



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

**ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ**

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Τριδιάστατη Οπτικοποίηση Ιατρικών Εικόνων

Δημήτριος Φ. Βογιατζής

Επιβλέποντες: **Θεοχάρης Θεοχάρης**, Καθηγητής του Τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών
Γεώργιος Παπαϊωάννου, Επίκουρος Καθηγητής του Τμήματος Πληροφορικής του Οικονομικού Πανεπιστημίου Αθηνών

ΑΘΗΝΑ

ΜΑΙΟΣ 2011

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Τριδιάστατη Οπτικοποίηση Ιατρικών Εικόνων

Δημήτριος Φ. Βογιατζής

A.M.: 1115200600018

ΕΠΙΒΛΕΠΟΝΤΕΣ: **Θεοχάρης Θεοχάρης**, Καθηγητής του Τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών
Γεώργιος Παπαϊωάννου, Επίκουρος Καθηγητής του Τμήματος Πληροφορικής του Οικονομικού Πανεπιστημίου Αθηνών

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Αντικείμενο της εργασίας αυτής είναι η δημιουργία ενός κατάλληλου λογισμικού το οποίο θα είναι σε θέση να λάβει ως είσοδο ένα σύνολο ιατρικών εικόνων και να τις οπτικοποιήσει τριδιάστατα, έτσι ώστε να διευκολυνθεί και να επιταχυνθεί η διαδικασία της διάγνωσης. Για να επιτευχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα, υλοποιούνται γνωστοί αλγόριθμοι, όπως ο αλγόριθμος εκπομπής και προσπέλασης ακτίνων, ο αλγόριθμος εφαρμογής Συνάρτησης Μεταφοράς και ο αλγόριθμος τοπικού φωτισμού Blinn-Phong. Η υλοποίηση αυτή των αλγόριθμων αυτών γίνεται στην Κάρτα Γραφικών μέσω Φωτοσκιαστών, χρησιμοποιώντας στοιχεία υψής για να αποθηκευτούν και να μεταβιβαστούν τα απαραίτητα δεδομένα από το πρόγραμμα στην Κάρτα Γραφικών. Ως αποτέλεσμα, το λογισμικό είναι σε θέση να απεικονίσει το σύνολο ιατρικών εικόνων που του δόθηκε, επιτυγχάνοντας μια αποδεκτή ισοδυναμία μεταξύ της απόδοσης και της εμφάνισης των αποτελεσμάτων, ενώ παράλληλα παρέχει επαρκείς δυνατότητες παραμετροποίησης της εμφάνισης των αποτελεσμάτων στον χρήστη.

ΘΕΜΑΤΙΚΗ ΠΕΡΙΟΧΗ: Γραφικά Υπολογιστών

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: ιατρική εικόνα, τριδιάστατη οπτικοποίηση, εκπομπή ακτίνων, συνάρτηση μεταφοράς, τοπικός φωτισμός

ABSTRACT

The aim of this project is the development of a software capable of visualizing a set of medical images in three-dimensional space, thus improving and quickening the process of diagnosis. In order to achieve the desired outcome various known algorithms are utilized, including the Ray Casting algorithm, the Post-Interpolative Transfer Function algorithm and the Blinn-Phong local illumination model with On-the-Fly gradients algorithm. The implementation of these algorithms is done primarily on the Graphics Processing Unit through the use of Shaders. All the data needed are stored in several textures by the program, for use in the Shader. By balancing two opposing factors, performance and result detail, the software is able to effectively visualize the desired set of images, while giving enough options to the user, allowing him to tailor the visualization process to his needs.

SUBJECT AREA: Computer Graphics

KEYWORDS: medical image, three-dimensional visualization, ray casting, transfer function, local illumination

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Για τη διεκπεραίωση της παρούσας Πτυχιακής Εργασίας, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους επιβλέποντες, κ. Θεοχάρη Θεοχάρη και κ. Γεώργιο Παπαϊωάννου, για τη συνεργασία και την πολύτιμη συμβολή τους στην ολοκλήρωση της.

Επίσης, εκφράζω τις ευχαριστίες μου στον κ. Βεργανελάκη από την εταιρεία Euromedica, για την παραχώρηση των απαραίτητων δεδομένων για τη δοκιμή της εφαρμογής οπτικοποίησης, καθώς και για τη συμβουλευτικού χαρακτήρα βοήθεια του.

Περιεχόμενα

ΠΡΟΛΟΓΟΣ	10
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	11
2. ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΟΓΚΟΥ	12
2.1 Γενικές Αρχές	12
2.2 Διάσχιση Ακτίνας	13
2.3 Συναρτήσεις Μεταφοράς	17
2.4 Τοπικός Φωτισμός – Σκίαση	20
3. ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΟΓΚΟΥ ΣΤΗΝ ΚΑΡΤΑ ΓΡΑΦΙΚΩΝ	22
3.1 Σωλήνωση Καρτών Γραφικών	22
3.2 Βασικοί Αλγόριθμοι Καρτών Γραφικών	23
3.3 Εφαρμογή της Οπτικοποίησης	25
3.3.1 Δειγματοληψία	25
3.3.2 Συνάρτηση Μεταφοράς	25
3.3.3 Τοπικός Φωτισμός	26
4. ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΟΓΚΟΥ	28
4.1 Υλοποιημένοι αλγόριθμοι	28
4.2 Λεπτομέρειες Υλοποίησης και Παραμετροποίησης	28
4.3 Το Γραφικό Περιβάλλον Χρήστη της εφαρμογής	29
4.3.1 Μενού Παραθύρου	29
4.3.2 Παράθυρο Επιλογών	30
4.3.3 Παράθυρο Οπτικοποίησης	31
5. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ	32
5.1 Μεταβολή του μεγέθους της εικόνας	32
5.2 Μεταβολή του ρυθμού δειγματοληψίας	32
5.3 Μεταβολή της έκτασης των πυρήνων ανακατασκευής κανονικού διανύσματος	33
ΠΙΝΑΚΑΣ ΟΡΟΛΟΓΙΑΣ	34
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι	35

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ II	40
ΑΝΑΦΟΡΕΣ	41

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 1: Κίνηση πάνω στην ακτίνα στην μέθοδο Εμπρός-Προς-Πίσω (επάνω) και στην μέθοδο Πίσω-Προς-Εμπρός (κάτω).....	16
Σχήμα 2: Σύγκριση της εφαρμογής μιας Συνάρτησης Μεταφοράς, τύπου κουτιού, η οποία περιέχει άπειρες συχνότητες, πριν (αριστερά) και μετά (δεξιά) τη δειγματοληψία, ως προς τη δειγματοληψία και την ανακατασκευή ενός σήματος (πηγή [1]).....	19
Σχήμα 3: Σχεδιάγραμμα μοντέλου Blinn-Phong (πηγή [11]).	20
Σχήμα 4: Εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς, που δίνεται στο διάγραμμα, στο σημείο που αναπαριστά η κόκκινη κουκίδα, σύμφωνα με την μέθοδο πριν τη δειγματοληψία (κάτω) και μετά τη δειγματοληψία (πάνω).....	26
Σχήμα 5: Τα σημεία που έχουμε που επιλέγουμε για ένα σημείο p_0 (πηγή [12])	27

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Περιβάλλοντας Όγκος και Δεδομένα (πηγή [1])	12
Εικόνα 2: Το σύνολο των εικόνων συνδυασμένο σε ένα όγκο (πηγή [10])	13
Εικόνα 3: Σύγκριση της εφαρμογής μιας Συνάρτησης Μεταφοράς υψηλής συχνότητας, πριν (αριστερά) και μετά (δεξιά) τη δειγματοληψία σε δεδομένα όγκου Υπολογισμένης Τομογραφίας Αγγειογραφίας (Computed Tomography Angiography) (πηγή [1]).....	18
Εικόνα 4: Παραδείγματα εφαρμογής του μοντέλου φωτισμού Blinn-Phong , για έναν εκθέτη α (αριστερά) , και για έναν μεγαλύτερο εκθέτη (δεξιά) (πηγή [11]).	21
Εικόνα 5: Σωλήνωση Εξόδου Κάρτας Γραφικών	22
Εικόνα 6: Το Γραφικό Περιβάλλον της εφαρμογής	29
Εικόνα 7: Η επιλογή Program	29
Εικόνα 8: Η επιλογή Help	29
Εικόνα 9: Το Παράθυρο Επιλογών της Εφαρμογής.....	30
Εικόνα 10: Οπτικοποίηση του όγκου δεδομένων με (από αριστερά προς τα δεξιά) 10πλάσιο Βήμα, 5πλάσιο Βήμα, 3πλάσιο Βήμα και Κανονικό Βήμα	32
Εικόνα 11: Οπτικοποίηση του όγκου δεδομένων με (από αριστερά προς τα δεξιά) 10πλάσια Απόσταση, 5πλάσια Απόσταση, Κανονική Απόσταση.	33

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: Διαστάσεις Περιβάλλοντα Όγκου	13
Πίνακας 2: Ο αλγόριθμος Παραγωγής Ακτίνων	14
Πίνακας 3: Τα σημεία υπολογισμού των τιμών φωτισμού	27
Πίνακας 4: Διάνυσμα Επιφάνειας μοντέλου φωτισμού	27
Πίνακας 5 : Πίνακας ορολογίας με τις αντιστοιχίσεις των ελληνικών και ξενόγλωσσων όρων	34
Πίνακας 6: Απαραίτητα, για την τριδιάστατη οπτικοποίηση, πεδία ενός αρχείου DICOM	40

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η εργασία αυτή εκπονήθηκε στα πλαίσια της πτυχιακής εργασίας του φοιτητή Δημήτριου Βογιατζή του τμήματος Πληροφορικής και Τηλεπικοινωνιών του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, υπό την επίβλεψη του κ. Θεοχάρη Θεοχάρη, Καθηγητή του Τμήματος, και τη συνεπίβλεψη του κ. Γεωργίου Παπαϊωάννου, Επίκουρου Καθηγητή του Τμήματος Πληροφορικής του Οικονομικού Πανεπιστημίου Αθηνών, κατά το ακαδημαϊκό έτος 2010-2011.

Σκοπός της εργασίας αυτής, είναι η δημιουργία ενός κατάλληλου λογισμικού για την τριδιάστατη οπτικοποίηση ιατρικών εικόνων (κυρίως εικόνων μαγνητικών τομογραφιών), έτσι ώστε να διευκολυνθεί η διαδικασία της διάγνωσης. Για να επιτευχθεί αυτός ο στόχος, χρησιμοποιούνται διάφορες τεχνικές οπτικοποίησης, με την κύρια τεχνική να είναι η εκπομπή και η προσπέλαση ακτινών από το σημείο παρατήρησης προς το αντικείμενο προς οπτικοποίηση.

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ιατρική Απεικόνιση είναι η τεχνική και η διαδικασία απεικόνισης του ανθρώπινου σώματος για ιατρικούς σκοπούς είτε κλινικούς, είτε ερευνητικούς. Εμπереύει διάφορες τεχνικές για τη δημιουργία εικόνων που εμπίπτουν σε ειδικότητες όπως η Ραδιολογία, η Πυρηνική Ιατρική, η Ιατρική Φωτογραφία, η Ενδοσκόπηση, η Θερμογράφηση, η Μικροσκόπηση κτλ.

Αρχικά οι ιατροί είχαν στη διάθεση τους διδιάστατες εικόνες στις οποίες βασίζονταν για τη διάγνωση τους. Την τελευταία δεκαετία όμως, εφαρμόζονται στην ιατρική πρακτική τεχνικές (και αντίστοιχο λογισμικό) που συνδυάζουν οπτική πληροφορία από πολλές διδιάστατες εικόνες και παρέχουν πλήρη χωρική αναπαράσταση της εξεταζόμενης περιοχής. Αυτός ο μετασχηματισμός των εικόνων που μετατρέπει τις διδιάστατες εικόνες σε ένα τριδιάστατο μοντέλο, αποτελεί και τον στόχο της απεικόνισης όγκου. Η κύρια εφαρμογή του είναι σε διαδοχικές εικόνες, έτσι ώστε να βελτιωθεί η απεικόνιση των αποτελεσμάτων και να βοηθηθεί η διαδικασία της διάγνωσης.

Για τη δημιουργία, την αποθήκευση και την μεταφορά των ιατρικών αρχείων, χρησιμοποιείται κυρίως το πρότυπο DICOM. Ένα DICOM αρχείο, πέρα από την ίδια την εικόνα, μπορεί να περιέχει όλες τις αναγκαίες πληροφορίες για μία εικόνα ή να περιέχει και πάνω από μία εικόνα. Αυτές οι πληροφορίες μπορεί να είναι πληροφορίες ασθενή, πληροφορίες σχετικά με την φαρμακευτική αγωγή του ασθενή, πληροφορίες του μηχανήματος λήψης, πληροφορίες σχετικά με κάποια χαρακτηριστικά της εικόνας, κτλ. Όμως, οι ιατρικές εικόνες περιέχουν ένα μεγάλο αριθμό πληροφοριών και μεταπληροφοριών οι οποίες είναι δύσκολο να αποθηκευτούν και να διανεμηθούν με ευκολία, για αυτό το λόγο συνήθως χρησιμοποιείται κάποιο είδος συμπίεσης στην αποθήκευση των εικόνων με επικρατέστερο αυτή τη στιγμή να είναι το JPEG 2000.

Στην ιατρική απεικόνιση, τα χωρικά δεδομένα που υπολογίζονται προκύπτουν είτε από λήψη εικόνων από πολλαπλές γωνίες γύρω από την επίμαχη περιοχή του σώματος (π.χ. τριδιάστατη αγγειογραφία) είτε από συνένωση διαδοχικών πολλαπλών παραλλήλων τομών (MRI, αξονική τομογραφία). Στην τελευταία περίπτωση, η οποία θα μας απασχολήσει στην εργασία αυτή, για να αναπαραστήσουμε σε τρεις διαστάσεις τα δεδομένα που έχουμε σε δύο διαστάσεις, χρειαζόμαστε ένα σύνολο διαδοχικών εικόνων, οι οποίες θα συνδυαστούν όλες μαζί σε ένα στοιχείο υφής (texture), αφού διαβαστούν τα δεδομένα της κάθε εικόνας. Πιο συγκεκριμένα, το μέγεθος της κάθε εικόνας (ύψος, πλάτος) σε συνδυασμό με τον αριθμό του συνόλου των εικόνων αποτελούν και το μέγεθος της τριδιάστατης εικόνας που θα παραχθεί. Συνεπώς με το να διαβαστεί και να συνδυαστεί η κάθε εικόνα με τις προηγούμενες εικόνες που έχουν διαβαστεί, μπορούμε να δημιουργήσουμε το (τριδιάστατο) σύνολο που έχουμε φωτογραφήσει αρχικά.

2. ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΟΓΚΟΥ

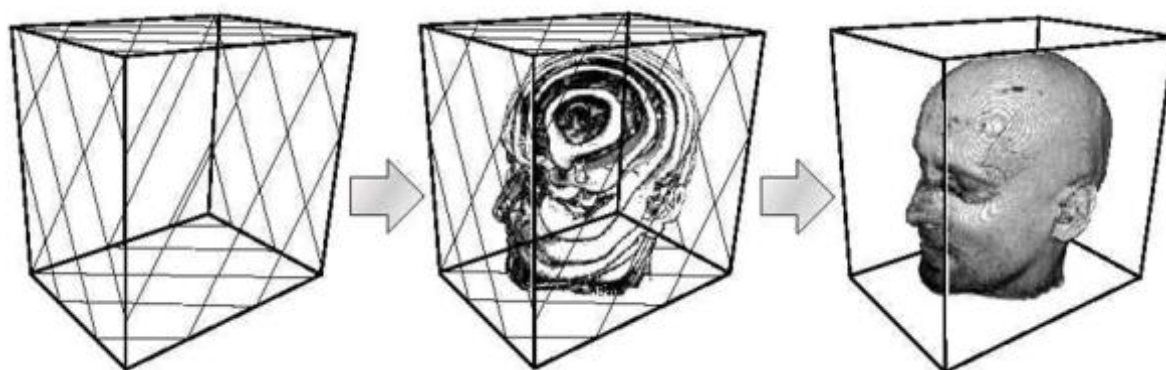
2.1 Γενικές Αρχές

Η οπτικοποίηση δεδομένων όγκου αποτελείται από τη διδιάστατη αναπαράσταση ενός τριδιάστατου μοντέλου δεδομένων στο οποίο έχει γίνει κατάλληλη δειγματοληψία.

Συνήθως τα τριδιάστατα δεδομένα αποτελούνται από διαδοχικές διδιάστατες εικόνες, οι οποίες έχουν τις ίδιες διαστάσεις. Για να αναπαραστήσουμε τα δεδομένα αυτά, χρειαζόμαστε ένα περιβάλλοντα όγκο, ο οποίος είναι αρκετά μεγάλος ώστε να περιέχει τα τριδιάστατα δεδομένα, και τον οποίο θα χρησιμοποιήσουμε για να τα εμφανίσουμε στην οθόνη. Το κάθε στοιχείο του όγκου αυτού παίρνει τιμές από τη δειγματοληψία της αντίστοιχης περιοχής των τριδιάστατων δεδομένων.

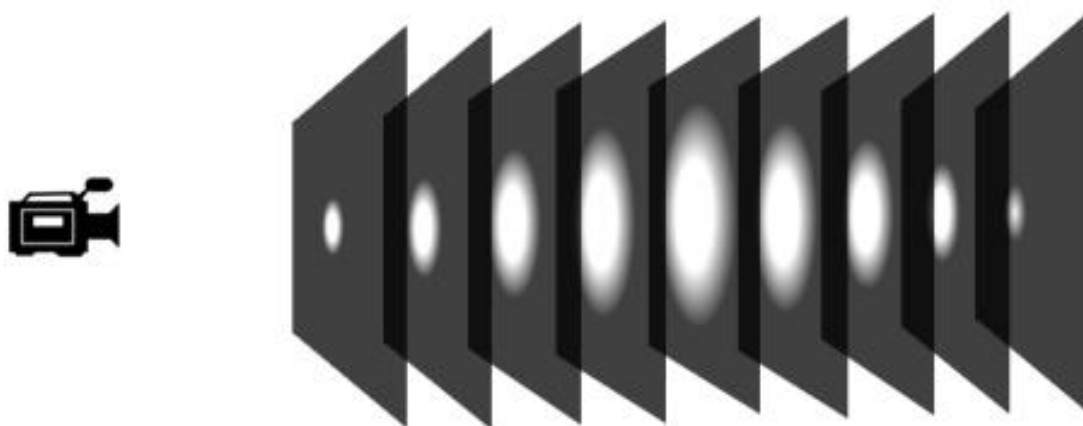
Επομένως για τη σωστή εμφάνιση των δεδομένων χρειαζόμαστε τα εξής: τα δεδομένα όγκου, έναν περιβάλλοντα όγκο, ο οποίος και οριοθετεί τα δεδομένα μέσα σε πραγματικές, φυσικές συντεταγμένες αναφορικά με τους άξονες του σώματος, τη θέση παρατήρησης ή αλλιώς τη θέση της κάμερας καθώς και τη θέση της πηγής φωτός που θα χρησιμοποιήσουμε για τον φωτισμό του αποτελέσματος. Αναλυτικότερα έχουμε:

Για τη δημιουργία των τριδιάστατων δεδομένων, από διδιάστατες εικόνες, το μόνο που χρειάζεται να κάνουμε είναι ενοποίηση όλων των εικόνων σε μια οντότητα, η οποία αποτελείται από τις εικόνες τοποθετημένες διαδοχικά.



Εικόνα 1: Περιβάλλοντα Όγκος και Δεδομένα (πηγή [1])

Αφού δημιουργήσουμε τα τριδιάστατα δεδομένα, για να δημιουργήσουμε τον περιβάλλοντα όγκο, χρειάζεται να γνωρίζουμε το πλάτος και το ύψος των εικόνων, τον αριθμό των εικόνων, το βάθος της κάθε εικόνας, καθώς και το διάστημα μεταξύ της λήψης δυο διαδοχικών εικόνων. Τέλος εξασφαλίζοντας τα στοιχεία αυτά το μόνο που χρειάζεται είναι η αλλαγή κλίμακας για το ύψος, πλάτος και βάθος ενός κύβου, έτσι ώστε να συμπίπτουν με τις διαστάσεις των τριδιάστατων δεδομένων που έχουμε.



Εικόνα 2: Το σύνολο των εικόνων συνδυασμένο σε ένα όγκο (πηγή [10])

Πίνακας 1: Διαστάσεις Περιβάλλοντα Όγκου

Ύψος = ύψος εικόνων

Πλάτος = πλάτος εικόνων

Βάθος = αριθμός εικόνων*βάθος εικόνων + (αριθμός εικόνων -1)*διάστημα μεταξύ δυο διαδοχικών εικόνων

2.2 Διάσχιση Ακτίνας

Για την παρατήρηση των δεδομένων όγκου, χρησιμοποιούμε μια εικονική κάμερα η οποία μπορεί να περιηγηθεί στον τριδιάστατο χώρο ελεύθερα και μπορεί να εξετάσει την απεικονιζόμενη περιοχή από οποιοδήποτε σημείο παρατήρησης. Αυτό που θέλουμε να επιτύχουμε είναι η απεικόνιση των δεδομένων όγκου στα pixels μιας εικόνας, η οποία αντιπροσωπεύει τον «αισθητήρα» της εικονικής κάμερας παρατήρησης. Επομένως, συνεπάγεται ότι για κάθε εικονοστοιχείο είναι αναγκαία η καταγραφή της πληροφορίας που βρίσκεται πάνω σε μια ευθεία με αρχή το σημείο προβολής της εικονικής κάμερας, που διαπερνά το εικονοστοιχείο και τέμνει τον όγκο δεδομένων σε ένα διάστημα πάνω στην ευθεία αυτή. Έχοντας βρει για το κάθε εικονοστοιχείο το σημείο τομής της ευθείας που διέρχεται από αυτό με τον όγκο δεδομένων, έχουμε στη διάθεση μας όχι μόνο τα διανύσματα κατεύθυνσης, αλλά και το σημείο εισαγωγής στον όγκο δεδομένων για κάθε εικονοστοιχείο. Συνεπώς, με αφετηρία το σημείο εισαγωγής στον όγκο δεδομένων και με κατεύθυνση το κανονικοποιημένο διάνυσμα που αντιστοιχεί στην ευθεία που διέρχεται από το εικονοστοιχείο, διατρέχουμε τον όγκο δεδομένων. Καθώς διατρέχουμε τον τριδιάστατο όγκο, παίρνουμε δείγματα από τα δεδομένα που έχουμε και αθροίζουμε το αποτέλεσμα ως προς το χρώμα και τη διαφάνεια. Αυτή η τακτική είναι γνωστή ως Διάσχιση Ακτίνας (Ray Marching). Με αυτή την τακτική επιτυγχάνουμε την απεικόνιση των δεδομένων που διαθέτουμε, αφού για κάθε εικονοστοιχείο έχουμε μια τιμή χρώματος και διαφάνειας που αντιστοιχεί σε έναν γραμμικό συνδυασμό των τριδιάστατων δεδομένων που έχουμε.

Πίνακας 2: Ο αλγόριθμος Παραγωγής Ακτίνων

1. Εύρεση Σημείου Εισαγωγής στον όγκο (Έστω το σημείο p_0)
2. Υπολογισμός Κανονικοποιημένης Κατεύθυνσης Ακτίνας (Έστω κατεύθυνση n)
3. Υπολογισμός Μεγέθους Βήματος Μετάβασης (Έστω μέγεθος βήματος s)
4. Υπολογισμός Μέγιστου Αριθμού Βημάτων Παραμονής της ακτίνας στον όγκο με βάση το s (Έστω max)
5. Όσο (Η ακτίνα είναι μέσα στον όγκο και ο τρέχον αριθμός βημάτων είναι μικρότερος ή ίσος του max)
 - i. Δειγματοληψία δεδομένων στη συγκεκριμένη θέση
 - ii. Συνδύασε το τρέχον αποτέλεσμα χρώματος και διαφάνειας, με τα αποτελέσματα του προηγούμενου βήματος
 - iii. Προχώρησε την ακτίνα ($p = p_0 + n * s * l$, όπου l ο τρέχον αριθμός βημάτων)
6. Τέλος

Ο βασικός αλγόριθμος για την εκπομπή ακτίνων (Ray Casting) στη διαδικασία Διάσχισης Ακτίνας είναι ο αλγόριθμος που παρουσιάζεται στον Πίνακα 2 και αποτελείται από τα εξής μέρη:

1. Την εύρεση του σημείου εισαγωγής στον όγκο p_0 , τον υπολογισμό του κανονικοποιημένου διανύσματος κατεύθυνσης n από το σημείο παρατήρησης προς το σημείο εισαγωγής, τον υπολογισμό του μεγέθους του βήματος μετάβασης s και τον υπολογισμό του μέγιστου αριθμού βημάτων max που θα έχουμε για μια οριακή περίπτωση
2. Τον βρόγχο επανάληψης ο οποίος είναι υπεύθυνος για τη διάσχιση της ακτίνας.
 - a. Την ανάγνωση των δεδομένων για τη συγκεκριμένη θέση του όγκου.
 - b. Τη σύνθεση των μέχρι τώρα τιμών χρώματος και διαφάνειας με την τιμή που μόλις λάβαμε.
 - c. Τη μετακίνηση της ακτίνας κατά την κατεύθυνση του διανύσματος n που υπολογίσαμε.

Τα βήματα της διαδικασίας που περιγράφηκαν παραπάνω, τα οποία αλλάζουν ανάλογα με το είδος των δεδομένων, είναι τα βήματα της δειγματοληψίας και του συνδυασμού των δεδομένων. Με τον όρο δειγματοληψία, περιγράφουμε τη διαδικασία ανάγνωσης του όγκου δεδομένων και εύρεσης της τιμής δεδομένων για ένα συγκεκριμένο σημείο p του όγκου δεδομένων. Στη συνέχεια αυτή η τιμή που λάβαμε, ύστερα από κατάλληλη επεξεργασία, συνδυάζεται με τις τιμές των προηγούμενων βημάτων ανάλογα με το είδος των δεδομένων που έχουμε. Αυτή η διαδικασία αποτελεί το βήμα του συνδυασμού των δεδομένων.

Ανάλογα με το είδος της εφαρμογής, η διαδικασία του συνδυασμού των δεδομένων αλλάζει. Η πιο γενική διαδικασία, και η διαδικασία που θα μας απασχολήσει, διότι τα δεδομένα μας είναι δεδομένα πυκνότητας (Density Data), είναι η περίπτωση κατά την οποία τα δεδομένα συνδυάζονται με ένα γραμμικό συνδυασμό. Σε αυτή την περίπτωση έχουμε δυο παραλλαγές: η μία έχει ως σημείο αφετηρίας και υπολογισμού

του διανύσματος το σημείο p_0 στην μπροστινή επιφάνεια του τριδιάστατου όγκου και κατεύθυνση n προς την πίσω επιφάνεια του όγκου και ονομάζεται μέθοδος Εμπρός-Προς-Πίσω (Front-to-Back), ενώ η δεύτερη παραλλαγή έχει ως σημείο αφετηρίας p_0 την πίσω επιφάνεια του τριδιάστατου όγκου και κατεύθυνση n προς το σημείο παρατήρησης και ονομάζεται Πίσω-Προς-Εμπρός (Back-to-Front). Το μέγεθος βήματος s παραμένει το ίδιο σε όλες της παραλλαγές του αλγορίθμου.

Αναλυτικότερα, για τη μέθοδο της Εμπρός-Προς-Πίσω, έχουμε ως σημείο αφετηρίας την μπροστινή μεριά του όγκου δεδομένων, και τελικό σημείο την πίσω μεριά του όγκου δεδομένων. Καθώς διατρέχουμε την ακτίνα, υπολογίζουμε τη συνεισφορά του σημείου στο τελικό αποτέλεσμα, αφαιρώντας από τη μέγιστη τιμή διαφάνειας (το 1.0) την τιμή διαφάνειας που έχουμε μέχρι στιγμής (αφού δίνουμε μεγαλύτερη βαρύτητα στις πρώτες τιμές που συναντούμε και συνεπώς οι μετέπειτα τιμές περιορίζονται στην απομένουσα τιμή διαφάνειας). Δηλαδή, για N διαδοχικά σημεία πάνω στην ακτίνα με C_{src_i} τιμή χρώματος και A_{src_i} τιμή διαφάνειας, το τελικό αποτέλεσμα C_{dst_N} και το τελικό αποτέλεσμα A_{dst_N} δίνονται από τις σχέσεις:

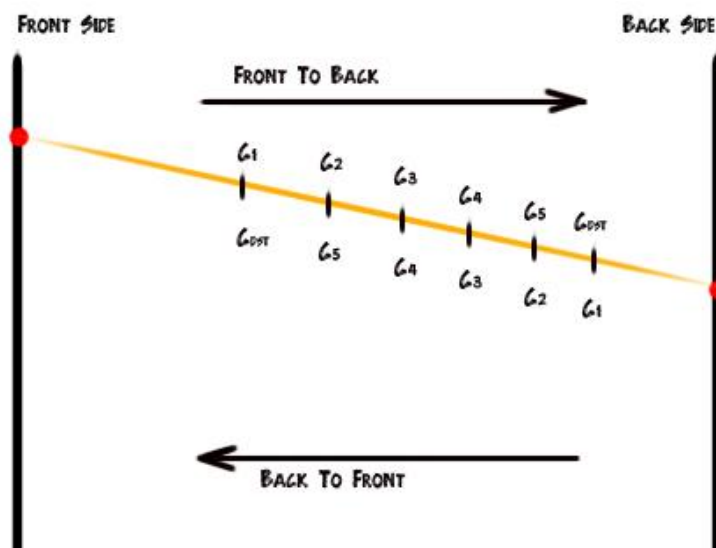
$$C_{dst_N} = A_{src_0} * C_{src_0} + \sum_{i=1}^N (1 - A_{dst_{i-1}}) * C_{src_i} * A_{src_i}, \quad C_{src_0} = (0,0,0) \quad (2.2.1)$$

$$A_{dst_N} = A_{src_0} + \sum_{i=1}^N (1 - A_{dst_{i-1}}) * A_{src_i}, \quad A_{dst_0} = A_{src_0} = 0 \quad (2.2.2)$$

Αντίστοιχα, στην μέθοδο Πίσω-Προς-Εμπρός, έχουμε ως σημείο αφετηρίας την πίσω μεριά του όγκου δεδομένων, και τελικό σημείο την μπροστινή μεριά του όγκου δεδομένων. Αφού η αρχική μας θέση είναι η πίσω επιφάνεια του όγκου δεδομένων, η βαρύτητα των δεδομένων εξαρτάται από τη θέση προσπέλασης, με τα δεδομένα που έχουν μικρή θέση προσπέλασης να έχουν μικρότερη βαρύτητα από τα δεδομένα με μεγάλη θέση προσπέλασης (το αντίστροφο σε σχέση με την μέθοδο Εμπρός-Προς-Πίσω), επομένως όταν μεταβαίνουμε σε ένα σημείο p , η τιμή χρώματος και η τιμή διαφάνειας, που έχουμε μέχρι στιγμής, περιορίζεται στο διάστημα $(1-A_p)$. Δηλαδή, για N διαδοχικά σημεία πάνω στην ακτίνα με C_{src_i} τιμή χρώματος και A_{src_i} τιμή διαφάνειας, το τελικό αποτέλεσμα C_{dst_N} και το τελικό αποτέλεσμα A_{dst_N} δίνονται από τις σχέσεις:

$$C_{dst_N} = \sum_{i=0}^N C_{src_i} * A_{src_i} - \sum_{i=1}^N A_{src_i} * C_{dst_{i-1}}, \quad C_{src_0} = (0,0,0) \quad (2.2.3)$$

$$A_{dst_N} = \sum_{i=0}^N A_{src_i} - \sum_{i=1}^N A_{src_i} * A_{dst_{i-1}}, \quad A_{dst_0} = A_{src_0} = 0 \quad (2.2.4)$$



Σχήμα 1: Κίνηση πάνω στην ακτίνα στην μέθοδο Εμπρός-Προς-Πίσω (επάνω) και στην μέθοδο Πίσω-Προς-Εμπρός (κάτω)

Υπάρχουν όμως και άλλες μορφές της διαδικασίας συνδυασμού, όπως στην περίπτωση που έχουμε δεδομένα Προβολής Μέγιστης Έντασης (Maximum Intensity Projection) ή στην περίπτωση κατά την οποία έχουμε δεδομένα Ακτινογραφιών (X-Ray) ή Προβολή Αθροίσματος με Βάρη (Weighted Sum Projection). Σε αυτές της περιπτώσεις η σειρά προσπέλασης και δειγματοληψίας των δεδομένων δεν παίζει κάποιο ρόλο, αφού το τελικό αποτέλεσμα, στην περίπτωση της Μέγιστης Έντασης Προβολής, εξαρτάται μόνο από την μεγαλύτερη τιμή από το σύνολο των τιμών που ελήφθησαν κατά τη διαδικασία της δειγματοληψίας, ενώ στην περίπτωση των Ακτινογραφιών και των Προβολών Αθροισμάτων με Βάρη το τελικό αποτέλεσμα είναι το άθροισμα των τιμών της δειγματοληψίας πολλαπλασιασμένο με κάποιο βάρος ανάλογα με την τιμή του.

Δηλαδή ο τύπος για την Προβολή Μέγιστης Έντασης είναι:

$$C_{dst} = \max_{i=0,1..N}(C_{src_i}) \quad (2.2.5)$$

Και για την περίπτωση των Ακτινογραφιών και των Προβολών Αθροισμάτων με Βάρη είναι

:

$$C_{dst} = \sum_{i=1}^N b_i * C_{src_i} \quad (2.2.6)$$

2.3 Συναρτήσεις Μεταφοράς

Τα δεδομένα που μας δίνονται αποτελούνται από τα αποτελέσματα που ελήφθησαν από τη συσκευή καταγραφής των δεδομένων. Όμως, από μόνα τους αυτά τα δεδομένα δεν είναι αρκετά για να αναπαραστήσουμε τον όγκο δεδομένων, καθώς τα δεδομένα αυτά αναπαριστούν κάποια φυσική ιδιότητα. Συνεπώς για να αναπαραστήσουμε τα δεδομένα, πρέπει να γνωρίζουμε τι αναπαριστούν τα δεδομένα αυτά και πως να τα αναπαραστήσουμε. Αυτό τον ρόλο αναλαμβάνουν οι Συναρτήσεις Μεταφοράς (Transfer Functions). Οι Συναρτήσεις Μεταφοράς είναι μια αντιστοίχιση των φυσικών τιμών που ελήφθησαν, με τη σημασία και την απόδοση της εκάστοτε τιμής (Value Mapping). Η διαδικασία της εφαρμογής μιας Συνάρτησης Μεταφοράς εμπεριέχει δυο σκέλη: την εύρεση μιας κατάλληλης Συνάρτησης Μεταφοράς και την εφαρμογή της Συνάρτησης αυτής στα δεδομένα όγκου.

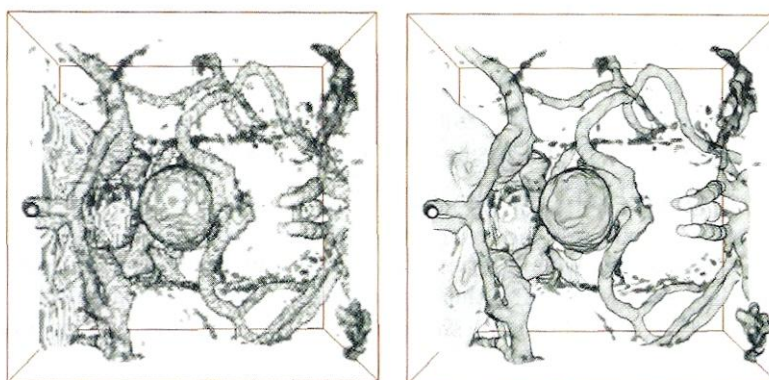
Η εύρεση της Συνάρτησης Μεταφοράς εξαρτάται από το είδος των δεδομένων και από το τι αναπαριστούν, καθώς τα δεδομένα μπορεί να αναπαριστούν τιμές εκπομπής (emission), τιμές απορρόφησης (absorption), τιμές ανακλαστικότητας (reflectivity), τιμές διαθλαστικότητας (translucency), ή και άλλου είδους τιμές. Επομένως το να δημιουργηθεί μια Συνάρτηση Μεταφοράς αυτόματα χωρίς να επέμβει ο χρήστης είναι κάτι το οποίο είναι εξαιρετικά δύσκολο, και συνήθως είναι κάτι το οποίο πρέπει να διαμορφωθεί από τον χρήστη. Υπάρχουν πολλών ειδών Συναρτήσεις Μεταφοράς, από ειδικές Συναρτήσεις οι οποίες είναι κατάλληλες για κάποια συγκεκριμένου είδους δεδομένα και προσφέρουν μεγάλη ακρίβεια στην αναπαράσταση, έως και πιο γενικές μορφές Συναρτήσεων, οι οποίες, αν και λιγότερο ακριβείς στην αναπαράσταση τους, μπορούν να αναπαραστήσουν μεγαλύτερου εύρους δεδομένα. Οι Συναρτήσεις Μεταφοράς, είναι δυνατόν να ακολουθούν γραμμικές, εκθετικές, ή και πιο σύνθετες κατανομές, και να είναι περισσότερων από μία διαστάσεων, δηλαδή να έχουν μια διαφορετική κατανομή για κάθε συνιστώσα χρώματος (red, green, blue, alpha). Για να διευκολυνθεί η διαδικασία της δημιουργίας της Συνάρτησης Μεταφοράς, είναι εξαιρετικά σημαντικό να δοθεί στον χρήστη η δυνατότητα παραμετροποίησης της Συνάρτησης, ενώ παράλληλα γίνεται και η οπτικοποίηση του όγκου δεδομένων, έτσι ώστε να είναι φανερά οι αλλαγές που γίνονται.

Η εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς μπορεί να γίνει με δύο τρόπους: πριν τη δειγματοληψία (pre-interpolative) και μετά τη δειγματοληψία (post-interpolative). Στη μέθοδο εφαρμογής της Συνάρτησης Μεταφοράς πριν τη δειγματοληψία, το αποτέλεσμα ενός σημείου παράγεται με εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς πριν τη δειγματοληψία του όγκου δεδομένων και στη συνέχεια τη δειγματοληψία του όγκου δεδομένων. Αντίθετα, στη μέθοδο εφαρμογής της Συνάρτησης Μεταφοράς μετά τη δειγματοληψία, το αποτέλεσμα παράγεται πρώτα με τη δειγματοληψία του όγκου δεδομένων και στη συνέχεια με την εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς στο αποτέλεσμα της δειγματοληψίας του όγκου δεδομένων.

Μια Συνάρτηση Μεταφοράς συνήθως έχει ως στόχο το διαχωρισμό διαφορετικών οντοτήτων μέσα στον όγκο δεδομένων, ανάλογα με την τιμή τους. Όμως, λόγω του ότι υπάρχει ένας περιορισμός στο εύρος των δεδομένων, δεν υπάρχουν διακριτά όρια μεταξύ διαφορετικών οντοτήτων. Ειδικότερα, στην ιατρική απεικόνιση, λόγω της ανομοιογένειας και της συνεχούς μεταβολής της πυκνότητας των ιστών από σημείο σε σημείο, καθώς και της πολύ μεγαλύτερης χωρικής διακύμανσης αυτής σε σχέση με το ρυθμό δειγματοληψίας, δεν μπορούν να καθοριστούν αυστηρά όρια μεταξύ διαφορετικών ιστών. Συνεπώς, μια ασυνέχεια στη Συνάρτηση Μεταφοράς, η οποία θα εισάγει ένα απότομο κατώφλι απόφασης διαχωρισμού μεταξύ περιοχών διαφορετικής πυκνότητας, είναι πιθανό να εισάγει σοβαρά σφάλματα και να μειώσει τη διαγνωστική αξία της μεθόδου. Για αυτόν το λόγο, είναι προτιμότερο να επιτρέπονται ομαλές μεταπτώσεις, οι οποίες να κωδικοποιούν με αυτό τον τρόπο τις ζώνες ασάφειας μεταξύ

των διαφόρων περιοχών. Επομένως, δεν ενδείκνυται να γίνει η εμφάνιση των δεδομένων ως επιφάνειες με ραγδαίες αλλαγές στη Συνάρτηση Μεταφοράς, για να αναπαρασταθούν τα μη ξεκάθαρα όρια μεταξύ δυο οντοτήτων, παρόλο που μια Συνάρτηση Μεταφοράς θα πρέπει να λαμβάνει υπόψη της αυτά τα μη ξεκάθαρα όρια και να είναι σε θέση να διαχωρίσει οντότητες με μικρή λεπτομέρεια. Δηλαδή, μια καλή συνάρτηση μεταφοράς θα πρέπει να περιέχει μια ισοστάθμιση μεταξύ ξεκάθαρων διαχωρισμών των οντοτήτων και των απαλών μεταβάσεων από την μια οντότητα στην άλλη.

Όπως είδαμε προηγουμένως, υπάρχουν δυο τρόποι για να εφαρμοστεί η Συνάρτηση Μεταφοράς στα δεδομένα όγκου: πριν και μετά τη δειγματοληψία. Θα συγκρίνουμε τις δυο αυτές μεθόδους, για να δούμε ποια είναι η πιο κατάλληλη. Όπως φαίνεται και στην εικόνα 3, η εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς πριν τη δειγματοληψία παράγει κάποιες αλλοιώσεις (artifacts), οι οποίες φαίνεται να δημιουργούνται από τη σποραδικότητα στα δεδομένα όγκου. Για να εξηγήσουμε αυτό το φαινόμενο είναι αναγκαίο να αναλύσουμε τη διαδικασία δειγματοληψίας.



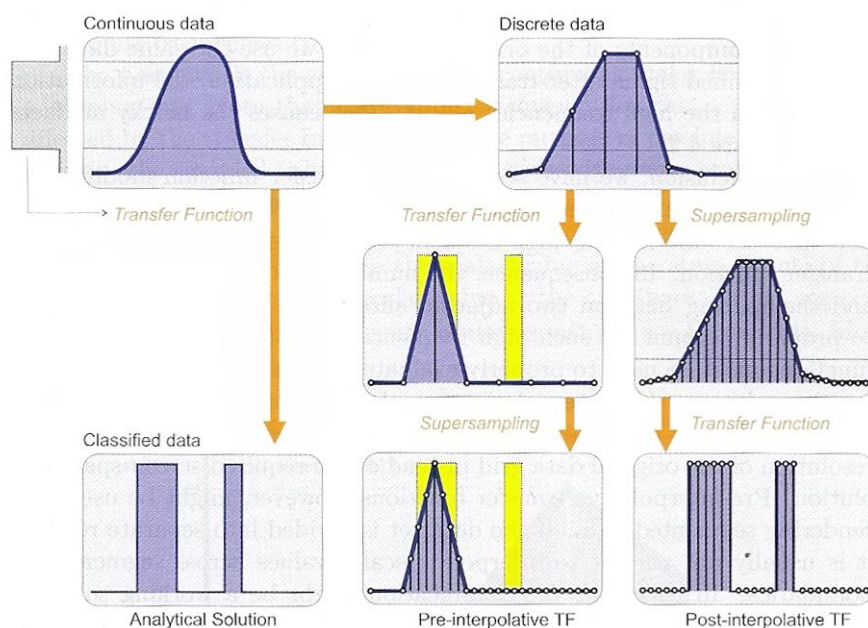
Εικόνα 3: Σύγκριση της εφαρμογής μιας Συνάρτησης Μεταφοράς υψηλής συχνότητας, πριν (αριστερά) και μετά (δεξιά) τη δειγματοληψία σε δεδομένα όγκου Υπολογισμένης Τομογραφίας Αγγειογραφίας (Computed Tomography Angiography)(πηγή [1])

Σε όλες τις προσεγγίσεις της οπτικοποίησης δεδομένων όγκου, θεωρούμε ότι οι τιμές των δεδομένων αποτελούνται από ένα συνεχές τρισδιάστατο πεδίο, επίσης θεωρούμε ότι ο περιβάλλοντας όγκος έχει επιλεγεί κατάλληλα. Χωρίς βλάβη της γενικότητας, μπορούμε να περιοριστούμε σε ένα μονοδιάστατο σήμα, το οποίο λαμβάνεται με την εκπομπή μιας ακτίνας και με τη διάσχιση του όγκου δεδομένων. Σύμφωνα με τη θεωρία δειγματοληψίας, ένα συνεχές σήμα $f(x)$, μπορεί να αναδημιουργηθεί από το συνδυασμό διακριτών τιμών $f(k \cdot \tau)$, στις οποίες η δειγματοληψία έγινε με μέγεθος βήματος τ , με τον εξής τύπο:

$$f(x) = \sum_k f(k \cdot \tau) * w_k, k \in \mathbb{N} \quad (2.3.1)$$

Προφανώς η εφαρμογή μιας Συνάρτησης Μεταφοράς στα διακριτά σημεία δειγματοληψίας, αντί για το συνεχές σήμα, παράγει διαφορετικά αποτελέσματα στη γενική περίπτωση:

$$T(f(x)) \neq \sum_k T(f(k * \tau)) * w_k, k \in \mathbb{N} \quad (2.3.2)$$



Σχήμα 2: Σύγκριση της εφαρμογής μιας Συνάρτησης Μεταφοράς, τύπου κουτιού, η οποία περιέχει άπειρες συχνότητες, πριν (αριστερά) και μετά (δεξιά) τη δειγματοληψία, ως προς τη δειγματοληψία και την ανακατασκευή ενός σήματος (πηγή [1])

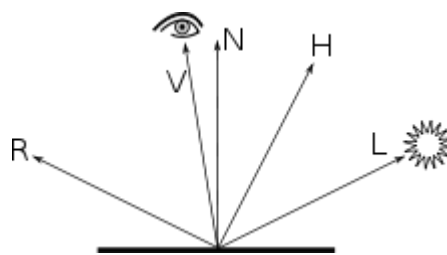
Στο σχήμα 2, βλέπουμε τη διαφορά μεταξύ της εφαρμογής της Συνάρτησης Μεταφοράς, πριν και μετά τη δειγματοληψία, ως προς τη δειγματοληψία και την ανακατασκευή των δεδομένων. Στην αριστερή στήλη έχουμε ένα παράδειγμα ενός αρχικού συνεχούς σήματος και της εφαρμογής μιας Συνάρτησης Μεταφοράς τύπου κουτιού σε αυτό, δηλαδή η Συνάρτηση Μεταφοράς αντιστοιχίζει σε μέγιστη τιμή εξόδου οτιδήποτε βρίσκεται μεταξύ των δυο σταθμών αναφοράς εντάσεων που φαίνονται στο πάνω δεξιά μέρος του σχήματος, με το αποτέλεσμα να φαίνεται στο κάτω αριστερά μέρος του σχήματος. Όμως, είναι αναγκαίο να γίνει μια δειγματοληψία στο αρχικό σήμα, για να επεξεργασθεί σε ψηφιακές συσκευές. Αυτή η ψηφιοποίηση έχει ως αποτέλεσμα να παραχθεί ένα σήμα διακριτών δεδομένων το οποίο φαίνεται πάνω δεξιά στο σχήμα. Αν ανακατασκευάσουμε αυτό το σήμα με μια γραμμική παρεμβολή (linear interpolation) τύπου σκηνής (tent filter), θα πάρουμε μια γραμμική προσέγγιση του αρχικού σήματος. Σε αυτό το σημείο αντιλαμβανόμαστε τη διαφορά μεταξύ των εφαρμογών πριν και μετά τη δειγματοληψία. Η εφαρμογή πριν τη δειγματοληψία (όπως φαίνεται και στη μεσαία στήλη), πρώτα εφαρμόζει τη Συνάρτηση Μεταφοράς στα διακριτά δείγματα, αντικαθιστώντας κάθε δείγμα με το αποτέλεσμα της Συνάρτησης Μεταφοράς. Στη συνέχεια, το σήμα ανακατασκευάζεται σε συντεταγμένες οθόνης με υπερ-δειγματοληψία με γραμμική παρεμβολή. Αν συγκρίνουμε το αποτέλεσμα με το αποτέλεσμα της εφαρμογής της Συνάρτησης Μεταφοράς στο συνεχές σήμα, βλέπουμε ότι το τελικό αποτέλεσμα έχει εμφανείς διαφορές από το επιθυμητό αποτέλεσμα, με τη δεύτερη κορυφή του σήματος να λείπει εντελώς. Στην εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς μετά τη δειγματοληψία, πρώτα ανακατασκευάζουμε το αρχικό σήμα σε ανάλυση οθόνης μέσω της υπερ-δειγματοληψίας και της γραμμικής παρεμβολής. Στη συνέχεια εφαρμόζουμε τη Συνάρτηση Μεταφοράς σε κάθε σημείο δειγματοληψίας στο χώρο

οθόνης και το αποτέλεσμα είναι πολύ πιο κοντά στο επιθυμητό αποτέλεσμα που παίρνουμε από την εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς στο συνεχές σήμα. Ο λόγος για τον οποίο συμβαίνει αυτό είναι ότι η Συνάρτηση Μεταφοράς προσθέτει επιπλέον στοιχεία υψηλής συχνότητας στο τελικό σήμα, όπως οι απότομες άκρες στο παράδειγμα. Το διακριτό σήμα όμως, περιέχει μόνο τιμές συχνότητας που περιέχονται στο συνεχές σήμα. Αν χρησιμοποιήσουμε αυτό το διακριτό σήμα ως βάση για την εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς, οι πληροφορίες που περιέχονται στις υψηλές συχνότητες χάνονται. Αυτό δημιουργεί τον θόρυβο στην εικόνα 3.

Διαπιστώνουμε ότι η Συνάρτηση Μεταφοράς μεταβάλλει το εύρος συχνοτήτων του αρχικού σήματος. Το αρχικό διακριτό σήμα δεν περιέχει της υψηλές συχνότητες οι οποίες προσθέτονται από τη Συνάρτηση Μεταφοράς. Επομένως, ο αριθμός των σημείων δειγματοληψίας πρέπει να αυξηθεί και η απόσταση μεταξύ δυο σημείων δειγματοληψίας πρέπει να μειωθεί, έτσι ώστε να αποδοθούν σωστά οι υψηλές συχνότητες. Η μέθοδος της εφαρμογής της Συνάρτησης Μεταφοράς μετά τη δειγματοληψία πρέπει να χρησιμοποιηθεί σε ανάλυση χώρου οθόνης στο σήμα εισόδου. Η μέθοδος της εφαρμογής της Συνάρτησης Μεταφοράς πριν τη δειγματοληψία δεν είναι σε θέση να αφαιρέσει τον θόρυβο, αφού το σήμα επεξεργάζεται στα πλαίσια του αρχικού σήματος και όχι στην απαιτούμενη ανάλυση του στο χώρο οθόνης. Όμως η μέθοδος της εφαρμογής της Συνάρτησης Μεταφοράς πριν τη δειγματοληψία, ίσως έχει χρησιμότητα στην εμφάνιση κατακερματισμένων δεδομένων. Αν τα δεδομένα είναι χωρισμένα σε διακριτές περιοχές, συνήθως δεν είναι σωστό να τροποποιούνται οι τιμές πέρα από τις διαχωριστικές περιοχές. Σε αυτή την περίπτωση, η εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς πριν τη δειγματοληψία ίσως είναι μια λύση η οποία παράγει τα επιθυμητά αποτελέσματα.

2.4 Τοπικός Φωτισμός – Σκίαση

Τέλος, για να ολοκληρωθεί η απεικόνιση των δεδομένων χρειάζεται να προσθέσουμε και φωτισμό, έτσι ώστε να βελτιωθεί το οπτικό αποτέλεσμα. Υπάρχουν πολλά μοντέλα φωτισμού, ένα από τα πιο διαδεδομένα είναι το μοντέλο φωτισμού Blinn-Phong. Στο συγκεκριμένο μοντέλο φωτισμού, ο φωτισμός ενός σημείου δίνεται από τους εξής τύπους:



Σχήμα 3: Σχεδιάγραμμα μοντέλου Blinn-Phong (πηγή [11]).

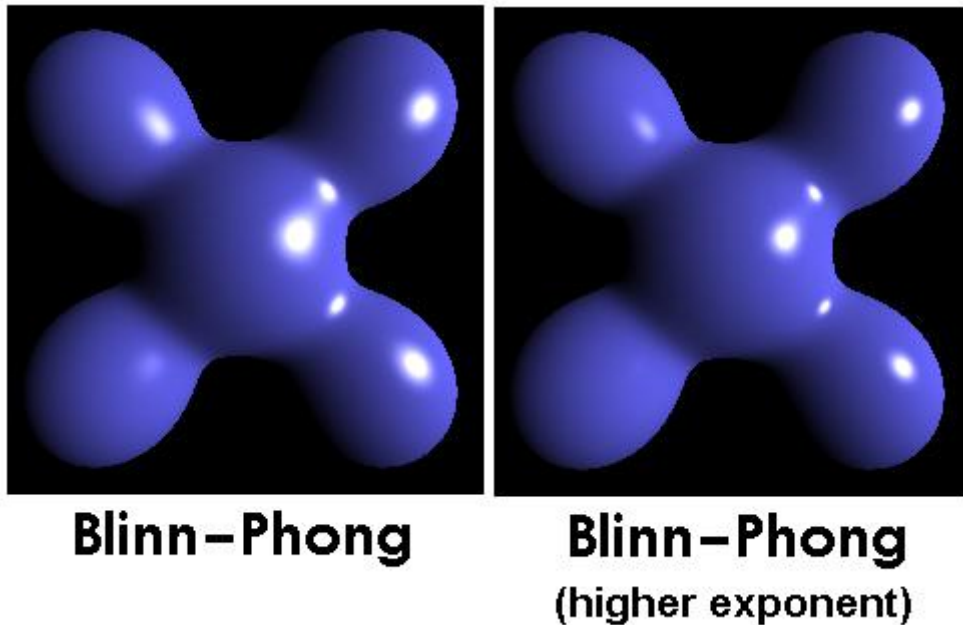
$$I_p = k_a * i_a + \sum_{m \in \text{Lights}} (k_d * (L_m * N) * i_{m,d} + k_s * (R_m * V)^a * i_{m,s}) \quad (2.4.1)$$

Όπου το L_m συμβολίζει το κανονικοποιημένο διάνυσμα από το σημείο προς την πηγή φωτισμού, το N συμβολίζει το κανονικό διάνυσμα του σημείου, το V συμβολίζει το κανονικοποιημένο διάνυσμα από το σημείο προς το σημείο παρατήρησης, ενώ το R_m συμβολίζει το διάνυσμα ανάκλασης και ισούται με $R_m = 2 * (L_m * N) - L_m$ (τα διανύσματα αυτά φαίνονται στο σχήμα 3). Ακόμη έχουμε τις εξής σταθερές που χαρακτηρίζουν το υλικό του σημείου: τη σταθερά k_s η οποία είναι η σταθερά κατοπτρικής ανάκλασης, τη σταθερά k_d η οποία είναι η σταθερά διάχυτου φωτισμού και

τη σταθερά k_a η οποία είναι η σταθερά περιβάλλοντος φωτισμού και τη σταθερά α η οποία είναι η σταθερά υλικού του σημείου και εκφράζει τη λαμπρότητα ενός υλικού. Όσο μεγαλύτερη είναι η σταθερά α τόσο πιο λείο είναι το υλικό. Συνεπώς, για μεγαλύτερες τιμές της σταθεράς α , έχουμε μικρότερη επιφάνεια κατοπτρικής ανάκλασης. Τέλος έχουμε τις εντάσεις φωτισμού, οι οποίες είναι: η i_s ένταση του φωτός κατοπτρικής ανάκλασης, η i_d ένταση του φωτός διάχυτου φωτισμού και η i_a ένταση του φωτός περιβάλλοντος φωτισμού

Όμως για την ανακλώμενη ακτινοβολία R_m της επιφάνειας, μπορούμε να αντικαταστήσουμε το διάνυσμα $R_m * V$, με το διάνυσμα $H * N$, όπου $H = \frac{L+V}{|L+V|}$. Οπότε η εξίσωση 2.4.1 αλλάζει και γίνεται:

$$I_p = k_a * i_a + \sum_{m \in \text{Lights}} (k_d * (L_m * N) * i_{m,d} + k_s * (H * N)^a * i_{m,s}) \quad (2.4.2)$$

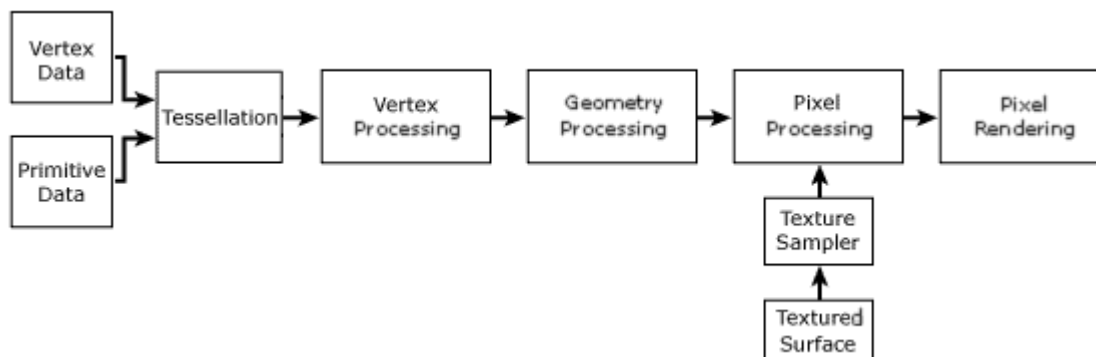


Εικόνα 4: Παραδείγματα εφαρμογής του μοντέλου φωτισμού Blinn-Phong , για έναν εκθέτη α (αριστερά) , και για έναν μεγαλύτερο εκθέτη (δεξιά) (πηγή [11]).

3. ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΟΓΚΟΥ ΣΤΗΝ ΚΑΡΤΑ ΓΡΑΦΙΚΩΝ

3.1 Σωλήνωση Καρτών Γραφικών

Οι σημερινές Κάρτες Γραφικών (Graphics Processing Unit), για να αναπαραστήσουν στην οθόνη οτιδήποτε τους ζητηθεί, έχουν μια σωλήνωση βημάτων (Pipeline), η οποία φαίνεται στην εικόνα 5.



Εικόνα 5: Σωλήνωση Εξόδου Κάρτας Γραφικών

Αρχικά, ο προγραμματιστής δεν μπορούσε να επέμβει στη σωλήνωση αυτή. Με την πάροδο του χρόνου, έγινε δυνατή η δυνατότητα αλλαγής της σωλήνωσης αυτής και η αντικατάσταση συγκεκριμένων βημάτων με αντίστοιχα βήματα παραμετροποιημένα από τον προγραμματιστή. Συγκεκριμένα, τα βήματα που μπορούν να αντικατασταθούν είναι τα βήματα της επεξεργασίας της θέσης ενός στοιχείου, της επεξεργασίας της γεωμετρίας ενός συνόλου στοιχείων και της επεξεργασίας του χρώματος ενός pixel. Αξίζει να σημειωθεί ότι τα τελευταία χρόνια γίνεται έντονη προσπάθεια γεφύρωσης των αλγορίθμων απεικόνισης πραγματικού χρόνου με τους φωτορεαλιστικούς αλγορίθμους απεικόνισης, με αποτέλεσμα τα παραπάνω στάδια και το σύνολο της σωλήνωσης να παίρνουν μια πιο αφηρημένη μορφή και να μετατρέπουν την Κάρτα Γραφικών σε μια μαζικά παράλληλη μηχανή γενικών υπολογισμών (General Purpose computing on Graphics Processing Unit).

Αν αντικαταστήσουμε τη σωλήνωση αυτή πρέπει να αναλάβουμε και την ευθύνη της βελτιστοποίησης και της σωστής λειτουργίας αυτής της σωλήνωσης, καθώς τα μέρη τα οποία αντικαθιστούμε, πρέπει να παράγουν σωστά αποτελέσματα, ειδάλλως δεν θα εμφανιστούν σωστά αποτελέσματα στην οθόνη. Αυτό που μπορούμε να εκμεταλλευτούμε από τη διαδικασία αυτή είναι η παραμετροποίηση της αλληλουχίας βημάτων, ώστε να καλύπτει πλήρως τις απαιτήσεις της εκάστοτε εφαρμογής που πρέπει να υλοποιήσουμε, και σε πολλές περιπτώσεις να επιτύχουμε ένα αποτέλεσμα το οποίο θα ήταν από απαιτητικό, από άποψη πόρων, έως και αδύνατο.

3.2 Βασικοί Αλγόριθμοι Καρτών Γραφικών

Για να εφαρμοστεί στην κάρτα γραφικών ο αλγόριθμος που παρουσιάστηκε στο κεφάλαιο 2, χρειάζεται να γίνουν κάποια βήματα. Επειδή ο υπολογισμός του διανύσματος κατεύθυνσης, με βάση το σημείο παρατήρησης, εμπεριέχει αρκετούς υπολογισμούς, οι οποίοι πρέπει να γίνουν κατά την φάση της οπτικοποίησης και δεν μπορούν να προϋπολογιστούν, εφαρμόζουμε την εξής τακτική για να μπορέσουμε να βρούμε το διάνυσμα κατεύθυνσης: χρησιμοποιώντας τον περιβάλλοντα όγκο για να εμφανίσουμε τα δεδομένα, αρχικά εμφανίζουμε την πίσω πλευρά του όγκου αποκόπτοντας την εμπρός μεριά (Front-Face Culling) και αποθηκεύουμε το αποτέλεσμα σε ένα στοιχείο υψής, στη συνέχεια αποκόπτουμε την πίσω μεριά του όγκου και εμφανίζουμε την εμπρός μεριά (Back-Face Culling) και αποθηκεύουμε πάλι το αποτέλεσμα σε ένα δεύτερο στοιχείο υψής. Έχοντας ένα σημείο δειγματοληψίας, μπορούμε στη συνέχεια να υπολογίσουμε ένα διάνυσμα κατεύθυνσης. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί πρώτον με το να γίνει μια δειγματοληψία του στοιχείου υψής που περιέχει το αποτέλεσμα της αποκοπής της μπροστινής μεριάς και στη συνέχεια μια δειγματοληψία του στοιχείου υψής που περιέχει το αποτέλεσμα της αποκοπής της πίσω μεριάς, δεύτερον να υπολογιστεί η διαφορά της τιμής των δυο αυτών δειγματοληψιών. Υπολογίζουμε το μήκος του διανύσματος στο οποίο αντιστοιχεί το αποτέλεσμα. Και, αφού κανονικοποιηθεί το αποτέλεσμα, λαμβάνουμε το (κανονικοποιημένο) διάνυσμα κατεύθυνσης (ανάλογα με το σημείο εκκίνησης, παίρνουμε είτε το διάνυσμα κατεύθυνσης αυτούσιο, είτε το αντίθετο του). Με βάση το γεγονός ότι τα δεδομένα μας είναι κυρίως δεδομένα εκπομπής, οι μέθοδοι που θα ακολουθήσουμε είναι είτε η Εμπρός-Προς-Πίσω, είτε η Πίσω-Προς-Εμπρός Έχοντας το διάνυσμα κατεύθυνσης, το επόμενο βήμα είναι να βρούμε το σημείο εισαγωγής στον όγκο δεδομένων, το οποίο είναι και η τιμή του σημείου στο οποίο έγινε η δειγματοληψία είτε στο στοιχείο υψής που περιέχει το αποτέλεσμα της αποκοπής της μπροστινής μεριάς, είτε στο στοιχείο υψής που περιέχει το αποτέλεσμα της αποκοπής της πίσω μεριάς (το στοιχείο υψής εξαρτάται από τη μέθοδο που χρησιμοποιείται. Η μέθοδος Εμπρός-Προς-Πίσω, έχει ως σημείο εκκίνησης το αποτέλεσμα της δειγματοληψίας του σημείου του στοιχείου υψής με αποκοπή της πίσω μεριάς, και η μέθοδος Πίσω-Προς-Εμπρός έχει ως σημείο εκκίνησης το αποτέλεσμα της δειγματοληψίας του σημείου του στοιχείου υψής με αποκοπή της μπροστινής μεριάς). Όσον αφορά το βήμα μετακίνησης του αλγορίθμου, το μέγεθος του πρέπει να είναι ανάλογο των διαστάσεων του όγκου δεδομένων, παίρνοντας τιμή περίπου $\frac{1}{\max(\text{ύψος}, \text{πλάτος}, \text{βάθος})}$ (λαμβάνοντας υπόψη ότι σε μια κάρτα γραφικών τα δεδομένα όγκου υπό μορφή στοιχείου υψής, αποκτούν τιμές διαστάσεων στο διάστημα $[0,1]$, επομένως το βήμα μετακίνησης πρέπει να λαμβάνει υπόψη αυτόν τον μετασχηματισμό), όπου οι τιμές ύψος, πλάτος και βάθος έχουν περαστεί στην κάρτα γραφικών από το πρόγραμμα και αντιστοιχούν στις διαστάσεις του όγκου δεδομένων / στοιχείου υψής πριν την κανονικοποίηση τους στο διάστημα $[0,1]$.

Στη συνέχεια, έχοντας βρει το σημείο εισαγωγής στον όγκο, το μήκος του διανύσματος κατεύθυνσης, την κατεύθυνση της ακτίνας και το μέγεθος του βήματος μετάβασης, εφαρμόζουμε μια επαναληπτική δομή για να διατρέξουμε τον όγκο. Αυτή η επαναληπτική δομή θα εκτελεστεί για ένα πλήθος επαναλήψεων το οποίο είναι ίσο με το μέγεθος του διανύσματος κατεύθυνσης δια του μεγέθους του βήματος, δηλαδή ισούται με $\text{ceil}\left(\frac{\text{μήκος διανύσματος κατεύθυνσης}}{\text{μέγεθος βήματος}}\right)$. Αυτό το πλήθος επαναλήψεων λαμβάνει μέγιστη τιμή ίση με τη διαγώνιο του περιβάλλοντα όγκου, αφού η μεγαλύτερη απόσταση που μπορούμε να διατρέξουμε, πριν ξεπεράσουμε τα όρια του περιβάλλοντα όγκου, είναι ίση με τη διαγώνιο του. Όμως, επειδή ο περιβάλλοντας όγκος είναι συνήθως ένα κυβοειδές σχήμα, η διαγώνιος έχει μέγεθος ίσο με $\sqrt{\text{ύψος}^2 + \text{πλάτος}^2 + \text{βάθος}^2}$. Μέσα στην επαναληπτική δομή γίνονται τα εξής βήματα: πρώτα γίνεται η λήψη αποτελεσμάτων για

το συγκεκριμένο σημείο που βρισκόμαστε, αφού εφαρμοστεί η μέθοδος εφαρμογής της Συνάρτησης Μεταφοράς που ακολουθούμε. Στη συνέχεια συνδυάζουμε τα αποτελέσματα του τρέχοντος σημείου με τα αποτελέσματα που έχουμε μέχρι στιγμής, σύμφωνα με την μέθοδο προσπέλασης του όγκου που χρησιμοποιούμε, και τέλος μετακινούμαστε πάνω στην ακτίνα στο επόμενο σημείο δηλαδή $p_{next} = p_{cur} + n * s$, όπου n είναι το κανονικοποιημένο διάνυσμα κατεύθυνσης και s το μέγεθος βήματος. Για να επισπεύσουμε τον αλγόριθμο, είναι δυνατόν να προσθέσουμε ένα βήμα ακόμη, μετά τη μετακίνηση πάνω στην ακτίνα, στο οποίο ελέγχουμε αν το συνολικό αποτέλεσμα που έχουμε μέχρι στιγμής, έχει διαφάνεια κοντά στο 1, όπου και διακόπτουμε την επαναληπτική δομή αφού και η διαφάνεια είναι κοντά στο 1, και δεν υπάρχει λόγος να συνεχίσουμε.

Το σημείο της επαναληπτικής δομής, το οποίο εξαρτάται από τη μέθοδο εμφάνισης των δεδομένων, είναι το σημείο του συνδυασμού των αποτελεσμάτων του τρέχοντος σημείου, με τα αποτελέσματα που έχουμε από τα προηγούμενα σημεία. Λόγο της διαφοράς στην κατεύθυνση και στο σημείο εκκίνησης στην εκάστοτε μέθοδο εμφάνισης, υπάρχει και μια διαφορά στον συνδυασμό των αποτελεσμάτων των προηγούμενων βημάτων με το τρέχον βήμα. Στην Εμπρός-Προς-Πίσω υλοποίηση, η βαρύτητα δίνεται στα προηγούμενα βήματα, καθώς, αφού η κατεύθυνση είναι από εμπρός προς τα πίσω, οι τιμές που συναντάμε πρώτα είναι και πιο κοντά στην εμφανή επιφάνεια του όγκου. Αντίστοιχα, στην Πίσω-Προς-Εμπρός υλοποίηση, το αποτέλεσμα του τρέχοντος βήματος, έχει μεγαλύτερη βαρύτητα από τα αποτελέσματα των προηγούμενων βημάτων, καθώς βρίσκεται πιο κοντά στην εμφανή επιφάνεια από τα προηγούμενα βήματα. Αναλύοντας τους τύπους που είδαμε στο κεφάλαιο 2, έχουμε τους εξής επαναληπτικούς τύπους:

Για τη μέθοδο Εμπρός-Προς-Πίσω, έχουμε τις εξισώσεις:

$$C_{dst} = C_{dst} + (1 - A_{dst}) * C_{src} * A_{src} \quad (3.2.1)$$

$$A_{dst} = A_{dst} + (1 - A_{dst}) * A_{src} \quad (3.2.2)$$

Ενώ για τη μέθοδο Πίσω-Προς-Εμπρός, έχουμε τις εξισώσεις:

$$C_{dst} = (1 - A_{src}) * C_{dst} + C_{src} * A_{src} \quad (3.2.3)$$

$$A_{dst} = (1 - A_{src}) * A_{dst} + A_{src} \quad (3.2.4)$$

Η κυριότερη διαφορά μεταξύ αυτών των δυο μεθόδων είναι η σχέση μεταξύ των παραγόμενων αποτελεσμάτων και της υπολογιστικής ισχύος που απαιτείται. Από τη μία, η Εμπρός-Προς-Πίσω, παρέχει γρηγορότερα τα αποτελέσματα, αφού ελέγχει πρώτα τα πιο εμφανή στοιχεία, από την άλλη, τα αποτελέσματα δεν έχουν την ίδια ακρίβεια με την Πίσω-Προς-Εμπρός υλοποίηση. Για την Πίσω-Προς-Εμπρός, συμβαίνει το ακριβώς αντίθετο, παρόλο που παρέχει πιο λεπτομερή αποτελέσματα, αφού λαμβάνει υπόψη και τα λιγότερο εμφανή στοιχεία, απαιτεί μεγαλύτερη υπολογιστική ισχύ, αφού λαμβάνει υπόψη περισσότερα στοιχεία.

Η διαδικασία που περιγράφηκε, μπορεί να βρεθεί στο παράρτημα 1, όπου βρίσκεται και η υλοποίηση που χρησιμοποιήθηκε στο λογισμικό που αναπτύχθηκε.

3.3 Εφαρμογή της Οπτικοποίησης

3.3.1 Δειγματοληψία

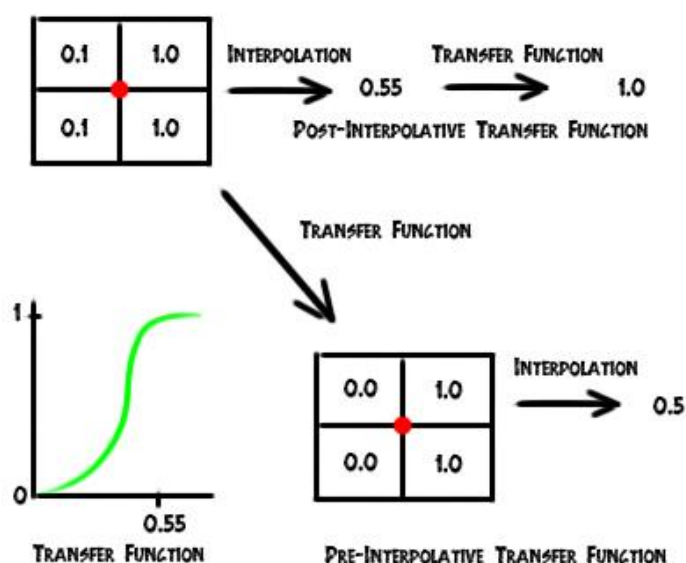
Η βασική παράμετρος στον αλγόριθμο εκπομπής ακτίνων είναι το μέγεθος του βήματος μεταφοράς από το ένα σημείο στο επόμενο. Και ουσιαστικά αυτό το μέγεθος αποτελεί και το μέγεθος δειγματοληψίας του αλγορίθμου. Όσο μεγαλύτερο είναι αυτό το βήμα, τόσο μεγαλύτερο είναι και το βήμα του αλγορίθμου. Οι επιπτώσεις της αλλαγής του μεγέθους αυτού είναι εμφανείς: όσο μεγαλύτερο είναι αυτό το μέγεθος, τόσο πιο γρήγορα γίνεται η μετάβαση από το σημείο έναρξης στο σημείο τερματισμού. Παράλληλα όσο πιο γρήγορα μεταβαίνουμε στο σημείο τερματισμού έχουμε συνεπώς και λιγότερες δειγματοληψίες του όγκου δεδομένων. Επομένως είναι σημαντικό να αποφασίσουμε την αναλογία απόδοσης και αναπαράστασης δεδομένων έτσι ώστε να επιτύχουμε την καλύτερη δυνατή σχέση μεταξύ της διαδραστικότητας και της εμφάνισης των δεδομένων για την εφαρμογή που θέλουμε να υλοποιήσουμε. Μια ακόμη σημαντική παράμετρος είναι ο μέγιστος αριθμός επαναλήψεων των βημάτων δειγματοληψίας, αφού για μικρό αριθμό βημάτων ενδέχεται να μην έχουμε αρκετά δεδομένα, ενώ για πολύ μεγάλο αριθμό δεδομένων ενδέχεται να έχουμε μεγάλες καθυστερήσεις και πτώση της διαδραστικότητας.

Έστω ότι έχουμε ένα όγκο δεδομένων με διαστάσεις $100 \times 100 \times 20$, ένα τυπικό βήμα σε αυτή την περίπτωση θα ήταν 0.01, το οποίο θα αντιστοιχούσε στο κλάσμα $\frac{1}{\max(100,100,20)}$, ενώ ένας τυπικός αριθμός επαναλήψεων θα ήταν ένας αριθμός από 0 (για διάνυσμα κατεύθυνσης (0,0,0)) έως 143 ο οποίος αντιστοιχεί στην μέγιστη τιμή που μπορεί να πάρει αυτό το μέγεθος και είναι ίσο με $\text{ceil}(\sqrt{100^2 + 100^2 + 20^2})$. Εάν μεταβάλουμε είτε τον αριθμό επαναλήψεων είτε το μέγεθος βήματος, τα αποτελέσματα μας θα αλλάξουν. Για μέγεθος βήματος 0.05, η μετακίνηση μας πάνω στην ακτίνα θα γίνεται 5 φορές πιο γρήγορα, με αποτέλεσμα αντί για 100 σημεία δειγματοληψίας, να έχουμε 20 σημεία δειγματοληψίας. Ως αποτέλεσμα θα έχουμε λιγότερο ακριβή δεδομένα, αλλά η μετακίνηση στην ακτίνα θα γίνει πιο γρήγορα, αφού έχουμε λιγότερα σημεία δειγματοληψίας. Αντίστοιχα, εάν αλλάξουμε τον αριθμό επαναλήψεων στο μισό από ό,τι είχαμε προηγουμένως, στην περίπτωση που η κατεύθυνση μας ταυτίζεται με τη διαγώνιο των δεδομένων όγκου, θα έχουμε ως τελικό αποτέλεσμα να έχει προσπελαστεί λιγότερο από το μισό μήκος της διαγωνίου, και τα αποτελέσματα μας θα είναι εμφανώς ελλιπή.

3.3.2 Συνάρτηση Μεταφοράς

Όπως εξηγήθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο, υπάρχουν δυο προσεγγίσεις στην ενσωμάτωση της συνάρτησης μεταφοράς, η πρώτη ενσωματώνει τη Συνάρτηση Μεταφοράς στα δεδομένα πριν τη δειγματοληψία των δεδομένων όγκου, οπότε κατά την εκτέλεση χρειαζόμαστε δυο βήματα: ένα για τη δειγματοληψία της Συνάρτησης Μεταφοράς με είσοδο το σημείο δειγματοληψίας, και ένα για τη δειγματοληψία του όγκου δεδομένων με σημείο δειγματοληψίας την έξοδο της Συνάρτησης Μεταφοράς. Η δεύτερη προσέγγιση ενσωματώνει τη Συνάρτηση Μεταφοράς στα δεδομένα, αφού έχει γίνει η δειγματοληψία των δεδομένων όγκου, επομένως και σε αυτή την προσέγγιση χρειαζόμαστε δυο βήματα, ένα για τη δειγματοληψία των δεδομένων όγκου για το συγκεκριμένο σημείο δειγματοληψίας, και ένα βήμα για το τελικό αποτέλεσμα το οποίο είναι η έξοδος της Συνάρτησης Μεταφοράς με είσοδο το αποτέλεσμα που πήραμε από τα δεδομένα όγκου. Στο σχήμα 4, φαίνεται η διαφορά στο αποτέλεσμα των δύο εισόδων για τα ίδια δεδομένα για την ίδια Συνάρτηση Μεταφοράς, όπου βλέπουμε ότι υπάρχει

μια αισθητή διαφορά στα αποτελέσματα, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε αλλοιώσεις και σε θόρυβο στο αποτέλεσμα.



Σχήμα 4: Εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς, που δίνεται στο διάγραμμα, στο σημείο που αναπαριστά η κόκκινη κουκίδα, σύμφωνα με την μέθοδο πριν τη δειγματοληψία (κάτω) και μετά τη δειγματοληψία (πάνω).

3.3.3 Τοπικός Φωτισμός

Το μοντέλο του τοπικού φωτισμού, για να μας δώσει τα αναγκαία αποτελέσματα, εκτός της θέσης παρατήρησης και της θέσης της φωτεινής πηγής, χρειάζεται και το κανονικό διάνυσμα της επιφάνειας. Επειδή όμως εμείς διασχίζουμε μια ακτίνα, συνεπώς για να αναδημιουργήσουμε το κανονικό διάνυσμα επιφάνειας, χρησιμοποιούμε την εξής μέθοδο: παίρνουμε δείγματα από τη γύρω περιοχή του τρέχοντος σημείου και ανακατασκευάζουμε το κανονικό διάνυσμα χρησιμοποιώντας τη διαφορά των τιμών που λάβαμε.

Για να το επιτύχουμε αυτό, υπάρχουν δυο προσεγγίσεις: υπολογισμός των τιμών του φωτισμού: πριν την οπτικοποίηση με προ-υπολογισμένες τιμές (pre-computed gradients) και με υπολογισμό των τιμών του φωτισμού κατά την οπτικοποίηση (on-the-fly gradients). Η μία είναι η δημιουργία των κανονικών διανυσμάτων πριν τη διαδικασία οπτικοποίησης και η αποθήκευσή τους σε ένα στοιχείο υψής για χρήση στην οπτικοποίηση και η δεύτερη είναι η δημιουργία των κανονικών διανυσμάτων κατά τη διάρκεια οπτικοποίησης.

Η κύρια διαφορά των δυο μεθόδων είναι ότι ο υπολογισμός των τιμών φωτισμού πριν την οπτικοποίηση απαιτεί περισσότερη μνήμη, ίση με τα δεδομένα όγκου που έχουμε, για να αποθηκευτούν οι τιμές φωτισμού. Κατά τη διάρκεια όμως της οπτικοποίησης χρειάζεται λιγότερη υπολογιστική ισχύ, καθώς όλοι οι υπολογισμοί έχουν γίνει. Η αδυναμία της τεχνικής αυτής είναι ότι ο υπολογισμός των τιμών φωτισμού γίνεται στα αρχικά δεδομένα που έχουμε, χωρίς να λάβουμε υπόψη την εφαρμογή ή την αλλαγή της Συνάρτησης Μεταφοράς, κάτι που αλλάζει το τελικό αποτέλεσμα. Στην περίπτωση που έχουμε μια σταθερή Συνάρτηση Μεταφοράς, δεν παρατηρείται κάποιο μειονέκτημα. Όμως για Συναρτήσεις Μεταφοράς οι οποίες αλλάζουν κατά τη διάρκεια της διαδικασίας της οπτικοποίησης, το κόστος επαναυπολογισμού των τιμών φωτισμού είναι εξαιρετικά υψηλό. Από την άλλη, ο υπολογισμός των τιμών φωτισμού κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης, παρόλο που απαιτεί περισσότερους υπολογισμούς κατά την

οπτικοποίηση των δεδομένων, δεν συναντά κάποιο πρόβλημα, αν η Συνάρτηση Μεταφοράς αλλάξει.

Και στις δυο περιπτώσεις, για να υπολογίσουμε τις τιμές φωτισμού ακολουθούμε την ίδια διαδικασία, η οποία είναι η εξής: για ένα σημείο p γίνεται μια δειγματοληψία των γύρω σημείων με απόσταση d , η οποία καθορίζεται από το μέγεθος των δεδομένων, και συνήθως είναι ίση με το μέγεθος του βήματος μετακίνησης. Στη συνέχεια αφού γίνει αυτή η δειγματοληψία, παίρνουμε τη διαφορά των περιεχομένων των τριών σημείων που βρίσκονται σε συντεταγμένες $+d$ από το σημείο p_0 με τα τρία σημεία που βρίσκονται σε συντεταγμένες $-d$ από το σημείο p . Τέλος κανονικοποιούμε το διάνυσμα που πήραμε από τη διαφορά των σημείων αυτών και το χρησιμοποιούμε στο μοντέλο φωτισμού που υλοποιούμε. Δηλαδή έχουμε τα σημεία που φαίνονται στον πίνακα 1, ενώ το διάνυσμα που προκύπτει από τη διαφορά τους φαίνεται στον πίνακα 2.

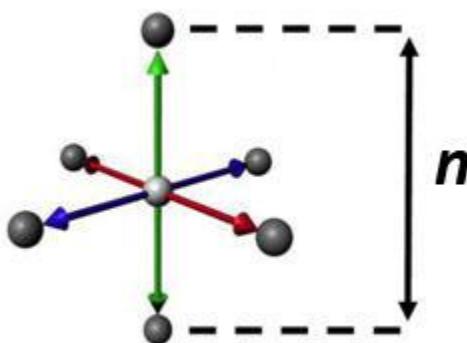
Πίνακας 3: Τα σημεία υπολογισμού των τιμών φωτισμού

$$\begin{array}{lll} p_1 = (p_0X + d, p_0Y, p_0Z) & p_2 = (p_0X, p_0Y + d, p_0Z) & p_3 = (p_0X, p_0Y, p_0Z + d) \\ p_4 = (p_0X - d, p_0Y, p_0Z) & p_5 = (p_0X, p_0Y - d, p_0Z) & p_6 = (p_0X, p_0Y, p_0Z - d) \end{array}$$

Πίνακας 4: Διάνυσμα Επιφάνειας μοντέλου φωτισμού

$$n = (p_4X - p_1X, p_5Y - p_2Y, p_6Z - p_3Z)$$

Είναι προφανές, ότι για κάποια αλλαγή στην τιμή της απόστασης d , το αποτέλεσμα της τιμής φωτισμού αλλάζει, αφού και η περιοχή δειγματοληψίας των γύρω περιοχών αλλάζει, και συνεπώς η αλλαγή στην τιμή των $p_1 - p_6$ σε σχέση με την τιμή του p_0 ενδέχεται να είναι μεγαλύτερη. Αυτό θα οδηγήσει σε αλλαγή του κανονικού διανύσματος επιφάνειας που θα χρησιμοποιηθεί στο μοντέλο φωτισμού.



Σχήμα 5: Τα σημεία που έχουμε που επιλέγουμε για ένα σημείο p_0 (πηγή [12])

4. ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΟΓΚΟΥ

4.1 Υλοποιημένοι αλγόριθμοι

Για την υλοποίηση της εφαρμογής, επιλέχθηκε ο αλγόριθμος Πίσω-Προς-Εμπρός, με εφαρμογή της Συνάρτησης Μεταφοράς μετά τη δειγματοληψία. Για το φωτισμό χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος υπολογισμού των τιμών φωτισμού κατά την οπτικοποίηση σε συνδυασμό με το μοντέλο φωτισμού Blinn-Phong. Λόγω της φύσεως των ιατρικών εικόνων, τα δεδομένα μας είναι συνεχή μη-διακριτά και προέρχονται κυρίως είτε από τιμές εκπομπής είτε από τιμές απορρόφησης, επομένως χρειαζόμαστε μια εξαρτημένη από τα βήματα προσπέλαση του όγκου. Για αυτό το λόγο προτιμήθηκε η μέθοδος της Πίσω-Προς-Εμπρός υλοποίησης. Σχετικά με τη Συνάρτηση Μεταφοράς, επιλέχθηκε η μέθοδος εφαρμογής μετά τη δειγματοληψία, αφού έχουμε συνεχή μη διακριτά δεδομένα. Όσον αφορά την υλοποίηση του φωτισμού, δεδομένου ότι η Συνάρτηση Μεταφοράς ενδέχεται να αλλάξει κατά τη διάρκεια της εκτέλεσης, η πιο κατάλληλη υλοποίηση είναι η μέθοδος υπολογισμού των τιμών φωτισμού κατά την εκτέλεση.

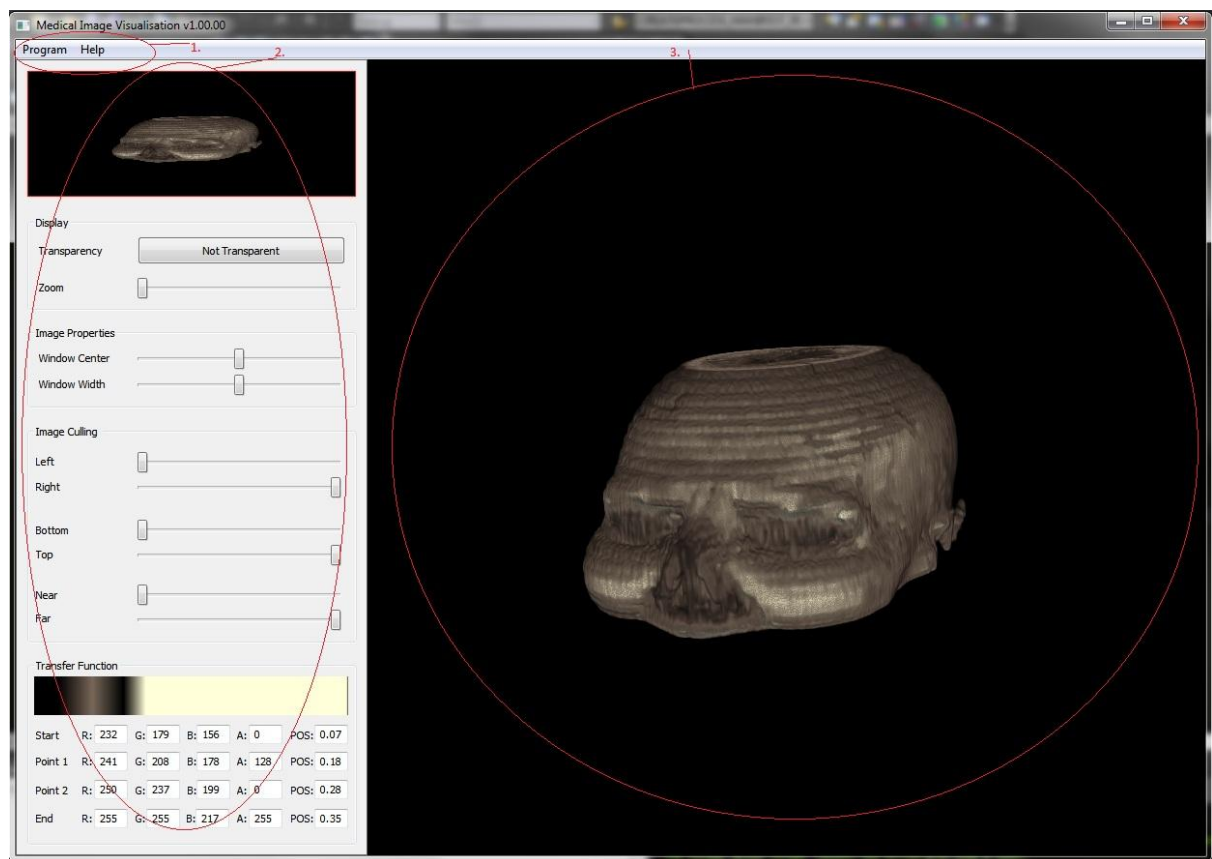
4.2. Λεπτομέρειες Υλοποίησης και Παραμετροποίησης

Στην εφαρμογή που αναπτύχθηκε, η κατασκευή του όγκου δεδομένων γίνεται με τη συνένωση των εικόνων που βρέθηκαν στο φάκελο που επιλέχθηκε (οι εικόνες θεωρούνται πως είναι διαδοχικές με αύξουσα ονοματολογία), σε ένα τριδιάστατο στοιχείο υψής. Παράλληλα, η Συνάρτηση Μεταφοράς αποτελείται από μια γραμμική συνάρτηση, με μέχρι τέσσερα σημεία κόμβους, η οποία αποθηκεύεται σε ένα μονοδιάστατο στοιχείο υψής. Η αντιστοίχιση από τα δεδομένα στην τιμή εξόδου της Συνάρτησης Μεταφοράς, γίνεται λαμβάνοντας υπόψη την red τιμή των εκάστοτε δεδομένων.

Ο χρήστης, έχει τη δυνατότητα παραμετροποίησης των μεγεθών windowCenter και windowHeight των δεδομένων εικόνας, που αντιστοιχούν στο κέντρο τιμών των εικόνων και το μέγιστο των τιμών των εικόνων αντίστοιχα. Επίσης έχει τη δυνατότητα αλλαγής του σημείου, της απόχρωσης και της διαφάνειας των τεσσάρων κομβικών σημείων της συνάρτησης μεταφοράς.

Πέρα από την παραμετροποίηση των τιμών της συνάρτησης μεταφοράς και των τιμών windowCenter και windowHeight, ο χρήστης έχει τη δυνατότητα αποκοπής κάποιου μέρους του όγκου που οπτικοποιείται, μέσω της αλλαγής τον αξόνων αποκοπής.

4.3 Το Γραφικό Περιβάλλον Χρήστη της εφαρμογής

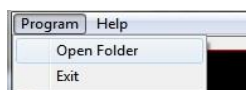


Εικόνα 6: Το Γραφικό Περιβάλλον της εφαρμογής

Περιοχές Γραφικού Περιβάλλοντος Χρήστη (Graphical User Interface) της Εφαρμογής

1. Μενού Παραθύρου
2. Παράθυρο Επιλογών
3. Παράθυρο Οπτικοποίησης

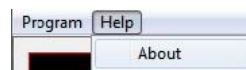
4.3.1. Μενού Παραθύρου



Εικόνα 7: Η επιλογή Program

A Επιλογή Program

1. Άνοιγμα Φακέλου Εικόνων (Open Folder)
2. Έξοδος από το πρόγραμμα (Exit)

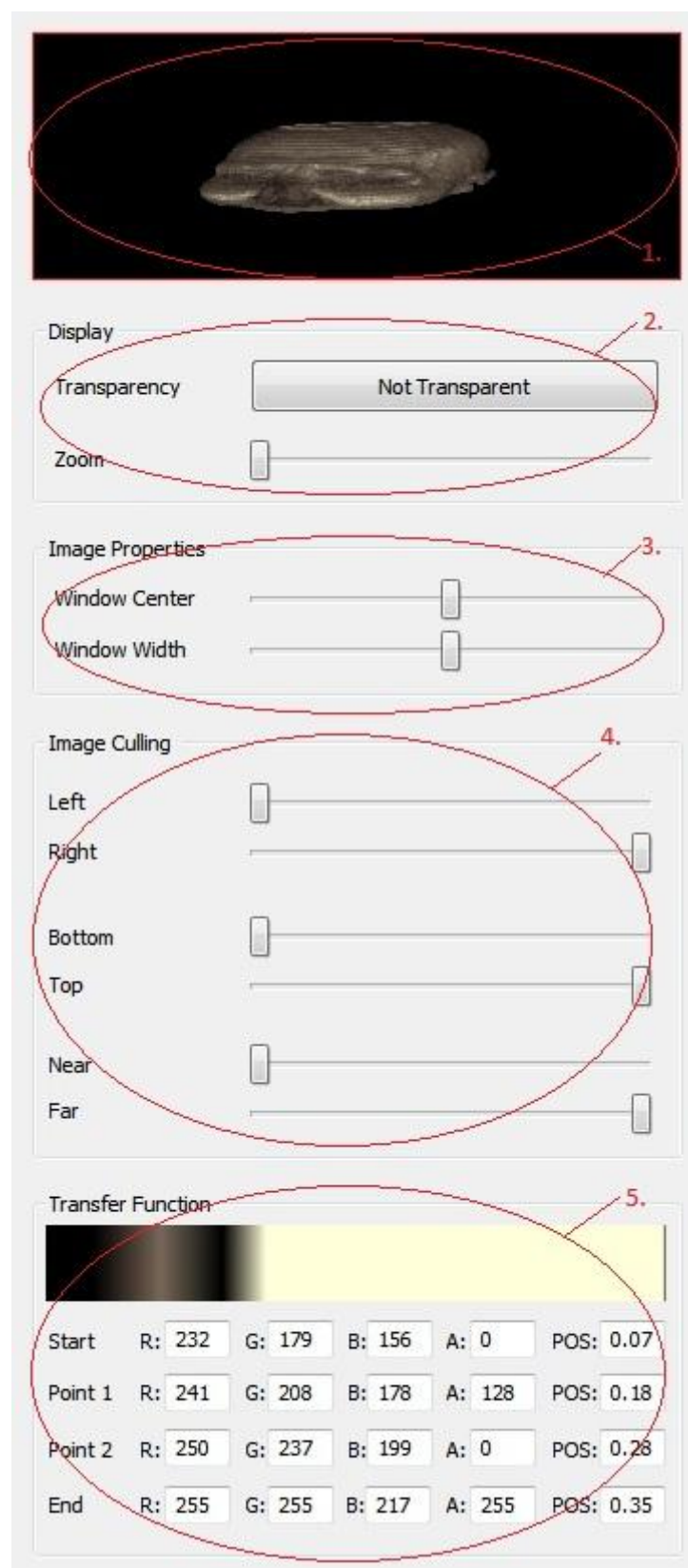


Εικόνα 8: Η επιλογή Help

B Επιλογή Help

1. Πληροφορίες Προγράμματος (About)

4.3.2. Παράθυρο Επιλογών



Εικόνα 9: Το Παράθυρο Επιλογών της Εφαρμογής

1. Σμίκρυνση του παραθύρου οπτικοποίησης
2. Επιλογές μεγέθυνσης (zoom) και διαφάνειας εικόνας.
 - a. Η μεγέθυνση μπορεί να επιτευχτεί και με την κίνηση του mouse-wheel.
3. Επιλογές εικόνας, αλλαγή χαρακτηριστικών εικόνας windowCenter και windowWidth
4. Επιλογές αξόνων αποκοπής εικόνας.
 - a. Οι άξονες αποκοπής μπορούν να αλλάξουν τιμή και με το πάτημα του αριστερού κουμπιού του ποντικιού και σύρσιμο του κέρσορα στο παράθυρο οπτικοποίησης, με σημείο εκκίνησης ανάλογο του άξονα που θέλουμε να αλλάξει, δηλαδή αριστερά για τον αριστερό άξονα, δεξιά για τον δεξιό κτλ.
 - b. Για τους άξονες near και far χρειάζεται να κρατηθεί και το δεξί κουμπί του ποντικιού πατημένο, η επιλογή του άξονα γίνεται με σημείο εκκίνησης στο πάνω μέρος του παραθύρου οπτικοποίησης για τον άξονα far, ή με σημείο εκκίνησης το κάτω μέρος του παράθυρο οπτικοποίησης για τον άξονα near.
5. Επιλογές Συνάρτησης Μεταφοράς
 - a. Υπάρχουν τέσσερα πιθανά σημεία κόμβοι, για το κάθε σημείο μπορεί να οριστεί μια τιμή χρώματος της μορφής RGBA, με τιμές για το κάθε πεδίο από 0 έως 255, και μια τιμή θέσης, η οποία παίρνει τιμές από 0.0 έως 1.0.

4.3.3. Παράθυρο Οπτικοποίησης

Το παράθυρο αναπαράστασης των εικόνων που επιλέχθηκαν.

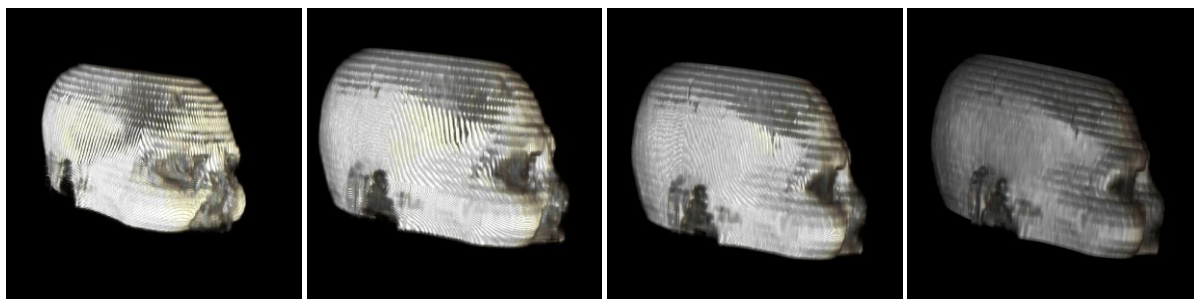
5. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ

5.1 Μεταβολή του μεγέθους της εικόνας

Η σμίκρυνση της εικόνας έχει ως αποτέλεσμα τα απαιτούμενα pixel να είναι λιγότερα, και συνεπώς να χρειαζόμαστε μικρότερο αριθμό ακτίνων και συνεπώς να επιτυγχάνουμε γρηγορότερα αποτελέσματα.

Αντίστοιχα, η μεγέθυνση της εικόνας, αυξάνει τα απαιτούμενα pixel και συνεπώς αυξάνει τον απαιτούμενο αριθμό ακτίνων, κάτι που αυξάνει τον χρόνο των αποτελεσμάτων.

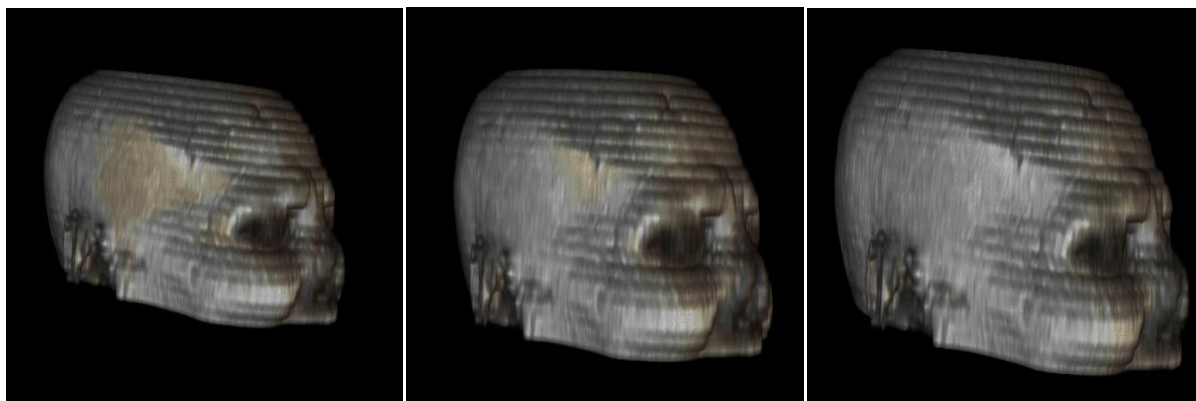
5.2 Μεταβολή του ρυθμού δειγματοληψίας



Εικόνα 10: Οπτικοποίηση του όγκου δεδομένων με (από αριστερά προς τα δεξιά) 10πλάσιο Βήμα, 5πλάσιο Βήμα, 3πλάσιο Βήμα και Κανονικό Βήμα

Η μεταβολή του ρυθμού δειγματοληψίας έχει δυο επιπτώσεις, η μια είναι στην απόδοση και η άλλη στην αναπαράσταση. Όπως παρατηρούμε, όσο πιο μικρός είναι ο ρυθμός δειγματοληψίας (δηλαδή όσο πιο μεγάλο είναι το μέγεθος του βήματος μετακίνησης), τόσο καλύτερη απόδοση έχουμε, αλλά έχουμε χειρότερα αποτελέσματα. Αντίστοιχα, όσο μεγαλύτερος είναι ο ρυθμός δειγματοληψίας (δηλαδή όσο πιο μικρό το μέγεθος του βήματος μετακίνησης), τόσο καλύτερα αποτελέσματα έχουμε, αλλά με συνέπειες στην απόδοση και στη διαδραστικότητα.

5.3 Μεταβολή της έκτασης των πυρήνων ανακατασκευής κανονικού διανύσματος



Εικόνα 11: Οπτικοποίηση του όγκου δεδομένων με (από αριστερά προς τα δεξιά) 10πλάσια Απόσταση, 5πλάσια Απόσταση, Κανονική Απόσταση.

Παρατηρούμε πως, όσο αυξάνουμε την απόσταση υπολογισμού του κανονικού διανύσματος, έχουμε αλλοίωση των αποτελεσμάτων, εξαιτίας της μεγαλύτερης αλλαγής των τιμών στην περιοχή που παίρνουμε δείγματα. Αυτό ενισχύεται και από το γεγονός ότι οι ιατρικές εικόνες έχουν συχνές αλλαγές τιμών (θόρυβο) ακόμη και σε μικρή περιοχή.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΟΡΟΛΟΓΙΑΣ**Πίνακας 5 : Πίνακας ορολογίας με τις αντιστοιχίσεις των ελληνικών και ξενόγλωσσων όρων**

Absorption	Απορρόφηση
Artifacts	Αλλοιώσεις
Back-Face Culling	Περικοπή Πίσω Όψεων
Back-to-Front	Πίσω-Προς-Εμπρός
Density Data	Δεδομένα Πυκνότητας
Emission	Εκπομπή
Front-Face Culling	Περικοπή Εμπρός Όψεων
Front-to-Back	Εμπρός-Προς-Πίσω
Linear Interpolation	Γραμμική Παρεμβολή
Maximum Intensity Projection	Προβολή Μέγιστης Έντασης
On-the-Fly Gradients	Υπολογισμός Τιμών Φωτισμού κατά την Οπτικοποίηση
Pre-Computed Gradients	Προ-Υπολογισμένες Τιμές Φωτισμού
Pre-Interpolative	Πριν τη Δειγματοληψία
Post-Interpolative	Μετά τη Δειγματοληψία
Ray Casting	Εκπομπή Ακτίνων
Ray Marching	Διάσχιση Ακτίνας
Reflectivity	Ανακλαστικότητα
Shader	Φωτοσκιαστής
Tent Filter	Φίλτρο Τύπου Σκηνής
Texture	Υφή
Transfer Function	Συνάρτηση Μεταφοράς
Translucency	Διαθλαστικότητα
Value Mapping	Αντιστοίχιση Τιμής
Weighted Sum Projection	Προβολή Αθροίσματος με Βάρη
Zoom	Μεγέθυνση

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι

Ο Φωτοσκιαστής που χρησιμοποιήθηκε:

```
#version120

// Backface Rendering Texture
uniform sampler2D    backside;

// Frontface Rendering Texture
uniform sampler2D    frontside;

// Transfer Function Texture
uniform sampler1D    transferfunc;

// Volume Data Texture
uniform sampler3D    volume;


// Volume Image Width (Columns)
uniform float        width;

// Volume Image Height (Rows)
uniform float        height;

// Volume Image Depth (Number of Images)
uniform float        depth;


// Adjusted sampling alpha
uniform bool         transparent;

// Image Culling Axes
// Left and Right Culling (x coordinate left, y coordinate right)
uniform vec2         xculling;

// Top and Bottom Culling (x coordinate bottom, y coordinate top)
uniform vec2         yculling;

// Near and Far Culling ( x coordinate near , y coordinate far )
uniform vec2         zculling;


// Camera Position
uniform vec3         eyeposition;

// Light Source Position
uniform vec3         lightposition;


// Ray Marching Step Size
float                stepSize = 1/max(width,max(height,depth));
```

```

// Local Illumination Gradient calculation distance
float          delta = stepSize;

// Maximum amount of iterations per pixel
int            iterations = int(sqrt(pow(depth,2)+pow(width,2)+pow(height,2)));

// Local Illumination Function - Blinn-Fong Model
vec3  shading( vec3 normal , vec3 light , vec3 view )
{
    vec3  Ka = vec3(0.1,0.1,0.1);
    vec3  Kd = vec3(0.7,0.7,0.7);
    vec3  Ks = vec3(0.2,0.2,0.2);
    float shininess = 100.0;

    vec3  lightColour = vec3(1.0,1.0,1.0);
    vec3  ambientLight = vec3(0.0,0.0,0.0);

    vec3  half = normalize(light+view);
    float diffuseLight = max(dot(light,normal),0);
    float specularLight = pow(max(dot(half,normal),0),shininess);
    if ( diffuseLight <= 0 )        specularLight = 0;

    vec3  ambient = Ka*ambientLight;
    vec3  diffuse = Kd*lightColour*diffuseLight;
    vec3  specular = Ks*lightColour*specularLight;
    return ambient+diffuse+specular;
};

// Main Fragment Shader
void main()
{
    // Sample the back face rendering
    vec4  back = texture2D(backside,gl_TexCoord[0].st);

    // Sample the front face rendering
    vec4  front = texture2D(frontside,gl_TexCoord[0].st);

    // Calculate the direction vector
    vec3  direction = front.xyz - back.xyz;

```

```

// Calculate the normalized direction vector
vec3    directionNormal = normalize(direction);

// Calculate the length of the direction vector, we will need this to figure out when we reached
the end of the volume
float    directionLength = length(direction);

// Calculate the direction and the size of each step
vec3     move = directionNormal * stepSize;

// Calculate the length of each step
float     moveLength = length(move);

// Start the ray from the back side of the volume, in order to implement Back-to-Front Ray
Marching
vec3     ray = back.xyz;

// Total Color and Opacity accumulated
vec4     returnValue = vec4(0,0,0,0);

// Temporary Sample Variables
float     alphaSum = 0.0;
float     lengthSum = 0.0;
vec4     colorSample;
float     alphaSample;
vec4     transferSample;

// While we are within the allowed number of iterations
for ( int i = 0; i < iterations; i++ )
{
    // If the current location is within the boundaries formed by the culling axes
    If( ray.x >= xculling.x && ray.x <= xculling.y && ray.y >= yculling.x && ray.y <= ycullin
g.y && ray.z >= zculling.x && ray.z <= zculling.y )
    {
        // Sample the volume data
        colorSample = texture3D(volume,ray);

        // Apply the transfer function to the data we just sampled
        transferSample = texture1D(transferfunc,colorSample.r);

        // If the transparency of the data is more than 0
        if ( transferSample.a > 0.0 )
        {
            // If desired apply a transparent effect

```

```

        if ( !transparent )
            alphaSample = transferSample.a;
        else
            alphaSample = transferSample.a*0.005;

illumination model
        // If we haven't applied a transparent effect, apply the local

        if ( !transparent )
        {
            // Sampling variables
            vec3    sample , sample2 , alpha , alpha2;

            // Sample the area with distance + delta from the current
location
            sample.x = texture3D(volume,ray-vec3(delta,0,0)).x;
            sample.y = texture3D(volume,ray-vec3(0,delta,0)).x;
            sample.z = texture3D(volume,ray-vec3(0,0,delta)).x;

            // Sample the area with distance -delta from the current location
            sample2.x = texture3D(volume,ray+vec3(delta,0,0)).x;
            sample2.y = texture3D(volume,ray+vec3(0,delta,0)).x;
            sample2.z = texture3D(volume,ray+vec3(0,0,delta)).x;

            // Calculate the light model vectors
            // Since we don't have a normal vector for the current location,
we use the
            //sampled values of the nearby locations to get a normal vector
            vec3    normal = normalize(sample2-sample);
            vec3    light = normalize(lightposition - ray);
            vec3    view = normalize(eyeposition - ray);

            // Add the Light Model results to the current color.
            transferSample.rgb += shading(normal,light,view);
        }

        // Update the total accumulated color and transparency value, according
to Back-to-Front

        // Ray Marching
        returnValue = (1-alphaSample)*returnValue + transferSample*alphaSample;
        alphaSum = (1-alphaSample)*alphaSum + transferSample.a*alphaSample;
    }
}

```

```
        // Advance the ray
        ray += move;

        // Update the total traversed distance
        lengthSum += moveLength;

        // Terminate the ray either if we have reached the end of the volume, or if we
        accumulated enough

        //transparency
        if ( lengthSum >= directionLength || alphaSum > 1.0 ) break;
    }

    // Apply the accumulated color and transparency to the pixel in question
    gl_FragColor = returnValue;
}
```


ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ II

Πίνακας 6: Απαραίτητα, για την τριδιάστατη οπτικοποίηση, πεδία ενός αρχείου DICOM

Κωδικός	Πεδίο	Περιεχόμενο
(0x0002,0x0010)	Transfer Syntax	Τύπος συντακτικού Μεταφοράς, υποστηριζόμενα συντακτικά είναι τα Implicit Little Endian("1.2.840.10008.2"), Explicit Little Endian("1.2.840.10008.2.1"), Explicit Deflated Little Endian(1.2.840.10008.2.99"), Explicit Big Endian("1.2.840.10008.2.2") (Ο κύριος έλεγχος έγινε με Explicit Little Endian δεδομένα).
(0x0018,0x0050)	Slice Thickness	Βάθος της κάθε εικόνας
(0x0018,0x0088)	Slice Spacing :	Διάστημα μεταξύ δυο εικόνων
(0x0028,0x0004)	Photometric Representation	Τύπος χρωματισμού εικόνας, υποστηρίζονται κυρίως μονοχρωματικά δεδομένα εικόνας ("MONOCHROME1", "MONOCHROME2").
(0x0028,0x0010)	Rows	Ύψος εικόνας
(0x0028,0x0011)	Columns	Πλάτος εικόνας
(0x0028,0x0100)	Bits Allocated	Μέγεθος σε bits του κάθε pixel της εικόνας
(0x0028,0x0106)	Smallest Value	Μικρότερη Τιμή χρώματος της εικόνας
(0x0028,0x0107)	Largest Value	Μεγαλύτερη Τιμή χρώματος της εικόνας
(0x0028,0x1050)	Window Center	Επιθυμητό αρχικό κέντρο των τιμών χρώματος της εικόνας
(0x0028,0x1051)	Window Width	Επιθυμητό αρχικό μέγιστο των τιμών χρώματος της εικόνας
(0x7FE0,0x0010)	Pixel Data	Δεδομένα Εικόνας σε μορφή RAW

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] Klaus Engel, Markus Hadwiger, Joe M. Kniss, Christof Rezk-Salama, Daniel Weiskopf, «*Real-Time Volume Graphics*», AK Peters, Ltd, 2006.
- [2] Nehe Productions, «*OpenGL Tutorials*», <http://nehe.gamedev.net/>, [Προσπελάστηκε 11/4/2011],
- [3] Song Ho Ahn, «*OpenGL Windows GUI Application*», 2007, http://www.songho.ca/opengl/gl_mvc.html, [Προσπελάστηκε 11/4/2011]
- [4] Peter Trier, «*GPU Raycasting Tutorial*», 2010, http://www.daimi.au.dk/~trier/?page_id=98, [Προσπελάστηκε 11/4/2011]
- [5] NEMA, *DICOM Homepage*, 2010, <http://medical.nema.org/>, [Προσπελάστηκε 11/4/2011]
- [6] SGI, «*OpenGL Software Development Kit Documentation*», 2011, <http://www.opengl.org/sdk/docs/>, [Προσπελάστηκε 11/4/2011]
- [7] Microsoft, «*Windows Development*», 2010, <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/ee663300%28v=VS.85%29.aspx>, [Προσπελάστηκε 11/4/2011]
- [8] Jeff Mathers, «*DICOM Example Files*», 2003, <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/2762>, [Προσπελάστηκε 11/4/2011]
- [9] Robert Bernis, «*MRI Brain Segmentation*», 2010, <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/4879>, [Προσπελάστηκε 11/4/2011]
- [10] Shane Zamora, Xin Mao, «*Underwater Scene*», 2009, <http://charhut.info/cs280/>, [Προσπελάστηκε 11/4/2011]
- [11] Wikipedia, «*Blinn-Phong Shading Model*», 2011, http://en.wikipedia.org/wiki/Blinn%E2%80%93Phong_shading_model, [Προσπελάστηκε 11/4/2011]
- [12] Anton Kaplanyan, «*Light Propagation Volumes in CryEngine 3*», 2010, http://www6.incrisis.com/Light_Propagation_Volumes.pdf, [Προσπελάστηκε 11/4/2011].