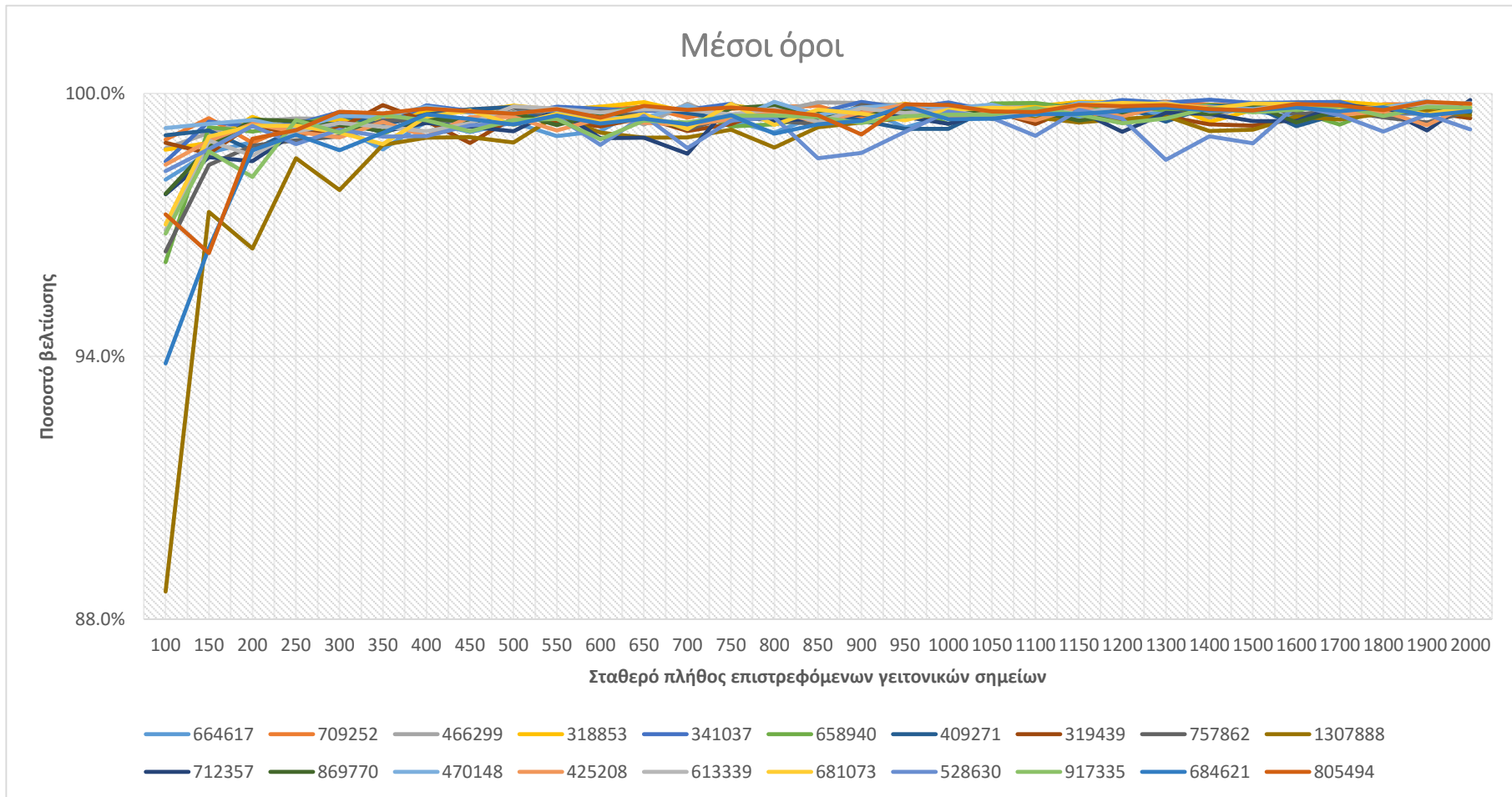
	#1 (664617)	#2 (709252)	#3 (466299)	#4 (318853)	#5 (341037)	#6 (658940)	#7 (409271)	#8 (319439)	#9 (757862)	#10 (1307888)
100	0,98034377	0,98947633	0,98745805	0,98714842	0,98450482	0,96149257	0,99045170	0,98875950	0,96396814	0,88632613
150	0,98651141	0,99439115	0,99104007	0,98877479	0,99360306	0,99226995	0,99155799	0,98630244	0,98367998	0,97299353
200	0,98896595	0,98876092	0,99364988	0,99464022	0,99249244	0,99134037	0,98697969	0,99295264	0,98806997	0,96461089
250	0,99270867	0,99300539	0,99432063	0,99129062	0,99303540	0,99261938	0,99191366	0,99044430	0,98933158	0,98524917
300	0,99221985	0,99408499	0,99419289	0,99420888	0,99578822	0,99538810	0,99508541	0,99210918	0,99023802	0,97796958
350	0,98724905	0,99366159	0,99389710	0,99425535	0,99263932	0,99079001	0,99276240	0,99735841	0,99390126	0,98828311
400	0,99357733	0,99568784	0,99496162	0,99604345	0,99730710	0,99526651	0,99519701	0,99371290	0,99385142	0,98994142
450	0,99120344	0,99629935	0,99337533	0,99568548	0,99598318	0,99392746	0,99636935	0,98867746	0,99377592	0,99006614
500	0,99336948	0,99699309	0,99574289	0,99722830	0,99499850	0,99543731	0,99692466	0,99444918	0,99679121	0,98881748
550	0,99028793	0,99606374	0,99567713	0,99627073	0,99699902	0,99467628	0,99308392	0,99377521	0,99445192	0,99498796
600	0,99143204	0,99622927	0,99703927	0,99697872	0,99648287	0,99545619	0,99462676	0,99247055	0,99609533	0,99110203
650	0,99677942	0,99697380	0,99290530	0,99799339	0,99599043	0,99703508	0,99703480	0,99450868	0,99494399	0,98991305
700	0,99524288	0,99451376	0,99763234	0,99576184	0,99631486	0,99622381	0,99551961	0,99141844	0,99179626	0,98997223
750	0,99390224	0,99649099	0,99390123	0,99734797	0,99766486	0,99247305	0,99409593	0,99301881	0,99477554	0,99172904
800	0,99108015	0,99690763	0,99586684	0,99596032	0,99311603	0,99294713	0,99432750	0,99665572	0,99379855	0,98766434
850	0,99503340	0,99714956	0,99795504	0,99493856	0,99566148	0,99456406	0,99594740	0,99453237	0,99299193	0,99228230
900	0,99668293	0,99441436	0,99783642	0,99622922	0,99805887	0,99613642	0,99384466	0,99613772	0,99742064	0,99341215
950	0,99221940	0,99588541	0,99721331	0,99765862	0,99654231	0,99711635	0,99194871	0,99570529	0,99586693	0,99444097
1000	0,99505482	0,99652272	0,99632461	0,99614771	0,99797325	0,99300423	0,99190380	0,99730835	0,99745682	0,99486690
1050	0,99713109	0,99625249	0,99741153	0,99596543	0,99598505	0,99769039	0,99672268	0,99612830	0,99417462	0,99531233
1100	0,99536425	0,99621624	0,99755207	0,99707169	0,99595759	0,99782971	0,99619107	0,99299808	0,99617497	0,99453046
1150	0,99479180	0,99330043	0,99545564	0,99811215	0,99702556	0,99660566	0,99774683	0,99718888	0,99568137	0,99337888
1200	0,99570577	0,99756119	0,99824848	0,99801001	0,99852506	0,99698288	0,99717623	0,99367678	0,99667897	0,99415230
1300	0,99531567	0,99812543	0,99725821	0,99793232	0,99792654	0,99614438	0,99357772	0,99480851	0,99679657	0,99483251
1400	0,99682189	0,99745337	0,99441386	0,99350785	0,99858555	0,99740102	0,99708648	0,99295310	0,99592451	0,99145929
1500	0,99608041	0,99721919	0,99751986	0,99628367	0,99781632	0,99680556	0,99731280	0,99265200	0,99752589	0,99172069
1600	0,99444553	0,99741359	0,99794777	0,99788448	0,99798063	0,99595137	0,99252760	0,99428079	0,99524187	0,99475230
1700	0,99563363	0,99601304	0,99782226	0,99806040	0,99806988	0,99289052	0,99543071	0,99736340	0,99611695	0,99406157
1800	0,99596519	0,99750539	0,99521470	0,99740820	0,99546182	0,99690850	0,99571489	0,99620755	0,99454957	0,99547649
1900	0,99566238	0,99750585	0,99537545	0,99676359	0,99562257	0,99691936	0,99718221	0,99578422	0,99336035	0,99600947
2000	0,99677723	0,99584583	0,99766782	0,99607421	0,99612371	0,99616367	0,99732643	0,99436224	0,99591333	0,99501852

Πίνακας 6 : Συνέχεια των μέσων όρων του ποσοστού βελτίωσης μετά τη πραγματοποίηση ευθυγράμμισης για την εκάστοτε ομάδα, του αρχικού σημειακού νέφους και των δέκα μετασχηματισμών του, για τα εξεταζόμενα πλήθη σταθερών επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων

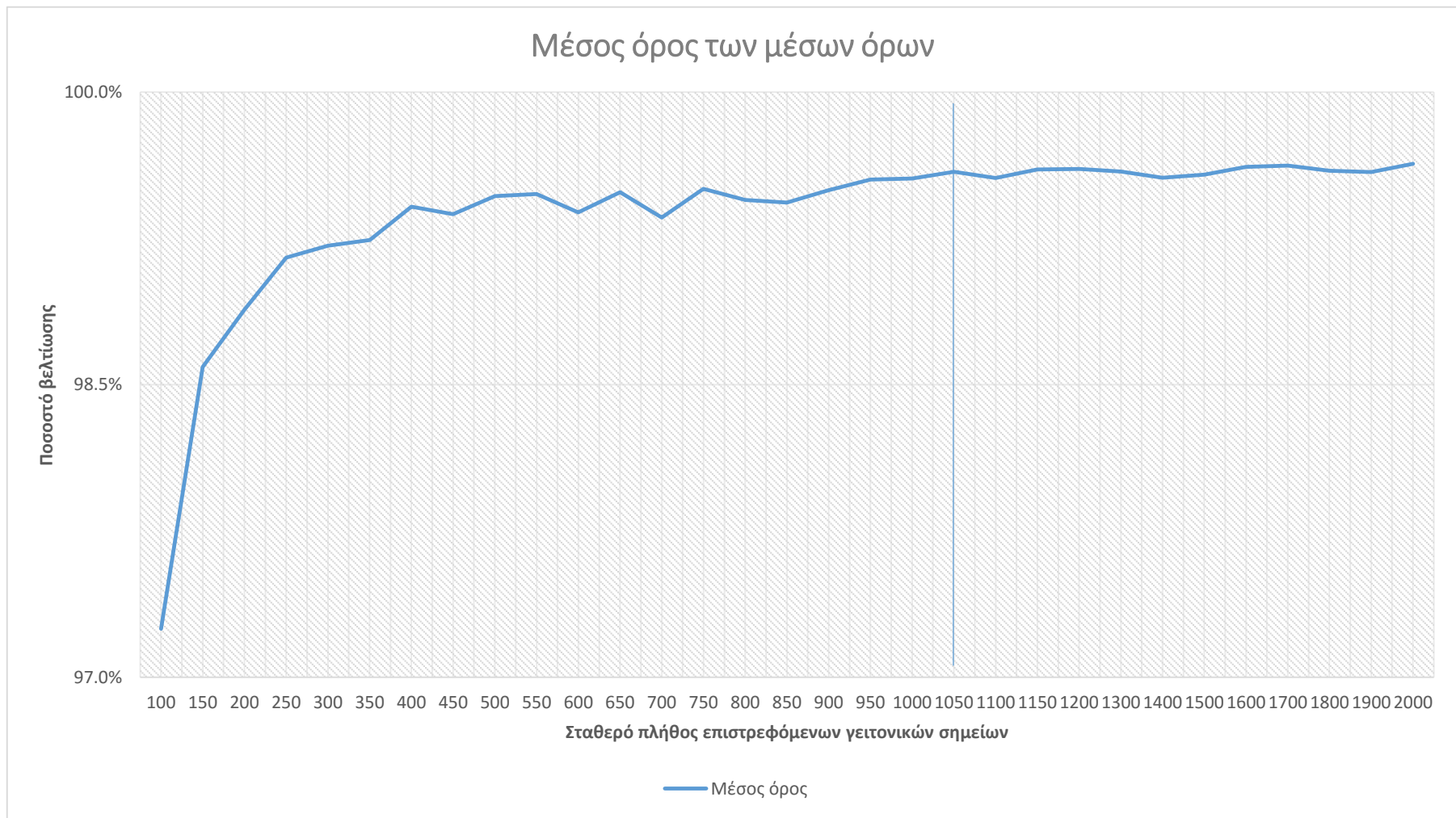
	#11 (712357)	#12 (869770)	#13 (470148)	#14 (425208)	#15 (613339)	#16 (681073)	#17 (528630)	#18 (917335)	#19 (684621)	#20 (805494)
100	0,97697984	0,97710607	0,99210288	0,98376130	0,96873653	0,97010811	0,98229624	0,96805105	0,93841405	0,97240454
150	0,98548611	0,98769023	0,99308738	0,98917666	0,98925819	0,99013974	0,98727197	0,98681248	0,96471128	0,96355367
200	0,98457076	0,99403255	0,99392908	0,99309123	0,98581973	0,99258600	0,99259185	0,98094526	0,98707864	0,98969524
250	0,99115980	0,99369823	0,99190798	0,99124428	0,99131154	0,99265776	0,98842407	0,99390933	0,99058128	0,99161726
300	0,99329159	0,99291499	0,99488368	0,98997359	0,99324270	0,99107873	0,99176485	0,99109200	0,98703954	0,99585917
350	0,99129434	0,99141069	0,99473321	0,99351530	0,99238651	0,98846894	0,99014861	0,99502286	0,99102401	0,99543944
400	0,99329284	0,99451089	0,99698879	0,99019673	0,99138359	0,99464755	0,99030770	0,99386769	0,99521967	0,99658217
450	0,99243941	0,99333209	0,99562114	0,99463666	0,99320419	0,99616092	0,99270334	0,99135065	0,99415816	0,99595960
500	0,99136487	0,99561644	0,99553870	0,99462096	0,99706867	0,99281469	0,99326207	0,99396819	0,99292081	0,99539125
550	0,99628770	0,99280401	0,99628134	0,99158503	0,99655750	0,99543043	0,99473385	0,99416408	0,99498492	0,99645898
600	0,98979992	0,99538775	0,99442054	0,99430878	0,99563823	0,99359840	0,98824538	0,98957739	0,99316680	0,99450400
650	0,98989799	0,99393146	0,99442339	0,99330363	0,99638632	0,99529848	0,99492575	0,99380616	0,99422260	0,99714396
700	0,98626294	0,99225426	0,99728266	0,99278505	0,99628436	0,99184181	0,98753588	0,99339378	0,99296649	0,99624610
750	0,99754798	0,99660286	0,99370677	0,99414377	0,99519120	0,99768349	0,99382784	0,99490973	0,99500605	0,99679832
800	0,99376502	0,99726642	0,99811123	0,99609545	0,99647002	0,99285554	0,99456457	0,99498612	0,99081844	0,99608710
850	0,99431302	0,99534442	0,99503934	0,99342756	0,99353391	0,99632158	0,98522971	0,99460108	0,99296680	0,99502397
900	0,99520485	0,99544604	0,99681989	0,99567076	0,99662200	0,99541292	0,98645820	0,99327915	0,99372962	0,99067052
950	0,99468201	0,99584991	0,99744329	0,99747170	0,99552619	0,99388350	0,99127732	0,99479253	0,99719912	0,99750860
1000	0,99310469	0,99569343	0,99653713	0,99449356	0,99630120	0,99628363	0,99586482	0,99516656	0,99411029	0,99735414
1050	0,99550116	0,99616034	0,99748524	0,99556028	0,99433282	0,99672365	0,99442703	0,99516683	0,99427343	0,99586540
1100	0,99601923	0,99593469	0,99511402	0,99386746	0,99659719	0,99651801	0,99034190	0,99665811	0,99528654	0,99574547
1150	0,99600063	0,99379316	0,99785911	0,99691488	0,99534905	0,99731332	0,99626104	0,99513920	0,99535461	0,99741486
1200	0,99125418	0,99520775	0,99763079	0,99476028	0,99724198	0,99782161	0,99425257	0,99323015	0,99602135	0,99712183
1300	0,99558349	0,99715198	0,99686174	0,99735326	0,99792689	0,99760198	0,98486564	0,99431317	0,99689338	0,99733587
1400	0,99533059	0,99525131	0,99696710	0,99689272	0,99596995	0,99655615	0,99022226	0,99666213	0,99613818	0,99645617
1500	0,99370499	0,99756116	0,99644525	0,99589951	0,99631387	0,99771315	0,98865517	0,99569473	0,99621911	0,99612715
1600	0,99367936	0,99339143	0,99743812	0,99734361	0,99746075	0,99760876	0,99725637	0,99633042	0,99682283	0,99762034
1700	0,99737556	0,99621838	0,99591751	0,99513356	0,99674946	0,99635634	0,99502277	0,99711565	0,99594951	0,99730995
1800	0,99654953	0,99695034	0,99683313	0,99589283	0,99659233	0,99696335	0,99128935	0,99484919	0,99684024	0,99619915
1900	0,99156659	0,99712312	0,99826684	0,99279450	0,99760424	0,99524730	0,99519169	0,99690849	0,99500456	0,99809529
2000	0,99850546	0,99571571	0,99634106	0,99746086	0,99779989	0,99711725	0,99180151	0,99674999	0,99596630	0,99768201

Πίνακας 7 : Μέσος όρος και τυπική απόκλιση των μέσων όρων των ποσοστών βελτίωσης, για όλα τα αρχικά σημειακά νέφη και των αντίστοιχων μετασχηματισμών τους, για κάθε ένα από τα εξεταζόμενα πλήθη σταθερών επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων

	<b>Μέσος όρος των μέσων όρων</b>	<b>Τυπική απόκλιση</b>
<b>100</b>	97,249450%	2,404881%
<b>150</b>	98,591560%	0,875637%
<b>200</b>	98,884017%	0,679381%
<b>250</b>	99,152152%	0,209094%
<b>300</b>	99,212130%	0,401843%
<b>350</b>	99,241208%	0,259347%
<b>400</b>	99,412721%	0,219550%
<b>450</b>	99,374646%	0,220339%
<b>500</b>	99,466594%	0,214220%
<b>550</b>	99,477808%	0,176651%
<b>600</b>	99,382801%	0,260763%
<b>650</b>	99,487088%	0,223002%
<b>700</b>	99,356247%	0,314507%
<b>750</b>	99,504088%	0,181245%
<b>800</b>	99,446721%	0,255849%
<b>850</b>	99,434287%	0,256080%
<b>900</b>	99,497437%	0,268977%
<b>950</b>	99,551157%	0,195252%
<b>1000</b>	99,557363%	0,161810%
<b>1050</b>	99,591350%	0,108901%
<b>1100</b>	99,559844%	0,169138%
<b>1150</b>	99,603435%	0,146676%
<b>1200</b>	99,606301%	0,196991%
<b>1300</b>	99,593026%	0,292879%
<b>1400</b>	99,560267%	0,211749%
<b>1500</b>	99,576352%	0,235457%
<b>1600</b>	99,616889%	0,174770%
<b>1700</b>	99,623055%	0,133473%
<b>1800</b>	99,596859%	0,137486%
<b>1900</b>	99,589940%	0,176042%
<b>2000</b>	99,632065%	0,146772%



Σχήμα 29 : Γραφικές παραστάσεις μέσου όρου ποσοστού βελτίωσης για κάθε υπό εξέταση τρισδιάστατο σημειακό νέφος ως προς το σταθερό πλήθος επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων



Σχήμα 30 : Γραφική παράσταση μέσου όρου των μέσων όρων ποσοστού βελτίωσης για όλα τα υπό εξέταση τρισδιάστατα σημειακά νέφη ως προς το σταθερό πλήθος επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της γραφικής παράστασης στο Σχήμα 30 επιλέχθηκε το σταθερό πλήθος επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων 1050. Ο αριθμός 1050 θεωρείται μια ασφαλής επιλογή η οποία προκύπτει από την ομοιογενή συμπεριφορά της γραφικής παράστασης από το συγκεκριμένο σημείο και μετά. Παράλληλα, η επιλογή του πλήθους 1050 αντί για 2000, το οποίο παρουσιάζει τα ίδια αποτελέσματα, εξασφαλίζει μείωση του χώρου μνήμης που απαιτείται κατά την εκτέλεση του αλγορίθμου στη κάρτα γραφικών, πράγμα το οποίο δίνει την ελευθερία στη παραλληλοποίηση πράξεων για περισσότερα σημεία.

Ακολούθως, το σταθερό πλήθος επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων 1050, για κάθε υπό εξέταση σημείο του σημειακού νέφους, χρησιμοποιείται σαν άνω όριο στη πειραματική διαδικασία εύρεσης μίας βέλτιστης ακτίνας αναζήτησης. Στην ενότητα που ακολουθεί, περιγράφεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε και ταυτόχρονα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του συνδυασμού των δύο μεθόδων προσδιορισμού γειτονικών σημείων.

### **5.3.2.2 Προσδιορισμός Βέλτιστης Ακτίνας Αναζήτησης Γειτόνων με Προκαθορισμένο Άνω Όριο**

Όπως έχει αναφερθεί, στην παρούσα διπλωματική εργασία επιλέξαμε να εξετάσουμε ένα συνδυασμό ακτινικής αναζήτησης και σταθερού πλήθους επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων. Εκμεταλλευόμαστε τα πλεονεκτήματα της ακτινικής αναζήτησης, δηλαδή το γεγονός ότι τα γειτονικά σημεία που ανήκουν σε μία σφαιρική περιοχή γύρω από το σημείο δύνανται να θεωρηθούν καταλληλότερα στην εξαγωγή των γεωμετρικών χαρακτηριστικών του χώρου που το περιβάλλει, και παράλληλα μέσω του ορισμού ορίου γειτόνων γίνεται εφικτή η αποδοτικότερη διαχείριση των πόρων του συστήματός μας. Το άνω όριο επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων που εφαρμόστηκε στη πειραματική διαδικασία και είχε προκύψει από τη μελέτη της προηγούμενης ενότητας, είναι 1050 γείτονες.

Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε στην πειραματική διαδικασία προσδιορισμού βέλτιστης ακτίνας αναζήτησης γειτονικών σημείων, με προκαθορισμένο άνω όριο, είναι η ίδια που πραγματοποιήθηκε στη μελέτη της προηγούμενης ενότητας. Πιο συγκεκριμένα, εφαρμόστηκε εξαντλητική μελέτη σε είκοσι προ-εγχειρητικά σημειακά νέφη και δέκα παραγόμενων μετασχηματισμών τους, τα όποια συνολικά προσομοιώνουν διακόσιες διαφορετικές περιπτώσεις ευθυγράμμισης. Στη συγκεκριμένη περίπτωση, εξετάστηκε ένα εύρος τιμών ακτίνας αναζήτησης γειτόνων και τέθηκε ταυτόχρονα άνω όριο στο πλήθος τους. Το εύρος που χρησιμοποιήθηκε αρχίζει από 4mm και φτάνει μέχρι 1.875cm με βήμα 0.1475cm κάθε φορά [0.004...0.001475...0.01875cm]. Ο λόγος επιλογής του συγκεκριμένου εύρους πηγάζει από τον μέσο όρο του κάθετου αξονικού μήκους στα διαθέσιμα τρισδιάστατα σημειακά νέφη, ο οποίος εκτιμάται σε 15cm. Ως εκ τούτου, οι τιμές αυτές δύνανται να θεωρηθούν κατάλληλες για το καθορισμό της υπό εξέταση σφαιρικής περιοχής γύρω από το ενδιαφερόμενο σημείο. Συνολικά έλαβαν χώρα 2200 δοκιμές. Ακολούθως, υπολογίστηκε ο μέσος όρος του ποσοστού βελτίωσης μετά το τέλος της ευθυγράμμισης για κάθε ομάδα νεφών, αρχικού και δέκα μετασχηματισμών του, με το τρόπο που περιγράφεται στον Πίνακα 4 για την εκάστοτε ακτίνα.

Στον Πίνακα 8 και Πίνακα 9 παρατίθενται όλοι οι παραχθέντες μέσοι όροι του ποσοστού βελτίωσης για 220 ομαδοποιημένα αποτελέσματα. Στον Πίνακα 10 διακρίνεται ο μέσος όρος των μέσων όρων για κάθε τιμή ακτίνας αναζήτησης γειτόνων, καθώς και οι παραγόμενες τυπικές αποκλίσεις της εκάστοτε περίπτωσης.



Πίνακας 8 : Μέσοι όροι ποσοστού βελτίωσης μετά τη πραγματοποίηση ευθυγράμμισης για την εκάστοτε ομάδα, του αρχικού σημειακού νέφους και των δέκα μετασχηματισμών του, για τις εξεταζόμενες ακτίνες αναζήτησης γειτονικών σημείων με άνω όριο τους 1050 γείτονες

	#1 (664617)	#2 (709252)	#3 (466299)	#4 (318853)	#5 (341037)	#6 (658940)	#7 (409271)	#8 (319439)	#9 (757862)	#10 (1307888)
<b>0,004</b>	0,9945030867	0,9971419268	0,9977318616	0,9962063508	0,9970527150	0,9976258328	0,9961743553	0,9923600361	0,9948217716	0,9928431517
<b>0,005475</b>	0,9958516314	0,9963792405	0,9979148084	0,9983521166	0,9959611919	0,9965693295	0,9965452571	0,9930072648	0,9952752498	0,9918867251
<b>0,00695</b>	0,9972980866	0,9968701620	0,9981234119	0,9977002963	0,9961192327	0,9969158912	0,9967984642	0,9970910167	0,9950348848	0,9955863056
<b>0,008425</b>	0,9971242635	0,9962453521	0,9975019638	0,9985041860	0,9958634493	0,9976467198	0,9964457926	0,9963094313	0,9943381270	0,9954158653
<b>0,0099</b>	0,9971106728	0,9962447126	0,9977821925	0,9959925372	0,9960501975	0,9976875497	0,9968053748	0,9972696961	0,9942928433	0,9953616208
<b>0,011375</b>	0,9970412421	0,9963152208	0,9974083232	0,9960077514	0,9960658802	0,9976270129	0,9968726977	0,9970284886	0,9941420730	0,9953480979
<b>0,01285</b>	0,9971026704	0,9962946392	0,9977557739	0,9959934507	0,9958065948	0,9976273176	0,9968943300	0,9972737670	0,9941717425	0,9953508288
<b>0,014325</b>	0,9970826436	0,9962429957	0,9977877816	0,9958630098	0,9960596321	0,9976283422	0,9968304407	0,9961154452	0,9941593602	0,9953500267
<b>0,0158</b>	0,9971011549	0,9962426760	0,9974097168	0,9959079968	0,9959410343	0,9976259640	0,9967327960	0,9961413349	0,9941612636	0,9955805293
<b>0,017275</b>	0,9971079905	0,9962220160	0,9974119336	0,9958670598	0,9959341568	0,9976967713	0,9967431021	0,9972837665	0,9945231510	0,9953137768
<b>0,01875</b>	0,9970939139	0,9962414499	0,9974110744	0,9959231949	0,9960855937	0,9976949445	0,9967318048	0,9961067850	0,9941719669	0,9953138292

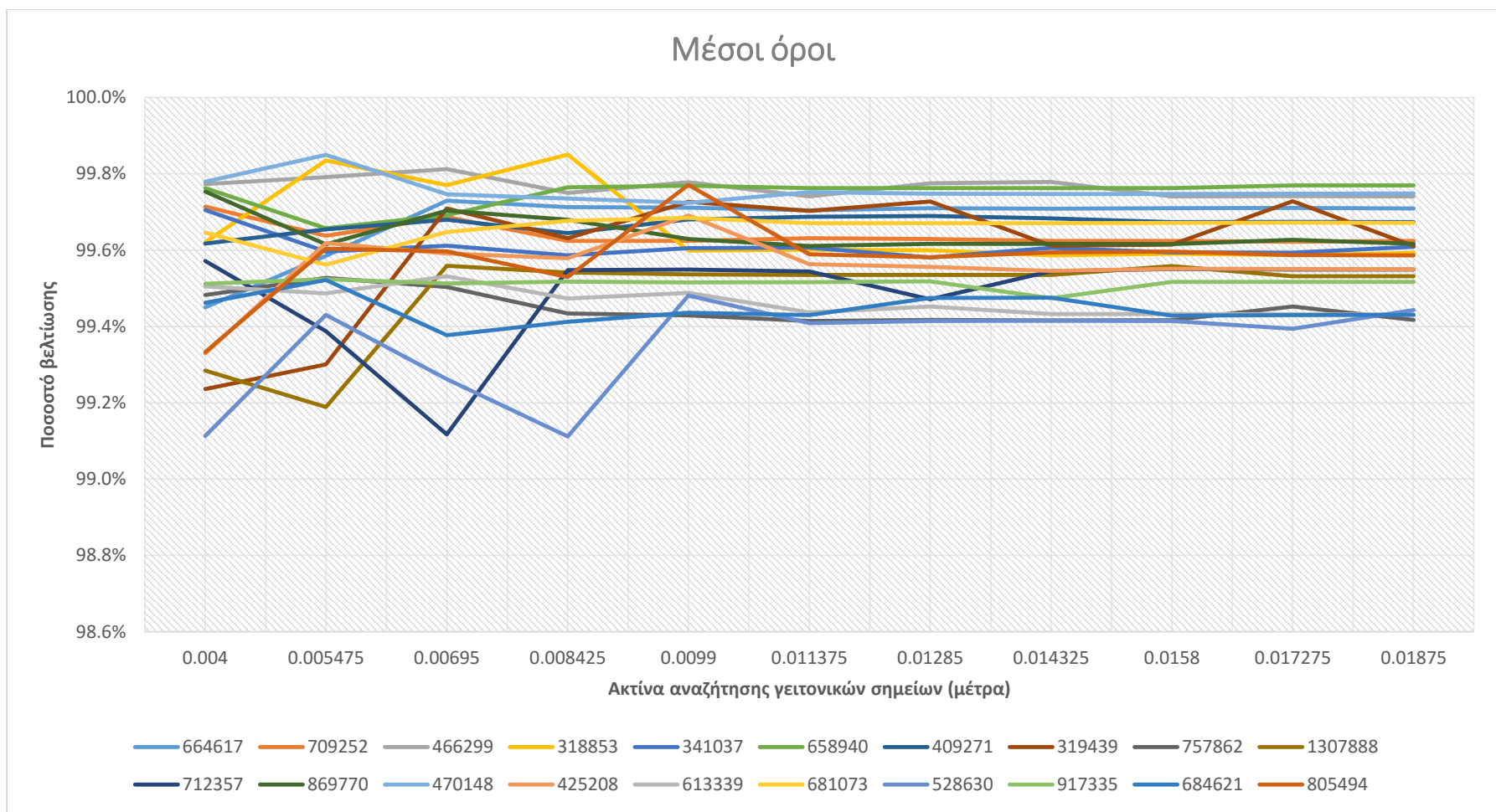
Πίνακας 9 : Συνέχεια των μέσων όρων του ποσοστού βελτίωσης μετά τη πραγματοποίηση ευθυγράμμισης για την εκάστοτε ομάδα, του αρχικού σημειακού νέφους και των δέκα μετασχηματισμών του, για τις εξεταζόμενες ακτίνες αναζήτησης γειτονικών σημείων με άνω όριο τους 1050 γείτονες

	#11 (712357)	#12 (869770)	#13 (470148)	#14 (425208)	#15 (613339)	#16 (681073)	#17 (528630)	#18 (917335)	#19 (684621)	#20 (805494)
<b>0,004</b>	0,9957176053	0,9975320904	0,9977947764	0,9932905126	0,9950463166	0,9964624601	0,9911309531	0,9951160852	0,9946208541	0,9933315884
<b>0,005475</b>	0,9938782021	0,9961513199	0,9984962371	0,9961889613	0,9948639495	0,9956140793	0,9943069454	0,9952371501	0,9952137839	0,9960372617
<b>0,00695</b>	0,9911708266	0,9970350510	0,9974631776	0,9959132144	0,9953164084	0,9964726204	0,9926212732	0,9951252223	0,9937722744	0,9959669362
<b>0,008425</b>	0,9954743652	0,9967994177	0,9973512959	0,9957859874	0,9947297019	0,9967666566	0,9911127243	0,9951716418	0,9941247413	0,9952946716
<b>0,0099</b>	0,9954938983	0,9962932016	0,9972416214	0,9969086991	0,9948771389	0,9968460925	0,9948077681	0,9951542735	0,9943584747	0,9977093357
<b>0,011375</b>	0,9954396223	0,9961058518	0,9975218124	0,9956321756	0,9943653705	0,9967048214	0,9940833298	0,9951629179	0,9942970301	0,9958883730
<b>0,01285</b>	0,9947104423	0,9961673033	0,9974767603	0,9955642811	0,9945184890	0,9967046551	0,9941449191	0,9951807806	0,9947459205	0,9958143590
<b>0,014325</b>	0,9954456103	0,9961624212	0,9974731780	0,9954560453	0,9943223875	0,9967035161	0,9941522363	0,9947363786	0,9947513898	0,9959391273
<b>0,0158</b>	0,9955020844	0,9961591559	0,9974726124	0,9955109428	0,9943274266	0,9967106905	0,9941455674	0,9951672635	0,9942855961	0,9959633927
<b>0,017275</b>	0,9954905795	0,9962715159	0,9974801564	0,9955060824	0,9943167236	0,9967170030	0,9939423508	0,9951675192	0,9942956701	0,9958679539
<b>0,01875</b>	0,9954916002	0,9961620815	0,9974830587	0,9955011404	0,9943136068	0,9967135505	0,9944301362	0,9951654685	0,9943039669	0,9958615303

*Πίνακας 10 : Μέσος όρος και τυπική απόκλιση των μέσων όρων των ποσοστών βελτίωσης, για όλα τα αρχικά σημειακά νέφη και των αντίστοιχων μετασχηματισμών τους, για κάθε μία εξεταζόμενη ακτίνα αναζήτησης γειτονικών σημείων με άνω όριο τους 1050 γείτονες*

	<b>Μέσος όρος των μέσων όρων</b>	<b>Τυπική απόκλιση</b>
<b>0,004</b>	99,532522%	0,1966691%
<b>0,005475</b>	99,568654%	0,1633894%
<b>0,00695</b>	99,591974%	0,1745264%
<b>0,008425</b>	99,590032%	0,1611708%
<b>0,0099</b>	99,621440%	0,1133757%
<b>0,011375</b>	99,595290%	0,1140233%
<b>0,01285</b>	99,596495%	0,1163149%
<b>0,014325</b>	99,591310%	0,1127325%
<b>0,0158</b>	99,590446%	0,1097898%
<b>0,017275</b>	99,595796%	0,1146003%
<b>0,01875</b>	99,591003%	0,1087549%

Στο Σχήμα 31 και Σχήμα 32 φαίνονται οι αντίστοιχες γραφικές παραστάσεις για τους προαναφερθέντες πίνακες (Πίνακας 8-Πίνακας 9 και Πίνακας 10).



Σχήμα 31 : Γραφικές παραστάσεις μέσου όρου ποσοστού βελτίωσης για κάθε υπό εξέταση τρισδιάστατο σημειακό νέφος ως προς την ακτίνα αναζήτησης γειτονικών σημείων με άνω όριο τους 1050 γείτονες



Σχήμα 32 : Γραφική παράσταση μέσου όρου των μέσων όρων ποσοστού βελτίωσης για όλα τα υπό εξέταση τρισδιάστατα σημειακά νέφη ως προς την ακτίνα αναζήτησης γειτονικών σημείων με άνω όριο τους 1050 γείτονες

Από τη γραφική παράσταση στο Σχήμα 32 που αναπαριστά το μέσο όρο των μέσων όρων ποσοστού βελτίωσης για όλα τα υπό εξέταση τρισδιάστατα σημειακά νέφη, διακρίνεται ξεκάθαρα ότι η βέλτιστη ακτίνα αναζήτησης γειτονικών σημείων με προκαθορισμένο άνω όριο τους 1050 γείτονες, είναι 0.99cm. Η συγκεκριμένη ακτίνα εξασφαλίζει βελτιωμένο μέσο όρο ποσοστού βελτίωσης (99,621440%) από τον αντίστοιχο που υπολογίστηκε στη περίπτωση σταθερού αριθμού επιστρεφόμενων γειτόνων (1050 γείτονες με ποσοστό βελτίωσης 99,591350%). Ως εκ τούτου, γίνεται επαλήθευση της αρχικής μας προσέγγισης στο αλγόριθμο ευθυγράμμισης, ο οποίος περιλαμβάνει μία υβριδική μέθοδο αναζήτησης γειτονικών σημείων. Εξασφαλίζεται εξαγωγή αντιπροσωπευτικών γεωγραφικών χαρακτηριστικών για την περιοχή που περιβάλλει το υπό εξέταση σημείο και παράλληλα δίνεται η δυνατότητα αποδοτικής διαχείρισης διαθέσιμης μνήμης της εκάστοτε κάρτας γραφικών.

#### **5.4. Ευθυγράμμιση με Χρήση Κάθετων Διανυσμάτων (Normals) σε CPU και GPGPU και Συγκριτικά Αποτελέσματα**

Όπως έχει προαναφερθεί, σε αυτή τη διπλωματική εργασία σκοπός είναι η εκμετάλλευση των υπολογιστικών δυνατοτήτων μιας μονάδας επεξεργασίας γραφικών γενικής χρήσης. Μια GPGPU αποτελείται από πολλά απλά επεξεργαστικά στοιχεία, κάτι που επιτρέπει την μαζική παραλληλοποίηση αλγορίθμων. Μέσω αυτής της παραλληλοποίησης επιτυγχάνεται σημαντική εξοικονόμηση του υπολογιστικού χρόνου που χρειάζεται για να τερματίσει ο εκάστοτε αλγόριθμος ευθυγράμμισης. Στις προηγούμενες ενότητες εξετάσαμε βήμα-βήμα τη στρατηγική στη δημιουργία του παράλληλου αλγόριθμου εύρεσης των κάθετων διανυσμάτων για πολλά σημεία ταυτόχρονα. Πραγματοποιήθηκε εξαντλητική μελέτη για κάθε πιθανή παράμετρο που λαμβάνει μέρος στη διαδικασία και εξήχθησαν οι καλύτερες δυνατές τιμές για μέγιστο αριθμό επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων σε μία συγκεκριμένη σφαιρική περιοχή γύρω από το υπό εξέταση σημείο.

Στην παρούσα ενότητα, ο συνολικός παράλληλος αλγόριθμος ευθυγράμμισης με βάση τα κάθετα διανύσματα, υλοποιημένος σε GPGPU, τίθεται σε διαδικασία σύγκρισης με αντίστοιχους παράλληλους κώδικες, εκτελεσμένους σε CPU, οι οποίοι είναι ευρέως γνωστοί στον κόσμο των επιστημόνων και προγραμματιστών. Η βιβλιοθήκη που παρέχει τους συγκεκριμένους αλγόριθμους είναι η PCL (Point Cloud Library) [34]. Τα δεδομένα στα οποία θα εφαρμοστούν οι αλγόριθμοι προέρχονται από ιατρικά απεικονιστικά δεδομένα DICOM από είκοσι διαφορετικούς ασθενείς, τα οποία έχουν παρθεί πριν και μετά της πραγματοποίησης θεραπευτικής διαδικασίας τοποθέτησης εμφυτευμάτων στα δόντια. Όπως προαναφέρθηκε, έγινε μετατροπή τους σε τρισδιάστατα σημειακά νέφη χωρίς να φέρουν την οποιαδήποτε χρωματική πληροφορία, αφού προηγουμένως πραγματοποιήθηκε φιλτράρισμα κατάλληλα ρυθμισμένο για να εξαχθούν μόνο οι επιφάνειες των οστών και να αφαιρεθούν οι πληροφορίες που αφορούσαν τους μαλακούς ιστούς. Ταυτόχρονα, δεν πραγματοποιήθηκε καμία περεταιίρω υπο-δειγματοληψία στα παραγόμενα σημειακά νέφη.

Στον Πίνακα 11 παρατίθενται όλες οι λεπτομέρειες για τα υπό εξέταση σημειακά νέφη, τα σφάλματα πριν και μετά τη διαδικασία ευθυγράμμισης, το ποσοστό βελτίωσης και ο χρόνος εκτέλεσης για τον παράλληλο αλγόριθμο ευθυγράμμισης σε GPGPU. Σε όλες τις δοκιμές έχουν εφαρμοστεί οι βέλτιστες παράμετροι, ακτίνα ελέγχου 0.99cm με άνω όριο 1050 γείτονες, οι οποίες προσδιορίστηκαν στις προηγούμενες ενότητες. Στην περίπτωση του αλγόριθμου της PCL η μόνη παράμετρος που δύναται να εισαχθεί για τον αντίστοιχο κώδικα είναι η ακτίνα αναζήτησης των γειτονικών σημείων. Στον Πίνακα 12 διακρίνονται τα αντίστοιχα στοιχεία και αποτελέσματα για της διαδικασία ευθυγράμμισης με παράλληλους αλγόριθμους σε CPU.

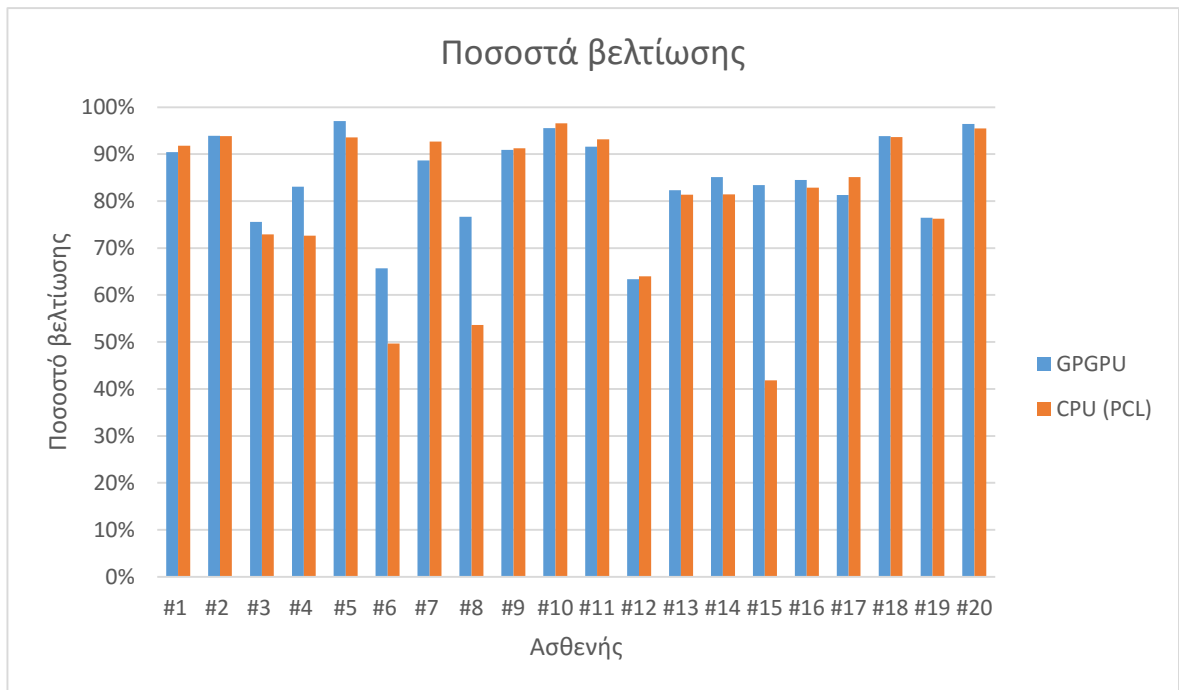
Πίνακας 11 : Αποτελέσματα ευθυγράμμισης με βάση τα κάθετα διανύσματα και με χρήση του παράλληλου αλγόριθμου σε GPGPU, με άνω όριο επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων τους 1050

Ασθενής	Σημεία πριν την εγχείρηση	Σημεία μετά την εγχείρηση	Ακτίνα (meters)	Σφάλμα πριν την ευθυγράμμιση	Σφάλμα μετά την ευθυγράμμιση	Ποσοστό Βελτίωσης	Χρόνος (second)
#1	664617	756263	0,0099	1,70537E-05	1,63632E-06	90,404897%	168
#2	709252	514237	0,0099	8,19556E-05	4,99374E-06	93,906774%	101
#3	466299	844079	0,0099	6,85691E-06	1,67715E-06	75,540732%	113
#4	318853	404912	0,0099	8,19323E-06	1,38548E-06	83,089941%	36
#5	341037	307865	0,0099	9,41244E-06	2,78944E-07	97,036433%	34
#6	658940	658344	0,0099	1,73225E-07	5,94955E-08	65,654207%	64
#7	409271	486840	0,0099	8,92749E-06	1,01442E-06	88,637120%	41
#8	319439	412028	0,0099	3,61386E-06	8,43766E-07	76,651946%	35
#9	757862	621605	0,0099	9,59626E-05	8,73600E-06	90,896453%	106
#10	1307888	769512	0,0099	5,20919E-05	2,32404E-06	95,538577%	269
#11	712357	477666	0,0099	9,34211E-05	7,88527E-06	91,559434%	88
#12	869770	767030	0,0099	1,35475E-05	4,96395E-06	63,358922%	131
#13	470148	444862	0,0099	1,67971E-04	2,97092E-05	82,312899%	63
#14	425208	566413	0,0099	1,27431E-05	1,89808E-06	85,105037%	51
#15	613339	442304	0,0099	9,57702E-06	1,59072E-06	83,390240%	68
#16	681073	593261	0,0099	3,71498E-05	5,76726E-06	84,475663%	132
#17	528630	697912	0,0099	6,19923E-06	1,15822E-06	81,316712%	101
#18	917335	532237	0,0099	8,61501E-05	5,33663E-06	93,805428%	88
#19	684621	650052	0,0099	1,09096E-05	2,56581E-06	76,481173%	84
#20	805494	388780	0,0099	7,64569E-05	2,71940E-06	96,443225%	66

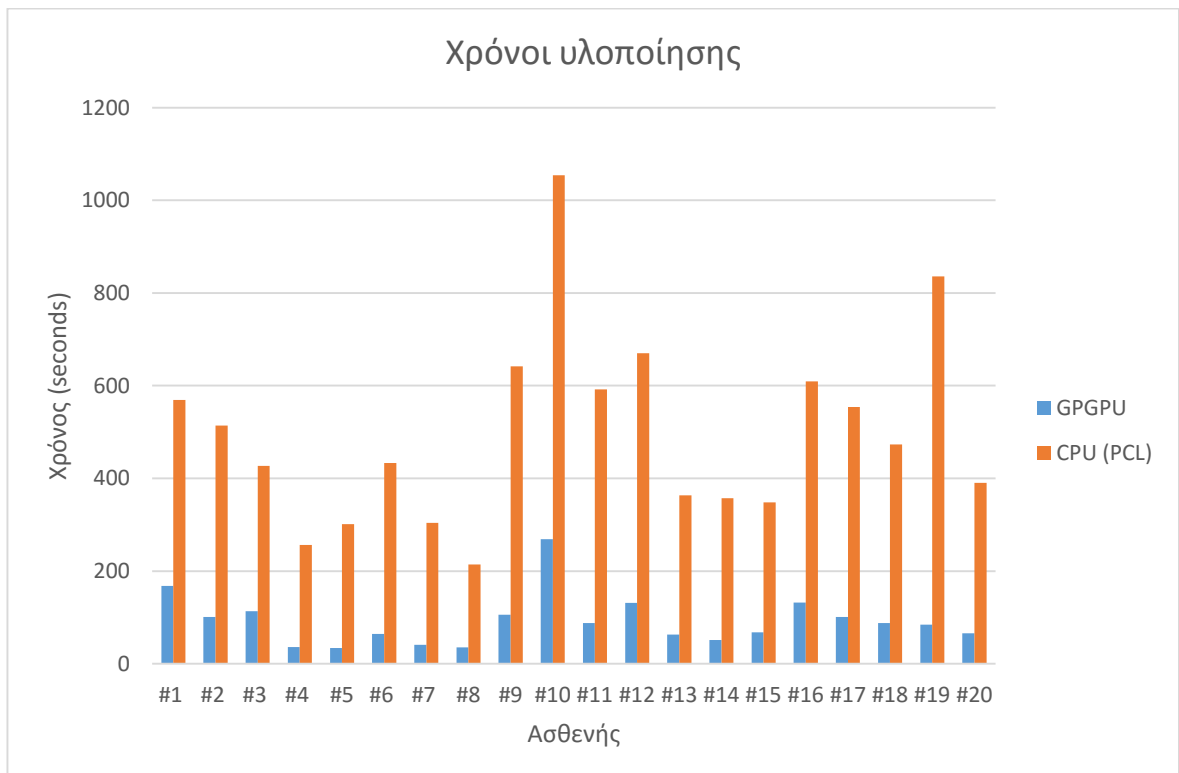
Πίνακας 12 : Αποτελέσματα ευθυγράμμισης με βάση τα κάθετα διανύσματα και με χρήση του παράλληλου αλγόριθμου της βιβλιοθήκης PCL (Point Cloud Library) σε CPU, χωρίς προσδιορισμένο άνω όριο επιστρεφόμενων γειτονικών σημείων

Ασθενής	Σημεία πριν την εγχείρηση	Σημεία μετά την εγχείρηση	Ακτίνα (meters)	Σφάλμα πριν την ευθυγράμμιση	Σφάλμα μετά την ευθυγράμμιση	Ποσοστό Βελτίωσης	Χρόνος (second)
#1	664617	756263	0,0099	1,70537E-05	1,40405E-06	91,766889%	569
#2	709252	514237	0,0099	8,19556E-05	5,03720E-06	93,853745%	514
#3	466299	844079	0,0099	6,85691E-06	1,85728E-06	72,913747%	427
#4	318853	404912	0,0099	8,19323E-06	2,24346E-06	72,618125%	256
#5	341037	307865	0,0099	9,41244E-06	6,03328E-07	93,590100%	301
#6	658940	658344	0,0099	1,73225E-07	8,72161E-08	49,651551%	433
#7	409271	486840	0,0099	8,92749E-06	6,56147E-07	92,650263%	304
#8	319439	412028	0,0099	3,61386E-06	1,67630E-06	53,614695%	214
#9	757862	621605	0,0099	9,59626E-05	8,37975E-06	91,267692%	642
#10	1307888	769512	0,0099	5,20919E-05	1,80056E-06	96,543493%	1054
#11	712357	477666	0,0099	9,34211E-05	6,37511E-06	93,175942%	592
#12	869770	767030	0,0099	1,35475E-05	4,87927E-06	63,983982%	670
#13	470148	444862	0,0099	1,67971E-04	3,12999E-05	81,365891%	363
#14	425208	566413	0,0099	1,27431E-05	2,36736E-06	81,422417%	357
#15	613339	442304	0,0099	9,57702E-06	5,57091E-06	41,830444%	348
#16	681073	593261	0,0099	3,71498E-05	6,36699E-06	82,861307%	609
#17	528630	697912	0,0099	6,19923E-06	9,23374E-07	85,105021%	554
#18	917335	532237	0,0099	8,61501E-05	5,50365E-06	93,611557%	473
#19	684621	650052	0,0099	1,09096E-05	2,59387E-06	76,223968%	836
#20	805494	388780	0,0099	7,64569E-05	3,45887E-06	95,476053%	390

Στο Σχήμα 33 και Σχήμα 34 παρατίθενται αντίστοιχα τα συγκριτικά αποτελέσματα των ποσοστών βελτίωσης και των χρόνων υλοποίησης του κάθε αλγόριθμου ευθυγράμμισης, για τα εκάστοτε τρισδιάστατα σημειακά νέφη, πριν και μετά την εγχείρηση, για το σύνολο των ασθενών



Σχήμα 33 : Συγκριτικά αποτέλεσμα ποσοστών βελτίωσης μετά την ευθυγράμμιση με βάση τα κάθετα διανύσματα μεταξύ παράλληλων αλγόριθμων σε CPU (PCL) και GPGPU



Σχήμα 34 : Συγκριτικά αποτέλεσμα χρόνων για την ευθυγράμμιση με βάση τα κάθετα διανύσματα μεταξύ παράλληλων αλγόριθμων σε CPU (PCL) και GPGPU

## 5.5 Συμπεράσματα

Ανακεφαλαιώνοντας, στη συγκεκριμένη εργασία ο σκοπός ήταν να μην πραγματοποιηθεί υπο-δειγματοληψίας των αρχικών δεδομένων, πράγμα το οποίο θα επιτρεπόταν με την εκμετάλλευση της μείωσης του απαιτούμενου χρόνου υλοποίησης. Πιο συγκεκριμένα, σχεδιάστηκε και υλοποιήθηκε αλγόριθμος υπολογισμού του γεωμετρικού περιγραφητή κάθετων διανυσμάτων σε μια *GPGPU* και εξετάστηκε εάν η μη αξιοποίηση της υπο-δειγματοληψίας έχει ως αποτέλεσμα τη διασφάλιση σημαντικής ακρίβειας στην ευθυγράμμιση των υπό εξέταση δεδομένων, σε σύγκριση με τις παραδοσιακές μεθόδους. Επιπρόσθετα, πραγματοποιήθηκε σύγκριση χρόνου τερματισμού μεταξύ των αλγορίθμων στις γραφικές μονάδες επεξεργασίας και αυτών στις συμβατικές κεντρικές μονάδες επεξεργασίας.

Από τους πίνακες (*Πίνακας 11* και *Πίνακας 12*) της προηγούμενης ενότητας, διακρίνεται ξεκάθαρα ότι τα ποσοστά βελτίωσης του σφάλματος μετά τη διαδικασία ευθυγράμμισης, και για τις δύο περιπτώσεις αλγορίθμων, είναι πανομοιότυπα. Ως εκ τούτου, ικανοποιείται το προαπαιτούμενο της διασφάλισης υψηλών ποσοστών στη βελτίωση του σφάλματος χωρίς την πραγματοποίηση υπο-δειγματοληψίας και για τις δύο κατηγορίες αλγορίθμων. Αυτό που αξίζει να σημειωθεί, είναι η χαρακτηριστική βελτίωση στο χρόνο υλοποίησης ευθυγράμμισης στις γραφικές μονάδες επεξεργασίας. Πιο αναλυτικά, θέλαμε να μην πραγματοποιήσουμε υπο-δειγματοληψία στα παραγόμενα, από ιατρικά δεδομένα *DICOM*, σημειακά νέφη έτσι ώστε να πετύχουμε υψηλή ακρίβεια στην ευθυγράμμιση. Παρ' όλα αυτά, ο απαιτούμενος χρόνος για ευθυγράμμιση σε παραδοσιακές μονάδες επεξεργασίας, όπως φαίνεται στον *Πίνακας 12*, είναι αποτρεπτικός και καθόλου πρακτικός. Αφού πραγματοποιήσαμε μελέτη για κάθε πιθανή παράμετρο στην ευθυγράμμιση, δημιουργήσαμε κατάλληλα ρυθμισμένο αλγόριθμο εκτελέσιμο από τις μονάδες επεξεργασίας γραφικών και καταφέραμε να διασφαλίσουμε μικρό χρόνο εκτέλεσης χωρίς την οποιαδήποτε εφαρμογή υπο-δειγματοληψίας.



## 6 Σχόλια και Μελλοντικές Επεκτάσεις ή Βελτιώσεις

Στα προηγούμενα κεφάλαια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, έγινε μελέτη για το κατά πόσο η μεταγωγή των υπολογισμών για την πραγματοποίηση ευθυγράμμισης ιατρικών απεικονιστικών δεδομένων από τις συμβατικές μονάδες επεξεργασίας *CPU* σε γραφικές μονάδες επεξεργασίας *GPGPU*, θα μπορούσε να λειτουργήσει καταλυτικά στην απουσία υποδειγματοληψίας και ταυτόχρονης μείωσης του χρόνου εκτέλεσης. Επιβεβαιώθηκε ότι ο συγκεκριμένος στόχος είναι εφικτός και παράλληλα δύναται να επιστρέψει αξιοσημείωτα αποτελέσματα.

Παρ' όλα αυτά, κατά τη διάρκεια της μελέτης που πραγματοποιήθηκε υπήρξαν πολλοί παράγοντες που έπρεπε να ληφθούν υπόψιν στο σχεδιασμό του παράλληλου αλγόριθμου υπολογισμού των γεωμετρικών περιγραφητών κάθετων διανυσμάτων. Ένας από αυτούς και μάλλον ο σημαντικότερος, ήταν η διαχείριση της διαθέσιμης μνήμης που παρείχε η συγκεκριμένη κάρτα γραφικών. Κατά συνέπεια, ήταν αναγκαίοι να πραγματοποιηθεί εξαντλητική μελέτη για την εύρεση ορίου γειτονικών σημείων που θα λάμβαναν μέρος στο υπολογισμό των κάθετων διανυσμάτων και καταλήξαμε στον ελάχιστο δυνατό αριθμό που είναι ικανός να μας παράξει επαρκή αποτελέσματα. Οι 1050 γείτονες που επελέγησαν, διαπιστώθηκε ότι είναι αρκετά αντιπροσωπευτικοί για μεγάλο εύρος τιμών πλήθους σημειακών νεφών, αλλά αδιαμφισβήτητα συμπεριφέρονται διαφορετικά σε νέφη που το πλήθος τους βρίσκεται στα άκρα του. Ως εκ τούτου, πιθανόν να υπήρξε απώλεια ποσοστού βελτίωσης μετά την ευθυγράμμιση για διάφορα σημειακά νέφη. Παράλληλα, χρειάστηκε το σημειακό νέφος να διαχωριστεί σε ομάδες παράλληλου υπολογισμού κάθετων διανυσμάτων για τα υπό εξέταση σημεία, λόγω του ότι δεν υπήρχε αρκετή μνήμη ώστε να μπορέσει να υποστηριχθεί μεγάλος αριθμός παράλληλων υλοποιήσεων. Ο διαχωρισμός σε ομάδες και η σειριακή εκτέλεση τους αναντίλεκτα λειτούργησαν αρνητικά στη μείωση του χρόνου. Σαν μελλοντική επέκταση δύναται να προταθεί η απόκτηση καινούργιας, πιο εξελιγμένης και με μεγαλύτερο αριθμό διαθέσιμων πόρων, κάρτας γραφικών η οποία θα επιτρέψει τη δυναμική προσαρμογή των παραμέτρων του αλγόριθμου για κάθε πλήθος σημειακών νεφών και ταυτόχρονα θα μειώσει τις επαναλήψεις παράλληλων υπολογισμών, μέσω της εκτέλεσης περισσότερων κάθε φορά.

Επιπρόσθετα, αξίζει να σημειωθεί ότι για να πραγματοποιηθεί ευθυγράμμιση μεταξύ δύο σημειακών νεφών, απαιτείται ο υπολογισμός των κάθετων διανυσμάτων για όλα τα σημεία του εκάστοτε νέφους. Αυτό με την σειρά του, από τη στιγμή που διαθέτουμε μόνο μια κάρτα γραφικών, δηλώνει ότι πρώτα θα υπολογιστούν τα διανύσματα του ενός και σε μεταγενέστερο στάδιο του άλλου. Ως αποτέλεσμα, μελλοντική επέκταση μπορεί να αποτελέσει η απόκτηση δεύτερης κάρτας γραφικών η οποία θα επιτρέψει το διαχωρισμό του φορτίου εκτέλεσης και θα μειώσει το χρόνο που απαιτείται στο μισό.

Τέλος, αφού επαληθεύτηκε η υπολογιστική ικανότητα των γραφικών μονάδων επεξεργασίας για τον υπολογισμό των περιγραφητών κάθετων διανυσμάτων, αξίζει να αξιοποιηθεί στο μέλλον η συγκεκριμένη δυνατότητα για ευθυγράμμιση με βάση περισσότερο πολυσύνθετων γεωμετρικών περιγραφητών. Αν ο χρόνος που απαιτείτο για την εκτέλεση πράξεων σε τέτοια πλήθη σημειακών νεφών ήταν μεγάλος σε συμβατικές μονάδες επεξεργασίας, τότε για

πολύπλοκους περιγραφητές θα είναι απλησίαστος. Οι γραφικές μονάδες επεξεργασίας δύνανται να μειώσουν το χρόνο αυτό και να προσφέρουν την ακρίβεια της ευθυγράμμισης που άλλοι πιο σύνθετοι περιγραφητές είναι ικανοί να παράξουν.

## Βιβλιογραφία

- [1] B. Zitova και J. Flusser, «Image registration methods: a survey,» *ELSEVIER Image and Vision Computing*, τόμ. 21, pp. 977-1000, 2003.
- [2] J. Maintz και M. Viergever, «A survey of medical image registration,» *Elsevier Medical Image Analysis*, τόμ. 2, αρ. 1, pp. 1-36, 1998.
- [3] M. V. Wyawahare, D. P. M. Patil και H. K. Abhyankar, «Image Registration Techniques: an overview,» *International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition*, τόμ. 2, αρ. 3, 2009.
- [4] C. Maurer και J. Fitzpatrick, «A review of medical image registration,» *Interactive Image-Guided Neurosurgery, American Association of Neurological Surgeons*, pp. 17-44, 1993.
- [5] P. Van den Elsen, E. Pol και M. Viergever, «Medical image matching - a review with classification,» *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, τόμ. 12, αρ. 1, pp. 26-39.
- [6] P. Thevenaz, U. Ruttimann και M. Unser, «A pyramid approach to subpixel registration based on intensity,» *IEEE Trans Image Process*, τόμ. 7, αρ. 1, pp. 27-41, 1998.
- [7] C.-T. Hsu και R. Beuker, «Multiresolution feature-based image registration,» *Procs SPIE: Visual Communications and Image Processing*, τόμ. 4067, pp. 1490-1498, 2000.
- [8] Α. Ν. Ουζούνoglou, «Αυτόματη Ταύτιση Βιομετρικών Χαρακτηριστικών : Εφαρμογή στα Δακτυλικά Αποτυπώματα » 2011
- [9] V. Mandava, J. Fitzpatrick, C. Maurer, R. Maciunas και G. Allen, «Registration of multimodal volume head images via attached markers,» *Procs SPIE: Medical Imaging VI: Image Processing*, τόμ. 1652, pp. 271-282, 1992.
- [10] J. West, M. Wang, B. Dawant και J. Fitzpatrick , «Comparison and evaluation of retrospective intermodality brain image registration techniques,» *Computational Assisted Tomography*, τόμ. 21, αρ. 4, pp. 554-566, 1997.
- [11] K. Gall και L. Verhey, «Computer-assisted positioning of radiotherapy patients using implanted radioopaque fiducials,» *Medical physics*, τόμ. 20, αρ. 4, pp. 1152-1159, 1993.
- [12] L. Lunsford, *Modern stereostatic neurosurgery*, Boston: Martinus Nijhoff, 1988.
- [13] A. Evans, S. Marrett, J. Torrescorzo, S. Ku και L. Collins, «MRI-PET correlation in three dimensions using a volume of interest (VOI) atlas,» *Journal of cerebral blood flow and metabolism*, τόμ. 11, pp. A69-A78, 1991.
- [14] L. Laitinen, B. Liliequist, M. Fagerlund και A. Eriksson, «An adapter for computer tomography guided stereotaxis,» *Surgical neurology*, τόμ. 23, pp. 559-566, 1985.
- [15] A. Evans, S. Marrett, L. Collins και T. Peters, «Anatomical-functional correlative analysis of the human brain using three dimensional imaging systems,» *Medical imaging: image processing*, τόμ. 1092, pp. 264-274, 1989.
- [16] R. Wahl, L. Quint, R. Cieslak, A. Aisen, R. Koeppe και C. Meyer, «Anamatabolic tumor maging: fusion of FDG PET with CT or MRI to localize foci of increased activity,» *Journal of nuclear medicine*, τόμ. 34, pp. 1190-1197, 1993.
- [17] C. Chen, C. Pelizzari, G. Chen, M. Cooper και D. Levin, «Image analysis of PET data with the aid of CT and MR images,» *Information processing in medical imaging*, pp. 601-611, 1987.

- [18] R. Bajcsy, R. Lieberman και M. Reivich, «A computerized system for the elastic matching of deformed radiographic images to idealized atlas images,» *Journal of computer assisted tomography*, τόμ. 7, αρ. 4, pp. 618-625, 1983.
- [19] G. Borgefors, «Hierarchical chamfer matching: a parametric edge matching algorithm,» *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, τόμ. 10, pp. 849-865, 1988.
- [20] P. Banerjee και A. Toga, «Image alignment by integrated rotational and translational matrix,» *Physics in medicine and biology*, τόμ. 39, pp. 1969-1988, 1994.
- [21] G. Ettinger, W. Grimson και T. Lozano-Perez, «Automatic 3D image registration for medical change detection applications,» *Applications of computer vision in medical image processing*, pp. 182-185, 1994.
- [22] W. Press, B. Flannery, S. Teukolsky και W. Vetterling, «Numerical recipes in C,» *Cambridge University Press*, 1992.
- [23] S. Kirkpatrick, C. Gelatt και M. Vecchi, «Optimization by simulated annealing,» *Science*, τόμ. 220, αρ. 4598, pp. 671-680, 1983.
- [24] S. Jacoby, J. Kowalik και J. Pizzo, «Iterative methods for nonlinear optimization problems.,» Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1972.
- [25] M. F. Vandermeulen και D. Suetens, «Comparative evaluation of multiresolution optimization strategies for multimodality image registration by maximization of mutual information,» *Med Image Anal*, τόμ. 3, αρ. 4, pp. 373-386, 1999.
- [26] T. Radcliffe, R. Rajapekshe και S. Shaler, «Pseudocorrelation: A fast, robust, absolute, gray level image alignment algorithms,» *Med Phys*, pp. 761-769, 1994.
- [27] R. B. Rusu, «Sematic 3D object maps for everyday manipulation in human living environments,» Munchen, 2009.
- [28] R. B. Rusu, Z. C. Marton, N. Blodow και M. Beetz, «Persistent Point Feature Histograms for 3D Point Clouds».
- [29] F. Tombari, S. Salti και L. Di Stefano, «Unique Signatures of Histograms for Local Surface Description,» Bologna, Italy.
- [30] R. Hansch, T. Weber και O. Hellwich, «Comparison of 3D interest point detectors and descriptors for point cloud fusion,» *ISPRS Annals of the Photometry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, τόμ. 2, αρ. 3, 2014.
- [31] S. Belongie, J. Malik και J. Puzicha, «Shape matching and object recognition using shape contexts,» *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, τόμ. 24, αρ. 4, pp. 509-522, 2002.
- [32] A. Frome, D. Huber, R. Kolluri, T. Bulow και J. Malik, «Recognizing Objects in Range Data Using Regional Point Descriptors».
- [33] F. Tombari, S. Salti και L. Di Stefano, «Unique Shape Context for 3D Data Description».
- [34] [Ηλεκτρονικό] Διαθέσιμο : <http://pointclouds.org> [Πρόσβαση 27 Μαΐου 2016]