

ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΑΡΤΗΡΙΑΚΟΥ ΔΕΝΤΡΟΥ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ ΑΠΟ ΕΙΚΟΝΕΣ
ΣΤ ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

Η
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΕΞΕΙΔΙΚΕΥΣΗΣ

Υποβάλλεται στην

ορισθείσα από την Γενική Συνέλευση Ειδικής Σύνθεσης
του Τμήματος Πληροφορικής
Εξεταστική Επιτροπή

από τον

Ιωάννη Καραμήτσιο

ως μέρος των Υποχρεώσεων

για τη λήψη

του

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟΥ ΔΙΠΛΩΜΑΤΟΣ ΣΤΗΝ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗ
ΜΕ ΕΞΕΙΔΙΚΕΥΣΗ ΣΤΙΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ-ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Ιούνιος 2006

50

ΜΠΛΕ



ΑΦΙΕΡΩΣΗ

Στο νεογέννητο ανηψάκι μου



ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Δημήτρη Φωτιάδη για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση που μου προσέφερε κατά τη διάρκεια διεκπεραίωσης αυτής της εργασίας.

Ακόμη θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τους Γιώργο Ρήγα και Ανδρέα Φωτίου για τη βοήθεια τους όπως επίσης και όλους τους συναδέλφους και φίλους μου που με στήριξαν το διάστημα αυτό. Κλείνοντας το μεγαλύτερο ευχαριστώ το οφείλω στον άνθρωπο που με ανέχτηκε όλο αυτό το διάστημα και με στήριξε συναισθηματικά, ψυχολογικά αλλά και με βοηθούσε με τις πολύτιμες ιατρικές του γνώσεις, τη Νατάσα μου.



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ιωάννης Καραμήτσιος του Θωμά και της Ελένης.

MSc, Τμήμα Πληροφορικής, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Ιούνιος 2006

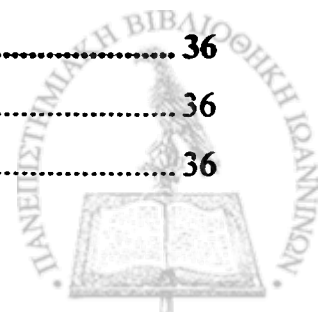
ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΑΡΤΗΡΙΑΚΟΥ ΔΕΝΤΡΟΥ ΤΗΣ ΚΑΡΔΙΑΣ ΑΠΟ ΕΙΚΟΝΕΣ CT ΑΓΓΕΙΟΓΡΑΦΙΑΣ

Επιβλέπωντας: Δ. Ι. Φωτιάδης

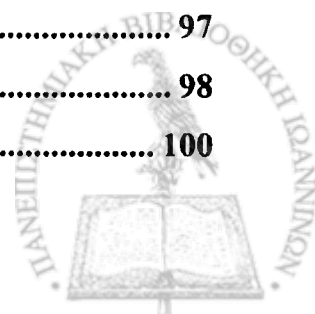
Στόχος της εργασίας αυτής είναι η υλοποίηση ενός αυτόματου συστήματος με χρήση αξιόπιστης μεθοδολογίας που θα ανασυνθέτει τις τομές CT αγγειογραφίας, θα απαλλάσσει τον ακτινολόγο από τη νοερή ανασύνθεση των τομών και θα του επιτρέπει να εστιάσει σε συγκεκριμένες ανατομικές δομές.



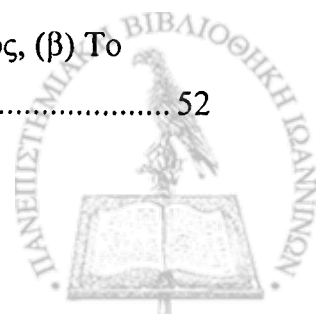
ΑΦΙΕΡΩΣΗ	ii
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ	iii
ΠΡΟΛΟΓΟΣ	iv
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ	vii
ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ	x
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
1.1 Ανατομία της καρδιάς.....	1
1.2 Περιγραφή μεθόδων απεικόνισης	3
1.2.1 Αγγειογραφία με καθητήρα	3
1.2.2 Αγγειογραφία με αξονική τομογραφία	4
1.2.3 Αγγειογραφία με μαγνητική τομογραφία.....	5
1.2.4 Συμπέρασμα	5
1.3 Σκοπός της εργασίας.....	5
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ	8
2.1 Εισαγωγή.....	8
2.1 Τεχνικές Αναγνώρισης Προτύπων (Pattern Recognition Techniques)	10
2.1.1 Πολύ-κλίμακωτή προσέγγιση (Multiscale Techniques).....	10
2.1.2 Προσέγγιση εύρεσης σκελετού (Skeleton-based approaches).....	11
2.1.5 Μέθοδοι διαφορικής γεωμετρίας (Differential Geometry-Based Approaches) ..	20
2.1.6 Μέθοδος ταιριάσματος φίλτρων (Matching Filters Approaches)	20
2.1.7 Μέθοδοι που βασίζονται σε μαθηματικά μορφολογικά σχήματα (Mathematical Morphology Schemes).....	22
2.2 Μέθοδοι βασισμένες σε σκελετοποίηση	24
2.2.1 Εισαγωγή.....	24
2.2.2 Μέθοδοι μετασχηματισμών απόστασης (distance transform methods).....	26
2.2.3 Τοπολογικοί Αλγόριθμοι Λέπτυνσης	30
2.2.4 Μέθοδος Voronoi.....	31
2.3 Σύγκριση μεθόδων σκελετοποίησης.....	33
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΜΕΘΟΔΟΥ	36
3.0 Εισαγωγή.....	36
3.1 Περιγραφή Δεδομένων.....	36



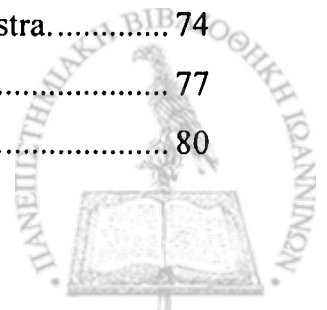
3.2.1 Δημιουργία τρισδιάστατης εικόνας	38
3.2.3 Ισοστάθμιση Ιστογράμματος (Histogram Equalization)	41
3.2.4 Ενίσχυση ακμών εικόνας (Image Sharpening)	43
3.2.5 Τελεστής Laplace	44
3.3 Κατάτμηση των δισδιάστατων τομών	45
3.3.1 Μέθοδος Κατάτμησης Otsu	46
3.3.2 Μεθοδολογία προεπεξεργασίας και κατάτμησης των δισδιάστατων τομών	49
3.3.3 Αποτελέσματα προεπεξεργασίας και κατάτμησης τομών	50
3.4 Εύρεση Αντικειμένων	55
3.4.1 Καθορισμός του βασικού αντικειμένου	59
3.5 Εύρεση σκελετού – Σκελετοποίηση	61
3.5.1 Τοπολογικοί Αλγόριθμοι Λέπτυνσης (Thinning)	62
3.5.2 Βασικοί Ορισμοί	63
3.5.3. Αλγόριθμος Λέπτυνσης που Ακολουθήθηκε	64
3.5.4 Προτεινόμενη Τροποποίηση Αλγορίθμου	67
3.6 Κλάδεμα του δέντρου – εντοπισμός της ρίζας.	70
3.7 Ταίριασμα των δεδομένων σε καμπύλες.	75
3.7.1 Ορισμός των Bspline καμπυλών	76
3.7.2 Καθολικός Αλγόριθμος ταιριάσματος.	78
3.7.3 Εφαρμογή του αλγορίθμου ταιριάσματος στα δεδομένα μας.	79
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ.....	81
4.1 Εισαγωγή.....	81
4.2 Γλώσσα προγραμματισμού	81
4.2 Αναπαράσταση Τρισδιάστατης Εικόνας.....	85
4.3 Επιλογή Τεχνικής	87
4.4 Αναπαράσταση Όγκων (Volume Rendering).....	88
4.4.1 Volume Rendering με χρήση υλικού (texture based).....	88
4.4.2 Προσέγγιση του volume rendering με 2d Texture	89
4.5 Γραφικό Περιβάλλον.....	92
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΔΟΥΛΕΙΑ	95
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ OTSU.....	97
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΤΕΛΕΣΤΩΝ BLENDING	98
ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....	100



Σχήμα 1.1 Καρδιά και αρτηρίες αυτής.....	2
Σχήμα 1.2 Στεφανιαία κυκλοφορία.....	3
Σχήμα 2.1 Τα αποτελέσματα της μεθόδου που πρότειναν οι Wan et. al [9] για τρία διαφορετικά αρτηριακά δένδρα.....	15
Σχήμα 2.2 Τα αποτελέσματα της μεθόδου των Wan et. al. όπως παρουσιάζονται στις εργασίες τους [9-10].....	16
Σχήμα 2.3 (α) MRI τομή κρανίου, και (β) Ο αντίστοιχος δισδιάστατος χάρτης φωτεινότητας σε τρισδιάστατη προβολή [11,12].....	17
Σχήμα 2.4 Αρτηριακό δέντρο που προκύπτει από την εργασία των Aylward et. al. [44].	19
Σχήμα 2.5 Τα αποτελέσματα της μεθόδου του Sato [18, 19].	21
Σχήμα 2.6 Παράδειγμα σκελετοποίησης.....	25
Σχήμα 2.7 Σκελετός με βάση τον ορισμό των μεγίστων κύκλων	25
Σχήμα 2.8 Παράδειγμα της διαδικασίας λέπτυνσης με βάση τα simple points.	31
Σχήμα 2.9 (α) Αρχικά σημεία., (β) Το διάγραμμα Voronoi που προκύπτει, (γ) σημεία που εκφράζουν το περίγραμμα ορθογωνίου, (δ) Ο αντίστοιχος σκελετός.....	32
Σχήμα 2.10 Αποτελέσματα με χρήση διαγραμμάτων Voronoi με βάση διαφορετικές παραμέτρους [39].....	33
Σχήμα 3.1. Βήματα Μεθοδολογίας που Ακολουθείται.....	38
Σχήμα 3.2 CT τομή: Με κόκκινα βέλη σημειώνονται μερικά από τα στεφανιαία αγγεία.....	39
Σχήμα 3.3 (α) Δισδιάστατη τομή, (β) Το αντίστοιχο ιστόγραμμα.	40
Σχήμα 3.4 (α) Το αποτέλεσμα της ισοστάθμισης ιστογράμματος στην εικόνα του Σχήματος 3.3, (β) Ιστόγραμμα μετά την εφαρμογή ισοστάθμισης.....	43
Σχήμα 3.5 (α) Αρχική εικόνα, (β) Εικόνα μετά από ενίσχυση ακμών	44
Σχήμα 3,6 (α) Η αρχική εικόνα, (β) Η εικόνα που προέκυψε μετά από ενίσχυση ακμών, (γ) Η εικόνα που προέκυψε μετά την εφαρμογή της Otsu (T1=64), (δ) Η εικόνα που προέκυψε μετά από δεύτερη εφαρμογή της Otsu (T2 = 145).	51
Σχήμα 3.7 Το ιστόγραμμα της εικόνας του Σχήματος 3.6 (γ) για τη νέα περιοχή ενδιαφέροντος.	51
Σχήμα 3.8 (α) Η εικόνα που προέκυψε από την ισοστάθμιση του ιστογράμματος, (β) Το αντίστοιχο ιστόγραμμα, (γ) Η αντίστοιχη δυαδική εικόνα (T = 131).	52



Σχήμα 3.9 (α) Η δυαδική εικόνα που προέκυψε ($T1 = 64$), (β) Αντίστοιχη περιοχή ενδιαφέροντος, (γ) Το αντίστοιχο ιστόγραμμα της νέας περιοχής ενδιαφέροντος.	53
Σχήμα 3.10 (α) η δυαδική εικόνα που προκύπτει από την εφαρμογή της Otsu για δεύτερη φορά ($T = 91$), (β) Η νέα περιοχή ενδιαφέροντος και (γ) Το αντίστοιχο ιστόγραμμα	54
Σχήμα 3.11 Το αποτέλεσμα της τρίτης εφαρμογής της Otsu στην νέα περιοχή ενδιαφέροντος ($T3=133$).....	55
Σχήμα 3.12 Οι τρεις τρόποι συνδεσμολογίας των voxels.	56
Σχήμα 3.13 Το αποτέλεσμα της εφαρμογής του αλγορίθμου CC χωρίς προεπεξεργασία και με κατάτμηση καθολικού κατώφλιου $T = 130$. (α) χωρίς περιστροφή, (β) με περιστροφή.	58
Σχήμα 3.14 (α) Χωρίς προεπεξεργασία. Εφαρμογή της μεθόδου της Otsu 3 φορές, (β) Εφαρμογή της ενίσχυσης ακμών. Εφαρμογή της Otsu δύο φορές, (γ) Εφαρμογή της ισοστάθμισης του ιστογράμματος και εν συνεχεία 2 φορές της μεθόδου της Otsu, (δ) Καθολικό κατώφλι $T = 125$	59
Σχήμα 3.15 Τα οπτικά αποτελέσματα από τον καθορισμό του βασικού αντικειμένου, (α) Χωρίς προεπεξεργασία και εφαρμογή της Otsu 3 φορές, (β) Καθολικό κατώφλι $T = 125$, (γ) Με ενίσχυση ακμών μόνο και εφαρμογή της Otsu 1 φορά και (δ) Με ισοστάθμιση ιστογράμματος και εφαρμογή της Otsu 2 φορές.....	61
Σχήμα 3.16 (α) Οι 6-γείτονες συμβολίζονται με τα U, D, S, N, E, W, οι επιπλέον 18-γείτονες με τους μύρους κύκλους και οι επιπλέον 26-γείτονες με τους άσπρους κύκλους, (β) Η αρίθμηση των voxel όπως χρησιμοποιούνται στον κώδικα.....	64
Σχήμα 3.17 Αποτέλεσμα αλγορίθμου λέπτυνσης. Με κόκκινο είναι τα voxel τα οποία ανήκουν στο σκελετό ενώ αυτά με wire μορφή είναι τα voxels που διαγράφηκαν.....	67
Σχήμα 3.18 Προβλήματα που προκύπτουν από τη σκελετοποίηση (α) Φαίνεται ένας κύκλος, ένα απομονωμένο αντικείμενο, και ένα τμήμα του σκελετού με πλάτος μεγαλύτερο του ένα, (β) Φαίνονται κάποιες προεξοχές, (γ) Φαίνεται μία γέφυρα, (δ) Η εικόνα αυτή είναι η τελική επιθυμητή εικόνα.....	71
Σχήμα 3.19 Παράδειγμα line end voxel	73
Σχήμα 3.20 Παράδειγμα αρτηριακού δέντρου μετά τον εντοπισμό της ρίζας και την εφαρμογή του αλγορίθμου του Dijkstra. Με μπλε έχουν χρωματιστεί τα end points, με πράσινο η ρίζα, ενώ με κόκκινο χρώμα είναι τα voxels που ανήκουν στον τελικό σκελετό. Τα voxels με wire (διάφανη) μορφή είναι τα voxel που διαγράφηκαν από τον αλγόριθμο του Dijkstra.....	74
Σχήμα 3.21 Μια καμπύλη Bpsline τρίτου βαθμού με 8 σημεία ελέγχου	77
Σχήμα 3.22 Παράδειγμα με μορφή Y και η αντίστοιχη καμπύλη που προέκυψε.....	80



Σχήμα 3.23 Με μπλε έχουν χρωματιστεί τα voxels που ανήκουν στο δέντρο ενώ με κόκκινο είναι οι Bspline καμπύλες.	80
Σχήμα 4.1 Διάγραμμα Ανάπτυξης Λογισμικού	85
Σχήμα 4.2 (α) Παράδειγμα phantom όπως παρουσιάζεται στην εργασία [60] και (β) Ένα αληθινό phantom	86
Σχήμα 4.3 Τρεις στοίβες από textures. Η κάθε μ;ια στοίβα είναι κάθετη σε ένα από τα επίπεδα	89
Σχήμα 4.4 Volume rendering με προσέγγιση 2d texture.....	90
Σχήμα 4.5 Αναπαράσταση του τρισδιάστατου όγκου για το σύνολο των 136 εικόνων. Στις αρχικές εικόνες δεν εφαρμόστηκε προπεξεργασία και για την κατάτμηση χρησιμοποιήθηκε καθολικό κατώφλι 130: (α) Για το blending χρησιμοποιήθηκε ο τελεστής over και (β) Για το blending χρησιμοποιήθηκε ο τελεστής over MIP.	91
Σχήμα 4.6 Αναπαράσταση του εσωτερικού του όγκου με χρήση του τελεστή over.	91
Σχήμα 4.7 Η διεπαφή του χρήστη με το σύστημα.	92
Σχήμα 4.8: Φόρτωση CT εικόνων.....	92
Σχήμα 4.9: Προπεξεργασία Εικόνων.....	93
Σχήμα 4.10 Το Αρτηριακό δέντρο όπως προέκυψε από το σύστημα.	94



ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1 Ιδιότητες των τεχνικών σκελετοποίησης.....	34
Πίνακας 3.1 Συγκριτικά Αποτελέσματα	60
Πίνακας 3.2 Αποτελέσματα Αλγορίθμων Λέπτυνσης	69
Πίνακας 3.3 Ποσοστό της διαγραφής των voxels για τους δύο αλγορίθμους	69
Πίνακας 3.4 Μέσος όρος φωτεινότητας των σκελετών που προκύπτουν από τις δύο μεθόδους	70
Πίνακας 3.5 Παρουσίαση του μέσου όρου φωτεινότητας του τελικού σκελετού και με τους 2 αλγόριθμους λέπτυνσης.....	75
Πίνακας 4.1 Χαρακτηριστικά γλωσσών προγραμματισμού που εξετάσαμε.	82



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Ανατομία της καρδιάς

1.2 Περιγραφή μεθόδων απεικόνισης

1.3 Σκοπός της εργασίας

Είναι γνωστό ότι η πρώτη αιτία θανάτου των ανθρώπων σε αναπτυγμένες χώρες όπως οι Η.Π.Α. και οι χώρες της Ευρώπης είναι οι καρδιαγγειακές παθήσεις. Έτσι λοιπόν σήμερα γίνονται προσπάθειες τόσο για την πρόληψη όσο και για την γρήγορη διάγνωση των παθήσεων αυτών. Μάλιστα η ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας σε συνδυασμό με την ανάπτυξη της επιστήμης της Πληροφορικής βοηθούν σημαντικά προς την κατεύθυνση αυτή.

Ο εντοπισμός του αρτηριακού δέντρου των στεφανιαίων αγγείων ήταν ένα από τα πρώτα βήματα που έγιναν στην προσπάθεια έγκαιρης διάγνωσης των καρδιαγγειακών παθήσεων (όπως η εύρεση της αθηρωματικής πλάκας, ανευρύσματος και ανωμαλιών της διάταξης τους). Είναι γνωστό ότι οι νόσοι των στεφανιαίων αγγείων οδηγούν σε προβλήματα δυσλειτουργίας της καρδιάς.

Έτσι από πολύ νωρίς το ενδιαφέρον των επιστημόνων στράφηκε προς την απεικόνιση του αρτηριακού δέντρου των στεφανιαίων αγγείων. Οι απεικονιστικές τεχνικές που υπάρχουν σήμερα για το σκοπό αυτό είναι:

1. Αγγειογραφία με χρήση καθετήρα,
2. Αγγειογραφία με χρήση αξονικής τομογραφίας,
3. Αγγειογραφία με χρήση μαγνητικής τομογραφίας.

Στην παράγραφο 1.1 θα αναφέρουμε σύντομα τα στοιχεία για την ανατομία της καρδιάς έτσι ώστε να είμαστε σε θέση να εκτιμήσουμε τα αποτελέσματά μας ενώ στην παράγραφο 1.2 θα αναφέρουμε τα χαρακτηριστικά των απεικονιστικών μεθόδων .

1.1 Ανατομία της καρδιάς

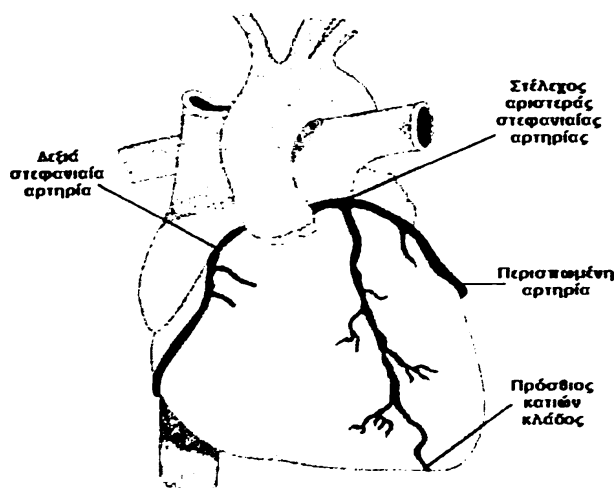
Η καρδιά είναι ένα κοίλο μυώδες όργανο που αποτελείται εσωτερικά από τέσσερις κοιλότητες: τον αριστερό κόλπο, την αριστερή κοιλία, τον δεξιό κόλπο και την δεξιά κοιλία.



Εξωτερικά το τοίχωμα της καρδιάς αποτελείται κυρίως από μυϊκό ιστό που ονομάζεται μυοκάρδιο. Το μυοκάρδιο με τη συνεχή και ρυθμική σύσπαση του προωθεί το αίμα στα διάφορα μέρη του σώματος μέσω των μεγάλων αγγείων και κυρίως της αορτής. Έτσι επιτυγχάνεται η μεταφορά οξυγόνου και θρεπτικών συστατικών μέσω του αίματος στους ιστούς του σώματος.

Η αιματική παροχή της ίδιας της καρδιάς, και κατά συνέπεια η οξυγόνωση και θρέψη της, εξασφαλίζεται από τα στεφανιαία αγγεία που είναι η αριστερή και δεξιά στεφανιαία αρτηρία. Οι αρτηρίες αυτές είναι κλάδοι της αορτής και ονομάζονται «στεφανιαίες αρτηρίες» διότι περιβάλλουν σαν στεφάνι τη βάση της καρδιάς. Στο Σχήμα 1.1 δίνεται σχηματικά η λειτουργία της καρδιάς.

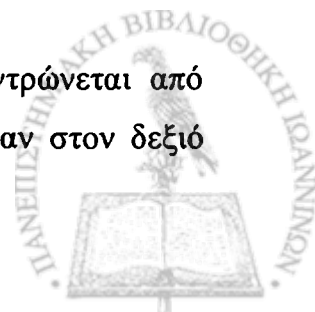
- Η **αριστερή στεφανιαία αρτηρία**, που αιματώνει το αριστερό μέρος της καρδιάς, αποτελείται από ένα βραχύ στέλεχος μήκους 1-2 εκατοστών και μετά διακλαδίζεται σε δυο μεγάλους κλάδους, τον πρόσθιο κατιόντα και την περισπωμένη αρτηρία.
- Η **δεξιά στεφανιαία αρτηρία** αιματώνει το δεξιό μέρος της καρδιάς.



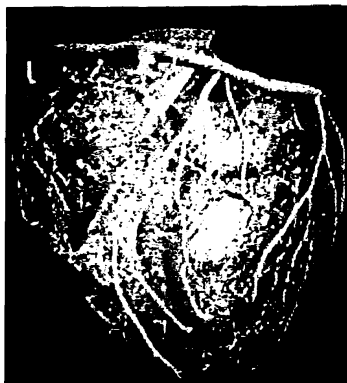
Σχήμα 1.1 Καρδιά και αρτηρίες αυτής

Οι στεφανιαίες αρτηρίες καθώς εισχωρούν στην καρδιά, διακλαδίζονται μέσα στο μυοκάρδιο σε πολυάριθμους μικρότερους κλάδους δημιουργώντας ένα πυκνό δίκτυο τριχοειδών αγγείων, δηλ. αγγείων με πολύ μικρή διάμετρο όπου γίνεται η ανταλλαγή των θρεπτικών συστατικών και του οξυγόνου μεταξύ αίματος και των κυττάρων του μυοκαρδίου.

Το αίμα που έδωσε το οξυγόνο και τις θρεπτικές ουσίες στο μυοκάρδιο συγκεντρώνεται από τις φλέβες της καρδιάς στο στεφανιαίο κόλπο, ο οποίος εκβάλλει κατευθείαν στον δεξιό



κόλπο. Η καρδιά λοιπόν έχει μία δική της, μικρή ανεξάρτητη κυκλοφορία όπως φαίνεται στο Σχήμα 1.2.



Σχήμα 1.2 Στεφανιαία κυκλοφορία.

1.2 Περιγραφή μεθόδων απεικόνισης

Η αγγειογραφία είναι η απεικονιστική μέθοδος των αιμοφόρων αγγείων των οργάνων του σώματος, με σκοπό την εύρεση της νόσου, στένωσης, απόφραξης, ανευρύσματος και ενίοτε θεραπείας τους. Είναι μια μέθοδος η οποία επιτρέπει στον ιατρό να «δει» το εσωτερικό των αρτηριών και των φλεβών του σώματος.

Σήμερα η μελέτη των αγγείων γίνεται με διάφορες μεθόδους, όπως η σχετικά αιματηρή αγγειογραφία με καθετήρα, καθώς και με αναίμακτες νεώτερες μεθόδους όπως η μαγνητική αγγειογραφία και η αγγειογραφία με αξονικό τομογράφο.

1.2.1 Αγγειογραφία με καθετήρα

Είναι η μέθοδος απεικόνισης, των αιμοφόρων αγγείων των οργάνων του σώματος με ειδικό μηχάνημα το οποίο ονομάζεται αγγειογράφος του οποίου η λειτουργία στηρίζεται στις ακτίνες Χ.

Για την εκτέλεση της μεθόδου απαιτείται παρακέντηση αγγείου, συνήθως της μηριαίας αρτηρίας στη βουβωνική χώρα μετά από τοπική αναισθησία. Από το σημείο της παρακέντησης εισάγεται καθετήρας, ο οποίος οδηγείται στο αγγείο που μας ενδιαφέρει. Ακολουθεί έγχυση ιωδιούχου σκιαγραφικού μέσου και η λήψη των εικόνων οι οποίες αποτυπώνονται σε ακτινολογικό ή κινηματογραφικό φιλμ.

Η εξέταση διαρκεί από 15 λεπτά έως 2 ώρες, ενδέχεται όμως να διαρκέσει και περισσότερο. Στο διάστημα αυτό ο ασθενής παραμένει ξαπλωμένος στην ακτινολογική τράπεζα.

Ανάλογα με το εξεταζόμενο όργανο ή αγγείο, η αγγειογραφία έχει ειδική ονομασία (π.χ. στεφανιογραφία, ηπατική ή νεφρική αγγειογραφία, αορτογραφία κλπ.)

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου είναι ότι μας παρέχει λεπτομερή και σαφή εικόνα των αγγείων σε αντίθεση δε με τις άλλες μεθόδους ενδέχεται να συνδυάσει διάγνωση και θεραπεία με αγγειοπλαστική, τοποθέτηση stent ή θρομβόλυση.

Παρόλη την συμβολή της αγγειογραφίας στην ανίχνευση των δυσλειτουργιών των περιοχών της καρδιάς και στην εύρεση περιοχών στένωσης στα αγγεία, πολλές φορές δεν παρέχει ολοκληρωμένη πληροφορία για το είδος και τη σοβαρότητα της αρτηριακής νόσου. Αυτό συμβαίνει γιατί με την αγγειογραφία τρισδιάστατα μοντέλα όπως οι αρτηρίες προβάλλονται σε δισδιάστατο επίπεδο, και η εγκάρσια διατομή του αυλού, μέσα στην οποία μπορούμε να ανιχνεύσουμε τμήματα στένωσης, δεν μπορεί να απεικονιστεί με ακρίβεια.

Οι περιορισμοί εφαρμογής της μεθόδου αφορούν ασθενείς με βλάβη της νεφρικής λειτουργίας, αιμορραγική διάθεση και ιστορικό αλλεργίας στα ιωδιούχα σκιαγραφικά μέσα.

1.2.2 Αγγειογραφία με αξονική τομογραφία

Είναι η τεχνική της απεικόνισης του κορμού των αιμοφόρων αγγείων με χρήση αξονικής τομογραφίας. Σε αντίθεση με την αγγειογραφία με καθετήρα, είναι αναίμακτη, το σκιαγραφικό χορηγείται ενδοφλέβια, ο χρόνος εξέτασης και το κόστος είναι μικρότερα και δεν απαιτείται νοσηλεία του εξεταζομένου. Πρόσφατα η τεχνική αυτή μας προσφέρει και τρισδιάστατη απεικόνιση. Ειδικότερα, τα τελευταία χρόνια με την ανακάλυψη του πολυτομικού αξονικού τομογράφου χρησιμοποιείται ευρέως για την αναπαράσταση των στεφανιαίων αγγείων, αφού ο αξονικός αυτός τομογράφος έχει τη δυνατότητα λήψης 16 τομών κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού κύκλου. Με τον τρόπο αυτό δημιουργούνται πολλές και λεπτές τομές σε πολύ μικρό χρονικό διάστημα.

Οι περιορισμοί της αφορούν ασθενείς με βλάβη νεφρικής λειτουργίας, υπερθυρεοειδισμός και ιστορικό αλλεργίας στα σκιαγραφικά μέσα.



1.2.3 Αγγειογραφία με μαγνητική τομογραφία

Είναι τεχνική απεικόνισης του κορμού των αγγείων του σώματος με τη χρήση μαγνητικής τομογραφίας. Η συνήθης ονομασία της είναι μαγνητική αγγειογραφία (MRA).

Σε δύο από τις υπάρχουσες τεχνικές της μαγνητικής αγγειογραφίας δε χρησιμοποιείται σκιαγραφικό, σε πρόσφατη δε τεχνική χορηγείται το ειδικό σκιαγραφικό για να έχουμε σαφέστερη εικόνα. Η εξέταση διαρκεί από 10-60 λεπτά ανάλογα με τη τεχνική, είναι ανώδυνη, δεν απαιτείται προετοιμασία του ασθενή, ή νοσηλεία, το δε κόστος είναι μικρότερο της αγγειογραφίας με καθετήρα. Μειονέκτημά της είναι ότι δεν απεικονίζει τις αποτιτανώσεις στις αθηρωματικές πλάκες όπου η αγγειογραφία με αξονική πλεονεκτεί.

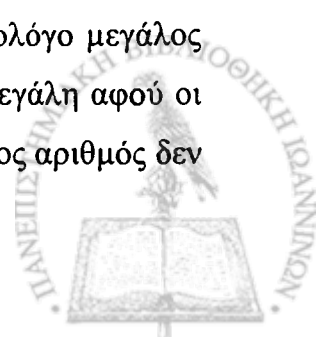
Το πλεονέκτημα της τεχνικής αυτής είναι ότι προσφέρει υψηλής ευκρίνειας τρισδιάστατες εικόνες της καρδιάς και των στεφανιαίων αγγείων, εφάμιλλης ποιότητας με αυτές της κλασσικής στεφανιογραφίας, χωρίς την εισαγωγή καθετήρα στα αγγεία και την έγχυση σκιαγραφικού υγρού.

1.2.4 Συμπέρασμα

Από τις τρεις βασικές τεχνικές απεικονίσεων, που υπάρχουν σήμερα για τα στεφανιαία αγγεία προκύπτει ότι η καταλληλότερη είναι προφανώς η αγγειογραφία με αξονική τομογραφία. Έτσι κι εμείς προσανατολιστήκαμε προς αυτήν την κατεύθυνση παρόλο που γνωρίζαμε ότι το Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Ιωαννίνων δεν είναι σε θέση να μας παρέχει τέτοιες αγγειογραφίες με χρήση αξονικής τομογραφίας.

1.3 Σκοπός της εργασίας

Όπως αναφέραμε ήδη στις προηγούμενες παραγράφους η απεικόνιση των στεφανιαίων αγγείων της καρδιάς είναι μια τεχνική που βοηθά ιδιαίτερα τους ιατρούς στην έγκαιρη διάγνωση νόσων αυτών. Το πρόβλημα όμως που παρουσιάζεται σε τέτοιες εξετάσεις είναι ότι παράγουν έναν τεράστιο αριθμό εικόνων. Έτσι απαιτείται από τον ακτινολόγο μεγάλος χρόνος παρατήρησης ενώ η πιθανότητα λανθασμένης διάγνωσης είναι πολύ μεγάλη αφού οι διαφορές που παρατηρούνται από τομή σε τομή είναι πολύ μικρές. Ένας τέτοιος αριθμός δεν



παριάζει με τον παραδοσιακό τρόπο παρουσίασης των εικόνων σε φύμ. Η λύση σε αυτό το πρόβλημα βρίσκεται στο να μπορούν όλες αυτές οι εικόνες να παρατηρηθούν σε ένα εικονικό τρισδιάστατο χώρο.

Θα λέγαμε λοιπόν πως μια τρισδιάστατη ανασύνθεση της εικόνας λειτουργεί ως ένας συμπιεστής δεδομένων που απελευθερώνει τον ακτινολόγο από την νοερή ανασύνθεση των αρχικών τομών και του επιτρέπει να εστιάσει σε συγκεκριμένες ανατομικές δομές.

Αυτός ακριβώς είναι και ο στόχος αυτής της μεταπτυχιακής αυτής εργασίας. Προσπαθήσαμε να ανασυνθέσουμε τις εικόνες αξονικής τομογραφίας της σπονίας είχαμε στη διάθεσή μας και να εξάγουμε από αυτές το αρτηριακό δέντρο.

Αρχικά λοιπόν δημιουργήσαμε τον τρισδιάστατο όγκο με τη χρήση της στοιβας των εικόνων αξονικής τομογραφίας και προσπαθήσαμε με διάφορες τεχνικές προ-επεξεργασίας των τομών να βελτιώσουμε την ποιότητά τους. Έπειτα πραγματοποιήσαμε κατάντηση των τομών με τη μέθοδο της καταβολίωσης. Για να αυτοματοποιήσουμε όμως το σύστημά μας ακόμα περισσότερο δίνουμε την επίσημή στον χρήστη να επιλέξει και μια μέθοδο αυτόματου προσδιορισμού του βέλτιστου καταβολίου σε κάθε τομή. Η τεχνική που χρησιμοποιήθηκε είναι του Otsu και θα αναλυθεί στο Κεφάλαιο 3. Στη συνέχεια προσδιορίζουμε τον αριθμό των αντικειμένων μέσα στον τρισδιάστατο όγκο και θεωρούμε ως περιοχή ενδιαφέροντος το αντικείμενο με τον μεγαλύτερο πληθάνημο voxel. Έτσι λοιπόν είμαστε σε θέση να επεξεργαστούμε το αντικείμενο αυτό προκειμένου να ανακαριστά πράγματι το αρτηριακό δέντρο. Για το λόγο αυτό εφαρμόζουμε έναν αλγόριθμο λέπτυνσης ακολουθούμενο από αλγόριθμους κλάδεματος και εντοπισμού της ρίζας. Το αποτέλεσμα της εφαρμογής των παραπάνω αλγόριθμων είναι ένα δέντρο αποτελούμενο από voxels. Λόγω του γεγονότος ότι τα voxels είναι μοναδιαίοι κύβοι, το οπτικό αποτέλεσμα δεν ήταν απολύτως ικανοποιητικό. Χρησιμοποιήσαμε B-spline για να εξομαλύνουμε το εξαχθέν αρτηριακό δέντρο.

Κατά τη φάση της επικύρωσης των αποτελεσμάτων μας και για λόγους που θα αναφέρουμε αναλυτικά στο Κεφάλαιο 4 οπτικοποιήσαμε το αρτηριακό δέντρο με τη μέθοδο του volume rendering, ενώ για την καλύτερη κατανόηση των βημάτων που θα πρέπει να ακολουθηθούν αλλά και για την χρήση του συστήματός μας από οποιονδήποτε τελικό χρήστη



δημιουργήσαμε ένα γραφικό περιβάλλον επικοινωνίας (GUI) μεταξύ του συστήματος και του χρήστη.

Στο Κεφάλαιο 2 γίνεται βιβλιογραφική ανασκόπηση των τεχνικών που έχουν έως τώρα χρησιμοποιηθεί για την ανασύνθεση του αρτηριακού δέντρου, ενώ στα Κεφάλαια 3 και 4 αντίστοιχα περιγράφεται η μέθοδος που ακολουθήσαμε καθώς και ο τρόπος ανάπτυξης του συστήματός μας. Τέλος στο Κεφάλαιο 5 συνοψίζουμε τα αποτελέσματά μας και αναφερόμαστε στην μελλοντική εργασία για την βελτίωση της μεθόδου που ακολουθήθηκε.

Εισαγωγή



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

2.1 Εισαγωγή

2.1 Τεχνικές Αναγνώρισης Προτύπων (Pattern Recognition Techniques)

2.2 Σκελετοποίηση

2.3 Σύγκριση μεθόδων σκελετοποίησης

2.1 Εισαγωγή

Αρκετές είναι οι εργασίες στην βιβλιογραφία που ασχολούνται με το θέμα της τρισδιάστατης αναπαράστασης των αγγείων από CT εικόνες, από MRI και αγγειογραφίες. Οι μέθοδοι που έχουν χρησιμοποιηθεί έως σήμερα για την τρισδιάστατη απεικόνιση του αρτηριακού δέντρου μπορούν να κατηγοριοποιηθούν ανάλογα με την προσέγγιση που ακολουθούν, στις ακόλουθες κατηγορίες [1]:

1. Τεχνικές αναγνώρισης προτύπων

- I. Πολύ-κλιμακωτή προσέγγιση (multi-scale approaches).
- II. Προσέγγιση εύρεσης σκελετού (Skeleton-based approaches).
- III. Αναπτυσσόμενης περιοχής (region growing approaches).
- IV. Τοπικής ανύψωσης (Ridge-based approaches).
- V. Προσέγγιση βασισμένη στη διαφορική γεωμετρία (Differential geometry – based approaches).
- VI. Ταιριάσματος φίλτρων (Matching Filters approaches).



VII. Μαθηματικών μορφολογικών σχημάτων (Mathematical Morphology Schemes)

2. Τεχνικές που βασίζονται σε χρήση μοντέλων (Model based approaches).

I. Παραμορφώσιμα μοντέλα (Deformable models)

i. Παραμετρικά παραμορφώσιμα μοντέλα (Parametric deformable models – Active Contours (Snake)).

ii. Γεωμετρικά παραμορφώσιμα μοντέλα και μέθοδοι εμπρόσθιας τροφοδότησης (Geometric Deformable Models and front propagation methods).

iii. Τεχνικές ταιριάσματος παραμορφώσιμων προτύπων (Deformable template matching approaches).

II. Παραμετρικά μοντέλα (Parametric models).

III. Προσέγγιση γενικευμένων κυλίνδρων (Generalized Cylinder approaches).

3. Προσέγγιση βασισμένη στην ανίχνευση ιχνών (Tracking Based approaches).

4. Προσεγγίσεις τεχνητής νοημοσύνης (Artificial Intelligence-based approaches).

5. Προσεγγίσεις με χρήση νευρωνικών δικτύων (Neural Network – based approaches).

6. Προσεγγίσεις με βάση την ανίχνευση αντικειμένων με σωληνοειδές σχήμα (Tube like object detection approaches).

Η κατηγοριοποίηση αυτή προκύπτει από τον τρόπο επεξεργασίας (αναπαράστασης και κατάτμησης) της τρισδιάστατης εικόνας. Αξίζει να σημειωθεί ότι σε πολλές περιπτώσεις οι παραπάνω μέθοδοι μπορούν να συνδυαστούν προκειμένου να αποδώσουν ένα καλύτερο αποτέλεσμα κατάτμησης και αναπαράστασης των αγγείων. Στις παραγράφους που ακολουθούν θα παρουσιάσουμε περιληπτικά τις πιο βασικές από αυτές τις μεθόδους.



2.1 Τεχνικές Αναγνώρισης Προτύπων (Pattern Recognition Techniques)

Με τις τεχνικές αναγνώρισης προτύπων προσπαθούμε να αναγνωρίσουμε αυτόματα τα αντικείμενα μιας εικόνας. Η εύρεση και αναπαράσταση του αρτηριακού δέντρου είναι ένα κλασσικό τέτοιο πρόβλημα το οποίο αρχικά αντιμετωπίστηκε με τις τεχνικές αυτές.

2.1.1 Πολύ-κλιμακωτή προσέγγιση (Multiscale Techniques)

Οι πολυ-κλιμακωτές τεχνικές πραγματοποιούν κατάτμηση σε διάφορες αναλύσεις εικόνας. Τα πλεονεκτήματα αυτής της προσέγγισης είναι:

- Η αύξηση της ταχύτητας επεξεργασίας. Οι κύριες δομές, όπως τα μεγάλα αγγεία, εξάγονται από εικόνες χαμηλής ανάλυσης ενώ οι μικρότερες, εξάγονται από εικόνες υψηλής ανάλυσης.
- Ένα ακόμα πλεονέκτημα είναι η ευρωστία (robustness) των μεθόδων αυτών. Αφού εξάγουμε τις μεγάλες δομές σε χαμηλή ανάλυση τότε τις αδύναμες (δηλ. αυτές με μικρή φωτεινότητα και μικρό εμβαδό) δομές, όπως για παράδειγμα τις διακλαδώσεις που είναι γειτονικές σε ισχυρές δομές (εύκολα εξαγωγή αγγεία), μπορούμε να τις εξάγουμε σε υψηλότερη ανάλυση.

Μια εργασία που βασίζεται στην ιδέα αυτή παρουσιάστηκε το 1994 από τους Sarwal and Dhawan et. al. [2]. Στην εργασία αυτή ανακατασκευάστηκαν τρισδιάστατα τα στεφανιαία αγγεία από 3 διαφορετικές οπτικές γωνίες, ταιριάζοντας τα σημεία των κλάδων σε κάθε μία οπτική γωνία. Η μέθοδος τους βασίζεται στην μέθοδο simplex. Για να αποδειχθεί η ορθότητα της αντιστοίχισης, το ταίριασμα των σημείων πραγματοποιείται σε 3 διαφορετικές αναλύσεις. Έτσι οι ισχυροί αρτηριακοί κλάδοι εξάγονται σε χαμηλή ανάλυση ενώ οι ανίσχυροι (αδύναμοι) εξάγονται σε υψηλότερη. Το εξαγόμενο αρτηριακό δέντρο χρησιμοποιείται στη συνέχεια για την τρισδιάστατη ανακατασκευή.



Μια ακόμη εργασία που ανήκει στην κατηγορία αυτή με βάση διαφορετική από την προηγούμενη τεχνική, υλοποιήθηκε από τον Chwialkowski et. al.[3] όπου χρησιμοποιήθηκαν πολύ-αναλυτικές μέθοδοι βασισμένοι στον wavelet μετασχηματισμό. Στόχος της εργασίας αυτής ήταν η αυτόματη ποιοτική ανάλυση της ροής των αγγείων χρησιμοποιώντας ευαίσθητες στην ταχύτητα (velocity-sensitive, phase contrast) MR εικόνες.

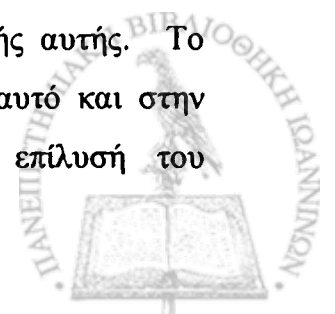
2.1.2 Προσέγγιση εύρεσης σκελετού (Skeleton-based approaches)

Οι τεχνικές αυτές εντοπίζουν και εξάγουν το κέντρο των αγγείων με στόχο να κατασκευάσουν το αρτηριακό δέντρο ενώνοντας αυτά τα κέντρα. Για την εξαγωγή του κέντρου των αγγείων υπάρχουν διάφορες τεχνικές.

Μια εργασία που ανήκει σε αυτή την κατηγορία είναι των Zikuan Chen και Sabee Molloy et. al. [4]. Στην εργασία αυτή παρουσιάστηκε μια αυτόματη μέθοδος για την εύρεση και κατασκευή του τρισδιάστατου αρτηριακού δέντρου από CT εικόνες. Αρχικά κατασκευάζεται μια στοίβα των δισδιάστατων τομών, πάνω στην οποία εφαρμόζεται μια σειρά αλγορίθμων προ-επεξεργασίας των τομών, κατάτμησή τους με την τεχνική της κατωφλίωσης, λέπτυνσης του αρτηριακού δέντρου, κλαδέματος του δέντρου, απομάκρυνσης των spurs και προσδιορισμός της ρίζας του αρτηριακού δέντρου.

Στην εργασία αυτή ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στους αλγόριθμους κλαδέματος των αγγείων, στην κατασκευή του αρτηριακού δέντρου και στην εφαρμογή μιας ήδη υπάρχουσας μεθόδου λέπτυνσης (εύρεσης σκελετού). Η διαδικασία λέπτυνσης που χρησιμοποιήθηκε προτάθηκε από τους Palagyi et. al. [5].

Το αποτέλεσμα αυτών των τεχνικών έχει άμεση συσχέτιση με τους αλγόριθμους εύρεσης σκελετού. Έτσι μπορούμε να ισχυριστούμε ότι η διαδικασία της λέπτυνσης (εύρεσης σκελετού) ενός αντικειμένου, είναι το βασικότερο ίσως τμήμα της τεχνικής αυτής. Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίστηκε από τους επιστήμονες αρκετά νωρίς για αυτό και στην βιβλιογραφία υπάρχει πληθώρα αναφορών που ασχολούνται με την επίλυση του



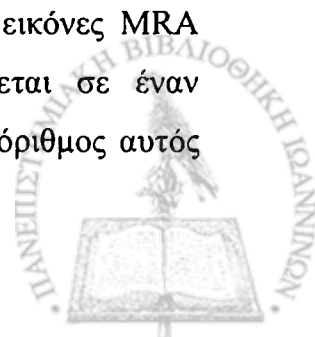
συγκεκριμένου προβλήματος [25-40]. Η μέθοδος η οποία ακολουθήσαμε είναι μία τέτοια προσέγγιση. Για αυτόν ακριβώς το λόγο και η σχετική βιβλιογραφία δίνεται στην παράγραφο 2.2

2.1.3 Αναπτυσσόμενης περιοχής (region growing approaches)

Οι τεχνικές αυτές ξεκινούν από ένα σημείο πυρήνα (seed point) και χωρίζουν την εικόνα σε περιοχές όπου τα εικονοστοιχεία των περιοχών αυτών πληρούν ορισμένα κριτήρια, δηλ. τα εικονοστοιχεία της κάθε περιοχής έχουν κοινά χαρακτηριστικά. Τα κυριότερα κριτήρια είναι η ομοιότητα στις τιμές της φωτεινότητας τους και η χωρική εγγύτητα (spatial proximity). Έτσι μπορούμε να θεωρήσουμε ότι τα εικονοστοιχεία τα οποία πληρούν αυτά τα κριτήρια και είναι κοντά το ένα στο άλλο ανήκουν στο ίδιο αντικείμενο. Το κύριο μειονέκτημα όμως της μεθόδου αυτής είναι ότι συχνά απαιτείται από το χρήστη να δώσει το αρχικό σημείο (seed point) από το οποίο θα ξεκινήσει η μέθοδος. Λόγω όμως της μεταβλητότητας στις φωτεινότητες των εικονοστοιχείων των εικόνων και λόγω του θορύβου που πιθανόν να υπάρχει η μέθοδος αυτή μπορεί να καταλήξει σε οπές (holes) και υπέρ-κατάτμηση (over-segmentation). Υπάρχει η δυνατότητα αντιμετώπισης αυτών των προβλημάτων αλλά η μέθοδος εξελίσσεται και είναι πολύ αργή.

Στην κατηγορία αυτή ανήκει η εργασία από τους Schmitt et. al. [6]. Στην εργασία αυτή καθορίζεται η διάδοση της αντίθεσης σε έναν τρισδιάστατο περιστρεφόμενο ΧΡΑ όγκο. Η μέθοδος αυτή συνδυάζει την κατάτμηση κατωφλίου με την τεχνική της αναπτυσσόμενης περιοχής (region growing) στο ήδη κατετμημένο αγγειακό δέντρο. Το βέλτιστο κατώφλι επιλέγεται με βάση πολλά πειράματα. Μετά την κατάτμηση η διαδιδόμενη πληροφορία χαρτογραφείται από τις δισδιάστατες προβολές στην τρισδιάστατη εικόνα που δημιουργείται από το περιστρεφόμενο ΧΡΑ.

Στην εργασία τους οι Yim et. al. [7] καθορίζουν τα αγγειακά δέντρα από εικόνες ΜΡΑ χρησιμοποιώντας μια (gray-scale) μέθοδο εύρεσης σκελετού που βασίζεται σε έναν διατεταγμένο αλγόριθμο αναπτυσσόμενης περιοχής (region-growing). Ο αλγόριθμος αυτός



αναπαριστά την εικόνα σαν ένα άκυκλο γράφο χρησιμοποιώντας την συνδεσμολογία (connectivity) των voxels. Ένα ιδιαίτερο χαρακτηριστικό αυτής της μεθόδου είναι ότι το μονοπάτι έχει ελάχιστη εξάρτηση από την επιλογή του αρχικού σημείου γεγονός που καθιστά την μέθοδο αξιόπιστη σε κάθε μέρος του γράφου και όχι μόνο στην γειτονική περιοχή του επιλεγμένου αρχικού σημείου. Μετά την κατασκευή του άκυκλου γράφου υλοποιείται μέθοδος σκελετοποίησης ώστε να γίνει η εξαγωγή του δέντρου. Για την εξαγωγή του δέντρου χρησιμοποιούνται δύο διαφορετικές μέθοδοι:

Στην πρώτη μέθοδο ο χρήστης επιλέγει σαφώς το αρχικό σημείο, το οποίο αποτελεί το πρώτο σημείο στο γράφο του δέντρου και τα σημεία κατάληξης των αγγείων

Η δεύτερη μέθοδος χρησιμοποιεί μια διαδικασία κλαδέματος (pruning) που βασίζεται στο μήκος του κλαδιού. Απαιτεί από τον χρήστη την επιλογή ενός αρχικού σημείου (seed point) και δύο παραμέτρων που περιγράφουν την τοπολογία του δέντρου. Η μέθοδος διατηρεί τα τμήματα του αγγείου με μήκος μεγαλύτερο από εκείνο που έχει οριστεί και απορρίπτει τα υπόλοιπα. Η διατεταγμένη αναπτυσσόμενη περιοχής μέθοδος λύνει το πρόβλημα της επικάλυψης των αγγείων με τη χρήση εκ των προτέρων γνώσης (a priori knowledge) σχετική με το χώρο της διακλάδωσης. Λόγω του ότι για την εξαγωγή του δέντρου χρησιμοποιείται μέθοδος σκελετοποίησης η εργασία αυτή θα μπορούσε να συμπεριληφθεί στις προσεγγίσεις που βασίζονται στην σκελετοποίηση.

Οι Higgins et. al. [8] ανέπτυξαν ένα σύστημα για την εξαγωγή, την ανάλυση και την οπτικοποίηση των στεφανιαίων αγγείων από υψηλής ανάλυσης τρισδιάστατες αγγειογραφίες. Για την κατασκευή τους δημιουργήθηκαν και χρησιμοποιήθηκαν τα εργαλεία *Artery Extractor*, *Tree Trace*, και *Artery Display*. Τα βήματα για την εξαγωγή των στεφανιαίων αγγείων είναι:

1. Εφαρμόζεται ένα τρισδιάστατο φίλτρο έτσι ώστε να μειώσει το θόρυβο και τα artifacts.
2. Εφαρμόζεται κατάτμηση της εικόνας με την τεχνική της κατωφλίωσης έτσι ώστε να απομονωθούν οι μεγάλες και οι φωτεινές περιοχές που αντιστοιχούν στις περιοχές πυρήνων του δέντρου.



3. Χρησιμοποιείται επαναληπτικός τρισδιάστατος αλγόριθμος αναπτυσσόμενης περιοχής - (3D seeded region growing) προκειμένου να αναπαρασταθεί το δέντρο από τις αρχικές περιοχές πυρήνων.
4. Εφαρμόζεται διαδικασία συμπλήρωσης των κοιλοτήτων (cavity filling process) ώστε να προσθέσει τις κοιλότητες που χάθηκαν κατά τη διάρκεια εκτέλεσης της διαδικασίας κατάτμησης της αναπτυσσόμενης περιοχής

Αφού εξάγουμε το δέντρο, εφαρμόζεται μια διαδικασία δημιουργίας αξόνων για να πάρουμε τον σκελετό όπως περιγράφεται στη συνέχεια:

1. Αφαιρείται το μεγάλο αορτικό σκέλος του δέντρου ώστε να παραμείνουν μονάχα οι κλάδοι.
2. Υπολογίζονται οι σκελετοί των εναπομεινάντων κλάδων χρησιμοποιώντας μια επαναληπτική διαδικασία σκελετοποίησης που χρησιμοποιεί συνδεσμολογία 26 γειτόνων.
3. Από τους εναπομείναντες σκελετικούς κλάδους απομακρύνονται αυτοί που έχουν μικρό μήκος.
4. Οι εναπομείναντες σκελετικοί κλάδοι παριστάνονται με μορφή γραμμικών τμημάτων (line segments)

Το 2001 οι Wan et. al. [9] κατασκεύασαν το αρτηριακό δέντρο των αγγείων της καρδιάς ποντικών από micro CT εικόνες. Τα βήματα της μεθόδου αυτής είναι:

Αρχικά εφαρμόζεται στην τρισδιάστατη εικόνα το τρισδιάστατο φίλτρο (sigma filtering).

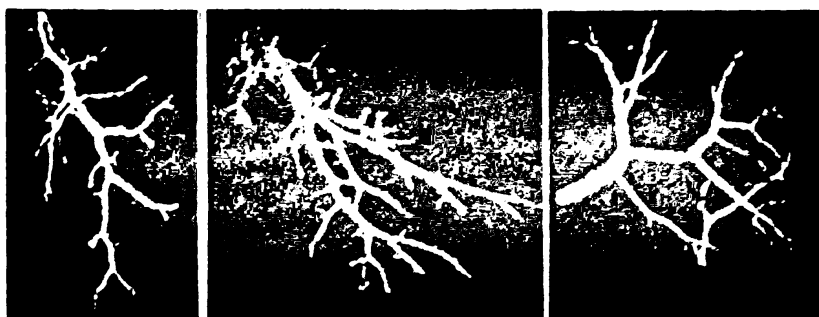
1. Για την κατάτμηση της εικόνας και την εξαγωγή του αρτηριακού δέντρου χρησιμοποιείται ένας τρισδιάστατος συμμετρικός αλγόριθμος αναπτυσσόμενης περιοχής.
2. Στη συνέχεια πραγματοποιείται διαγραφή των κοιλοτήτων (cavity deletion) για το γέμισμα των εσωτερικών οπών στους κλάδους ώστε να παραχθεί ένα στερεό (solid) δέντρο.



3. Το επόμενο βήμα είναι η λέπτυνση του αγγείου που πραγματοποιείται με έναν - τρισδιάστατο αλγόριθμο λέπτυνσης (3d thinning) που διατηρεί την τοπολογία (homotopy thinning algorithm) ώστε να εξαχθεί ο σκελετός του δέντρου
4. Γίνεται αναπαράσταση του δέντρου με ένα συμπαγές γράφημα
5. Εντοπίζεται η ρίζα του δέντρου (μη αυτόματη εύρεση)
6. Γίνεται κλάδεμα του δέντρου για την απομάκρυνση ανεπιθύμητων κλάδων.

Η βασική ιδέα της μεθόδου αυτής προέκυψε από το ότι στο πρόβλημά της τρισδιάστατης αναπαράστασης του αρτηριακού δέντρου ένας καλός αλγόριθμος κατάτμησης θα πρέπει να λαμβάνει υπόψη του όχι μόνο την φωτεινότητα των εικονοστοιχείων αλλά και τη σχέση των voxels μεταξύ τους (connectivity). Το πλεονέκτημα της μεθόδου είναι ότι το αποτέλεσμα της είναι ανεξάρτητο από την επιλογή του αρχικού σημείου. Ο αλγόριθμος κατάτμησης που χρησιμοποιήθηκε στην εργασία αυτή περιλαμβάνει δύο βήματα: Στο πρώτο βήμα πραγματοποιείται κατάτμηση με τον αλγόριθμο δισδιάστατης αναπτυσσόμενης περιοχής σε κάθε τομή και στη συνέχεια πραγματοποιείται συγχώνευση μεταξύ των τομών που προέκυψαν ώστε να βρεθεί η πλήρης περιοχή.

Το πλεονέκτημα αυτής της προσέγγισης είναι ότι για τον εντοπισμό του δέντρου απαιτείται μόνο ένα πέρασμα της τρισδιάστατης εικόνας. Αποτελέσματα της μεθόδου για τρεις περιπτώσεις αρτηριακού δέντρου φαίνονται στο Σχήμα 2.1.

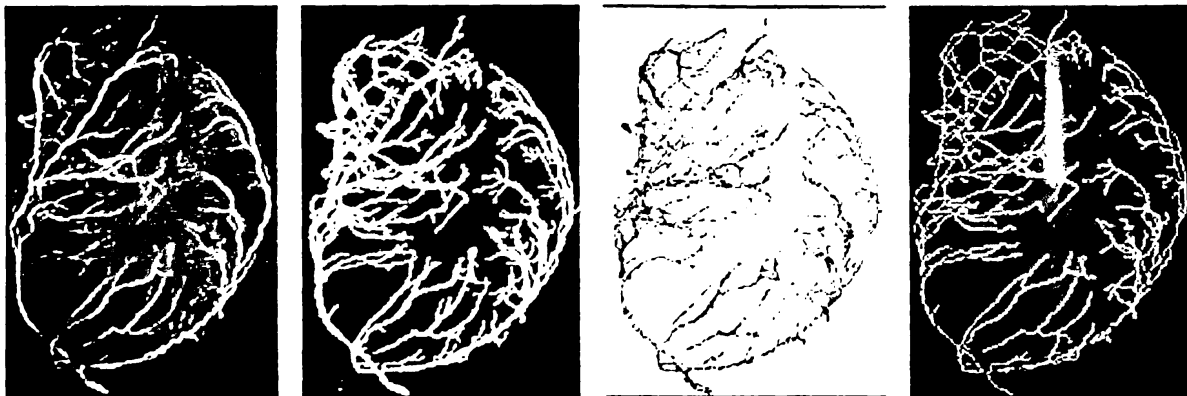


Σχήμα 2.1 Τα αποτελέσματα της μεθόδου που πρότειναν οι Wan et. al [9] για τρία διαφορετικά αρτηριακά δένδρα.

Στη μέθοδο έγιναν και ποσοτικές μετρήσεις. Έτσι στην εργασία [10] δόθηκε ιδιαίτερη έμφαση σε ποσοτικούς αλγορίθμους υπολογισμού των ακόλουθων ποσοτήτων:

- μήκος των αγγείων,
- αριθμός των κλάδων ανά γενιά,
- αριθμός των διατομών (cross sections ή sites) που συνεισφέρουν σε έναν κλάδο,
- απόσταση ενός κλάδου από τη ρίζα,
- εμβαδόν της διατομής (cross section) (CSA),
- μέσος λόγος λογαρίθμου μεταξύ μήκους αγγείων και διαμέτρου,
- εμβαδόν της επιφάνειας,
- όγκος του αγγείου
- κ.α.

Στο Σχήμα 2.2 φαίνονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την οπτικοποίηση του αρτηριακού δέντρου με την παραπάνω μέθοδο.



(α) Η αρχική εικόνα

(β) Καταστημένη

(γ) Οπτικοποίηση της (β)

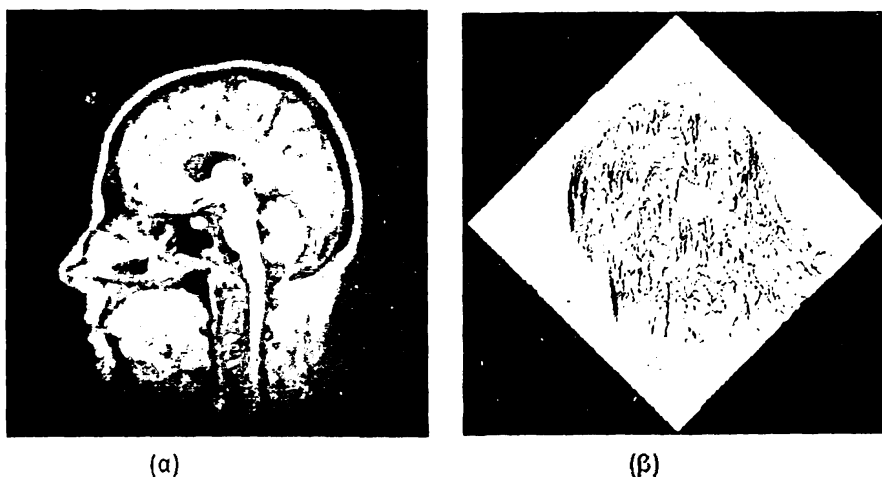
(δ) Ο σκελετός

Σχήμα 2.2 Τα αποτελέσματα της μεθόδου των Wan et. al. όπως παρουσιάζονται στις εργασίες τους [9-10].

Τις παραπάνω εργασίες θα μπορούσαμε να τις συμπεριλάβουμε και στις μεθόδους σκελετοποίησης αλλά λόγω του ότι δίνεται ιδιαίτερη έμφαση στην κατάτμηση της τρισδιάστατης εικόνας με τη χρησιμοποίηση του αλγορίθμου αναπτυσσόμενης περιοχής (symmetric region growing) καθώς και στην εύρεση ποσοτικών χαρακτηριστικών των αγγείων γι' αυτό προτιμήσαμε να την συμπεριλάβουμε στην κατηγορία αυτή.

2.1.4 Αλγόριθμοι τοπικής ανύψωσης (Ridge Based -centerline detection- approaches)

Οι μέθοδοι αυτοί θεωρούν την εικόνα σαν υψομετρικό χάρτη (elevation map) στον οποίο θεωρούμε ότι οι κορυφές της φωτεινότητας (intensity ridges) ανήκουν στο σκελετό. Μια εργασία που ανήκει σε αυτή την κατηγορία είναι των Aylward et. al. [11, 12]. (Σχήμα 2.3)



Σχήμα 2.3 (α) MRI τομή κρανίου, και (β) Ο αντίστοιχος δισδιάστατος χάρτης φωτεινότητας σε τρισδιάστατη προβολή [11,12].

Αφού δημιουργήσουμε το χάρτη φωτεινότητας τα σημεία με την υψηλότερη φωτεινότητα (ridge points) είναι οι τοπικές κορυφές (peaks). Οι κορυφές είναι αμετάβλητες σε μετασχηματισμούς και μπορεί να ανιχνευθούν σε διαφορετικές μορφές εικόνων (image modalities). Από τη στιγμή που οι μέθοδοι τοπικής ανύψωσης ανιχνεύουν τον σκελετό σωληνοειδών αντικειμένων μπορούν να θεωρηθούν σαν ειδική περίπτωση των μεθόδων εύρεσης σκελετού.

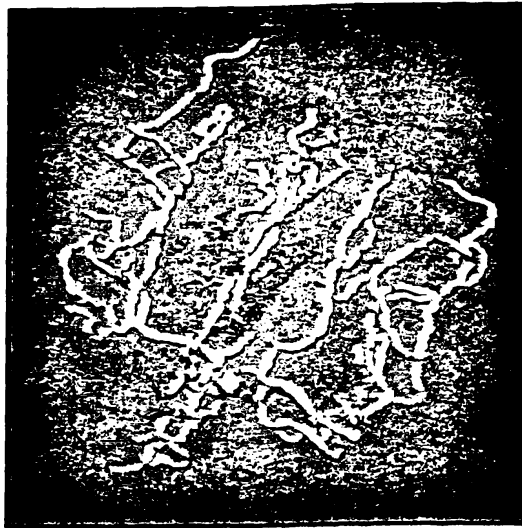
Σε αυτή την κατηγορία ανήκει και η εργασία των Bullitt et. al. [11] στην οποία περιγράφεται μια τέτοια μέθοδο για τρισδιάστατη εικόνα. Το στάδιο κατάτμησης ξεκινά με την επιλογή ενός αρχικού σημείου (seed point) για κάθε αγγείο. Το σύστημα εξάγει έναν υψομετρικό χάρτη για κάθε αγγείο που αναπαριστά το σκελετό του. Το πλάτος του αγγείου υπολογίζεται

σε κάθε κορυφή χρησιμοποιώντας μια προσέγγιση κλίμακας (scale-based). Το αρτηριακό δέντρο αναπαρίσταται ως ένα γράφημα όπου κάθε αγγείο κρατά πληροφορίες για τη σχέση του με άλλα αγγεία.

Οι Guo et. al. [45] πρότειναν αντίστοιχη μέθοδο η οποία θεωρεί τα αγγειογράμματα σαν υψομετρικούς χάρτες και τα κέντρα των αγγείων σαν κορυφές στον χάρτη. Η εικόνα αρχικά φιλτράρεται από ένα φίλτρο διαμέσου και στη συνέχεια εξομαλύνεται κατάλληλα (anisotropic smoothing). Στη συνέχεια επιλέγουμε μια περιοχή ενδιαφέροντος με προσαρμοστική κατωφλίωση (adaptive thresholding). Η διαδικασία αυτή μειώνει το κόστος της εξαγωγής των κορυφών και τις εσφαλμένες κορυφές που εισάγονται από το θόρυβο. Το επόμενο βήμα είναι μια διαδικασία εύρεσης των κορυφών ώστε να εξάγουμε τα κέντρα των αγγείων ενώ εν συνεχεία ενώνουμε τα κέντρα αυτά με μια μέθοδο εύρεσης καμπύλης (curve relaxation process).

Οι Aylward et. al. [44] προσεγγίζουν το MAT (medial axis transform) των σωληνοειδών αντικειμένων, όπως για παράδειγμα των αγγείων στα αγγειογράμματα, σαν κατευθυνόμενα ridges φωτεινότητας. Εφαρμόζεται η μέθοδος των cores που όπως έχει αποδειχθεί από τους Pizer et. al. [13] παραμένει αμετάβλητη στο θόρυβο και στις ταραχές των αντικειμένων. Οι κορυφές που δημιουργούνται καθορίζουν τις τοπικές κατευθύνσεις των αγγείων. Τα βήματα αυτής της μεθόδου περιγράφονται συνοπτικά στη συνέχεια. Αρχικά δημιουργούνται υψομετρικοί χάρτες όπου σαν ύψος θεωρείται η φωτεινότητα της εικόνας. Στη συνέχεια ο χρήστης δίνει ένα αρχικό σημείο προκειμένου να γίνει η ανίχνευση ενός αρχικού σημείου κορυφής (ridge point) το οποίο υπολογίζεται χρησιμοποιώντας τις συγκλίνουσες κατευθύνσεις σύμφωνα τον Εσσιανό (Hessian) πίνακα. Έτσι μετακινείται το σημείο κορυφής πάνω σε μία τροχιά. Τελικά το τοπικό πλάτος του αντικειμένου που προέκυψε από την κατάτμηση, υπολογίζεται χρησιμοποιώντας σημεία πάνω στις κορυφές. Οι συγγραφείς παρουσίασαν αποτελέσματα από ένα αρτηριακό δέντρο που εξάγεται από ένα MR αγγειόγραμμα όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.4. Το μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι απαιτεί μεγάλη παρέμβαση από τον χρήστη (ο χρήστης επιλέγει περίπου 105 σημεία).





Σχήμα 2.4 Αρτηριακό δέντρο που προκύπτει από την εργασία των Aylward et. al. [44].

Οι Andrei et. al. [14] πρότειναν μια μέθοδο ανακατασκευής των αγγείων από τρισδιάστατες εικόνες. Ο αλγόριθμος αυτός αρχικά εξάγει τα τοπικά μέγιστα της φωτεινότητας των εικόνων σε κάθε τομή της τρισδιάστατης εικόνας με την μέθοδο βελτιστοποίησης “local persistent maxima” [15]. Η βασική ιδέα της μεθόδου αυτής είναι ότι το κέντρο των αγγείων αναπαριστάται στις εικόνες με μεγαλύτερη φωτεινότητα από ότι το υπόλοιπο μέρος του αγγείου. Έτσι αφού γίνει η εξαγωγή των κέντρων των αγγείων δημιουργείται ένα δάσος ακμών μεταξύ των κέντρων αυτών με μήκος μεγαλύτερο από κάποιο κατώτατο όριο που ορίζει ο χρήστης. Στη συνέχεια εφαρμόζονται κάποια φίλτρα για την απομάκρυνση των κύκλων, των spurs και των μικρών απομονωμένων κλάδων. Λόγω του ότι μπορεί να προκύψουν απομονωμένοι κλάδοι οι οποίοι όμως θα έπρεπε να είναι ενωμένοι με το βασικό σχήμα του αρτηριακού δέντρου εφαρμόζεται ένα φίλτρο το οποίο ενώνει αυτούς τους κλάδους οι οποίοι απέχουν από τον βασικό κλάδο μήκος μικρότερο από ότι το προηγούμενο κάτω όριο μήκους του κλάδου. Η επιλογή της ρίζας του δέντρου γίνεται από τον χρήστη. Η μέθοδος αυτή εφαρμόστηκε σε CT εικόνες των αγγείων της καρδιάς και είχε πολύ καλά αποτελέσματα.

2.1.5 Μέθοδοι διαφορικής γεωμετρίας (Differential Geometry-Based Approaches)

Οι μέθοδοι αυτοί (Differential geometry (DG)-based methods) αντιμετωπίζουν την εικόνα σαν υπερ-επιφάνειες (hypersurfaces). Η εξαγωγή των χαρακτηριστικών γίνεται με χρήση της κυρτότητας και της γραμμής των κορυφών της επιφάνειας. Τα σημεία κορυφής μιας υπερ-επιφάνειας αντιστοιχούν στα κέντρα των αγγείων. Οι δισδιάστατες και τρισδιάστατες εικόνες αντιμετωπίζονται παρόμοια σαν να έχουν μοντελοποιηθεί τρισδιάστατες και τετραδιάστατες επιφάνειες αντίστοιχα. Στην διαφορική γεωμετρία μια τρισδιάστατη επιφάνεια μπορεί να περιγραφεί από δύο κύριες κυρτότητες και από την αντίστοιχη ορθογώνια κατεύθυνση τους που ονομάζονται πρωτεύουσες κατευθύνσεις (principal directions). Αυτά τα χαρακτηριστικά είναι αμετάβλητα σε affine μετασχηματισμούς και επομένως καλά ορισμένα σε ιατρικές εικόνας.

Οι πρωτεύουσες κυρτότητες αντιστοιχούν στις ιδιοτιμές του πίνακα Weingarten και οι πρωτεύουσες κατευθύνσεις είναι τα ιδιοδιανύσματα των αντίστοιχων ιδιοτιμών. Τα crest points, τα οποία είναι στην πραγματικότητα οι ιδιότητες των επιφανειών, είναι τα τοπικά μέγιστα της μέγιστης κυρτότητας των υπερ-επιφανειών. Οι γραμμές των κορυφών (crest lines) αποτελούν τα πιο ομαλά χαρακτηριστικά των επιφανειών. Τα κέντρα προσεγγίζονται συνδέοντας τα crest-points. Μια καλή εισαγωγική ανάλυση των μεθόδων αυτών γίνεται στις εργασίες του Do Carmo [16] και Koenderink [17].

2.1.6 Μέθοδος ταιριάσματος φίλτρων (Matching Filters Approaches)

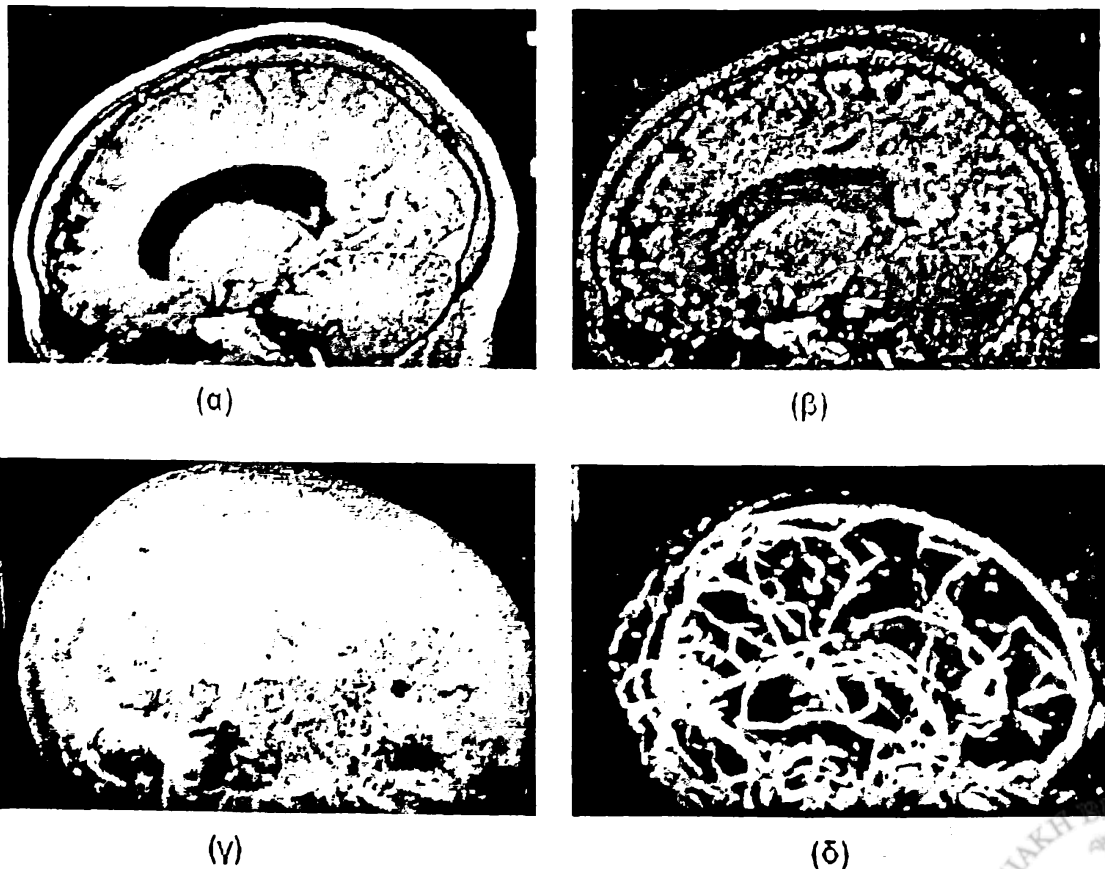
Οι τεχνικές συνελίσουν την εικόνα με φίλτρα για την εξαγωγή των περιοχών ενδιαφέροντος. Στην εξαγωγή του περιγράμματος των αγγείων σημαντικό ρόλο παίζει ο διαφορετικός προσανατολισμός και το μέγεθος του φίλτρου. Οι τεχνικές αυτές συνήθως ακολουθούνται από άλλες τεχνικές επεξεργασίας εικόνας όπως η κατάτμηση κατωφλίου (thresholding) και η εύρεση των συνδεδεμένων αντικειμένων (connected component analysis CCA) ώστε να



εξαχθεί η τελική μορφή του αγγείου. Στην συνέχεια ακολουθείται μια διαδικασία για την ανίχνευση του κέντρου των αγγείων.

Οι Sato et. al. [18-19] εισήγαγαν ένα τρισδιάστατο φίλτρο ενίσχυσης (multi enhancement filter) το οποίο είναι ικανό να κατατμεί όλες τις καμπυλόγραμμες ιατρικών εικόνων. Το φίλτρο βασίζεται στις κατευθυνόμενες δευτερες παραγά εικόνων αφού πρώτα εφαρμόστηκε πάνω σε αυτές εξομάλυνση με την χρήση των πυρήνων. Η μέθοδος αυτή εφαρμόστηκε για την κατάτμηση των αγγείων του ε από MRA/MRI εικόνες, των βρόγχων του θώρακα και του ήπατος από εικόνες τομές CT.

Στο Σχήμα 2.5 (α-δ) παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μεθόδου αυτής. Στο σχή παρουσιάζεται η αρχική εικόνα MR του εγκεφάλου ενώ στην 2.5(β) η εικόνα που μετά από φιλτράρισμα. Στις εικόνες (γ) και (δ) δίνεται η τρισδιάστατη αναπαράσ αγγείων.



Σχήμα 2.5 Τα αποτελέσματα της μεθόδου του Sato [18, 19].

Στην εργασία των Poli et. al. [20] αναπτύχθηκε αλγόριθμος που βασίζεται σε ένα σύνολο πολλαπλών προσανατολισμένων γραμμικών φίλτρων που προήλθαν από τον γραμμικό συνδυασμό των μετατοπισμένων Gaussian πυρήνων, για την ανίχνευση των αγγείων σε πραγματικό χρόνο. Τα φίλτρα αυτά είναι ευαίσθητα στον προσανατολισμό των αγγείων και στην λεπτότητά τους. Η εργασία αυτή διαφέρει σε δύο σημαντικά ζητήματα ως προς τους αλγορίθμους των υπολοίπων εργασιών της κατηγορίας αυτής. Πρώτα απ' όλα στο γεγονός ότι οι μάσκες που εφαρμόζονται στις τομές σχεδιάζονται με τέτοιο τρόπο ώστε να αποδίδουν τη μέγιστη αποτελεσματικότητα και δεύτερον ότι η έξοδος των τελεστών διαφορετικού προσανατολισμού και αναλογίας συσχετίζεται και αποτιμάται προκειμένου να αποτρέψει την εύρεση άλλων δομών (όπως ιστών) και όχι αγγείων.

Η κατάτμηση των αγγείων πραγματοποιήθηκε με μέθοδο κατωφλίωσης (thresholding with hysteresis [Canny 1983]). Ο αλγόριθμος εφαρμόστηκε σε ψεύτικα και πραγματικά στεφανιαία αγγεία και το αποτέλεσμα ήταν ικανοποιητικό. Λόγω της μεθόδου λέπτυνσης που χρησιμοποιείται στην μέθοδο αυτή μπορούμε να πούμε ότι η μέθοδος αυτή μπορεί να συμπεριληφθεί και στις μεθόδους σκελετοποίησης.

2.1.7 Μέθοδοι που βασίζονται σε μαθηματικά μορφολογικά σχήματα (Mathematical Morphology Schemes)

Η μορφολογία σχετίζεται με την μελέτη της εφαρμογής των αντικειμένων ή των σχημάτων. Οι μορφολογικοί τελεστές εφαρμόζουν μια μάσκα που ονομάζεται structuring elements (SE) σε δυαδικές συνήθως εικόνες. Γενικά όμως μπορούν να εφαρμοστούν και σε gray level εικόνες. Το dilation και το erosion είναι δύο κύριοι τελεστές που χρησιμοποιούνται για το σκοπό αυτό. Το dilation εκτείνει τα αντικείμενα από ένα SE, γεμίζει τις οπές και συνδέει τις τις απομονωμένες περιοχές. Το erosion συρρικνώνει τα αντικείμενα από ένα SE. Άλλες δύο λειτουργίες είναι το Closing και το Opening, Το Closing είναι μία λειτουργία όπου αρχικά εφαρμόζεται dilation ακολουθούμενο από erosion, ενώ το opening, είναι το erosion ακολουθούμενο από dilation. Δύο αλγόριθμοι που χρησιμοποιούνται στην κατάτμηση της εικόνας και σχετίζονται με την μορφολογία είναι οι *top hat* και *watershed* μετασχηματισμοί που προτάθηκαν από τους Sonka et. al. [21].



Στην εργασία τους οι Eiho et. al. [22] πρότειναν μέθοδο βασισμένη σε μορφολογικούς τελεστές για την ανίχνευση του στεφανιαίου δέντρου σε αγγειογραφίες. Τα βήματα αυτής της μεθόδου περιγράφονται παρακάτω:

1. Αρχικά εφαρμόζεται ένας top-hat τελεστής προκειμένου να εμπλουτιστεί το σχήμα των αγγείων
2. Στη συνέχεια εφαρμόζονται erosion και half-thresholding προκειμένου να απομακρυνθούν περιοχές που δεν αποτελούν στεφανιαία αγγεία.
3. Ξεκινώντας από ένα σημείο που επιλέγει ο χρήστης στο δέντρο, το σύστημα εξάγει όλο το δέντρο χρησιμοποιώντας έλεγχο στην γειτονιά αυτού σύμφωνα με μέσο όρο των τιμών της φωτεινότητας.
4. Το εξαγόμενο αγγείο λεπτύνεται (thinning operation)
5. Εξάγονται οι ακμές εφαρμόζοντας μετασχηματισμό watershed στην δυαδική εικόνα που αποκτάται από την εφαρμογή του dilation.

Λόγω του ότι πραγματοποιείται λέπτυνση του αγγειακού δέντρου θα μπορούσε και η εργασία αυτή να κατηγοριοποιηθεί στις προσεγγίσεις σκελετοποίησης.

Μια ακόμα εργασία που ανήκει στην κατηγορία αυτή είναι των Jonker et. al. [23]. Στην εργασία δίνεται έμφαση στην χρήση των επαναληπτικών γειτονιών (recursive neighbourhoods) στην μορφολογία. Δύο σημαντικές εφαρμογές της μορφολογίας είναι το επαναληπτικό erosion και dilation, καθώς και ο διαχωρισμός του αντικειμένου από το υπόβαθρο μιας εικόνας, εφαρμογές που μπορεί να χρησιμοποιηθούν στην εύρεση σκελετού. Έτσι στην εργασία αυτή παρουσιάστηκαν δύο εφαρμογές της χρήσης της επαναληπτικής γειτονιάς.



2.2 Μέθοδοι βασισμένες σε σκελετοποίηση

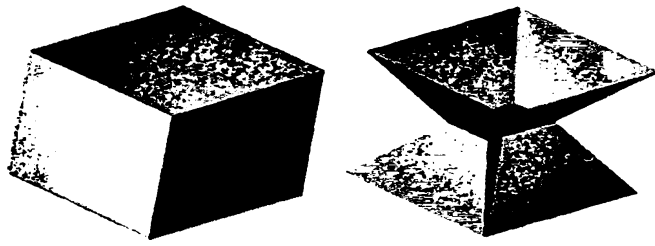
Ένα από τα βασικά προβλήματα που αντιμετωπίζει η τρισδιάστατη απεικόνιση του αρτηριακού δένδρου είναι ο καθορισμός του σκελετού. Στη συνέχεια γίνεται μια σύντομη περιγραφή των κυριότερων τεχνικών σκελετοποίησης που υπάρχουν στη βιβλιογραφία.

2.2.1 Εισαγωγή

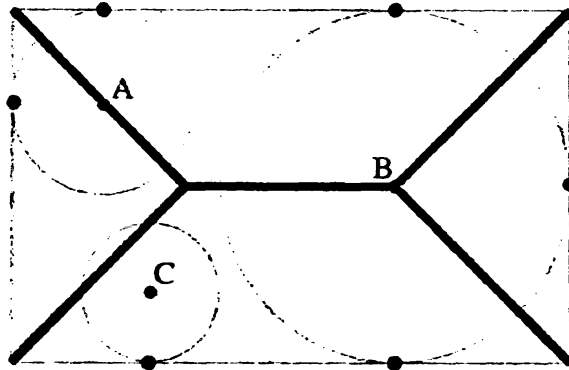
Γενικά δεν υπάρχει σαφής ορισμός για τον όρο σκελετοποίηση. Ένας γενικός ορισμός που θα μπορούσε να δοθεί είναι ότι η σκελετοποίηση είναι μια διαδικασία με την οποία ένας τρισδιάστατος όγκος μειώνεται σε ένα αντικείμενο αποτελούμενο από καμπύλες ή/και από επιφάνειες με τέτοιο όμως τρόπο ώστε να διατηρούνται τα τοπολογικά και γεωμετρικά χαρακτηριστικά του.

Ο πρώτος ορισμός που δόθηκε για την σκελετοποίηση ήταν το 1967 από τον Blum [24]. Σύμφωνα με αυτόν ένας σκελετός είναι το medial axis (MAT) ενός αντικειμένου και λέγοντας medial axis εννοούμε το σύνολο των εικονοστοιχείων που ισαπέχουν από δύο τουλάχιστον εικονοστοιχεία του περιγράμματος του αντικειμένου (boundary pixels). Ένας άλλος ορισμός που δόθηκε για τον σκελετό βασίζεται στην προσέγγιση μέγιστων κύκλων – σφαιρών (maximal circles–spheres). Η προσέγγιση αυτή θεωρεί ότι σημεία του σκελετού είναι τα κέντρα όλων των κύκλων, για δισδιάστατα αντικείμενα, ή τα κέντρα όλων των σφαιρών, για τρισδιάστατα αντικείμενα, που ανήκουν στο εσωτερικό του αντικειμένου και που εφάπτονται σε 2 τουλάχιστον σημεία του περιγράμματος του αντικειμένου. Στο Σχήμα 2.6 παρουσιάζεται ένα παράδειγμα σκελετοποίησης ενός τρισδιάστατου αντικειμένου με αποτέλεσμα σκελετό επιφάνεια ενώ στο Σχήμα 2.7 παρουσιάζεται η εύρεση σκελετού με την προσέγγιση των μέγιστων κύκλων σε ένα δισδιάστατο αντικείμενο.





Σχήμα 2.6 Παράδειγμα σκελετοποίησης.



Σχήμα 2.7 Σκελετός με βάση τον ορισμό των μεγίστων κύκλων

Από την σκελετοποίηση ενός δισδιάστατου αντικειμένου προκύπτει καμπύλη, ενώ από τη σκελετοποίηση ενός τρισδιάστατου αντικειμένου προκύπτει είτε επιφάνεια είτε καμπύλη (αν εφαρμοστεί σκελετοποίηση στην επιφάνεια που προέκυψε).

Γενικά για να είναι το αποτέλεσμα μιας τέτοιας διαδικασίας σκελετός θα πρέπει να πληρούνται ορισμένα βασικά χαρακτηριστικά όπως:

- να διατηρείται το αρχικό σχήμα
- να γίνεται ανακατασκευή του αρχικού σχήματος από τον σκελετό του.
- ο σκελετός να βρίσκεται στο μέσο του αντικειμένου και
- να είναι αμετάβλητος σε γεωμετρικούς μετασχηματισμούς όπως μεταφορά, περιστροφή κ.α.

Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται για την λέπτυνση - σκελετοποίηση των αγγείων διακρίνονται στις παρακάτω κατηγορίες:

1. Μέθοδοι μετασχηματισμών απόστασης (Distance transforms methods)



2. Τοπολογικοί αλγόριθμοι λέπτυνσης (Topological Thinning methods) που βασίζονται στον ορισμό των simple points.
3. Μέθοδοι που βασίζονται στα διαγράμματα Voronoi.

Η διάκριση των μεθόδων αυτών γίνεται κυρίως στην βασική προσέγγιση των κριτηρίων με τα οποία επιλέγονται τα σημεία του σκελετού. Αν και οι μέθοδοι αυτοί χρησιμοποιούνται για την επίλυση του ίδιου προβλήματος η αντιμετώπιση του προβλήματος είναι αρκετά διαφορετική, ανάλογα με τα δεδομένα του κάθε προβλήματος και με την εφαρμογή στην οποία πρόκειται να χρησιμοποιηθούν. Έτσι μπορούμε εύκολα να διακρίνουμε ποια είναι τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα των παραπάνω μεθόδων. Πολλές εργασίες ασχολήθηκαν με την παρουσίαση και την ανάλυση των τεχνικών αυτών [5, 25-34].

2.2.2 Μέθοδοι μετασχηματισμών απόστασης (distance transform methods)

Οι μέθοδοι μετασχηματισμού απόστασης βρίσκουν το σκελετό των αγγείων έχοντας σαν κριτήριο την απόσταση των εσωτερικών voxels από τα voxels που ανήκουν στο περίγραμμα (border voxels). Πολλά μέτρα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον υπολογισμό του μετασχηματισμού απόστασης.

Το πιο σύνηθες μέτρο είναι η ευκλείδεια απόσταση:

$$d = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2} \quad (2.1)$$

Άλλα μέτρα που χρησιμοποιούνται στις μεθόδους αυτές είναι chessboard απόσταση και η city block απόσταση. Η city block απόσταση είναι επίσης γνωστή και ως manhattan απόσταση. Για τον υπολογισμό της απόστασης αυτής θεωρούμε ότι για την μετακίνηση από ένα pixel σε ένα άλλο χρησιμοποιούνται μόνο οι γραμμές του πλέγματος και απαγορεύονται οι διαγώνιες κινήσεις. Έτσι η απόσταση αυτή ορίζεται ως:

$$d_{city} = |x_2 - x_1| + |y_2 - y_1| \quad (2.2)$$



Αντίστοιχα η chessboard απόσταση θεωρεί ότι η κίνηση που μπορούμε να κάνουμε σε ένα πλέγμα είναι αντίστοιχη της κίνησης του βασιλιά στο σκάκι, έτσι ο τύπος της απόστασης αυτής είναι:

$$d_{chess} = \max(|x_2 - x_1|, |y_2 - y_1|) \quad (2.3)$$

όπου x_1, y_1, x_2 και y_2 είναι οι συντεταγμένες δύο εικονοστοιχείων αντίστοιχα.

Ομοίως το ημί-ευκλείδιο μέτρο (quasi Euclidean metric) είναι η συνολική ευκλείδεια απόσταση κατά μήκος ενός συνόλου οριζοντίων, κατακόρυφων και διαγώνιων γραμμικών τμημάτων.

Οι μέθοδοι που στηρίζονται στους μετασχηματισμούς απόστασης (distance transform) έχουν το πλεονέκτημα ότι είναι εύκολη η ανακατασκευή των αντικειμένων από το σκελετό τους. Το μεγάλο τους μειονέκτημα, και ιδιαίτερα στην περίπτωση που ως μέτρο χρησιμοποιείται είτε η ευκλείδεια απόσταση είτε η ημι-ευκλείδεια, είναι ότι ο σκελετός δεν παραμένει αμετάβλητος κατά την περιστροφή.

Αρκετές εργασίες αναφέρονται στη βιβλιογραφία που χρησιμοποιούν την τεχνική αυτή με σκοπό να εξάγουν τον σκελετό των αντικειμένων. Δυστυχώς όμως στο συγκεκριμένο πρόβλημα το οποίο αντιμετωπίζουμε η τεχνική αυτή όπως θα εξηγήσουμε παρακάτω δεν παρουσιάζει ιδιαίτερα καλά αποτελέσματα. Μάλιστα λόγω της ευκολίας που παρουσιάζει αρκετοί επιστήμονες προσπάθησαν να την συνδυάσουν με κάποια άλλη τεχνική έτσι ώστε να βελτιώσουν τα αποτελέσματά τους.

Μια από τις τελευταίες εργασίες που χρησιμοποίησαν την τεχνική του μετασχηματισμού απόστασης είναι των Silver et. al [25]. Στην εργασία αυτή χρησιμοποιήθηκε μία παράμετρος λέπτυνσης (thinning) που σκοπό έχει τον έλεγχο της πυκνότητας της δομής του σκελετού. Έτσι δεν είναι αναγκαίο να λαμβάνονται υπόψη οι ιδιαιτερότητες κάθε μεθόδου αφού ο νέος αλγόριθμος θα λειτουργεί το ίδιο καλά για πολλές διαφορετικές εφαρμογές.



Η εργασία αυτή στηρίχθηκε σε δύο παλιότερες εργασίες [26, 27]. Η βασική ιδέα της μεθόδου είναι ότι ο υπολογισμός των αποστάσεων των voxels του αντικειμένου γίνεται από έξω προς τα μέσα έτσι ώστε κάθε φορά να διαγράφουμε τα voxels του περιγράμματος (peeling technique). Ο αλγόριθμος πραγματοποιείται σε δύο στάδια. Στο πρώτο πέρασμα σημειώνονται τα voxels του περιγράμματος. Αν ένα voxel αντικειμένου έχει στην 26 γειτονιά του έναν γείτονα πλευράς (6-connectivity) τότε του ανατίθεται η τιμή 3. Αν ένα voxel αντικειμένου έχει στην 26 γειτονιά του έναν γείτονα ακμής αλλά όχι σαν γείτονα έδρας (12-connectivity) τότε του ανατίθεται η τιμή 4 ενώ αν ένα voxel αντικειμένου έχει στην 26 γειτονιά του έναν γείτονα κορυφής (8-connectivity) αλλά όχι σαν γείτονα πλευράς τότε του ανατίθεται η τιμή 5. Στο δεύτερο πέρασμα ο αλγόριθμος ελέγχει επαναληπτικά τους γείτονες των σημειωμένων voxels προσθέτοντας 3, 4 ή 5 στην τιμή του μετασχηματισμού απόστασης ανάλογα με το αν είναι γείτονας πλευράς, ακμής ή κορυφής. Έτσι βρίσκονται τα voxels που ανήκουν στο σκελετό.

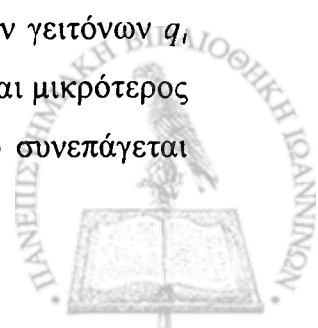
Ο αλγόριθμος αυτός τελικά διατρέχει την τρισδιάστατη εικόνα τρεις φορές. Δύο φορές την διατρέχει έτσι ώστε να υπολογίσει τον μετασχηματισμό απόστασης και μία άλλη έτσι ώστε να καθορίσει ποια είναι τα voxels που ανήκουν στο σκελετό.

Η παράμετρος εισάγεται στο σημείο που καθορίζουμε ποια σημεία - voxels ανήκουν στο σκελετό δηλ. στο τρίτο πέρασμα της εικόνας. Ορίζουμε λοιπόν μία παράμετρο λεπτότητας TP . Ένα voxel λέμε ότι ανήκει στο σκελετό αν:

$$MNT_p < DT_p - TP \quad (2.4)$$

$$MNT_p = \frac{\sum_{i=1}^{26} DT_{q_i}}{26} \quad (2.5)$$

όπου MNT_p είναι ο μέσος όρος των αποστάσεων (distance transformation) των γειτόνων q_i του p δηλ. αν ο μέσος όρος του αθροίσματος των αποστάσεων των γειτόνων είναι μικρότερος από ότι του voxel αυτού μείον την παράμετρο. Μικρή τιμή της παραμέτρου συνεπάγεται



παχύ-συμπαγή σκελετό (thick) ενώ για μεγάλες τιμές της παραμέτρου προκύπτει λεπτός (thin) σκελετός.

Τα voxels που προκύπτουν από την εφαρμογή του αλγορίθμου είναι πιθανόν να μην είναι συνδεδεμένα. Σε πολλές όμως εφαρμογές απαιτείται τα voxels που ανήκουν στο σκελετό να είναι συνδεδεμένα. Μία από αυτές τις εφαρμογές είναι η εύρεση του κέντρου της τραχείας για εσωτερική πλεύση (fly through) όπου και εφαρμόστηκε ο αλγόριθμος. Η μέθοδος αυτή είναι ημιαυτόματη αφού ο χρήστης θα πρέπει να επιλέξει τα end points ανάμεσα στα σκελετικά voxels. Έτσι στην περίπτωση αυτή εισάγεται μία ακόμη παράμετρος που καθορίζει τον αριθμό των σημείων κατά μήκος των κέντρων και δίνει μια συνθήκη τερματισμού για την επαναληπτική διαδικασία.

Μια ακόμη εργασία που αναφέρθηκε σε αυτό το θέμα είναι των Toriwaki et. al. [27] όπου παρουσιάστηκε ένας σειριακός τρισδιάστατος αλγόριθμος λέπτυνσης που χρησιμοποιεί το EDT (Euclidean distance transform) και συγκεκριμένα τον αντίστροφο EDT. Ο αλγόριθμος αυτός χρησιμοποιήθηκε για την αυτόματη εύρεση του μονοπατιού σε εικονικές ενδοσκοπήσεις (virtual endoscopy) και έχει πολύ καλά αποτελέσματα διότι διατηρεί την τοπολογία-συνεκτικότητα του σχήματος. Τα αποτελέσματα της τεχνικής αυτής, όπως προέκυψε από τα πειράματα που έχουν γίνει, είναι ιδιαίτερα αξιόπιστα, ο αλγόριθμος είναι εύκολα αντιληπτός και υλοποιήσιμος και η πολυπλοκότητά του σχετικά μικρή με αποτέλεσμα να θεωρείται ένας αρκετός καλός αλγόριθμος για λέπτυνση.

Αρκετές προσπάθειες έγιναν λοιπόν αλλά και γίνονται ακόμα και σήμερα έτσι ώστε να χρησιμοποιηθούν οι Euclidean distance transformation μέθοδοι στην εύρεση του σκελετού. Το μεγάλο όμως μειονέκτημά τους, δηλ. το γεγονός ότι τα σκελετικά voxels που προκύπτουν πιθανόν να μην είναι συνδεδεμένα ώθησε τους ερευνητές σε τοπολογικούς αλγόριθμους λέπτυνσης.



2.2.3 Τοπολογικοί Αλγόριθμοι Λέπτυνσης

Οι μέθοδοι αυτοί που μπορεί να είναι είτε σειριακοί είτε παράλληλοι βρήκαν άμεση εφαρμογή στο πρόβλημα της τρισδιάστατης αναπαράστασης των αγγείων. Η βασική ιδέα τους έγκειται στην διαγραφή των *simple points* δηλ. των σημείων – voxels του περιγράμματος του αντικειμένου των οποίων η διαγραφή δεν θα προκαλέσει αλλοίωση του αρχικού σχήματος του αντικειμένου. Γενικά η εύρεση όμως των σημείων αυτών είναι μια αρκετά δύσκολη και επίπονη διαδικασία όταν πρόκειται για τρισδιάστατες εικόνες. Για τον λόγο αυτό υπάρχουν αρκετές εργασίες στην βιβλιογραφία που ασχολούνται με την εύρεση των σημείων αυτών αλλά και με τον τρόπο της διαγραφής τους (σειριακός ή παράλληλος). Χαρακτηριστικές τέτοιες εργασίες είναι των Sonka et. al.[34], Palagyí et. al. [5,28-33], όπου χρησιμοποιούνται πίνακες αναζήτησης (look up array) προκειμένου να γίνει αναζήτηση των *simple points* μέσα σε μια τρισδιάστατη εικόνα αλλά κ.α. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι Palagyí et. al. ασχολήθηκαν ιδιαίτερα και με τον τρόπο διαγραφής των σημείων αυτών [28-33].

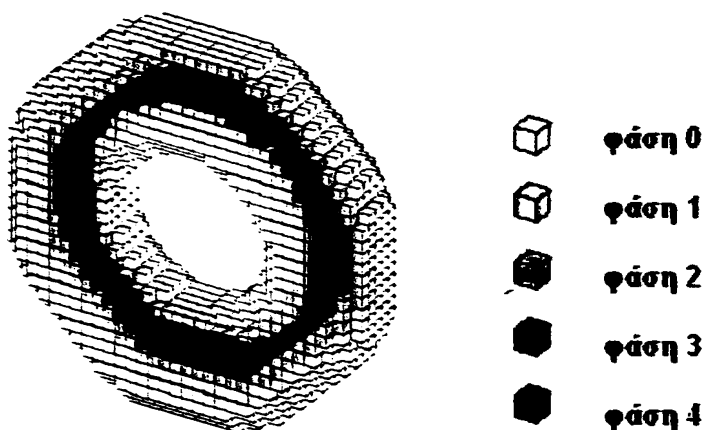
Μια εργασία στην οποία γίνεται αναφορά και έμμεση σύγκριση των δύο βασικών αυτών τεχνικών, δηλ. των μεθόδων μετασχηματισμού απόστασης και λέπτυνσης με εντοπισμό των *simple points* είναι των Pa και Klette [37].

Μια ακόμη χαρακτηριστική εργασία στην οποία περιγράφονται αρκετοί χαρακτηριστικοί τρισδιάστατοι αλγόριθμοι λέπτυνσης που οδηγούν είτε σε σκελετό επιφάνεια (skeleton surface) είτε σε σκελετό καμπύλη (skeleton curve) είναι των Borgfors et. al. [35].

Πρέπει να επισημάνουμε ότι γενικά οι αλγόριθμοι που υπάρχουν για εύρεση σκελετών στον τρισδιάστατο χώρο είναι σημαντικά λιγότεροι από ότι αυτών στον δισδιάστατο χώρο. Ο βασικός λόγος είναι ότι τα προβλήματα που πρέπει να επιλυθούν προκειμένου να οριστεί ο σκελετός είναι πολύπλοκα ιδιαίτερα όσον αφορά την διατήρηση της τοπολογίας του αντικειμένου. Αυτός είναι και ο λόγος στον οποίο πολλοί τέτοιοι αλγόριθμοι μπορούν να οδηγήσουν για το ίδιο αντικείμενο σε τελείως διαφορετικούς σκελετούς, ανάλογα με τα



κριτήρια που χρησιμοποιεί ο κάθε αλγόριθμος. Στο Σχήμα 2.8 παρουσιάζεται ένα απλό παράδειγμα της εφαρμογής μιας διαδικασίας λέπτυνσης με βάση τον ορισμό των simple points.

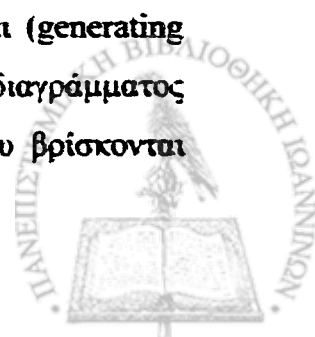


Σχήμα 2.8 Παράδειγμα της διαδικασίας λέπτυνσης με βάση τα simple points.

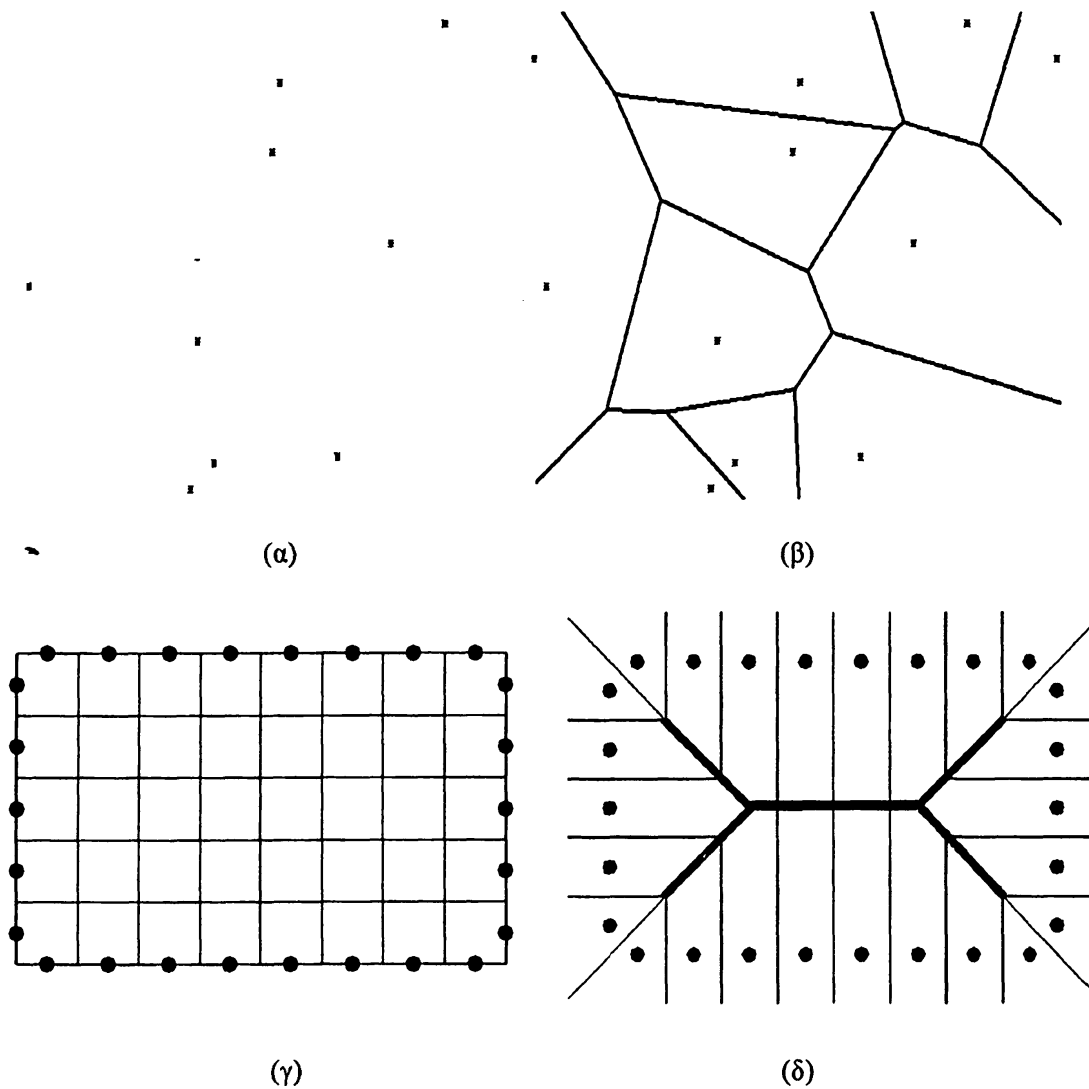
Πολλές εργασίες ασχολήθηκαν με την σύγκριση των διάφορων τεχνικών – μεθόδων έτσι ώστε να είναι δυνατή και εύκολη η διάκριση και επιλογή των τεχνικών αυτών. Μια από αυτές είναι και των Kruszynski et. al. [38]. Στην εργασία αυτή συγκρίθηκαν 3 διαφορετικοί αλγόριθμοι thinning (2 skeleton based topological thinning και ένας με wavelet propagation) και εφαρμόστηκαν πάνω σε coral like branching structures. Το συμπέρασμα ήταν ότι κανείς αλγόριθμος δεν μπορεί να χαρακτηριστεί ως καλύτερος από κάποιον άλλον γιατί ο καθένας δίνει καλύτερα αποτελέσματα σε διαφορετικά δεδομένα. Άρα ο αλγόριθμος που θα χρησιμοποιηθεί σε κάποιο πρόβλημα λέπτυνσης εξαρτάται άμεσα από την δομή του αρχικού σχήματος. Το κριτήριο σύγκρισης που χρησιμοποιήθηκε ήταν ο μέσος όρος όλων των χαρακτηριστικών (Α σφαιρών, Β σφαιρών, γωνία κλίσης των κλάδων, ρυθμός διακλάδωσης, αποστάσεις διακλαδώσεων, λόγος μήκους απόστασης κ.α.).

2.2.4 Μέθοδος Voronoi

Γενικά το διάγραμμα Voronoi ενός διακριτού συνόλου σημείων που καλείται (generating points) είναι η τμηματοποίηση του χώρου σε κελιά έτσι ώστε κάθε κελί του διαγράμματος αυτού να περιέχει ακριβώς ένα σημείο και η θέση όλων των σημείων που βρίσκονται



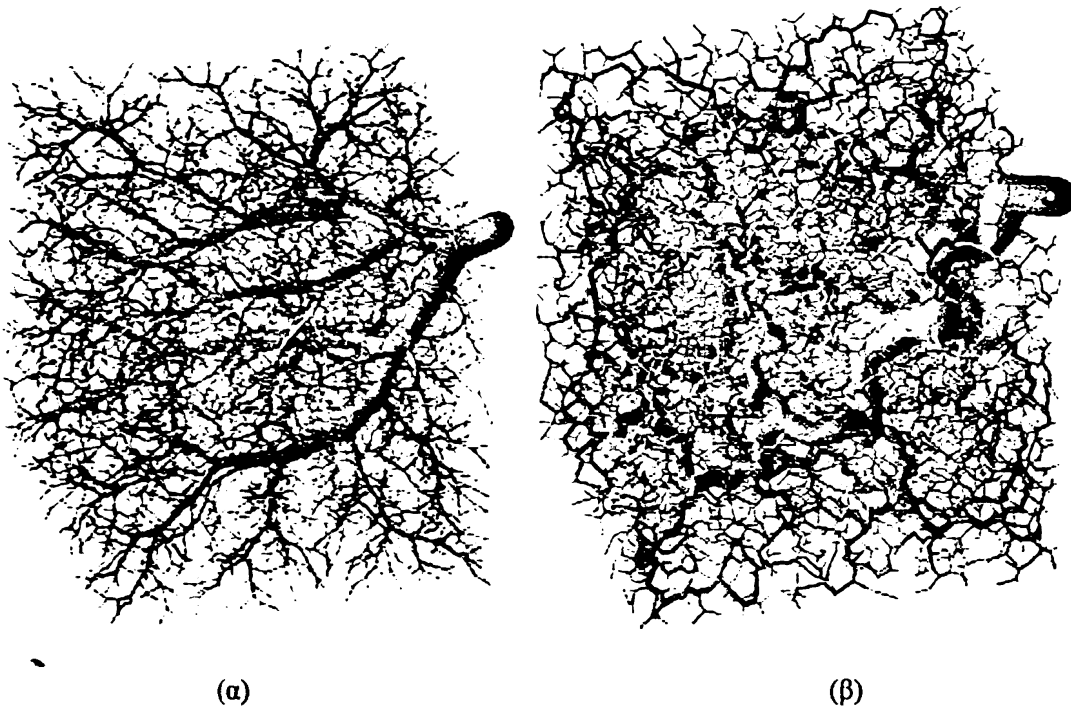
κοντινότερα σε αυτό το generating point από τα υπόλοιπα generating points. Στο Σχήμα 2.9 παρουσιάζεται ένα παράδειγμα εύρεσης σκελετού με χρήση Voronoi διαγραμμάτων.



Σχήμα 2.9 (α) Αρχικά σημεία., (β) Το διάγραμμα Voronoi που προκύπτει, (γ) σημεία που εκφράζουν το περίγραμμα ορθογωνίου, (δ) Ο αντίστοιχος σκελετός.

Μια από τις τελευταίες εργασίες που χρησιμοποιήσαν την τεχνική αυτή είναι του Karch [39]. Στην εργασία αυτή χρησιμοποιήθηκαν τα Voronoi πολύεδρα για την εύρεση του σκελετού του αρτηριακού δέντρου, των κλάδων τους αλλά και για τον υπολογισμό ποιοτικών ποσοτήτων. Το αρτηριακό δέντρο μοντελοποιείται με τη μέθοδο βελτιστοποίησης CCO (constrained constructive optimization). Για την προσομοίωση του δέντρου χρησιμοποιούνται αρκετές παράμετροι. Η έξοδος της μεθόδου εξαρτάται άμεσα από την επιλογή των παραμέτρων αυτών. Στο Σχήμα 2.10 φαίνεται η έξοδος για διαφορετικές τιμές των παραμέτρων.





Σχήμα 2.10 Αποτελέσματα με χρήση διαγραμμάτων Voronoi με βάση διαφορετικές παραμέτρους [39]

Οι μέθοδοι αυτοί έχουν θα μπορούσαμε να πούμε ότι γενικά υπερισχύουν έναντι των άλλων μεθόδων εύρεσης σκελετού για δύο λόγους. Πρώτον διότι διατηρούν τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά τους και δεύτερον διότι διατηρούν την τοπολογία του σχήματος. Το μεγάλο όμως μειονέκτημά τους είναι ότι έχουν μεγάλη πολυπλοκότητα με αποτέλεσμα να μην ενδείκνυνται για συστήματα πραγματικού χρόνου. Αυτός είναι και ο λόγος που μικρή πλέον μερίδα των ερευνητών που ασχολούνται με το θέμα της τρισδιάστατης απεικόνισης του αρτηριακού δέντρου προσεγγίζουν το πρόβλημα με αυτήν την τεχνική.

2.3 Σύγκριση μεθόδων σκελετοποίησης

Οι τεχνικές σκελετοποίησης που παρουσιάσαμε στις παραγράφους 2.2.1 – 2.2.3 παρουσιάζουν τόσο πλεονεκτήματα όσο και μειονεκτήματα. Τα αποτελέσματα που δίνουν διαφέρουν σε σημαντικό βαθμό μεταξύ τους κι αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι διατηρούν διαφορετικές ιδιότητες (γεωμετρικές – τοπολογικές) η καθεμία. Έτσι λοιπόν η επιλογή μιας μεθόδου σκελετοποίησης εξαρτάται άμεσα από τη φύση του προβλήματος το οποίο καλείται να αντιμετωπίσει. Όπως έχουμε ήδη αναφέρει στην παράγραφο 2.2.1 ο σκελετός ενός αντικειμένου θα πρέπει να διατηρεί μια σειρά ιδιοτήτων. Οι ιδιότητες αυτές μπορούν να

διακριθούν σε τοπολογικές (να διατηρείται το αρχικό σχήμα του αντικειμένου έτσι ώστε να είναι δυνατή η ανακατασκευή) και στις γεωμετρικές (δηλ. ο σκελετός να τείνει να βρίσκεται στο κέντρο έτσι ώστε να είναι αμετάβλητος στους κυριότερους μετασχηματισμούς όπως περιστροφή, μεταφορά, κλιμάκωση).

Γενικά μια διαδικασία λέπτυνσης δεν διατηρεί την τοπολογία αν :

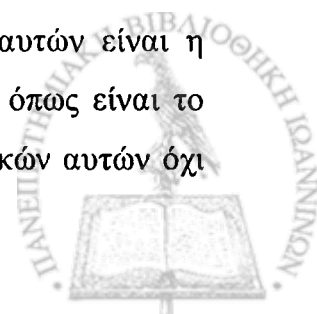
1. κάποιο αντικείμενο της τρισδιάστατης εικόνας διασπάται σε δύο ή περισσότερα αντικείμενα ή κάποια αντικείμενα διαγράφονται οριστικά.
2. κάποια κοιλότητα συγχωνεύεται με το υπόβαθρο ή με κάποια άλλη κοιλότητα.
3. δημιουργείται μια κοιλότητα σε θέση που προηγουμένως δεν υπήρχε.
4. δημιουργούνται ή απαλείφονται οπές.

Στον Πίνακα 2.1 φαίνονται συνοπτικά οι ιδιότητες που διατηρεί η καθεμία από αυτές τις τεχνικές [40].

Πίνακας 2.1 Ιδιότητες των τεχνικών σκελετοποίησης

Μέθοδος	Διατήρηση Γεωμετρικών ιδιοτήτων	Διατήρηση Τοπολογικών Ιδιοτήτων
Μετασχηματισμού Απόστασης	Ναι	Όχι
Σκελετοί Voronoi	Ναι	Ναι
Αλγόριθμοι Λέπτυνσης	Όχι	Ναι

Από τον Πίνακα 2.1 καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι οι αλγόριθμοι σκελετοποίησης που βασίζονται στα διαγράμματα Voronoi διατηρούν τόσο τις τοπολογικές όσο και τις γεωμετρικές τους ιδιότητες. Το μεγάλο όμως μειονέκτημα των μεθόδων αυτών είναι η μεγάλη πολυπλοκότητα τους και κυρίως για μεγάλα πολύπλοκα αντικείμενα όπως είναι το αρτηριακό δέντρο, μειονέκτημα το οποίο κάνει την χρησιμοποίηση των τεχνικών αυτών όχι



κατάλληλη για συστήματα πραγματικού χρόνου. Στο πρόβλημα λοιπόν της αναπαράστασης του αρτηριακού δέντρου επειδή μας ενδιαφέρει να διατηρούνται κατά κύριο λόγο οι τοπολογικές ιδιότητες και κατά δεύτερον οι γεωμετρικές επιλέγουμε τη χρήση σκελετοποίησης που βασίζεται σε αλγόριθμους λέπτυνσης.



ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΜΕΘΟΔΟΥ

3.0 Εισαγωγή

3.1 Περιγραφή Δεδομένων

3.2 Μεθοδολογία

3.3 Κατάτμηση των δισδιάστατων τομών

3.5 Εύρεση σκελετού – Σκελετοποίηση

3.6 Κλάδεμα του δέντρου – εντοπισμός της ρίζας

3.7 Ταίριασμα των δεδομένων σε καμπύλες

3.0 Εισαγωγή

Σκοπός του κεφαλαίου αυτού είναι η παρουσίαση της μεθοδολογίας που ακολουθήσαμε για την εύρεση του αρτηριακού δέντρου. Για την καλύτερη κατανόηση του κεφαλαίου αυτού θα ξεκινήσουμε παρουσιάζοντας αρχικά τα δεδομένα μας και στην συνέχεια την μεθοδολογία που ακολουθήσαμε. Τέλος θα αναλυθούν τα υποσυστήματα του συστήματος που αναπτύχθηκε και θα παρουσιαστούν οι βελτιώσεις που υλοποιήσαμε.

3.1 Περιγραφή Δεδομένων

Οι εικόνες οι οποίες λαμβάνονται από την αξονική τομογραφία της καρδιάς παρουσιάζουν συνήθως αρκετά προβλήματα. Οι σημαντικότεροι λόγοι στους οποίους οφείλονται τα προβλήματα αυτά είναι:

1. Η κίνηση του ασθενούς (συνήθως είναι ανεπαίσθητη)
2. Κίνηση της καρδιάς κατά τον καρδιακό κύκλο (συστολή, διαστολή)
3. Θόρυβος λόγω μεταλλικών αντικειμένων που μπορεί να έχει ο ασθενής όπως βηματοδότες, μεταλλικές βαλβίδες, χειρουργικά clips κ.α. (αυτό μπορεί στις περισσότερες περιπτώσεις να αποφευχθεί).



4. Σφάλματα του μηχανήματος που δημιουργούνται συνήθως κατά την ανασύνθεση των εικόνων από ελικοειδή και πολυτομικό αξονικό τομογράφο
5. Σφάλματα ιατρού (π.χ. μικροί αριθμοί τομών με μεγάλο πάχος) που μπορεί να οφείλονται και στην ποιότητα του αξονικού τομογράφου

Οι εικόνες που είχαμε στην διάθεση μας προέρχονται από την βάση δεδομένων του λογισμικού *ANALYZE*. Οι εικόνες αυτές είναι 136 τομές, μεγέθους 128x128 η καθεμία αφού για την εξαγωγή τους χρησιμοποιήθηκε πολυτομικός αξονικός τομογράφος (micro multi sectional CT) και απεικονίζουν την καρδιά ενός σκύλου. Ο αξονικός τομογράφος που χρησιμοποιήθηκε για την λήψη των τομών αυτών έχει την ιδιότητα να μπορεί να λαμβάνει πολλές τομές κατά την διάρκεια ενός μόνο καρδιακού κύκλου με αποτέλεσμα η κίνηση της καρδιάς να θεωρείται ανεπαίσθητη. Ακόμη θεωρούμε ότι κατά τη διάρκεια λήψης των τομών η κίνηση της εργαστηριακής τράπεζας ήταν αμελητέα οπότε καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι ο όποιος θόρυβος υπάρχει στις τομές μας οφείλεται μόνο σε σφάλματα του αξονικού τομογράφου. Περισσότερες περιπτώσεις δεν ήταν διαθέσιμες και αυτό δεν μας επέτρεψε να ελέγξουμε σε πολλές περιπτώσεις την μεθοδολογία που αναπτύχθηκε.

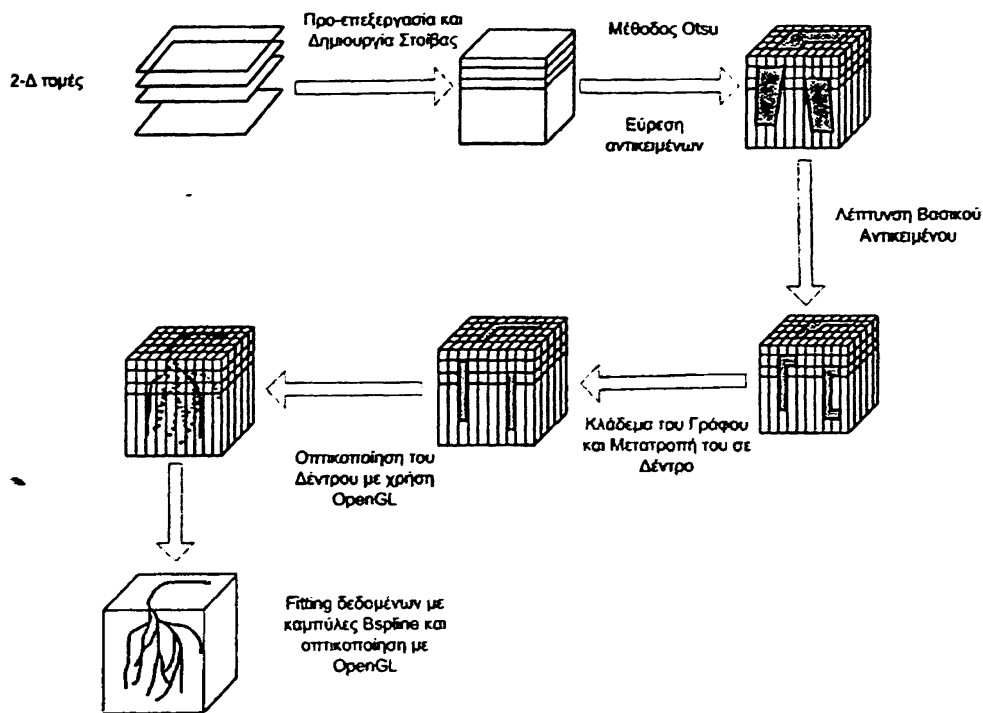
Έπειτα από προσεκτική μελέτη των εικόνων αυτών και με τη βοήθεια ακτινολόγων και αγγειολόγων ιατρών παρατηρήσαμε τα εξής:

1. Σε κάθε τομή τα στεφανιαία αγγεία που απεικονίζονται δεν είναι ευδιάκριτα από τον καρδιακό ιστό. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα στεφανιαία αγγεία έχουν μικρή διάμετρο με αποτέλεσμα η περιεκτικότητά τους σε σκιαγραφικό υγρό να είναι μικρή.
2. Τα στεφανιαία αγγεία με μεγάλη διάμετρο είναι εύκολα αντιληπτά από τους ιατρούς ενώ τα αγγεία μικρότερης διαμέτρου δεν είναι ευδιάκριτα με αποτέλεσμα ο γιατρός να μην μπορεί να αντιληφθεί την ύπαρξή τους.
3. Το συνολικό εμβαδόν των αγγείων σε μια CT αγγειογραφία είναι αρκετά μικρό σε σχέση βέβαια με το μέγεθος της εικόνας.



3.2 Μεθοδολογία

Τα βήματα της μεθοδολογίας που ακολουθείται φαίνονται στο Σχήμα 3.1:



Σχήμα 3.1. Βήματα Μεθοδολογίας που Ακολουθείται

Από το Σχήμα 3.1 φαίνεται ότι τα βήματα της μεθοδολογίας που ακολουθήθηκε είναι:

1. Δημιουργία της τρισδιάστατης εικόνας.
2. Κατάτμηση της εικόνας οπότε παίρνουμε τα αντικείμενα που περιέχονται στην τρισδιάστατη εικόνα.
3. Λέπτυνση του βασικού αντικειμένου της εικόνας
4. Κλάδεμα του σκελετού που προέκυψε για την απομάκρυνση των απομονωμένων αντικειμένων αλλά και των ψευδοευρημάτων.
5. Κατασκευή του αρτηριακού δέντρου και οπτικοποίησή του.

3.2.1 Δημιουργία τρισδιάστατης εικόνας

Η τρισδιάστατη εικόνα προκύπτει με την τεχνική της στοίβας. Έστω ότι ο τομογράφος παράγει k τομές. Τότε παραθέτουμε τις εικόνες την μία πάνω στην άλλη οπότε δημιουργείται ένας τρισδιάστατος όγκος. Έτσι λοιπόν αν κάθε τομή την συμβολίζουμε με

$S_k(n, m)$ τότε η προοδευτική αναπαράσταση V είναι:



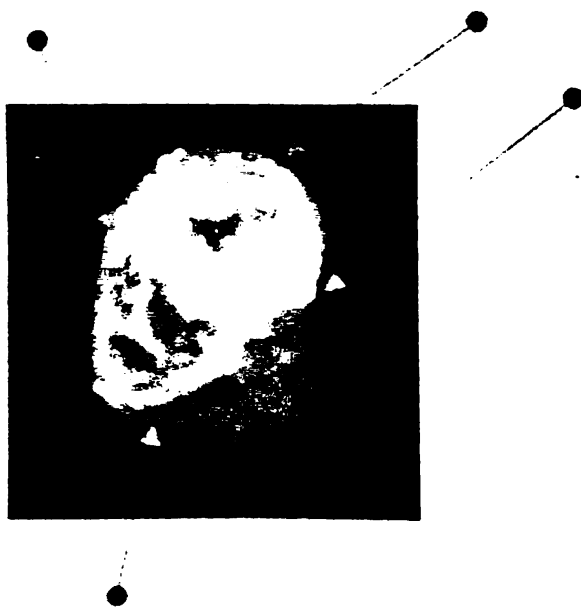
$$V(n, m, k) = S_k(n, m), \text{ όπου} \quad (3.1)$$

$n = 1, 2, \dots, N$ οι γραμμές της εικόνας, $m = 1, 2, \dots, M$ οι στήλες της εικόνας και $k = 1, 2, \dots, K$ ο αριθμός των τομών.

Η τρισδιάστατη εικόνα η οποία προκύπτει, αναπαρίσταται από ένα τρισδιάστατο πλέγμα μεγέθους $M \times N \times K$ όπου συνήθως ισχύει, $K < M$ και $M \cong N$, δηλ. οι εικόνες είναι περίπου τετραγωνικές και ο αριθμός των τομών είναι μικρότερος από την διάσταση της εικόνας γεγονός που σημαίνει ότι οι τομές μας θα πρέπει να είναι αρκετά κοντά η μία στην άλλη δηλ. να έχουν μικρό πάχος. Έτσι η τιμή $V(n, m, k)$ είναι η τιμή του voxel στη θέση (n, m, k) . Το voxel πρέπει να αναφέρουμε ότι ορίζεται ως η μικρότερη μονάδα όγκου που εντοπίζεται σε μια τρισδιάστατη εικόνα.

3.2.2 Προεπεξεργασία

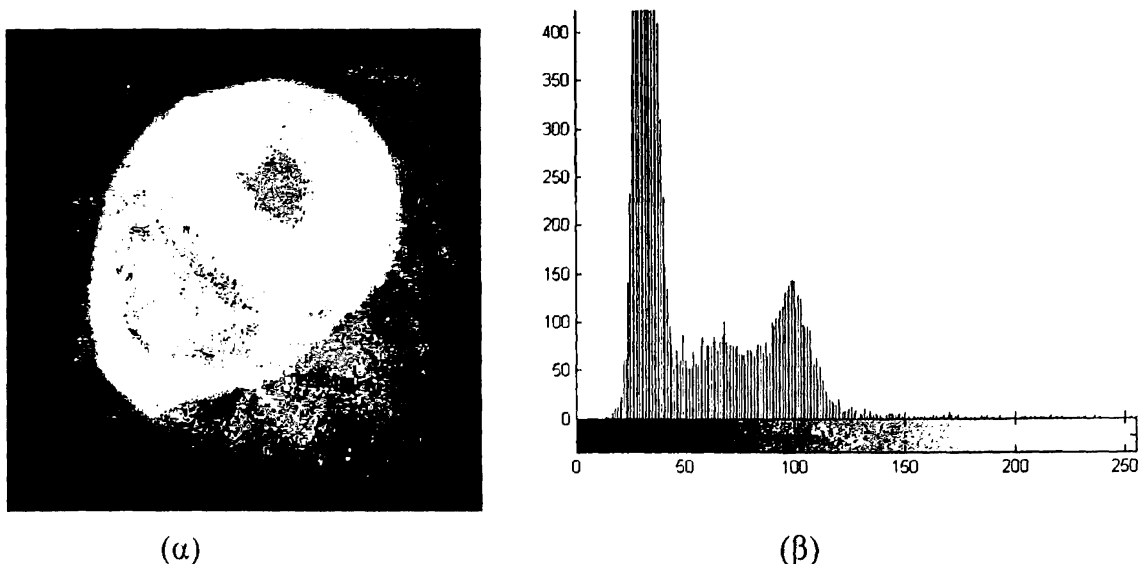
Το μεγαλύτερο πρόβλημα στις αξονικές τομογραφίες των στεφανιαίων αγγείων είναι ότι είναι αρκετά δύσκολος ο εντοπισμός των μικρών αγγείων. Για το λόγο αυτό η προεπεξεργασία μας ασχολείται με το να γίνουν τα μικρά αυτά αγγεία ευδιάκριτα. Στο Σχήμα 3.2 παριστάνεται μια τομή από τις εικόνες CT που διαθέτουμε στην οποία επισημάναμε ορισμένα από τα στεφανιαία αγγεία.



Σχήμα 3.2 CT τομή: Με κόκκινα βέλη σημειώνονται μερικά από τα στεφανιαία αγγεία

Στη συνέχεια αναλύονται οι τεχνικές προεπεξεργασίας που χρησιμοποιήθηκαν. Σημειώνεται ότι στην βιβλιογραφία [1-4, 9-10, 25, 27] οι περισσότερες μέθοδοι που βασίζονται στα voxels ακολουθούν την μέθοδο της καθολικής κατωφλίωσης για την κατάτμηση του τρισδιάστατου όγκου. Μετά από προσεκτική μελέτη των αποτελεσμάτων με χρήση κατάτμηση καθολικής κατωφλίωσης παρατηρήσαμε ότι πολλοί μικροί κλάδοι χάνονται κατά την κατάτμηση. Έτσι λοιπόν κρίνεται απαραίτητο να βελτιώσουμε την ποιότητα της εικόνας και στη συνέχεια να πραγματοποιήσουμε κατάτμηση στην κάθε τομή ξεχωριστά. Οι τεχνικές προεπεξεργασίας έχουν ως σκοπό λοιπόν την βελτίωση των εικόνων ώστε κατά την κατάτμηση να είναι δυνατή η εύρεση και των μικρών στεφανιαίων αγγείων.

Όπως προαναφέραμε ο αριθμός των εικονοστοιχείων σε μια τομή που αντιστοιχούν στα αγγεία είναι πολύ μικρός σε σχέση με το συνολικό αριθμό των εικονοστοιχείων της εικόνας. Αυτό γίνεται εύκολα αντιληπτό και από το ιστόγραμμα της εικόνας όπως φαίνεται και στο Σχήμα 3.3.



Σχήμα 3.3 (α) Δισδιάστατη τομή, (β) Το αντίστοιχο ιστόγραμμα.

Από το ιστόγραμμα αυτής της τομής παρατηρούμε ότι μεγάλος αριθμός των εικονοστοιχείων της εικόνας συγκεντρώνονται γύρω από την τιμή 30, γεγονός που σημαίνει ότι τα εικονοστοιχεία αυτά ανήκουν στο υπόβαθρο της εικόνας ενώ αρκετά ακόμα εικονοστοιχεία συγκεντρώνονται γύρω από το 100 γεγονός που σημαίνει ότι τα εικονοστοιχεία αυτά ανήκουν στον ιστό της καρδιάς. Σύμφωνα με ιατρούς που έχουν εξετάσει τις τομές αυτές, τα εικονοστοιχεία που αντιστοιχούν σε στεφανιαία αγγεία έχουν τιμή φωτεινότητας μεγαλύτερη από 100.

Για την απομάκρυνση του θορύβου και την βελτίωση του ιστογράμματος κάθε εικόνας χρησιμοποιούμε ισοστάθμιση ιστογράμματος.

3.2.3 Ισοστάθμιση Ιστογράμματος (Histogram Equalization)

Η ισοστάθμιση ιστογράμματος είναι ένας μετασχηματισμός στην κλίμακα του γκρι για την αύξηση της αντίθεσης. Σκοπός της τεχνικής αυτής είναι να δημιουργήσουμε μια νέα εικόνα με ισοκατανεμημένα επίπεδα φωτεινότητας σε όλο το φάσμα της [21].

Έστω $H(p)$ το ιστόγραμμα της αρχική εικόνας στο διάστημα φωτεινότητας $[p_0, p_k]$. Σκοπός μας είναι η εύρεση ενός μετασχηματισμού T της αρχικής φωτεινότητας p_i , των εικονοστοιχείων σε μια τελική φωτεινότητα q_i με $q = T(p)$ τέτοιος ώστε το επιθυμητό ιστόγραμμα εξόδου $G(p)$ να είναι ομοιόμορφα κατανεμημένο στο διάστημα φωτεινότητας εξόδου $[q_0, q_k]$.

Θεωρούμε λοιπόν το ιστόγραμμα σαν μια διακριτή συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας. Έτσι η μονότονη ιδιότητα του μετασχηματισμού T είναι:

$$\sum_{i=0}^k G(q_i) = \sum_{i=0}^k H(p_i). \quad (3.2)$$

Τα αθροίσματα της εξίσωσης (3.2) μεταφράζονται σαν διακριτές συναρτήσεις κατανομής. Έστω ότι η εικόνα έχει N γραμμές και N στήλες. Τότε το ισοσταθμισμένο ιστόγραμμα $G(p)$ ανταποκρίνεται σε μια ομοιόμορφη συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας f της οποίας η τιμή είναι σταθερά και ίση με:

$$f = \frac{N^2}{q_k - q_0} \quad (3.3)$$

Η εξίσωση (3.3) αντικαθιστά το αριστερό μέλος της σχέσης (3.2). Το ισοσταθμισμένο ιστόγραμμα μπορεί να προκύψει ακριβώς μόνο για την «εξειδικευμένη» συνεχή πυκνότητα πιθανότητας για την οποία η εξίσωση (3.2) γίνεται:



$$N^2 \int_{q_0}^q \frac{1}{q_k - q_0} ds = \frac{N^2(q - q_0)}{q_k - q_0} = \int_{p_0}^p H(s) ds. \quad (3.4)$$

Έτσι ο επιθυμητός μετασχηματισμός της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων είναι:

$$q = T(p) = \frac{q_k - q_0}{N^2} \int_{p_0}^p H(s) ds + q_0. \quad (3.5)$$

Το ολοκλήρωμα στην σχέση (3.4) ονομάζεται αθροιστικό ιστόγραμμα (cumulative histogram) το οποίο στις ψηφιακές εικόνες προσεγγίζεται από ένα άθροισμα με αποτέλεσμα το ιστόγραμμα που προκύπτει να μην ισοκατανέμεται ιδανικά. Η διακριτή λοιπόν προσέγγιση της φωτεινότητας των συνεχόμενων εικονοστοιχείων είναι:

$$q = T(p) = \frac{q_k - q_0}{N^2} \sum_{i=p_0}^p H(i) + q_0. \quad (3.6)$$

Ο αλγόριθμος που χρησιμοποιήθηκε για την ισοστάθμιση ιστογράμματος φαίνεται παρακάτω:

Αλγόριθμος 1

Ισοστάθμιση Ιστογράμματος

1. Για μια $N \times M$ δισδιάστατη εικόνα με G επίπεδα φωτεινότητας (256 συνήθως), δημιούργησε έναν πίνακα H μήκους G με αρχικές τιμές 0.
2. Διατρέχουμε κάθε εικονοστοιχείο της εικόνας και αυξάνουμε το κατάλληλο στοιχείο του πίνακα H . Αν το εικονοστοιχείο p έχει φωτεινότητα g_p , τότε αύξησε το στοιχείο του πίνακα H κατά 1.

$$H[g_p] = H[g_p] + 1$$

3. Κατασκευή του Αθροιστικού (cumulative) ιστογράμματος H_c :

$$H_c[0] = H[0]$$

$$H_c[p] = H_c[p-1] + H[p]$$

όπου $p = 1, 2, \dots, G-1$

4. Θέτουμε



$$T[p] = \text{round}\left(\frac{G-1}{NM} H_c[p]\right)$$

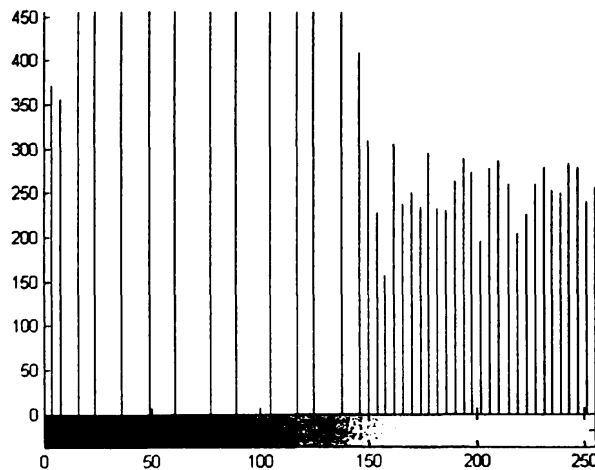
Αυτό το βήμα οδηγεί σε αποτελεσματικότερη υλοποίηση αν κατασκευάσουμε έναν πίνακα αναζήτησης (look-up table) των πολλαπλασίων NM και κάνοντας συγκρίσεις με τις τιμές στο H_c , που είναι μονότονα αύξοντα στοιχεία.

5. Διατρέχουμε πάλι την εικόνα και δημιουργούμε μια νέα εικόνα με επίπεδα φωτεινότητας g_p τέτοιο ώστε $g_p = T[g_p]$

Στο Σχήμα 3.4 παρουσιάζεται η εικόνα του Σχήματος 3.3 που προκύπτει μετά από την εφαρμογή της ισοστάθμισης ιστογράμματος και το αντίστοιχο ιστόγραμμα.



(α)



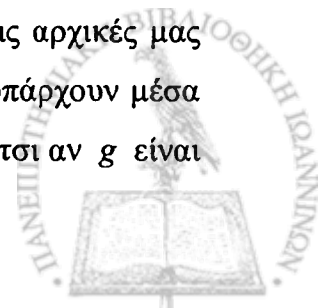
(β)

Σχήμα 3.4 (α) Το αποτέλεσμα της ισοστάθμισης ιστογράμματος στην εικόνα του Σχήματος 3.3, (β) Ιστόγραμμα μετά την εφαρμογή ισοστάθμισης

Μολονότι η παραπάνω προεπεξεργασία φαίνεται οπτικά πως αλλοιώνει την αρχική μας εικόνα μας σε σημαντικό βαθμό παρόλα αυτά βελτιώνει κατά πολύ το ιστόγραμμα αυτής που είναι και ο απώτερος σκοπός μας προκειμένου στη συνέχεια να εφαρμόσουμε μέθοδο κατάτμησης.

3.2.4 Ενίσχυση ακμών εικόνας (Image Sharpening)

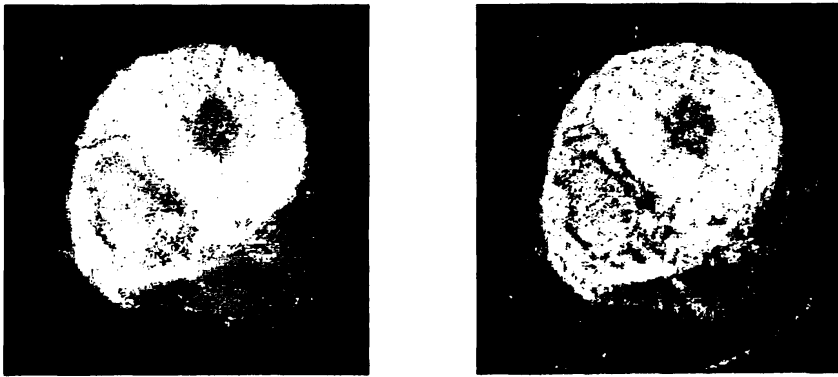
Μια άλλη τεχνική προεπεξεργασίας που θα μπορούσαμε να εφαρμόσουμε στις αρχικές μας εικόνες είναι η ενίσχυση ακμών που έχει ως σκοπό να τονίσει τις ακμές που υπάρχουν μέσα στην εικόνα ώστε να είναι ακόμα πιο ευδιάκριτα ορισμένα χαρακτηριστικά. Έτσι αν g είναι



η αρχική μας εικόνα τότε η εικόνα που προκύπτει έπειτα από την εφαρμογή ενίσχυσης ακμών είναι:

$$F(i, j) = g(i, j) - CS(i, j) \quad (3.7)$$

όπου C είναι ένας θετικός συντελεστής που καθορίζει την ένταση της ενίσχυσης ακμών και $S(i, j)$ είναι ένα μέτρο του πόσο απότομη (sheer) είναι η εικόνα που υπολογίζεται χρησιμοποιώντας έναν τελεστή παραγώγου. Συνήθως στην περίπτωση αυτή χρησιμοποιείται ο τελεστής Laplace. Στο Σχήμα 3.5 παρακάτω εικόνα παρουσιάζεται μια εικόνα που προκύπτει από την ενίσχυση ακμών με χρήση του τελεστή Laplace.



(α)

(β)

Σχήμα 3.5 (α) Αρχική εικόνα, (β) Εικόνα μετά από ενίσχυση ακμών

Όπως φαίνεται από το Σχήμα 3.5 οι ακμές της εικόνας μετά την εφαρμογή ενίσχυσης ακμών είναι πιο έντονες – απότομες. Σε αυτή την περίπτωση οι ακμές των στεφανιαίων αγγείων είναι περισσότερο ευδιάκριτες.

3.2.5 Τελεστής Laplace

Όπως αναφέραμε παραπάνω στην ενίσχυση ακμών χρησιμοποιείται ο τελεστής παραγώγου της εικόνας. Ο τελεστής Laplace είναι ένας από τους πιο δημοφιλείς τελεστές, που χρησιμοποιεί την δεύτερη παράγωγο και μας δίνει μόνο το μέτρο της παραγώγου. Η δεύτερη παράγωγος μιας συνάρτησης $g(x, y)$ είναι:



$$\nabla^2 g(x, y) = \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 g(x, y)}{\partial y^2}, \quad (3.8)$$

όπου x, y είναι αντίστοιχα η γραμμή και η στήλη του εικονοστοιχείου

Επειδή όμως οι εικόνες είναι διακριτές συναρτήσεις η Εξίσωση (3.8) προσεγγίζεται από το άθροισμα της συνέλιξης μιας εικόνας με μια μάσκα, h , διαστάσεων 3×3 . Η μάσκα που συνήθως χρησιμοποιείται για γειτονικότητα 4 και 8 είναι:

$$h = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad \text{και} \quad h = \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.9)$$

Ο τελεστής Laplace έχει τις ίδιες ιδιότητες σε όλες τις κατευθύνσεις οπότε και λόγω της συμμετρίας την οποία παρουσιάζει είναι αμετάβλητος στην περιστροφή της εικόνας. Αρκετές φορές χρησιμοποιείται ένας τελεστής Laplace με περισσότερη έμφαση στο κεντρικό εικονοστοιχείο ή στη γειτονιά του. Σε αυτήν την προσέγγιση όμως χάνει την αμεταβλητοτήτά του στην περιστροφή.

$$h = \begin{bmatrix} 2 & -1 & 2 \\ -1 & -4 & -1 \\ 2 & -1 & 2 \end{bmatrix} \quad \text{και} \quad h = \begin{bmatrix} -1 & 2 & -1 \\ 2 & -4 & 2 \\ -1 & 2 & -1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

3.3 Κατάτμηση των δισδιάστατων τομών

Η κατάτμηση μιας εικόνας είναι ένας μετασχηματισμός μιας εικόνας εισόδου σε μια δυαδική εικόνα εξόδου ως εξής:

$$g(i, j) = \begin{cases} 1, & f(i, j) \geq T \\ 0, & f(i, j) < T \end{cases} \quad (3.11)$$



όπου T ένα κατώφλι και $g(i,j) = 1$ για εκείνα τα εικονοστοιχεία της εικόνας τα οποία ανήκουν στο αντικείμενο.

Στις περισσότερες εικόνες όμως δεν γνωρίζουμε το κατώφλι με το οποίο θα επιλέξουμε και έχουν αναπτυχθεί αρκετές μέθοδοι οι οποίες βασίζονται στην ανάλυση του ιστογράμματος της εικόνας για να μπορούμε αυτόματα να επιλέγουμε αυτό το κατώφλι [40, 41].

3.3:1 Μέθοδος Κατάτμησης Otsu

Από τον Otsu αναπτύχθηκε μία μη παραμετρική και χωρίς επίβλεψη μέθοδος για την αυτόματη επιλογή κατωφλίου για την κατάτμηση εικόνων [43]. Η μέθοδος επιλέγει αυτόματα το καλύτερο κατώφλι με βάση κάποιο κριτήριο. Η ιδέα είναι σχετικά απλή: καλά διαχωρισμένες ομάδες θα διαφέρουν στα επίπεδα γκρι. Σε στατιστικούς όρους αυτό μεταφράζεται σε ελαχιστοποίηση της διακύμανσης μεταξύ των επιπέδων γκρι της ίδιας ομάδας (ενδό-διακύμανση – within class variance), ένα μέτρο κατά πόσο μια ομάδα είναι “συμπαγής” και την μεγιστοποίηση της διακύμανσης των επιπέδων γκρι διαφορετικών ομάδων. Το τελευταίο είναι και ένα μέτρο κατά πόσο δύο ή και περισσότερες ομάδες είναι καλά διαχωρισμένες.

Έστω L τα επίπεδα γκρι μια εικόνας $[1,2,\dots,L]$ και ο αριθμός των εικονοστοιχείων του επιπέδου i , n_i . Ο συνολικός αριθμός εικονοστοιχείων της εικόνας είναι $N = n_1 + n_2 + \dots + n_L$. Το ιστόγραμμα της εικόνας κανονικοποιείται και θεωρείται ως συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας, p_i , με τις ακόλουθες ιδιότητες:

$$p_i = \frac{n_i}{N}, \quad p_i \geq 0 \quad \sum_{i=1}^L p_i = 1. \quad (3.12)$$

Η αναμενόμενη τιμή των επιπέδων γκρι της εικόνας θα είναι:

$$\mu_T = \mu(L) = \sum_{i=1}^L i p_i \quad (3.13)$$



Αν χωρίσουμε την εικόνα σε δύο κλάσεις C_0, C_1 χρησιμοποιώντας ένα κατώφλι τότε τα επίπεδα γκρι των εικονοστοιχείων που ανήκουν στην κλάση C_0 θα είναι $[1, 2, \dots, k]$ και τα επίπεδα γκρι των εικονοστοιχείων που ανήκουν στην κλάση C_1 $[k+1, k+2, \dots, L]$. Οι πιθανότητες ω_0, ω_1 ένα εικονοστοιχείο να ανήκει σε μια από τις δύο κλάσεις C_0, C_1 αντίστοιχα είναι:

$$\begin{aligned}\omega_0 &\cong P(C_0) = \sum_{i=1}^k p_i = \omega(k), \\ \omega_1 &= P(C_1) = \sum_{i=k+1}^L p_i = 1 - \omega(k),\end{aligned}\tag{3.14}$$

όπου $\omega_0 + \omega_1 = 1$.

Για κάθε μια κλάση η αναμενόμενη τιμή δίνεται από τις ακόλουθες σχέσεις:

$$\begin{aligned}\mu_0 &= \sum_{i=1}^k iP(i|C_0) = \sum_{i=1}^k i \frac{p_i}{\omega_0} = \frac{\mu(k)}{\omega(k)}, \\ \mu_1 &= \sum_{i=k+1}^L iP(i|C_1) = \sum_{i=k+1}^L i \frac{p_i}{\omega_1} = \frac{\mu_T - \mu(k)}{1 - \omega(k)},\end{aligned}\tag{3.15}$$

όπου

$$\omega(k) = \sum_{i=1}^k p_i, \quad \mu(k) = \sum_{i=1}^k ip_i, \quad P(i|C_0) = \frac{P(i \cap C_0)}{P(C_0)} = \frac{p_i}{\omega(k)},$$

και ισχύει:

$$\omega_0 \mu_0 + \omega_1 \mu_1 = \mu_T.$$

Σύμφωνα με τον ορισμό της διακύμανσης για μια τυχαία διακριτή μεταβλητή [44] και χρησιμοποιώντας τον ορισμό της υπό συνθήκη πιθανότητας $P(i|C_0)$, οι διακυμάνσεις για κάθε μια κλάση δίνονται από τη σχέση (3.16):



$$\sigma_0^2 = \sum_{i=1}^k (i - \mu_0)^2 P(i|C_0) = \sum_{i=1}^k (i - \mu_0)^2 \frac{p_i}{\omega_0},$$

$$\sigma_1^2 = \sum_{i=k+1}^L (i - \mu_1)^2 P(i|C_1) = \sum_{i=k+1}^L (i - \mu_1)^2 \frac{p_i}{\omega_1}$$
(3.16)

Για να αποτιμήσουμε το κατώφλι που επιλέγει η μέθοδος Otsu ορίζουμε την ένδο-
διακύμανση σ_w^2 και την διακύμανση των επιπέδων γκρι μεταξύ των δύο κλάσεων σ_B^2 :

$$\sigma_w(k)^2 = \omega_0 \sigma_0^2 + \omega_1 \sigma_1^2,$$

$$\sigma_B(k)^2 = \omega_0 (\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1 (\mu_1 - \mu_T)^2$$
(3.17)

Η συνολική διακύμανση μεταξύ των επιπέδων γκρι είναι:

$$\sigma_T^2 = \sum_{i=1}^L (i - \mu_T)^2 p_i,$$

$$\sigma_w^2 + \sigma_B^2 = \sigma_T^2$$
(3.18)

Ο Otsu [43] καθόρισε τα παρακάτω μέτρα διαχωρισιμότητας των δύο κλάσεων τα οποία πρέπει να μεγιστοποιηθούν από το βέλτιστο κατώφλι k :

$$\lambda = \frac{\sigma_B^2(k)}{\sigma_w^2(k)},$$
(3.19)

$$k = \frac{\sigma_T^2}{\sigma_w^2},$$
(3.20)

$$\eta = \frac{\sigma_B^2}{\sigma_T^2},$$
(3.21)

Αφού η συνολική διακύμανση σ_T^2 δεν εξαρτάται από την επιλογή του κατωφλίου k , το κατώφλι k για το οποίο ελαχιστοποιείται η σ_w^2 θα είναι το k για το οποίο μεγιστοποιείται η



σ_B^2 . Έτσι μεγιστοποιώντας την διακύμανση μεταξύ των επιπέδων γκρι των δύο κλάσεων και χρησιμοποιώντας τις παραπάνω σχέσεις προκύπτει [Παράρτημα Α]:

$$\sigma_B^2 = \frac{(\mu(k) + \mu_T \omega(k))^2}{\omega(k)(1-\omega(k))}. \quad (3.22)$$

Τέλος το βέλτιστο k^* το οποίο μεγιστοποιεί την διακύμανση μεταξύ επιπέδων γκρι των δύο κλάσεων και ελαχιστοποιεί την διακύμανση μεταξύ των επιπέδων της ίδιας κλάσης θα είναι:

$$k^* = \arg \max_k (\sigma_B^2). \quad (3.23)$$

Έτσι ξεκινώντας από το αρχικό επίπεδο γκρι της εικόνας $k = 1$ και καταλήγοντας στο επίπεδο L υπολογίζουμε την σ_B^2 συναρτήσει του κατωφλίου k . Τέλος επιλέγουμε το κατώφλι k^* για το οποίο η σ_B^2 είναι μέγιστη.

3.3.2 Μεθοδολογία προεπεξεργασίας και κατάτμησης των δισδιάστατων τομών

Στις Παραγράφους 3.3.2 και 3.3.3 αναφερθήκαμε στις τεχνικές προεπεξεργασίας που μπορούν να εφαρμοστούν στις δισδιάστατες τομές. Ανάλογα με την προεπεξεργασία την οποία υπόκεινται οι εικόνες μας θα εφαρμόσουμε αντίστοιχα την μέθοδο της Otsu. Διακρίνουμε τις παρακάτω τρεις περιπτώσεις:

1. Ενίσχυση ακμών των εικόνων μας και εφαρμογή της Otsu δύο φορές.
 - i. Πρώτη εφαρμογή της Otsu: Χρησιμοποιείται για την εύρεση ενός κατωφλίου T1 που διαχωρίζει τον ιστό από το υπόβαθρο.
 - ii. Δεύτερη εφαρμογή της Otsu: Εφαρμόζεται στο αποτέλεσμα της προηγούμενης κατάτμησης περιορίζοντας έτσι την περιοχή ενδιαφέροντος (ROI). Χρησιμοποιείται για την εύρεση ενός κατωφλίου T2 που διαχωρίζει τα στεφανιαία αγγεία από τον ιστό.
2. Ισοστάθμιση ιστογράμματος σε κάθε τομή και εν συνεχεία μία εφαρμογή της μεθόδου της Otsu. Με την εφαρμογή της ισοστάθμισης του ιστογράμματος επιτυγχάνουμε την

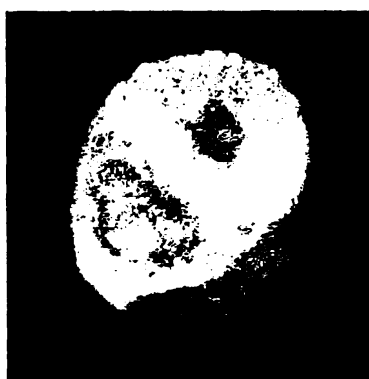


ισοκατανομή της φωτεινότητας των εικονοστοιχείων και εν συνεχεία με την εφαρμογή της μεθόδου Otsu επιλέγουμε ένα κατώφλι T το οποίο διαχωρίζει τα στεφανιαία αγγεία από τον ιστό.

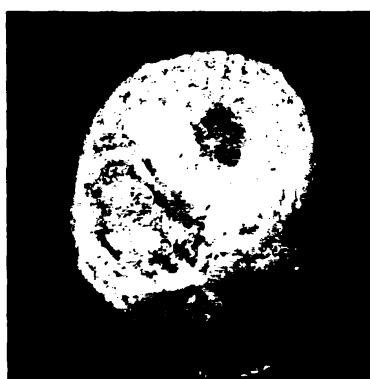
3. Καμία προεπεξεργασία και απευθείας κατάτμηση των εικόνων μας. Στην περίπτωση αυτή εφαρμόζουμε την μέθοδο της Otsu τρεις φορές.
 - i. Πρώτη εφαρμογή της Otsu. Χρησιμοποιείται για την εύρεση ενός κατωφλίου T_1 που θα διαχωρίζει τον ιστό από το υπόβαθρο
 - ii. Δεύτερη εφαρμογή της Otsu. Χρησιμοποιείται για την εύρεση ενός κατωφλίου T_2 που θα διαχωρίζει τον ιστό της καρδιάς από τις 2 κοιλίες (αριστερή και δεξιά)
 - iii. Τρίτη εφαρμογή της Otsu. Χρησιμοποιείται για την εύρεση ενός κατωφλίου T_3 που θα διαχωρίζει τα στεφανιαία αγγεία από τον ιστό της καρδιάς.

3.3.3 Αποτελέσματα προεπεξεργασίας και κατάτμησης τομών

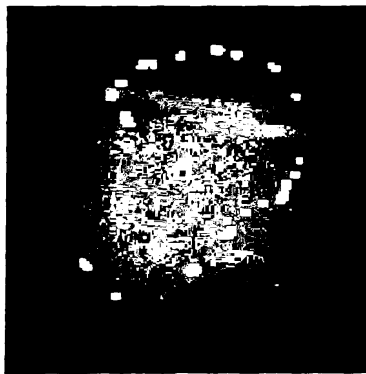
Στο Σχήμα 3.6 (α) φαίνεται η αρχική εικόνα την οποία επιλέγουμε ως παράδειγμα για να δείξουμε πως η προτεινόμενη μεθοδολογία μπορεί να εφαρμοστεί. Η εικόνα που προκύπτει από την εφαρμογή της μεθόδου ενίσχυσης ακμών φαίνεται στο Σχήμα 3.6 (β).



(α)



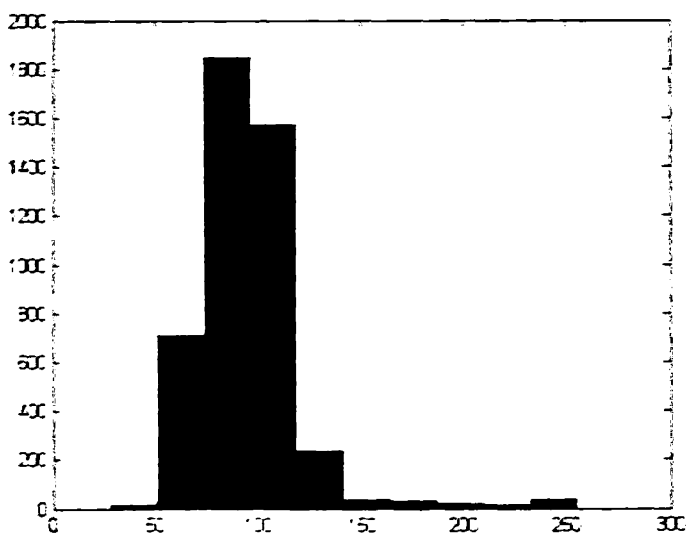
(β)



(γ)

(δ)

Σχήμα 3.6 (α) Η αρχική εικόνα, (β) Η εικόνα που προέκυψε μετά από ενίσχυση ακμών, (γ) Η εικόνα που προέκυψε μετά την εφαρμογή της Otsu ($T1=64$), (δ) Η εικόνα που προέκυψε μετά από δεύτερη εφαρμογή της Otsu ($T2 = 145$).

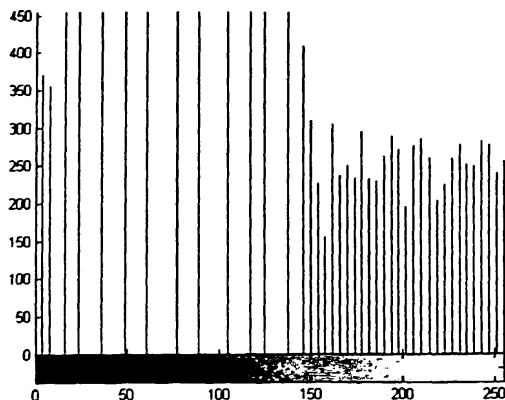


Σχήμα 3.7 Το ιστόγραμμα της εικόνας του Σχήματος 3.6 (γ) για τη νέα περιοχή ενδιαφέροντος.

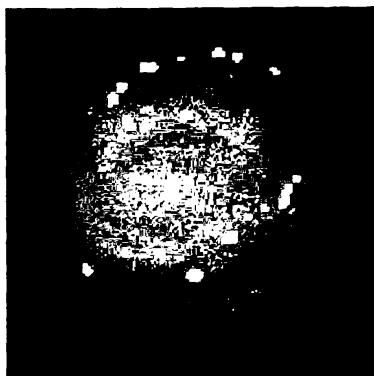
Στο Σχήμα 3.8 (α) φαίνεται η εικόνα που προκύπτει από την εφαρμογή της ισοστάθμισης ιστογράμματος στην αρχική εικόνα (Σχήμα 3.6 (α)). Το αντίστοιχο ιστόγραμμα της εικόνας αυτής φαίνεται στο Σχήμα 3.7 (β) ενώ η δυαδική εικόνα που προκύπτει μετά από την εφαρμογή της Otsu ($T = 131$) παρουσιάζεται στην εικόνα του Σχήματος 3.7 (γ).



(α)



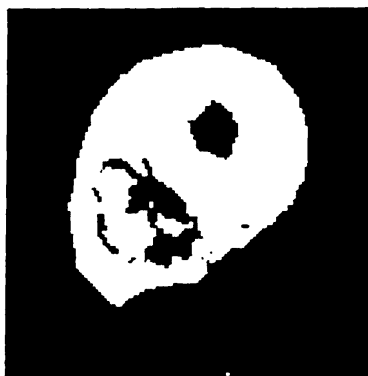
(β)



(γ)

Σχήμα 3.8 (α) Η εικόνα που προέκυψε από την ισοστάθμιση του ιστογράμματος, (β) Το αντίστοιχο ιστόγραμμα, (γ) Η αντίστοιχη δυαδική εικόνα ($T = 131$).

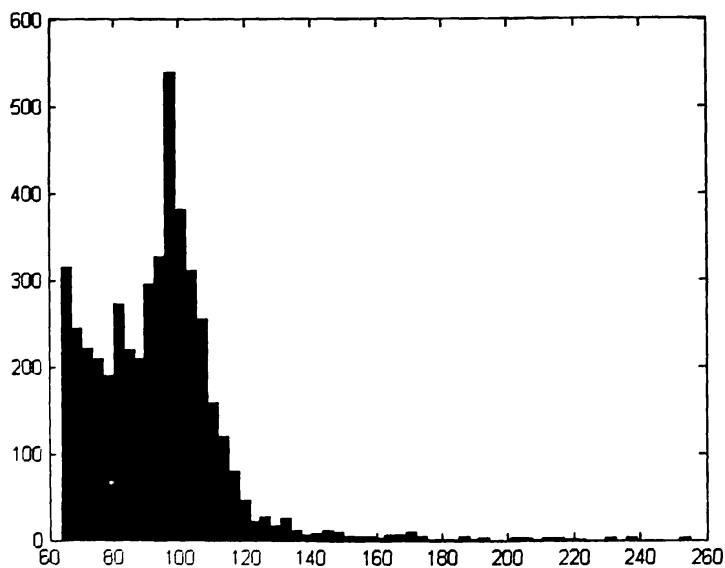
Στο Σχήμα 3.9 (α) φαίνεται η δυαδική εικόνα που προκύπτει από την πρώτη εφαρμογή της Otsu στην αρχική εικόνα ενώ στην εικόνες (β) και (γ) φαίνεται η νέα περιοχή ενδιαφέροντος και το αντίστοιχο ιστόγραμμα αυτής.



(α)



(β)



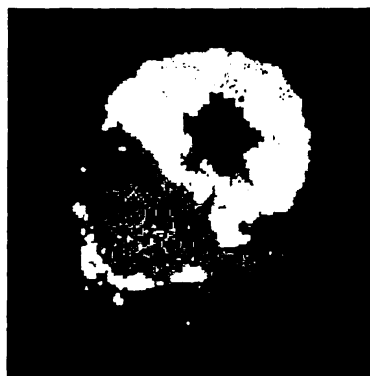
(γ)

Σχήμα 3.9 (α) Η-δυαδική εικόνα που προέκυψε ($T_1 = 64$), (β) Αντίστοιχη περιοχή ενδιαφέροντος, (γ) Το αντίστοιχο ιστόγραμμα της νέας περιοχής ενδιαφέροντος.

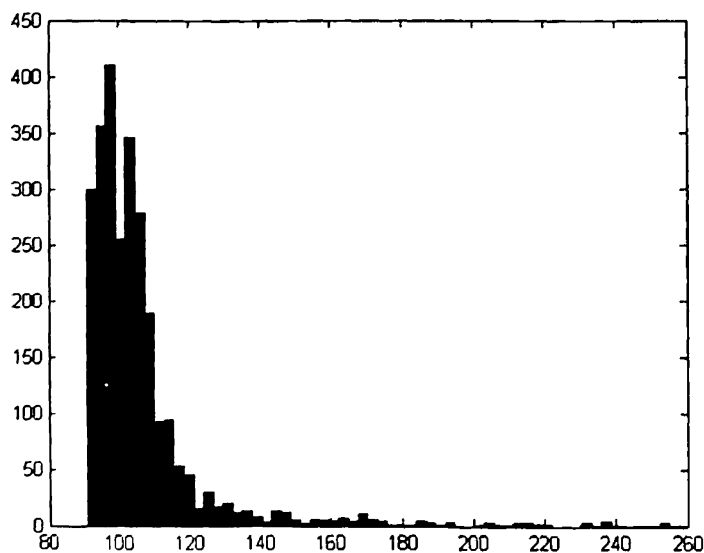
Στο Σχήμα 3.10 (α) φαίνεται η εικόνα που προκύπτει από την δεύτερη εφαρμογή της Otsu στη νέα περιοχή ενδιαφέροντος. Η νέα περιοχή ενδιαφέροντος φαίνεται στο Σχήμα 3.10(β) ενώ στο Σχήμα 3.10 (γ) φαίνεται το αντίστοιχο ιστόγραμμα.



(α)



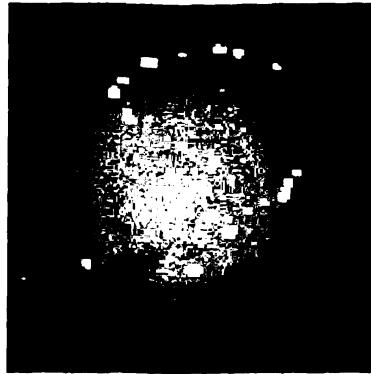
(β)



(γ)

Σχήμα 3.10 (α) η δυαδική εικόνα που προκύπτει από την εφαρμογή της Otsu για δεύτερη φορά ($T = 91$), (β) Η νέα περιοχή ενδιαφέροντος και (γ) Το αντίστοιχο ιστόγραμμα

Στο Σχήμα 3.11 φαίνεται η εικόνα που προκύπτει από την τρίτη εφαρμογή της Otsu στη νέα περιοχή ενδιαφέροντος ($T3 = 133$).



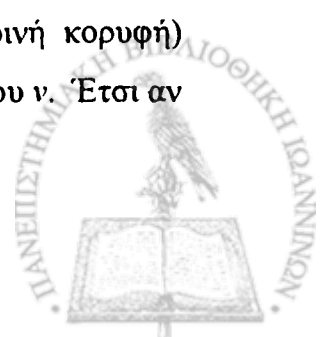
Σχήμα 3.11 Το αποτέλεσμα της τρίτης εφαρμογής της Otsu στην νέα περιοχή ενδιαφέροντος ($T3=133$).

3.4 Εύρεση Αντικειμένων

Μετά την κατάτμηση των τομών μας αναζητούμε τα συνδεδεμένα αντικείμενα που υπάρχουν στον τρισδιάστατο όγκο. Είναι γεγονός πως οι δυαδικές εικόνες οι οποίες προέκυψαν περιέχουν μεγάλο αριθμό αντικειμένων. Αυτό γίνεται εύκολα αντιληπτό αν χρησιμοποιήσουμε την τεχνική οπτικοποίησης MIP (Maximum Intensity Projection) που αναλύεται στο Παράρτημα Β.

Θεωρούμε ότι τα αντικείμενα μέσα στην εικόνα θα πρέπει να είναι συνδεδεμένα (connected) με συνδεσμολογία 26-connected ενώ το υπόβαθρο θα πρέπει να είναι συνδεδεμένο με συνδεσμολογία 6-connected. Στη συνέχεια θα αναλύσουμε τους τρόπους σύνδεσης των voxel μεταξύ τους [45].

Έστω ότι σε μια $3 \times 3 \times 3$ γειτονιά το κεντρικό voxel είναι το $v(n, m, k)$. Τότε μπορούμε να ορίσουμε την 6-γειτονιά (voxel που έχουν μια κοινή έδρα), την 18-γειτονιά (voxel που έχουν μια κοινή ακμή) και την 26-γειτονιά του voxel v (voxel που έχουν μια κοινή κορυφή) ανάλογα με τις συνθήκες που πληρούν οι συντεταγμένες των γειτονικών voxel του v . Έτσι αν



ν το κεντρικό voxel με $v(n, m, k)$ και ένα voxel που ανήκει στα n γειτονικά, $v'(n', m', k')$ τότε:

Στην 6-γειτονιά του voxel v ανήκουν 6 voxel των οποίων οι συντεταγμένες πληρούν την παρακάτω συνθήκη:

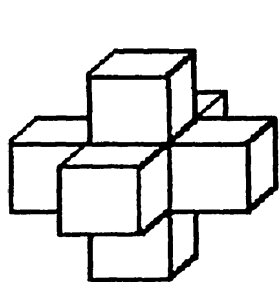
$$|(m - m')| + |(n - n')| + |(k - k')| = 1. \quad (3.24)$$

Στην 18-γειτονιά του voxel v ανήκουν 18 voxel των οποίων οι συντεταγμένες πληρούν την παρακάτω συνθήκη:

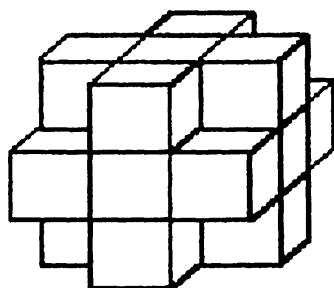
$$1 \leq |(m - m')| + |(n - n')| + |(k - k')| \leq 2. \quad (3.25)$$

Στην 26-γειτονιά του voxel v ανήκουν 26 voxel των οποίων οι συντεταγμένες πληρούν την παρακάτω συνθήκη:

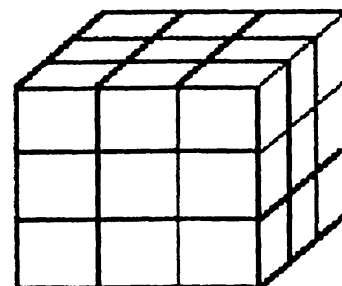
$$\max\{|(m - m')|, |(n - n')|, |(k - k')|\} = 1. \quad (3.26)$$



6-ΓΕΙΤΟΝΙΑ



18-ΓΕΙΤΟΝΙΑ



26-ΓΕΙΤΟΝΙΑ

Σχήμα 3.12 Οι τρεις τρόποι συνδεσμολογίας των voxels.

Γενικά δύο voxel $v(n, m, k)$ και $v'(n', m', k')$ που βρίσκονται σε μια $3 \times 3 \times 3$ γειτονιά λέγονται n -γειτονικά με $n = 6, 18, 26$ αν υπάρχει ένα μονοπάτι P_n από το v στο v' τέτοιο ώστε κάθε voxel να είναι n -γειτονικό με το επόμενο στην ακολουθία

$$P_n = \{v_0, \dots, v_k \mid v_{i+1} \in N_n(v_i), i = 0, \dots, k-1\}.$$

Εάν το $v_0 = v_k$ τότε λέμε ότι έχουμε ένα κλειστό μονοπάτι.

Ένα σύνολο από voxels A καλείται n -συνδεδεμένο (n -connected) αν για κάθε 2 voxel του συνόλου αυτού υπάρχει ένα n -μονοπάτι μεταξύ τους που τα συνδέει. Ένα μη κενό n -συνδεδεμένο (n -connected) υποσύνολο του C του A ονομάζεται (n -connected) n -συνδεδεμένη συνιστώσα (component) του A , αν δεν είναι n -γειτονική σε κάποιο άλλο voxel στο A . Λόγω του παράδοξου της συνδεσμολογίας (connectivity paradox) θεωρούμε ότι το υπόβαθρο είναι 6-συνδεδεμένο και το αντικείμενο 26-συνδεδεμένο [45].

Αρκετοί αλγόριθμοι έχουν αναπτυχθεί για την εύρεση των αντικειμένων μέσα σε μια τρισδιάστατη εικόνα. Οι περισσότεροι από αυτούς είναι αλγόριθμοι δύο σταδίων δηλ. απαιτούν δύο περάσματα της τρισδιάστατης εικόνας. Ο αλγόριθμος για την εύρεση των συνδεδεμένων αντικειμένων (connected components) που ακολουθήσαμε περιγράφεται παρακάτω.

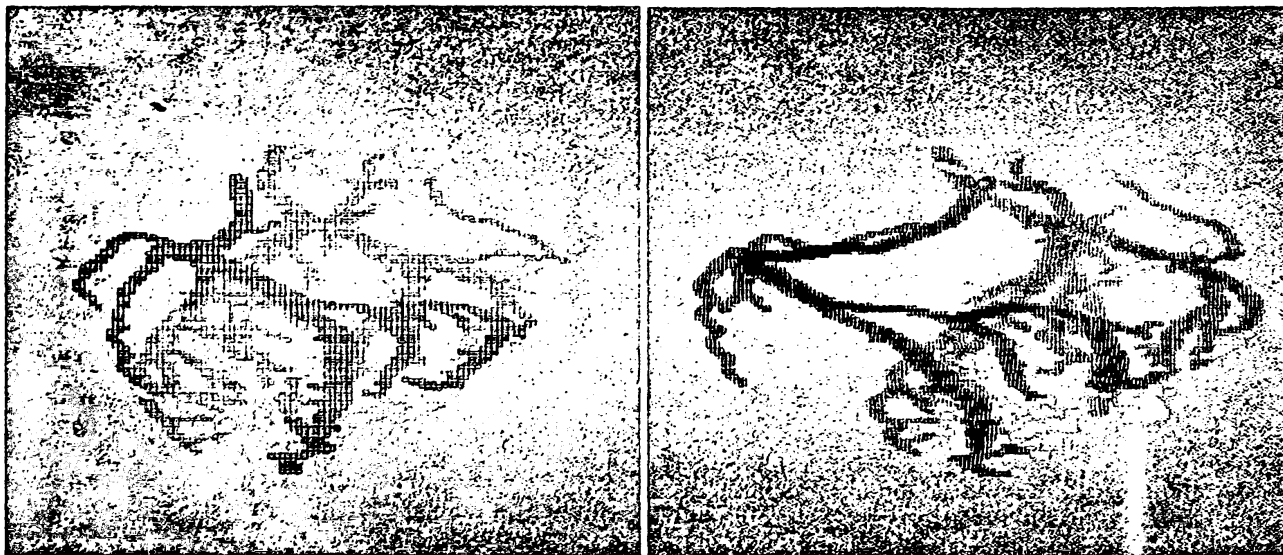
Αρχικά αναθέτουμε σε όλα τα voxels μια ετικέτα (label) ίση με 0. Στο πρώτο στάδιο-πέρασμα παίρνουμε σειριακά ένα προς ένα τα voxel της εικόνας και εξετάζουμε όλους τους γείτονες αυτού του voxel, τους οποίους όμως έχει ήδη επισκεφθεί ο αλγόριθμος. Έπειτα αναθέτουμε στην ετικέτα αυτού του voxel μια τιμή. Στο δεύτερο στάδιο κάνουμε αντιστοίχιση των ετικετών με τις κλάσεις δηλ. τα αντικείμενα της εικόνας.

Έστω v ένα τέτοιο voxel του αντικειμένου για το οποίο δεν έχει ακόμα εφαρμοστεί ο αλγόριθμος και έχει ετικέτα 0. Τότε για να πάρει κάποια ετικέτα το voxel αυτό θα πρέπει να εξετάσουμε όλους τους γείτονες του, για τους οποίους όμως έχει ήδη εφαρμοστεί ο αλγόριθμος. Διακρίνονται οι παρακάτω περιπτώσεις:

1. Αν όλοι οι γείτονες του v ανήκουν στο υπόβαθρο τότε αυξάνουμε την ετικέτα κατά 1 και η ετικέτα του εξεταζόμενου voxel θα πάρει την τιμή ετικέτας μετά την αύξησή της.



2. Αν μόνο ένα γειτονικό voxel ανήκει σε κάποιο αντικείμενο και η ετικέτα αυτού είναι διάφορη του μηδενός τότε η ετικέτα του εξεταζόμενου voxel θα πάρει την τιμή της ετικέτας του γειτονικού αυτού voxel.
3. Αν περισσότερα από ένα γειτονικά voxel ανήκουν στο αντικείμενο και η ετικέτα αυτών είναι διάφορη του μηδενός αλλά και διαφορετικές μεταξύ τους, τότε η ετικέτα του εξεταζόμενου voxel θα πάρει τιμή ίση με τη μικρότερη ετικέτα των γειτονικών voxel. Στην περίπτωση αυτή θεωρούμε πως έχουμε *ισοδυναμία ή σύγκρουση*.
4. Στο δεύτερο στάδιο πραγματοποιείται αντιστοίχιση των ετικετών με τις κλάσεις δηλ καθορισμός του αριθμού των αντικειμένων.



(α)

(β)

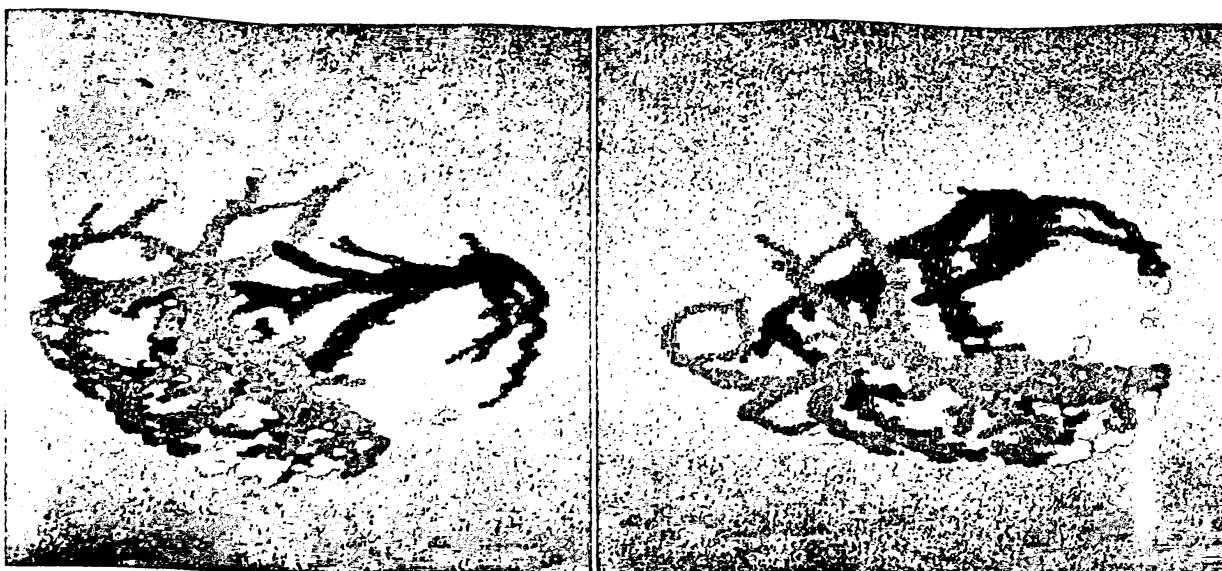
Σχήμα 3.13 Το αποτέλεσμα της εφαρμογής του αλγορίθμου CC χωρίς προεπεξεργασία και με κατάτμηση καθολικού κατωφλίου $T = 130$. (α) χωρίς περιστροφή, (β) με περιστροφή.

Στο Σχήμα 3.13 (α) και (β) φαίνεται το αποτέλεσμα της εφαρμογής του αλγορίθμου εύρεσης των αντικειμένων στον τρισδιάστατο όγκο υπό δύο διαφορετικές οπτικές γωνίες. Με κόκκινο και μπλε χρώμα αναπαριστώνται τα δύο κύρια αντικείμενα ενώ με άσπρο τα υπόλοιπα. Στο Σχήμα 3.14 φαίνεται το αποτέλεσμα της εφαρμογής του αλγορίθμου CC για τις διαφορετικές τεχνικές προεπεξεργασίας που προαναφέραμε στην παράγραφο 3.3



(α)

(β)



(γ)

(δ)

Σχήμα 3.14 (α) Χωρίς προεπεξεργασία. Εφαρμογή της μεθόδου της Otsu 3 φορές, (β) Εφαρμογή της ενίσχυσης ακμών. Εφαρμογή της Otsu δύο φορές, (γ) Εφαρμογή της ισοστάθμισης του ιστογράμματος και εν συνεχεία 2 φορές της μεθόδου της Otsu, (δ) Καθολικό κατώφλι $T = 125$

3.4.1 Καθορισμός του βασικού αντικειμένου

Είναι προφανές λοιπόν ότι μετά την εφαρμογή του αλγορίθμου εύρεσης των συνδεόμενων αντικειμένων θα προκύψουν διάφορα αντικείμενα στην τρισδιάστατη εικόνα. Τα αντικείμενα αυτά μπορεί να είναι πολλά και απομονωμένα. Σκοπός μας λοιπόν είναι να καθορίσουμε ποιο είναι το βασικό μας αντικείμενο από αυτά που προέκυψαν δηλ. να βρούμε ποια αντικείμενα που έχει η εικόνα μας είναι το αρτηριακό δέντρο. Σημειώνουμε επιπλέον ότι τα αρτηριακά δέντρα της καρδιάς στην πραγματικότητα είναι δύο. Το ένα δέντρο είναι το αριστερό που τροφοδοτεί την αριστερή κοιλία ενώ το άλλο τη δεξιά. Βέβαια όπως αναφέρ-



Κεφάλαιο 1 τα δέντρα αυτά έχουν κοινή αρχή την αορτή η οποία όμως πιθανόν να μην απεικονίζεται στις τομές μας με αποτέλεσμα να προκύπτουν δύο ανεξάρτητα αρτηριακά δέντρα.

Για το λόγο αυτό υπολογίζουμε τον πληθάρημο του κάθε αντικείμενου $card(C_i)$, όπου $card$ είναι ο πληθάρημος δηλ. ο αριθμός των στοιχείων ενός συνόλου και C_i το i -οστό αντικείμενο. Το αντικείμενο C_i το οποίο έχει το μεγαλύτερο πληθάρημο είναι αυτό το οποίο αποτελεί το βασικό αρτηριακό δέντρο ενώ το αντικείμενο C_i με τον δεύτερο μεγαλύτερο πληθάρημο είναι το δεύτερο αρτηριακό δέντρο.

Από το βήμα αυτό μπορούμε εύκολα να συμπεράνουμε κατά πόσον η προεπεξεργασία και η τεχνική της κατάτμησης που πραγματοποιήσαμε μας δίνουν ικανοποιητικά αποτελέσματα. Έτσι αν ο πληθάρημος κάποιου αντικείμενου C_0 είναι κατά πολύ μεγαλύτερος από τον πληθάρημο των υπολοίπων C_i τότε το αντικείμενο C_0 είναι το βασικό αντικείμενο δηλ το αρτηριακό δέντρο, οπότε το αποτέλεσμα των προηγούμενων βημάτων θεωρούμε ότι είναι σωστά.

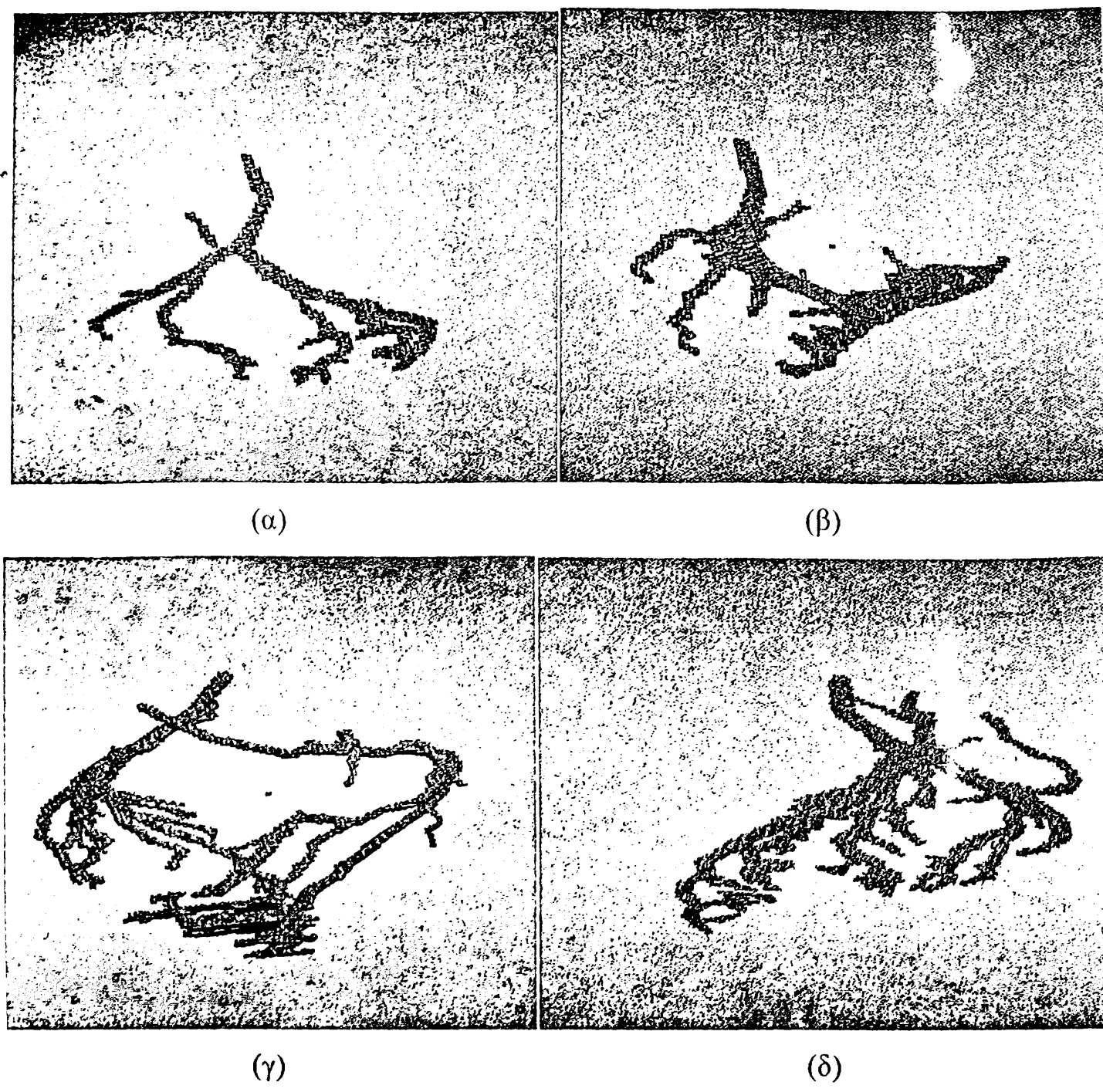
Στον Πίνακα 3.1 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τα αντικείμενα που προκύπτουν στην τρισδιάστατη εικόνα, τον αριθμό των βασικών αντικειμένων που προκύπτουν καθώς και τον αριθμό των voxel αυτών για διάφορες περιπτώσεις επεξεργασίας.

Πίνακας 3.1 Συγκριτικά Αποτελέσματα

Προεπεξεργασία	Αριθμός επαναλήψεων της Otsu	Αριθμός αντικειμένων που προκύπτουν	Αριθμός Voxel 1 ^{ου} αρτηριακού δέντρου	Αριθμός Voxel 2 ^{ου} αρτηριακού δέντρου
-	3 φορές	81	2772	2246
Ενίσχυση ακμών	2 φορές	78	9055	
Ισοστάθμιση ιστογράμματος	2 φορές	73	5418	5986
-	0 (καθολικό κατώφλι $T_a = 125$)	82	5393	6006



Εικόνα 3.15 παρουσιάζει τις εικόνες που προκύπτουν από την εφαρμογή των παραπο
αλγορίθμων και καθορισμού του βασικού αντικειμένου του τρισδιάστατου όγκου.



Εικόνα 3.15 Τα οπτικά αποτελέσματα από τον καθορισμό του βασικού αντικειμένου, (α) χωρίς προεπεξεργασία και εφαρμογή της Otsu 3 φορές, (β) Καθολικό κατώφλι $T = 125$, (γ) ενίσχυση ακμών μόνο και εφαρμογή της Otsu 1 φορά και (δ) Με ισοστάθμισμα τογράμματος και εφαρμογή της Otsu 2 φορές

5 Εύρεση σκελετού – Σκελετοποίηση

Εάν έχουμε πλέον καθορίσει το βασικό αντικείμενο στην τρισδιάστατη εικόνα θα συνεχίσουμε τη σταδιακή μετατροπή του αντικειμένου αυτού σε δέντρο. Το επόμενο λοιπόν βήμα του αλγορίθμου είναι η σκελετοποίηση του αντικειμένου αυτού



Είναι ίσως το βασικότερο τμήμα της μεθόδου μας αφού το τελικό αποτέλεσμα εξαρτάται άμεσα από την σωστή σκελετοποίηση του αντικειμένου μας.

Στην παράγραφο 2.3 αναφέραμε τη σχετική βιβλιογραφία που αφορά τη σκελετοποίηση. Από τη βιβλιογραφία έγινε αντιληπτό ότι στο πρόβλημα το οποίο καλούμαστε να αντιμετωπίσουμε είναι προτιμότερο να χρησιμοποιήσουμε έναν αλγόριθμο λέπτυνσης. Συγκεκριμένα χρησιμοποιήσαμε τον αλγόριθμο λέπτυνσης των K. Palagyi et. al. [31]

3.5.1 Τοπολογικοί Αλγόριθμοι Λέπτυνσης (Thinning)

Τα αγγεία όπως είναι γνωστό ανήκουν στην κατηγορία των σωληνοειδών αντικειμένων. Οι αλγόριθμοι λέπτυνσης όπως θα φανεί στη συνέχεια έχουν ένα ακόμη πλεονέκτημα έναντι των άλλων τεχνικών σκελετοποίησης. Το αποτέλεσμα αυτών των αλγορίθμων μπορεί πολύ εύκολα να είναι είτε σκελετός επιφάνεια είτε σκελετός καμπύλη. Ιδιαίτερα στην περίπτωση των σωληνοειδών αντικειμένων, όπως είναι τα στεφανιαία αγγεία, η λέπτυνση των αντικειμένων αυτών μπορεί να παράγει κεντρικές (medial) γραμμές σχετικά εύκολα.

Η κατηγορία των τοπολογικών αλγορίθμων λέπτυνσης βασίζεται στον ορισμό των *Simple Points*. Η διαγραφή των σημείων αυτών (simple points) δεν αλλοιώνει την τοπολογία του αντικειμένου και τα τοπολογικά χαρακτηριστικά του. Έτσι η επαναληπτική διαγραφή τους από το περίγραμμα του αντικειμένου μειώνει σταδιακά την επιφάνεια του αντικειμένου έως ότου τελικά απομείνει ο σκελετός του. Παρόλο που τα τοπολογικά χαρακτηριστικά είναι καθολικές ιδιότητες του αντικειμένου, ο καθορισμός ενός σημείου ως simple είναι τοπική ιδιότητα. Με απλά λόγια δηλ. για να ορίσουμε αν ένα σημείο p είναι simple αρκεί να εξετάσουμε τον συνδυασμό τιμών των voxel του αντικειμένου και του υπόβαθρου στην γειτονιά του p . Ένα voxel σε μια περιοχή $3 \times 3 \times 3$ έχει 26 γείτονες οπότε γενικά υπάρχουν $2^{26} = 67.108.864$ διαφορετικές $3 \times 3 \times 3$ πιθανές διαμορφώσεις (configurations) των γειτονικών voxel ενός κεντρικού voxel εκ των οποίων οι 25.984.552 είναι simple voxel. Ο τρισδιάστατος αλγόριθμος λέπτυνσης που ακολουθήσαμε διαγράφει όπως αναφέρει περισσότερα από $2^{20} = 1.048.576$ voxels.



Στη βιβλιογραφία υπάρχουν πολλές εργασίες που ασχολούνται με τον καθορισμό των simple points [29, 45-47]. Από την επισκόπηση μας στην σχετική βιβλιογραφία προέκυψε ότι οι διάφοροι ορισμοί που αναφέρθηκαν για τα simple points είναι στην πραγματικότητα ισοδύναμοι μεταξύ τους ενώ ορισμένοι από αυτούς προσδίδουν ορισμένες βελτιώσεις στους ήδη υπάρχοντες. Στις εργασίες αυτές αναφέρονται επίσης και αρκετοί διαφορετικοί αλγόριθμοι για την εύρεση σκελετού των αντικειμένων με βάση την διαγραφή των simple points από το περίγραμμα τους. Οι περισσότεροι μπορούν να υλοποιηθούν παράλληλα [34, 46] έτσι ώστε το σύστημα να είναι πραγματικού χρόνου και πολλοί επίσης έχουν υλοποιηθεί σειριακά [29-33, 35].

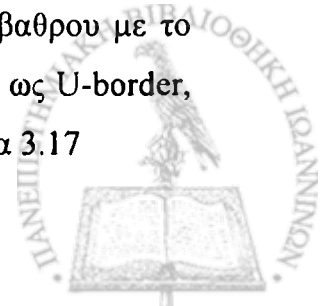
Στους αλγόριθμους αυτούς ιδιαίτερη σημασία αποδίδεται στον προσανατολισμό των simple points που διαγράφονται. Οι κατευθύνσεις που χρησιμοποιούνται είναι είτε 6 (B, N, A, Δ, Π, K) είτε 8 (ΠΝΔ, ΠΔΒ, ΠΒΑ, ΠΑΒ, ΚΒΔ, ΚΔΒ, ΚΒΑ και ΚΑΒ) ενώ σε σπάνιες περιπτώσεις χρησιμοποιούνται και οι αντίστοιχα οι δώδεκα κατευθύνσεις [29, 30, 35]. Για κάθε κατεύθυνση δημιουργούνται και αντίστοιχα πρότυπα μαζί με τις περιστροφές τους των 90° , 180° , 270° γύρω από την κάθε κατεύθυνση.

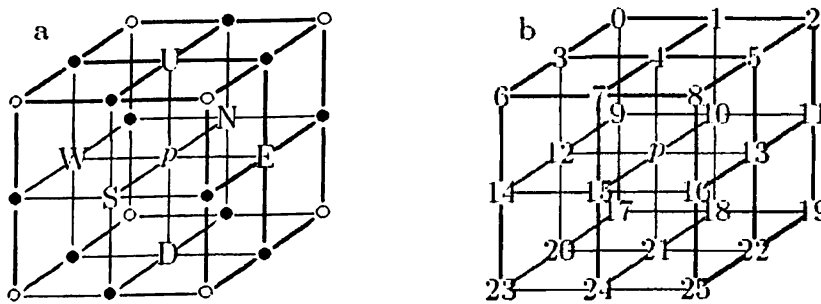
Στη συνέχεια θα αναφέρουμε μερικούς βασικούς ορισμούς που δόθηκαν στις εργασίες του K. Palagyi και θα περιγράψουμε τον αλγόριθμο του οποίου ακολουθήσαμε [31].

3.5.2 Βασικοί Ορισμοί

Μια τρισδιάστατη δυαδική εικόνα ορίζεται ως μια τετράδα $P = \{Z^3, m, n, B\}$. Κάθε στοιχείο του Z^3 ονομάζεται σημείο (point) p . Κάθε σημείο του B που είναι υποσύνολο του Z^3 ονομάζεται μαύρο σημείο και του ανατίθεται η τιμή 1 ενώ κάθε σημείου που ανήκει στο σύνολο $Z^3 \setminus B$ ονομάζεται άσπρο σημείο και έχει τιμή 0. Για την τρισδιάστατη εικόνα θεωρούμε ότι είναι $m = 26$ και $n = 6$ δηλ. τα voxel του αντικειμένου συνδέονται με 26-γειτονικότητα και του υπόβαθρου με 6.

Ένα voxel καλείται voxel περιγράμματος (border voxel) αν έχει ένα τουλάχιστον 6-γειτονικό voxel με το υπόβαθρο. Ανάλογα με τον προσανατολισμό του voxel του υπόβαθρου με το οποίο γειτονεύει το voxel αντικειμένου, το τελευταίο μπορεί να χαρακτηριστεί ως U-border, D-border, W-border, E-border, S-border, N-border όπως φαίνεται και στο Σχήμα 3.17





Σχήμα 3.16 (α) Οι 6-γείτονες συμβολίζονται με τα U, D, S, N, E, W, οι επιπλέον 18-γείτονες με τους μαύρους κύκλους και οι επιπλέον 26-γείτονες με τους άσπρους κύκλους, (β) Η αρίθμηση των voxel όπως χρησιμοποιούνται στον κώδικα.

Έστω ένα voxel p . Το σύνολο των 26-γειτόνων, των 18-γειτόνων και των 6-γειτόνων του p συμβολίζεται με $N_{26}(p)$, $N_{18}(p)$, και $N_6(p)$ αντίστοιχα.

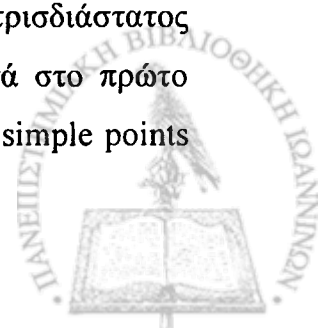
Ένα voxel αντικειμένου καλείται voxel τέλους (end voxel) αν έχει ακριβώς έναν 26-γείτονα αντικειμένου δηλ. το σύνολο $N_{26}(p) \cap (B \setminus \{p\})$ να έχει ακριβώς ένα στοιχείο.

Όπως προαναφέραμε ένα voxel p είναι simple αν η διαγραφή του δεν αλλοιώνει την τοπολογία της εικόνας. Έτσι ένα σημείο είναι simple αν ισχύουν οι παρακάτω συνθήκες:

1. Το σύνολο $N_{26}(p) \cap (B \setminus \{p\})$ να μην είναι κενό, δηλ το p να μην είναι απομονωμένο σημείο (isolated point).
2. Το σύνολο $N_{26}(p) \cap (B \setminus \{p\})$ να είναι 26-connected.
3. Το σύνολο $(Z \setminus B) \cap N_6(p)$ να μην είναι κενό, δηλ. το p να είναι voxel περιγράμματος.
4. Το σύνολο $(Z \setminus B) \cap N_6(p)$ είναι 6 connected στο σύνολο $(Z \setminus B) \cap N_{18}(p)$

3.5.3. Αλγόριθμος Λέπτυνσης που Ακολουθήθηκε

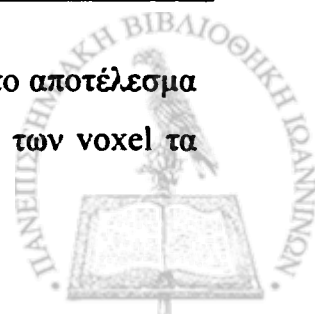
Η εργασία των Kalman Palagyí [31] που προαναφέραμε βασίζεται στις προηγούμενες εργασίες του πάλι με θέμα την σκελετοποίηση τρισδιάστατων αντικειμένων με αλγόριθμους λέπτυνσης. Στην εργασία λοιπόν αυτή παρουσιάζεται ένας επαναληπτικός τρισδιάστατος σείριακός αλγόριθμος λέπτυνσης που πραγματοποιείται σε 2 στάδια. Αρχικά στο πρώτο στάδιο εντοπίζονται και σημειώνονται τα voxels του περιγράμματος που είναι simple points



και δεν είναι σημεία τέλους (end points) ενώ στην συνέχεια, αυτά τα voxels διαγράφονται. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται έως ότου απομείνει ο τελικός σκελετός. Κάθε βήμα του επαναληπτικού αλγορίθμου αποτελείται από 6 υποεπαναλήψεις που σχετίζονται με τις 6 διαφορετικές κατευθύνσεις των voxel περιγράμματος (border voxels). Στο σημείο αυτό πρέπει να επισημάνουμε ότι ιδιαίτερη σημασία έχει ο προσανατολισμός με τον οποίο διαγράφουμε τα simple points από το περίγραμμα έτσι ώστε τα αντικείμενα να συρρικνώνονται ομοιόμορφα από κάθε κατεύθυνση. Έτσι κάθε φορά που διαγράφουμε κάποιο σημείο p από μία κατεύθυνση θα πρέπει στη συνέχεια να διαγράψουμε τα simple points από την αντιδιαμετρική κατεύθυνση. Στη συνέχεια δίνεται ο αλγόριθμος λέπτυνσης σε ψευδοκώδικα:

Αλγόριθμος Λέπτυνσης	Συνάρτηση SUBITER
<pre> procedure Thinning(X, Y) $Y = X$; repeat $modified = 0$; $modified = modified + SUBITER(Y, U)$; $modified = modified + SUBITER(Y, D)$; $modified = modified + SUBITER(Y, N)$; $modified = modified + SUBITER(Y, S)$; $modified = modified + SUBITER(Y, E)$; $modified = modified + SUBITER(Y, W)$; until $modified > 0$; </pre>	<pre> function SUBITER($Y, direction$) $modified = 0$; $list = \langle \text{new empty list} \rangle$; for each point p in Y do if IS_BORDER_POINT($Y, direction, p$) then $N_p = COLLECT_26_NEIGHBORS(Y, p)$ if not IS_ENDPOINT(N_p) then if IS_SIMPLE(N_p) then INSERT_LIST($list, p$) while IS_EMPTY($list$) do $p = GET_FROM_LIST(list)$; $N_p = COLLECT_26_NEIGHBORS(Y, p)$; if not IS_END_POINT(N_p) then if IS_SIMPLE(N_p) then SET_ZERO(Y, p); $modified = modified + 1$; return $modified$; </pre>

Όπου X, Y στην διαδικασία *Thinning* είναι ο αρχικός τρισδιάστατος όγκος και το αποτέλεσμα αυτής της διαδικασίας αντίστοιχα ενώ η μεταβλητή $modified$ είναι ο αριθμός των voxel τα



•
 οποία διαγράφηκαν σε κάθε επανάληψη. Ο αλγόριθμος τερματίζει όταν η μεταβλητή είναι ίση με μηδέν δηλ. όταν μία επανάληψη δεν διαγράψει simple voxel.

Στη συνέχεια παραθέτουμε τον ψευδοκώδικα για την υλοποίηση της συνάρτησης καθορισμού των simple voxels.

Συνάρτηση IS_SIMPLE	Συνάρτηση IS_COND_2_SATISFIED
Function IS_SIMPLE(Np) if IS_COND2_SATISFIED(Np) then if IS_COND4_SATISFIED(Np) then return YES; return NO;	function IS COND 2 SATISFIED (Np) label = 0; for i = 0 to 25 do L[i] = 0; for i = 0 to 25 do if Np[i] = 1 then label = label +1; L[i] = label; for each j in S26[i] do if L[j] > 0 then for k = 0 to i - 1 do if L[k] = L[j] then L[k] = label ; for i = 0 to 25 do if Np[i] = 1 and L[i] != label then return NO; return YES;

Στο Σχήμα 3.17 φαίνεται ο σκελετός που προκύπτει από την εφαρμογή του αλγορίθμου στην τρισδιάστατη αρχική εικόνα





Σχήμα 3.17 Αποτέλεσμα αλγορίθμου λέπτυνσης. Με κόκκινο είναι τα voxel τα οποία ανήκουν στο σκελετό ενώ αυτά με wire μορφή είναι τα voxels που διαγράφηκαν.

3.5.4 Προτεινόμενη Τροποποίηση Αλγορίθμου

Όπως προαναφέραμε τα στεφανιαία αγγεία μπορούμε να θεωρήσουμε ότι ανήκουν στη κατηγορία των σωληνοειδών αντικειμένων. Λόγω του ότι κατά τη διαδικασία της αξονικής τομογραφίας γίνεται εισαγωγή σκιαγραφικού υγρού, η πυκνότητα του σκιαγραφικού στο μέσο του αγγείου είναι μεγαλύτερη από ότι σε οποιοδήποτε άλλο σημείο [Κεφάλαιο 1]. Έτσι κατά την απεικόνιση των αγγείων το εικονοστοιχείο που αντιστοιχεί, κατά προσέγγιση, στο κέντρο του αγγείου θα έχει μεγαλύτερη φωτεινότητα από τα γειτονικά του.

Κατά την μελέτη των τοπολογικών αλγορίθμων λέπτυνσης παρατηρήσαμε ότι οι αλγόριθμοι αυτοί δεν παίρνουν υπόψη τους την πραγματική τρισδιάστατη εικόνα. Η διαγραφή λοιπόν των voxel είναι κατά κάποιο τρόπο «τυφλή». Διαγράφουν τα voxels με τέτοιο τρόπο ώστε να διατηρούνται οι τοπολογικές ιδιότητες αλλά χωρίς να γνωρίζουν την πραγματική φωτεινότητα του voxel αυτού που διαγράφουν. Έτσι υπάρχουν περιπτώσεις στις οποίες το voxel που στην πραγματικότητα ανήκει στο σκελετό, αφού έχει μεγαλύτερη φωτεινότητα από τα γειτονικά του, να διαγράφεται από τον αλγόριθμο λέπτυνσης. Για το λόγο αυτό σήμερα αρκετοί ερευνητές που ασχολούνται με το θέμα της σκελετοποίησης προσπαθούν να βρουν το σκελετό ενός αντικειμένου απευθείας από την αρχική τρισδιάστατη εικόνα χωρίς δηλ. να παρεμβαίνει το ενδιάμεσο στάδιο της κατάτμησης. Αυτό οφείλεται στην αδυναμία των τεχνικών κατάτμησης που υπάρχουν σήμερα να προσεγγίσουν με ακρίβεια το περίγραμμα ενός αντικειμένου [41]. Σε αρκετές λοιπόν εργασίες σήμερα [11-15], γίνεται λόγος για την



εύρεση του σκελετού αντικειμένων με απευθείας προσέγγιση του από την αρχική εικόνα. Τα προβλήματα, όμως, που ανακύπτουν σε αυτούς του αλγορίθμους που έχουν προταθεί ως τώρα είναι κατά πόσο ο σκελετός που προκύπτει διατηρεί τις τοπολογικές του ιδιότητες.

Έπειτα λοιπόν από τις παρατηρήσεις αυτές που κάναμε στον παραπάνω αλγόριθμο λέπτυνσης προσπαθήσαμε να προσθέσουμε μια συνθήκη στον ορισμό των simple voxel στην οποία να λαμβάνεται υπόψη και η αρχική τιμή της φωτεινότητας του voxel. Ο λόγος ήταν για την αποφυγή της διαγραφής των voxel που βρίσκονται ακριβώς στο κέντρο του αγγείου.

Προσθέτουμε ακόμη έναν έλεγχο στον προσδιορισμό των simple points. Ένα σημείο p το οποίο έχει οριστεί σαν simple point δεν διαγράφεται μόνο στην περίπτωση κατά την οποία η αρχική φωτεινότητα του voxel αυτού είναι μεγαλύτερη από την φωτεινότητα όλων των voxel τα οποία ανήκουν στην $3 \times 3 \times 3$ γειτονιά του και τα οποία ανήκουν φυσικά στο ίδιο το αντικείμενο με το p .

Ο νέος αυτός έλεγχος πραγματοποιείται μόνο στα voxel τα οποία έχουν ήδη χαρακτηριστεί ως simple points μετά την πρώτη επανάληψη του αλγορίθμου. Ο λόγος που πραγματοποιούμε τον έλεγχο αυτό μετά τη δεύτερη επανάληψη του αλγορίθμου είναι ότι τα voxel που αρχικά διαγράφονται από τον αλγόριθμο σίγουρα δεν ανήκουν στο κέντρο των αγγείων.

Ένα σημαντικό θέμα βέβαια που τίθεται είναι η διάσταση της γειτονιάς στην οποία θα πρέπει να πάρουμε υπόψη μας προκειμένου να αναζητήσουμε αν το voxel το οποίο προέκυψε ότι είναι simple έχει και τη μέγιστη φωτεινότητα. Θα πρέπει προφανώς η διάσταση που θα πάρουμε υπόψη μας να διατηρεί την τοπολογία του αντικειμένου αλλά και να είναι τέτοια έτσι ώστε να προσεγγίζει τον μέσο όρο της διαμέτρου των στεφανιαίων αγγείων. Στα δεδομένα λοιπόν που διαθέτουμε παρατηρήσαμε ότι η μέση διάμετρος των αγγείων είναι περίπου 5 εικονοστοιχεία σε μια δισδιάστατη τομή. Μετά από πλήθος δοκιμών που πραγματοποιήσαμε και από προσεκτική παρατήρηση των αποτελεσμάτων καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι μια γειτονιά διάστασης $3 \times 5 \times 5$ δίνει ικανοποιητικά αποτελέσματα αφού και η τοπολογία του αντικειμένου δεν αλλοιώνεται αλλά και ο σκελετός που προκύπτει όπως θα δείξουμε παρακάτω βρίσκεται πιο κοντά στο κέντρο των αγγείων.



Στον Πίνακα 3.2 φαίνεται ο αριθμός των επαναλήψεων που πραγματοποιεί ο αλγόριθμος και στον Πίνακα 3.3 το ποσοστό των voxel που διαγράφονται στην κάθε κατεύθυνση και στις δύο περιπτώσεις δηλ. με εφαρμογή και του δικού μας προτεινόμενου ελέγχου και χωρίς αυτού για ένα αντικείμενο που αποτελείται από 5418 voxels.

Πίνακας 3.2 Αποτελέσματα Αλγορίθμων Λέπτυνσης

Αλγόριθμος Λέπτυνσης χωρίς τον νέο έλεγχο

	Πάνω	Κάτω	Βορράς	Νότος	Δυτικά	Ανατολικά	Σύνολο
1 ^η επανάληψη	1794	1165	519	300	116	50	3944
2 ^η επανάληψη	57	6	5	3	3	3	77
3 ^η επανάληψη	3	1	1	0	1	1	7
Σύνολο Διαγραμμένων Voxel							4028

Αλγόριθμος Λέπτυνσης με προσθήκη του νέου ελέγχου 3x5x5

	Πάνω	Κάτω	Βορράς	Νότος	Δυτικά	Ανατολικά	Σύνολο
1 ^η επανάληψη	1794	1165	519	300	116	50	3944
2 ^η επανάληψη	40	5	3	2	2	2	54
3 ^η επανάληψη	2	0	0	0	0	0	2
Σύνολο Διαγραμμένων Voxel							4000

Πίνακας 3.3 Ποσοστό της διαγραφής των voxels για τους δύο αλγορίθμους

Τεχνική Σκελετοποίησης	Σύνολο Voxel Αντικειμένου	Αριθμός Διαγραμμένων Voxel	Voxel Σκελετού	Ποσοστό Διαγραμμένων
Χωρίς τον έλεγχο	5418	4028	1390	74,34%
Με τον έλεγχο	5418	4000	1418	73,82%

Από τους Πίνακες 3.2 και 3.3 προκύπτει ότι τα voxel που διαγράφονται από τον αλγόριθμο λέπτυνσης με την προσθήκη και του δικού μας ελέγχου είναι λίγο λιγότερα (4000) σε σχέση με τον ολικό αριθμό διαγραμμένων voxels χωρίς την προσθήκη του νέου ελέγχου (4028). Αυτό είναι απολύτως αναμενόμενο και λογικό αν σκεφτούμε ότι ο έλεγχος που προτείνουμε έχει ως σκοπό τον αποκλεισμό της διαγραφής κάποιων simple points με την μέγιστη φωτεινότητα στην 3x5x5 γειτονιά τους.



Ο σκελετός που προκύπτει μετά από την εφαρμογή του αλγόριθμου λέπτυνσης με την προθήκη και του νέου ελέγχου παρατηρούμε ότι πράγματι διατηρεί τις τοπολογικές ιδιότητες του αρχικού αντικειμένου. Αρκεί λοιπόν να αποδείξουμε ότι στον σκελετό που προκύπτει ανήκουν πράγματι τα φωτεινότερα voxel. Για το λόγο αυτό προσπαθήσαμε να βρούμε ένα μέτρο έτσι ώστε να συγκρίνουμε την ολική φωτεινότητα του σκελετού που προκύπτει χωρίς την προσθήκη του νέου ελέγχου και του σκελετού ως αποτελέσματος με την προσθήκη του ελέγχου αυτού. Έτσι λοιπόν υπολογίσαμε το μέσο όρο φωτεινότητας του σκελετού και στις 2 παραπάνω περιπτώσεις Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.4.

Πίνακας 3.4 Μέσος όρος φωτεινότητας των σκελετών που προκύπτουν από τις δύο μεθόδους

	Αριθμός voxel που ανήκουν στο σκελετό	Ολική Φωτεινότητα	Μέσος Όρος
Αλγόριθμος Λέπτυνσης χωρίς τον έλεγχο	1390	250355	180.111511
Αλγόριθμος Λέπτυνσης με τον νέο έλεγχο	1418	255786	180.385049

Όπως προκύπτει ο μέσος όρος της φωτεινότητας του σκελετού που προκύπτει μετά την προσθήκη του ελέγχου είναι μεγαλύτερος από τον μέσο όρο της φωτεινότητας του σκελετού χωρίς την προσθήκη του ελέγχου, γεγονός που αποδεικνύει στο σκελετό που προκύπτει με τη χρήση και του νέου ελέγχου ανήκουν πράγματι τα φωτεινότερα εικονοστοιχεία.

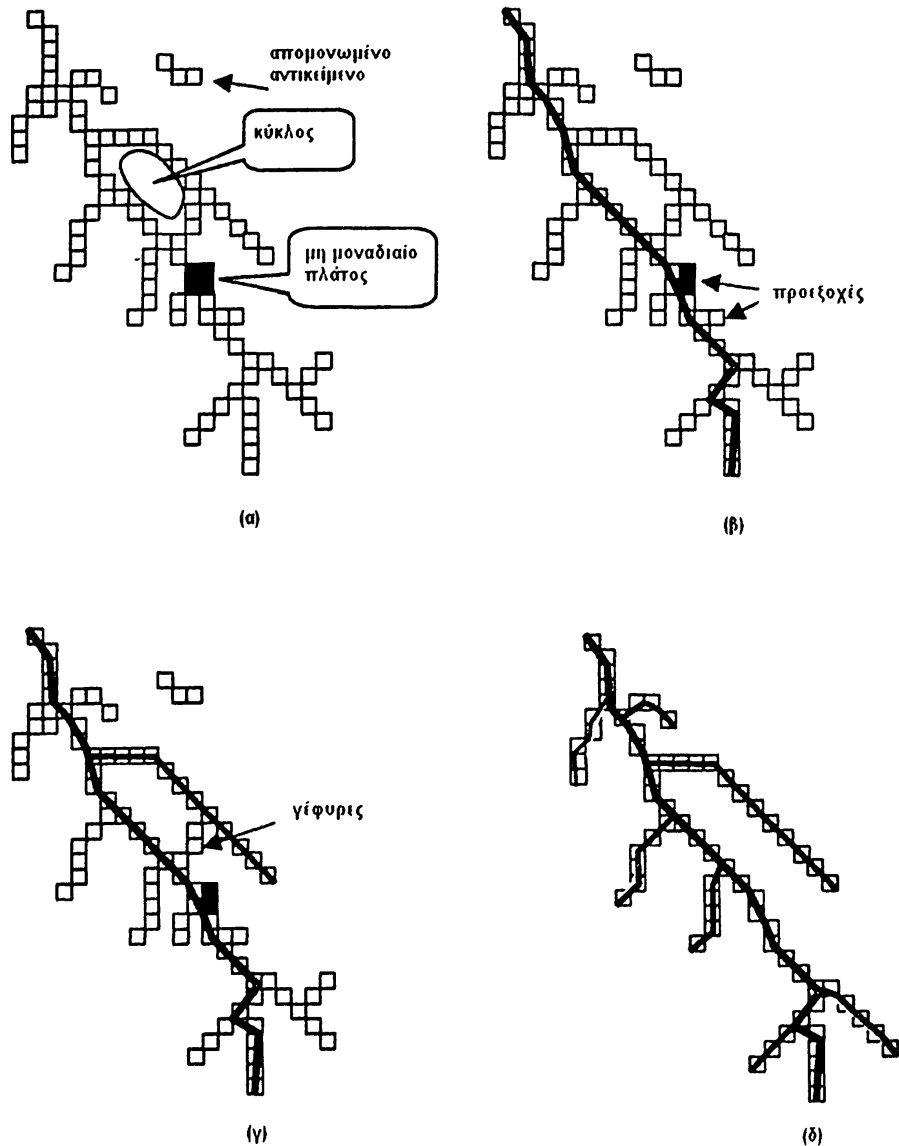
3.6 Κλάδεμα του δέντρου – εντοπισμός της ρίζας.

Μετά την εφαρμογή του τρισδιάστατου αλγόριθμου λέπτυνσης προκύπτει ένας σκελετός ο οποίος όμως είναι πιθανόν να παρουσιάζει ορισμένα προβλήματα όπως:

1. να μην έχει πάχος 1-voxel,
2. να εμφανίζει κύκλους ,
3. να εμφανίζει γέφυρες (bridges),
4. να εμφανίζει spurs,



όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.19.



Σχήμα 3.18 Προβλήματα που προκύπτουν από τη σκελετοποίηση (α) Φαίνεται ένας κύκλος, ένα απομονωμένο αντικείμενο, και ένα τμήμα του σκελετού με πλάτος μεγαλύτερο του ένα, (β) Φαίνονται κάποιες προεξοχές, (γ) Φαίνεται μία γέφυρα, (δ) Η εικόνα αυτή είναι η τελική επιθυμητή εικόνα.

Στην πραγματικότητα λοιπόν το αποτέλεσμα του αλγορίθμου λέπτυνσης παραβιάζει ορισμένες από τις ιδιότητες των σκελετών τις οποίες αναφέραμε αρχικά αλλά και τις ιδιότητες των δέντρων όπως για παράδειγμα το γεγονός ότι έχει κύκλους ή ότι το πάχος του δεν είναι μοναδιαίο. Έτσι δεν είμαστε σε θέση ακόμα να ισχυριστούμε ότι ο σκελετός αυτός είναι πράγματι το αρτηριακό δέντρο των στεφανιαίων αγγείων. Εύκολα λοιπόν γίνεται άντιληπτό ότι ο σκελετός που προέκυψε θα χρειαστεί περαιτέρω επεξεργασία προκειμένου να διατηρεί τις ιδιότητες των σκελετών αλλά και των δέντρων.

Μπορούμε λοιπόν να θεωρήσουμε ότι το αποτέλεσμα του αλγορίθμου λέπτυνσης είναι στην πραγματικότητα ένα μη κατευθυνόμενο συνεκτικό γράφημα $G(V, E)$ όπου V είναι το σύνολο κορυφών του γραφήματος, δηλ. τα voxels και όπου E είναι το σύνολο των ακμών που ορίζονται από την απόσταση του κάθε voxel από τα γειτονικά του. Για να μετατρέψουμε το γράφημα αυτό σε δέντρο θα πρέπει:

- να βρούμε τη ρίζα του δέντρου,
- να απομακρύνουμε τις προεξοχές (sprurs) και
- να απομακρύνουμε τους κύκλους.

Για την εύρεση της ρίζας του δέντρου θα πρέπει αρχικά να ορίσουμε την έννοια των line-end voxels [4].

Έστω ένα voxel p . Για να εξετάσουμε και να ορίσουμε αν το voxel αυτό είναι line end θα πρέπει να κάνουμε αναζήτηση στην $5 \times 5 \times 5$ γειτονιά του p . Έστω $N_{3 \times 3 \times 3}$ το σύνολο των voxel που ανήκουν στην $3 \times 3 \times 3$ γειτονιά του p , $N_{5 \times 5 \times 5}$ το σύνολο των voxel που ανήκουν στην $5 \times 5 \times 5$ γειτονιά του p , Έστω $N^1_{3 \times 3 \times 3}$ το σύνολο των voxel που ανήκουν στην $3 \times 3 \times 3$ γειτονιά του p και ανήκουν στο αντικείμενο και $N^1_{5 \times 5 \times 5}$ το σύνολο των voxel που ανήκουν στην $5 \times 5 \times 5$ γειτονιά του p και ανήκουν επίσης στο αντικείμενο. Τότε ένα voxel p είναι line-end voxel αν και μόνο αν ισχύουν οι 2 παρακάτω συνθήκες:

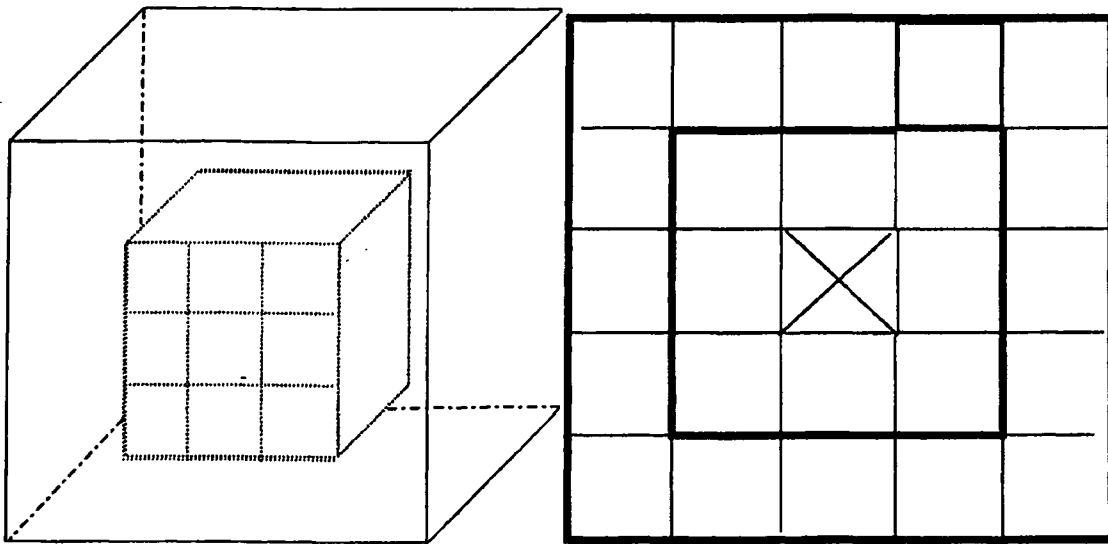
$$\begin{aligned} \text{card}(N^1_{3 \times 3 \times 3}(v) \setminus \{v\}) &= 1 && \text{όπου } \text{card}(A) \text{ είναι ο πληθάριθμος του συνόλου } A \\ \text{card}(N^1_{5 \times 5 \times 5}(v) \setminus N^1_{3 \times 3 \times 3}(v)) &= 1 && \text{και το σύμβολο } \setminus \text{ ορίζει την διαφορά 2 συνόλων} \end{aligned}$$

και

$$\langle v_1 v_2 \rangle \text{ είναι ένα 26 - γειτονικό μονοπάτι με } v_1 \in N^1_{3 \times 3 \times 3}(v) \setminus \{v\} \text{ και } v_2 \in N^1_{5 \times 5 \times 5}(v) \setminus N^1_{3 \times 3 \times 3}(v)$$

Στο σχήμα 3.19 φαίνεται ένα παράδειγμα ενός line end voxel για το οποίο ισχύουν οι δύο παραπάνω συνθήκες.





Σχήμα 3.19 Παράδειγμα line end voxel

Όπως προαναφέραμε για την μετατροπή του γραφήματός μας σε δέντρο θα πρέπει να αρχικά να προσδιορίσουμε την κορυφή του γραφήματος δηλ. το voxels που αντιστοιχεί στην ρίζα του δέντρου. Τα υποψήφια ως ρίζες του δέντρου voxels θα πρέπει να πληρούν τις παρακάτω προϋποθέσεις:

- να είναι voxels τέλους (end voxel)
- να είναι και line – end voxel.

Αρχικά λοιπόν εντοπίζουμε τα voxels που πληρούν τις παραπάνω προϋποθέσεις και στη συνέχεια ελέγχουμε την τιμή φωτεινότητας των voxels αυτών στην αρχική τρισδιάστατη εικόνα. Το voxel με την μέγιστη τιμή φωτεινότητας στην αρχική εικόνα είναι και η ρίζα του αρτηριακού δέντρου.

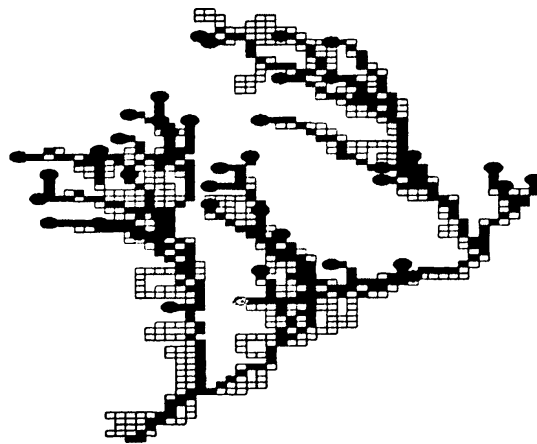
Εφόσον λοιπόν εντοπίσαμε και καθορίσαμε τη ρίζα του δέντρου μας είμαστε έτοιμοι να το κατασκευάσουμε. Τα προβλήματα όμως που παραμένουν είναι η απομάκρυνση των κύκλων και των sprurs αλλά και το γεγονός ότι το πάχος του σκελετού δεν είναι παντού μοναδιαίο. Για το λόγο αυτό κρίνεται αναγκαία η εφαρμογή ενός αλγόριθμου κλαδέματος του δέντρου (pruning).

Αρχικά διαχωρίζουμε το σκελετό σε τμήματα τα οποία ονομάζουμε υποσκελετούς Γ_i . Για κάθε σημείο τέλους ορίζουμε ως υποσκελετό, το τμήμα αυτό του σκελετού από τη ρίζα προς το σημείο τέλους (end point). Ο αριθμός των voxels που ανήκουν στον κάθε υποσκελετό δηλ. ο πληθάνριθμος του κάθε υποσκελετού θα πρέπει προφανώς να είναι μικρότερος του

πληθαιριθμο του αρχικού σκελετού. Έτσι αν S είναι ο σκελετός που προέκυψε από τον αλγόριθμο λέπτυνσης και έστω i τα τμήματα των υποσκελετών τότε θα πρέπει να ισχύει :

$$\text{card}(\Gamma_i) < \text{card}(S) \quad (3.27)$$

Στη συνέχεια εφαρμόζουμε τον αλγόριθμο του *Dijkstra* [48] σε κάθε υποσκελετό Γ_i έτσι ώστε να βρούμε την ελάχιστη διαδρομή από την ρίζα του υποδέντρου προς το voxel τέλους. Με τον τρόπο αυτό εξασφαλίζουμε ότι το μέγιστο πάχος του δέντρου μας είναι ένα, ότι το δέντρο δεν θα περιλαμβάνει κύκλους και spurs αφού τα voxels που δεν ανήκουν στο ελάχιστο μονοπάτι απομακρύνονται από τον σκελετό. Ένα παράδειγμα της εφαρμογής των δύο παραπάνω αλγορίθμων φαίνεται στο Σχήμα 3.21.



Σχήμα 3.20 Παράδειγμα αρτηριακού δέντρου μετά τον εντοπισμό της ρίζας και την εφαρμογή του αλγορίθμου του *Dijkstra*. Με μπλε έχουν χρωματιστεί τα end points, με πράσινο η ρίζα, ενώ με κόκκινο χρώμα είναι τα voxels που ανήκουν στον τελικό σκελετό. Τα voxels με wire (διάφανη) μορφή είναι τα voxel που διαγράφηκαν από τον αλγόριθμο του *Dijkstra*.

Μετά την κατασκευή λοιπόν του τελικού αρτηριακού δέντρου θα πρέπει να επανεξετάσουμε τον μέσο όρο φωτεινότητας αυτού προκειμένου να διαπιστώσουμε αν ο έλεγχος που προσθέσαμε στον αλγόριθμο λέπτυνσης βελτίωσε την φωτεινότητα του τελικού δέντρου. Στον Πίνακα 3.5 παραθέτουμε τα αποτελέσματα. Παρατηρούμε ότι πράγματι ο μέσος όρος βελτιώνεται με την προσθήκη αυτού του ελέγχου γεγονός που σημαίνει ότι τα voxel που ανήκουν στον τελικό σκελετό είναι πιο κοντά στο κέντρο των αγγείων.

Πίνακας 3.5 Παρουσίαση του μέσου όρου φωτεινότητας του τελικού σκελετού και με τους 2 αλγόριθμους λέπτυνσης

	Αριθμός voxel που ανήκουν στο σκελετό	Ολική Φωτεινότητα	Μέσος Όρος
Αλγόριθμος Λέπτυνσης χωρίς τον έλεγχο	556	93223	167.667266
Αλγόριθμος Λέπτυνσης με τον νέο έλεγχο	553	92902	167.996383

3.7 Ταίριασμα των δεδομένων σε καμπύλες.

Μετά λοιπόν από τον καθορισμό της ρίζας και το κλάδεμα του δέντρου μπορούμε να ισχυριστούμε ότι το εξαγόμενο Σχήμα 3.21 που προέκυψε περιγράφει το αρτηριακό δέντρο αρκετά καλά. Το μοναδικό μειονέκτημα το οποίο εντοπίσαμε είναι ότι κατά την οπτικοποίηση του με χρήση της βιβλιοθήκης τρισδιάστατων γραφικών OpenGL 1.2 το Σχήμα 3.21 μας παρουσιάζει σε ορισμένα σημεία έντονες ακμές αφού η σχεδιάσή του γίνεται με χρήση μικρών μοναδιαίων κύβων για την αναπαράσταση των voxels. Έτσι λοιπόν καταλήξαμε στο συμπέρασμα ότι θα πρέπει να ομαλοποιήσουμε το Σχήμα 3.21 ταιριάζοντας τα δεδομένα σε μια καμπύλη που θα περιγράφει το σχήμα αυτό (curve fitting). Το σχήμα όμως που περιγράφει το αρτηριακό δέντρο είναι αρκετά πολύπλοκο για να περιγραφεί μόνο με μία καμπύλη. Εξ αιτίας αυτού προσπαθήσαμε να περιγράψουμε τον κάθε κλάδο χωριστά με μια καμπύλη χωρίς όμως να αλλάξει η τοπολογία του Σχήματος μας και ιδιαίτερα να υπάρχει διατήρηση της συνέχειας στα σημεία στα οποία έχουμε περισσότερο από έναν κλάδο (branch point). Αυτός είναι και ο βασικός λόγος για τον οποίο επιλέξαμε να προσεγγίσουμε τα σημεία αυτά με καμπύλες Bpsline τρίτου βαθμού.

Οι περισσότεροι αλγόριθμοι ταιριάσματος σημείων σε καμπύλες που υπάρχουν σήμερα διακρίνονται σε:

- Καθολικός
- Τοπικός



Στους καθολικούς αλγόριθμους ταιριάσματος ένα σύστημα εξισώσεων ή ένα πρόβλημα βελτιστοποίησης ορίζεται και λύνεται. Αν τα δεδομένα που διαθέτουμε περιέχουν μόνο σημεία και παράγωγοι, και οι μόνοι άγνωστοι είναι τα σημεία ελέγχου (ο βαθμός, οι κόμβοι και τα βάρη υπολογίζονται) τότε το σύστημα που προκύπτει είναι γραμμικό και λύνεται σχετικά εύκολα. Αν όμως στα δεδομένα περιέχονται και πληροφορίες όπως η κυρτότητα και οι κόμβοι ή τα βάρη δεν είναι γνωστά τότε το σύστημα που προκύπτει είναι μη γραμμικό [49].

Οι τοπικοί αλγόριθμοι ταιριάσματος παρουσιάζονται συχνότερα στη φύση αφού κατασκευάζουν ένα τμήμα καμπύλης θεωρώντας γνωστά μόνο τα τοπικά δεδομένα για κάθε βήμα. Αν συμβεί μια αλλαγή στα δεδομένα τότε η καμπύλη θα αλλάξει μόνο τοπικά. Οι αλγόριθμοι αυτοί είναι χαμηλότερου υπολογιστικού κόστους από τους καθολικούς και βρίσκουν καλύτερα αποτελέσματα σε ειδικές περιπτώσεις και ανωμαλίες στις οποίες οι καθολικοί παρουσιάζουν προβλήματα. Παρόλα αυτά παρουσιάζουν αρκετά προβλήματα ασυνέχειας [49].

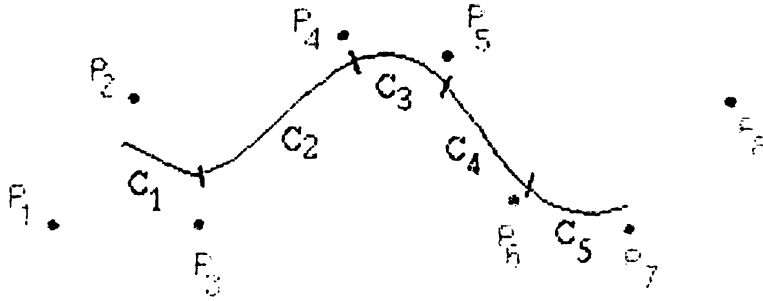
Στο πρόβλημα μας τα δεδομένα που διαθέτουμε είναι τα σημεία από τα οποία περνά το κέντρο των αγγείων ενώ γνωρίζουμε ότι το σχήμα μας σε αρκετά σημεία διακλαδίζεται. Για τους λόγους αυτούς επιλέξαμε να βρούμε την καμπύλη που ταιριάζει στα δεδομένα μας με έναν καθολικό αλγόριθμο ταιριάσματος. Παρακάτω θα αναφέρουμε τα βασικά για τις καμπύλες Bspline (ορισμός, ιδιότητες) έτσι ώστε να γίνει εύκολα αντιληπτός ο αλγόριθμος ταιριάσματος που χρησιμοποιήσαμε.

3.7.1 Ορισμός των Bspline καμπυλών

Μια p -οστού βαθμού B-spline καμπύλη ορίζεται ως εξής:

$$\zeta(u) = \sum_{i=0}^n N_{i,p}(u)P_i, \quad a \leq u \leq b \quad (3.28)$$





Σχήμα 3.21 Μια καμπύλη Bpspline τρίτου βαθμού με 8 σημεία ελέγχου

Όπου τα P_i είναι τα σημεία ελέγχου και τα $\{N_{i,p}(u)\}$ είναι οι p -οστού βαθμού B-spline συναρτήσεις βάσης (basis functions) που καθορίζονται από το μη περιοδικό και μη κανονικό διάνυσμα

$$U = \{\underbrace{a, \dots, a}_{p+1}, u_{p+1}, \dots, u_{m-p-1}, \underbrace{b, \dots, b}_{p+1}\} \quad (3.29)$$

όπου έχουμε $m+1$ κόμβους. Αν δεν καθορίζεται θεωρούμε ότι $a = 0$ και $b = 1$. Το πολύγωνο που καθορίζεται από τα $\{P_i\}$ ονομάζεται πολύγωνο ελέγχου.

Στην βιβλιογραφία αναφέρονται αρκετοί ορισμοί των συναρτήσεων βάσης των B-spline καμπυλών. Σήμερα χρησιμοποιούμε κυρίως την επαναληπτική μέθοδο. Έστω $U = \{u_0, \dots, u_m\}$ είναι μια φθίνουσα ακολουθία πραγματικών αριθμών π.χ $u_i \leq u_{i+1}$ με $i = 0, \dots, m-1$. Τα u_i αποκαλούνται κόμβοι και το U αποκαλείται διάνυσμα κόμβων (knot vector). Η p -οστή B-spline συνάρτηση βάσης (basis function) βαθμού p (δηλ. τάξης $p+1$) ορίζεται από το $N_{i,p}(u)$ ως εξής:

$$N_{i,0}(u) = \begin{cases} 1, & u_i \leq u \leq u_{i+1} \\ 0 & \text{διαφορετικά} \end{cases}, \quad (3.30)$$

$$N_{i,p}(u) = \frac{u - u_i}{u_{i+p} - u_i} N_{i,p-1}(u) + \frac{u_{i+p+1} - u}{u_{i+p+1} - u_{i+1}} N_{i+1,p-1}(u). \quad (3.31)$$



3.7.2 Καθολικός Αλγόριθμος ταιριάσματος.

Έστω ένα σύνολο σημείων $\{Q_k\}$, $k = 0, \dots, n$. Θέλουμε τα σημεία αυτά να τα παρεμβάλουμε με μία p βαθμού άρρητη (nonrational) B-spline καμπύλη. Αν αναθέσουμε μία παράμετρο \bar{u}_k σε κάθε Q_k και επιλέξουμε ένα κατάλληλο διάνυσμα κόμβων $U = \{u_0, \dots, u_m\}$ τότε δημιουργούμε ένα σύστημα $(n+1) \times (n+1)$ γραμμικών εξισώσεων :

$$Q_k = C(\bar{u}_k) = \sum_{i=0}^n N_{i,p}(\bar{u}_k) P_i \quad (3.32)$$

Τα σημεία ελέγχου, P_i , είναι οι $n+1$ άγνωστοι. Έστω r ο αριθμός των συντεταγμένων του Q_k (συνήθως 2, 3 ή 4). Αξίζει να σημειωθεί ότι η μέθοδος αυτή είναι ανεξάρτητη του r . Στην παραπάνω σχέση παρατηρούμε ότι έχουμε έναν πίνακα συντελεστών, με το r στο δεξί μέρος και αντίστοιχα r σύνολα λύσεων για τις r συντεταγμένες των σημείων P_i .

Το πρόβλημα που τίθεται είναι αυτό της επιλογής του \bar{u}_k και του διανύσματος κόμβων U αφού η επιλογή τους επηρεάζει το σχήμα και την παραμετροποίηση της καμπύλης. Θεωρούμε ότι η παράμετρος u παίρνει τιμές στο διάστημα $[0,1]$. Για την επιλογή του \bar{u}_k υπάρχουν οι παρακάτω τρεις βασικές μέθοδοι:

- Χωρισμένοι σε ισοδιαστήματα:

$$\begin{aligned} \bar{u}_0 &= 0 & \bar{u}_n &= 1 \\ \bar{u}_k &= \frac{k}{n} & k &= 1, \dots, n-1 \end{aligned} \quad (3.33)$$

Η μέθοδος αυτή δεν συνιστάται όμως διότι μπορεί να δημιουργήσει ακανόνιστα σχήματα (όπως βρόγχους) όταν τα δεδομένα είναι άνισα κατανεμημένα στο χώρο.

- Εναρμονισμένου μήκους (Chord length). Έστω d το συνολικό εναρμονισμένο μήκος

$$d = \sum_{k=1}^n |Q_k - Q_{k-1}| \quad (3.34)$$



$$\begin{aligned} \bar{u}_0 = 0 \quad \bar{u}_n = 1 \\ \text{Τότε} \quad \bar{u}_k = \bar{u}_{k-1} + \frac{|Q_k - Q_{k-1}|}{d} \quad k = 1, \dots, n-1 \end{aligned} \quad (3.35)$$

Η μέθοδος αυτή είναι η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη και είναι γενικά ικανοποιητική. Δίνει επίσης καλή παραμετροποίηση στην καμπύλη με την έννοια ότι προσεγγίζει μια κανονική παραμετροποίηση.

- Κεντρομόλος μέθοδος (centripetal method): Έστω $d = \sum_{k=1}^n \sqrt{|Q_k - Q_{k-1}|}$

$$\begin{aligned} \bar{u}_0 = 0 \quad \bar{u}_n = 1 \\ \bar{u}_k = \bar{u}_{k-1} + \frac{\sqrt{|Q_k - Q_{k-1}|}}{d} \quad k = 1, \dots, n-1 \end{aligned} \quad (3.36)$$

αυτή είναι μια νεότερη μέθοδος που δίνει καλύτερα αποτελέσματα από την προηγούμενη όταν τα δεδομένα μας είναι αρκετά απότομα.

Τα δεδομένα τα οποία όμως εμείς διαθέτουμε είναι αρκετά ομοιόμορφα και ισοκατανεμημένα με αποτέλεσμα να επιλέγουμε τη μέθοδο του εναρμονισμένου μήκους για την επιλογή του \bar{u}_k .

Για την επιλογή του διανύσματος κόμβων θα χρησιμοποιήσουμε τη τεχνική του μέσου.

$$\begin{aligned} u_0 = \dots = u_p = 0 \quad u_{m-p} = \dots = u_m = 1 \\ u_{j+p} = \frac{1}{p} \sum_{i=j}^{j+p-1} \bar{u}_i \quad j = 1, \dots, n-p \end{aligned} \quad (3.37)$$

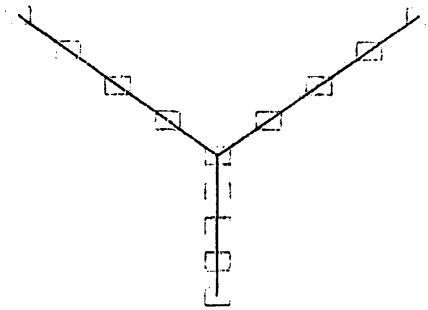
Χρησιμοποιώντας λοιπόν τις σχέσεις (3.35) και (3.37) δημιουργούμε ένα γραμμικό σύστημα θετικά ορισμένο και περιορισμένο με εύρος λύσεων μικρότερο του p , που σημαίνει ότι $N_{i,p}(\bar{u}_k) = 0$ αν $|i - k| \geq p$. Για την εύρεση λοιπόν των σημείων ελέγχου δηλ. των αγνώστων γίνεται επίλυση του γραμμικού συστήματος με απαλοιφή Gauss [67].

3.7.3 Εφαρμογή του αλγορίθμου ταιριάσματος στα δεδομένα μας.

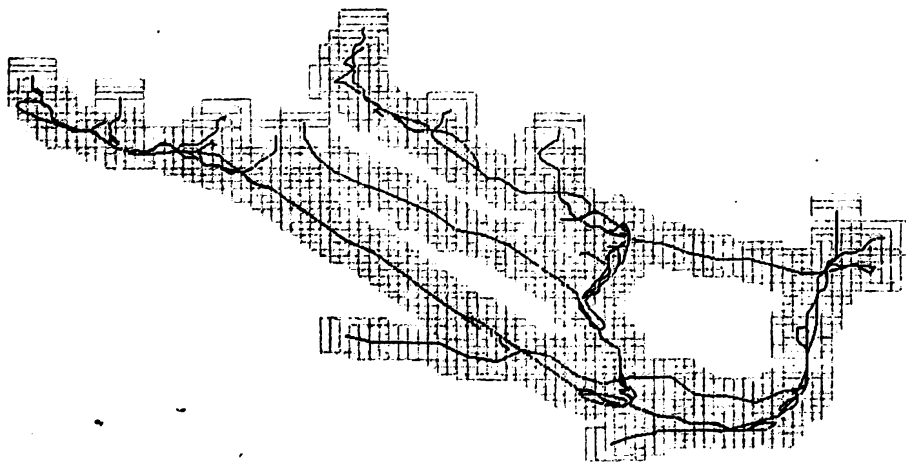
Τον παραπάνω αλγόριθμο τον εφαρμόζουμε αναδρομικά για κάθε κλάδο του δέντρου μας. Ξεκινάμε από το αριστερότερο σημείο το οποίο ανήκει πάνω στο δέντρο και εφαρμόζουμε τόν παραπάνω αλγόριθμο μέχρις ότου βρούμε ένα σημείο στο οποίο έχουμε διακλάδωση (branch point). Τότε εφαρμόζουμε πάλι τον αλγόριθμο για την εύρεση μιας καμπύλης που θα



περιγράφει τον κάθε κλάδο που ξεκινά από εκείνο το σημείο κ.ο.κ. Για να μην υπάρχει ασυνέχεια στα σημεία διακλαδώσεων θεωρούμε ότι σε κάθε νέο κλάδο συμμετέχουν και τα 4 τελευταία σημεία ελέγχου του κυρίως κλάδου. Στο Σχήμα 3.23 διακρίνουμε την απλούστερη περίπτωση όπου το δέντρο μας έχει μονάχα δύο κλάδους (μορφή Υ) ενώ στο Σχήμα 3.24 παρουσιάζεται το αρτηριακό δέντρο με την μορφή των Bspline καμπυλών.



Σχήμα 3.22 Παράδειγμα με μορφή Υ και η αντίστοιχη καμπύλη που προέκυψε.



Σχήμα 3.23 Με μπλε έχουν χρωματιστεί τα voxels που ανήκουν στο δέντρο ενώ με κόκκινο είναι οι Bspline καμπύλες.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 ΥΛΟΠΟΙΗΣΗ

4.1 Εισαγωγή

4.2 Γλώσσα προγραμματισμού

4.3 Επιλογή Τεχνικής.

4.4 Αναπαράσταση Όγκων (Volume Rendering)

4.5 Γραφικό Περιβάλλον

4.1 Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό θα περιγράψουμε τον τρόπο με τον οποίο υλοποιήθηκε το σύστημά μας. Θα αναφέρουμε τα κριτήρια στα οποία βασιστήκαμε για να λάβουμε αποφάσεις όπως η επιλογή της γλώσσας προγραμματισμού, επιλογή του γραφικού περιβάλλοντος κ.α. Ακόμη θα αναφέραμε τα προβλήματα που αντιμετωπίσαμε κατά την προσπάθεια επικύρωσης (validation) της μεθόδου μας και τον τρόπο με τον οποίο τα αντιμετωπίσαμε. Τέλος, θα παρουσιάσουμε τον τρόπο λειτουργίας του συστήματος.

4.2 Γλώσσα προγραμματισμού

Ένα από τα πλέον σημαντικά ζητήματα που αντιμετωπίσαμε ήταν το κρίσιμο θέμα της απόφασης των εργαλείων και της γλώσσας προγραμματισμού που θα χρησιμοποιούσαμε προκειμένου να υλοποιήσουμε το σύστημα αυτό. Το σύστημά μας θα πρέπει να εξασφαλίζει όρισμένα βασικά χαρακτηριστικά που θα το καταστήσουν τόσο αξιόπιστο όσο και φιλικό προς το χρήστη. Οι κυριότερες από αυτές τίθενται στη συνέχεια:

- Ταχύτητα εκτέλεσης ώστε το σύστημα να είναι πραγματικού χρόνου (άμεση απόκριση).
- Γραφικό περιβάλλον χρήστη (GUI).



- Υποστήριξη μαθηματικών υπολογισμών.
- Υποστήριξη λειτουργιών επεξεργασίας εικόνας.
- Χρήση βιβλιοθήκης τρισδιάστατων γραφικών.

Οι παραπάνω απαιτήσεις ικανοποιούνται μερικώς και όχι πλήρως από τις γλώσσες προγραμματισμού που εξετάσαμε, όπως φαίνεται στον Πίνακα 4.1

Πίνακας 4.1 Χαρακτηριστικά γλωσσών προγραμματισμού που εξετάσαμε.

	Ταχύτητα Εκτέλεσης	Γραφικό Περιβάλλον Χρήστη	Μαθηματικοί Υπολογισμοί	Επεξεργασία Εικόνας	Χρήση Τρισδιάστατου Γραφικού Περιβάλλοντος
C	Άριστη	GTK	Πολλά πακέτα	Λίγα πακέτα (DEVIL)	Άριστη
C++	Άριστη	wxWidgets	Πολλά πακέτα	Λίγα πακέτα (DEVIL, ImLib)	Άριστη
VS.net	Μέτρια	VS .net	Πολλά πακέτα	Αρκετά	Μέτρια
Java	Μέτρια	Java	Πολλά πακέτα	Αρκετά	Μέτρια (Java3d)
Matlab	Χαμηλή	Τοπική	Άριστη	Άριστη	Χαμηλή

Οι πιο πολλές γλώσσες αποτυγχάνουν σε παραπάνω από μία από τις 5 απαιτήσεις που θα θέλαμε το σύστημά μας να υποστηρίζει με τις κυριότερες να είναι η ταχύτητα εκτέλεσης, οι λειτουργίες επεξεργασίας εικόνας και η χρήση τρισδιάστατου γραφικού περιβάλλοντος. Αποφασίσαμε λοιπόν να συνδυάσουμε τα πλεονεκτήματα που έχει η κάθε γλώσσα προκειμένου να έχουμε το καλύτερο δυνατό αποτέλεσμα. Έτσι χρησιμοποιήσαμε τις γλώσσες προγραμματισμού C, C++ για να έχουμε άριστη ταχύτητα εκτέλεσης και ευκολία στη χρήση του τρισδιάστατου περιβάλλοντος μιας και οι γλώσσες αυτές χρησιμοποιούνται κατά κύριο λόγο με την βιβλιοθήκη τρισδιάστατων γραφικών OpenGL [50]. Το γραφικό περιβάλλον



υλοποιήθηκε σε C#, με την οποία το Visual Studio.net 2003 μπορέσαμε να κάνουμε εύκολα και γρήγορα ένα φιλικό προς τον χρήστη γραφικό περιβάλλον.

Το πρόβλημα όμως το οποίο παράμεινε ήταν αυτό των λειτουργιών της επεξεργασίας εικόνας μιας και τα περισσότερα πακέτα επεξεργασίας εικόνας δεν είναι OpenSource ή Freeware. Έτσι αυτά τα οποία θα μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε δεν κάλυπταν τις ανάγκες μας σε δοκιμές προκειμένου να πραγματοποιήσουμε προ-επεξεργασία στις εικόνες που διαθέταμε. Για το λόγο αυτό αποφασίσαμε αρχικά να πραγματοποιήσουμε την προ-επεξεργασία των εικόνων μας σε Matlab, μιας και διαθέτει εργαλειοθήκη για επεξεργασία εικόνας. Στη συνέχεια αφού καθορίσαμε την τεχνική προ-επεξεργασίας που θα ακολουθήσουμε αναζητήσαμε πακέτο επεξεργασίας εικόνας που να περιέχει τις λειτουργίες που θα χρειαστούν για την προ-επεξεργασία και να μπορεί να χρησιμοποιηθεί με τις γλώσσες προγραμματισμού C, C++ αλλά και με την βιβλιοθήκη τρισδιάστατων γραφικών OpenGL προκειμένου να αναπαραστήσουμε, όπως θα αναλύσουμε παρακάτω, τον τρισδιάστατο όγκο. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήσαμε το πακέτο DEVIL (Development Image Library) [51] που πληρεί τις παραπάνω προϋποθέσεις. Για άλλες τώρα λειτουργίες που θα διευκόλυναν τον χρήστη όπως για παράδειγμα τη δημιουργία του ιστογράμματος χρησιμοποιήσαμε λογισμικό ανοικτού κώδικα όπως το ZedGraph Control [52].

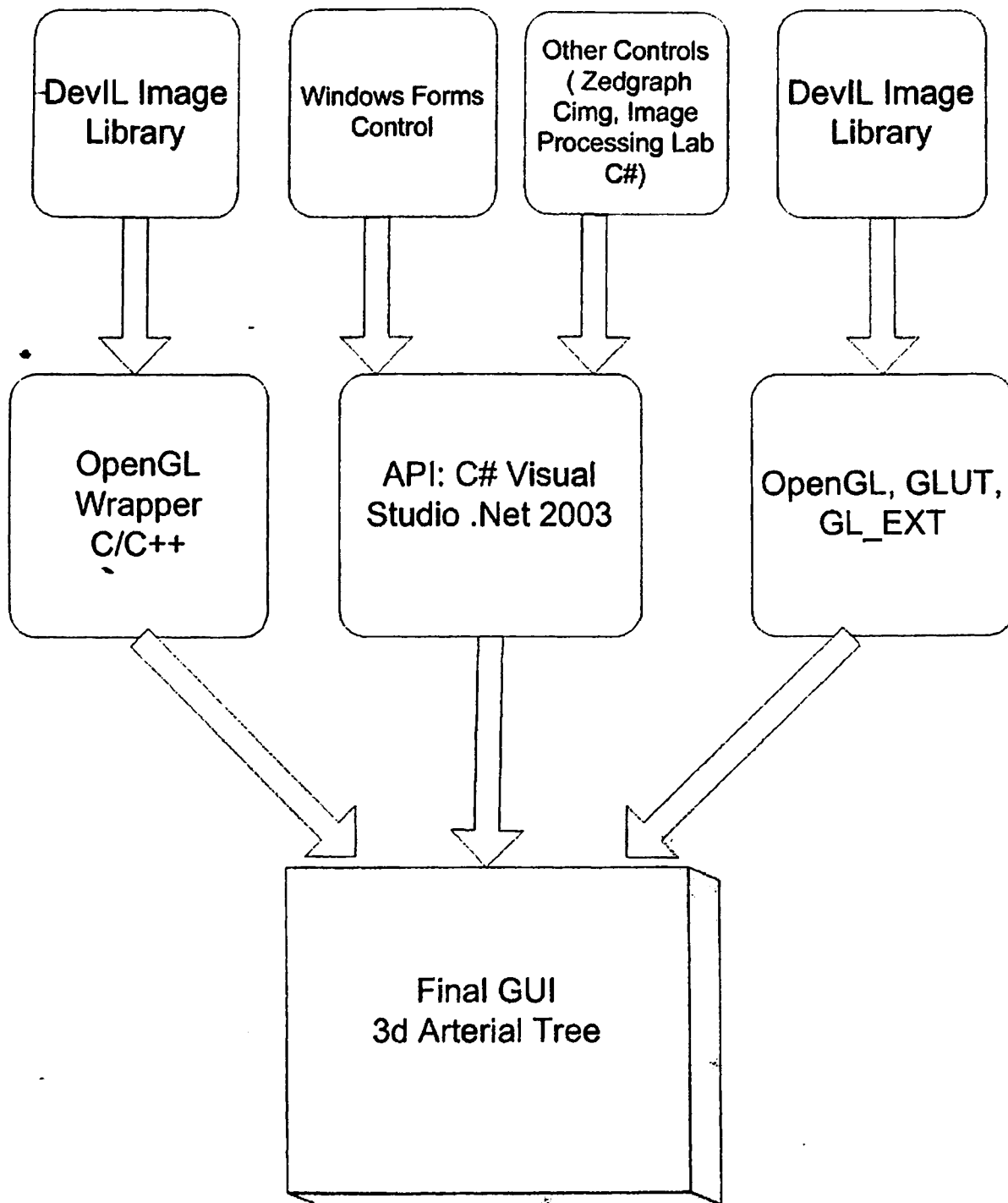
Η δημιουργία γραφικού περιβάλλοντος (GUI) για την αλληλεπίδραση του συστήματος με τον χρήστη όπως προαναφέραμε υλοποιήθηκε σε Visual Studio .net 2003 στην γλώσσα προγραμματισμού C#. Αποφασίσαμε να αποφύγουμε την χρήση του MFC (Microsoft Foundation Class) προκειμένου να έχουμε το πλεονέκτημα της διαμόρφωσης του γραφικού περιβάλλοντος. Η υλοποίηση σε MFC θα είχε ως αποτέλεσμα τον περιορισμό του χρήστη στον τρόπο με τον οποίο θα αλληλεπιδρούσε με το σύστημα. Έτσι λαμβάνοντας υπόψη ότι οι υποψήφιοι χρήστες ενός τέτοιου συστήματος θα θελήσουν ευελιξία στις επιλογές τους κρίθηκε απαραίτητο η αποφυγή του MFC. Οι υποψήφιες λοιπόν γλώσσες προγραμματισμού ήταν οι C#, C++ και Visual Basic. Το επόμενο λοιπόν ζήτημα που κληθήκαμε να αντιμετωπίσουμε ήταν η απόφαση για την επιλογή του wrapper της OpenGL που θα χρησιμοποιήσουμε. Αρκετοί wrappers της OpenGL, στη γλώσσα προγραμματισμού C#, σήμερα διανέμονται δωρεάν στο Internet [53-58]. Κανείς όμως από αυτούς δεν παρέχει, όπως ήταν αναμενόμενο άλλωστε, όλες τις λειτουργίες που θα μας χρειαστούν. Για το λόγο αυτό αποφασίσαμε να ακολουθήσουμε έναν πολύ απλό wrapper [59] στον οποίο προσθέσαμε



εμείς τον απαραίτητο κώδικα του αλγορίθμου μας αλλά και τις λειτουργίες που εμείς κρίναμε απαραίτητες και υλοποιήσαμε ένα DLL αρχείο που μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως στοιχείο της εργαλειοθήκης του Visual Studio.net 2003

Έτσι καταλήξαμε στην αρχιτεκτονική του συστήματός μας αλλά και στον τρόπο με τον οποίο θα το υλοποιήσουμε. Το σύστημα όπως φαίνεται και στο Σχήμα 4.1 αποτελείται από 3 διαφορετικά υποσυστήματα. Το πρώτο υποσύστημα (ο Wrapper) είναι υπεύθυνο για την εφαρμογή του αλγορίθμου που περιγράψαμε στο Κεφάλαιο 3 ενώ το δεύτερο υποσύστημα είναι υπεύθυνο για την αλληλεπίδραση του χρήστη με τον wrapper. Το τρίτο και τελευταίο υποσύστημα αφορά την οπτικοποίηση του αρτηριακού δέντρου.





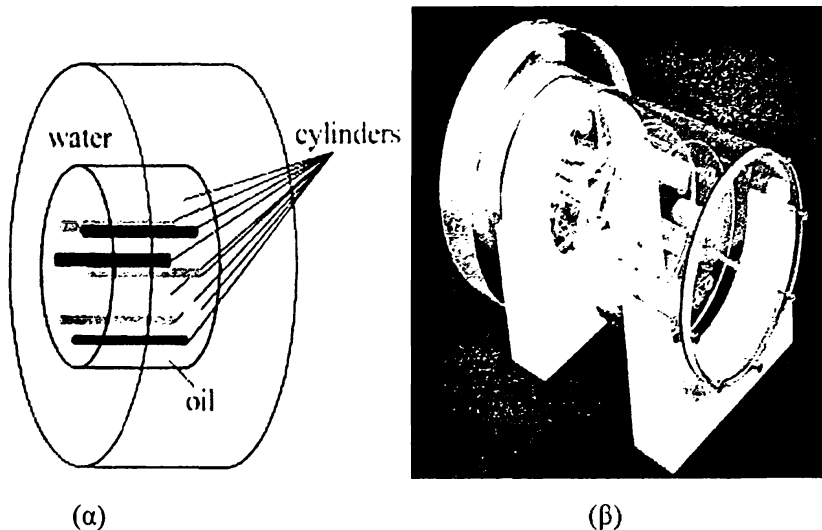
Σχήμα 4.1 Διάγραμμα Ανάπτυξης Λογισμικού

4.2 Αναπαράσταση Τρισδιάστατης Εικόνας

Στο Κεφάλαιο 3 αναπτύξαμε τον τρόπο με τον οποίο θα εξάγουμε το αρτηριακό δέντρο από τα δεδομένα μας. Όπως όμως αναφέραμε, δυστυχώς διαθέτουμε μόνο ένα σύνολο CT εικόνων που απεικονίζουν την καρδιά ενός σκύλου. Έτσι γίνεται σαφές πως είναι αρκετά δύσκολο να βγάλουμε σαφή συμπεράσματα με την εφαρμογή του αλγορίθμου μας μόνο στο σύνολο αυτό. Ακόμη ένα εμπόδιο για την εξαγωγή ασφαλών συμπερασμάτων είναι η



δυσκολία η οποία παρουσιάζεται στην αξιολόγηση της μεθόδου μας. Για την αξιολόγηση της μεθόδου είναι απαραίτητη η δημιουργία phantoms δηλ. η δημιουργία τεχνητών υλικών αντικειμένων γνωστών διαστάσεων και η εν συνεχεία απεικόνιση τους με αξονική τομογραφία [60] (Σχήμα 4.2). Έτσι η εξαγωγή των αποτελεσμάτων από την εφαρμογή της μεθόδου μας στις εικόνες αυτές, οι οποίες όπως προαναφέραμε τα αντικείμενα που απεικονίζουν είναι γνωστών διαστάσεων και θέσεων, θεωρούνται αξιόπιστα. Όμως, αυτό είναι κάτι το οποίο αφορά τους ιατρούς και θα πρέπει να γίνει στο άμεσο μέλλον.



Σχήμα 4.2 (α) Παράδειγμα phantom όπως παρουσιάζεται στην εργασία [60] και (β) Ένα αληθινό phantom

Η μόνη λοιπόν εναλλακτική επιλογή η οποία μας απέμεινε αλλά και που πάλι δεν αποσαφηνίζει την ορθότητα των αποτελεσμάτων μας ήταν να αναπαραστήσουμε την πραγματική τρισδιάστατη εικόνα και να συγκρίνουμε τα δύο αποτελέσματα με υποκειμενικό τρόπο.

Σε αρκετές εφαρμογές χρειάζεται να αναπαραστήσουμε τα δεδομένα με διαφορετικό τρόπο από ότι με τη χρήση μεγάλου πλήθους πολυέδρων. Για παράδειγμα σε εφαρμογές αναπαράστασης των αγγείων είναι απαραίτητος ο διαχωρισμός της εξωτερικής και της εσωτερικής επιφάνειας του. Οι δύο βασικές τεχνικές αναπαράστασης των δεδομένων περιγράφονται παρακάτω και γίνεται σύγκρισή τους.

4.3 Επιλογή Τεχνικής

Αρχικά θα κάνουμε μια σύντομη περιγραφή των διαφορών που υπάρχουν μεταξύ της γραφικής αναπαράστασης όγκων και της γραφικής αναπαράστασης επιφανειών.

Παραδοσιακά τα γραφικά όγκου χρησιμοποιούνται όταν τα δεδομένα δεν μπορούν να αναπαρασταθούν με πολύγωνα. Η πολυπλοκότητα αυτού του τύπου των δεδομένων απαιτεί ειδικό υλικό (κάρτες γραφικών) για την τρισδιάστατη αναπαράστασή τους. Ακόμη σε κάθε voxel είναι δυνατό να αποδοθεί απεριόριστος αριθμός παραμέτρων όπως (χρώμα, θερμοκρασία, μάζα). Δεδομένου ότι τα πολυγωνικά μοντέλα αποτελούνται από κοίλες επιφάνειες κατασκευάζονται με βάση τις ιδιότητες των επιφανειών και δεν περιέχουν εσωτερικά δεδομένα. Τα πολυγωνικά γραφικά αναπαριστούν κυρίως επιφάνειες και δεν περιέχουν πληροφορίες για τα εσωτερικά δεδομένα με αποτέλεσμα να μην παρέχουν τις απαραίτητες λεπτομέρειες.

Ακόμα ένα πλεονέκτημα της τεχνικής με χρήση όγκων (volume rendering) είναι ότι το τελικό αποτέλεσμα είναι ανεξάρτητο από το σημείο στο οποίο έχει στηθεί η κάμερα δηλ. ο παρατηρητής, σε αντίθεση με τα πολυγωνικά γραφικά που μετά από κάθε μετατόπιση της κάμερας θα πρέπει να υπολογιστούν εκ νέου τα πολύγωνα που σχηματίζουν την επιφάνεια.

Ένα μειονέκτημα της τεχνικής με χρήση όγκων είναι ότι χάνεται σε αρκετές περιπτώσεις η έννοια της συνέχειας. Αυτό σε ιατρικές εφαρμογές σημαίνει ότι μειώνεται η ακρίβεια υπολογισμού, για παράδειγμα ο υπολογισμός ενός ογκώδους αντικειμένου θα είναι λιγότερο ακριβής αλλά πολύ πιο απλός με την τεχνική volume rendering από ότι με την τεχνική surface rendering.

Ένα ακόμη μειονέκτημα του volume rendering είναι οι απαιτήσεις του σε μνήμη. Σήμερα οι πιο συνήθεις όγκοι είναι διαστάσεων 512x512x512. Αν θεωρήσουμε ότι το κάθε voxel αντιστοιχεί σε 1 byte αυτό σημαίνει ότι απαιτείται μνήμη μεγαλύτερη από 128 Mbytes.

Από τα παραπάνω εύκολα γίνεται αντιληπτό ότι για την σχεδίαση του τρισδιάστατου όγκου η καλύτερη τεχνική είναι η χρήση όγκων (volume rendering).



4.4 Αναπαράσταση Όγκων (Volume Rendering)

Όπως αναφέραμε στην παράγραφο 4.3 αρκετοί αλγόριθμοι αναφέρονται στη βιβλιογραφία για τη δημιουργία – σχεδίαση όγκων (volume render). Οι αλγόριθμοι αυτοί γενικά μπορούν να διακριθούν σε δύο κατηγορίες image order (όπως ray casting) και object order (texture based).

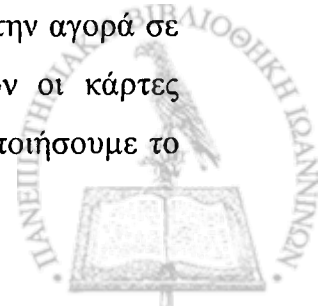
Μια άλλη κατηγοριοποίηση των μεθόδων αναπαράστασης είναι: Αλγόριθμοι που βασίζονται απόλυτα σε λογισμικό και αυτοί που χρησιμοποιούν τα πλεονεκτήματα του υλικού (δηλ. της κάρτας γραφικών). Παρόλο που οι μέθοδοι που βασίζονται απόλυτα στο λογισμικό (ray casting) έλυσαν αρκετά από τα προβλήματα τα οποία υπήρχαν από την αναπαράσταση όγκων με τη μέθοδο surface rendering, αλλά έχουν το μεγάλο μειονέκτημα της μεγάλης χρονικής καθυστέρησης [61]. Για το λόγο αυτό άλλωστε και η έρευνα σήμερα στράφηκε στη δημιουργία καλύτερου υλικού που να υποστηρίζει το volume rendering. Έτσι στην επόμενη παράγραφο θα περιγράψουμε μόνο τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται σήμερα και βασίζονται στο υλικό.

4.4.1 Volume Rendering με χρήση υλικού (texture based)

Τα τελευταία χρόνια οι εταιρείες που κατασκευάζουν κάρτες γραφικών ενσωμάτωσαν στις κάρτες τους τεχνολογία η οποία επιτρέπει το volume rendering. Οι κάρτες μάλιστα τελευταία γενιάς, π.χ. ATI Radeon family και NVIDIA GForce 3 και 4 υποστηρίζουν και μια ακόμα τεχνολογία με την οποία τα αποτελέσματα βελτιώνονται αισθητά. Δύο είναι λοιπόν οι βασικές προσεγγίσεις με τις οποίες μπορούμε να επιτύχουμε volume rendering με χρήση υλικού:

1. 2d texture based,
2. 3d texture based.

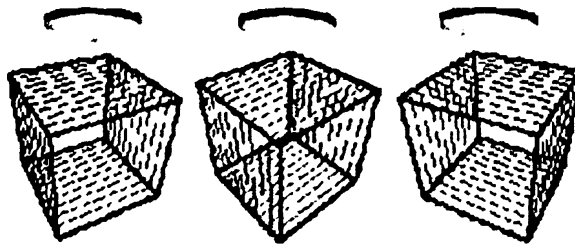
Αν και η προσέγγιση με 3d texture είναι πολύ καλύτερη και βελτιώνει πολύ το αποτέλεσμα δεν είναι διαδεδομένη ακόμα σε όλες τις κάρτες γραφικών που κυκλοφορούν στην αγορά σε αντίθεση με το 2d texture που είναι παλιότερη τεχνολογία και όλες πλέον οι κάρτες υποστηρίζουν την τεχνολογία αυτή. Για αυτό λοιπόν το λόγο επιλέξαμε να υλοποιήσουμε το



volume rendering βασίζομενοι στην τεχνολογία αυτή μιας και τα δεδομένα του προβλήματός μας, μας το επιτρέπουν.

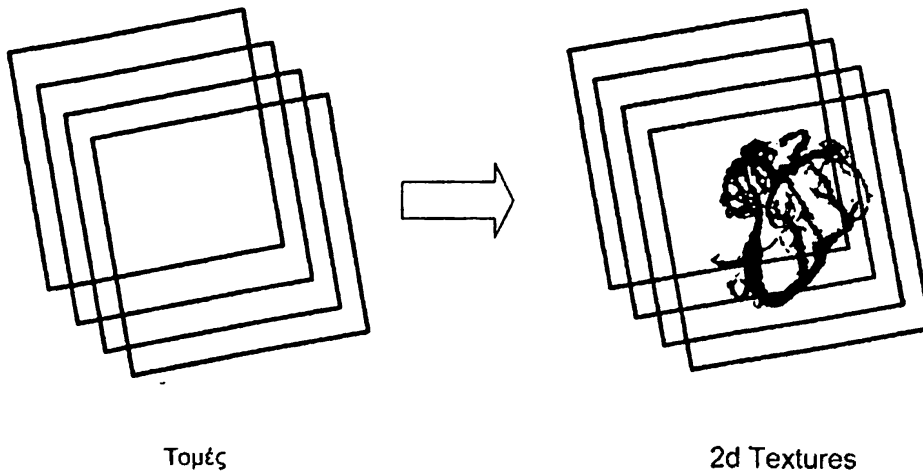
4.4.2 Προσέγγιση του volume rendering με 2d Texture

Στην προσέγγιση αυτή θα δημιουργήσουμε τρία σύνολα από textures ένα για κάθε κύριο επίπεδο (XY, XZ, YZ). Στη συνέχεια τοποθετούμε κάθε έναν από αυτούς του όγκους κάθετα στο αντίστοιχο επίπεδο έτσι ώστε ακόμα και να περιστρέψει ο χρήστης τον όγκο γύρω από το αρχικό σύστημα αξόνων 90° ένας από τους όγκους να είναι κάθετος από το σημείο παρατήρησης (Σχήμα 4.3).



Σχήμα 4.3 Τρεις στοίβες από textures. Η κάθε μία στοίβα είναι κάθετη σε ένα από τα επίπεδα

Έτσι στη συνέχεια ενεργοποιούμε το alpha blending με σκοπό να δώσουμε στο κάθε εικονοστοιχείο την τιμή της φωτεινότητας που πρέπει προκειμένου να είναι ορατό το εσωτερικό του όγκου μας. Στο σημείο αυτό θα πρέπει να επισημάνουμε ότι ο σχεδιασμός των τομών μας γίνεται με φορά από πίσω προς τα εμπρός (back-to-front) έτσι ώστε το alpha blending να εφαρμοστεί σωστά. Η διαφάνεια του κάθε εικονοστοιχείου εξαρτάται από τον τελεστή blending που θα χρησιμοποιήσουμε.

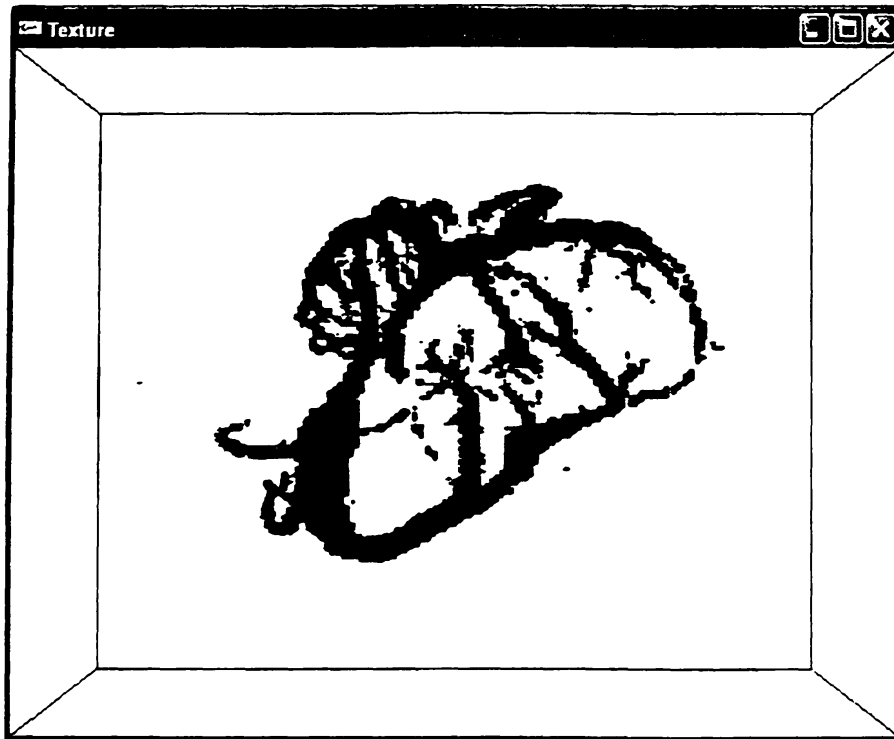


Σχήμα 4.4 Volume rendering με προσέγγιση 2d texture.

Η έκδοση της OpenGL που υπάρχει στα Windows (έκδοση 1.1) παρέχει μόνο τον τελεστή over [62-64]. Σε νεότερες εκδόσεις της OpenGL 1.2, 1.3, 1.4 και 2.0 όμως υπάρχουν και άλλοι χρήσιμοι τελεστές όπως MIP (Maximum Intensity Projection) attenuate, under κ.α. Το αποτέλεσμα της εφαρμογής αυτών των μεθόδων στα δεδομένα μας παρουσιάζονται στο Σχήμα 4.5 (α), (β) αντίστοιχα. Για να εφαρμοστούν κάποιοι από τους τελεστές αυτούς σε εφαρμογές των Windows XP πρέπει να γίνει χρήση του OpenGL Extension μηχανισμού (GL_EXT). Στο Παράρτημα Β αναφέρουμε μερικά πολύ βασικά στοιχεία για αυτούς τους μετασχηματισμούς και την υλοποίησή τους.

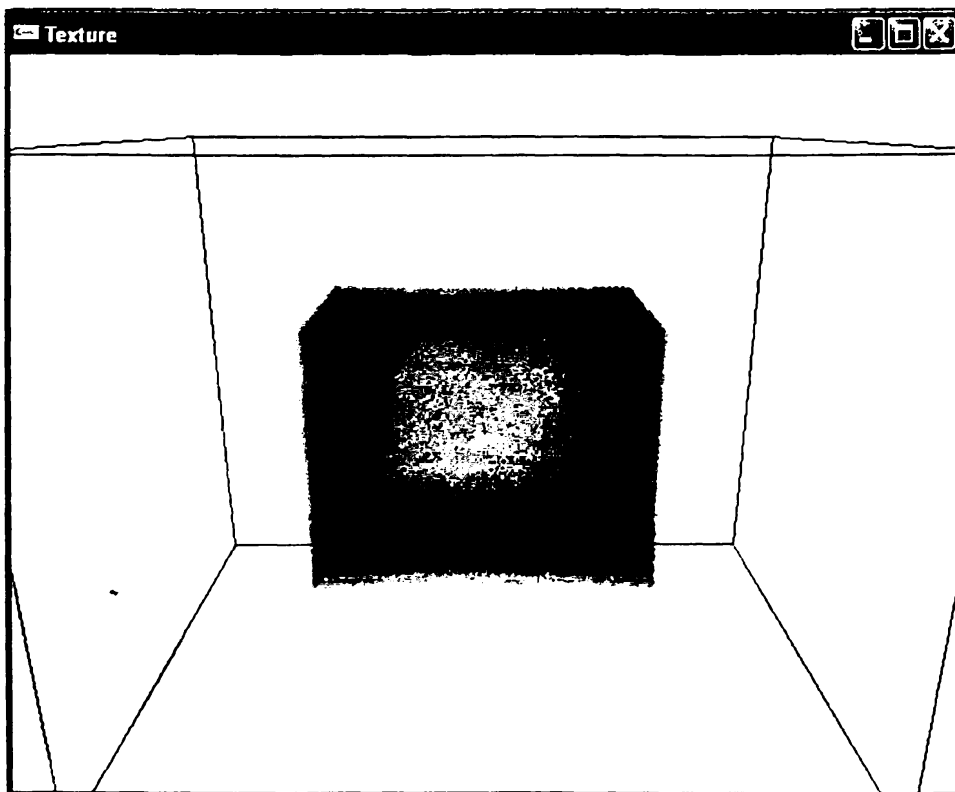


(α)



(β)

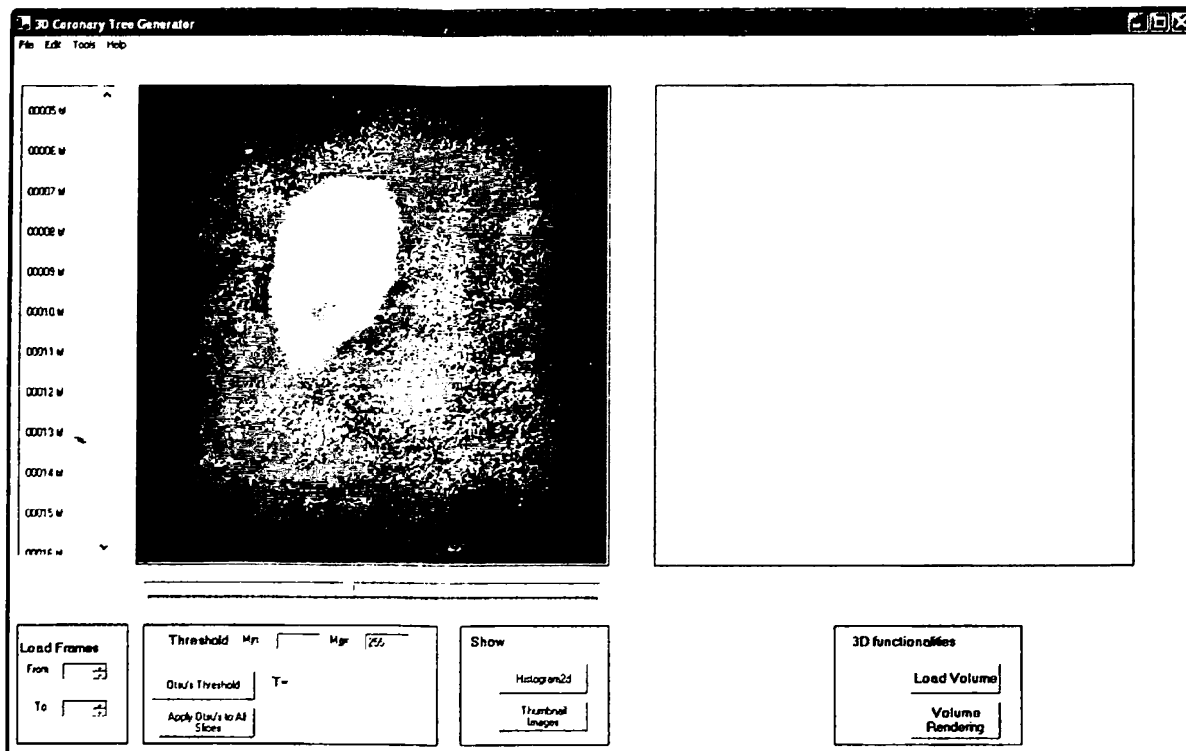
Σχήμα 4.5 Αναπαράσταση του τρισδιάστατου όγκου για το σύνολο των 136 εικόνων. Στις αρχικές εικόνες δεν εφαρμόστηκε προπεξεργασία και για την κατάτμηση χρησιμοποιήθηκε καθολικό κατώφλι 130: (α) Για το blending χρησιμοποιήθηκε ο τελεστής over και (β) Για το blending χρησιμοποιήθηκε ο τελεστής over MIP.



Σχήμα 4.6 Αναπαράσταση του εσωτερικού του όγκου με χρήση του τελεστή over.

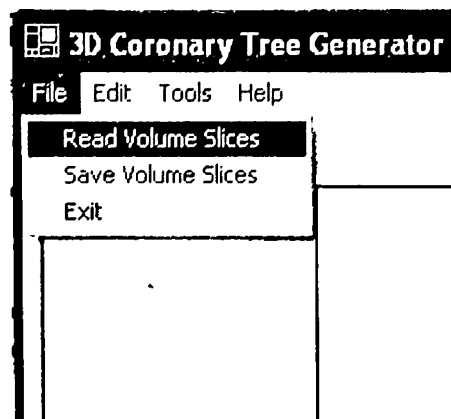
4.5 Γραφικό Περιβάλλον

Το γραφικό περιβάλλον του χρήστη όπως αναφέραμε και στην παράγραφο 4.2 υλοποιήθηκε στο Visual Studio .net 2003 στην γλώσσα προγραμματισμού C# (Σχήμα 4.7).



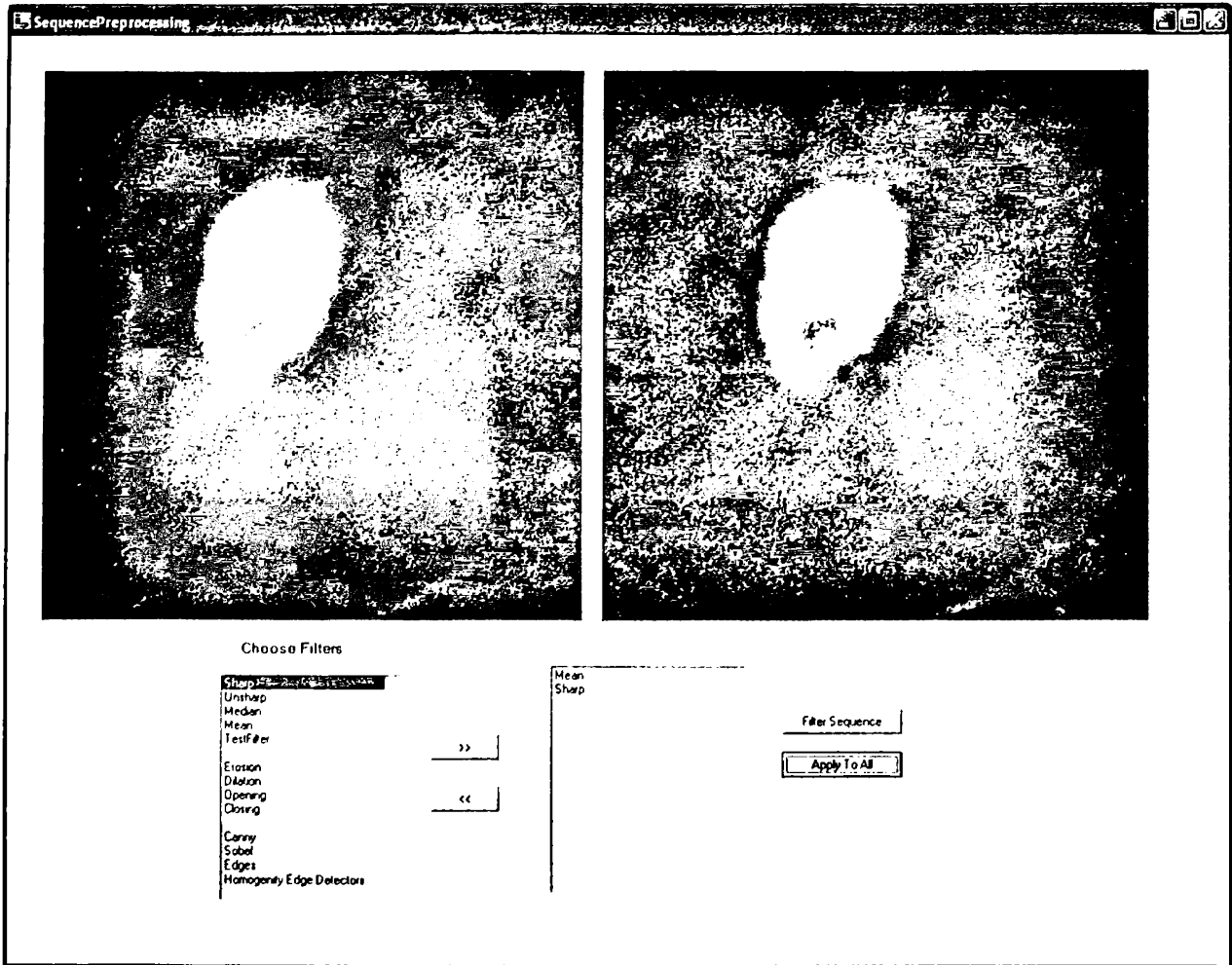
Σχήμα 4.7 Η διεπαφή του χρήστη με το σύστημα.

Η σχεδίαση του γραφικού περιβάλλοντος (GUI) είχε ως σκοπό την καθοδήγηση του χρήστη στην επιλογή του επόμενου σωστού βήματος έτσι ώστε να αποφευχθούν άσκοπες κινήσεις που δεν θα έχουν και αποτέλεσμα. Έτσι αρχικά ο χρήστης επιλέγει από το μενού *File* τον φάκελο από τον οποίο θα φορτώσει τις CT εικόνες Σχήμα 4.8.



Σχήμα 4.8: Φόρτωση CT εικόνων.

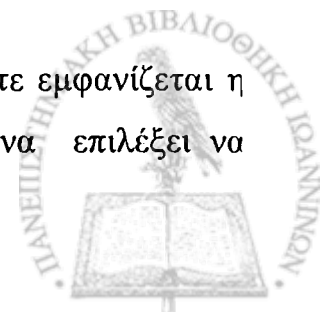
Στη συνέχεια από το μενού *Edit* μπορεί να επιλεγεί ποιά από τις διαθέσιμες τεχνικές προ-επεξεργασίας θέλει να εφαρμόσει σε μία εικόνα και ταυτόχρονα να βλέπει την εικόνα που προκύπτει. Εφόσον αποφασίσει για τις τεχνικές προ-επεξεργασίας τις οποίες θέλει να εφαρμόσει του δίνεται η δυνατότητα να εφαρμόσει τις τεχνικές προ-επεξεργασίας που επιθυμεί σε όλες τις διδιάστατες τομές από την εντολή *Preprocessing Steps* του μενού *Edit*. (Σχήμα 4.9)



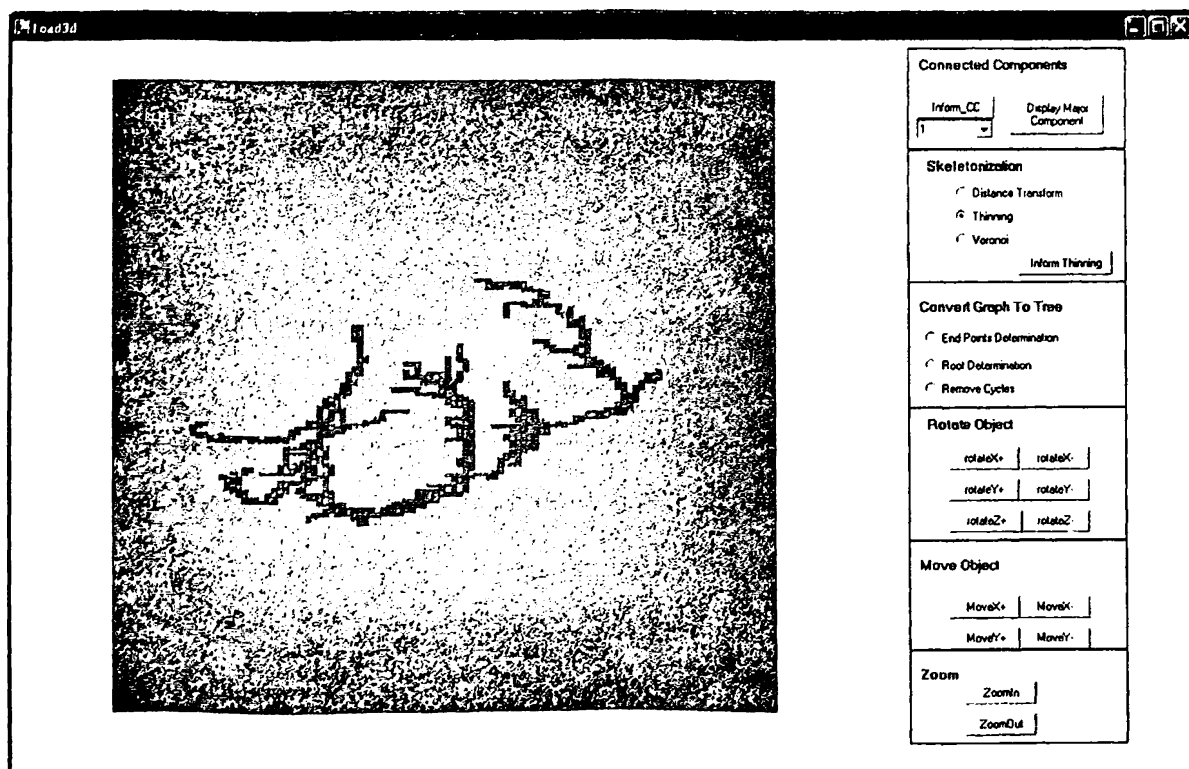
Σχήμα 4.9: Προεπεξεργασία Εικόνων.

Στη συνέχεια ο έλεγχος του προγράμματος επαναφέρεται στο αρχικό παράθυρο. Τότε ο χρήστης μπορεί να κάνει προεπισκόπηση τόσο των εικόνων που προέκυψαν (*Thumbnail images*) όσο και του ιστογράμματος της εικόνας την οποία έχει φορτώσει (*Histogram 2d*). Έπειτα μπορεί να επιλέξει την μέθοδο κατάτμησης που θα εφαρμόσει, καθολικό κατώφλι ή κατώφλι με χρήση της Otsu. Τότε μπορεί πλέον να φορτώσει τις διδιάστατες τομές είτε για να πραγματοποιήσει *Volume Rendering* είτε για να κάνει εξαγωγή του αρτηριακού δέντρου (*Load Volume*).

Έτσι αν επιλέξει να πραγματοποιήσει εξαγωγή του αρτηριακού δέντρου τότε εμφανίζεται η φόρμα του Σχήματος 4.10 Στην φόρμα αυτή αρχικά ο χρήστης μπορεί να επιλέξει να



εμφανίσει τα αντικείμενα που υπάρχουν στην τρισδιάστατη εικόνα (Display Components). Στη συνέχεια μπορεί να επιλέξει ένα από τα αντικείμενα που εμφανίζονται στην τρισδιάστατη εικόνα και να εφαρμόσει σε αυτό τους αλγόριθμους λέπτυνσης, εύρεσης τελικών σημείων, καθορισμού ρίζας και απομάκρυνση κύκλων και spurs. Στον χρήστη παρέχονται οι δυνατότητες περιστροφής και zoom προκειμένου να είναι ευκολότερη η παρατήρηση του τελικού αρτηριακού δέντρου. Τέλος ο χρήστης μπορεί να επιλέξει να προσεγγίσει το αρτηριακό δέντρο με B-spline καμπύλες τρίτου βαθμού.



Σχήμα 4.10 Το Αρτηριακό δέντρο όπως προέκυψε από το σύστημα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ

ΔΟΥΛΕΙΑ

Στην εργασία αυτή υλοποιήσαμε ένα ημί-αυτόματο σύστημα πραγματικού χρόνου το οποίο δέχεται ως είσοδο ένα σύνολο διαδοχικών εικόνων αξονικής τομογραφίας της καρδιάς κι έχει ως τελική έξοδο το αρτηριακό δέντρο των στεφανιαίων αγγείων. Η εργασία αυτή είναι μια μέθοδος που βασίζεται στον εντοπισμό voxel (voxel based method). Φαίνεται ότι η μέθοδος είναι αποτελεσματικότερη και μπορεί να αναραγάγει το αρτηριακό δέντρο στον τρισδιάστατο χώρο. Παρότι τα διαθέσιμα στοιχεία που έχουμε αφορούν μόνο ένα σύνολο εικόνων (ένα ρηριακό δέντρο) τα αποτελέσματα είναι ικανοποιητικά. Δεν υπήρχε δυνατότητα ποσοτικής αξιολόγησης των αποτελεσμάτων κάτι το οποίο αναιρεί εν μέρει την εγκυρότητα της μεθόδου αλλά αυτό αφορά περισσότερα πειράματα που μπορούν να γίνουν με χρήσης phantoms.

Η μέθοδος που ακολουθήσαμε ξεκινά με τη δημιουργία στοίβας των τομών που διαθέτουμε και την κατάλληλη προεπεξεργασία των τομών ώστε να είναι πιο ευδιάκριτες οι τομές των αγγείων. Στη συνέχεια πραγματοποιείται κατάτμηση των εικόνων των τομών, με βάση κάποια τιμή κατωφλίου που επιλέγεται από το ιστόγραμμα της κάθε τομής, για τον διαχωρισμό των περιοχών που αναπαριστούν το υπόβαθρο και το αντικείμενο. Στο σημείο αυτό γίνεται εύκολα αντιληπτό ότι πιθανόν ο χρήστης να χρειαστεί να παρέμβει προκειμένου να βελτιώσει το αποτέλεσμα της κατάτμησης των εικόνων αφού μια καθολική τιμή κατωφλίου είναι αδύνατον να κατατμήσει το εξίσου καλά όλες τις τομές. Έτσι για τη διευκόλυνση του χρήστη αλλά και για την αυτοματοποίηση της μεθόδου μας, υλοποιήσαμε την μέθοδο της Otsu προκειμένου να η κατάτμηση να πραγματοποιείται αυτόματα και όσο το δυνατόν βέλπιστα. Εν συνεχεία πραγματοποιούμε εύρεση των αντικειμένων μέσα στην τρισδιάστατη εικόνα και εντοπισμός – επιλογή του αρτηριακού δέντρου. Στο δέντρο αυτό εφαρμόζεται τοπολογικός αλγόριθμος λέπτυνσης [31] προκειμένου να είναι όσο το δυνατόν



πιο λεπτό και πιο κοντά στο κέντρο του αγγείου χωρίς ωστόσο να αλλοιωθεί η τοπολογία του. Ο αλγόριθμος αυτός βασίζεται στον ορισμό των simple points. Στο σημείο αυτό προτείναμε και μια βελτίωση της εύρεσης των σημείων αυτών κάνοντας χρήση της ιδέας στην οποία βασίζονται οι τεχνικές δακτυλίου (ridge based). Στη συνέχεια εφαρμόζονται αλγόριθμοι κλαδέματος του δέντρου και εντοπισμού της ρίζας με σκοπό το δέντρο να έχει μοναδιαίο πάχος και να απομακρυνθούν τα προβλήματα που υπάρχουν (κύκλοι). Τελικά ο σκελετός του αρτηριακού δέντρου εξομαλύνεται με χρήση B-splines. Στη συνέχεια το αρτηριακό δέντρο οπτικοποιείται με χρήση της OpenGL. Για την εγκυρότητα της μεθόδου μας υλοποιήθηκε και αναπαράσταση του όγκου με την τεχνική του volume rendering.

Η μέθοδος σαφέστατα επιδέχεται βελτιώσεις, π.χ:

- Η κατάτμηση βασίστηκε στην κατωφλίωση των εικόνων που δεν δίνει τα καλύτερα αποτελέσματα και μπορεί να βελτιωθεί σημαντικά.
- Πιθανά από τη μέθοδο λέπτυνσης αλλά και από ψευδοευρήματα στην εικόνα να προκύπτουν προβλήματα που σχετίζονται με τη τοπολογία του αρτηριακού δέντρου και επιδέχονται σημαντική βελτίωση.
- Η οπτικοποίηση μπορεί να βελτιωθεί, αλλά και ότι άλλο αφορά την εξομάλυνση των medial lines των αγγείων.

Οι βελτιώσεις στην μέθοδο που θα μπορούσαμε ακόμα να κάνουμε πιστεύουμε ότι είναι σημαντικές και καιρίες. Το μεγαλύτερο πρόβλημα αυτής της μεθόδου είναι ότι βασίζεται στο αποτέλεσμα της κατάτμησης των εικόνων. Είναι γνωστό όμως ότι η μέθοδος της κατωφλίωσης δεν παρέχει το καλύτερο αποτέλεσμα. Έτσι η χρήση μιας μεθόδου κατάτμησης η οποίας θα εντοπίζει αυτόματα και βέλτιστα τις περιοχές των στεφανιαίων αγγείων θα μπορούσε να ήταν μια περαιτέρω βελτίωση. Μάλιστα σε αρκετές εργασίες σήμερα χρησιμοποιείται η προσέγγιση του προβλήματος με τις ridge based μεθόδους όπου γίνεται προσπάθεια εντοπισμού του σκελετού χωρίς να υπάρχει το ενδιάμεσο στάδιο της κατάτμησης. Οι τεχνικές αυτές όπως αναφέραμε στο κεφάλαιο 2 χρησιμοποιούν πολύπλοκους αλγόριθμους βελτιστοποίησης και τα προβλήματα που παρουσιάζουν είναι στην διατήρηση της τοπολογίας του αρτηριακού δέντρου, πρόβλημα που είναι πολύ σημαντικό για το τελικό μας αποτέλεσμα.



ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Α: ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ OTSU

Η διακύμανση μεταξύ των επιπέδων γκρι των δύο κλάσεων δίνεται από τη σχέση :

$$\sigma_B^2(k) = \omega_0(\mu_0 - \mu_T)^2 + \omega_1(\mu_1 - \mu_T)^2 \Rightarrow$$

$$\sigma_B^2(k) = \omega(k) \left(\frac{\mu(k)}{\omega(k)} - \mu_T \right)^2 + (1 - \omega(k)) \left(\frac{\mu_T - \mu(k)}{1 - \omega(k)} - \mu_T \right)^2$$

$$= \frac{\mu(k)^2}{\omega(k)} - 2\mu(k)\mu_T + \omega(k)\mu_T^2 + \frac{(\mu_T - \mu(k))^2}{1 - \omega(k)} - 2\mu_T(\mu_T - \mu(k)) + (1 - \omega(k))\mu_T^2$$

$$= \frac{\mu(k)^2}{\omega(k)} - 2\mu(k)\mu_T + \omega(k)\mu_T^2 + \frac{(\mu_T - \mu(k))^2}{1 - \omega(k)} - 2\mu_T^2 + 2\mu(k)\mu_T + \mu_T^2 - \omega(k)\mu_T^2$$

$$= \frac{\mu(k)^2}{\omega(k)} + \frac{\mu_T^2 - 2\mu_T\mu(k) + \mu(k)^2}{1 - \omega(k)} - \mu_T^2$$

$$= \frac{\mu(k)^2(1 - \omega(k)) + (\mu_T^2 - 2\mu_T\mu(k) + \mu(k)^2)\omega(k) - \mu_T^2\omega(k)(1 - \omega(k))}{\omega(k)(1 - \omega(k))}$$

$$= \frac{\mu(k)^2 - \mu(k)^2\omega(k) + \mu_T^2\omega(k) - 2\mu_T\mu(k)\omega(k) + \mu(k)^2\omega(k) - \mu_T^2\omega(k) + \mu_T^2\omega(k)^2}{\omega(k)(1 - \omega(k))}$$

$$= \frac{\mu(k)^2 - 2\mu_T\mu(k)\omega(k) + \mu_T^2\omega(k)^2}{\omega(k)(1 - \omega(k))}$$

$$= \frac{(\mu(k) + \mu_T\omega(k))^2}{\omega(k)(1 - \omega(k))}$$



ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Β ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΤΩΝ ΤΕΛΕΣΤΩΝ BLENDING

Τελεστής Over

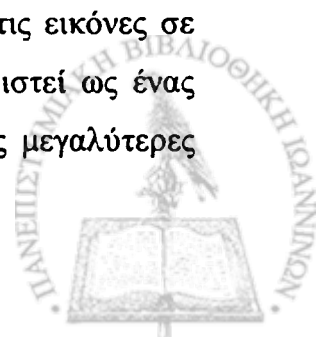
Ο τελεστής over είναι ο συνηθέστερος τρόπος για να κάνουμε blend κατά την οπτικοποίηση ενός όγκου. Οι όγκοι οι οποίοι υπόκεινται blend με χρήση του τελεστή over προσεγγίζουν τη ροή του φωτός μέσα από ένα χρωματισμένο, διάφανο υλικό. Η διαφάνεια του κάθε σημείου στο υλικό καθορίζεται από την τιμή του texel στο κανάλι alpha. Τα texels με μεγάλες τιμές από alpha τείνουν να αποκρύψουν τα texels πίσω από αυτά και να ξεχωρίζουν από τα αποκρυμμένα texel μπροστά από αυτά..

Ο τελεστής over υλοποιείται στην OpenGL με τη παρακάτω συνάρτηση glBlendFunc και ορίσματα GL_SRC_ALPHA, GL_ONE_MINUS_SRC_ALPHA. Στη συνέχεια παρουσιάζονται τα πιο συνήθη

<i>parameter</i>	(f_R, f_G, f_B, f_A)
GL_ZERO	(0, 0, 0, 0)
GL_ONE	(1, 1, 1, 1)
GL_SRC_COLOR	$(R_s/k_R, G_s/k_G, B_s/k_B, A_s/k_A)$
GL_ONE_MINUS_SRC_COLOR	$(1, 1, 1, 1) - (R_s/k_R, G_s/k_G, B_s/k_B, A_s/k_A)$
GL_DST_COLOR	$(R_d/k_R, G_d/k_G, B_d/k_B, A_d/k_A)$
GL_ONE_MINUS_DST_COLOR	$(1, 1, 1, 1) - (R_d/k_R, G_d/k_G, B_d/k_B, A_d/k_A)$
GL_SRC_ALPHA	$(A_s/k_A, A_s/k_A, A_s/k_A, A_s/k_A)$
GL_ONE_MINUS_SRC_ALPHA	$(1, 1, 1, 1) - (A_s/k_A, A_s/k_A, A_s/k_A, A_s/k_A)$
GL_DST_ALPHA	$(A_d/k_A, A_d/k_A, A_d/k_A, A_d/k_A)$
GL_ONE_MINUS_DST_ALPHA	$(1, 1, 1, 1) - (A_d/k_A, A_d/k_A, A_d/k_A, A_d/k_A)$
GL_SRC_ALPHA_SATURATE	(i, i, i, 1)

Maximum Intensity Projection

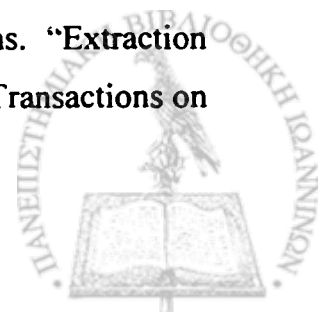
Η μέθοδος Maximum Intensity Projection, ή MIP όπως συνήθως ονομάζεται, χρησιμοποιείται κυρίως σε ιατρικές εφαρμογές για να αναπρασθήσουμε την ροή του αίματος. Η μέθοδος αυτή εντοπίζει το φωτεινότερο texel alpha από όλα τα textures που φορτώνονται τις εικόνες σε κάθε θέση των εικονοστοιχείων. Γενικά η τεχνική MIP μπορεί να χαρακτηριστεί ως ένας τελεστής ενίσχυσης αντίθεσης (contrast enhancing operator). Οι δομές με τις μεγαλύτερες



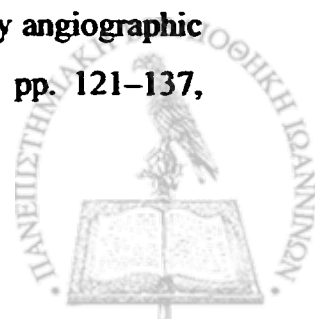
τιμές alpha τείνουν να τονιστούν σε σχέση με τα υπόλοιπα δεδομένα. Η λειτουργία αυτή υλοποιείται στην OpenGL με τη χρήση του extension μηχανισμού της OpenGL (minmax). Η συνάρτηση που χρησιμοποιείται είναι η ακόλουθη: `glBlendEquationEXT(GL_MAX_EXT)`.



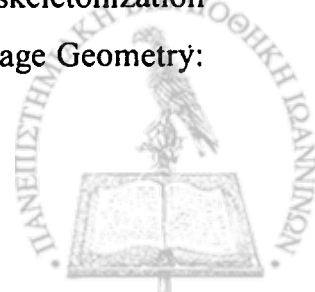
- [1] Cemil Kirbas And Francis Quek. "A Review of Vessel Extraction Techniques and Algorithms", ACM Computing Surveys, Vol. 36, No. 2, June 2004.
- [2] Sarwal, A. and Dhawan A. "3-d reconstruction of coronary arteries", In IEEE Conf. Eng. In Medicine and Bio. Vol. 1, 1994.
- [3] Chwialkowski, M., Ibrahim, Y., Hong, F., And Peshock, R. "A method for fully automated quantitative analysis of arterial flow using flow-sensitized MR images", Comp. Med. Imaging and Graphics 20, 5, 365–378, 1996.
- [4] Zikuan Chen, Sabee Molloy. "Automatic 3D vascular tree construction in CT angiography", Computerized Medical Imaging and Graphics 27 (2003) 469–479
- [5] Palagyi K, Kuba A. "A 3D 6-subiteration thinning algorithm for extracting medial lines. Pattern Recognition Letters", Vol.19, pp 613–627, 1998.
- [6] Schmitt, H. Grass, M. Rasche, V. Schramm, O., Haehnel, S., and Sartor, K. "An x-raybased method for the determination of the contrast agent propagation in 3-d vessel structures." IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol 21 (3), pp 251–262, 2002..
- [7] Yim, P. Choyke, P. and Summers, R. "Grayscale skeletonization of small vessels in magnetic resonance angiography", IEEE Transactions on Medical Imaging. Vol 19 (6), pp 568–576 June 2000.
- [8] Higgins, W., Sypra, W., Karwoski, R., and Ritman, E. "System for analyzing high-resolution three-dimensional coronary angiograms." IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 15, pp 377–385, 1996.
- [9] Shu-Yen Wan, Attila P. Kiraly, Eric L. Ritman, and William E. Higgins. "Extraction of the hepatic Vasculatures in rats using 3-d Micro-CT Images". IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 19, No. 9, September 2000.



- [10] Shu-Yen Wan, Erik L. Ritman, William E. Higgins . “Multi-generational analysis and visualization of the vascular tree in 3D micro-CT images”, *Computers in Biology and Medicine* Vol. 32, pp 55–71, 2002.
- [11] Aylward, S. and Bullitt, E. “Initialization, noise, singularities, and scale in height ridge traversal for tubular object centerline extraction.” *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 21 (2), pp 61–75, Feb 2002.
- [12] Aylward, S., Pizer, S., Bullitt, E., And Eberl, D. “Intensity ridge and widths for tubular object segmentation and description.” In *Proceedings of the Workshop on Math. Methods in Biomedical. Image Analysis*, pp 131–138, 1996.
- [13] PIZER, S., MORSE, B., AND FRITSCH, D. “Zoom invariant vision of figural shape: the mathematics of cores”, *Computer Vision and Image Understanding* Vol. 69, pp 55-71, 1998.
- [14] Andrzej Szymczak, Arthur Stillman, Allen Tannenbaum, Konstantin Mischaikow, “Coronary vessel cores from 3D imagery: a topological approach”, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2005
- [15] H. Edelsbrunner, H. Harer, and A. Zomorodian, “Hierarchical morse-smale complexes for piecewise linear 2-manifolds,” in *Symposium on Computational Geometry*, ACM Press, New York, pp. 70–79, 2001.
- [16] Do Carmo, M. “Differential geometry of curves and surfaces.” PH, 1976.
- [17] Koenderink, J. “Solid shapes”, MITP, 1990.
- [18] Sato, Y., Araki, T., Hanayama, M., Naito, H., and Tamura, S. “A viewpoint determination system for stenosis diagnosis and quantification in coronary angiographic image acquisition”, *IEEE Transactions on Medical Imaging* Vol. 17, pp. 121–137, 1998.



- [19] Sato, Y., Nakajima, S., Shiraga, N., Atsumi, H., Yoshida, S., Koller, T., Gerig, G., and Kikinis, R. "3d multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images", *IEEE Medical Image Analysis 2*, Vol. 2, pp. 143–168, June 1998.
- [20] Poli, R.a and Valli, G. "An algorithm for realtime vessel enhancement and detection", *Comp. Methods and Prog. in Biomed*, Vol 52, pp 1–22, Jan 1997.
- [21] Sonka, M., Hlavac, V., and Boyle, R. "Image Processing, Analysis, and Machine Vision", PWS Publishing, 1999.
- [22] Eihō, S. And Qian, Y. "Detection of coronary artery tree using morphological operator." *IEEE Comput. Cardiol.* Vol. 24, pp 525–528, 1997.
- [23] Pieter P. Jonker. "Morphological operations in recursive neighbourhoods" *Pattern Recognition Letters* 25, pp 527–541, 2004.
- [24] H. Blum. "A Transformation for extracting new descriptors of shape, *Models for the Perception of Speech and Visual Form*", MIT Press, 1967.
- [25] Nikhil Gagvani Deborah Silver. "Parameter Controlled Volume Thinning", *Graphical Models and Image Processing*, 1999.
- [26] Pieter P. Jonker. "Discrete topology on N-dimensional square tessellated grids" *Image and Vision Computing*, pp 1–13, 2004.
- [27] Ingela Nystrom, Orjan Smedby. "Skeletonization of Volumetric Vascular Images—Distance Information Utilized for Visualization.", *Journal of Combinatorial Optimization*, Vol. 5, pp 27–41, 2001.
- [28] Jun-ichiro Toriwaki and Kensaku Mori. "Distance Transformation and skeletonization of 3d Pictures and their Applications to Medical Images", *Digital and image Geometry: advanced lectures*, Springer-Verlag N.Y, Inc, pp 412-428, 2001.



- [29] Palagyi K. "A 3D 3-Subiteration Thinning Algorithm for Medial Surfaces", DGCI 00: Proceedings of the 9th International Conference on Discrete Geometry for Computer Imagery, pp 406-417, 2000.
- [30] Palagyi K. and Attila Kuba. "Directional 3D Thinning Using 8 Subiterations.", DGCI 00: Proceedings of the 8th International Conference on Discrete Geometry for Computer Imagery, pp 325-336, 1999.
- [31] Palagyi K, Erich Sorantin, Emese Balogh, Attila Kuba, Csongor Halmail, Balazs Erdohelyi, and Klaus Hasegger. "A Sequential 3D Thinning Algorithm and Its Medical Applications.", Proceedings 17th International Conference Information Processing in Medical Imaging IPMI 2001.
- [32] Palagyi K. Tschirren J, Sonka M. "Quantitative Analysis of Intrathoracic Airway trees: Methods and validation.", Information Processing in Medical Imaging, pp 222-233, July 2003.
- [33] H. Sundar and D. Silver and N. Gagvani and S. Dickinson. "Skeleton based Shape Matching and Retrieval.", SMI 03: Proceedings of the Shape Modeling International 2003, pp 130, 2003
- [34] Ma C. M., Sonka M. "A fully Parallel 3d thinning algorithm and its applications.", Computer Vision and Image Understanding Vol. 64 (3), pp. 420- 433, November 1996
- [35] Gunilla Borgefors, Ingela Nystrom, Gabriella Sanniti Di Baja. "Computing skeletons in three dimensions", Pattern Recognition, Vol. 32(7), pp1225-1236, July 1999
- [36] Alexandru Telea , Anna Vilanova. "A Robust Level-Set Algorithm for Centerline Extraction", Joint EUROGRAPHICS - IEEE TCVG Symposium on Visualization 2003.
- [37] Mian Pan and Gisela Klette, "A revision of a 3D Skeletonization algorithm", CITR Technical Report, The University of Auckland, July 2004



- [38] K.J.Kruszynski and Robert van Liere and J. Kaandrop, “An Interactive Visualization System for Quantifying Coral Structures”, Eurographics IEEE-VGTC Symposium on Visualization, pp 1-8, 2006.
- [39] Rudolf Karch, Friederike Neumann, Martin Neumann, Paul Szawlowski, and Wolfgang Schreiner. “Voronoi Polyhedra Analysis of Optimized Arterial Tree Models”, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 31, pp. 548–563, 2003.
- [40] <http://www.inf.u-szeged.hu/~palagyi/skel/skel.html>
- [41] Sarañg Lakare. “3D Segmentation Techniques for Medical Volumes”, Dec 14, 2000
- [42] Mehmet Sezgin, Bu” lent Sankur. “Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation”, Journal of Electronic Imaging Vol. 13(1), pp 146– 165, January 2004.
- [43] N. Otsu, “A threshold selection method from gray level histograms,” IEEE Trans. System. Man Cybern. SMC-9, pp 62–66 ,1979.
- [44] R. Walpole, R. Myers, S. Meyrs. “Probability and statistics for engineers and scientists”, Prentice Hall, 1998.
- [45] N. Nikolaidis, I. Pitas, “3-d Image Processing Algorithms”, John Wiley & Sons, Inc
- [46] D. G. Morgenthaler, “Three dimensional simple points: Serial erosion, parallel thinning and skeletonization”, Technical Report TR 1009, Computer Vision Laboratory, University of Maryland (1981).
- [47] T.Y. Kong and Rosenfeld, “Digital Topology: Introduction and Survey”, Computer Vision and Image Processing, Vol. 48, pp 357-393, December 1989.



- [48] Σταύρος Δ. Νικολόπουλος, “Σχεδίαση και Ανάλυση Αλγορίθμων”, Πανεπιστημιακές Παραδόσεις, Τμήμα Πληροφορικής, Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων, Ιωάννινα 2000.
- [49] Les Piegl, Wayne Tiller, “The Nurbs Book”, 2nd Edition, Springer 1997.
- [50] www.opengl.org
- [51] <http://compose.labri.fr/prototypes/devil/>
- [52] www.codeproject.com/csharp/ZedGraph.asp
- [53] <http://dotnet.mvps.org/dotnet/faqs/?id=opengl&lang=en>
- [54] Colin Fahey's C# OpenGL Wrapper <http://www.colinfahey.com/opengl/csharp.htm>
- [55] C# Graphics Library <http://csgl.sourceforge.net/>
- [56] SharpGL, a C# OpenGL class library <http://www.codeproject.com/csharp/SharpGL.asp>
- [57] OpenGL for .NET <http://herakles.zcu.cz/research/opengl.net/>
- [58] <http://www.randyridge.com/Tao/>
- [59] <http://www.codeproject.com/csharp/csopengl.asp>
- [60] Shigeru Suzuki, Shigeru Furui and Tatsuro Kaminaga. “Accuracy of Automated CT Angiography Measurement of Vascular Diameter in Phantoms: Effect of Size of Display Field of View, Density of Contrast Medium, and Wall Thickness”, American Journal of Roentgenology 2004
- [61] <http://www.ajronline.org/cgi/content/full/184/6/1940>.
- [62] www.cs.wpi.edu/~matt/courses/cs563/talks/powwie/p1/ray-cast.htm



[63] <http://www.merl.com/people/pfister/pubs/tvcg99.pdf>

[64] Thomas Porter and Tom Duff. "Compositing digital images" Computer Graphics, Vol. 18, pp 253-259, July 1984.

[65] <http://www.ii.uni.wroc.pl/~anl/cgfiles/Sig99AdvOpenGLnotes/node302.html>

[66] <http://www.mevis.de/opengl/glBlendFunc.html>

[67] "Numerical Recipes in C", <http://www.library.cornell.edu/nr/bookcpdf.html>

