



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

**ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΚΑΡΚΙΝΙΚΟΥ ΟΓΚΟΥ ΑΠΟ ΤΗΝ
ΠΕΡΙΟΧΗ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ
ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΥ ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΟΥ
ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΟΣ**

Διπλωματική Εργασία
ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ Ι. ΠΑΠΑΔΗΜΗΤΡΙΟΥ

Επιβλέπων : Νικόλαος Κ. Ουζούνογλου
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Αθήνα, Μάρτιος 2009



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

**ΑΦΑΙΡΕΣΗ ΚΑΡΚΙΝΙΚΟΥ ΟΓΚΟΥ ΑΠΟ ΤΗΝ
ΠΕΡΙΟΧΗ ΤΟΥ ΕΓΚΕΦΑΛΟΥ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ
ΡΟΜΠΟΤΙΚΟΥ ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΟΥ
ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΟΣ**

Διπλωματική Εργασία
ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ Ι. ΠΑΠΑΔΗΜΗΤΡΙΟΥ

Επιβλέπων : Νικόλαος Κ. Ουζούνογλου
Καθηγητής Ε.Μ.Π

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την Μαρτίου 2009

.....
Νικόλαος Ουζούνογλου
Καθηγητής Ε.Μ.Π.

.....
Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια Ε.Μ.Π.

.....
Γεώργιος Ματσόπουλος
Επικ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Μάρτιος 2009

.....
Κωνσταντίνος Ι. Παπαδημητρίου

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

Copyright © Κωνσταντίνος Ι. Παπαδημητρίου, 2009

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

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

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

Περίληψη

Ο σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι η δημιουργία ενός μαθηματικού αλγόριθμου, για την καθοδήγηση ενός ρομποτικού στερεοτακτικού μηχανήματος, με στόχο την αφαίρεση καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου. Το ευφύες ρομποτικό μηχάνημα που σχεδιάσαμε, σε θεωρητικό πάντα επίπεδο, είναι σε θέση να κινείται μέσα στο χώρο, χωρίς καθοδήγηση από ανθρώπινο παράγοντα, χρησιμοποιώντας ως κατευθυντήριες γραμμές τις πληροφορίες που θα λαμβάνει συνεχώς από συγκεκριμένα ιατρικά απεικονιστικά μηχανήματα.

Συγκεκριμένα, το ρομπότ θα μπορεί να μετατρέπει τα δεδομένα που θα λαμβάνει από μαγνητικούς τομογράφους, οι οποίοι θα απεικονίζουν συνεχώς την θέση του όγκου κατά τη διάρκεια της επέμβασης, σε συντεταγμένες. Στη συνέχεια, με την εφαρμογή του αλγόριθμού μας, που θα είναι εγκατεστημένος στο λογισμικό κίνησης του ρομποτικού συστήματος, θα κινείται για την εκκαθάριση της συγκεκριμένης περιοχής.

Η εργασία αυτή προχώρησε σταδιακά, ξεκινώντας από τις βασικές αρχές των ευφύων ρομποτικών συστημάτων και της ρομποτικής χειρουργικής, για να καταλήξει στον τρόπο αλληλεπίδρασης του αλγορίθμου μας με τα γραφικά δεδομένα των απεικονιστικών μηχανημάτων. Στο τέταρτο κεφάλαιο αυτής της εργασίας, παρουσιάζονται και τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων που κάναμε, για να επαληθευτεί η αποδοτικότητα του αλγόριθμού μας.

Λέξεις Κλειδιά

Ρομποτική Χειρουργική, Νευροχειρουργική, Ευφύες Ρομποτικό Μηχάνημα, Στερεοταξία, Αλγόριθμος, Αλγόριθμος Bresenham, Καρκινικός όγκος, Εγκέφαλος

Abstract

The scope of this diploma thesis is the development of a mathematical algorithm, for the guidance of a stereotactical robotic device, aiming at the abstraction of a cancer volume from the region of brain. The intelligent robotic device that we have developed, in a theoretical level, is in position to move in space, without being controlled by humans, using as governing lines the information that will receive continuously from concrete medical-imaging devices.

Specifically, the robot will be capable to convert the data that will receive from the magnetic resonance tomography device, which will portray continuously the place of the volume during surgery, into coordinates. Afterwards with the application of our algorithm, which will be installed in the control and movement software of our robotic system, it will move its robotic arm towards the head of the patient in order to remove the cancer volume.

This work advances progressively, starting from the basic principles of the intelligent robotic systems and robotic surgery, in order to end in the way of interaction of our algorithm with the graphic data received by the medical-imaging devices. In the 4th chapter of this thesis, are presented also the results of simulations that we made, in order to verify the efficiency of our algorithm.

Keywords

Robotic Surgery, Neurosurgery, Intelligent Robotic Device, Stereotaxy, Algorithm, Bresenham Algorithm, Cancer Volume, Brain

Ευχαριστίες

Κατά τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας, είχα την ευκαιρία να συνεργαστώ με ανθρώπους, των οποίων οι γνώσεις και η υποστήριξη στάθηκαν πολύτιμοι αρωγοί στην προσπάθεια μου. Καταρχήν, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον Καθηγητή μου, Νικόλαο Κ. Ουζούνογλου, που δίχως σκέψη μου ανέθεσε αυτό το τόσο πρωτότυπο και άκρως ενδιαφέρον ερευνητικό θέμα. Θα ήθελα όμως να τον ευχαριστήσω και για την συμπαράσταση του κατά τη διάρκεια των τελευταίων χρόνων των σπουδών μου. Η ουσιαστική υποστήριξή του και οι επιστημονικές συμβουλές του με βοήθησαν στο να ολοκληρώσω με επιτυχία τις προσπάθειές μου.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω επίσης θερμά τον καθηγητή Γ. Ματσόπουλο για τις υποδείξεις και τις συμβουλές του πάνω στα τεχνικά ζητήματα που προέκυψαν στην εργασία αυτή σχετικά με την επεξεργασία εικόνας και τον κ. Π. Ασβεστά για την απλόχερη βοήθεια που μου προσέφερε στην κατασκευή του προγραμματιστικού μέρους αυτής της εργασίας.

Ευχαριστώ τον ιατρό κ. Σ. Τζανή για τις επιστημονικές του συμβουλές πάνω στο θέμα της αφαίρεσης όγκου από τη περιοχή του εγκεφάλου και για τις εύστοχες υποδείξεις του πάνω στον τομέα της χειρουργικής επέμβασης με ρομποτικά μηχανήματα.

Ιδιαίτερα ευχαριστώ τον καθηγητή Θ. Ρασσιά για την υπερπολύτιμη βοήθεια και υποστήριξη που μου προσέφερε κατά τη διάρκεια των τελευταίων μηνών των σπουδών μου. Του είμαι ευγνώμων για τις συμβουλές του και για την ώθηση που μου έδωσε να συνεχίσω, ώστε να καταφέρω να ολοκληρώσω με επιτυχία τις σπουδές μου.

Αφιερώνω την παρούσα εργασία στους γονείς μου, οι οποίοι με στηρίζουνε ηθικά και υλικά όλα αυτά τα χρόνια της ζωής μου. Θέλω να τους εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου για την υποστήριξη τους και για τον ιδιαίτερο τρόπο που με βοηθούσαν πάντα να ξεπερνά τις όποιες δυσκολίες συναντούσα στη ζωή μου. Η αγάπη τους μου δίνει πάντα κουράγιο και δύναμη να συνεχίζω να προσπαθώ...

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 – Εισαγωγή

1.1 Ιστορική Αναδρομή	17
1.2 Ολοκληρωμένα Ευφυή Ρομποτικά Συστήματα.....	20
1.2.1 Αρχιτεκτονική και ιδιότητες των ευφύων ρομποτικών συστημάτων	20
1.2.2 Η αρχή της αυξανόμενης ακρίβειας με μειωμένη ευφυΐα	25
1.3 Βαθμονόμηση των Ρομπότ.....	29
1.3.1 Το γενικό πρόβλημα της ρομποτικής βαθμονόμησης	29
1.3.2 Βαθμονόμηση ρομπότ στο επίπεδο 1.....	31
1.3.2.1 Μετρήσεις.....	31
1.3.2.2 Αναγνώριση παραμέτρων	31
1.3.2.3 Υλοποίηση.....	33
1.4 Εισαγωγή στη Ρομποτική Χειρουργική	33
1.4.1 Παράμετροι ασφαλείας	37

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 – Τοποθέτηση του Προβλήματος

2.1 Μέθοδοι Θεραπείας	43
2.2 Συμβολή των Ρομποτικών Μηχανημάτων στη Χειρουργική Ακρίβεια	45
2.3 Ιατρικά Απεικονιστικά Συστήματα και Υπολογιστικά Μοντέλα για την Καθοδήγηση των Ρομποτικών Μηχανημάτων	50
2.4 Εικονικά Κατευθυνόμενη Νευροχειρουργική Επέμβαση στην Περιοχή του Εγκεφάλου με τη Βοήθεια MRI Απεικόνισης Πριν Και Κατά τη Διάρκεια του Χειρουργείου	53
2.4.1 Προ-χειρουργική απεικόνιση του εγκεφάλου	55
2.4.2 Απεικόνιση του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια της επέμβασης	59
2.5 Σύνοψη	66

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 – Προτεινόμενος Αλγόριθμος

3.1 Η Εφαρμογή των Αλγορίθμων στη Ρομποτική Χειρουργική	69
3.2 Προτεινόμενος Αλγόριθμος	71
3.2.1 Σταδιακή ανάλυση του προβλήματος που οδήγησε στην κατασκευή του προτεινόμενου αλγόριθμου	71
3.2.2 Αλγόριθμοι σχεδίασης ευθειών	77
3.2.2.1 Αλγόριθμος DDA	79
3.2.2.2 Αλγόριθμος κατασκευής ευθειών Bresenham.....	82
3.2.2.3 Αλγόριθμοι παράλληλης γραμμής	88

3.2.3 Πρακτική εφαρμογή του προτεινόμενου αλγόριθμου σχεδίασης ευθείας στο πρόβλημα αφαίρεσης καρκινικού όγκου	91
3.3 Σύνοψη - Συμπεράσματα	99

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 – Αποτελέσματα Προσομοιώσεων & Σχολιασμός

4.1 Ανάλυση της Χειρουργικής Επέμβασης με το Πρόγραμμα Προσομοίωσης	101
4.2 Παρουσίαση των Αποτελεσμάτων - Σχολιασμός	105
4.2.1 Αποτελέσματα δισδιάστατης προσομοίωσης.....	105
4.2.2 Τρισδιάστατη προσομοίωση.....	110
4.3 Σύνοψη Επεξεργασίας Αποτελεσμάτων Προσομοίωσης – Τελικός Σχολιασμός	116

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 – Συμπεράσματα & Μελλοντική Εργασία

5.1 Πρότυπο Μελέτης Κατασκευής Ρομποτικού Στερεοτακτικού Μηχανήματος για Αφαίρεση Καρκινικού Όγκου από την Περιοχή του Εγκεφάλου - Χρησιμότητα	119
5.2 Μελλοντική Εργασία	122

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	125
------------------------	-----

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	129
---------------------------	-----

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΣΧΗΜΑΤΩΝ & ΕΙΚΟΝΩΝ

ΣΧΗΜΑΤΑ

Σχήμα 1.1 Τεχνικές και εργαλεία που χρησιμοποιεί ο ευφυής έλεγχος.....	19
Σχήμα 1.2 Γενική αρχιτεκτονική ευφών ρομποτικών συστημάτων	20
Σχήμα 1.3 Ο κύκλος δράσης - αντίληψης	21
Σχήμα 1.4 Τα 3 επίπεδα(οργανωτικό, συντονιστικό, εκτελεστικό) ενός ευφούς ρομποτικού συστήματος	23
Σχήμα 1.5 Βάση γνώσης, η οποία περιέχει τα τυπικά μοντέλα των λειτουργιών ενός ιεραρχικού ρομποτικού συστήματος	24
Σχήμα 1.6 Ιεραρχικό ρομποτικό σύστημα με πολλαπλούς αισθητήρες.....	26
Σχήμα 1.7 Κινηματικό μοντέλο ενός ρομπότ 6 αρθρώσεων	30
Σχήμα 1.10 Θεωρητικό μοντέλο για την εξάλειψη λάθους κατά την κίνηση του ρομποτικού τελικού στοιχείου.....	39
Σχήμα 1.11 Συνδεσμολογία στοιχείων του ρομπότ για πιθανοτική εξάλειψη βλάβης του συστήματος	40
Σχήμα 2.1 Γραφική παράσταση του φυσιολογικού tremor του ανθρώπινου χεριού	45
Σχήμα 2.3 Ιεραρχία των υπολογιστικών μοντέλων του ανθρώπινου σώματος	51
Σχήμα 2.4 Οριοθέτηση του όγκου και δημιουργία οδών πρόσβασης του μικροχειρουργικού εργαλείου στον εγκέφαλο	56
Σχήμα 2.5 Κάτοψη του χώρου όπου βρίσκεται το ρομποτικό μηχάνημα	57
Σχήμα 2.6 Σύστημα αναφοράς μεταξύ του τελικού στοιχείου του ρομπότ και του κεφαλιού του ασθενούς.....	58
Σχήμα 2.7 Πανοραμική εικόνα των 2 συστημάτων αναφοράς που χρησιμοποιούμε για την αφαίρεση του όγκου από τον εγκέφαλο	59
Σχήμα 2.8 Χαρτογράφηση των στοιχείων της MRI, πάνω σε πλέγμα που αναλύει την εικόνα στα pixels που την αποτελούν	62
Σχήμα 2.9 Αναπαράσταση του στερεοτακτικού μηχανήματος απεικόνισης του εσωτερικού του εγκεφάλου με τη χρήση μαγνητικής τομογραφίας(MRI Scanners)	63
Σχήμα 2.10 Τρισδιάστατη απεικόνιση του καρκινικού όγκου από τη σύνθεση των τομών που λάβαμε από την <i>intraoperative MRI</i>	64
Σχήμα 2.11 Σύγκριση 2 τομών MRI(προχειρουργική – <i>intraoperative</i>)	65
Σχήμα 2.12 Παρουσίαση του τρόπου αφαίρεσης του όγκου ύστερα από εφαρμογή όλων των διαδικασιών οριοθέτησης και απεικόνισης του κεφαλιού του ασθενούς	66
Σχήμα 3.1 Σχηματική απεικόνιση του τρόπου διασύνδεσης των MRI δεδομένων και του ρομποτικού συστήματος	70
Σχήμα 3.2 Απεικόνιση των διαφόρων τομών που λαμβάνουμε από την MRI, η σύνθεση των οποίων οδηγεί στη δημιουργία 3D μοντέλου του εγκεφάλου.....	72

Σχήμα 3.4 Γραφική απεικόνιση ευθύγραμμου τμήματος με 6 θέσεις δειγματοληψίας κατά μήκος του άξονα x	79
Σχήμα 3.5 Τμήματα ευθειών, θετικής & αρνητικής κλίσης, προσδιοριζόμενες από τα <i>pixel</i> εκκίνησης και τερματισμού	82
Σχήμα 3.6 Τμήμα ευθείας γραμμής σε οθόνη με πλέγμα, η οποία δείχνει τα <i>pixel</i> που καταλαμβάνει για να μπορέσει να σχεδιαστεί	83
Σχήμα 3.7 Κουτί περιορισμού(<i>bounding box</i>) για γραμμή με συντεταγμένες επέκτασης Δx και Δy	90
Σχήμα 3.8 Απεικόνιση των άκρων της ευθύγραμμης κίνησης που διαγράφει το τελικό στοιχείο της ρομποτικής άρθρωσης	93
Σχήμα 3.9 Απεικόνιση των διαδικασιών που ακολουθεί το πρόγραμμα <i>Matlab</i> για την σάρωση της οριοθετημένης περιοχής του όγκου που βρίσκεται πάνω στην <i>MRI</i> 98	
Σχήμα 4.1 Αποτέλεσμα της εφαρμογής του αλγόριθμου <i>Bresenham</i> για την κατασκευή μιας γραμμής με αρνητική κλίση.....	103
Σχήμα 4.2 Πρώτο σχήμα δισδιάστατης σάρωσης.....	105
Σχήμα 4.3 Οριοθέτηση του όγκου που θα αφαιρέσουμε	106
Σχήμα 4.4 Αρχικό στάδιο της προσομοίωσης	106
Σχήμα 4.5 Ενδιάμεσο στάδιο της προσομοίωσης	107
Σχήμα 4.6 Τελικό στάδιο της προσομοίωσης	107
Σχήμα 4.7 Τελικό στάδιο της προσομοίωσης για νέο σημείο εκκίνησης	108
Σχήμα 4.8 Τελικό στάδιο προσομοίωσης για νέο σημείο εκκίνησης, στην περίπτωση που ο όγκος βρίσκεται σε αντιδιαμετρική θέση.....	108
Σχήμα 4.9 Οριοθέτηση του όγκου που θα αφαιρέσουμε από πραγματική <i>MRI</i> ..	109
Σχήμα 4.10 Τελικό στάδιο προσομοίωσης σε πραγματική <i>MRI</i>	109
Σχήμα 4.11 Τελικό στάδιο προσομοίωσης σε πραγματική <i>MRI</i> για νέο σημείο εκκίνησης	110
Σχήμα 4.12 Τρισδιάστατη απεικόνιση του κεφαλιού από σύνθεση τομών αξονικής τομογραφίας (<i>CT</i>).....	111
Σχήμα 4.13 Τρισδιάστατη απεικόνιση του εσωτερικού του κεφαλιού από σύνθεση τομών αξονικής τομογραφίας (<i>CT</i>).....	111
Σχήμα 4.14 Τρισδιάστατη απεικόνιση κεφαλιού από σύνθεση τομών μαγνητικής τομογραφίας (<i>MRI</i>)	112
Σχήμα 4.15 Τρισδιάστατη απεικόνιση εσωτερικού του κεφαλιού από σύνθεση τομών μαγνητικής τομογραφίας (<i>MRI</i>). Διακρίνεται ο διαχωρισμός κρανίου, εγκεφάλου και καρκινικού όγκου.....	112
Σχήμα 4.16 Τρισδιάστατη απεικόνιση καρκινικού όγκου από σύνθεση τομών μαγνητικής τομογραφίας	114

ΕΙΚΟΝΕΣ

Εικόνα 1.8 Εικόνες κατά τη διάρκεια εγχείρησης με τη χρήση ρομποτικού μηχανήματος	34
Εικόνα 1.9 Απεικόνιση των διαφορετικών τύπων μικροχειρουργικών εργαλείων που χρησιμοποιούνται ως τελικά στοιχεία σε νευροχειρουργική επέμβαση	35
Εικόνα 2.2 Το εργαλείο Micron, σχεδιασμένο για να αισθάνεται την κίνηση του και για να μπορεί να προκαλεί αντιστάθμισή της	49
Εικόνα 3.3 Προ-χειρουργική MRI και οριοθέτηση του καρκινικού όγκου που απεικονίζει	75

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Ιστορική Αναδρομή

Ανέκαθεν η ιατρική επιστήμη προσπαθούσε να βελτιώσει τις μεθόδους της για να επιτύχει μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα στις χειρουργικές επεμβάσεις. Από την εποχή του Ιπποκράτη έως την σημερινή εποχή της νανοτεχνολογίας, η ιδέα που παραμένει αναλλοίωτη στο χρόνο δεν είναι άλλη από την ολοένα και μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα κατά τη διάρκεια της επέμβασης και την απόλυτη εξάλειψη του εκάστοτε προβλήματος. Στα παλαιότερα χρόνια η επιτυχία μιας επέμβασης κρίνονταν αποκλειστικά και μόνο από τις δυνατότητες του χειρουργού, καθώς επίσης και από τον παράγοντα τύχη.

Με την πάροδο των χρόνων, οι τεχνολογικές ανακαλύψεις που έγιναν στον τομέα της ιατρικής, κατάφεραν να βελτιώσουν κατά πολύ την προϋπάρχουσα κατάσταση, με αποτέλεσμα να έρθουν εις πέρας δύσκολες χειρουργικές επεμβάσεις, οι οποίες παλαιότερα θα θεωρούνταν πολύ δύσκολες για να πραγματοποιηθούν. Όλα αυτά τα χρόνια η τεχνολογική πρόοδος υπήρξε αρωγός της ιατρικής, αφού ο στόχος είναι και θα είναι κοινός: η ανακούφιση του ανθρώπινου πόνου. Μπορούμε να πούμε μετά βεβαιότητας ότι οποιεσδήποτε τεχνολογικές ανακαλύψεις γίνονται πάνω στον ευρύτερο τομέα της υγείας, έχουν σαν σκοπό την καλύτερη αντιμετώπιση των συνθηκών που επικρατούν στον τομέα αυτό, ενώ ταυτόχρονα αποτελούν ένα πολύτιμο και ταυτόχρονα αξιόπιστο συνεργάτη του ιατρού.

Αυτή η διπλωματική εργασία ασχολείται αποκλειστικά με μια σχετικά σύγχρονη επιστήμη, την επιστήμη του Αυτοματισμού και της Ρομποτικής. Συγκεκριμένα μελετάται η είσοδος της Ρομποτικής στον τομέα της Χειρουργικής, γεγονός που είχε ως αποτέλεσμα τη δημιουργία ενός καινούργιου κλάδου, αυτού της Ρομποτικής Χειρουργικής. Πιο συγκεκριμένα θα ασχοληθούμε με τις εφαρμογές που έχει η Ρομποτική στη Νευροχειρουργική και θα εστιάσουμε στη δημιουργία ενός αλγορίθμου που θα εκτελείται από ένα ευφυές ρομποτικό σύστημα, και σαν σκοπό θα έχει την ολοκληρωτική αφαίρεση όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου. Χρήσιμη όμως πρώτα θα ήταν η επεξήγηση των διαφόρων εννοιών που γράφτηκαν παραπάνω, ώστε να γίνει πιο εύκολα αντιληπτό το αντικείμενο με το οποίο θα ασχοληθούμε.

Με τον όρο Αυτοματισμός, μπορούμε να περιγράψουμε την τεχνολογία η οποία χρησιμοποιεί προγραμματισμένες εντολές για να χειριστεί μια συγκεκριμένη διαδικασία, σε συνδυασμό πάντα με μια διαδικασία επανατροφοδότησης πληροφορίας, ώστε να επαληθεύεται ότι οι εντολές έχουν εκτελεστεί σωστά. Είναι η επιστήμη και τεχνολογία δηλαδή η οποία αναλύει, σχεδιάζει και υλοποιεί νόμους και αλγορίθμους ελέγχου, για την εξασφάλιση επιθυμητής συμπεριφοράς από τα συστήματα στα οποία και εφαρμόζεται.

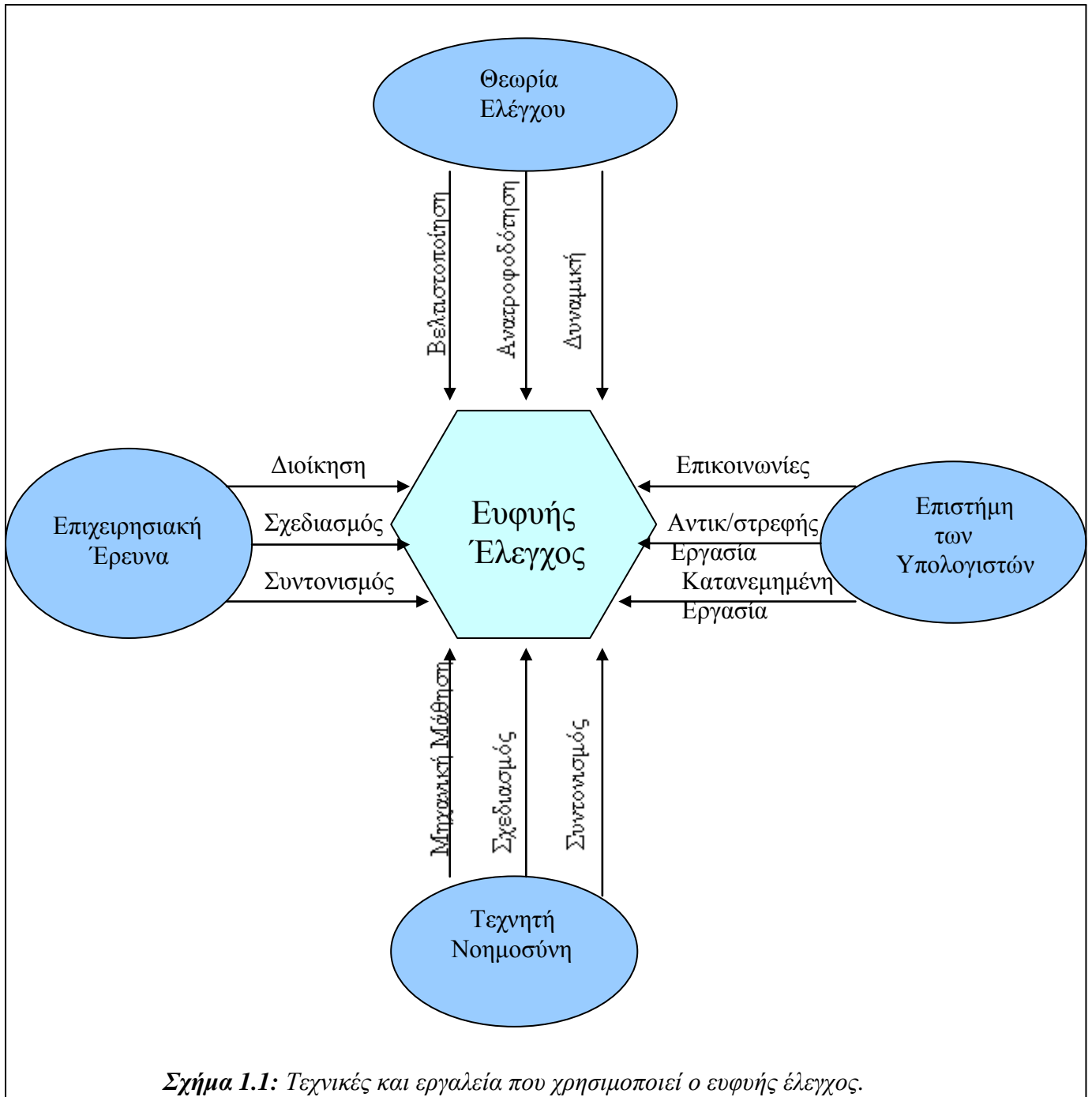
Ο ορισμός αυτός μας δείχνει ότι η έννοια της Αυτοματοποίησης είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με την ύπαρξη προγραμματισμένων μηχανών. Όμως σύγχρονες ανακαλύψεις έχουν φέρει στο προσκήνιο μια νέα πραγματικότητα στο χώρο του Αυτοματισμού και η πραγματικότητα αυτή δεν είναι άλλη από τη δημιουργία ευφών υπολογιστικών συστημάτων που συχνά αποτελούνται από ρομπότ.

Τα ρομπότ είναι μηχανές σχεδιασμένες να μιμούνται τις ανθρώπινες κινήσεις. Μπορούμε δηλαδή να πούμε ότι ως ρομπότ, ορίζουμε απλά προγραμματισμένες μηχανές, οι οποίες είναι εφοδιασμένες με αρπάγες και βραχίονες για να πραγματοποιούν κινήσεις, βασιζόμενες σε απλές προγραμματιστικές οδηγίες. Τα ρομπότ της πρώτης γενιάς δεν είχαν ικανότητα υπολογισμού και αίσθησης, ενώ τα ρομπότ δεύτερης γενιάς, διαθέτουν περιορισμένη υπολογιστική ισχύ, γλώσσες προγραμματισμού υψηλού επιπέδου και αισθητήρες ανατροφοδότησης. Τα ρομπότ της τρίτης γενιάς, διαθέτουν «νοημοσύνη» ή αλλιώς όπως τα αποκαλούμε είναι τα «ευφυή ρομπότ». Στην πιο εξελιγμένη αυτή μορφή, τα υπερσύγχρονα ρομποτικά συστήματα είναι εφοδιασμένα με αισθητήρες, ώστε να λαμβάνουν πληροφορίες από το γύρω περιβάλλον και τεχνητή νοημοσύνη για να μπορούν να πραγματοποιούν κινήσεις ή άλλου είδους ενέργειες βάση αυτών των πληροφοριών.

Τα πρώτα ρομπότ παρουσιάστηκαν κυρίως στις αρχές της δεκαετίας του 1960. Η πλειονότητα τους αναπτύχθηκε για την αυτοκινητοβιομηχανία αλλά σήμερα τα ρομπότ έχουν κατακλύσει όλους τους τομείς της κατασκευαστικής και λοιπής βιομηχανίας. Στο μη βιομηχανικό τομέα, και ιδιαίτερα στον τομέα της υγείας, ο οποίος μας ενδιαφέρει, η συμβολή της ρομποτικής επεκτείνεται με αυξανόμενο ρυθμό.

Τα κίνητρα για την εισαγωγή της ρομποτικής στην ανθρώπινη πραγματικότητα και πιο συγκεκριμένα στον ευαίσθητο χώρο της υγείας, δεν ήταν μόνο η απαλλαγή του ανθρώπου από ανεπιθύμητες και επικίνδυνες εργασίες, ούτε η τεχνο-οικονομική άποψη που επικρατεί στη σύγχρονη βιομηχανία και έχει ως κίνητρο την μείωση του κόστους παραγωγής και την αύξηση του αριθμού των προϊόντων. Στον τομέα της υγείας, η ρομποτική χειρουργική στοχεύει κάπου αλλού. Με την είσοδο ενός ρομποτικού συστήματος στον χώρο του χειρουργείου προσπαθούμε να επιτύχουμε υψηλότερη αξιοπιστία στις διάφορες επεμβάσεις που πραγματοποιούνται, καθώς επίσης και υψηλότερη ταχύτητα και ακρίβεια. Προσπαθούμε να ελαχιστοποιήσουμε τον αριθμό των σφαλμάτων που μπορεί ενδεχομένως να προκύψουν κατά τη διάρκεια μίας επέμβασης και ταυτόχρονα να επιτύχουμε γρηγορότερη και όσο το δυνατό πιο ανώδυνη μετεγχειρητική περίοδο για τον ασθενή.

Η τεχνητή ευφυΐα προσδίδεται στο ρομπότ χρησιμοποιώντας και συνδυάζοντας μεθοδολογίες από διάφορες επιστημονικές και τεχνολογικές περιοχές και συγκεκριμένα εφοδιάζοντας το ρομπότ με δυνατότητες ευφούς ελέγχου, ο οποίος περιλαμβάνει τρία ιεραρχικά επίπεδα : οργανωτικό, συντονιστικό και εκτελεστικό. Ο ευφύης έλεγχος προτάθηκε πρώτα από τον Fu (1971) ως μια γενική μεθοδολογία ελέγχου, η οποία χρησιμοποιεί τεχνικές και εργαλεία από τέσσερις κλασσικές περιοχές, ήτοι κλασσικό έλεγχο, επιχειρησιακή έρευνα, πληροφορική(γενική επιστήμη των υπολογιστών) και τεχνητή νοημοσύνη, όπως δείχνει και το παρακάτω διάγραμμα.



Η θεωρία ελέγχου συμβάλει βασικά με μεθόδους βελτιστοποίησης, ανατροφοδότησης και δυναμικής ανάλυσης συστημάτων. Η επιχειρησιακή έρευνα προσφέρει στον ευφυή έλεγχο τεχνικές διοίκησης / διαχείρισης, σχεδιασμού, χρονοπρογραμματισμού και συντονισμού. Η επιστήμη των υπολογιστών συμμετέχει με διεπαφές / διαπροσωπείες / επικοινωνίες, τεχνικές αντικειμενοστρεφούς σχεδίασης και μεθόδους κατανεμημένης επεξεργασίας δεδομένων. Τέλος, η τεχνητή νοημοσύνη συμβάλει με τεχνικές μάθησης (στις οποίες συμπεριλαμβάνονται τα Νευρωνικά Δίκτυα και η ασαφής λογική), σχεδιασμού και συντονισμού.

Είναι αναγκαίο να παρουσιάσουμε με περισσότερες λεπτομέρειες την δομή και τις ιδιότητες των ολοκληρωμένων ευφυών ρομποτικών συστημάτων, αφού το μοντέλο του ρομποτικού συστήματος πάνω στο οποίο θα εφαρμόσουμε τον αλγόριθμο μας δεν θα έχει διαφορετική αρχιτεκτονική δομή.

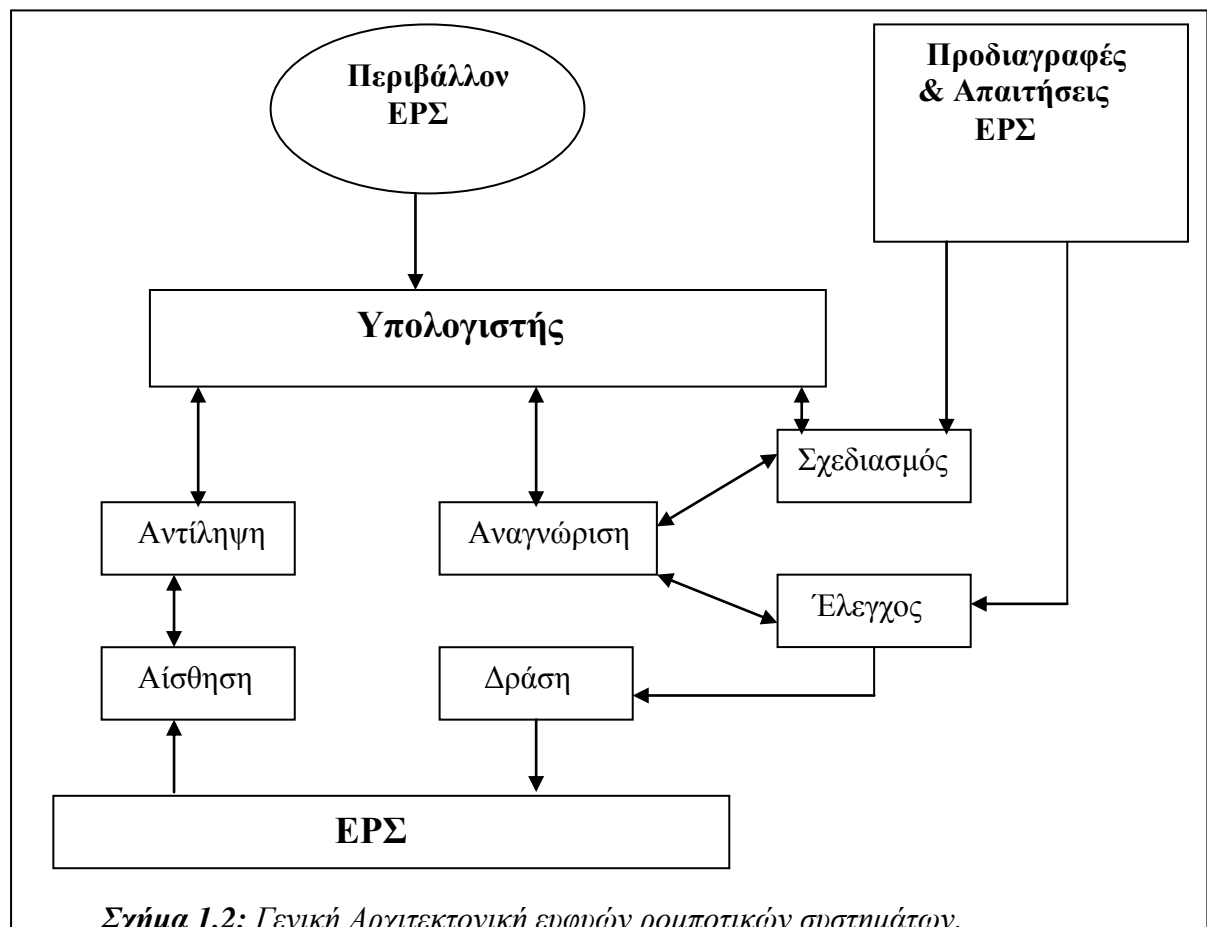
1.2 Ολοκληρωμένα Ευφυή Ρομποτικά Συστήματα

1.2.1 Αρχιτεκτονική και ιδιότητες των ευφών ρομποτικών συστημάτων

Ευφυή ή νοήμονα ρομπότ είναι τα ρομπότ, τα οποία μπορούν να εκτελέσουν τις εξής λειτουργίες :

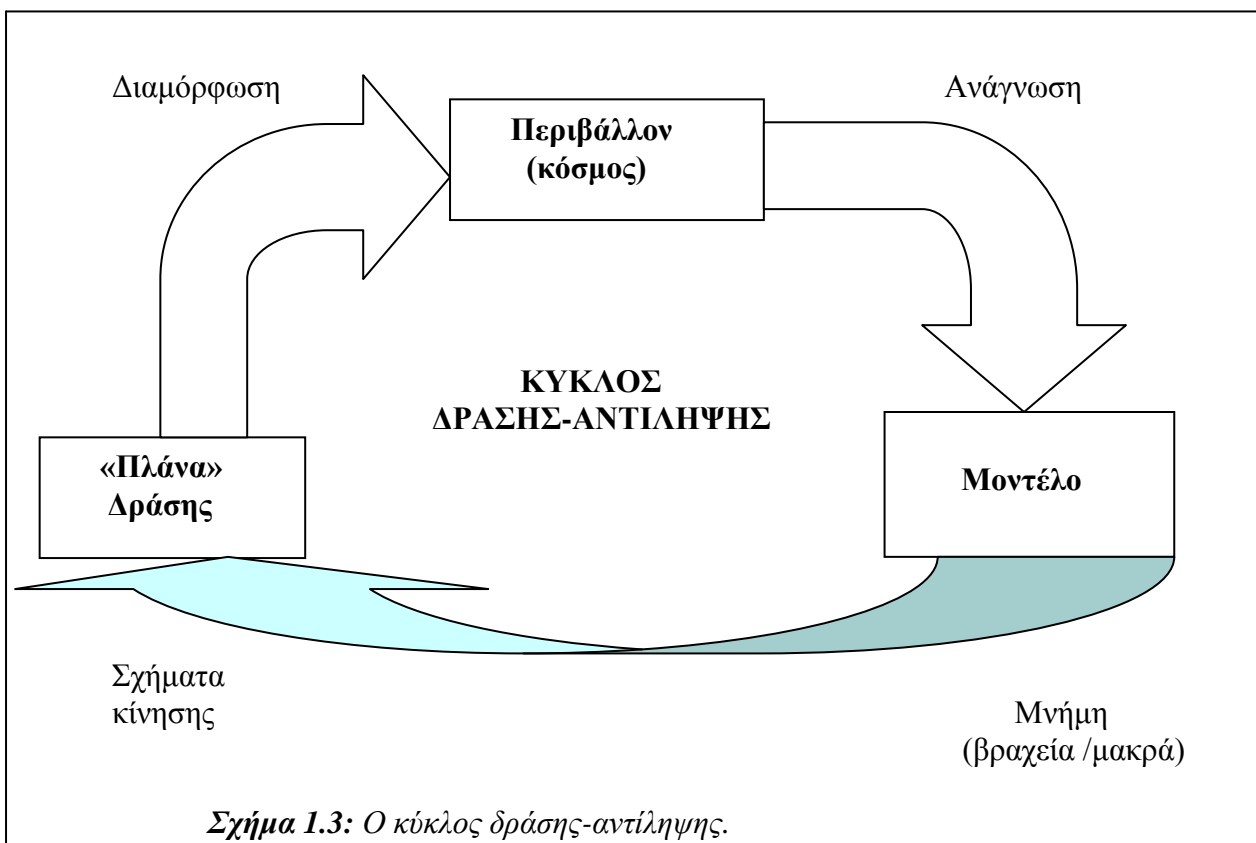
- Αναγνώριση
- Αντίληψη
- Σχεδιασμό
- Αίσθηση
- Έλεγχο
- Δράση

Οι λειτουργίες αυτές συνδυάζονται με διάφορους οργανωτικούς τρόπους, στην ειδική αρχιτεκτονική που υιοθετείται σε κάθε ρομποτικό σύστημα και τις πρακτικές απαιτήσεις δράσης ελέγχου και εργασίας. Μια γενική αρχιτεκτονική οργάνωσης των παραπάνω λειτουργιών δίνεται στο παρακάτω σχήμα :



Ο υπολογιστής του ευφυούς ρομποτικού συστήματος (EPΣ) επικοινωνεί με τον περιβάλλοντα κόσμο και εκτελεί τις λειτουργίες της αναγνώρισης(cognition), αντίληψης(perception), σχεδιασμού(planning) και ελέγχου. Επίσης στέλνει μια πληροφορία στο υπό έλεγχο ρομπότ και λαβαίνει πληροφορία από αυτό μέσω αισθητήρων. Η αντίληψη χρειάζεται για την οργάνωση της ποικίλης πληροφορίας που παρέχεται από τους αισθητήρες. Συνήθως χρησιμοποιείται μια βάση γνώσης και ένας συλλογιστικός μηχανισμός(inference engine) όχι μόνο για την ερμηνεία των αποτελεσμάτων λειτουργίας της αντίληψης, αλλά και για να τα βάλει στη σειρά που απαιτείται για τον καθορισμό των πολιτικών(στρατηγικών) της μελλοντικής λειτουργίας των ρομπότ και των δράσεων σχεδιασμού και ελέγχου. Ο σκοπός του ελεγκτή/σχεδιαστή είναι να παράγει τις κατάλληλες ακολουθίες ελέγχου που χρειάζονται για την επιτυχή εργασία του ρομπότ.

Τα ευφυή ρομπότ εκτελούν τέσσερις κύριες εργασίες(καθήκοντα) : αποφυγή εμποδίων, αναγνώριση του στόχου(προορισμού), σχεδιασμός /παρακολούθηση δρόμου(τροχιάς) και αναγνώριση «ορόσημων»(landmarks) για τον προορισμό της θέσης τους. Είναι εύκολο να δει κανείς ότι τα περισσότερα καθήκοντα αντίληψης μπορούν να αναλυθούν σε δύο διακριτές φάσεις : αναγνώριση(recognition) και παρακολούθηση /ιχνηλάτηση (tracking). Η αναγνώριση στηρίζεται κατεξοχήν σε προβλέψεις /εκτιμήσεις που παράγονται από εσωτερικά μοντέλα των ορόσημων. Η συλλειτουργία και εναλλαγή μεταξύ της ανάγνωσης, της αντίληψης και της δράσης(κίνησης) παριστάνεται επιτυχώς από τον καλούμενο κύκλο δράσης-αντίληψης που εικονίζεται παρακάτω. Η αντίληψη παράγει τα νοητικά γεγονότα, τα οποία οδηγούν το σύστημα κίνησης του ρομπότ σε αλληλεπίδραση με τον «κόσμο» έτσι ώστε να παράγει νέα πληροφορία αντίληψης κοκ.



Τα ρομποτικά συστήματα ταξινομούνται στις εξής κατηγορίες :

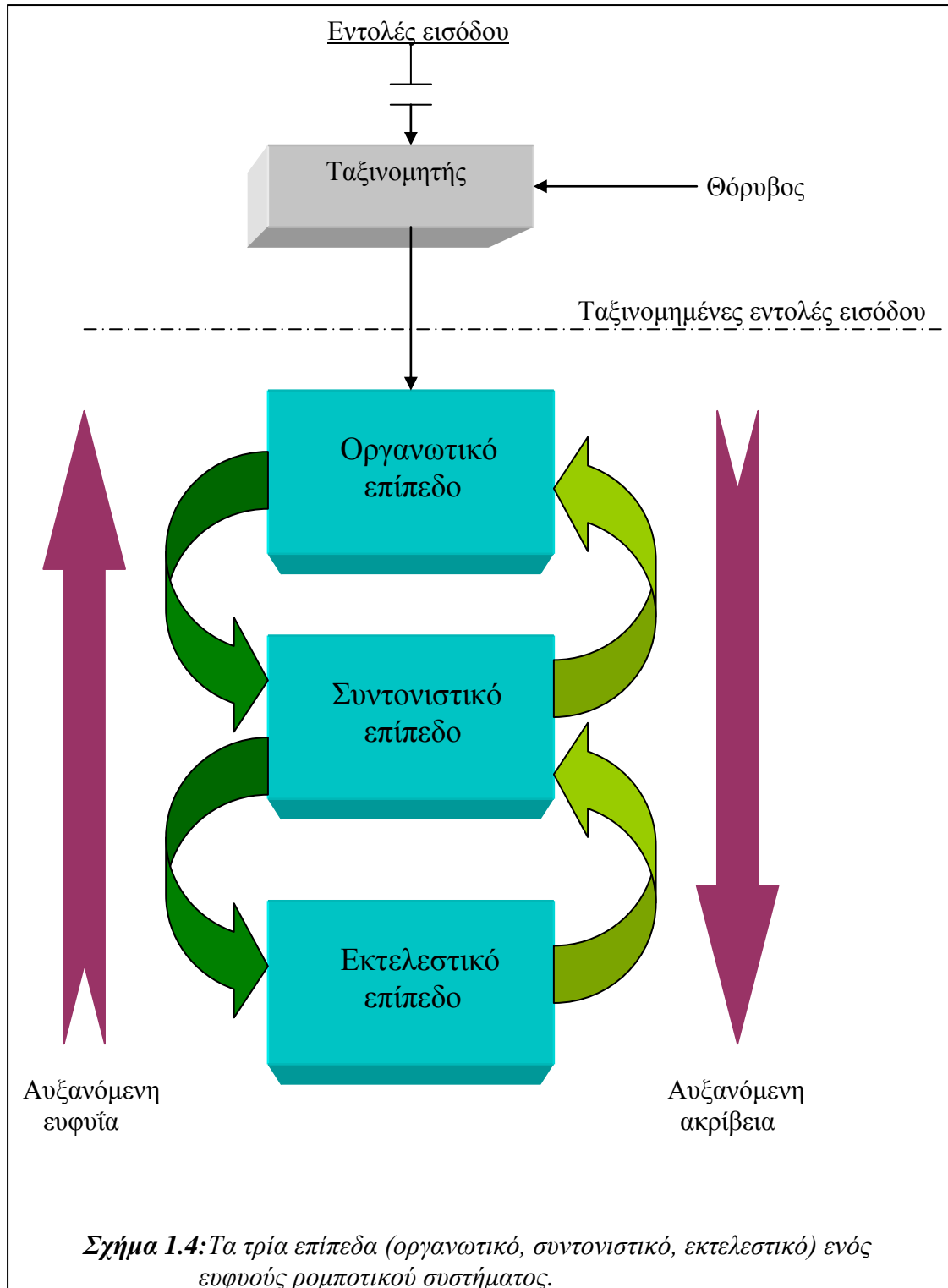
- Μη αυτόνομα ρομποτικά συστήματα: Τα συστήματα αυτά χρειάζονται έναν κεντρικό επεξεργαστή για την εκτέλεση των εκτός-λειτουργίας(offline) και εντός-λειτουργίας(online) υπολογισμών.
- Ημι-αυτόνομα ρομποτικά συστήματα: Αντιδρούν ανεξάρτητα σε δυναμικές μεταβολές του περιβάλλοντος υπολογίζοντας νέα τμήματα τροχιάς σε πραγματικό χρόνο.
- Αυτόνομα ρομποτικά συστήματα: Χρειάζονται ελάχιστη επίβλεψη από κάποιο συντονιστή και χρησιμοποιούν τα προγράμματα (πλάνα) εργασίας που παράγονται από τα ίδια κατά τη διάρκεια της λειτουργίας τους.

Τα ευφυή ρομποτικά συστήματα ανήκουν στην κατηγορία των ιεραρχικών ευφυών συστημάτων που υπακούουν στην αρχή της «αυξανόμενης ακρίβειας με μειωμένη ευφυΐα». Τα τρία βασικά ιεραρχικά επίπεδα ενός ευφυούς ρομποτικού συστήματος (ή οποιουδήποτε ευφυούς συστήματος ελέγχου γενικότερα) είναι :

- **Οργανωτικό επίπεδο**
- **Συντονιστικό επίπεδο**
- **Εκτελεστικό επίπεδο**

Το *οργανωτικό επίπεδο* λαβαίνει και αναλύει τις υψηλού επιπέδου εντολές και εκτελεί τις υψηλού επιπέδου λειτουργίες(μάθηση, λήψη αποφάσεων κτλ.). Επίσης λαβαίνει και διερμηνεύει πληροφορία ανατροφοδότησης από τα χαμηλότερα ιεραρχικά επίπεδα. Το *συντονιστικό επίπεδο* αποτελείται από διάφορους συντονιστές, καθένας από τους οποίους υλοποιείται με μια συνιστώσα λογισμικού(S/W) ή υλικού(H/W), η οποία δέχεται εντολές(καθήκοντα) από το οργανωτικό επίπεδο. Για παράδειγμα, το συντονιστικό επίπεδο περιλαμβάνει τους συντονιστές των αισθητήρων, του βραχίονα, του σχεδιαστή τροχιάς / εργασιών και τέλος ίσως και κάποιου συστήματος μηχανικής όρασης. Τέλος το *εκτελεστικό επίπεδο* περιλαμβάνει τους κινητήρες(στοιχεία δράσης / κίνησης), τους ελεγκτές(H/W) και τους αισθητήρες (οπτικούς, ακουστικούς, μαγνητικούς κοκ.)

Ακολουθεί μια σχηματική απεικόνιση για να μπορέσουμε να δούμε πως λειτουργούν και αλληλεπιδρούν τα τρία επίπεδα που αναφέραμε.

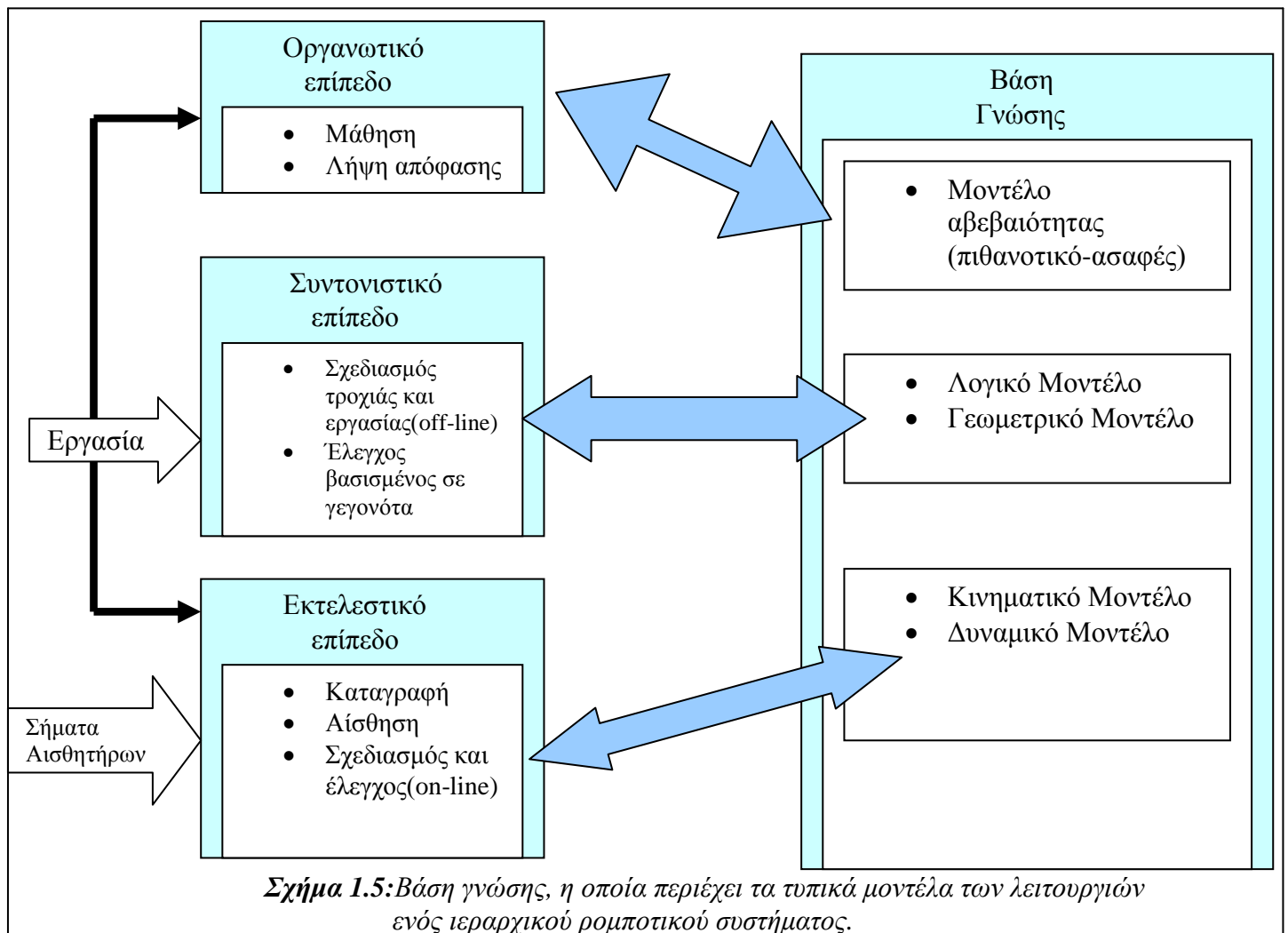


Το πρόβλημα ελέγχου ενός ευφούς ρομποτικού συστήματος αποτελείται από δύο βασικά υπό-προβλήματα :

- Το υπό-πρόβλημα λογικού ή λειτουργικού ελέγχου, το οποίο αναφέρεται στο συντονισμό των γεγονότων κάτω από τις συνθήκες των περιορισμών διάταξης ή αλληλουχίας γεγονότων.
- Το υπό-πρόβλημα γεωμετρικού ή δυναμικού ελέγχου, το οποίο αναφέρεται στον προσδιορισμό των γεωμετρικών και δυναμικών παραμέτρων κίνησης, έτσι ώστε να ικανοποιούνται πάντοτε οι γεωμετρικοί και δυναμικοί περιορισμοί και προδιαγραφές.

Οι διάφορες κατηγορίες τυπικών μοντέλων, τα οποία χρειάζονται για το σχεδιασμό και τον έλεγχο ενός ευφυούς ρομποτικού συστήματος εμφυτεύονται σε μια κατάλληλη βάση γνώσης, όπως αυτή που απεικονίζεται στο παρακάτω σχήμα.

Η μάθηση, η λήψη αποφάσεων και ο σχεδιασμός τροχιάς και εργασιών εκτελούνται στα ανώτερα ιεραρχικά επίπεδα, ενώ οι χαμηλής ευφυΐας λειτουργίες αίσθησης/ μέτρησης και εκτελεστικού ελέγχου λαβαίνουν χώρα στο χαμηλό επίπεδο. Στα υψηλότερα επίπεδα η μέθοδος της υπολογιστικής νοημοσύνης (νευρωνική μάθηση, ασαφής συλλογιστική και βελτιστοποίηση με ΓΑ) συμβάλλουν στην επιτυχία αποδοτικών διαδικασιών. Βεβαίως, οι μέθοδοι της υπολογιστικής νοημοσύνης εφαρμόζονται και στο χαμηλό επίπεδο της ιεραρχίας.



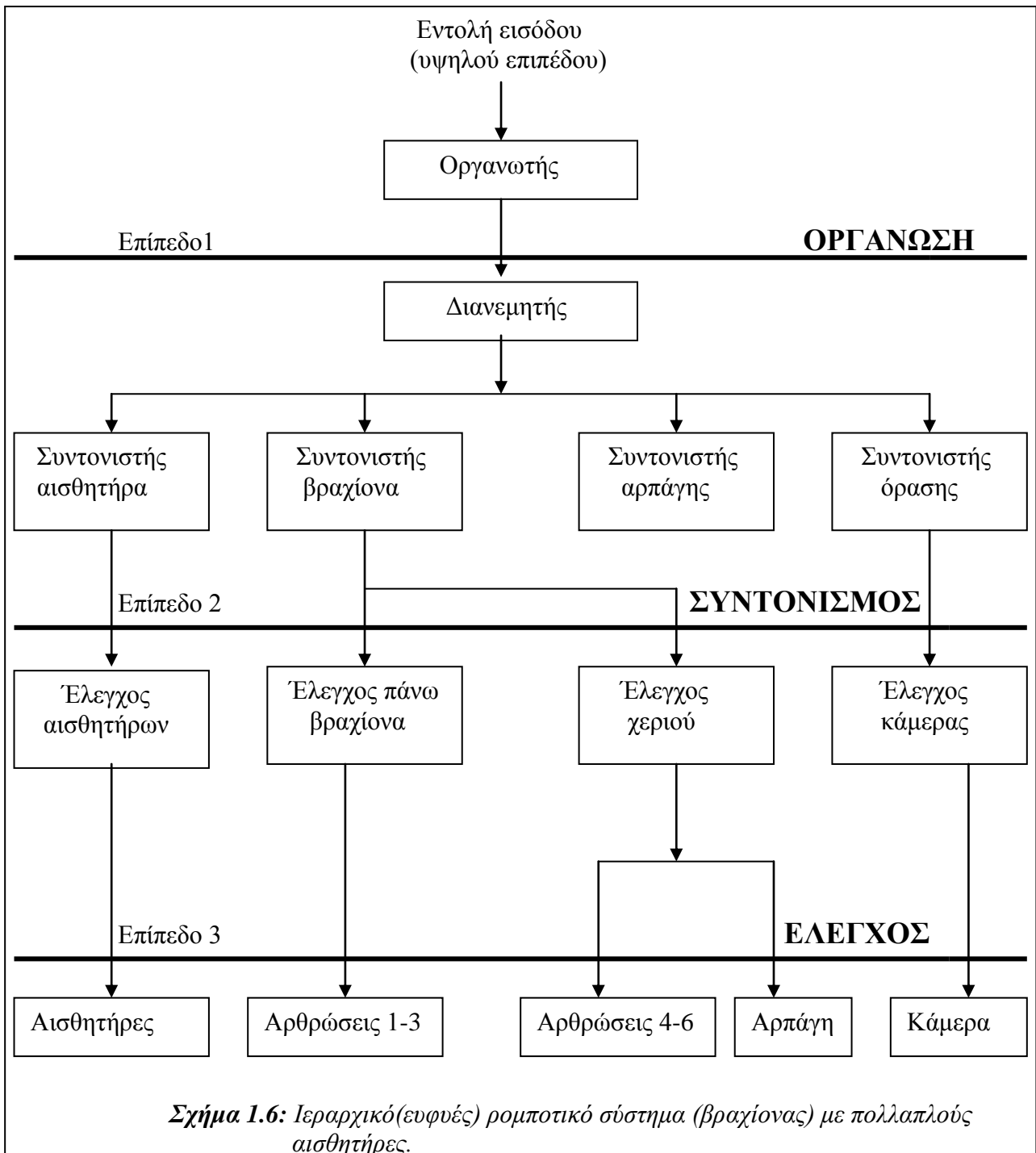
1.2.2 Η αρχή της αυξανόμενης ακρίβειας με μειωμένη ευφυΐα

Όσο κατεβαίνουμε από το υψηλότερο επίπεδο ευφυΐας (δηλαδή τον οργανωτή) προς τα κάτω, η ευφυΐα του συστήματος μειώνεται αλλά η ακρίβεια (precision) της δράσης αυξάνει. Αυτό αποτελεί τη λεγόμενη «Η αρχή της αυξανόμενης ακρίβειας με μειωμένη ευφυΐα(νοημοσύνη)». Μια αναλυτική απόδειξη της αρχής αυτής μπορεί να δοθεί χρησιμοποιώντας την έννοια της πληροφορίας.

Ως γνώση(ΓΜ) του συστήματος (μηχανής) θεωρούμε τη δομημένη πληροφορία που απαιτείται και χρησιμοποιείται για την εξάλειψη της άγνοιας ή της αβεβαιότητας ως προς κάποιο συγκεκριμένο καθήκον(εργασία) που σχετίζεται με το ευφύες σύστημα. Η γνώση του συστήματος αυτού περιλαμβάνει τόσο την *προγενέστερη*(a priori), όσο και τη *μεταγενέστερη* (a posteriori) γνώση. Συνολικά, ο όρος *γνώση μηχανής* υποδηλώνει το συνολικό ποσό της πληροφορίας που έχει συσσωρευτεί στη *μακροπρόθεσμη* (long term) μνήμη του οργανωτή και περιλαμβάνει λειτουργίες μνήμης, όπως αποθήκευση και ανάκτηση πληροφορίας.

Ο ρυθμός γνώσης (ΡΓ) είναι η ροή της γνώσης μέσω της ευφυούς μηχανής. Η ευφυΐα της μηχανής (ΕΜ) περιλαμβάνει τις διαδικασίες ανάλυσης, οργάνωσης και μετατροπής των δεδομένων / πληροφορίας σε γνώση. Η ευφυΐα μηχανής είναι το σύνολο των κανόνων ή ενεργειών που εφαρμόζονται πάνω σε μια βάση δεδομένων(ΒΔ), γεγονότων ή δραστηριοτήτων(activities) για την παραγωγή της ροής της γνώσης (ΡΓ).

Ακολουθεί μια σχηματική απεικόνιση, η οποία μας δείχνει όσα ακριβώς αναφέραμε πιο πάνω. Παρουσιάζονται τα τρία επίπεδα λειτουργίας ενός ευφυούς ρομποτικού συστήματος(ιεραρχικό) με πολλαπλούς αισθητήρες.



Η *ακρίβεια* (precision) και η *ανακρίβεια* (imprecision) του ρομποτικού συστήματος ορίζονται ως εξής :

Ανακρίβεια ρομποτικής μηχανής είναι η αβεβαιότητα στην εκτέλεση διαφόρων λειτουργιών και καθηκόντων από αυτή. *Ακρίβεια* ρομποτικής μηχανής είναι το συμπλήρωμα της *ανακρίβειας* ρομποτικής μηχανής και παριστά την πολυπλοκότητα της διεργασίας.

Μαθηματικά, οι παραπάνω έννοιες ορίζονται ως ακολούθως :

Γνώση Μηχανής(ΓΜ) : Η ΓΜ δίνεται από τη σχέση:

$$\Gamma\mathbf{M} = -a - \ln p(\Gamma\mathbf{M})$$

Όπου $p(\Gamma\mathbf{M})$ είναι η συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας της γνώσης και a είναι μια κατάλληλη σταθερά.

Η συνάρτηση $p(\Gamma\mathbf{M})$ δίνεται από την ακόλουθη σχέση, η οποία προσδιορίζεται από την αρχή της μέγιστης εντροπίας και είναι της μορφής :

$$p(\Gamma\mathbf{M}) = e^{-a-\Gamma\mathbf{M}}$$

$$a = \ln \int_{\Omega_s} e^{-\Gamma\mathbf{M}} ds$$

όπου

Ρυθμός Γνώσης(PΓ): Ο ρυθμός γνώσης δίνεται από τη σχέση:

$$P\Gamma = \sum_i \sum_j W_{ij} S_i S_j \frac{\Gamma\mathbf{M}}{T}$$

Όπου T είναι η χρονική περίοδος, στην οποία αποκτάται η γνώση μηχανής ΓΜ. Διαισθητικά είναι φανερό ότι ο ρυθμός γνώσης PΓ πρέπει να ικανοποιεί την ακόλουθη σχέση:

(EM):Μετατροπή (ΒΔ) σε (PΓ)

η οποία εκφράζει την αρχή της αυξανόμενης ακρίβειας με μειωμένη ευφυΐα.

Μια ευφυής μηχανή χαρακτηρίζεται από ένα χώρο καταστάσεων της γνώσης Ω_s με καταστάσεις $s_i = 1, 2, 3, \dots, n$. Οι καταστάσεις παριστούν τα γεγονότα που ορίζουν τα στάδια μιας υπό εκτέλεση εργασίας.

Η γνώση μεταξύ δύο καταστάσεων ορίζεται ως η συσχέτιση τους ήτοι:

$$\Gamma\mathbf{M}_{ij} = \frac{1}{2} \sum_j W_{ij} S_i S_j$$

όπου W_{ij} είναι οι συντελεστές μετάδοσης της κατάστασης, οι οποίοι είναι μηδέν σε περίπτωση ανενεργής μετάδοσης. Η γνώση στην κατάσταση s_i είναι η συσχέτιση της κατάστασης s_i με όλες τις άλλες ενεργές καταστάσεις, ήτοι :

$$\Gamma\mathbf{M}_i = \frac{1}{2} \sum_j W_{ij} S_i S_j$$

Τέλος, η συνολική γνώση του συστήματος είναι ίση με :

$$GM = \frac{1}{2} \sum_i \sum_j W_{ij} S_i S_j$$

Ο ρυθμός γνώσης είναι η χρονική παράγωγος της γνώσης, η οποία εκφράζεται ως:

$$P = \frac{GM}{T}, \quad P_i = \frac{GM_i}{T}, \quad P_{ij} = \frac{GM_{ij}}{T}$$

όπου T είναι ένα συγκεκριμένο χρονικό διάστημα.

Με βάση τις πιθανότητες, η αρχή της αυξανόμενης ακρίβειας με μειούμενη ευφυΐα, διατυπώνεται ως:

$$\text{Prob}(EM, B\Delta) = \text{Prob}(P\Gamma)$$

όπου EM είναι η ευφυΐα μηχανής και BΔ η αντίστοιχη βάση δεδομένων.

Αναπτύσσοντας την από κοινού πιθανότητα ως $\text{Prob}(EM, B\Delta) = p(EM/B\Delta)p(B\Delta)$ και λογαριθμίζοντας, παίρνουμε την ακόλουθη σχέση:

$$\ln p(EM/B\Delta) + \ln(B\Delta) = \ln p(P\Gamma)$$

Λαμβάνοντας τώρα τις μέσες τιμές και των δύο μελών της παραπάνω εξίσωσης, παίρνουμε την αντίστοιχη εξίσωση εντροπιών :

$$H(EM/B\Delta) + H(B\Delta) = H(P\Gamma)$$

Για ένα σταθερό ρυθμό γνώσης, ο οποίος είναι αναμενόμενος κατά τη σύλληψη και εκτέλεση ενός καθήκοντος, η αύξηση της εντροπίας της βάσης δεδομένων BΔ απαιτεί μείωση της εντροπίας της EM για τη συγκεκριμένη βάση δεδομένων, γεγονός που δείχνει την ισχύ της αρχής. Εάν η EM είναι ανεξάρτητη της BΔ, τότε :

$$H(EM) + H(B\Delta) = H(P\Gamma)$$

Η αρχή της αυξανόμενης ακρίβειας με μειούμενη ευφυΐα είναι εφαρμόσιμη τόσο σε κάθε ιεραρχικό επίπεδο όσο και δια μέσου των επιπέδων της ιεραρχίας, οπότε η PΓ παριστά την *απόδοση του ρυθμού* (ρυθμαπόδοση) του συστήματος.

Το *οργανωτικό επίπεδο* έχει τη μεγαλύτερη ευφυΐα και τη μικρότερη ακρίβεια. Το επίπεδο αυτό οργανώνει μια ακολουθία αφηρημένων ενεργειών, γενικών κανόνων και καθηκόντων από ένα σύνολο στοιχείων που είναι αποθηκευμένα σε μια μακροπρόθεσμη μνήμη, ανεξάρτητα από το μοντέλο του κόσμου. Το *συντονιστικό επίπεδο* αποτελεί μια ενδιάμεση δομή που παίζει το ρόλο της διαπροσωπείας ανάμεσα

στο οργανωτικό και στο εκτελεστικό επίπεδο. Τέλος, το *εκτελεστικό επίπεδο* εκτελεί τις κατάλληλες λειτουργίες ελέγχου των διεργασιών. Η μέτρηση των επιδόσεων τους μπορεί επίσης να εκφραστεί ως μια εντροπία, οπότε έτσι ενοποιούνται όλες οι λειτουργίες ενός ευφυούς συστήματος.

1.3 Βαθμονόμηση των Ρομπότ

1.3.1 Το γενικό πρόβλημα της ρομποτικής βαθμονόμησης

Είναι ευνόητο, ότι ο ένας από τους κύριους στόχους του ρομπότ είναι να μετακινήσει το σύστημα συντεταγμένων του τελικού στοιχείου δράσης (στην περίπτωση μας ένα νυστέρι ή κάποιο laser), σε ένα συγκεκριμένο σημείο και ένα επιθυμητό προσανατολισμό μέσα στον εκάστοτε χώρο που μας ενδιαφέρει. Στο πλαίσιο αυτό, η **ακρίβεια** (precision) είναι η ικανότητα του ρομπότ να κινεί το τελικό στοιχείο δράσης σε αυτή τη θέση και **επαναληψιμότητα**, η ικανότητα του να επιστρέφει σε μια θέση που πέτυχε προηγουμένως. Με άλλα λόγια, εξετάζοντας την επαναληψιμότητα, η επιθυμητή θέση/προσανατολισμός έχει επιτευχθεί προηγουμένως και συνεπώς οι απαιτούμενες τιμές των αρθρώσεων είναι γνωστές. Εξετάζοντας όμως την ακρίβεια, η θέση / προσανατολισμός καθορίζονται στο χώρο εργασίας και οι αντίστοιχες θέσεις των αρθρώσεων πρέπει να υπολογιστούν.

Για να κινηθεί το τελικό στοιχείο δράσης σε μια επιθυμητή θέση / προσανατολισμό στο χώρο εργασίας για πρώτη φορά, οι προκαθορισμένες συντεταγμένες αυτής της θέσης / προσανατολισμού πρέπει να μετατραπούν σε τιμές των αρθρώσεων. Τέτοιο αποτέλεσμα μπορούμε να επιτύχουμε με την ανάστροφη κινηματική ανάλυση των ρομπότ. Είναι σαφές ότι εάν το μαθηματικό μοντέλο είναι λανθασμένο, το ρομπότ δεν θα έχει αρκετή ακρίβεια. Όμως η επαναληψιμότητα δεν επηρεάζεται από αυτό το σφάλμα. Επιπλέον, η επαναληψιμότητα του ρομπότ είναι σχετικά σταθερή στο χώρο εργασίας, ενώ η ακρίβεια μπορεί να μεταβάλλεται σημαντικά και τυπικά είναι πολύ χειρότερη από την επαναληψιμότητα.

Συμπερασματικά, το μαθηματικό μοντέλο περιέχει κάποιες παραμέτρους οι οποίες, εάν αναγνωριστούν σωστά, επιτρέπουν στο μοντέλο να προσαρμόσει το πραγματικό ρομπότ και να βελτιώσει την ακρίβεια του ρομπότ στο χώρο εργασίας. Η βαθμονόμηση του ρομπότ απαιτεί μια διαδικασία ορισμού ενός κατάλληλου μαθηματικού μοντέλου και ακολούθως καθορισμού και υλοποίησης των διαφόρων παραμέτρων του μοντέλου που το κάνουν να προσαρμόζεται με το ρομπότ όσο πιο καλά γίνεται.

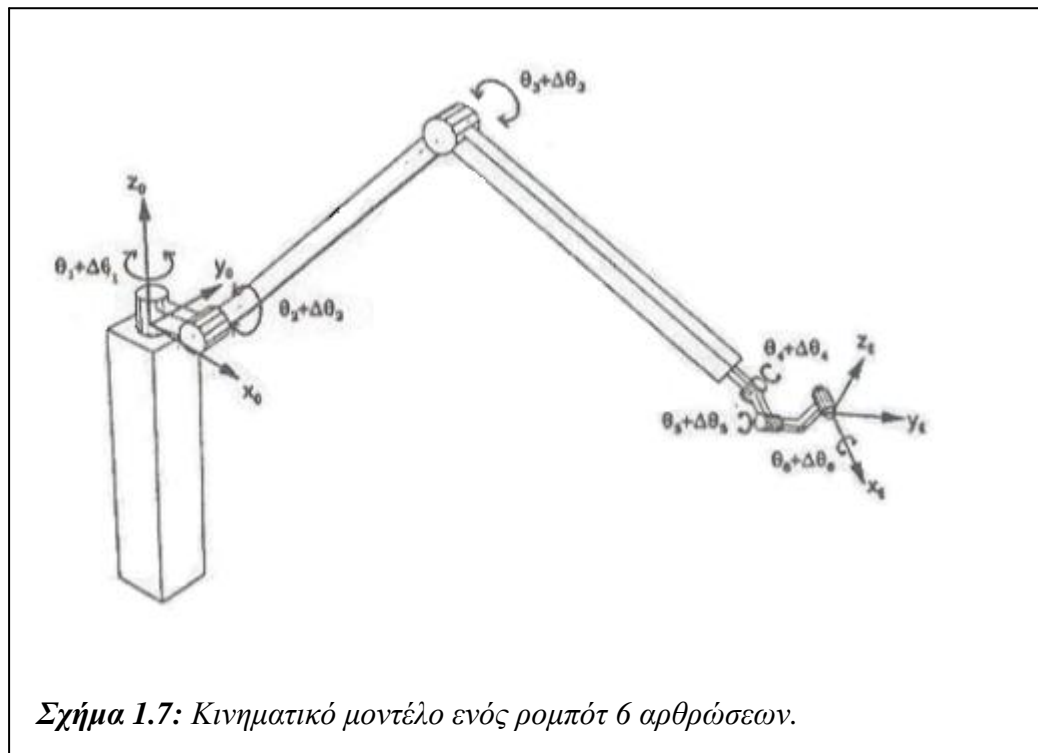
Το πρώτο βήμα της βαθμονόμησης είναι η μοντελοποίηση, η οποία διακρίνεται σε τρία επίπεδα, ανάλογα με την πολυπλοκότητα και το σκοπό της βαθμονόμησης. Τα τρία αυτά επίπεδα είναι τα ακόλουθα :

Επίπεδο 1 : (επίπεδο αρθρώσεων). Η βαθμονόμηση στο επίπεδο αυτό έχει στόχο τον προσδιορισμό σχέσης ανάμεσα στην πραγματική μετατόπιση των αρθρώσεων και του σήματος που παράγεται από τον αισθητήρα (μορφοτροπέα) θέσης αυτών.

Επίπεδο 2 : Εδώ η διεργασία βαθμονόμησης αποσκοπεί στη βαθμονόμηση ολοκλήρου του ρομποτικού μοντέλου. Δηλαδή, πέρα από τις σωστές σχέσεις των γωνιών των αρθρώσεων πρέπει να αναγνωριστεί και η βασική κινηματική γεωμετρία του ρομπότ.

Επίπεδο 3 : Στο επίπεδο αυτό η βαθμονόμηση αποσκοπεί με τα μη κινηματικά σφάλματα, κατά τη ρύθμιση της θέσης / προσανατολισμού, τα οποία οφείλονται σε επιδράσεις, όπως συμμόρφωση αρθρώσεων, τριβή και διάκενα οπών και ανταλλακτικών. Σε κάθε επίπεδο αντιστοιχεί ένα διαφορετικό μαθηματικό μοντέλο της μορφής $\mathbf{P}=\mathbf{f}(\boldsymbol{\theta},\mathbf{c})$, όπου \mathbf{c} είναι οι παράμετροι που πρέπει να προσδιοριστούν, $\boldsymbol{\theta}$ το $\mathbf{n} \times \mathbf{1}$ διάνυσμα της πραγματικής θέσης των αρθρώσεων και \mathbf{P} είναι το σήμα του αισθητήρα θέσης των αρθρώσεων/ προσανατολισμού του τελικού στοιχείου δράσης στον καρτεσιανό χώρο (για το επίπεδο 2). Τα επίπεδα 1 και 2 αντιστοιχούν σε πρακτικές ανάγκες, αλλά το επίπεδο 3 έχει τη μικρότερη πρακτική σημασία και είναι καθαρά επιστημονικό θέμα.

Το παρακάτω σχήμα δείχνει το κινηματικό μοντέλο ενός ρομπότ για βαθμονόμηση στο επίπεδο 1.



Διαθέσιμα συστήματα προσομοίωσης όπως το IGRIP (Deneb Robotics, Inc.) ή το ROBCAD (Tecnomatics) δίνουν εργαλεία βαθμονόμησης, τα οποία περιέχουν τις τυπικές κινηματικές εξισώσεις κάποιων ρομποτικών συστημάτων, καθώς και αριθμητικούς αλγόριθμους υπολογισμού της ορθής κινηματικής ανάλυσης και επίλυσης της αντίστροφη κινηματικής ανάλυσης των ρομπότ.

1.3.2 Βαθμονόμηση ρομπότ στο επίπεδο 1

Το κεφάλαιο αυτό είναι μόνο μια μικρή εισαγωγή των κεφαλαίων που θα ακολουθήσουν, στα οποία αυτά κεφάλαια θα γίνει διεξοδική ανάλυση των αλγορίθμων που προτείνουμε για την συγκεκριμένη εφαρμογή μας. Θα περιγράψουμε τα θέματα της ρομποτικής βαθμονόμησης για ένα μοντέλο επιπέδου 1, δηλαδή μετρήσεις, ανάγνωση παραμέτρων και υλοποίηση.

1.3.2.1 Μετρήσεις

Οι συσκευές μετρήσεων (αισθητήρες, μορφοτροπείς) διαφέρουν μεταξύ τους και εξαρτώνται από το σύνολο των παραμέτρων του μοντέλου, οι οποίες πρέπει να εκτιμηθούν (υπολογιστούν). Γενικά διακρίνονται στις εξής δύο κατηγορίες :

- **Εσωτερικοί αισθητήρες και όργανα μετρήσεων του ρομπότ**

Αυτοί προσαρμόζονται μόνιμα επάνω στο ρομπότ. Τέτοια όργανα είναι οι αισθητήρες / μορφοτροπείς θέσης των αρθρώσεων (κωδικοποιητής, αναλυτής, αφής, φωτοηλεκτρικές διατάξεις ,κ.α.).

- **Εξωτερικοί αισθητήρες και όργανα μετρήσεων του ρομπότ**

Είναι όργανα και αισθητήρες που ανήκουν στο σύνολο των συνιστωσών, οι οποίες χρειάζονται για τη διαδικασία της βαθμονόμησης και είτε προσαρμόζονται προσωρινά πάνω στο ρομπότ είτε τοποθετούνται κοντά σε αυτό. Τέτοια όργανα είναι αυτά που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της θέσης / προσανατολισμού της αρπάγης / εργαλείου. Σκοπός της μέτρησης στο επίπεδο 1 (επίπεδο των αρθρώσεων) είναι ο ακριβής προσδιορισμός της θέσης και του προσανατολισμού της αρπάγης / εργαλείου του ρομπότ με ένα σύνολο τιμών μέτρησης των θέσεων των αρθρώσεων από τους εσωτερικούς αισθητήρες. Για παράδειγμα, η εργασία αυτή μπορεί να γίνει με ένα λέιζερ τριών διαστάσεων (3D) . Το σύστημα αυτό θα ελέγχεται βεβαίως από ένα δυνατό και αρκετά γρήγορο ηλεκτρονικό υπολογιστή. Ενδεικτικά αναφέρουμε μια τυπική περίπτωση εφαρμογής των όσων γράψαμε παραπάνω, το σύστημα αυτό δηλαδή μετρήσεων το οποίο είναι ικανό να καταγράφει τιμές για ταχύτητες του τελικού στοιχείου δράσης πάνω από 4m/sec και επιταχύνσεις πάνω από 2g.

1.3.2.2 Αναγνώριση παραμέτρων

Αναγνώριση παραμέτρων είναι η μαθηματική διαδικασία εκτίμησης / υπολογισμού των τιμών των παραμέτρων, χρησιμοποιώντας τις ενδείξεις των εσωτερικών και εξωτερικών οργάνων μέτρησης (αισθητήρων). Γενικά, για να χρησιμοποιήσουμε το δυναμικό μοντέλο ενός ρομπότ στον έλεγχο αυτού οι τιμές των παραμέτρων που περιέχει πρέπει αν είναι γνωστές. Οι παράμετροι αυτές χωρίζονται σε δύο κατηγορίες, στις κινηματικές παραμέτρους και στις δυναμικές παραμέτρους. Οι κινηματικές παράμετροι εμφανίζονται τόσο στις κινηματικές όσο και στις δυναμικές εξισώσεις και δίνονται τυπικά από το σύνολο των παραμέτρων των συνδέσμων του ρομπότ όπως προσδιορίζονται από τα σχεδιαγράμματα του ρομπότ ή από στατικές μετρήσεις των διαστάσεων του. Οι δυναμικές παράμετροι εμφανίζονται

μόνο στο δυναμικό μοντέλο του ρομπότ και συνήθως περιλαμβάνουν τις αδρανειακές παραμέτρους των συνδέσμων (ροπές αδράνειας μηδενικής, πρώτης και δεύτερης τάξης) και τους συντελεστές τριβής. Οι αδρανειακές παράμετροι μπορούν να υπολογισθούν από το μέγεθος και το βάρος κάθε συνδέσμου, αλλά τούτο είναι χρονοβόρο και οδηγεί σε μη ακριβείς τιμές.

Για τον παραπάνω λόγο είναι πιο πρακτικό να εκτιμώνται οι δυναμικές παράμετροι με κάποια μέθοδο αναγνώρισης παραμέτρων βασισμένη σε δεδομένα που παίρνονται από μετρήσεις κατά τη διάρκεια ορισμένων κινήσεων του ρομπότ. Όμως το δυναμικό ρομποτικό μοντέλο έχει τις παρακάτω ειδικές ιδιότητες που μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε για να απλοποιήσουμε τη διαδικασία εκτίμησης των δυναμικών παραμέτρων :

A) Επειδή η δομή των ρομπότ δεν είναι ιδιαίτερα πολύπλοκη, δεν είναι απαραίτητο να εφαρμοσθεί η μεθοδολογία «μαύρου κουτιού», οπότε πρέπει να αναγνωρισθούν τόσο η δομή όσο και ο βαθμός του μοντέλου. Είναι δυνατό να αναγνωρίσουμε μόνο τις παραμέτρους, θεωρώντας τη δομή(δηλαδή τη μορφή και το βαθμό των δυναμικών εξισώσεων) γνωστή.

B) Επειδή η δυναμική αλλάζει όταν το ρομπότ «φέρει» κάποιο αντικείμενο, όσο ελαφρύ και αν είναι αυτό, χρειαζόμαστε να αναγνωρίσουμε τη μεταβολή αυτή για να τη χρησιμοποιήσουμε στον έλεγχο του ρομπότ. Άρα η αναγνώριση αυτών των παραμέτρων θα πρέπει να γίνεται με το ρομπότ on-line.

Έχοντας λοιπόν μια πρώτη ιδέα για τη χρησιμότητα και τη φύση των παραμέτρων, επανερχόμαστε στις ενδείξεις των αισθητήρων (εσωτερικών, εξωτερικών, ή και τα δύο μαζί), οι οποίοι και καθορίζουν τις τιμές των παραμέτρων. Οι ενδείξεις αυτές εισάγονται ως είσοδοι στις εξισώσεις αλγορίθμου αναγνώρισης, ο οποίος συνήθως είναι κάποια μορφή αλγορίθμου / εκτιμητή ελαχίστων τετραγώνων.

Γενικά, οι αλγόριθμοι αναγνώρισης παραμέτρων διακρίνονται σε :

- **Αιτιοκρατικούς ή στοχαστικούς** αλγορίθμους, ανάλογα με το εάν χρησιμοποιούνται αιτιοκρατικά ή πιθανοθεωρητικά μοντέλα (στοχαστικά μοντέλα).
- **Αναδρομικούς ή μη αναδρομικούς** αλγορίθμους, ανάλογα με το εάν ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί ολόκληρο το σύνολο των μετρήσεων και το επεξεργάζεται μια φορά, ή το χρησιμοποιεί ακολουθιακά.
- **Γραμμικούς ή μη γραμμικούς** αλγορίθμους, ανάλογα με το εάν το μοντέλο είναι γραμμικό ή μη γραμμικό ως προς τις παραμέτρους.

Σε πολύπλοκες περιπτώσεις για την εκτίμηση των παραμέτρων χρησιμοποιούνται γενετικοί αλγόριθμοι προς αποφυγή του προβλήματος του εγκλωβισμού σε τοπικά ελάχιστα του κριτηρίου ελαχιστοποίησης.

1.3.2.3 Υλοποίηση

Η υλοποίηση συνίσταται στη χρήση του μοντέλου και των παραμέτρων που αναγνωρίστηκαν στον ελεγκτή του ρομπότ για την επιτυχία της σωστής σχέσης μεταξύ των συντεταγμένων του καρτεσιανού αυτού χώρου (χώρου εργασίας) και των συντεταγμένων του χώρου των αρθρώσεων. Αυτό είναι μια αρκετά δύσκολη δουλειά και γίνεται συνήθως επαναληπτικά. Ο έλεγχος της συμπεριφοράς που προκύπτει από τη βαθμονόμηση (δηλαδή του βαθμονομημένου ρομπότ) περιλαμβάνει τα εξής (σύμφωνα με το πρότυπο ISO 9283) :

- Ακρίβεια και επαναληψιμότητα της θέσης / προορισμού του τελικού στοιχείου δράσης (μιας κατεύθυνσης, πολλών κατευθύνσεων).
- Ακρίβεια και επαναληψιμότητα απόστασης.
- Χρόνος σταθεροποίησης της θέσης / προσανατολισμού.
- Ολίσθηση (drift) των χαρακτηριστικών της θέσης / προσανατολισμού.
- Ακρίβεια και επαναληψιμότητα δρόμου (τροχιάς).

1.4 Εισαγωγή στη Ρομποτική Χειρουργική

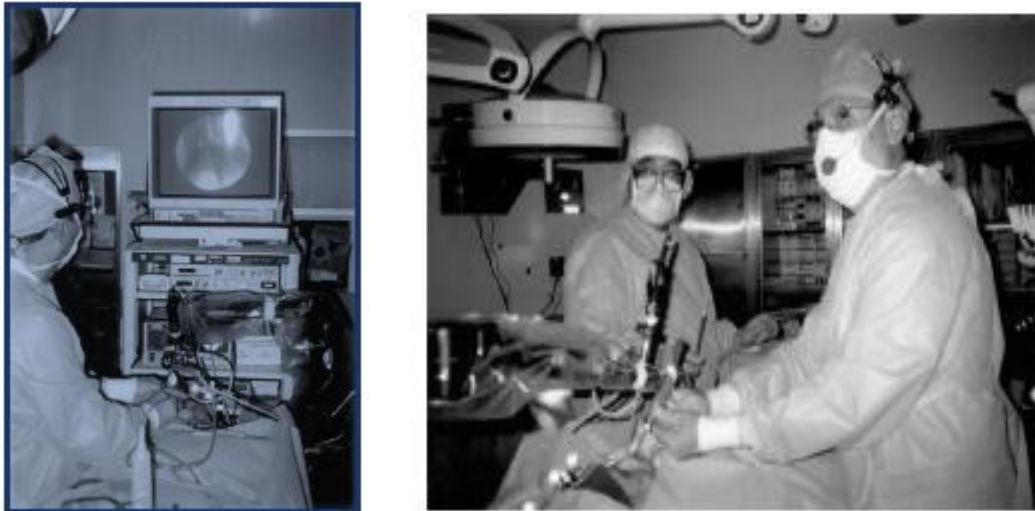
Οι παραπάνω παράγραφοι, δώσανε μια πρώτη εικόνα για τη δομή και τη λειτουργία των ρομποτικών μηχανημάτων, καθώς επίσης και μια σαφή εικόνα για το ποιά σημεία θα πρέπει να προσέξουμε όταν θα θελήσουμε να χρησιμοποιήσουμε ένα ρομποτικό σύστημα στο χειρουργείο. Οι λεπτομέρειες που θα πρέπει να μας προβληματίσουμε για το σχεδιασμό και προγραμματισμό των ρομποτικών λειτουργιών αναφέρθηκαν περιληπτικά προηγουμένως (ακρίβεια τελικού στοιχείου δράσης, αποφυγή εμποδίων κατά τη διάρκεια της κίνησης, κ.α.) και θα αναφερθούν πιο διεξοδικά και στα επόμενα κεφάλαια. Χρήσιμο θα ήταν να τελειώναμε το πρώτο αυτό κεφάλαιο με μία αναφορά στις βασικές αρχές της ρομποτικής χειρουργικής.

Το 1985 το ρομπότ **PUMA 560** χρησιμοποιήθηκε για να τοποθετήσει μια βελόνα για μια βιοψία εγκεφάλου καθοδηγούμενο από CT (αξονικό τομογράφο). Το 1988 το ρομπότ **PROBOT** κατασκευασμένο από το Imperial College of London, έλαβε μέρος σε μια εγχείρηση προστάτη και το 1992 το ρομπότ **ROBODOC** από την Intergrated Surgical Systems χρησιμοποιήθηκε για να επιτύχει ακριβή αποτελέσματα σε εγχείρηση μεταμόσχευσης ισχίου. Το 1995 το ρομποτικό σύστημα **Da Vinci** κατασκευασμένο από την εταιρία Intuitive Surgical αποτελεί το πρώτο και μοναδικό αυτή τη στιγμή στον κόσμο σύστημα ρομποτικής χειρουργικής.

Γνωρίζουμε πολύ καλά ότι στην ιατρική, ο Αυτοματισμός έχει βρει πάρα πολλές εφαρμογές, στις οποίες χειριζόμαστε ένα ρομποτικό σύστημα για να επιτύχουμε αποτελέσματα σε περιπτώσεις που απαιτούν λεπτότητα χειρισμών, ταχύτητα και αποτελεσματικότητα, όπως για παράδειγμα απαιτείται στα ιατρικά

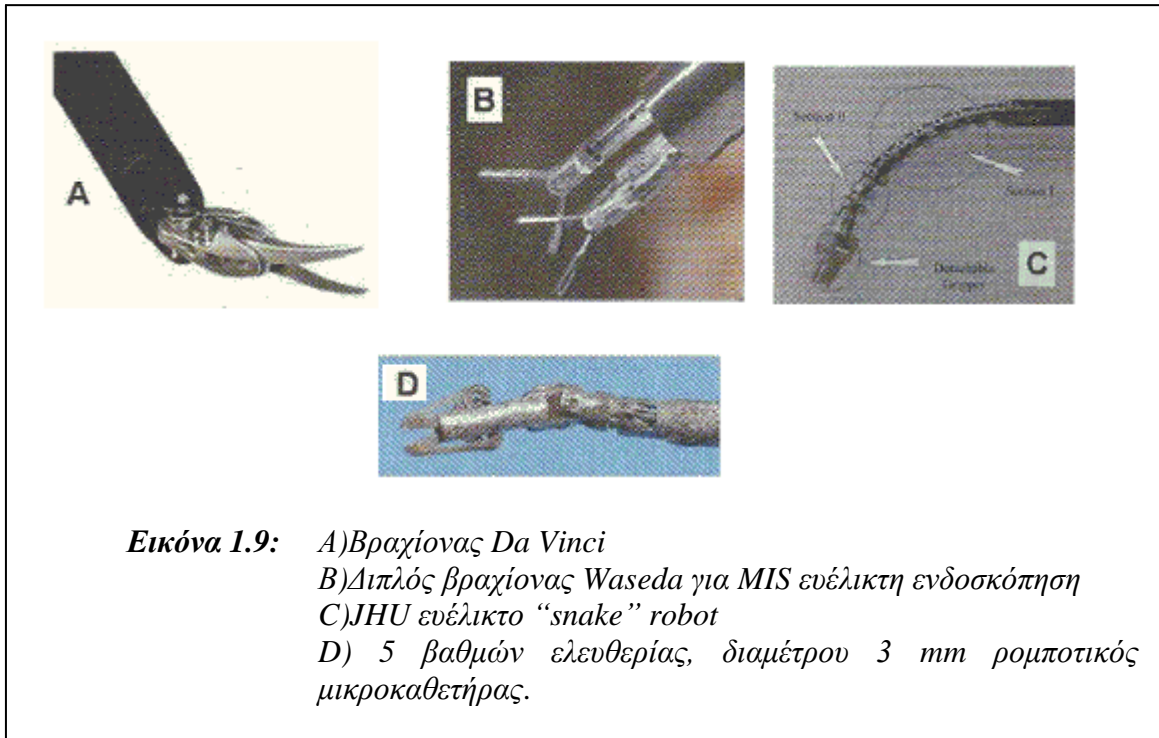
εργαστήρια. Από την άλλη πλευρά όμως, οι χειρουργικές επεμβάσεις εξαρτώνται σε πολύ μεγάλο βαθμό από την ικανότητα του χειρουργού. Η χειρουργική ως γνωστόν είναι από τις πλέον έντονες προσπάθειες του ανθρώπου και απαιτεί μεγάλο αριθμό ικανοτήτων για να είναι αποτελεσματική.

Μπορεί η ρομποτική χειρουργική να γεννήθηκε πριν από λίγα μόλις χρόνια, τα αποτελέσματα όμως που είχαμε από τις διάφορες κατά καιρούς επεμβάσεις ήταν εντυπωσιακά. Πρέπει βεβαίως να αναφερθεί ότι μέχρι τώρα τα υπάρχοντα ρομποτικά συστήματα (Da Vinci, Zeus robotic surgical system) είναι καθαρά *human guided robots*, δηλαδή ο χειρουργός είναι αυτός που από απόσταση χειρίζεται τις κινήσεις που θα πραγματοποιήσει το ρομποτικό σύστημα. Έχουμε λοιπόν το χειρουργό, ο οποίος βρίσκεται καθισμένος μπροστά σε μια κονσόλα μέσα στη χειρουργική αίθουσα και από εκεί με τη βοήθεια joystick αποφασίζει για το σημείο όπου θα κινηθούν τα τελικά στοιχεία του ρομπότ (συνήθως είναι δύο ή περισσότερα τα τελικά στοιχεία μιας και μιμούνται τα ανθρώπινα χέρια και επιτυγχάνεται έτσι καλύτερο αποτέλεσμα). Ο ιατρός καθοδηγούμενος από τις συνεχείς εικόνες που λαμβάνει από τις ποικίλες απεικονιστικές μεθόδους που χρησιμοποιούνται, μπορεί να έχει μια real time, τρισδιάστατη εικόνα του σημείου του μέρους του σώματος που χειρουργεί. Οι βραχίονες (τελικό στοιχείο) που κινεί ο ιατρός είναι συνδεδεμένοι και με ένα χειρουργικό εργαλείο ενώ συνήθως ο κεντρικός βραχίονας είναι συνδεδεμένος με μια κάμερα. Ο χειρουργός μπορεί να λυγίζει και να γυρίζει τους βραχίονες, όπως γίνεται με τον καρπό του ανθρώπινου χεριού.



Εικόνα 1.8: Εικόνες κατά τη διάρκεια εγχείρησης με τη χρήση ρομποτικού μηχανήματος.

Ενδεικτικά παραθέτουμε μερικά από τα διάφορα είδη σύγχρονων τελικών στοιχείων που χρησιμοποιούνται στα σημερινά ρομποτικά χειρουργικά συστήματα :



Από όσα αναφέρθησαν παραπάνω, εύλογα θα μπορούσε να αναρωτηθεί κάποιος για ποιο λόγο θα πρέπει ο χειρουργός να χειρουργεί με τη βοήθεια των joysticks και να μην χειρουργεί απευθείας τον ασθενή. Η ερώτηση αυτή γεννά ένα πλήθος απαντήσεων, που δεν είναι άλλες από τα πλεονεκτήματα της ρομποτικής χειρουργικής, τα οποία και παραθέτουμε :

Για τον χειρουργό:

- Βλέπει άριστα σε σημεία που μέχρι σήμερα δεν υπήρχε καμία οπτική πρόσβαση.
- Χειρουργεί σε απρόσιτα μέχρι πρότινος σημεία **με απόλυτη ακρίβεια.**
- Έχει τρισδιάστατη έγχρωμη εικόνα των οργάνων του ασθενούς.
- Έχει την αίσθηση ότι τα μάτια και τα χέρια του βρίσκονται μέσα στο σώμα του ασθενούς.

Για τον ασθενή, όπως είναι φυσικό, τα πλεονεκτήματα είναι περισσότερα και σημαντικότερα :

- Η ρομποτική χειρουργική σε σύγκριση με την κλασσική αλλά και με τη λαπαροσκοπική, είναι αναίμακτη και δεν αφήνει ουλές.
- Μικρότερη διάρκεια αναισθησίας.
- Μεγάλη ελάττωση του μετεγχειρητικού πόνου.
- Ταχύτερη ανάρρωση και έξοδο από το νοσοκομείο.
- Μικρότερο κόστος νοσηλείας.
- Ταχύτερη επάνοδο στην εργασία ή στις καθημερινές ασχολίες του ατόμου.
- Εξάλειψη των μετεγχειρητικών επιπλοκών, που έχουν σχέση με το τραύμα (διαπύση, διάσπαση, κήλη, χρόνιο άλγος κλπ.) και των μετεγχειρητικών συμφύσεων και των συνεπειών τους.
- Λιγότερες αναπνευστικές και καρδιαγγειακές επιπλοκές.

Είναι λοιπόν αυτονόητο το πόσο θα επωφεληθεί η ιατρική επιστήμη από την παρουσία ενός τέτοιου ρομποτικού μηχανήματος, που θα παρέχει στους ασθενείς αλλά και στους ιατρούς τα παραπάνω πλεονεκτήματα. Δεν πρέπει όμως να ξεχάσουμε ότι μιλάμε για ένα μηχάνημα. Η ρομποτική χειρουργική είναι μια πολύ νέα επιστήμη και χρειάζεται μεγάλη προσπάθεια για να καταφέρει να δημιουργήσει όλο και αποδοτικότερα ρομποτικά μηχανήματα. Προς το παρόν, αρκετή πείρα έχουμε κυρίως από τον τομέα της βιομηχανίας. Τα βιομηχανικά ρομπότ, χρησιμοποιούνται παραπάνω καιρό και έχουν δοκιμαστεί ικανοποιητικά, όσον αφορά τις λειτουργίες τους αλλά και τις δυσκολίες που καλέστηκαν να αντεπεξέλθουν.

Είναι σαφές πώς δεν ενδείκνυται η χρήση βιομηχανικών ρομποτικών συστημάτων στη ρομποτική χειρουργική επειδή η λειτουργία τους διαφέρει από το αντικείμενο που μας ενδιαφέρει. Πιο συγκεκριμένα για τα βιομηχανικά ρομπότ έχει παρατηρηθεί ότι :

- Κινούνται σε κάποιες χρονικές περιόδους, οι οποίες δεν σχετίζονται με τα γεγονότα που συμβαίνουν με το περιβάλλον τους, με αποτέλεσμα η συμπεριφορά τους να είναι απρόβλεπτη. Με λίγα λόγια, δεν αλληλεπιδρούν με το περιβάλλον τους.
- Για την κίνηση τους χρησιμοποιούν μεγάλες δυνάμεις, γεγονός που τα καθιστά επικίνδυνα για χρήση στη χειρουργική, αφού μεγάλες δυνάμεις και γενικά απότομες κινήσεις μπορούν να αποβούν μοιραίες για τον ασθενή.

- Απαιτούν μεγαλύτερο χρόνο και κόπο για να προσαρμόζονται συνεχώς σε νέο περιβάλλον. Κάθε ασθενής είναι διαφορετικός και αυτό απαιτεί εκ νέου ρυθμίσεις στο ρομποτικό σύστημα, διαδικασία που είναι πιο γνωστή με τον αγγλικό όρο *calibrate*.

Όπως λοιπόν παρατηρούμε, υπάρχει ένα πλήθος εμποδίων που θα πρέπει να υπερπηδήσουμε για να επιτύχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα. Όσον αφορά την αλληλεπίδραση του ρομπότ με το περιβάλλοντα χώρο γύρω του, το πρόβλημα μπορεί να λυθεί χρησιμοποιώντας ένα μεγάλο αριθμό αισθητήρων, όπως έχουμε αναφέρει σε προηγούμενη παράγραφο, και με το κατάλληλο λογισμικό υλικό, που θα εξομοιώνει όσο πιο πιστά γίνεται τις ανθρώπινες κινήσεις, το αποτέλεσμα θα είναι παραπάνω από ικανοποιητικό. Οι κίνδυνοι από τις μεγάλες δυνάμεις που ενδεχομένως χρησιμοποιούν κάποια ρομπότ ή οι απότομες κινήσεις που πραγματοποιούν, μπορούν πολύ εύκολα να εξαιρεθούν χρησιμοποιώντας πιο ελαφριά και πιο ευπροσάρμοστα στο περιβάλλον ρομποτικά συστήματα. Έτσι δεν θα καλούμαστε να τα τροφοδοτήσουμε με μεγάλη ισχύ και θα αποφύγουμε τις παραπάνω παρενέργειες. Τέτοιου είδους ρομπότ έχουν ήδη κατασκευαστεί από τη διαστημική βιομηχανία και μπορούν να υιοθετηθούν για χειρουργικές επεμβάσεις.

Τέλος το πρόβλημα του *calibration* λύνεται με τη βοήθεια της υπολογιστικής όρασης που μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για τα ρομποτικά συστήματα, τα οποία θα θέτουν για τον εκάστοτε ασθενή και ένα σύστημα αναφοράς μέσα στο οποίο θα κινείται το τελικό στοιχείο, ενώ είναι αυτονόητο πως το *calibration* θα γίνεται on-line για να αποφύγουμε τυχαίες κινήσεις του ασθενή. Συνεχώς θα ελέγχεται η θέση του ασθενούς και θα τροποποιείται όλο το πλαίσιο αναφοράς και οι κινήσεις του ρομπότ σε περίπτωση που ο ασθενής θα κινηθεί.

1.4.1 Παράμετροι Ασφαλείας

Το θέμα της ασφάλειας κατά τη διάρκεια της εγχείρησης είναι κάτι που επίσης θα πρέπει να λάβουμε υπόψη μας. Ένα μηχάνημα, όσο ευφυές και αν είναι, δεν παύει να παθαίνει βλάβες ή να «καταρρέει» λόγω προβλημάτων στο software ή στο hardware. Αν και στις περισσότερες περιπτώσεις τέτοιες «βλάβες» δεν είναι επικίνδυνες ούτε για τον ασθενή ή ούτε τον χειρουργό, από τη στιγμή που ένα μηχάνημα θα μπει στο χώρο του χειρουργείου θα πρέπει να περιλαμβάνει συστήματα ασφαλείας (fail-safe features), που σε περίπτωση βλάβης θα το καθιστούν απόλυτα ασφαλές. Έτσι λοιπόν, τα συστήματα ασφαλείας θα πρέπει να περιλαμβάνουν για παράδειγμα μηχανικά φρένα για τα κινητά σημεία του ρομπότ ή ασφάλειες για τα υψηλής τάσης σημεία του ρομπότ.

Για να γίνουν περισσότερο κατανοητά τα παραπάνω, θα προσπαθήσουμε να εξηγήσουμε στις παραγράφους που ακολουθούν τα μέτρα που λαμβάνουμε, ούτως ώστε η κίνηση του ρομπότ μέσα στον χώρο του χειρουργείου να καθορίζεται από την μέγιστη ασφάλεια που μπορεί να επιτευχθεί. Τα μέτρα αυτά λαμβάνονται θεωρώντας ότι το ρομποτικό μας σύστημα αποτελείται από μια απλή ρομποτική άρθρωση n-βαθμών ελευθερίας που κινείται μόνο μέσα σε ένα γενικό σχέδιο του χώρου, το οποίο και έχει καθοριστεί από πριν από τον χειριστή του συστήματος με την βοήθεια του εκάστοτε ιατρού. Το μοντέλο πάνω από το οποίο κινείται το μηχάνημά μας είναι

ένα τυχαίο μοντέλο και εμείς καλούμαστε να κατασκευάσουμε μια απλή θεωρία κίνησης, ώστε ο ασθενής να μην εκτεθεί στον παραμικρό κίνδυνο.

Για να γίνει κατανοήσουμε πως επιδρά η θεωρία αναγνώρισης λάθους (Error Detection Theory) στην κίνηση του ρομποτικού μηχανήματος και πως γίνεται η μετέπειτα διόρθωση, θα πρέπει πρώτα να γίνει αντιληπτή η γεωμετρία και οι δυνάμεις που συσχετίζονται με την κίνηση του ρομπότ. Από τη στιγμή που μια δύναμη χρειάζεται για να προκαλέσει κίνηση σε έναν από τους άξονες, μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε την Νευτώνεια Εξίσωση Κίνησης : $\mathbf{F}=\mathbf{M}\mathbf{A}$. Εδώ ως \mathbf{F} ορίζεται η δύναμη που ασκείται στον σύνδεσμο του ρομπότ και τον ωθεί να κινηθεί, \mathbf{M} είναι η μάζα της άρθρωσης και \mathbf{A} είναι η επιτάχυνση που προκαλείται στην άρθρωση από την παραπάνω δύναμη.

Η δύναμη παράγεται από ηλεκτρικούς κινητήρες. Ως ηλεκτρικός κινητήρας μπορεί να θεωρηθεί μια συσκευή η οποία και μετατρέπει το ηλεκτρικό ρεύμα σε δύναμη(κινητική). Κατά συνέπεια, το μαθηματικό μοντέλο ολόκληρου του συστήματός μας θα πρέπει να περιέχει και τους μετασχηματισμούς οι οποίοι αναφέρονται στην μετατροπή του σήματος ελέγχου(command signal) μας σε ηλεκτρικό ρεύμα, την δυναμική του κινητήρα καθώς αυτός παράγει κίνηση, μια πλήρη γεωμετρική απεικόνιση των αρθρώσεων καθώς και τις διαστάσεις των αρμών και τις αντίρροπες δυνάμεις που ασκούνται στο σύστημά μας, όπως είναι η δύναμη αδράνειας, η τριβή(στατική και κίνησης) και άλλοι παράγοντες. Οι ρομποτικοί βραχίονες είναι μη-γραμμικές συσκευές και οι παραπάνω εξισώσεις θα είναι σχετικά πολύπλοκες. Κάποιοι από τους παραπάνω συντελεστές του πίνακα εξισώσεων που αναφέραμε ίσως να μην είναι γνωστοί με μεγάλη ακρίβεια, όπως είναι για παράδειγμα η τριβή στις αρθρώσεις του μηχανήματος. Οι εξισώσεις θα πρέπει να λύνονται με τη βοήθεια σύγχρονων υπολογιστικών συστημάτων σε πραγματικό χρόνο και να είναι σε θέση να υπολογίζουν με μεγάλη ακρίβεια τη θέση του τελικού στοιχείου μέσα στον χώρο.

Το ερώτημα που τίθεται τώρα είναι : Πόσο πρέπει το πραγματικό σύστημα κίνησης μας να αποκλίνει από το προβλεπόμενο μαθηματικό-θεωρητικό μοντέλο , πριν να ληφθεί ως λανθασμένη η κίνηση του ρομπότ και θεωρηθεί σοβαρή η απόκλιση, με συνέπεια να μπλοκάρει το σύστημά μας;

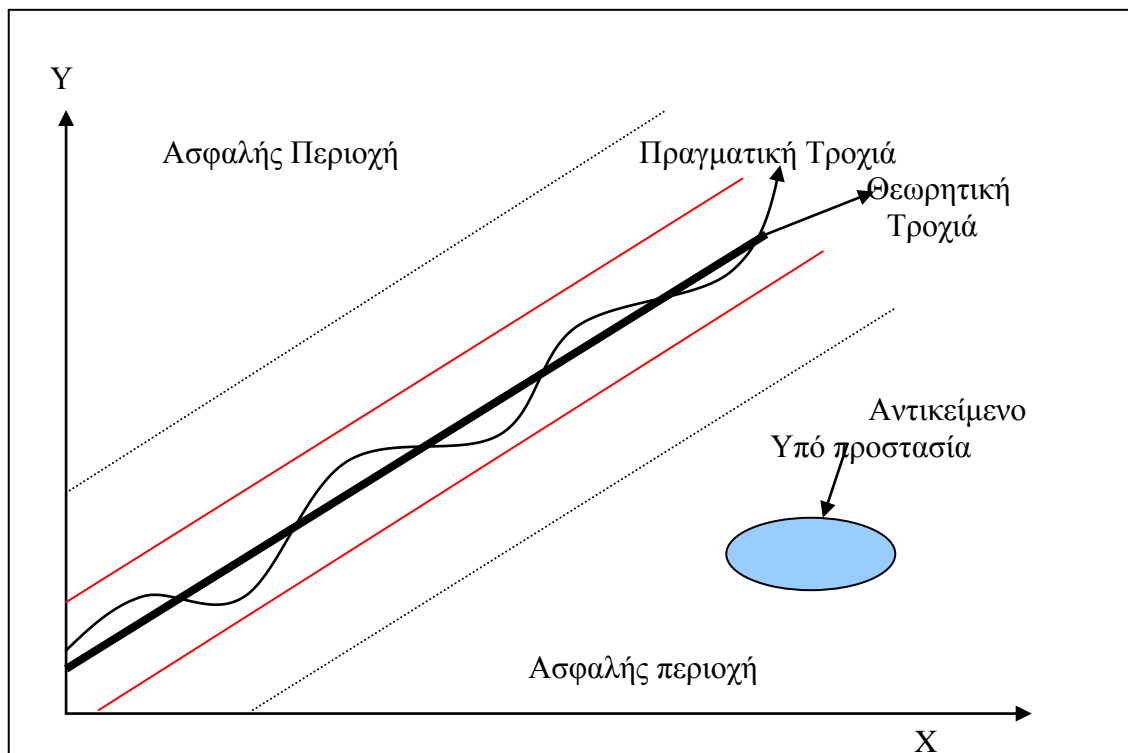
Το εύρος της συμπεριφοράς του συστήματός μας μπορεί να προσδιοριστεί από μια απλή παρατήρησή του. Για παράδειγμα, ας ορίσουμε την μη λανθάνουσα συμπεριφορά του συστήματός μας να καθορίζεται από την σχέση :

$$k \leq |\text{Πραγματική Συμπεριφορά Συστήματος}-\text{Θεωρητική Συμπεριφορά Συστήματος}|$$

όπου η πραγματική και η θεωρητική συμπεριφορά του συστήματος αντιπροσωπεύουν κατάλληλες και αποτελεσματικές μετρήσεις της ταχύτητας, των επιταχύνσεων, των δυνάμεων καθώς επίσης και άλλων μεγεθών του συστήματος. Η σταθερά k περιλαμβάνει τα σφάλματα των μοντέλων κίνησης(θεωρητικών και μη) αλλά όχι των δυσλειτουργιών του συστήματος. Δυσλειτουργία του συστήματος παρατηρείται, όταν η διαφορά της παραπάνω εξίσωσης υπερβεί κάποιο συγκεκριμένο όριο. Κατά συνέπεια η σταθερά k αποτελεί μια επιφάνεια απόφασης. Εάν η δυναμική του συστήματος υπερβεί την επιφάνεια αυτή, θα πρέπει να σταματήσει η λειτουργία του ρομπότ μας.

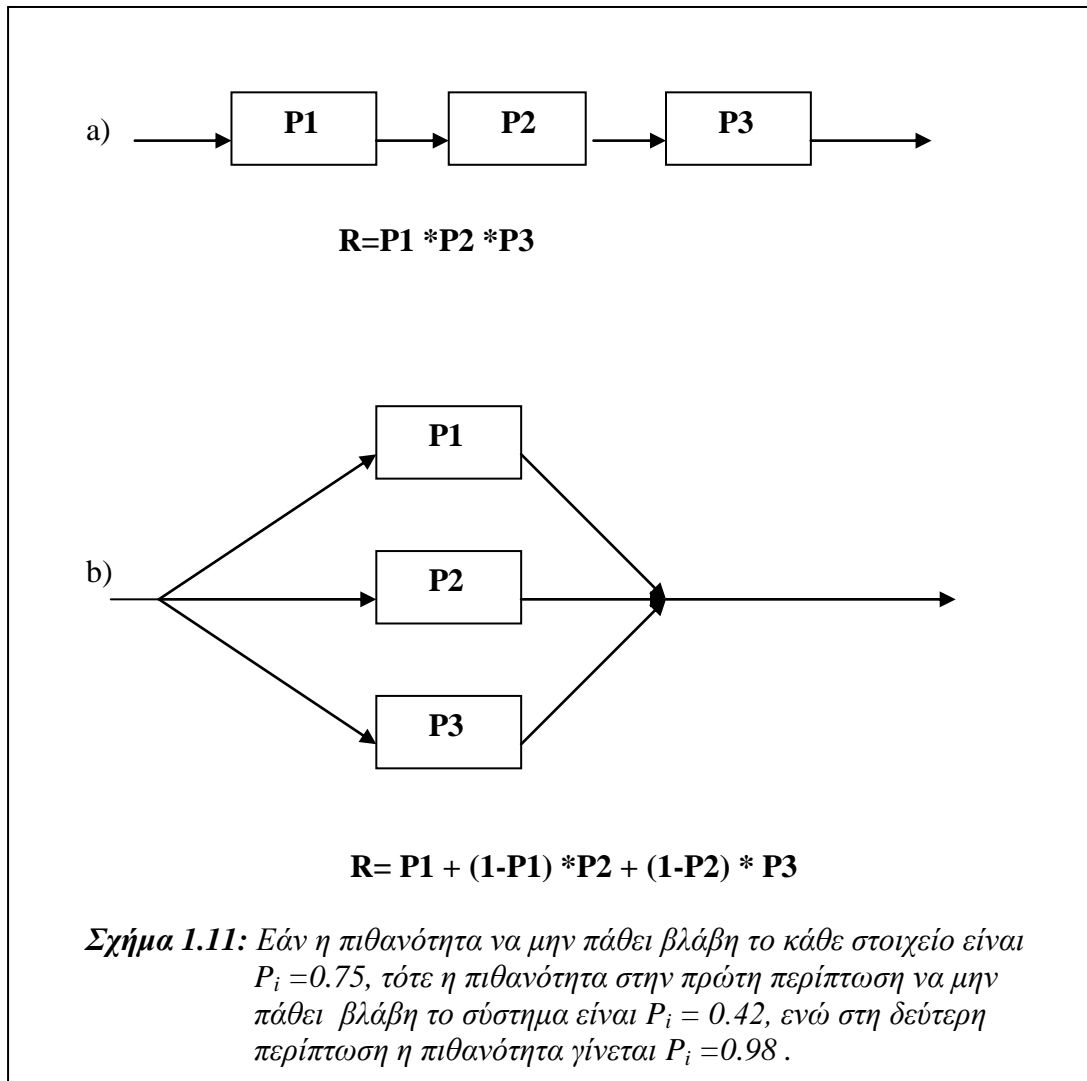
Η επόμενη ερώτηση που προκύπτει είναι : Εάν η λειτουργία του συστήματος τερματιστεί, θα προκληθεί τυχόν τραυματισμός του ασθενούς; Για την απάντηση αυτής της ερώτησης, θεωρούμε τον κίνδυνο της πρόσκρουσης. Για να αποφύγουμε αυτόν τον κίνδυνο, το ρομπότ θα πρέπει να είναι ανάκατο να προσεγγίσει μια νοητή ζώνη πιθανής σύγκρουσης πριν να τερματιστεί η λειτουργία του.

Υποθέτουμε ότι ο μέγιστος χρόνος που χρειάζεται για να τερματιστεί η λειτουργία του ρομπότ είναι T_{sec} . Από την εξίσωση κίνησης μπορούμε πολύ απλά υπολογίσουμε πόσο μακριά μπορεί να «ταξιδέψει» τελικό μας στοιχείο και έτσι να κατασκευάσουμε μια νέα επιφάνεια : Το σύνορο μεταξύ της ασφαλούς περιοχής και της περιοχής πιθανής σύγκρουσης. Η ζώνη ασφάλειας είναι η περιοχή εξωτερικώς της περιοχής πρόσκρουσης και αναπαριστά το διάστημα που το ρομπότ δεν μπορεί να φτάσει σε διάστημα T_{sec} . Εάν κάποιο άτομο ή στην περίπτωση μας ανθρώπινο όργανο βρίσκεται εντός της ασφαλούς περιοχής, τότε η πιθανότητα τραυματισμού του είναι αμελητέα. Η έκταση της ασφαλούς περιοχής είναι συνέπεια της μέγιστης δύναμης που ασκείται από το ρομπότ μας, του χρόνου T που χρειάζεται για να σταματήσει το ρομπότ, καθώς επίσης και της ακριβείας του τελικού μας στοιχείου. Στην παρακάτω εικόνα φαίνεται ένα σχηματικό διάγραμμα των όσων αναφέραμε.



Σχήμα 1.10: Σχηματική απεικόνιση του θεωρητικού μοντέλου για τη εξάλειψη λάθους κατά την κίνηση του ρομποτικού τελικού στοιχείου. Οι κόκκινες γραμμές είναι τα σύνορα «ασφαλούς» κινδύνου, οι διακεκομμένες τα σύνορα κινδύνου σύγκρουσης, η παχιά μαύρη γραμμή είναι η θεωρητική τροχιά του τελικού στοιχείου και η καμπύλη είναι η πραγματική του τροχιά.

Ένας άλλος βασικός κανόνας που θα πρέπει να διέπει την κατασκευή των ρομποτικών μηχανημάτων, είναι ο σχεδιασμός των εξαρτημάτων του ρομπότ να μην έχει ως αποτέλεσμα αυτά να εξαρτώνται «αλυσιδωτά» μεταξύ τους. Η ανεξαρτησία του εκάστοτε στοιχείου του ρομπότ οδηγεί, σύμφωνα με τη θεωρία των πιθανοτήτων, σε λιγότερες βλάβες, μιας και η βλάβη ενός εξαρτήματος δεν οδηγεί αλυσιδωτά στην δυσλειτουργία και άλλου εξαρτήματος, όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα :



Από όλα τα παραπάνω μπορούμε εύκολα να συμπεράνουμε ότι πρέπει να είμαστε ιδιαίτερα προσεκτικοί όταν θέλουμε να κατασκευάσουμε ρομποτικά συστήματα, τα οποία και θα πραγματοποιούν χειρουργικές επεμβάσεις. Είναι αρκετά πραγματοποιήσιμη η ιδέα ενός ρομποτικού συστήματος που θα εκτελεί μια συγκεκριμένη σειρά από κινήσεις ή εφαρμογές κατά τη διάρκεια ενός χειρουργείου, ενώ αρκετά δελεαστική είναι η ιδέα κατασκευής ενός ρομποτικού συστήματος, το οποίο και θα εκτελεί μεγάλο αριθμό κινήσεων ή θα πραγματοποιεί μια ολόκληρη χειρουργική διαδικασία με ελάχιστη ή και καθόλου επιτήρηση.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία, σαν σκοπό έχουμε τη δημιουργία ενός αλγορίθμου, ο οποίος θα βοηθά ένα ευφυές ρομποτικό σύστημα να προσαρμόζεται και να λειτουργεί στο χώρο και θα το καθιστά άξιο να πραγματοποιεί μια ολόκληρη χειρουργική διαδικασία με ελάχιστη ή και καθόλου επιτήρηση. Με τη βοήθεια και των διαφόρων ιατρικών απεικονιστικών μεθόδων (υπέρηχοι, αξονικές-μαγνητικές τομογραφίες), θα καθοδηγείται ο βραχίονας του ρομποτικού συστήματος, ενώ χάρη στις διάφορες μεθόδους που αναπτύξαμε προηγουμένως, θα αλληλεπιδρά με το περιβάλλον.

Στα επόμενα κεφάλαια θα ακολουθήσει η τοποθέτηση του προβλήματος, ο προτεινόμενος μαθηματικός αλγόριθμος που θα βοηθήσει το ρομπότ μας να κινηθεί στο χώρο για να πραγματοποιήσει την αφαίρεση του καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου και τέλος, όπως είναι ευνόητο, θα παρουσιάσουμε τα αποτελέσματα από τις προσομοιώσεις που θα πραγματοποιήσουμε, για να επαληθεύσουμε την αποτελεσματικότητα του αλγόριθμου που θα κατασκευάσουμε.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2.

Τοποθέτηση του Προβλήματος

2.1 Μέθοδοι Θεραπείας

Στο προηγούμενο κεφάλαιο προσπαθήσαμε να αναφέρουμε όσο το δυνατό πιο περιληπτικά και με μεγάλη σαφήνεια τις βασικές αρχές που διέπουν τη Ρομποτική Χειρουργική, καθώς επίσης και τις βασικές αρχές των ευφών ρομποτικών συστημάτων. Πήραμε μια πρώτη εικόνα για τα μηχανήματα με τα οποία καλούμαστε να εργαστούμε καθώς επίσης και για την αρχιτεκτονική που τα αντιπροσωπεύει. Έχοντας λάβει υπόψη τις δυνατότητες των παραπάνω μηχανημάτων καλούμαστε να επιλύσουμε ένα πρόβλημα που άπτεται της Ρομποτικής Χειρουργικής.

Όπως γνωρίζουμε, η εμφάνιση όγκων στο ανθρώπινο σώμα είναι δυστυχώς μια θλιβερή πραγματικότητα στην σύγχρονη κοινωνία που ζούμε. Πολλές τεχνικές έχουν ανακαλυφθεί κατά καιρούς με σκοπό τη εξάλειψη των καρκινικών αυτών όγκων από το ανθρώπινο σώμα, μερικές από τις πιο γνωστές είναι :

- **Χημειοθεραπεία.** Η μέθοδος αυτή αποσκοπεί στην επιλεκτική νέκρωση καρκινικών κυττάρων μέσω χημικών ουσιών. Στην πραγματικότητα όμως, τα περισσότερα από τα φάρμακα που χρησιμοποιούνται στη χημειοθεραπεία έχουν πολύ σοβαρές επιπτώσεις και σε υγιείς ιστούς, με αποτέλεσμα η μακροχρόνια χρήση τους να συνεπάγεται πολύ σοβαρές και επώδυνες παρενέργειες. Πολλά είδη καρκινικών κυττάρων εμφανίζονται ανθεκτικά μετά από ένα χρονικό διάστημα σε κάποιο τέτοιο χημειοθεραπευτικό μέσο με αποτέλεσμα να είναι απαραίτητη αύξηση της δόσης του φαρμάκου ή αλλαγή της θεραπευτικής αγωγής.
- **Ακτινοθεραπεία.** Η μέθοδος αυτή βασίζεται στη χρήση ακτινοβολίας (κυρίως ακτίνες X) για τη νέκρωση των κυττάρων του καρκινικού όγκου. Πρόκειται για ακριβή και χρονοβόρα μέθοδο στην οποία δεν ανταποκρίνονται όλα τα καρκινικά κύτταρα, ειδικότερα όταν η συγκέντρωση οξυγόνου σε αυτά είναι χαμηλή.
- **Ανοσοθεραπεία.** Κατά τη διάρκεια αυτής της θεραπείας χορηγούνται στον ασθενή κατάλληλα σκευάσματα ώστε να ενεργοποιηθεί το ανοσοποιητικό σύστημα του ασθενή προκειμένου να αντιμετωπίσει τον καρκίνο. Η χρήση αυτής της μεθόδου είναι ακόμη πολύ περιορισμένη κυρίως λόγω των σημαντικών παρενεργειών
- **Υπερθερμία.** Στη θεραπεία αυτή χρησιμοποιείται αγωγή θερμότητας ή ακτινοβολία, προκειμένου να αυξηθεί η θερμοκρασία στην περιοχή του όγκου για κάποιο μικρό χρονικό διάστημα. Τα αποτελέσματα

αυτής της θεραπείας δεν είναι τόσο θεαματικά, όταν όμως αυτή συνδυαστεί με χημειοθεραπεία ή ακτινοθεραπεία τα αποτελέσματα είναι πολύ σημαντικά, ενώ οι παρενέργειες περιορισμένες.

- **Φωτοδυναμική Θεραπεία.** Η φωτοδυναμική θεραπεία είναι μία σχετικά σύγχρονη τεχνική αντιμετώπισης καρκινικών όγκων αλλά και άλλων μη κακοηθών όγκων και ασθενειών. Πρόκειται για το συνδυασμό δύο μέσων, μιας φωτοευαίσθητης ουσίας και φωτός, που από μόνα τους δεν μπορούν να προκαλέσουν καμία βλάβη στα καρκινικά κύτταρα, η συνδυασμένη όμως δράση τους επιφέρει τη νέκρωσή των καρκινικών κυττάρων. Πραγματοποιείται σε συγκεκριμένα μέρη του σώματος, αφού δεν μπορεί να έχουμε πρόσβαση με αυτόν τον τρόπο παντού.

Για το τέλος αφήσαμε την πιο διαδεδομένη μέθοδο η οποία είναι η χειρουργική αφαίρεση του όγκου. Η μέθοδος αυτή εφαρμόζεται σε ιστούς και όργανα τα οποία μπορούν να αφαιρεθούν με ασφάλεια. Παρόλα τα μειονεκτήματά της, τα οποία σε γενικές γραμμές είναι ότι πρόκειται για επώδυνη μέθοδο, με την οποία καταστρέφονται ή αφαιρούνται ακόμη και κάποιοι (γειτονικοί του όγκου) υγιείς ιστοί και ότι πολλές φορές είναι αναγκαία συμπληρωματική θεραπεία για την αποκατάσταση των βλαβών που προκλήθηκαν, η μέθοδος αυτή είναι αρκετά αποτελεσματική. Λόγω της άμεσης αφαίρεσης του όγκου και του καθαρισμού των ιστών της γύρω περιοχής, μπορούν να μειωθούν κατά πολύ τα ποσοστά μετάστασης του όγκου και να επιτευχθεί σε πολλές, μη προχωρημένες περιπτώσεις, πλήρης ίαση.

Στην παρούσα διπλωματική εργασία θα ασχοληθούμε με την περίπτωση της ύπαρξης όγκου στην περιοχή του εγκεφάλου όπου δεν μπορούμε να εφαρμόσουμε κάποια από τις παραπάνω τεχνικές για την εξάλειψη του καρκινικού όγκου, πλην της χειρουργικής επέμβασης. Ο λόγος που μόνο η χειρουργική επέμβαση είναι ο κατάλληλος τρόπος αφαίρεσης του όγκου είναι πως η περιοχή του εγκεφάλου είναι μια άκρως ευαίσθητη περιοχή. Ο εγκέφαλος αποτελεί το πλέον σύνθετο όργανο του ανθρώπινου σώματος. Ελέγχει το νευρικό σύστημα του ανθρώπινου οργανισμού, καθορίζει και διευθύνει αντιδράσεις, κινήσεις και κάθε αυτορυθμιστικό μηχανισμό του και οποιαδήποτε λανθασμένη επέμβαση στην περιοχή αυτή μπορεί να προκαλέσει ανεπανόρθωτες βλάβες στον ασθενή ή ακόμα και τον θάνατο. Χρειαζόμαστε μια ακριβέστατη μέθοδο η οποία και θα φέρει το επιθυμητό αποτέλεσμα χωρίς να επηρεαστούν ούτε κατά το ελάχιστο τα υπόλοιπα μέρη του εγκεφάλου.

Η παραδοσιακή χειρουργική από μόνη της δεν αρκεί για να φέρει το αποτέλεσμα που επιθυμούμε. Ο χειρουργός από μόνος του δεν μπορεί εξαλείψει 100% την ύπαρξη του όγκου από την ευαίσθητη αυτή περιοχή για 2 κυρίως λόγους :

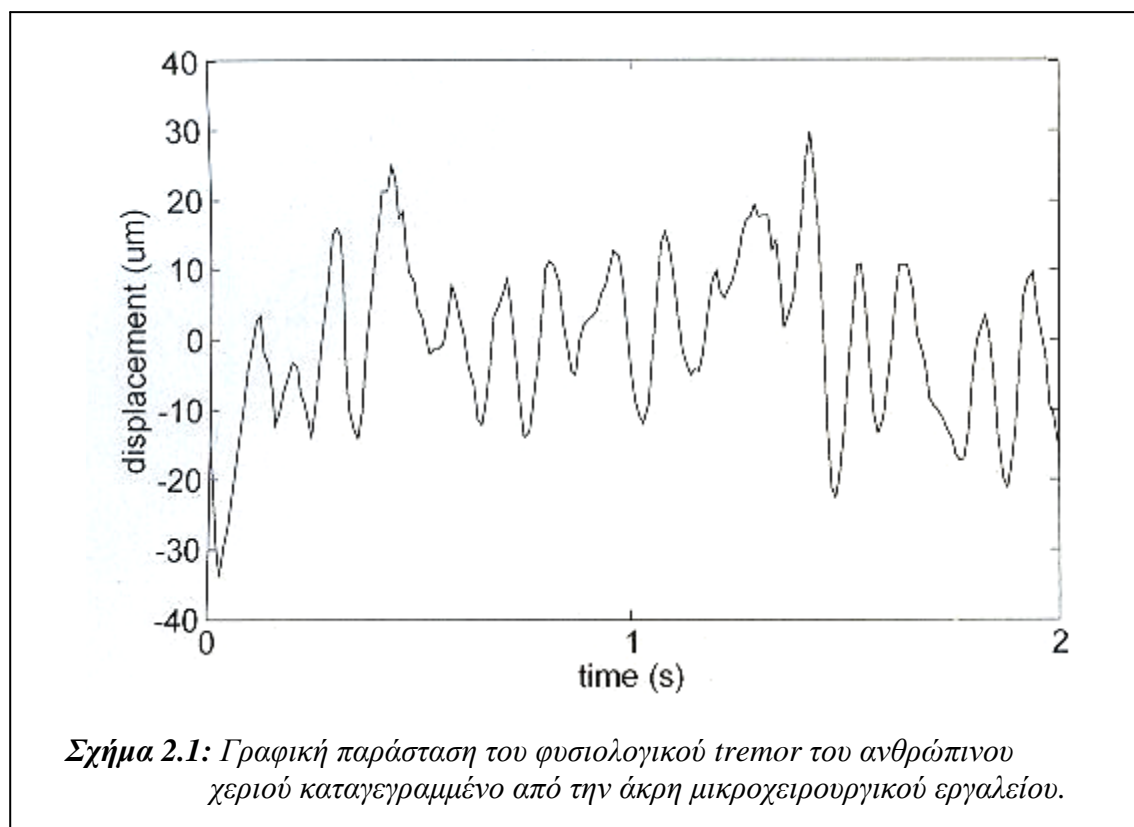
- Δεν μπορεί να έχει καλή οπτική επαφή με την περιοχή που «καθαρίζει» με αποτέλεσμα να μην εξαλείφεται ο καρκινικός όγκος πλήρως και να αναγεννάται πάλι από την αρχή υποχρεώνοντας τον ασθενή σε συνεχείς επεμβάσεις που τελικώς τον εξαντλούν σωματικά και ψυχολογικά.

- Το ανθρώπινο χέρι δεν είναι απόλυτα ακριβές και απόλυτα σταθερό, με αποτελέσματα ίδια με αυτά που αναφέραμε παραπάνω, ίσως και την παρουσία ενός επιπλέον κινδύνου, όπως αυτού του πιθανού τραυματισμού κάποιας άλλης περιοχής του εγκεφάλου λόγω της μη σταθερότητας του χεριού του χειρουργού.

Η συμβολή της ρομποτικής χειρουργικής στα παραπάνω προβλήματα που αντιμετωπίζουμε, μπορεί να αποφέρει θεαματικά αποτελέσματα και να εξαλείψει σε μεγάλο βαθμό τον κίνδυνο επανεμφάνισης του όγκου (ή τουλάχιστον να τον καθυστερήσει περισσότερο χρονικά). Θα προσπαθήσουμε να εξηγήσουμε το πώς συμβάλλει η παρουσία ρομποτικών μηχανημάτων στο χώρο του χειρουργείου στην εξάλειψη των παραπάνω προβλημάτων ώστε να μπορέσουμε να καταστήσουμε πιο αξιόπιστη τη χειρουργική διαδικασία.

2.2 Συμβολή των Ρομποτικών Μηχανημάτων στη Χειρουργική Ακρίβεια

Το φυσιολογικό ανθρώπινο χέρι λέγεται ότι «τρέμει» με συχνότητα περίπου 15Hz, αλλά την πραγματικότητα υπεισέρχονται και άλλοι, ποικίλοι παράγοντες οι οποίοι οδηγούν τελικώς το χέρι να τρέμει με συχνότητα έως και 30 Hz (Physiological hand tremor). Ο λόγος που κάτι τέτοιο μπορεί να συμβαίνει, οφείλεται σε καθαρά φυσιολογικούς παράγοντες οι οποίοι είναι η δυναμική της ενεργοποίησης των μυϊκών μυών, καρδιοβαλυστικά φαινόμενα, κίνηση λόγω αναπνοής και τέλος λόγω της δομής - ανατομίας του ανθρώπινου χεριού.



Η αναμενόμενη συχνότητα ταλάντωσης του χεριού μας, σύμφωνα με τελευταίες έρευνες, έχουν πλάτος 100μm rms ή και λιγότερο, σε κάθε κατεύθυνση σε ένα σύστημα συντεταγμένων. Η ανάγκη για εξάλειψη του φαινομένου αυτού κατά τη διάρκεια μικροχειρουργικών επεμβάσεων έχει αναγνωριστεί και έχει οδηγήσει τους χειρουργούς στο να παίρνουν μέτρα, όπως να μην καταναλώνουν καφεΐνη πριν από το χειρουργείο ή την λήψη φαρμάκων πριν από κάποιο χειρουργείο γνωστά και ως (beta-blockers). Όμως το εύρος της ταλάντωσης του χεριού παραμένει ακόμα υπολογίσιμο για μικροχειρουργικές επεμβάσεις με αποτέλεσμα την ανακάλυψη πολλών εναλλακτικών τρόπων για την εξάλειψη του φαινομένου αυτού.

Οι διάφορες τεχνικές που έχουν αναπτυχθεί με σκοπό την εξάλειψη του φαινομένου αυτού είναι για παράδειγμα, στα ρομποτικά συστήματα τύπου Da Vinci, ο χειρουργός κινεί ένα σταθερό ρομποτικό βραχίονα μέσω μιας τεχνικής κοινού ελέγχου (shared-control approach), κατά την οποία ο χειρουργός αλλά και ο ρομποτικός βραχίονας κρατούν το ίδιο μικροχειρουργικό εργαλείο. Το χέρι του χειρουργού, μέσω προγράμματος επικοινωνίας χειρουργού και ρομποτικού βραχίονα καθώς επίσης και με τη βοήθεια εικονικού περιβάλλοντος, μεταδίδει την δύναμη που ασκεί στο μικροχειρουργικό εργαλείο ο χειρουργός και αναγκάζει τον ρομποτικό βραχίονα να κινηθεί προς την ίδια κατεύθυνση με αυτή που κινείται το χέρι του χειρουργού καθώς επίσης και να σπρώχνει το εργαλείο με την ίδια δύναμη που το σπρώχνει ο ιατρός. Ουσιαστικά έχουμε δηλαδή ένα πρόγραμμα το οποίο καθοδηγεί το ρομποτικό βραχίονα να συμπεριφέρεται πανομοιότυπα με το χέρι του χειρουργού, το οποίο και βρίσκεται λίγο πιο μακριά. Μόνο που ο ρομποτικός βραχίονας έχει προγραμματιστεί με τέτοιο τρόπο ώστε να αντιστέκεται στις δυνάμεις εκείνες όπου γίνονται αντιληπτές ως «τρεμούλιασμα» του χεριού του χειρουργού (hand-tremor), ενώ παράλληλα συμβαδίζει με τις άλλου είδους δυνάμεις που ασκούνται στο μικροχειρουργικό εργαλείο.

Στην παρούσα όμως διπλωματική εργασία έχουμε να κάνουμε με ένα ευφύες ρομποτικό σύστημα το οποίο ενεργεί μόνο του, χωρίς την παρουσία χειρουργού, που να του υποδεικνύει τι κινήσεις πρέπει να κάνει. Έτσι λοιπόν θα πρέπει να σκεφτούμε ως εξής: Το ρομπότ μας θα ακολουθεί έναν συγκεκριμένο αλγόριθμο, σύμφωνα με τον οποίο και θα κινείται στο χώρο. Παρότι έχουμε δεχθεί ότι το τελικό στοιχείο του ρομποτικού βραχίονα (νυστέρι, λείζερ κτλ.) είναι αρκετά σταθερό και ακριβές εντούτοις πρέπει να μην ξεχνάμε ότι το ρομπότ μας αποτελείται από διάφορες αρθρώσεις, ανάλογα με τον βαθμό ελευθερίας που έχουμε επιλέξει να είναι. Οι αρθρώσεις αυτές κινούνται με τη βοήθεια μικρών κινητήρων, οι οποίοι παράγουν κάποιο έργο ανάλογα με τον εκάστοτε τύπο και βάρος της άρθρωσης. Η κίνηση του κινητήρα αυτού, μπορεί να προκαλέσει κάποιου είδους δόνηση στο τελικό μας στοιχείο, η οποία αν και θα είναι σαφέστατα μικρότερη της συχνότητας των 30 Hz του ανθρώπινου χεριού, μπορεί να είναι καταλυτική για μια μικροχειρουργική επέμβαση.

Για το λόγο αυτό, το τελικό στοιχείο του ρομπότ μας θα περιέχει τον ίδιο ακριβώς μηχανισμό με αυτόν που περιγράψαμε προηγουμένως για την αποκοπή αυτού του ελάχιστου tremor και έτσι θα έχουμε καταστήσει το τελικό μας στοιχείο πιο αξιόπιστο και πιο ακριβές από πλευρά σταθερότητας. Η ιδέα για την δημιουργία ενός τέτοιου εξαρτήματος παρουσιάστηκε για πρώτη φορά από τα εργαστήρια της C.N.Riviere's. Τα εργαλείο αυτό που παρουσιάστηκε ήταν σχεδιασμένο έτσι ούτως ώστε να αισθανότανε την κίνηση του, διαχωρίζοντας το τρεμούλιασμα (tremor) από

την υπόλοιπη κίνησή του, εκτρέποντας την άκρη του, δημιουργώντας μια αντιστάθμιση του tremor. Η ανίχνευση της κίνησης γίνονταν από ένα **module** 6 βαθμών ελευθερίας, μετρητή επιτάχυνσης από κατάσταση αδράνειας (6 –DOF all-accelerometer inertial sensing module), το οποίο ήταν εγκατεστημένο στο εργαλείο αυτό. Μετρούνταν η ταχύτητα της άκρης του οργάνου και έτσι υπολογίζονταν η μετατόπιση του εργαλείου.

Έτσι λοιπόν, η άκρη του τελικού στοιχείου του ρομποτικού μας συστήματος θα περιέχει έναν τέτοιο «σταθεροποιητή tremor», ο οποίος και στηρίζεται στον γραμμικού συνδυασμού αλγόριθμο weighted-frequency Μετασχηματισμού Fourier (WFLC algorithm), ο οποίος και αναπτύχθηκε από τους Riviere και Thakor. Ο αλγόριθμος αυτός, σχηματίζει ένα δυναμικό μοντέλο περικομμένης σειράς Fourier του «τρεμουλιάσματος» και προσπαθεί να εντοπίσει τις αλλαγές που γίνονται στο πλάτος, την συχνότητα και την φάση. Στην περίπτωση μας, επειδή υπάρχει σημαντικό ποσοστό κίνησης χωρίς tremor, ο WFLC αλγόριθμός μας θα χρησιμοποιηθεί με ένα ζωνοπερατό προ-φίλτρο, το οποίο θα αποκόπτει τις μη τρεμάμενες κινήσεις και τις επιδράσεις τους. Από την άλλη, η συχνότητα του tremor, υπολογισμένη από τον WFLC αλγόριθμο, θα χρησιμοποιείται για να παράγει την δόνηση αναφοράς για ένα δεύτερο, ξεχωριστό Fourier (FLC), ο οποίος χωρίς την βοήθεια προ-φίλτρου θα υπολογίζει το tremor. Οι εξισώσεις του WFLC-FLC συστήματος είναι οι παρακάτω:

$$x_{r_k} = \left\{ \begin{array}{ll} \sin \left[r \sum_{t=0}^k w_{0_t} \right], & 1 \leq r \leq M \\ \cos \left[(r-M) \sum_{t=0}^k w_{0_t} \right], & M+1 \leq r \leq 2M \end{array} \right\} \quad (1)$$

$$\varepsilon_k = \tilde{s}_k - w_k^T x_k \quad (2)$$

$$w_{0_{k+1}} = w_{0_k} + 2\mu_0 \varepsilon_k \sum_{r=1}^M r (w_{r_k} x_{M+r_k} - w_{M+r_k} x_{r_k}) \quad (3)$$

$$w_{k+1} = w_k + 2\mu x_k \varepsilon_k \quad (4)$$

$$\hat{\varepsilon}_k = s_k - \hat{w}_k^T x_k \quad (5)$$

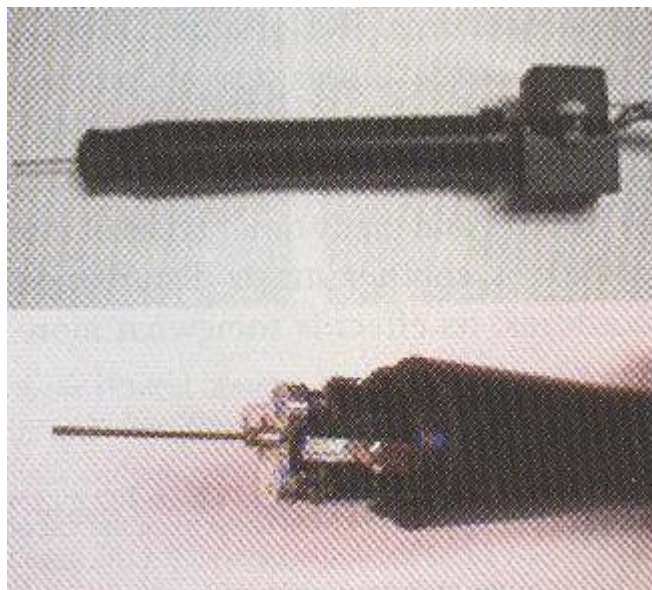
$$\hat{w}_{k+1} = \hat{w}_k + 2\hat{\mu} x_k \hat{\varepsilon}_k \quad (6)$$

όπου

k είναι ο δείκτης χρόνου, τα w και \hat{w} είναι διανύσματα των προσαρμοστικών βαρών (adaptive weights) όπου το καθένα να έχει μήκος $2M$, s το αφιτράριστο σήμα εισόδου και \hat{s} είναι το σήμα εισόδου μετά από το ζωνοπερατό φιλτράρισμα με γωνιακές συχνότητες από 7 έως 14 Hz. Οι εξισώσεις από (1)-(4) συνιστούν τον WFLC αλγόριθμο και οι εξισώσεις (5) και (6) είναι ο δεύτερος FLC που χρησιμοποιείται για να αποφύγουμε την χρονική καθυστέρηση. Έτσι λοιπόν το αναμενόμενο tremor, $y' = \hat{w}_k^T x_k$ χρησιμοποιείται ως σήμα αναφοράς-καθοδήγησης για τους αντισταθμιστικούς μηχανισμούς.

Ένας τριών βαθμών ελευθερίας χειριστής τοποθετείται για να πραγματοποιήσει την αντιστάθμιση του τρεμουλιάσματος. Το αναμενόμενο αυτό τρεμουλιάσμα του χεριού που βρήκαμε με τον παραπάνω μαθηματικό τρόπο, τοποθετείται σαν σήμα εισόδου σε ένα ανοιχτού βρόχου σύστημα του χειριστή. Πιεζοηλεκτρικοί ενεργοποιητές χρησιμοποιούνται εξαιτίας του υψηλού εύρους συχνοτήτων που διαθέτουν. Ο χειριστής λοιπόν που προαναφέραμε ενσωματώνει τους *TS18-H5-202* πιεζοηλεκτρικούς ενεργοποιητές, καθένας από τους οποίους έχει διαστάσεις 5mm x 5mm x 18mm, με τον μακρύτερο άξονα να είναι η ενεργή διάσταση. Οι προαναφερθέντες ενεργοποιητές προσφέρουν ικανοποιητικό γραμμικό έλεγχο, μέγιστη απόκλιση της τάξεως των 14μm, χρόνο απόκρισης 50μs και δύναμη ενεργοποίησης που αγγίζει και τα 840 N. Για την επίτευξη του επιθυμητού εύρους κίνησης, κάθε άξονας του χειριστή καθοδηγείται από ένα σετ που περιέχει 7 στοίβες ενεργοποιητών, τοποθετημένους σε σειρά.

Διάφορα τεστ *in vivo* απέδειξαν ότι εφαρμόζοντας τον αλγόριθμο WFLC χρησιμοποιώντας ένα απλό ρομποτικό βραχίονα ενός βαθμού ελευθερίας, είχαμε μείωση του tremor κατά 67% σε τιμές rms σε εύρος συχνοτήτων από 6-16 Hz. Παρόμοια *in vivo* τεστ σε ρομποτικούς βραχίονες τριών βαθμών ελευθερίας, με την παρουσία θορύβου, έδειξαν μείωση του tremor κατά 34%.



Εικόνα 2.2: Το εργαλείο Micron είναι σχεδιασμένο να «αισθάνεται την κίνηση του, να ξεχωρίζει το τρεμούλιασμα του χεριού από τους άλλους παράγοντες κίνησης και να εκτρέπει την άκρη του για να πραγματοποιήσει ενεργή αντιστάθμιση του τρεμουλιάσματος.

Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, μπορούμε να καταλάβουμε εύκολα πως το πρώτο πρόβλημα που είχαμε αναφέρει ως ανασταλτικό παράγοντα της αποτελεσματικότητας της χειρουργικής επέμβασης για την αφαίρεση καρκινικού όγκου από τον ανθρώπινο οργανισμό, την χειρουργική ακρίβεια δηλαδή, αν δεν έχει λυθεί, σίγουρα έχει βελτιωθεί αρκετά ώστε παύει να είναι τόσο σημαντικό ως πρόβλημα. Για να είμαστε ακριβείς θα πρέπει να αναφέρουμε πως υπάρχουν και άλλοι παράγοντες βιολογικής κίνησης που επηρεάζουν την χειρουργική ακρίβεια, όπως είναι η κίνηση που αναπτύσσεται στο σώμα κατά την διάρκεια της αναπνευστικής διαδικασίας και η κίνηση που προκαλείται από τον καρδιακό χτύπο.

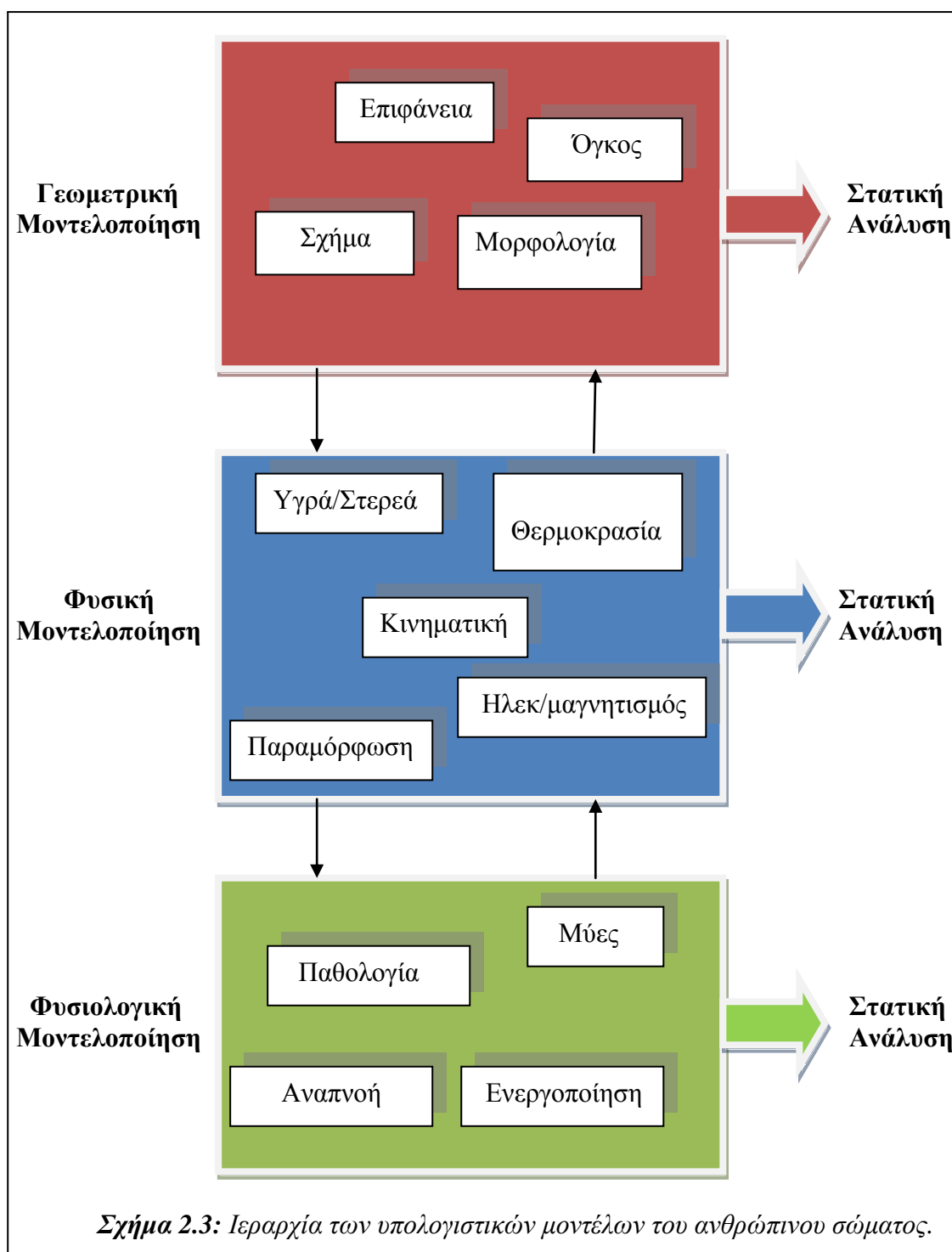
Ο λόγος που επικεντρωνόμαστε μόνο στο τρεμούλιασμα του ανθρώπινου χεριού και όχι στα υπόλοιπα δύο είναι αρκετά απλός. Στην παρούσα διπλωματική εργασία επικεντρωνόμαστε στην αφαίρεση καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου. Οι άλλες δυο μορφές βιολογικής κίνησης του ανθρώπινου σώματος δεν επηρεάζουν καθόλου την θέση του κεφαλιού του ασθενή, δηλαδή δεν παρατηρείται κάποια μετατόπιση του κεφαλιού λόγω αυτών των βιολογικών μορφών κίνησης του σώματος. Οι παράγοντες αυτοί θα πρέπει να ληφθούν πολύ σοβαρά υπόψη στην περίπτωση όπου πραγματοποιούμε χειρουργική επέμβαση στη θωρακική περιοχή. Για παράδειγμα σε επεμβάσεις καρδιάς, που προσπαθούμε να πραγματοποιήσουμε με τη βοήθεια ρομποτικού μηχανήματος, ο καρδιακός χτύπος είναι αρκετά έντονος, τόσο ώστε να μην μπορούμε να υπολογίσουμε προς τα που θα πρέπει να κινήσουμε το ρομποτικό βραχίονα και να μειώνεται δραματικά η ακρίβεια μας. Σε τέτοιες περιπτώσεις χρησιμοποιούνται άλλου είδους ρομποτικά μηχανήματα που μειώνουν την ένταση των καρδιακών χτύπων (τοποθετούνται στον περικαρδιακό σάκο), μηχανήματα που δεν θα αναλύσουμε αφού δεν άπτονται του θέματος μας.

2.3 Ιατρικά Απεικονιστικά Συστήματα και Υπολογιστικά Μοντέλα για την Καθοδήγηση των Ρομποτικών Μηχανημάτων

Όπως ήδη αναφέραμε, δεν αρκεί η μείωση του tremor του ανθρώπινου χεριού για την αποτελεσματικότητα μιας χειρουργικής επέμβασης στην περιοχή του εγκεφάλου. Χρειαζόμαστε και ένα εξελιγμένο, αποτελεσματικό και ακριβές απεικονιστικό σύστημα, το οποίο θα μας παρουσιάζει με απόλυτη ακρίβεια την θέση και την δομή του εγκεφάλου του ασθενούς, καθώς επίσης και την ακριβή θέση του όγκου, χωρίς την ύπαρξη «σκοτεινών» σημείων που θα μας οδηγούν στο να μην αφαιρέσουμε πλήρως τον όγκο.

Καταρχήν, θα πρέπει να διευκρινίσουμε πως υπάρχει μια ιεραρχία στον τρόπο που λαμβάνουμε τα δεδομένα αυτά, στο πώς τα αξιοποιούμε, καθώς επίσης και στην συμβολή του κάθε υπολογιστικού μοντέλου ή απεικονιστικού συστήματος στην όλη διαδικασία αφαίρεσης του όγκου. Η ιατρική απεικόνιση χρησιμοποιείται για τον σχεδιασμό και τον έλεγχο της κίνησης του ευφυούς ρομποτικού μας μηχανήματος. Η όλη διαδικασία αφαίρεσης του καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου αποτελεί ένα πρόβλημα εντοπισμού (tracking-path planning problem), που δεν μπορεί να πραγματοποιηθεί χωρίς την βοήθεια των ιατρικών απεικονιστικών μηχανημάτων. Πρέπει να εντοπιστεί η ακριβής θέση του όγκου, για να μπορεί να αφαιρεθεί με ακρίβεια. Προ-χειρουργικές εικόνες και γεωμετρικά στοιχεία του κρανίου-εγκεφάλου του ασθενούς συνδυάζονται με εικόνες που λαμβάνονται κατά την διάρκεια του χειρουργείου και έτσι ο συνδυασμός αυτός αποτελεί τις καθοδηγήτριες γραμμές, στις οποίες θα κινηθεί το τελικό στοιχείο του ρομπότ μας. Το ρομποτικό μας σύστημα συνεχώς λαμβάνει εικόνες της κατάστασης του εγκεφάλου, ενημερώνεται για την ποσότητα όγκου που έχει αφαιρεθεί, μιας και αλλάζει συνεχώς το σχήμα του όγκου, και έτσι προχωράει η επέμβαση μέχρις ότου αφαιρεθεί πλήρως ο καρκινικός όγκος.

Τέτοιου είδους διαδικασίες απαιτούν ένα εξελιγμένο σύστημα ανάλυσης και ιατρικής απεικόνισης και τη δημιουργία μιας ιεραρχίας στον τομέα των υπολογιστικών μοντέλων του ανθρώπινου σώματος. Αυτά τα υπολογιστικά μοντέλα του ανθρώπινου σώματος στοχεύουν στην αναπαράσταση των γεωμετρικών, φυσικών και φυσιολογικών ιδιοτήτων των ανθρώπινων οργάνων καθώς επίσης και άλλων συστημάτων ευρείας κλίμακας. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε συνδυασμό με τις ιατρικές εικόνες (medical images), με σκοπό να διασφαλίσουν μεγαλύτερη επιτυχία στην ανάλυση εικόνας και στον ρομποτικό έλεγχο. Μια γραφική απεικόνιση της ιεραρχίας που αναφέρουμε παραπάνω, ακολουθεί στο παρακάτω σχήμα.



Όπως φαίνεται και από το παραπάνω σχήμα, το πρώτο επίπεδο είναι κυρίως γεωμετρικό και επικεντρώνεται στη δημιουργία ψηφιακής στατικής περιγραφής της ανατομίας, χωρίζοντας σε τμήματα ιατρικές εικόνες που αργότερα τις ανακατασκευάζει, ώστε να δημιουργηθεί μια ανατομική και παθολογική δομή του ανθρώπινου σώματος. Ήδη την στιγμή αυτή έχει αναπτυχθεί ένα υπολογιστικό σύστημα, το οποίο και παρουσιάζει την ολική ανατομία του ανθρώπινου σώματος με εκπληκτική ακρίβεια. Πρόκειται για το σύστημα “*Visible Human Project*”, το οποίο παρουσιάζει κάτι παραπάνω από ικανοποιητικά αποτελέσματα.

Στο δεύτερο επίπεδο του μοντέλου περιγράφονται οι φυσικές ιδιότητες του ανθρώπινου σώματος, συμπεριλαμβανομένης για παράδειγμα της βιο-μηχανικής συμπεριφοράς (biomechanical behavior) διαφόρων ιστών, οργάνων, κυττάρων, μυών ή σκελετικών δομών. Όπως ήδη αναφέραμε, τέτοιες φυσικές ιδιότητες είναι η θερμοκρασία, η παραμόρφωση των ιστών, η κινηματική συμπεριφορά των οστών ή η συμπεριφορά των διαφόρων υγρών του σώματος (αίμα, ορμόνες κτλ.).

Το τρίτο επίπεδο της υπολογιστικής μοντελοποίησης περιγράφει τις λειτουργίες των κύριων βιολογικών συστημάτων του ανθρώπινου σώματος, όπως το καρδιαγγειακό, το αναπνευστικό, το πεπτικό, το ορμονικό, το μυϊκό, το κεντρικό και περιφερειακό νευρικό σύστημα κ.α. ή κάποιο παθολογικό μεταβολισμό, όπως εξέλιξη μιας φλεγμονής, καρκινικές βλάβες ή σχηματισμός μιας αγγειακής στένωσης. Τέτοια παθολογικά μοντέλα συχνά περιλαμβάνουν αντιδραστικούς μηχανισμούς, ενώ για παράδειγμα τα φυσικά μοντέλα δίνουν μια κάπως πιο «παθητική» περιγραφή των διαφόρων ιστών και δομών του ανθρώπινου σώματος. Ένα τέταρτο μοντέλο, το οποίο και δεν παρουσιάζεται στην προηγούμενη σχηματική απεικόνιση, θα μπορούσε να είναι το πολύπλοκο υπολογιστικό μοντέλο των υψηλών και πολύπλοκων λειτουργιών του ανθρώπινου εγκεφάλου. Κάτι τέτοιο για την ώρα δεν έχει δυστυχώς τελειοποιηθεί.

Κάθε μοντέλο είναι καθορισμένο από ένα αριθμό παραμέτρων και ένα συγκεκριμένο πρόβλημα θα μπορούσε να είναι το πόσες θα είναι οι παράμετροι αυτές σε ένα συγκεκριμένο πληθυσμό. Έτσι λοιπόν μια στατιστική μοντελοποίηση του υπολογιστικού μοντέλου μπορεί να παρουσιαστεί και ως ένα ορθολογιστικό μοντέλο, που σαν σκοπό έχει την εύρεση ομοιοτήτων σε τοπικό ή ακόμα παγκόσμιο επίπεδο. Ομοιοτήτων ή διαφορών σε μια συγκεκριμένη δομή ή λειτουργία του ανθρώπινου σώματος μεταξύ δύο διαφορετικών πληθυσμών. Οι στατιστικές αυτές μοντελοποιήσεις μπορούν να χρησιμεύσουν για να βελτιστοποιηθούν τα υπάρχοντα μοντέλα, μιας και τα μοντέλα αυτά θα μπορούν να ανταποκριθούν σε μεγάλη ποικιλία οργανικών λειτουργιών του ανθρώπινου σώματος. Ουσιαστικά με την ενέργεια μας αυτή, δημιουργούμε όλο και μεγαλύτερες βάσεις δεδομένων περιπτώσεων και ασθενών συμπεριλαμβανομένων και βιοχημικών σημάτων και εικόνων καθώς επίσης και γονιδιακές πληροφορίες.

Υπάρχει μια διαφορετική διάσταση που σχετίζεται με κάποιο μοντέλο που μας δόθηκε: Η κλίμακα στην οποία η ανατομική, φυσική ή φυσιολογική δομή περιγράφεται. Υπάρχει δηλαδή μια διαφοροποίηση της μεθόδου ανάλογα με την κλίμακα στην οποία εξετάζεται το ανθρώπινο σώμα. Με τη δημιουργία ολοένα και πιο σύγχρονων απεικονιστικών συστημάτων, είμαστε σε θέση να παρατηρήσουμε το σχήμα ή την λειτουργία των περισσότερων δομών του ανθρώπινου σώματος που περιγράψαμε προηγουμένως, μακροσκοπικά (επίπεδο ιστών), μικροσκοπικά (επίπεδο κυττάρων) ή σε μερικές περιπτώσεις μεταβολικών διαδικασιών, είναι εφικτή η νανοσκοπική εποπτεία, η οποία και κυμαίνεται σε μοριακό επίπεδο.

Στις παραγράφους που ακολουθούν, λαμβάνοντας υπόψη την προτεινόμενη ιεραρχία μας (γεωμετρική, φυσική, φυσιολογική), θα περιγράψουμε πως τα υπολογιστικά αυτά μοντέλα θα μας βοηθήσουν σε κάθε επίπεδο στην επίλυση του κύριου προβλήματός μας, την αφαίρεση του καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου.

2.4 Εικονικά Κατευθυνόμενη Νευροχειρουργική Επέμβαση στην Περιοχή του Εγκεφάλου με τη Βοήθεια MRI Απεικόνισης Πριν και Κατά τη Διάρκεια της Επέμβασης

Όπως αναφέραμε και προηγουμένως, έχοντας κατά νου τι πρέπει να προσέξουμε κατά την μοντελοποίηση του ανθρώπινου οργανισμού, πρέπει να χρησιμοποιήσουμε μια μέθοδο για την ακριβή και λεπτομερή απεικόνιση του καρκινικού όγκου που βρίσκεται στην εγκεφαλική περιοχή. Αναφέραμε με μεγάλη ακρίβεια τις παραμέτρους που θα πρέπει να λάβουμε υπόψη, ώστε να είναι άρτια η απεικόνιση του εγκεφάλου και κατά συνέπεια αποτελεσματική, η όποια επέμβαση πραγματοποιηθεί σε αυτόν. Ψάχνουμε λοιπόν για μια απεικονιστική μέθοδο, η οποία θα περιλαμβάνει όλες αυτές τις παραμέτρους, δίνοντας στο ευφυές ρομποτικό μας μηχανήμα τις απαραίτητες πληροφορίες που θα το οδηγήσουν στην ολοκληρωτική αφαίρεση του καρκινικού όγκου.

Έχοντας εξαλείψει έναν από τους βασικούς παράγοντες ανακρίβειας κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης, τον παράγοντα του τρεμουλιίσματος του ανθρώπινου χεριού, χρειαζόμαστε και μια ακριβή απεικονιστική μέθοδο, η οποία και θα καθοδηγεί το σταθερό τελικό στοιχείο του ρομπότ μας στο στόχο του. Καταλαβαίνουμε πως μόνο η εφαρμογή του μηχανήματος αντιστάθμισης του tremor και οι ανάλογες εξισώσεις που διατυπώσαμε δεν αρκούν, αφού το σταθερό άκρο του ρομπότ πρέπει να κατευθύνεται με ακρίβεια, ειδάλλως μπορεί να προκαλέσει σοβαρές επιπτώσεις στον ασθενή. Έτσι το ένα μέρος δεν είναι από μόνο του ποτέ αρκετό, δηλαδή η επίτευξη ακρίβειας κατά τη διάρκεια κίνησης του μικροχειρουργικού εργαλείου δεν θα επιφέρει από μόνη της αποτέλεσμα, όπως αναποτελεσματική θα είναι και η δημιουργία ενός λεπτομερέστατου απεικονιστικού μοντέλου, το οποίο και θα καθοδηγεί ένα ασταθές τελικό στοιχείο. Μόνο ο συνδυασμός και των δύο αυτών παραγόντων μπορεί να αναπληρώσει τις ελλείψεις που υπάρχουν, όταν δρα μόνος ο ανθρώπινος παράγοντας.

Οι απεικονιστικές μέθοδοι θα πρέπει να χωριστούν αναγκαστικά σε δύο μέρη: 1) την προ-χειρουργική απεικόνιση του ιστού ή οργάνου που μας ενδιαφέρει και 2) την απεικονιστική μέθοδο που θα χρησιμοποιήσουμε κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Επειδή εμείς εξετάζουμε την περίπτωση καρκινικού όγκου στην περιοχή του εγκεφάλου, θα επικεντρωθούμε μόνο στις τεχνικές που βοηθούν στην καλύτερη απεικόνιση του οργάνου αυτού. Αν μιλούσαμε για περιπτώσεις ορθοπεδικής χειρουργικής επέμβασης, τότε η λήψη αξονικής τομογραφίας στην περιοχή του πάσχοντος μέλους θα ήταν η ιδανική μέθοδος. Στον ανθρώπινο όμως εγκέφαλο τα πράγματα είναι κάπως πιο περίπλοκα. Σε προηγούμενη ενότητα αναφερθήκαμε στην σημασία του οργάνου αυτού για τον ανθρώπινο οργανισμό, καθώς επίσης και για το πόσο ευαίσθητο είναι. Είναι σαφές πως δεν μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε συνεχώς ακτίνες-X σε ένα τόσο ευπαθές όργανο του ανθρώπινου σώματος, αφού μια τέτοια ενέργεια δεν αποκλείεται να προκαλέσει σοβαρές βλάβες στην λειτουργία του οργάνου.

Είθισται τα τελευταία χρόνια, σε όλες τις χειρουργικές επεμβάσεις στην περιοχή του εγκεφάλου, είτε χρησιμοποιείται ρομποτικό μηχανήμα είτε όχι, τις προ-χειρουργικές εικόνες του εγκεφάλου να τις λαμβάνουμε με τη βοήθεια της μαγνητικής τομογραφικής απεικονιστικής μεθόδου (MRI). Η απεικόνιση μαγνητικής

τομογραφίας (Magnetic Resonance Imaging –MRI) (Lauterbut,1973; Wolbarst 1993) βασίζεται στο φαινόμενο πυρηνικού μαγνητικού συντονισμού (nuclear magnetic resonance-NMR) και στην απορρόφηση και εκπομπή ενέργειας στην περιοχή ραδιοσυχνοτήτων (RF) του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Αν και ο πυρηνικός μαγνητικός συντονισμός υψηλής ανάλυσης έχει αναπτυχθεί ως ένα πολυσχιδές εργαλείο για τη μελέτη της χημείας και της δομής των στερεών και ρευστών, το κύριο βιοχημικό και ιατρικό ενδιαφέρον έχει προκύψει από τις δυνατότητες διεξαγωγής μη επεμβατικών μετρήσεων σε ζώντες οργανισμούς. Με την πάροδο των χρόνων και με την ταυτόχρονη ανάπτυξη των φασματοσκοπικών τεχνικών, εξελίχθηκαν και οι μέθοδοι απεικόνισης της κατανομής των πρωτονίων σε ιστούς.

Η απεικόνιση με την τεχνική της μαγνητικής τομογραφίας βασίζεται δηλαδή την επιλεκτική διέγερση των μαγνητικών διπόλων του πυρήνα των ατόμων που απαρτίζουν το εξεταζόμενο βιολογικό υλικό. Οι πυρήνες που διεγείρονται επανεκπέμπουν ένα σήμα ραδιοσυχνοτήτων, το οποίο καταγράφεται με τη βοήθεια του RF δέκτη. Η επιλεκτικότητα στη διέγερση επιτυγχάνεται με τη χρήση στατικών μαγνητικών πεδίων (πεδίων κλίσης), των οποίων η ένταση και η φορά μεταβάλλεται εξωτερικά. Η διέγερση των πυρήνων γίνεται με τον πομπό ραδιοσυχνοτήτων (RF πηνίο). Ανάλογα με την πυκνότητα των πυρήνων προκύπτει αυξομείωση στην ένταση των σημάτων που λαμβάνονται από τον δέκτη. Η λειτουργία τόσο του πηνίου κλίσης, όσο και του RF δέκτη, ελέγχεται εξωτερικά με τη βοήθεια κατάλληλων συστημάτων προγραμματισμού παλμών.

Ο μαγνητικός τομογράφος είναι ένα καθαρά ηλεκτρονικό σύστημα απεικόνισης ανατομικών δομών και βασίζεται στην αλληλεπίδραση ασθενών, γρήγορα μεταβαλλόμενων, μαγνητικών πεδίων με χαλαρά δεσμευμένους πυρήνες υδρογόνου, οι οποίοι βρίσκονται στους μαλακούς ιστούς του σώματος. Συγκεκριμένα, οι εικόνες (μαγνητικής τομογραφίας) πρωτονίου δεν παρέχουν απεικόνιση της πυκνότητας ηλεκτρονίων, η οποία σχετίζεται με τη φυσική πυκνότητα πρωτονίων, με την ελευθερία περιστροφής των μορίων που περιέχουν υδρογόνο και με την περιεκτικότητα διαφορετικών τμημάτων του σώματος σε νερό. Η είσοδος σε ένα σύστημα μαγνητικής τομογραφίας είναι ένα πολύπλοκο σήμα $P(t)$, (μια τετραδιάστατη, διανυσματική συνάρτηση του χρόνου) και στην έξοδο προκύπτει ένα μιγαδικό σήμα $S(t)$. Η πληροφορία που συλλέγεται για το δείγμα κωδικοποιείται χρονικά.

Εκτός λοιπόν από την ανατομική πληροφορία, μια εικόνα από ένα σύστημα μαγνητικού τομογράφου μπορεί να προσφέρει επίσης λειτουργική πληροφορία. Αυτό επιτυγχάνεται με τη χρήση παραμαγνητικών ιχνηθετών (tracers) που δημιουργούν επιλεκτικά αυξανόμενη αντίθεση και παρέχουν τη δυνατότητα απευθείας μέτρησης της αιματικής ροής ή της διάχυσης του νερού για παράδειγμα.

Λόγω της περιγραφής που κάναμε παραπάνω, θα παραθέσουμε τα τμήματα του συστήματος ενός μαγνητικού τομογράφου που θα χρησιμοποιήσουμε και στην περίπτωση που μελετάμε. Έχουμε λοιπόν τα εξής τμήματα:

1. Ένας ηλεκτρομαγνήτης, που παράγει μαγνητοστατικό πεδίο, μαγνητικής επαγωγής 0.5-4 Tesla.

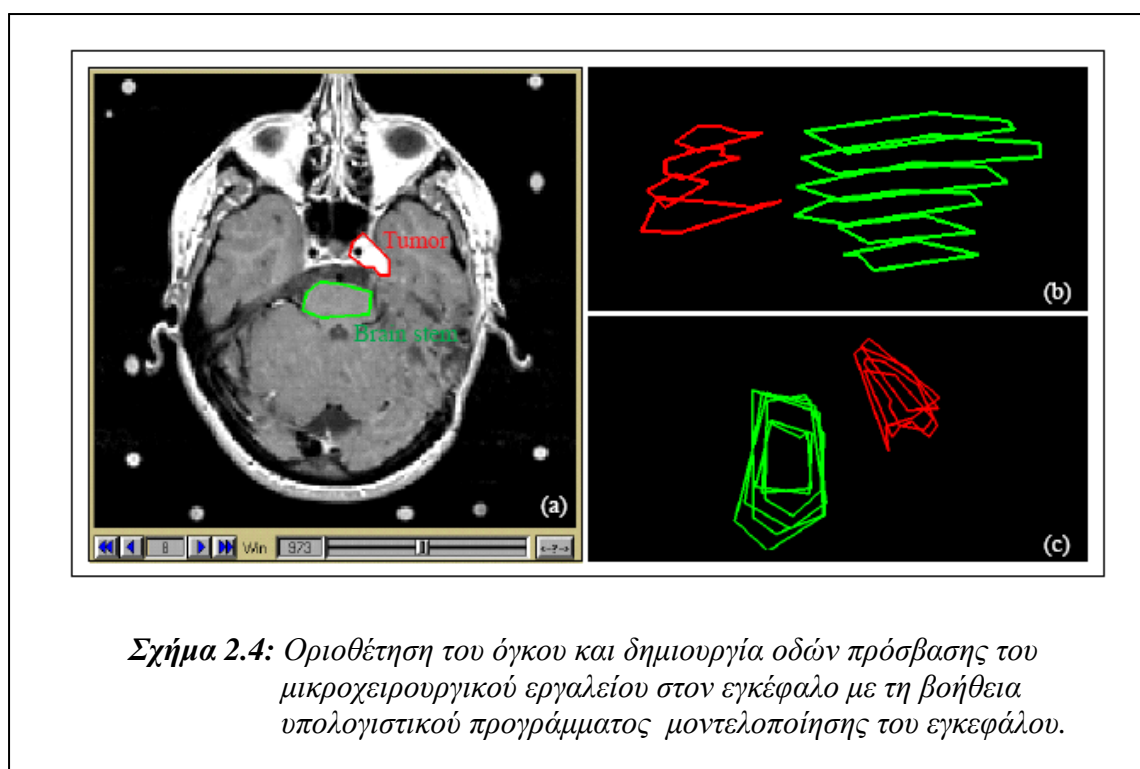
2. Ένα σύστημα τριών πηνίων που παράγουν στο χώρο του πρώτου πηνίου ένα μαγνητικό πεδίο, το οποίο ονομάζεται πεδίο κλίσης.
3. Ένα πηνίο εκπομπής παλμών ραδιοσυχνοτήτων.
4. Ένα πηνίο λήψης(RF δέκτης) των σημάτων που εκπέμπονται από τους συντονισμένους πυρήνες του εξεταζόμενου βιολογικού υλικού.
5. Ένα σύστημα ανίχνευσης, το οποίο παράγει το σήμα εξόδου του συστήματος μαγνητικής τομογραφίας.
6. Το σύστημα απεικόνισης, όπου με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή θα ανακατασκευάζουμε τα λαμβανόμενα δεδομένα που μας στέλνει ο τομογράφος.

Αφού αναφέραμε την λειτουργία της MRI απεικονιστικής μεθόδου καθώς και την δομή των μηχανημάτων που μας βοηθούν στο να την πραγματοποιήσουμε, μπορούμε να εξετάσουμε με τη σειρά τις περιπτώσεις όπου την χρησιμοποιούμε για να απεικονίσουμε τον εγκέφαλο του εκάστοτε ασθενή. Πρέπει να έχουμε κατά νου ότι ψάχνουμε για την «ιδανική» μέθοδο απεικόνισης, που θα συνδυάζει αν όχι όλες, τουλάχιστον τις περισσότερες παραμέτρους που αναπτύξαμε πριν λίγες παραγράφους, στην ιεραρχία της μοντελοποίησης του ανθρώπινου σώματος. Παρατηρούμε πως λόγω των πλεονεκτημάτων που αναφέραμε παραπάνω για την μαγνητική τομογραφία, η μέθοδος αυτή καλύπτει σχεδόν όλες τις παραμέτρους που χρειαζόμαστε για να έχουμε μια λεπτομερέστατη ανάλυση της δομής, της φυσιολογίας και της λειτουργίας του εγκεφάλου, τουλάχιστον για τη προ-χειρουργική εξέταση. Η απεικόνιση του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια του χειρουργείου είναι μια πιο σύνθετη διαδικασία που θα αναλύσουμε σε επόμενη παράγραφο.

2.4.1 Προ-χειρουργική απεικόνιση του εγκεφάλου

Ξεκινάμε με την προ-χειρουργική απεικόνιση του εγκεφάλου του ασθενούς και φυσικά επιλέγουμε, για τους λόγους που προαναφέραμε, τη μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας. Το μέγεθος των όγκων που καλούμαστε να αφαιρέσουμε κυμαίνεται από 3-7cm. Έχουμε χορηγήσει στον ασθενή μια ιχνηθετική ουσία, η οποία και επικάθεται στο σημείο όπου βρίσκεται όγκος στον εγκέφαλο. Στη συνέχεια πραγματοποιούμε την σάρωση και λαμβάνουμε τις δισδιάστατες εικόνες της δομής του εγκεφάλου. Ο αριθμός των εικόνων που θα λάβουμε διαφοροποιείται ανάλογα με την περίπτωση που χειριζόμαστε. Σύμφωνα με διάφορες μελέτες, σύνθητες φαινόμενο στις προ-χειρουργικές απεικονίσεις με τη μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας, είναι η λήψη περίπου 250 τομογραφιών, οι οποίες και έχουν πάχος 1mm για περισσότερη λεπτομέρεια. Με τον όρο πάχος, εννοούμε ότι σε κάθε τομή μας παρατηρούμε την κατάσταση του εγκεφάλου του ασθενούς σε μια κάθετη σάρωση 1mm ή αλλιώς προσπαθούμε να ανακατασκευάσουμε το εσωτερικό του εγκεφάλου του ασθενούς με κάθετες τομές 1mm, που είναι το βήμα μας. Συνήθως ο μαγνητικός τομογράφος που χρησιμοποιούμε, είναι αυτός που δημιουργεί μαγνητική επαγωγή 1.5 T. Τα δεδομένα που συλλέγονται, μεταφέρονται στο υπολογιστικό μας σύστημα, το οποίο έχει τη δυνατότητα να κατασκευάσει μια τρισδιάστατη εικόνα, βασισμένο στις MRI εικόνες που συλλέξαμε.

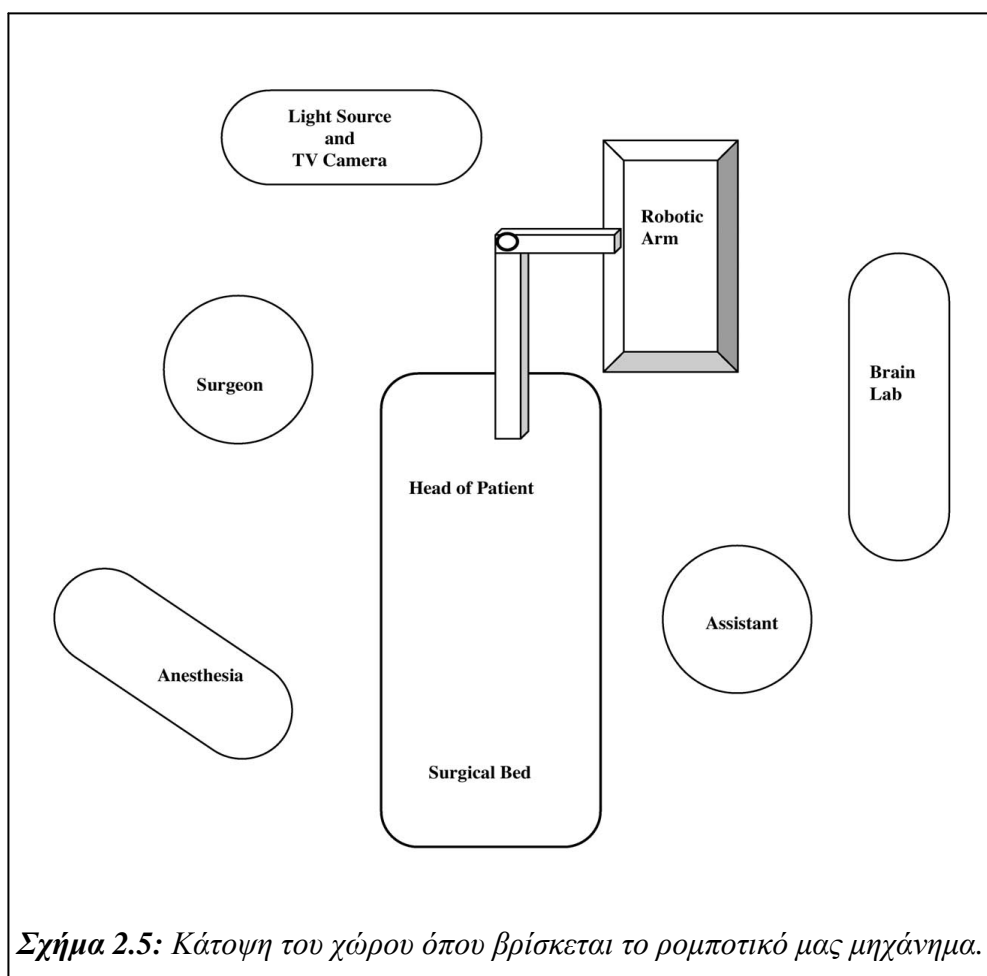
Ουσιαστικά, οι εικόνες αυτές θα είναι οι καθοδηγήτριες γραμμές πάνω στις οποίες θα στηριχθεί το ευφύες ρομποτικό μας μηχάνημα για να πραγματοποιήσει την εγχείρηση. Ο χειρουργός αναλαμβάνει την οριοθέτηση του όγκου σχεδιάζοντας στον υπολογιστή τα όρια μέσα στα οποία θα πρέπει να κινηθεί το τελικό στοιχείο. Μια και η ιχνηθετική ουσία απεικονίζει ευκρινώς μέσα από τις MRI το που βρίσκεται ο όγκος, ο χειρουργός είναι υπεύθυνος για την δημιουργία του χωρίου που θα πρέπει να αφαιρεθεί. Είναι γνωστό πως σε τέτοιες περιπτώσεις δεν αφαιρείται μόνο ο όγκος αλλά και μέρος του υγιούς ιστού ώστε να μην αφεθούν υπόλοιπα όγκου που θα αναπτυχθούν ξανά αργότερα. Επίσης πρέπει να σημειώσει ο γιατρός τις επιτρεπόμενες οδούς, από τις οποίες και θα διεισδύσει το τελικό μας στοιχείο. Στον εγκέφαλο υπάρχουν περιοχές που δεν πρέπει να πειραχθούν και η εισαγωγή του εργαλείου για την αφαίρεση του όγκου γίνεται από καθορισμένα μέρη του εγκεφάλου. Η πρόσβαση που θα έχουμε εξαρτάται από το μέγεθος του όγκου και από το σημείο που βρίσκεται, διαφέρει δηλαδή για κάθε περίπτωση.



Αφού οι εικόνες αυτές μας δίνουν μια σαφή ένδειξη του μεγέθους του όγκου, καθώς επίσης και της ακριβής του θέσης μέσα στον εγκέφαλο, μπορούμε χωροταξικά να ορίσουμε το που βρίσκεται το κεφάλι του ασθενούς και που το ρομπότ μας, μπορούμε δηλαδή να δημιουργήσουμε ένα σύστημα συντεταγμένων που θα περιλαμβάνει τα δύο αυτά αντικείμενα. Για εμάς στον χώρο υπάρχει μόνο το τελικό στοιχείο του ρομπότ και το κεφάλι του ασθενούς. Έχοντας λοιπόν ευθυγραμμίσει το κεφάλι του ασθενούς με το μικροχειρουργικό αντικείμενο που βρίσκεται στην άκρη του τελικού στοιχείου του ρομποτικού συστήματός μας, έχουμε ορίσει ένα σύστημα αναφοράς, που ορίζει μόνο την απόσταση και την ακριβή θέση αυτών των δύο συγκεκριμένων αντικειμένων στο χώρο.

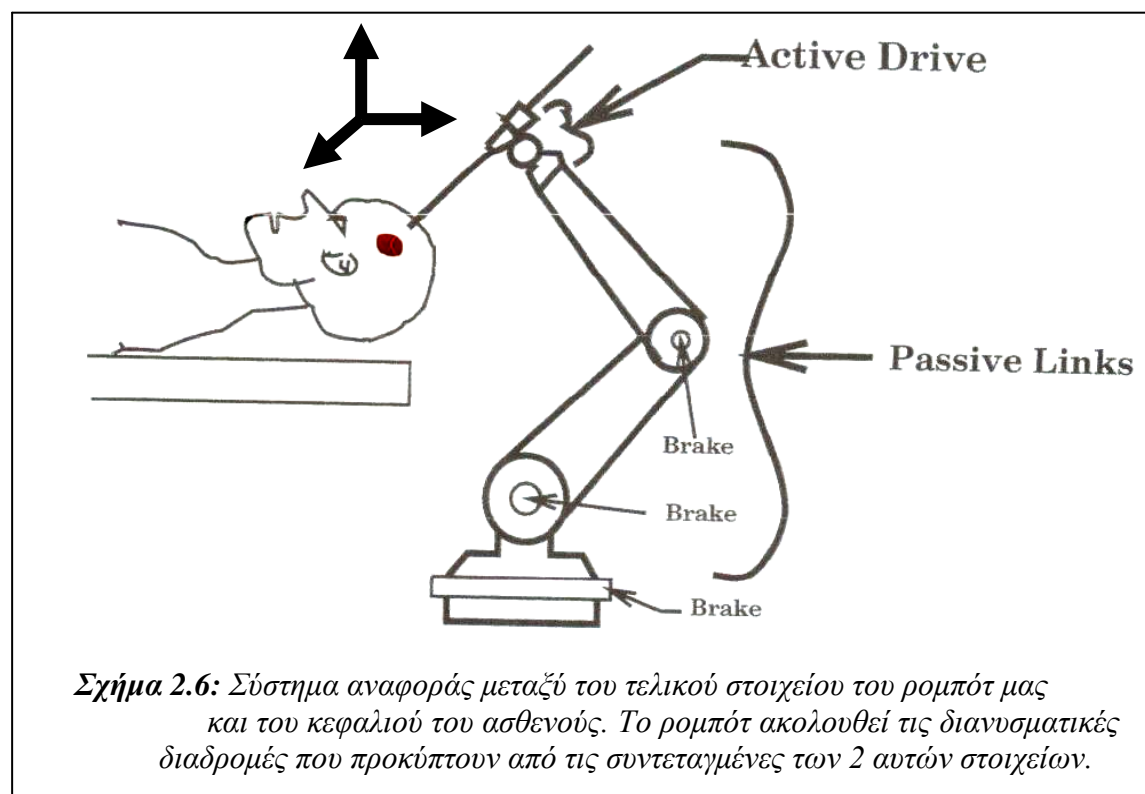
Αυτό που θα πρέπει να διευκρινίσουμε είναι πως η απεικόνιση του εσωτερικού του εγκεφάλου, το κεφάλι ολόκληρο ως μέρος του σώματος και το τελικό στοιχείο του ρομπότ ορίζουν όλα μαζί δυο διαφορετικά συστήματα αναφοράς. Γενικά στο χώρο, στο χειρουργικό δωμάτιο δηλαδή, έχοντας επιλέξει ως σημείο αναφοράς τη βάση του ρομποτικού μας μηχανήματος, βρίσκουμε την απόσταση μεταξύ αυτού και του κεφαλιού του ασθενή, μια και το τελευταίο τοποθετείται σε καθορισμένη-τυποποιημένη θέση στο χειρουργικό κρεβάτι. Έχουμε λοιπόν ένα σύστημα αναφοράς που ορίζει τη θέση του κεφαλιού του ασθενούς ως προς τη θέση του ρομποτικού μηχανήματος. Το άλλο σύστημα αναφοράς είναι αυτό που το προσδιορίζουμε στο εσωτερικό του ασθενούς και έχει να κάνει με τη θέση του όγκου. Άπαξ και το τελικό μας στοιχείο ευθυγραμμιστεί με το κεφάλι του ασθενούς, τότε σημασία έχει μόνο το δεύτερο σύστημα αναφοράς ή αλλιώς η θέση του όγκου. Για να γίνουν πιο σαφή τα παραπάνω θα εξετάσουμε βήμα βήμα την όλη διαδικασία.

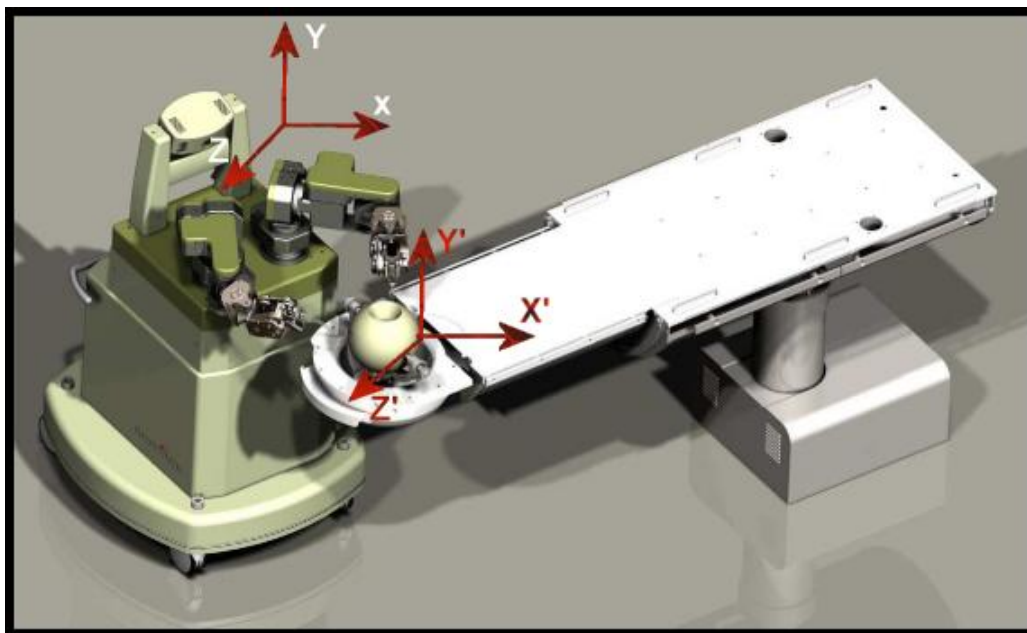
Θα ακολουθήσει μια σειρά από εικόνες, που θα κάνουν πιο κατανοητές τις έννοιες τις οποίες εισάγουμε και είναι σχετικά καινούργιες. Ξεκινάμε από τη θέση του ρομπότ μας στο χώρο. Όπως φαίνεται και στο σχήμα που ακολουθεί, αυτή είναι περίπου η κάτοψη ενός χειρουργικού δωματίου που περιλαμβάνει το ευφύες ρομποτικό μας σύστημα.



Όπως προαναφέραμε, σημασία για εμάς έχει το τελικό στοιχείο του ρομπότ μας να ευθυγραμμιστεί με το κεφάλι του ασθενούς ώστε να μπορούμε ύστερα, βάση του δεύτερου συστήματος αναφοράς που θα ορίσουμε και των εικόνων μαγνητικής τομογραφίας που έχουμε, να οδηγήσουμε τα βήματα του ρομπότ στον στόχο. Το πρώτο σύστημα αναφοράς λοιπόν είναι ιδιαίτερα απλοϊκό και στις περισσότερες των περιπτώσεων παραλείπεται μιας και όπως δείχνει το παραπάνω σχήμα, το ρομπότ καθώς επίσης και ο ασθενής λαμβάνουν τυποποιημένες θέσεις στο χώρο. Εμείς όμως για να είμαστε τυπικοί θα πρέπει να το αναφέρουμε και έτσι να έχουμε μια πιο άρτια εικόνα του θέματος. Το πρώτο λοιπόν σύστημα αναφοράς είναι ανεξάρτητο των εικόνων MRI και εξαρτάται μόνο από χωροταξικές μεταβλητές που ορίζουν το δωμάτιο.

Το δεύτερο σύστημα αναφοράς, το οποίο είναι και το σημαντικότερο, είναι αυτό που πρέπει να προσδιοριστεί με ακρίβεια. Έχοντας τις εικόνες-τομές του εγκεφάλου, με ένα απλό πρόγραμμα τρισδιάστατης επανακατασκευής(3D Reconstruction Program) μπορούμε να δημιουργήσουμε ένα ολόγραμμα του κεφαλιού καθώς επίσης και του όγκου. Γνωρίζουμε έτσι την ακριβή θέση του όγκου στον εγκέφαλο καθώς επίσης και το μέγεθος, προσβάσιμες περιοχές και γενικά κάθε λεπτομέρεια, από φυσιολογικής-ανατομικής απόψεως μιλώντας πάντα. Έχοντας λάβει υπόψη τις παραπάνω πληροφορίες, είναι εύκολο με ένα πρόγραμμα σχεδίασης να ορίσουμε το δεύτερο αυτό σύστημα συντεταγμένων και να οριοθετήσουμε τα σημεία κίνησης του ρομπότ μας. Καταφέρνουμε δηλαδή να προσδιορίσουμε την ακριβή θέση του όγκου και την ακριβή τροχιά που θα ακολουθήσει το τελικό μας στοιχείο, μιας και η θέση του όγκου στο χώρο έχει προσδιοριστεί με συγκεκριμένες τιμές στο σύστημα συντεταγμένων. Οι τιμές αυτές, σε συνδυασμό με τις τιμές των συντεταγμένων του τελικού μας στοιχείου, δημιουργούν διανύσματα κατεύθυνσης, τα οποία είναι ουσιαστικά, οι διαδρομές του τελικού στοιχείου.





Σχήμα 2.7: Πανοραμική εικόνα των 2 συστημάτων αναφοράς που χρησιμοποιούμε για την αφαίρεση του καρκινικού όγκου από τον εγκέφαλο. Τα 2 αυτά συστήματα αναφοράς βοηθούν στη σωστή καθοδήγηση του ρομποτικού μηχανήματός μας.

Παρατηρούμε λοιπόν πως όσον αφορά την προ-χειρουργική απεικόνιση του εγκεφάλου, την αρχική τοποθέτηση του ρομπότ μας, την οριοθέτηση των περιοχών που θα έχουμε πρόσβαση ή όχι, καθώς επίσης και τις αρχικές πληροφορίες που λάβαμε για την θέση και το μέγεθος του καρκινικού όγκου, είμαστε αρκετά ικανοποιημένοι με τα αποτελέσματα. Πρέπει τώρα να αναλύσουμε και την τακτική που καλούμαστε να ακολουθήσουμε κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης και να εξηγήσουμε πως γίνεται ο συνδυασμός των πληροφοριών που πήραμε από τις μαγνητικές τομογραφίες πριν και κατά τη διάρκεια του χειρουργείου.

2.4.2 Απεικόνιση του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης

Στο σημείο αυτό θα πρέπει να αναλύσουμε τον τρόπο με τον οποίο θα απεικονίσουμε το εσωτερικό του εγκεφάλου του ασθενούς και το πώς μεταβάλλονται τα δεδομένα καθώς εξελίσσεται το χειρουργείο. Οι τεχνικές με τις οποίες μπορούμε να πραγματοποιήσουμε την *in vivo* αυτή απεικόνιση είναι ποικίλες. Σημασία όμως έχει να κατανοήσουμε τους λόγους που μας επιβάλλουν μια τέτοια απεικόνιση και γιατί δεν αρκούμαστε μόνο στα δεδομένα που λαμβάνουμε από την προ-χειρουργική απεικόνιση.

Για αρχή θα πρέπει να κάνουμε μια σύντομη αναφορά στο πώς συμπεριφέρεται ο εγκέφαλος κατά τη διάρκεια μιας τέτοιας επέμβασης. Έτσι θα γίνει αμέσως αντιληπτή η χρησιμότητα της απεικόνισης κατά τη διάρκεια του χειρουργείου (*intraoperative imaging*). Βασιζόμενοι σε ιατρικά στοιχεία μπορούμε να πούμε πως

κατά τη διάρκεια τέτοιων νευροχειρουργικών επεμβάσεων στην περιοχή του εγκεφάλου, τη στιγμή που τρυπάμε το κρανίο για να έχουμε πρόσβαση στον εγκέφαλο, παρατηρείται μια μετατόπιση του εγκεφάλου (brain shift). Η μετατόπιση αυτή οφείλεται, σύμφωνα με μια πρόσφατη ανακάλυψη ερευνητών, στο ότι με το άνοιγμα του κρανίου χάνεται εγκεφαλικό υγρό (cerebral fluid). Η απώλεια αυτή του υγρού, σύμφωνα με την αρχή του Αρχιμήδη, προκαλεί ένα πεδίο πίεσης το οποίο βρίσκεται κατά μήκος της κατεύθυνσης της βαρύτητας.

Με την μετακίνηση αυτή του εγκεφάλου αλλάζουν όλα τα δεδομένα, τα οποία αναφέραμε στην προηγούμενη ενότητα. Οι συντεταγμένες του όγκου αλλάζουν τελείως ή τουλάχιστον αποκλίνουν σημαντικά από τις αρχικές με αποτέλεσμα να μην μπορούμε να προβούμε στην αφαίρεση του όγκου με ασφάλεια. Συνήθως η μετατόπιση που παρατηρείται είναι της τάξεως των 5mm. Θα πρέπει επίσης να επισημάνουμε ότι η θέση του κεφαλιού ή το μέγεθος του όγκου παραμένουν σταθερά. Αυτό το οποίο αλλάζει είναι η συνολική θέση του εγκεφάλου στο χώρο. Για το λόγο αυτό χρειαζόμαστε ένα βιο-μηχανικό μοντέλο το οποίο και θα περιγράφει τη μετατόπιση αυτή ώστε να μπορεί να κινηθεί το μηχανήμα μας με ασφάλεια.

Όπως ήδη έχουμε αναφέρει, αυτή η δευτέρου επιπέδου (στο εσωτερικό του εγκεφάλου) απεικόνιση μπορεί να γίνει με πολλούς τρόπους. Για τις επεμβάσεις στις οποίες δεν συμμετέχει το ρομποτικό μηχανήμα αυτόνομα αλλά ως τηλεκατευθυνόμενο μέσο (βλ. DaVinci Robotical System), η απεικόνιση του εγκεφάλου, και κατά συνέπεια του όγκου, γίνεται με τη χρήση 3D-υπερήχων (3D Ultrasound). Συνεχείς δέσμες υπερήχων δημιουργούν μια ολοκληρωμένη εικόνα της θέσης του εγκεφάλου του ασθενούς και έτσι ο χειρουργός εμπειρικά κατευθύνει τα μικροχειρουργικά του εργαλεία για την αφαίρεση του καρκινικού όγκου.

Στην περίπτωση μας, η συγκεκριμένη τακτική δυστυχώς δεν μπορεί να εφαρμοστεί. Ο λόγος είναι πως εμείς χρειαζόμαστε μια μέθοδο απεικόνισης που να αλληλεπιδρά με το ρομποτικό μας μηχανήμα και να το καθοδηγεί, πράγμα που δεν γίνεται με τη χρήση υπερήχων. Αυτό δηλαδή που χρειαζόμαστε είναι μια απεικονιστική μέθοδος και ένα υπολογιστικό μοντέλο, τα οποία συνεχώς θα τροφοδοτούν με δεδομένα το ρομπότ μας μέσω μια γραμμής επικοινωνίας, όμοια με αυτή των υπολογιστικών δικτύων. Ψάχνουμε δηλαδή ένα τρόπο, όπου το ρομπότ μας θα μπορεί να αντιλαμβάνεται τι άλλαξε στην μορφολογία και τοπολογία του εγκεφάλου και διατηρώντας αυτή την σχέση αλληλεπίδρασης με το απεικονιστικό μοντέλο (interactive method) θα αφαιρείται εντέλει ο καρκινικός όγκος.

Τα παραπάνω που αναφέρουμε, ουσιαστικά δίνουν τον ορισμό της στερεοταξίας στην νευροχειρουργική επιστήμη (Stereotaxy in Neurosurgery). Με τον όρο στερεοταξία εννοούμε την χρήση υπολογιστικών συστημάτων και μηχανημάτων σάρωσης, τα οποία σαν σκοπό έχουν την δημιουργία τρισδιάστατων εικόνων ώστε να επιτευχθεί καλύτερη εικόνα του εσωτερικού μέρους κάθε ιστού. Έτσι, αφού έχουμε τρισδιάστατη εικόνα του εκάστοτε ιστού, είναι σαν να βλέπουμε με τα μάτια μας τον ιστό από πολύ κοντά. Επιτυγχάνουμε δηλαδή καλύτερη εποπτική εικόνα του ιστού, από ότι θα είχαμε με το γυμνό μάτι του χειρουργού.

Για να συνδεθούμε λοιπόν με τα προηγούμενα, απορρίψαμε την χρήση υπερήχων, γιατί πολύ απλά δεν θα μπορούσαν να αλληλεπιδράσουν με το ρομποτικό μας σύστημα, τουλάχιστον όχι στο επίπεδο που θέλουμε. Αυτό που χρειαζόμαστε

είναι μια μέθοδος που θα δίνει δεδομένα στο ρομπότ(data transfer method) και τέτοια μέθοδος δεν είναι άλλη από την μαγνητική τομογραφία. Πριν από το χειρουργείο, όπως αναφέραμε έχουμε εικόνες MRI που απεικονίζουν τον εγκέφαλο του ασθενούς. Όπως είδαμε ο χειρουργός έχει οριοθετήσει την περιοχή όπου υπάρχει ο όγκος, έχει επίσης με την βοήθεια υπολογιστή απεικονίσει τα επιτρεπτά σημεία από τα οποία μπορεί να περάσει το ρομποτικό μηχάνημα καθώς και τα σημεία που δεν πρέπει να πειραχθούν κατά τη διάρκεια της επέμβασης.

Με την επίδραση όμως του φαινομένου της μετατόπισης του εγκεφάλου(brain shift), υπάρχει αλλαγή στην θέση του όγκου στο σύστημα αναφοράς που θέσαμε προηγουμένως. Τα 5mm που είναι η μετατόπιση είναι καταλυτικά για την διαδικασία αφαίρεσης του όγκου και πρέπει να ληφθούν σοβαρά υπόψη. Επιπλέον πρέπει να αναφέρουμε πως κατά τη διάρκεια αφαίρεσης του όγκου, ο όγκος μετακινείται ελαφρά. Όταν εμείς διεισδύουμε στον όγκο και τον αφαιρούμε(πχ διείσδυση στο κέντρο του) αυτός αρχίζει και μετακινείται όπως θα συνέβαινε στην φλούδα ενός πορτοκαλιού αν τρυπούσαμε το πορτοκάλι στο κέντρο του. Ο όγκος τείνει να «συρρικνώνεται» και να μετατοπίζεται αφού αλλάζουμε το κέντρο βάρους του με αποτέλεσμα να αλλάζει και η αρχική του θέση μέσα στον εγκέφαλο.

Για τους παραπάνω δύο λόγους είναι απαραίτητη η χρήση μαγνητικής τομογραφίας κατά τη διάρκεια της επέμβασης(intraoperative imaging). Με τη βοήθεια scanner μαγνητικής τομογραφίας 1.5 T και μαγνητών μήκους 160cm, δημιουργούμε ένα συνεχές μαγνητικό πεδίο, μαγνητικής επαγωγής 40mT/m και ρυθμό περιστροφής 200 T/m/s, το οποίο καθόλη τη διάρκεια του χειρουργείου λαμβάνει συνεχώς εικόνες της κατάστασης του εγκεφάλου και μας ενημερώνει για την εξέλιξη της αφαίρεσης του όγκου κομμάτι κομμάτι. Από την προ-χειρουργική κιάλας διαδικασία, ο όγκος έχει ιχνηθετηθεί με τη βοήθεια χρωμο-ιχνηθετών και έτσι γνωρίζουμε που βρίσκεται. Αυτό που θα κάνει η μαγνητική τομογραφία είναι η on-line επικοινωνία του MRI Scanner με το ρομπότ.

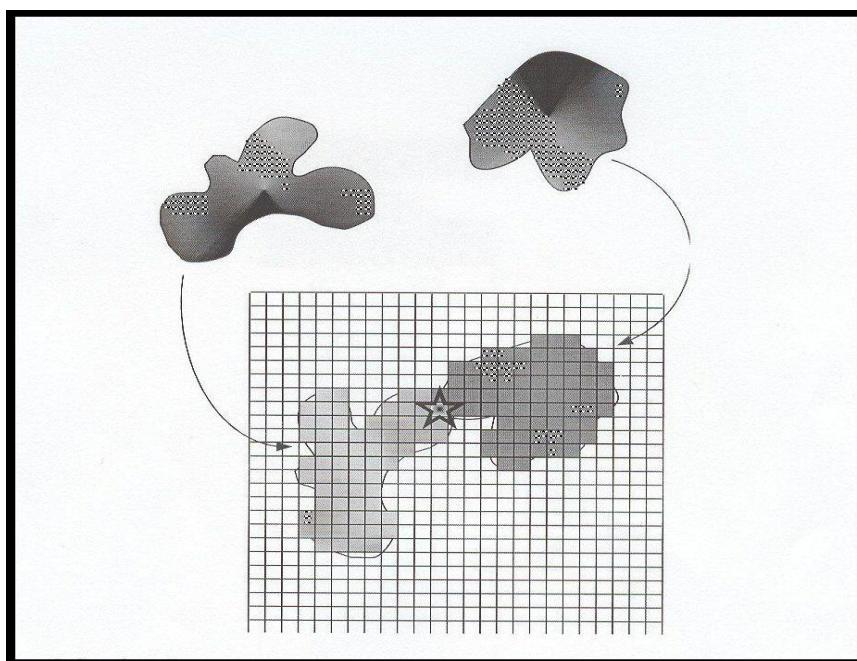
Το ρομπότ μας αναλαμβάνει την εκκαθάριση μιας περιοχής που έχει σημειώσει ο χειρουργός πριν την έναρξη της εγχείρησης. Όπως αναφέραμε πολλές φορές και σε προηγούμενες παραγράφους, το τελικό στοιχείο έχει πρόσβαση σε ορισμένα μέρη του εγκεφάλου και μόνο στις σημειωμένες-οριοθετημένες περιοχές από τον χειρουργό μπορεί να κινηθεί. Ο τρόπος με τον οποίο γίνεται η επιλογή της περιοχής του όγκου και πως λειτουργεί το ρομποτικό μας μηχάνημα θα αναπτυχθεί στο επόμενο κεφάλαιο ως τμήμα του προτεινόμενου αλγόριθμου.

Αυτό που έχει σημασία να καταλάβουμε είναι πως το υπολογιστικό μοντέλο που έχουμε κατασκευάσει, βάση των προ-χειρουργικών MRI, δίνει τη δυνατότητα στο ρομπότ να κινηθεί μόνο προς ένα αντικείμενο, στην περίπτωση μας τον όγκο. Ύστερα από την τρισδιάστατη ανακατασκευή του εγκεφάλου, μόνο η θέση του όγκου μας ενδιαφέρει και μόνο εκεί εστιάζει το τελικό στοιχείο του ρομπότ μας. Από τη στιγμή όμως που ο ασθενής θα εισαχθεί στο χειρουργείο και θα αρχίσουμε τις διαδικασίες για την αφαίρεση του όγκου, κατά τη διάρκεια του τρυπήματος του κρανίου όπως είπαμε θα υπάρξει η μετατόπιση εγκεφάλου (brain shift).

Το scanner μαγνητικής τομογραφίας θα στέλνει συνεχώς νέες τομές του εγκεφάλου, στις οποίες θα απεικονίζεται η πρόσφατη θέση του εγκεφάλου και κατ'επέκταση του όγκου. Οι νέες μαγνητικές τομές θα συγκρίνονται με τις

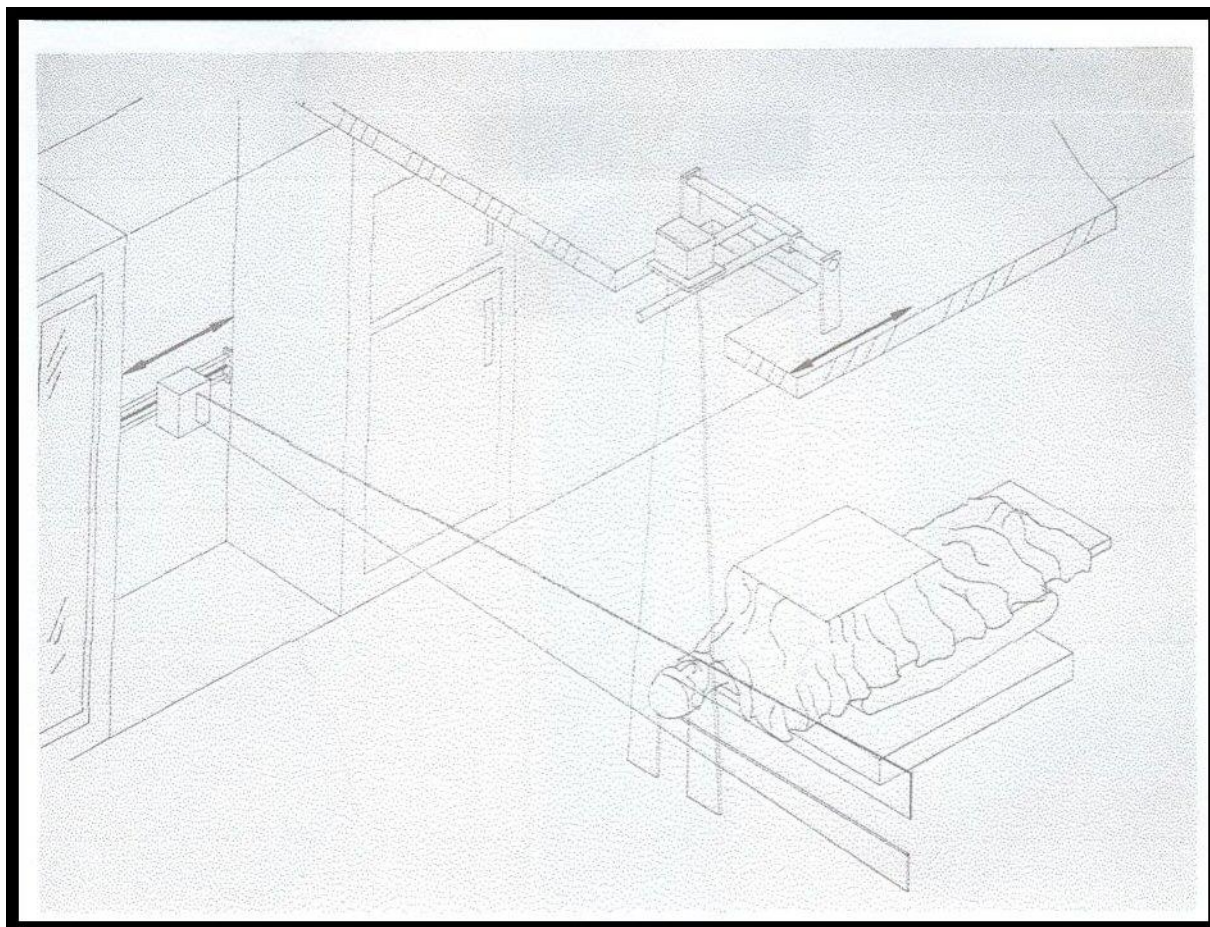
προηγούμενες, και έτσι το υπολογιστικό μας σύστημα θα δίνει στο ρομπότ τη νέα θέση του όγκου. Ο χρόνος που απαιτείται για μια πλήρη σάρωση του εγκεφάλου κατά τη διάρκεια του χειρουργείου θα ονομάζεται κύκλος. Σε κάθε κύκλο έχουμε μια πλήρη εικόνα του εσωτερικού του εγκεφάλου, μέχρι να ξεκινήσει ο επόμενος κύκλος σάρωσης. Κάθε σάρωση, κάθε σημείου θα συγκρίνεται με την σάρωση του εκάστοτε σημείου από τον προηγούμενο κύκλο. Με τον τρόπο αυτό θα έχουμε συνεχώς την ακριβή θέση του όγκου και θα μπορούμε να διακρίνουμε τις αλλοιώσεις που θα υποστεί.

Για να είμαστε πιο κατανοητοί, η διαδικασία απεικόνισης θα γίνεται ως εξής: Κάθε MRI που θα λαμβάνεται(τομή), προ-χειρουργικά σε πρώτη φάση, θα «τοποθετείται» πάνω της με τη βοήθεια υπολογιστικού προγράμματος ένα πλέγμα που θα τη χωρίζει σε pixels. Σε κάθε MRI, ανάλογα με την διάστασή της, η εικόνα αποτελείται από συγκεκριμένο αριθμό pixels. Το πρόγραμμα απλά απεικονίζει πάνω στην MRI τα pixels, τα οποία και έχουν σχήμα μικρών τετραγώνων. Στη συνέχεια, οι νέες μαγνητικές τομές που θα λαμβάνονται κατά τη διάρκεια του χειρουργείου, θα τοποθετούνται και αυτές σε πλέγμα που θα τις χωρίζει στα pixels που τις αποτελούν. Έτσι το πρόγραμμά μας, θα τοποθετεί πολύ απλά την μια εικόνα πάνω στην άλλη(προ-χειρουργική MRI και MRI κατά τη διάρκεια του χειρουργείου) και θα συγκρίνει που θα υπάρχει επικάλυψη στις δύο εικόνες. Καθώς ο εγκέφαλος ή ο όγκος κινείται, τα δεδομένα αλλάζουν και έτσι ανανεώνονται οι εικόνες, στις οποίες νέα τετραγωνάκια γεμίζουν με χρώμα. Όπου υπάρχει αλληλοεπικάλυψη στα κελιά, η εικόνα μένει ως έχει. Αυτό που μας ενδιαφέρει εμάς, είναι στο πλέγμα, το οποίο δημιουργούμε, να φαίνεται η κίνηση του εκάστοτε στόχου μας και ανανεώνοντας συνεχώς τις MRI, να εντοπίζουμε συνεχώς την νέα θέση του στόχου, ώστε να ενημερώνεται το ρομποτικό μας μηχανήμα για το πού να στοχεύσει.



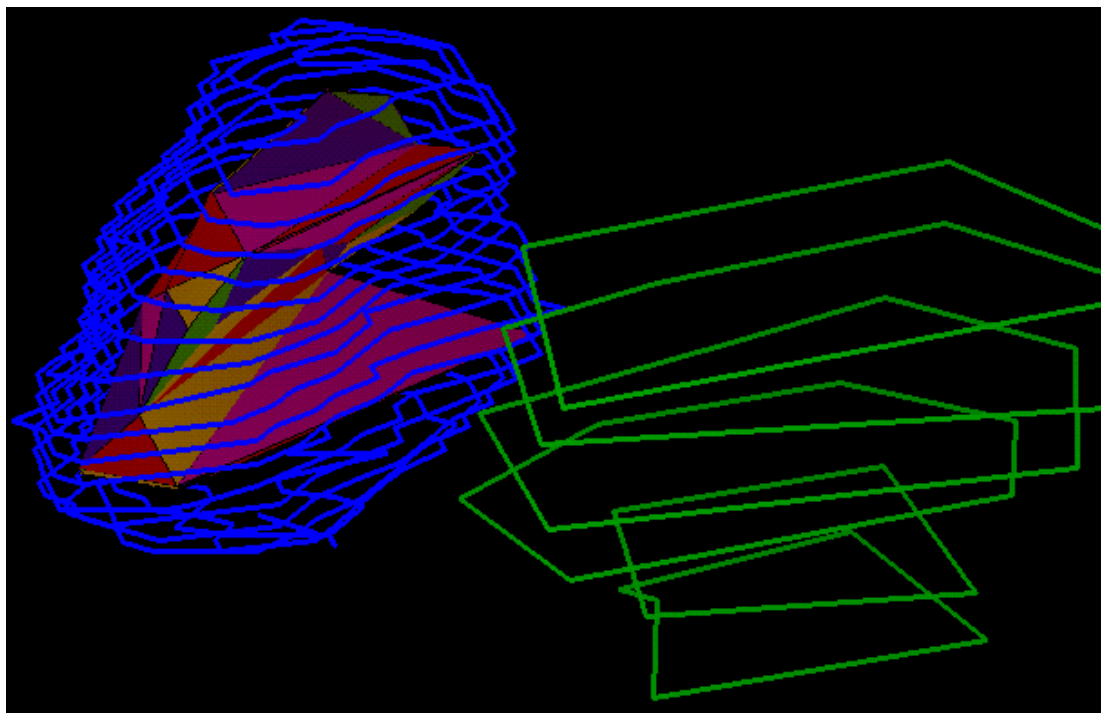
Σχήμα 2.8: Χαρτογράφηση των στοιχείων της MRI, πάνω σε πλέγμα που αναλύει την εικόνα στα pixels που την αποτελούν.

Είναι σημαντικό να κατανοήσουμε πως το περίγραμμα που θα έχει γύρω του ο όγκος(βλέπε σχήμα 2.4) παραμένει σταθερό. Αυτό που αλλάζει είναι η θέση του πολυγώνου αυτού στο χώρο, οι συντεταγμένες δηλαδή των άκρων του. Φυσικά ο εγκέφαλος δεν υπόκειται σε αναρίθμητες μετατοπίσεις. Λίγες φορές, κυρίως στην αρχή, παρατηρείται κάποια μετατόπιση. Ύστερα ο εγκέφαλος παραμένει σταθερός και το μόνο που αλλάζει είναι η μορφή και ο όγκος του καρκινικού όγκου. Αυτό δηλαδή που θα δείχνουν οι MRI είναι η συνεχής ελάττωση της μάζας του όγκου. Στο σχήμα που ακολουθεί φαίνεται η δομή του στερεοτακτικού αυτού μηχανήματος απεικόνισης του εγκεφάλου που περιγράφουμε.



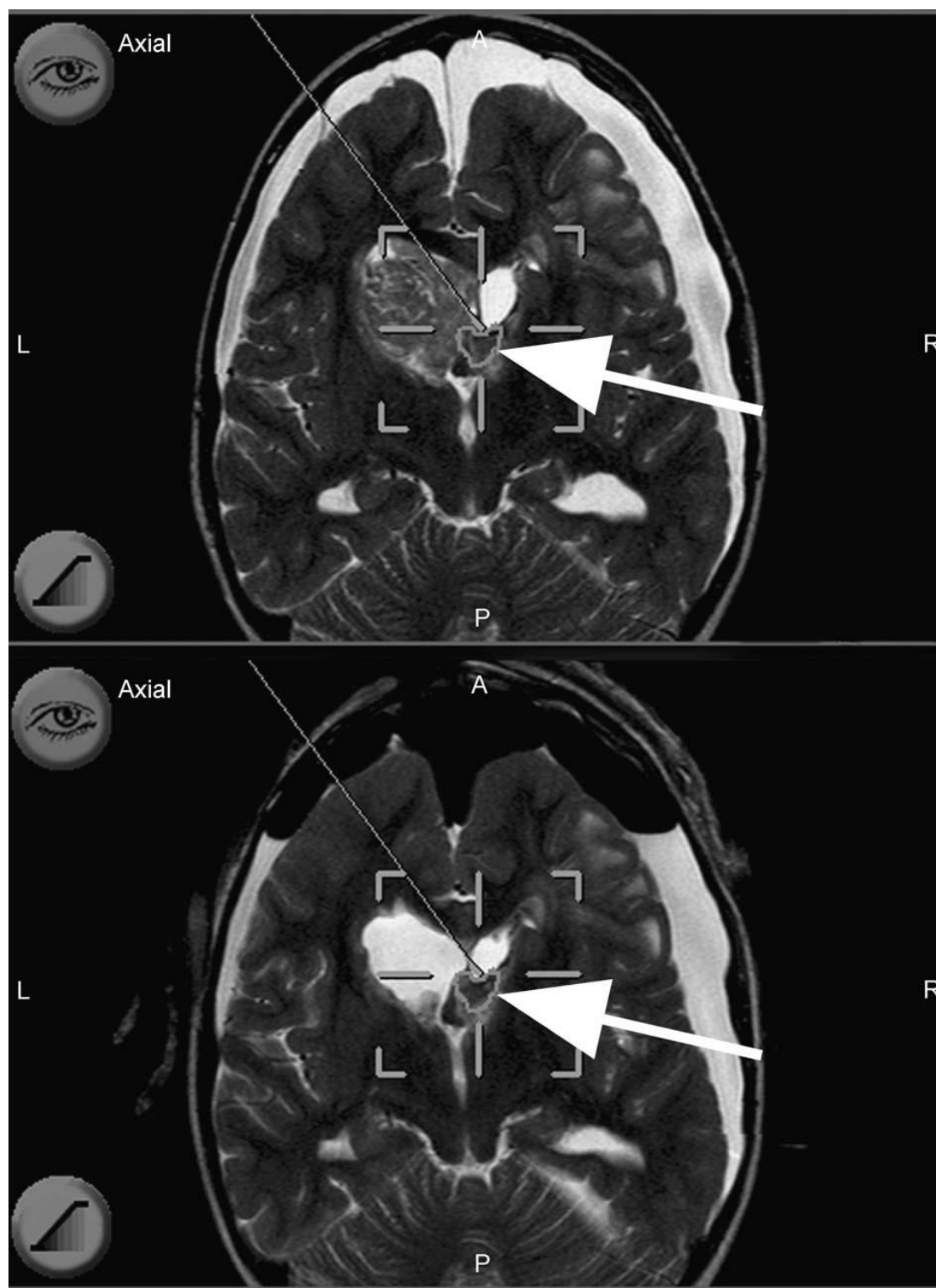
Σχήμα 2.9: Σχηματική αναπαράσταση του στερεοτακτικού μηχανήματος απεικόνισης του εσωτερικού του εγκεφάλου με τη χρήση μαγνητικής τομογραφίας(MRI scanners). Το μηχάνημα παρέχει στο ρομποτικό μας σύστημα συνεχείς εικόνες του εσωτερικού του εγκεφάλου και το καθοδηγεί για την πλήρη αφαίρεση του καρκινικού όγκου.

Στη συνέχεια ακολουθεί το σχήμα που απεικονίζει την τρισδιάστατη μορφή του καρκινικού όγκου, και το πώς αυτός δημιουργείται από την σύνθεση των διαφόρων δομών της μαγνητικής τομογραφίας. Παρατηρούμε τις ισοδυναμικές επιφάνειες που ορίζουν μια τομή MRI .



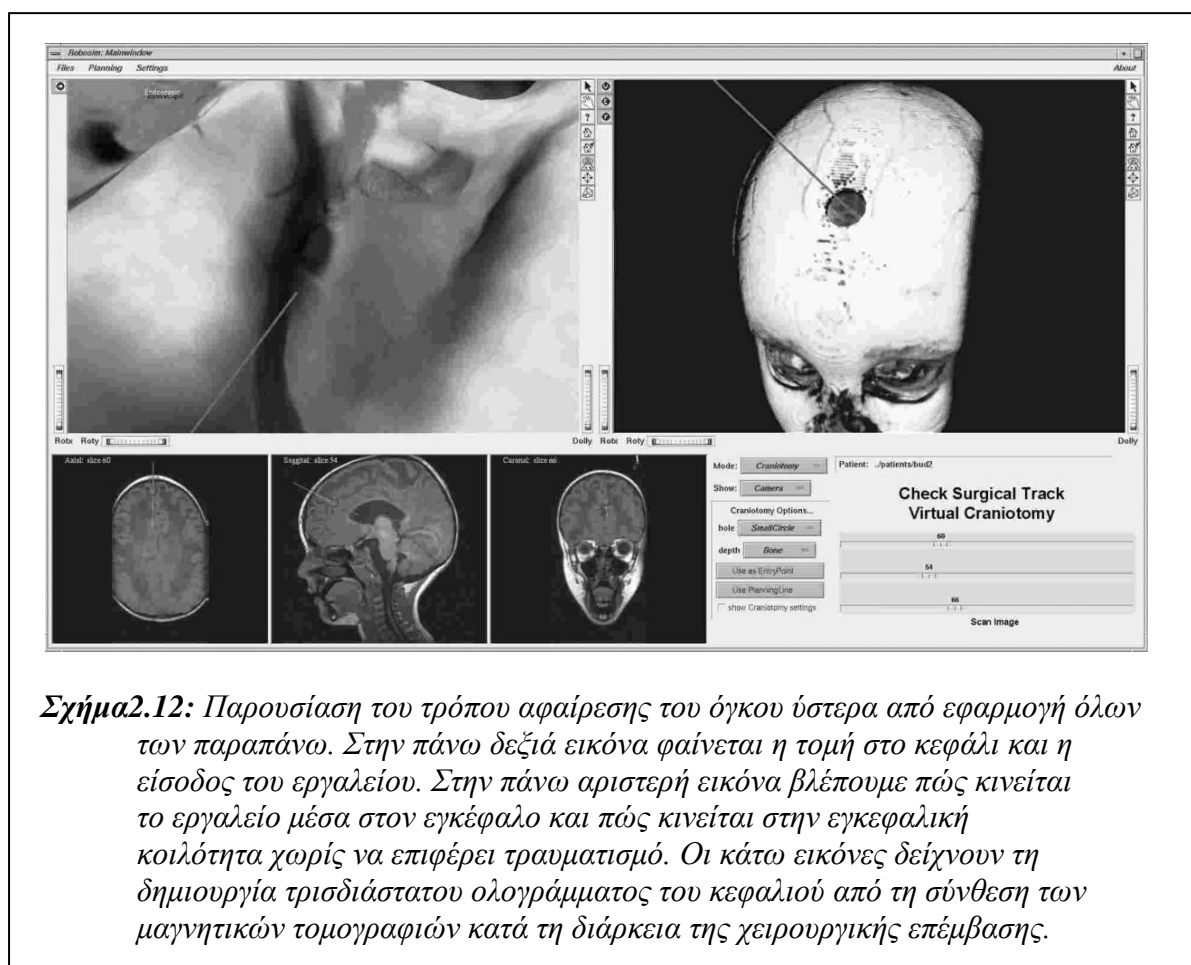
Σχήμα 2.10: Τρισδιάστατη απεικόνιση του καρκινικού όγκου από την σύνθεση των τομών που λάβαμε από την μαγνητική τομογραφία κατά τη διάρκεια της επέμβασης.

Στο παραπάνω σχήμα εστίασαμε στην τρισδιάστατη αναπαράσταση του καρκινικού όγκου και όχι ολόκληρου του κεφαλιού γιατί πολύ απλά όπως προαναφέραμε, η μορφή και η μάζα του όγκου αλλάζουν από ένα σημείο και μετά και μόνο αυτές. Ο υπόλοιπος εγκέφαλος παύει να κινείται και έτσι οι MRI θα πρέπει να μας πληροφορούν για την μείωση και αλλοίωση της μορφής και της μάζας του όγκου και μόνο. Στη συνέχεια παρουσιάζουμε ένα σχήμα που συγκρίνει μια προχειρουργική τομή MRI και μια τομή MRI που τραβήχτηκε κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Έτσι θα μπορέσουμε να δούμε τις διάφορες αλλαγές που αναφέραμε και παραπάνω.



Σχήμα 2.11: Σύγκριση 2 τομών MRI. Η πάνω τομή είναι αυτή που τραβήχτηκε προ-χειρουργικά ενώ η κάτω τομή τραβήχτηκε κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Με το άσπρο βέλος σημειώνονται οι διαφορές των 2 εικόνων που προήλθαν από την μετατόπιση εγκεφάλου και την μείωση μάζας του καρκινικού όγκου.

Στη συνέχεια θα παρουσιάσουμε ένα σχήμα, που απεικονίζει τον τρόπο αφαίρεσης του όγκου, ύστερα από εφαρμογή όλων των παραπάνω διαδικασιών που αναφέραμε.



Σχήμα2.12: Παρουσίαση του τρόπου αφαίρεσης του όγκου ύστερα από εφαρμογή όλων των παραπάνω. Στην πάνω δεξιά εικόνα φαίνεται η τομή στο κεφάλι και η είσοδος του εργαλείου. Στην πάνω αριστερή εικόνα βλέπουμε πώς κινείται το εργαλείο μέσα στον εγκέφαλο και πώς κινείται στην εγκεφαλική κοιλότητα χωρίς να επιφέρει τραυματισμό. Οι κάτω εικόνες δείχνουν τη δημιουργία τρισδιάστατου ολογράμματος του κεφαλιού από τη σύνθεση των μαγνητικών τομογραφιών κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης.

2.5 Σύνοψη

Συνολικά, σε αυτό το κεφάλαιο αναλύσαμε δύο προβλήματα που αντιμετώπιζε ο χειρουργός κατά τη διάρκεια μιας νευροχειρουργικής επέμβασης και πιο συγκεκριμένα στην αφαίρεση καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου. Το πρώτο πρόβλημα ήταν η μειωμένη ακρίβεια που έχει το ανθρώπινο χέρι κατά τη διάρκεια αφαίρεσης του όγκου, γεγονός που μπορεί να προκαλέσει διάφορες βλάβες στην υγεία του ασθενούς. Το δεύτερο είναι η μη ολοκληρωμένη εικόνα που έχει ο χειρουργός για την αφαίρεση του όγκου κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης, γεγονός που οδηγεί στην μετέπειτα αναγέννηση του όγκου. Και για τα δύο προβλήματα αυτά παρουσιάστηκαν λύσεις, οι οποίες υιοθετούνται από το ευφύες ρομποτικό μας μηχάνημα. Στην πρώτη περίπτωση προτάθηκε η χρήση ενός συγκεκριμένου μηχανήματος, που στηριζόμενο σε συγκεκριμένο μαθηματικό αλγόριθμο καταφέρνει να εξαλείφει ότι ταλαντώσεις αντιλαμβάνεται πάνω του και τοποθετείται ως άκρη στο τελικό στοιχείο του ρομπότ μας. Για την δεύτερη περίπτωση προτάθηκε ο συνδυασμός της μαγνητικής τομογραφίας ως μέσο ιατρικής

απεικόνισης του εσωτερικού του εγκεφάλου, πριν αλλά και κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης. Έτσι θα εξαλείφονται οι αλλαγές που λαμβάνουν χώρα στο εσωτερικό του εγκεφάλου και θα καθοδηγείται με μεγαλύτερη ακρίβεια το μικροχειρουργικό εργαλείο του ρομπότ μας.

Σύμφωνα με τις προηγούμενες ενότητες και με την βοήθεια των σχημάτων που παραθέσαμε, παρατηρούμε την σπουδαιότητα της μαγνητικής τομογραφίας κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης. Αναγνωρίσαμε πως λόγω διαφόρων βιολογικών παραγόντων μπορεί να υπάρξει αλλαγή στην αρχική θέση του εγκεφάλου όπως την είχαμε προσδιορίσει από τις προ-χειρουργικές μαγνητικές τομογραφίες, την οποία αλλαγή αναλαμβάνει να προσδιορίσει η ίδια απεικονιστική μέθοδος, μόνο που αυτή τη φορά λαμβάνει χώρα κατά τη διάρκεια του χειρουργείου. Είναι αρκετά ενδιαφέρον το γεγονός ότι έχουμε από πριν σχεδιάσει το περίγραμμα του όγκου που θέλουμε να αφαιρέσουμε καθώς επίσης και τις επιτρεπόμενες «οδούς» πρόσβασης που επιλέγει ο χειρουργός και έτσι το ρομποτικό μας μηχάνημα, ανεξαρτήτου μετατοπίσεως του εγκεφάλου, εστιάζει μόνο στην οριοθετημένη περιοχή.

Τέλος πρέπει να τονίσουμε πως το πρώτο σκέλος του προβλήματος που αναφέραμε στην αρχή, η ανακρίβεια και η μη σταθερότητα του ανθρώπινου χεριού, και στη συνέχεια η μέθοδος για την επίλυση του προβλήματος αυτού που προτείναμε, αποτελεί ένα τεχνικό ζήτημα το οποίο δεν θα αναλύσουμε περαιτέρω. Στο επόμενο κεφάλαιο, όπου θα αναπτύξουμε τον προτεινόμενο αλγόριθμο που θα ορίζει την τροχιά του τελικού στοιχείου του ρομπότ μας, βασιζόμαστε στο δεύτερο σκέλος του αρχικού προβλήματος, την απεικόνιση του εγκεφάλου με απεικονιστικά μέσα. Πάνω στις προ-χειρουργικές μαγνητικές τομογραφίες, οριοθετούμε τον όγκο και το σημείο εκκίνησης του τελικού στοιχείου μας και στη συνέχεια με χρήση του αλγορίθμου τον αφαιρούμε. Εστιάζουμε δηλαδή πιο πολύ, στη μέθοδο αφαίρεσης του όγκου και όχι στα τεχνικά μέσα που θα μας βοηθήσουν να την πετύχουμε.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3.

Προτεινόμενος Αλγόριθμος

3.1 Η Εφαρμογή των Αλγορίθμων στη Ρομποτική Χειρουργική

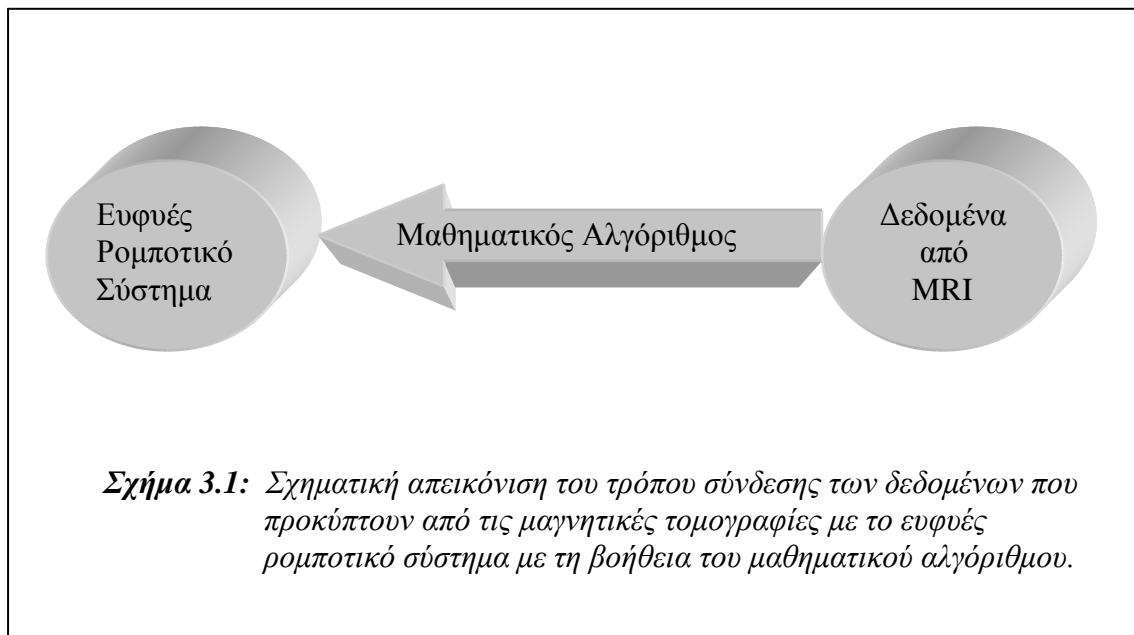
Όπως είδαμε και στο προηγούμενο κεφάλαιο, καταφέραμε να απαλείψουμε σε αρκετά ικανοποιητικό βαθμό τα προβλήματα που αντιμετωπίζει ο χειρουργός, όταν επιχειρεί μόνος του να πραγματοποιήσει μια νευροχειρουργική επέμβαση. Καταφέραμε εν πρώτοις να εξαλείψουμε τον παράγοντα tremor από το ρομποτικό μας μηχάνημα και στη συνέχεια με τις προ-χειρουργικές μαγνητικές τομογραφίες καθώς επίσης και με τις μαγνητικές τομογραφίες κατά τη διάρκεια της επέμβασης, αναπτύξαμε μια μέθοδο συνεχούς απεικόνισης του εγκεφάλου και του καρκινικού όγκου με πολύ μεγάλη ακρίβεια ,που οδηγεί τελικά στην πλήρη αφαίρεση του όγκου.

Έχουμε ήδη εξηγήσει αναλυτικά στο προηγούμενο κεφάλαιο, ότι οι εικόνες αυτές θα είναι οι καθοδηγήτριες γραμμές πάνω στις οποίες θα κινηθεί το ρομποτικό μας μηχάνημα. Στο παρόν κεφάλαιο θα εξηγήσουμε τον τρόπο με τον οποίο κινείται το τελικό στοιχείο, βάση των μαγνητικών τομογραφιών. Θα προτείνουμε δηλαδή έναν αλγόριθμο, ο οποίος θα έχει καθολική ισχύ, και θα μπορεί να εφαρμόζεται σε κάθε περίπτωση (ή τουλάχιστον στην συντριπτική πλειοψηφία) εμφάνισης καρκινικού όγκου στην περιοχή του εγκεφάλου. Χρησιμοποιώντας τα δεδομένα από τις προ-χειρουργικές αλλά και τις *in vivo* μαγνητικές τομογραφίες , ο αλγόριθμος μας θα δίνει πληροφορίες στο τελικό μας στοιχείο για το που θα πρέπει να κινηθεί, που θα πρέπει να σταματήσει και φυσικά ποιο κομμάτι του όγκου και με ποιο τρόπο θα πρέπει να τον αφαιρέσει.

Σε αυτό το σημείο λοιπόν θα πρέπει να αναλύσουμε τι είναι ένας αλγόριθμος και πως θα μας βοηθήσει να πραγματοποιήσουμε το δύσκολο αυτό πρόβλημα που καλούμαστε να αντιμετωπίσουμε. Με τον όρο «αλγόριθμος», εννοούμε μια μέθοδο επίλυσης ενός προβλήματος με τη διαδοχική εκτέλεση πεπερασμένου αριθμού στοιχειωδών λειτουργιών, οι οποίες ανήκουν σε ένα προκαθορισμένο σύνολο στοιχειωδών λειτουργιών. Ένας αλγόριθμος καθορίζει τις ακριβείς οδηγίες που θα πρέπει να ακολουθήσει ένα σύστημα (υπολογιστικό, μαθηματικό κ.α.), για να μπορέσει να καταλήξει σε κάποιο επιθυμητό αποτέλεσμα. Αν και ως αλγόριθμος μπορεί να οριστεί και ένα πρόγραμμα στον υπολογιστή το οποίο επαναλαμβάνεται συνεχώς χωρίς να καταλήγει σε κάποιο αποτέλεσμα (π.χ. ατέρμονη διαίρεση), στις περισσότερες περιπτώσεις ένας αλγόριθμος αποτελεί τα ενδιάμεσα βήματα που πρέπει να ακολουθήσει το σύστημά μας για να καταλήξει τελικά σε κάποιο επιθυμητό αποτέλεσμα.

Στην δική μας περίπτωση, από τη μια πλευρά έχουμε το ευφύες ρομποτικό σύστημα, το οποίο είναι απλά το εκτελεστικό όργανο των εντολών που λαμβάνει και καθοδηγεί το τελικό μας στοιχείο(είτε είναι laser είτε είναι νυστέρι) στον επιθυμητό στόχο, και από την άλλη πλευρά βρίσκονται οι μαγνητικές τομογραφίες οι οποίες

προσφέρουν τις απαραίτητες πληροφορίες για το τι αλλάζει χωροταξικά στο σύστημά μας. Με ένα απλοποιημένο παράδειγμα θα μπορούσαμε να παρομοιάσουμε το ευφύες ρομποτικό μας σύστημα με μια τελεία και με μια άλλη τελεία το σύνολο των εικόνων που λαμβάνουμε από τα ιατρικά απεικονιστικά μηχανήματα που χρησιμοποιούμε (στην συγκεκριμένη περίπτωση τις μαγνητικές τομογραφίες, MRI). Οι δύο αυτές τελείες χρειάζονται να ενωθούν ώστε να μπορέσουν να επικοινωνήσουν μεταξύ τους τα δυο αυτά συστήματα και να επιτύχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα. Τον ρόλο αυτό της γραμμής σύνδεσης των δύο συστημάτων αναλαμβάνει ο αλγόριθμος μας, ο οποίος «αναλύει» τα δεδομένα που προκύπτουν από τις MRI και δίνει τις απαραίτητες εντολές στο ρομποτικό σύστημα για την βέλτιστη κίνηση του στο χώρο. Σχηματικά θα μπορούσαμε να απεικονίσουμε τα παραπάνω ως εξής:



Αυτό που παρατηρούμε λοιπόν είναι πως ο μαθηματικός μας αλγόριθμος είναι το μέσο, το οποίο μεταφέρει τις πληροφορίες που λαμβάνουμε από τα απεικονιστικά συστήματα πριν και κατά τη διάρκεια του χειρουργείου, τα κωδικοποιεί και στη συνέχεια τα μεταφέρει με τη μορφή μαθηματικών εξισώσεων στο ευφύες ρομποτικό μας σύστημα το οποίο και κινείται, όπως του «υπαγόρευσε» να κάνει ο αλγόριθμός μας. Το ρομποτικό μας σύστημα δεν κατανοεί τις εικόνες που του δίνουν οι απεικονιστικές μέθοδοι και χρειάζεται έναν μεταφραστή, που θα του υπαγορεύσει στην δική του γλώσσα, την μαθηματική-λογική γλώσσα, το τι θα κάνει.

Η πιο πάνω περιγραφή του αλγορίθμου είναι μια πρώτη εικόνα για να γίνει πιο κατανοητή μετέπειτα η αλληλεπίδραση του αλγορίθμου μας με τα δύο συστήματα που μας ενδιαφέρουν. Στη συνέχεια θα περιγράψουμε πιο αναλυτικά τον τρόπο και την λειτουργία αλληλεπίδρασης των συστημάτων αυτών, καθώς και τι πραγματεύεται τελικά ο αλγόριθμος αυτός.

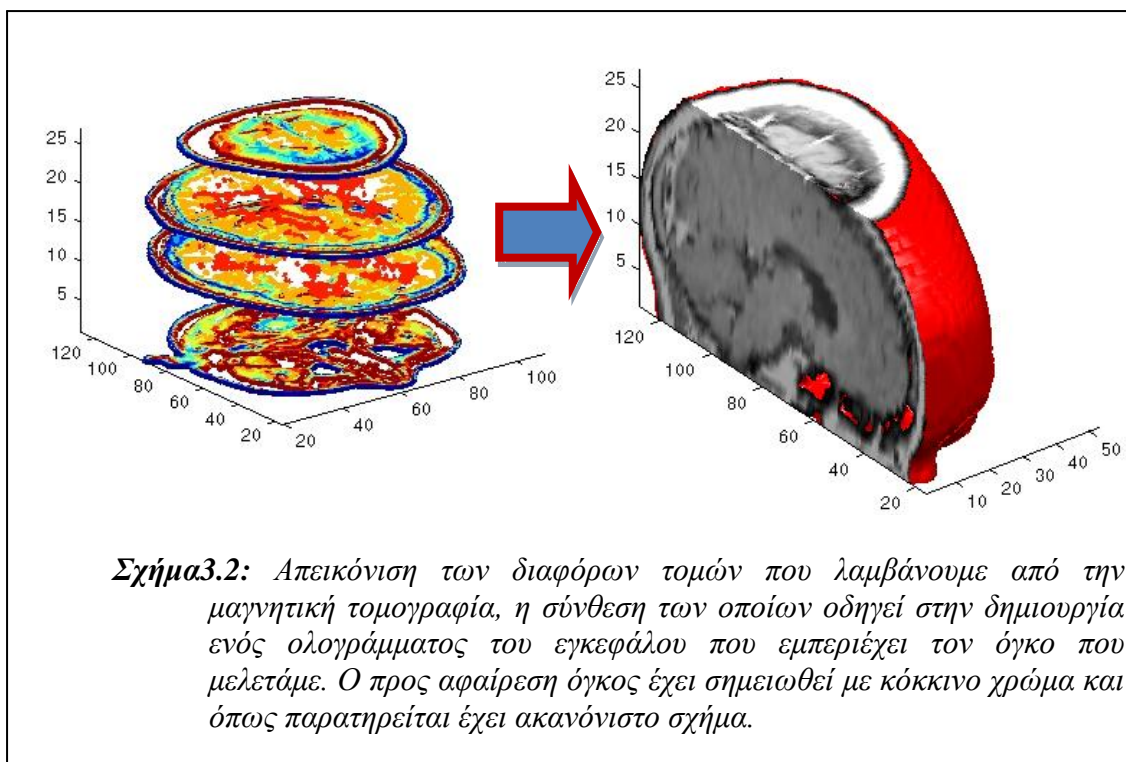
3.2 Προτεινόμενος Αλγόριθμος

3.2.1 Σταδιακή ανάλυση του προβλήματος που οδήγησε στην κατασκευή του προτεινόμενου αλγόριθμου

Όπως αναφέραμε και προηγουμένως, ο αλγόριθμος μας θα είναι το μέσο επικοινωνίας των δύο συστημάτων που χρησιμοποιούμε. Από τη μια πλευρά έχουμε το ευφύες ρομποτικό μας μηχάνημα και από την άλλη τα δεδομένα που μας προμηθεύει το απεικονιστικό μας σύστημα πριν και κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Πρέπει να αναφέρουμε πως στην δική μας περίπτωση το απεικονιστικό μας μηχάνημα είναι μεν μαγνητικός τομογράφος (για τους λόγους που αναφέραμε διεξοδικά στο 2^ο κεφάλαιο), θα μπορούσε όμως κάλλιστα να είναι και κάποιο άλλο απεικονιστικό μηχάνημα αν η εγχείρηση λάβαινε χώρα σε κάποιο άλλο μέρος του ανθρώπινου σώματος. Θέλουμε δηλαδή να καταλήξουμε στο συμπέρασμα ότι ο προτεινόμενος μας αλγόριθμος μπορεί πολύ εύκολα να εφαρμοστεί για να «συνδέσει» το εκάστοτε ευφύες ρομποτικό σύστημα που θα έχουμε με οποιοδήποτε απεικονιστικό μηχάνημα που θα ενδείκνυται για την εκάστοτε επέμβαση.

Για να γίνει πιο εύκολα κατανοητός ο αλγόριθμος μας, θα αναλύσουμε όλα τα επιμέρους στάδια του προβλήματος που καλούμαστε να αντιμετωπίσουμε και σταδιακά θα δείξουμε τους λόγους που οδήγησαν στον επιθυμητό τρόπο λύσης και τα βήματα που ακολουθήσαμε μετέπειτα. Ξεκινάμε λοιπόν από τα δεδομένα που αναλύσαμε διεξοδικά στο προηγούμενο κεφάλαιο. Αναφέραμε πως με την απεικονιστική μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας, πριν και κατά τη διάρκεια του χειρουργείου, μπορούμε με μεγάλη ακρίβεια να εντοπίζουμε τη θέση του όγκου στη περιοχή του εγκεφάλου καθώς και την μάζα που έχει κάθε χρονική στιγμή, μιας και η μάζα του όγκου μας μεταβάλλεται αφού θα αφαιρείται συγκεκριμένη ποσότητα όγκου σε κάθε κίνηση του ρομποτικού μας βραχίονα.

Έτσι λοιπόν εμείς αρχικά, έχουμε σαν πληροφορία μόνο τις προ-χειρουργικές μαγνητικές τομογραφίες, στις οποίες και οριοθετούμε την περιοχή που βρίσκεται ο όγκος, τον οποίο φυσικά θέλουμε να αφαιρέσουμε ολοκληρωτικά. Έχουμε δηλαδή στην διάθεση μας πολλαπλές τομές του προς εγχείρηση εγκεφάλου, πάνω στις οποίες έχουμε οριοθετήσει την περιοχή του προς αφαίρεση καρκινικού όγκου. Όπως είναι λογικό, κάθε τομή θα έχει και διαφορετικό σχήμα όγκου οριοθετημένο πάνω της. Ο λόγος που θα συμβαίνει κάτι τέτοιο είναι γιατί πολύ απλά ο μαγνητικός τομογράφος σαρώνει την περιοχή του εγκεφάλου με κάποιο συγκεκριμένο βήμα, με αποτέλεσμα να απεικονίζει διαφορετικές περιοχές του εγκεφάλου. Λόγω του ότι ο καρκινικός όγκος δεν είναι ομοιόμορφος σαν κάποιο γεωμετρικό σχήμα αλλά ακανόνιστης-τυχαίας χωροταξικής μορφής, είναι λογικό να καλύπτει άλλοτε μεγαλύτερη έκταση σε κάποια τομή και άλλοτε μικρότερη. Στο σχήμα που ακολουθεί γίνεται μια γραφική ανάλυση των όσων είπαμε παραπάνω για ευκολότερη κατανόηση των όσων αναφέραμε.



Όπως παρατηρούμε, η σύνθεση των μαγνητικών τομογραφιών δημιουργεί μια τρισδιάστατη απεικόνιση του εγκεφάλου, από τον οποίο και προέρχονται οι τομές αυτές. Σε αυτές τις τομές απεικονίζεται και η παραμικρή λεπτομέρεια του όγκου που μας ενδιαφέρει. Όπως είχαμε δείξει και στο σχήμα 2.10 του προηγούμενου κεφαλαίου, ο προς αφαίρεση όγκος που μελετάμε θα προκύψει και αυτός συνθέτοντας τις επιμέρους δισδιάστατες τομές του και έτσι θα δημιουργηθεί ένα τρισδιάστατο ολόγραμμα του. Πρέπει να τονίσουμε πως όλα τα παραπάνω αποτυπώνονται με εξαιρετική λεπτομέρεια στον μαγνητικό τομογράφο και πως με τη διαδικασία της ιχνηθέτησης, που και αυτή έχει αναλυθεί διεξοδικά στο 2^ο κεφάλαιο, μπορούμε να έχουμε μια σαφέστερη εικόνα διαχωρισμού του καρκινικού όγκου από το υγιές τμήμα του εγκεφάλου, όπως μας δείχνει και το παραπάνω σχήμα.

Συνοψίζοντας, έχουμε αναλύσει με αρκετές λεπτομέρειες τον τρόπο με τον οποίο γίνεται η λήψη των πληροφοριών για την θέση του όγκου καθώς και για την τρισδιάστατη μορφή του. Αυτό που απομένει να εξηγήσουμε είναι το πώς αντιλαμβάνεται το ρομπότ μας τα στοιχεία αυτά με τη βοήθεια του αλγόριθμου μας και πως τα αξιοποιεί για να καταλήξουμε στο επιθυμητό αποτέλεσμα. Για να μπορέσουμε να κατανοήσουμε την φιλοσοφία του αλγόριθμου μας, πρέπει απλά να σκεφτούμε τον τρόπο με τον οποίο ενεργεί ο χειρουργός στην περίπτωση της αφαίρεσης όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου χωρίς την βοήθεια ρομποτικού μηχανήματος. Εξάλλου, αυτό που καλούμαστε να κάνουμε, είναι να υιοθετήσουμε τις όποιες κινήσεις κάνει ο χειρουργός και να τις προσομοιώσουμε με το ρομποτικό μας μηχανήμα. Αν και πιο ακριβές θα ήταν να πούμε ότι δεν υιοθετούμε τις εκάστοτε κινήσεις του χειρουργού, που σίγουρα διαφέρουν ανάλογα με την περίπτωση, αλλά την πορεία σκέψης που ακολουθεί για την αφαίρεση του όγκου.

Η παραπάνω συλλογιστική πορεία είναι το κλειδί για να κατανοήσουμε την φιλοσοφία που διέπει τον αλγόριθμο μας. Καλούμαστε δηλαδή να κατασκευάσουμε ένα νοήμων ρομποτικό στερεοτακτικό μηχάνημα, το οποίο θα μπορεί να κινείται και να αφαιρεί τον καρκινικό όγκο, όπως ακριβώς θα έκανε το χέρι του χειρουργού. Είναι προφανές πως το ρομποτικό μας μηχάνημα δεν μπορεί να αντικαταστήσει τον ανθρώπινο εγκέφαλο ούτε να ενεργήσει όπως θα ενεργούσε ο χειρουργός σε παρόμοιες περιπτώσεις. Τα επίπεδα που έχει φτάσει η τεχνητή νοημοσύνη στις μέρες μας, να μεν είναι υψηλά, παρόλα αυτά δεν μας επιτρέπουν την κατασκευή ενός ρομπότ που να σκέπτεται όπως ο άνθρωπος.

Έτσι αυτό που πρέπει να κάνουμε, είναι να τυποποιήσουμε όσον το δυνατόν περισσότερο τις κινήσεις του χειρουργού για παρόμοιες περιπτώσεις και να προγραμματίσουμε το ευφύες ρομποτικό μας μηχάνημα να αναπαραγάγει τις κινήσεις αυτές σε αντίστοιχες διαδικασίες. Αυτό που αξίζει να σημειωθεί είναι πως τις κινήσεις του χειρουργού είναι πολύ εύκολο να τις προσομοιώσουμε. Αυτό που είναι δύσκολο να πετύχουμε είναι η δημιουργία ενός προγράμματος που θα μπορεί να ανταπεξέλθει σε οποιεσδήποτε επιπλοκές παρουσιαστούν κατά τη διάρκεια της επέμβασης.

Είναι γνωστό πως οι επεμβάσεις στην περιοχή του εγκεφάλου εγκυμονούν πολλούς κινδύνους, οι οποίοι μπορούν να αποβούν μοιραίοι για την υγεία του ασθενούς. Κατά την διάρκεια αφαίρεσης καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου, ο χειρουργός καλείται ενίοτε να αντιμετωπίσει διάφορες επιπλοκές που παρουσιάζονται, όπως για παράδειγμα την δημιουργία κάποιου οιδήματος στην περιοχή του εγκεφάλου όπου λαμβάνει χώρα η επέμβαση ή μια αιμορραγία κάποιου αγγείου. Σε μια τέτοια περίπτωση ο χειρουργός παρεκκλίνει της κανονικής πορείας της επέμβασης και αναλαμβάνει την αντιμετώπιση π.χ. του οιδήματος που προέκυψε. Το ρομποτικό μας μηχάνημα δεν μπορεί να αναγνωρίσει την ύπαρξη κάποιου οιδήματος και σίγουρα δεν μπορεί να πάρει την πρωτοβουλία να εξαλείψει το οίδημα, από τη στιγμή που είναι προγραμματισμένο να ακολουθήσει μια συγκεκριμένη αλληλουχία κινήσεων. Πρέπει να αναφέρουμε πως δεν είναι ακατόρθωτη η δημιουργία ενός ρομποτικού μηχανήματος που να αντιλαμβάνεται τέτοιου είδους επιπλοκές. Μια σειρά αισθητήρων που θα παρακολουθούν τις διάφορες παραμέτρους που μας ενδιαφέρουν στην περιοχή του εγκεφάλου είναι αρκετά σίγουρο πως θα μπορέσουν να ειδοποιήσουν το μηχάνημα μας για τέτοιου είδους επιπλοκές. Οι τρόποι εξάλειψης των επιπλοκών αυτών από ένα ευφύες ρομποτικό μηχάνημα όμως δεν αποτελούν κομμάτι αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Στην παρούσα εργασία καλούμαστε να μελετήσουμε την γενική περίπτωση όπου ένα ευφύες ρομποτικό σύστημα προσομοιώνει τις κινήσεις ενός χειρουργού για την αφαίρεση καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου. Είναι πολύ πιθανό να μπορέσουμε να προγραμματίσουμε το μηχάνημα μας να καταστείλει τυχόν επιπλοκές που πιθανόν να προκύψουν κατά τη διάρκεια της επέμβασης, και έπειτα να συνεχίζει την αρχική του εργασία. Τέτοιες όμως περιπτώσεις δεν τις λαμβάνουμε υπόψη στην παρούσα εργασία μιας και ξεφεύγουν από τα όρια της διπλωματικής εργασίας. Πρέπει όμως να τονιστεί το γεγονός, πως τέτοιου είδους ρομποτικό στερεοτακτικό μηχάνημα, που να καταστέλλει τις διάφορες επιπλοκές, δεν είναι αδύνατο να δημιουργηθεί.

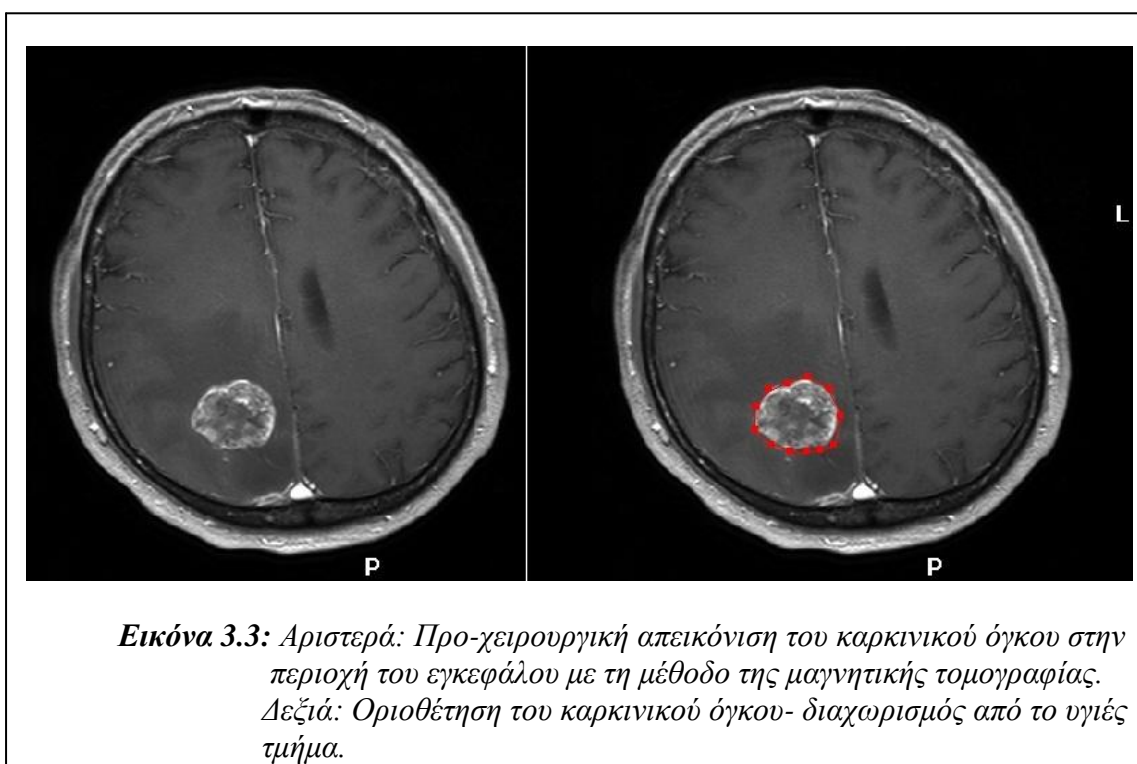
Η δημιουργία ενός αλγόριθμου που θα αναλαμβάνει την αναγνώριση και μετέπειτα την καταστολή της οποιαδήποτε επιπλοκής δεν αποτελεί αντικείμενο προς μελέτη της συγκεκριμένης εργασίας, η οποία και επικεντρώνεται στην δημιουργία ενός αλγόριθμου που μπορεί να αφαιρεί τον καρκινικό όγκο, που έχουμε εμείς οριοθετήσει, από οποιαδήποτε περιοχή του εγκεφάλου. Πρόκειται δηλαδή για έναν αλγόριθμο που δίνει λύση στο πρόβλημα εντοπισμού και αφαίρεσης του καρκινικού όγκου από τον εγκέφαλο (tracking problem).

Συνεχίζοντας την σταδιακή ανάλυση του προβλήματος μας, είμαστε πλέον σε θέση να κατανοήσουμε την φιλοσοφία που διέπει τις κινήσεις του χειρουργού κατά τη διάρκεια μιας τέτοιας επέμβασης. Έχοντας λοιπόν λάβει υπόψη του ο χειρουργός την θέση και το μέγεθος του καρκινικού όγκου βασιζόμενος στις αξονικές ή μαγνητικές τομογραφίες που προηγήθηκαν, είναι πλέον σε θέση να μπορέσει να δημιουργήσει ένα πλάνο αφαίρεσης του όγκου. Με τον όρο πλάνο, εννοούμε την στρατηγική την οποία και θα ακολουθήσει προκειμένου να αφαιρέσει τον όγκο. Θα πρέπει να λάβει υπόψη του το σημείο όπου θα γίνει η τομή στο κρανίο και φυσικά θα πρέπει να γνωρίζει και τις «επιτρεπόμενες οδούς», τις οποίες και θα πρέπει να ακολουθήσει το χέρι του για να φτάσει τον όγκο, γιατί όπως δείξαμε και σε προηγούμενο κεφάλαιο, δεν γίνεται να επιλέξουμε τυχαίες οδούς πρόσβασης μέσα στον εγκέφαλο, επειδή υπάρχει πιθανότητα πρόκλησης ανεπανόρθωτης εγκεφαλικής βλάβης.

Αφού έχει λοιπόν καταλήξει σε μια συγκεκριμένη τεχνική αφαίρεσης του όγκου, καλείται να την εφαρμόσει κατά τη διάρκεια του χειρουργείου. Βασικός στόχος είναι η ολοκληρωτική αφαίρεση του όγκου, στην περίπτωση πάντα που αυτός βρίσκεται σε προσβάσιμη περιοχή και μπορεί να αφαιρεθεί, ή η μερική αφαίρεση του σε πιο δύσκολες περιπτώσεις όπου δεν μπορούμε να έχουμε πλήρη πρόσβαση. Και στις δύο πάντως περιπτώσεις επιτυγχάνεται αισθητή βελτίωση της υγείας του ασθενούς και σημαντική αύξηση της ποιότητας ζωής του. Λαμβάνοντας λοιπόν υπόψη όλες τις πληροφορίες, τις οποίες έχουμε εξάγει από τις διάφορες προχειρουργικές διαδικασίες που αναλύσαμε παραπάνω, είμαστε πλέον σε θέση να αναλύσουμε το τι συμβαίνει κατά τη διάρκεια της επέμβασης.

Ο χειρουργός, ύστερα από την διαδικασία της κρανιοτομής, είναι σε θέση να διακρίνει τον όγκο και να τον αφαιρέσει χρησιμοποιώντας τα κατάλληλα εργαλεία για την περίπτωση. Αυτό που καλείται να κάνει στην συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων είναι με διαδοχικές κινήσεις να προσπαθεί να αφαιρεί κομμάτι-κομμάτι τον καρκινικό όγκο, με σκοπό την οριστική εκκαθάριση της συγκεκριμένης περιοχής. Είτε με τη χρήση laser, είτε με τη χρήση νυστεριού ή ακόμα και του εργαλείου «σκούπα» που χρησιμοποιείται ευρέως σήμερα για την αναρρόφηση του όγκου, η διαδικασία εξάλειψης του παραμένει ίδια. Ο χειρουργός προχωρά σε σταδιακή αφαίρεση μάζας του καρκινικού όγκου μέχρι να τον εξαφανίσει οριστικά και δεν επηρεάζεται από τυχόν μετακινήσεις του, αφού όπως αναφέραμε και σε προηγούμενη παράγραφο η μείωση της μάζας του όγκου προκαλεί μετατόπιση του κέντρου βάρους του και πιθανή μετατόπιση του (της τάξεως του ενός χιλιοστού) από την αρχική του θέση.

Την παραπάνω λοιπόν διαδικασία που μόλις περιγράψαμε καλούμαστε να την προσομοιώσουμε με τη χρήση του ρομποτικού μας συστήματος. Πρέπει δηλαδή να επιτύχουμε να κινηθεί ο ρομποτικός βραχίονας, και κατά συνέπεια το τελικό στοιχείο του ρομποτικού μας συστήματος, κατά τέτοιο τρόπο, ώστε να μην διαφέρει από την προαναφερθείσα τεχνική του χειρουργού. Ξεκινώντας λοιπόν πάλι από την αρχή, έχουμε ένα πλήθος μαγνητικών τομογραφιών που μας δείχνουν τη θέση του όγκου στην περιοχή του εγκεφάλου. Χωρίς να προκαλέσουμε βλάβη στη γενικότητα του προβλήματός μας, θα απομονώσουμε μια μόνο μαγνητική τομογραφία, μία δηλαδή τομή του εγκεφάλου του ασθενούς, στην οποία και απεικονίζεται ξεκάθαρα ο καρκινικός όγκος. Όπως έκανε και ο χειρουργός λοιπόν, καλούμαστε να οριοθετήσουμε τον όγκο αυτόν και πρακτικά να τον διαχωρίσουμε από το υγιές μέρος του εγκεφάλου. Στο σχήμα που ακολουθεί, έχουμε την μαγνητική τομή που μας ενδιαφέρει και την οριοθετούμε, σύμφωνα με τα όσα είπαμε παραπάνω.



Έχοντας πλέον διαχωρίσει τον καρκινικό όγκο από το υγιές τμήμα του εγκεφάλου καλούμαστε να προχωρήσουμε στην αφαίρεση του. Όπως προαναφέραμε, στο συγκεκριμένο στάδιο της ανάλυσης μας, έχουμε απομονώσει μια μόνο τομή μαγνητικής τομογραφίας και πάνω σε αυτή έχει γίνει και η οριοθέτηση του όγκου. Το γεγονός αυτό δεν επηρεάζει στο ελάχιστο ούτε την ισχύ του αλγόριθμου μας, ούτε την λύση που δίνουμε πάνω στο προς μελέτη πρόβλημα. Στην αρχή θα μελετήσουμε μια μόνο τομή, η οποία και θα αποτελέσει την δισδιάστατη πλευρά του προβλήματός μας, και στη συνέχεια θα επεκταθούμε σταδιακά και στην τρισδιάστατη πλευρά, η οποία και θα προκύπτει από την σύνθεση όλων των μαγνητικών τομών που έχουμε στη διάθεσή μας, δημιουργώντας ένα τρισδιάστατο ολόγραμμα του εγκεφάλου και του καρκινικού όγκου.

Ξεκινώντας λοιπόν με το δισδιάστατο κομμάτι του προβλήματός μας, έχουμε σαν οδηγό μας την προχειρουργική MRI, η οποία και έχει οριοθετηθεί σύμφωνα με τις υποδείξεις του χειρουργού και απομονώνει τον καρκινικό όγκο από τον υπόλοιπο υγιή ιστό, και το ευφρές ρομποτικό μας μηχάνημα που καλείται να «μιμηθεί» τις κινήσεις του χειρουργού. Έχοντας λάβει υπόψη μας τα όσα είπαμε σε παραπάνω παράγραφο σχετικά με τον τρόπο αφαίρεσης του όγκου από τον χειρουργό, μπορούμε να θεωρήσουμε πως πρακτικά το χέρι του πραγματοποιεί μια ευθύγραμμη κίνηση, η οποία και επαναλαμβάνεται συνεχώς έως ότου αφαιρεθεί και το τελευταίο κομμάτι του καρκινικού όγκου.

Ο αλγόριθμος λοιπόν που καλούμαστε να εφαρμόσουμε στο ρομποτικό μας σύστημα είναι μια επαναλαμβανόμενη ευθύγραμμη κίνηση, η οποία σαρώνει την περιοχή που έχουμε οριοθετήσει, αλλάζοντας κάθε φορά τη γωνία σάρωσης. Για να γίνει πιο κατανοητή η ιδέα της ευθύγραμμης κίνησης του ρομποτικού μας βραχίονα και της σάρωσης που θα πραγματοποιήσει στην οριοθετημένη περιοχή, ας προσπαθήσουμε να λάβουμε υπόψη την τεχνική που διέπει ένα ιατρικό απεικονιστικό μηχάνημα, για παράδειγμα έναν αξονικό τομογράφο 3^{ης} γενιάς. Στο μηχάνημα αυτό έχουμε μια πηγή αποκλίνουσας δέσμης ακτίνων X και μια μηχανικά συζευγμένη καμπυλοειδή διάταξη ανιχνευτών. Το μηχάνημα ξεκινάει να εκπέμπει μια εξαιρετικά ευθυγραμμισμένη δέσμη ακτίνων X και οι ανιχνευτές βοηθούν στην απόκτηση της προβολής που δημιουργήθηκε. Στη συνέχεια η δέσμη ακτίνων X στρέφεται υπό κάποια μικρή γωνία και δημιουργεί άλλη μια προβολή καθώς σαρώνει το προς μελέτη αντικείμενο. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται για διάφορες γωνίες στρέψης, έως ότου σαρωθεί(καλυφθεί) πλήρως η περιοχή που θέλουμε.

Μια αντίστοιχη λοιπόν διαδικασία υιοθετούμε και εμείς με την εφαρμογή του αλγορίθμου μας. Μπορεί να μην υπάρχουν ανιχνευτές στην περίπτωσή μας, αλλά η ιδέα είναι ακριβώς η ίδια. Στην περίπτωση του αξονικού τομογράφου έχουμε την σάρωση μιας συγκεκριμένης περιοχής με τη χρήση ακτίνων X, στη δική μας περίπτωση, η σάρωση επιτυγχάνεται με τη ευθύγραμμη κίνηση του τελικού στοιχείου του ρομποτικού μας συστήματος. Και στις δύο περιπτώσεις, ένα ευθύγραμμο τμήμα είτε ακτίνες είτε τελικό στοιχείο, σαρώνει την περιοχή που μας ενδιαφέρει και στη συνέχεια στρέφεται υπό κάποια μικρή γωνία για να δημιουργήσει μια άλλη προβολή και έτσι σιγά σιγά να καλύψει πλήρως την περιοχή που μας ενδιαφέρει. Εμείς με την διαδικασία αυτή επιτυγχάνουμε την πλήρη αφαίρεση του όγκου, μια και σε κάθε ευθύγραμμη κίνηση του το τελικό στοιχείο θα αφαιρεί και από ένα κομμάτι του όγκου.

Όπως γίνεται αντιληπτό, η όλη ιδέα του αλγορίθμου μας βασίζεται πάνω στη δημιουργία ευθύγραμμης κίνησης. Αυτό που καλούμαστε δηλαδή να αναλύσουμε, είναι το πως στο οριοθετημένο κομμάτι του σχήματος 3.3, με τη χρήση κάποιου αλγορίθμου σχεδίασης ευθυγράμμων τμημάτων, θα πετύχουμε την ολοκληρωτική αφαίρεση του καρκινικού όγκου. Στη συνέχεια αυτού του κεφαλαίου, θα παρουσιάσουμε διάφορους τύπους αλγορίθμων που θα μας βοηθήσουν να πετύχουμε το ζητούμενο αποτέλεσμα και θα διαλέξουμε τον πιο κατάλληλο για την περίπτωση μας.

3.2.2. Αλγόριθμοι σχεδίασης ευθειών

Όπως εξηγήσαμε και στην προηγούμενη παράγραφο, σκοπός μας είναι η μελέτη και κατασκευή ενός αλγόριθμου που να μπορεί να κατευθύνει το τελικό στοιχείο του ευφυούς ρομποτικού μας συστήματος σε μια ευθεία πορεία. Πρακτικά, αυτό που καλείται να κάνει ο αλγόριθμος αυτός, είναι να οδηγεί το τελικό στοιχείο με επαναλαμβανόμενες ευθείες κινήσεις μέσα στην οριοθετημένη περιοχή και να αφαιρεί κομμάτια από τον οριοθετημένο όγκο και μόνο. Όταν λοιπόν έχει καταφέρει και έχει αφαιρέσει όλη την ποσότητα του όγκου που υπήρχε στο ευθύγραμμο τμήμα που μας αφορά, το οποίο ορίζεται από ένα σημείο εξωτερικά του κρανίου μέχρι το άκρο της οριοθετημένης περιοχής, στη συνέχεια θα στρέψει το τελικό στοιχείο υπό μια μικρή γωνία και θα συνεχίζει την ίδια διαδικασία. Οι κινήσεις αυτές θα επαναλαμβάνονται μέχρι να σαρωθεί πλήρως όλη η οριοθετημένη περιοχή από τις ευθύγραμμες αυτές κινήσεις.

Θα ήταν ιδιαίτερα χρήσιμο στο σημείο αυτό να εξηγήσουμε λίγο παραπάνω, ποια θα είναι τα άκρα της ευθύγραμμης αυτής κίνησης που καλείται να εκτελέσει ο βραχίονας του ρομποτικού μας συστήματος. Όπως έχουμε αναφέρει διεξοδικά και σε προηγούμενο κεφάλαιο, η θέση στην οποία θα βρίσκεται κάθε φορά ο καρκινικός όγκος στην περιοχή του εγκεφάλου θα είναι διαφορετική. Η διαδικασία οριοθέτησης του όγκου θα είναι σχεδόν πάντα η ίδια και θα περιλαμβάνει όπως είχαμε αναφέρει ξανά όχι μόνο τον καρκινικό όγκο, αλλά και κομμάτια υγιούς ιστού που συνόρευαν με τον όγκο. Ο λόγος που το κάνουμε αυτό είναι για να εξαλείψουμε και το παραμικρό ενδεχόμενο αναγέννησης των καρκινικών κυττάρων στην περιοχή αυτή και να επιτύχουμε την πλήρη εκκαθάρισή της.

Είναι λοιπόν κατανοητό πως αφού είναι κάθε φορά τυχαία η θέση που δημιουργείται ένας όγκος, θα είναι διαφορετικό και το σημείο όπου θα πρέπει να γίνει η κρανιοτομή. Το σημείο δηλαδή από το οποίο θα ξεκινήσει το τελικό μας στοιχείο διαφέρει κάθε φορά και φυσικά δεν πρέπει να αγνοήσουμε ότι λέγαμε στα προηγούμενα κεφάλαια σχετικά με τις επιτρεπόμενες οδούς πάνω στις οποίες πρέπει να κινηθεί το άκρο του ρομπότ μας. Κάθε περίπτωση φέρει και διαφορετικό βαθμό κινδύνου αφού κάποιες φορές η αφαίρεση θα πρέπει να γίνει υπό αυστηρότατους περιορισμούς για να μην προκληθεί κάποια βλάβη σε κάποια τμήματα του εγκεφάλου. Θα πρέπει δηλαδή η αφαίρεση να ακολουθήσει συγκεκριμένη οδό και να μην υπάρχει ούτε η παραμικρή απόκλιση από την τροχιά που θα καθορίσει ο ιατρός.

Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, χρειαζόμαστε έναν αλγόριθμο ο οποίος θα προσομοιώνει την ευθύγραμμη κίνηση του χειρουργού και δεν θα δημιουργεί καμία παρέκκλιση στην ευθύγραμμη πορεία που σχεδιάζουμε. Αυτό που εμείς θα κάνουμε σε πρώτη φάση είναι προσομοίωση των αλγορίθμων που θα παρουσιάσουμε παρακάτω σε μαγνητικές τομογραφίες που θα περιέχουν οριοθετημένο κάποιο όγκο και στη συνέχεια θα επιλέξουμε ποιος αλγόριθμος είναι πιο αποτελεσματικός για την περίπτωση μας. Χρήσιμο θα ήταν, πριν την παρουσίαση των διαφόρων αλγορίθμων, να κάναμε επανάληψη για τον τρόπο κατασκευής και εφαρμογής των διαφόρων εξισώσεων που περιγράφουν τα ευθύγραμμα τμήματα που καλούμαστε να χρησιμοποιήσουμε.

Η εξίσωση της ευθείας σε καρτεσιανές συντεταγμένες δίνεται από την σχέση:

$$y = m * x + b \quad (3.1)$$

όπου m να αντιπροσωπεύει την κλίση της ευθείας και b την διαφορά ύψους με το y . Δεδομένου ότι τα άκρα του ευθύγραμμου τμήματος που μας ενδιαφέρει να σχεδιάσουμε ορίζονται από τις συντεταγμένες (x_1, y_1) και (x_2, y_2) , οι οποίες και θα θεωρούνται δεδομένες κάθε φορά, μπορούμε να καθορίσουμε την κλίση m της ευθείας μας καθώς και την τιμή της παραμέτρου b που αναφέραμε προηγουμένως, εφαρμόζοντας τις παρακάτω εξισώσεις :

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1} \quad (3.2)$$

$$b = y_1 - m * x_1 \quad (3.3)$$

Οι αλγόριθμοι για την κατασκευή και παρουσίαση ευθύγραμμων τμημάτων βασίζονται πάνω στην εξίσωση (3.1), ενώ οι υπολογισμοί γίνονται πάνω στις εξισώσεις (3.2) και (3.3). Για οποιοδήποτε x διαστήματος Δx κατά μήκος της γραμμής, μπορούμε να υπολογίσουμε το αναμενόμενο y διαστήματος Δy από την εξίσωση (3.2) ως εξής :

$$\Delta y = m * \Delta x \quad (3.4)$$

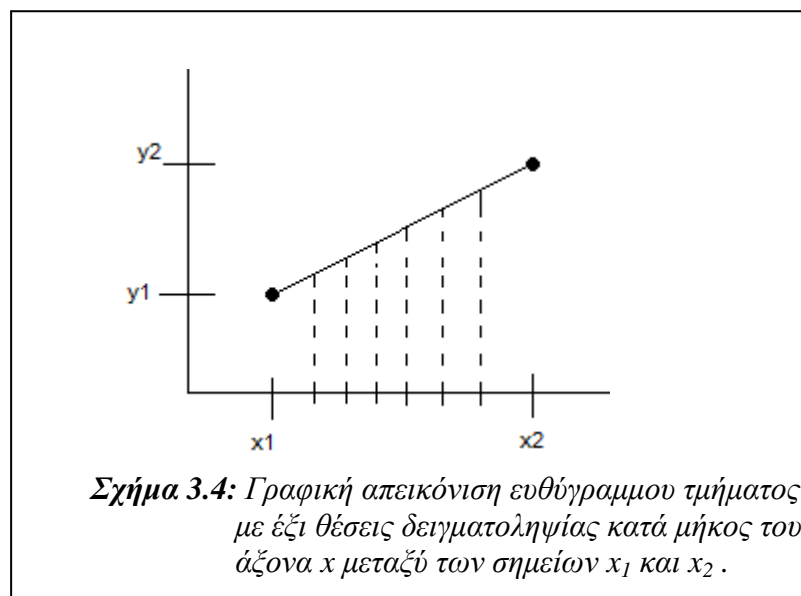
Με τον ίδιο ακριβώς τρόπο μπορούμε να λάβουμε την τιμή του x διαστήματος Δx που ανταποκρίνεται σε συγκεκριμένη τιμή του Δy από τον τύπο :

$$\Delta x = \frac{\Delta y}{m} \quad (3.5)$$

Οι παραπάνω εξισώσεις διαμορφώνουν την βάση για τον καθορισμό της τάσεως εκτροπής για τις αναλογικές συσκευές. Για ευθείες κλίση $|m| < 1$, το Δx μπορεί να αντιστοιχηθεί σε μια μικρή οριζόντια τάση απόκλισης, ενώ η αναμενόμενη κάθετη απόκλιση τάσης που αντιστοιχείς το Δy υπολογίζεται από την εξίσωση (3.4). Για ευθείες με κλίση $|m| > 1$ έχουμε την ακριβώς αντίθετη περίπτωση με το Δy να αντιστοιχεί στην κάθετη απόκλιση τάσης και το Δx να υπολογίζεται βάση της εξίσωσης (3.5) και να αντιπροσωπεύει την κάθετη απόκλιση τάσης. Για τα γραφικά συστήματα, οι γραμμές αποτυπώνονται με pixels, και το μέγεθος βήματος σε οριζόντια και κάθετη κατεύθυνση περιορίζονται από τον διαχωρισμό των pixels. Για αυτό το λόγο πρέπει να τοποθετούμε μια γραμμή σε διακριτό επίπεδο τιμών και να καθορίζουμε το κοντινότερο pixel στη γραμμή για κάθε σημείο της για να μπορέσουμε να ταυτίσουμε το κατάλληλο pixel στο εκάστοτε σημείο της ευθείας μας.

3.2.2.1. Αλγόριθμος DDA

Ο ψηφιακός διαφορικός αναλυτής (DDA) είναι ένας διερευνητικός αλγόριθμος κατασκευής ευθειών βασισμένος στους υπολογισμούς των εξισώσεων (3.4) και (3.5). Κύρια ιδέα του αλγόριθμου αυτού είναι ο διαχωρισμός της ευθείας μας σε μικρά διαδοχικά τμήματα για μια συντεταγμένη και στη συνέχεια καθορίζουμε την ακέραια τιμή που βρίσκεται πλησιέστερα από τον διαχωρισμό αυτόν και τον αντιστοιχούμε στην άλλη συντεταγμένη. Για να γίνουν πιο κατανοητά τα όσα είπαμε παραπάνω, ας θεωρήσουμε αρχικά μια ευθεία με θετική κλίση, όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα.



Εάν η κλίση είναι μικρότερη ή ίση της μονάδος, κάνουμε τον διαχωρισμό στο διάστημα της συντεταγμένης x ($\Delta x=1$) και υπολογίζουμε κάθε αποδεκτή τιμή του y ως εξής :

$$y_{k+1} = y_k + m \quad (3.6)$$

Ο δείκτης k παίρνει ακέραιες τιμές ξεκινώντας από την τιμή 1, για το πρώτο σημείο, και αυξάνεται κατά 1 μέχρι να φτάσουμε το άλλο άκρο του ευθύγραμμου τμήματός μας. Αφού η μεταβλητή m μπορεί να λάβει οποιαδήποτε τιμή μεταξύ του 0 και του 1, οι υπολογιζόμενες τιμές της μεταβλητής y πρέπει να παίρνουν τιμές όσο το δυνατόν πιο κοντά σε ακέραιους αριθμούς. Για ευθείες με θετική κλίση μεγαλύτερη της μονάδας, αντιστρέφουμε τη θέση των x και y. Κάνουμε διαχωρισμό σε μικρά τμήματα αυτή τη φορά ως προς την συντεταγμένη y ($\Delta y=1$) και υπολογίζουμε κάθε αποδεκτή τιμή του x εφαρμόζοντας την εξίσωση :

$$x_{k+1} = x_k + \frac{1}{m} \quad (3.7)$$

Οι εξισώσεις (3.6) και (3.7) βασίζονται στην αρχική μας υπόθεση, ότι οι γραμμές ξεκινούν από τα αριστερά προς τα δεξιά, δηλαδή ότι το σημείο εκκίνησης του ευθύγραμμου τμήματός μας βρίσκεται αριστερά του σημείου τερματισμού. Εάν θέλουμε να αλλάξουμε αυτή την αρχική μας υπόθεση και να λάβουμε ως δεδομένο το αντίθετο, ότι δηλαδή το σημείο έναρξης του ευθύγραμμου τμήματος βρίσκεται δεξιά του σημείου τερματισμού, τότε θα έχουμε είτε $\Delta x = -1$ και

$$y_{k+1} = y_k - m \quad (3.8)$$

είτε $\Delta y = -1$ με

$$x_{k+1} = x_k - \frac{1}{m} \quad (3.9)$$

Οι εξισώσεις από την (3.6) έως την (3.9) μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν και για τον υπολογισμό της θέσης των pixels και για ευθείες με αρνητική κλίση. Εάν η απόλυτη τιμή της κλίσης είναι μικρότερη της μονάδος και το σημείο εκκίνησης του ευθύγραμμου τμήματος βρίσκεται στα δεξιά του σημείου τερματισμού, θέτουμε $\Delta x = 1$ και υπολογίζουμε τις τιμές της μεταβλητής y σύμφωνα με την εξίσωση (3.6).

Όταν το σημείο εκκίνησης του ευθύγραμμου τμήματός μας βρίσκεται δεξιά από το σημείο τερματισμού (για την ίδια κλίση που είχαμε και πριν, την αρνητική), θέτουμε $\Delta x = -1$ και λαμβάνουμε τις τιμές της μεταβλητής y από την εξίσωση 3.8. Ομοίως με πριν, όταν η απόλυτη τιμή μιας ευθείας αρνητικής κλίσης είναι μεγαλύτερη της μονάδος, χρησιμοποιούμε τον τύπο $\Delta y = -1$ και την εξίσωση 3.9 ή μπορούμε επίσης να χρησιμοποιήσουμε τον τύπο $\Delta x = 1$ και την εξίσωση 3.7.

Ο αλγόριθμος DDA συνοψίζεται στην παρακάτω procedure που περιγράφεται στη γλώσσα προγραμματισμού C++. Το συγκεκριμένο κομμάτι κώδικα είναι αυτό που θα μας καθοδηγήσει, ώστε ανάλογα με τις συντεταγμένες που θα θέσουμε εμείς στο ρομπότ μας, θα μπορέσει να πραγματοποιήσει ο βραχίονας μας την ευθύγραμμη κίνηση που επιθυμούμε. Σαν είσοδο στο σύστημα μας τοποθετούμε τις συντεταγμένες των δύο άκρων του ευθύγραμμου τμήματός μας. Οι οριζόντιες και κάθετες διαφορές, μήκους και ύψους αντίστοιχα των δύο αυτών σημείων του τμήματος μας προσδιορίζονται από τις παραμέτρους dx και dy αντίστοιχα. Η διαφορά με το μεγαλύτερο μέγεθος καθορίζει την τιμή της μεταβλητής $steps$. Ξεκινώντας από το σημείο με θέση pixel (x_0, y_0) , προσδιορίζουμε την απόκλιση που χρειάζεται σε κάθε βήμα για να παράγουμε την επόμενη θέση pixel κατά μήκος της ευθείας μας.

Επαναλαμβάνουμε την πιο πάνω διαδικασία για $steps$ φορές. Εάν το μέγεθος της τιμής του dx είναι μεγαλύτερο από το μέγεθος της τιμής dy και η μεταβλητή x_a είναι μικρότερη της μεταβλητής x_b , οι τιμές των «αυξήσεων» στην κατεύθυνση x και y θα είναι 1 και m αντίστοιχα. Εάν η μεγαλύτερη αλλαγή παρουσιάζεται στον x άξονα αλλά η μεταβλητή x_a είναι μεγαλύτερη της μεταβλητής x_b , τότε οι «μειώσεις» θα είναι -1 και $-m$ αντίστοιχα. Οι τιμές αυτές θα καθορίζουν πια το επόμενο νέο σημείο της ευθείας μας. Σε αντίθετη περίπτωση χρησιμοποιούμε ένα βήμα αύξησης ή μείωσης στην κατεύθυνση του άξονα y και ένα βήμα $1/m$ (αύξησης ή μείωσης) στον άξονα x .


```

#include      *eutheia kinisi*
#define      ROUND(a)  ((int) (a+0.5))

void lineDDA (int xa, int ya, int xb, int yb)
{
    int dx=xb-xa , dy=yb-ya , steps , k;
    float xIncrement, yIncrement, x=xa , y=ya;

    if (abs(dx) >abs(dy)) steps = abs (dx);
    else steps = abs dy);
    xIncrement = dx / (float) steps;
    yIncrement = dy / (float) steps;

    setPixel (ROUND(x) , ROUND(y));
    for (k=0; k<steps; k++) {
        x+=xIncrement;
        y+=yIncrement;
        setPixel (ROUND(x) , ROUND(y));
    }
}

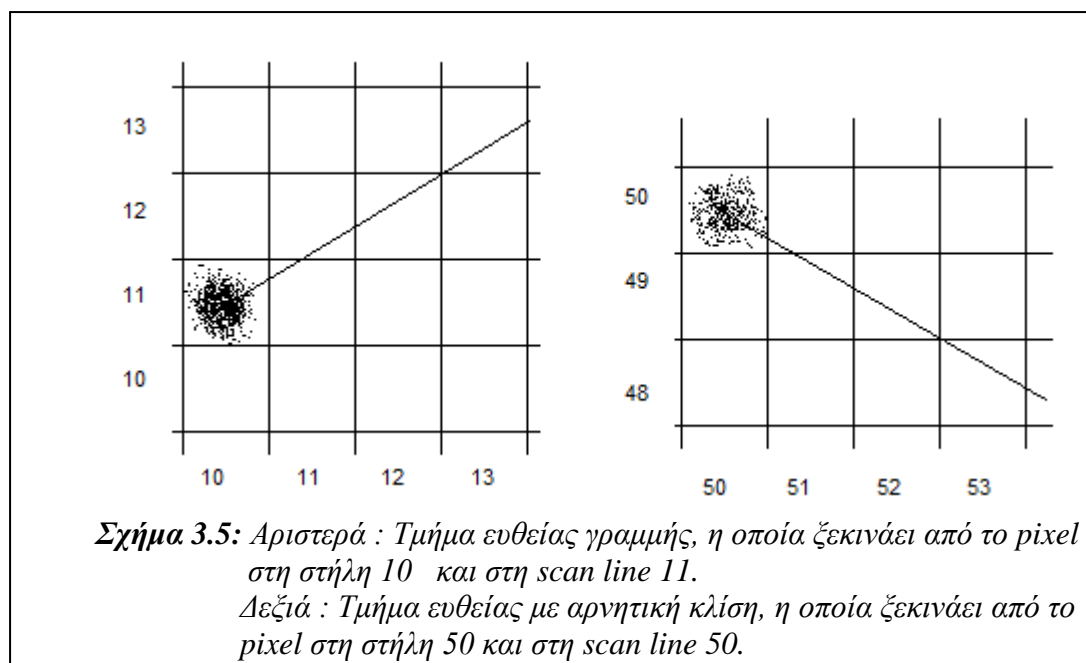
```

Ο αλγόριθμος DDA είναι μια γρήγορη μέθοδος υπολογισμού της θέσεως των pixels από ότι είναι η ευθεία χρήση της εξίσωσης (3.1). Απαλείφει τις πολυπλοκότητες της εξίσωσης (3.1), κάνοντας χρήση των γραφικών χαρακτηριστικών, έτσι ώστε το βήμα αύξησης στον αναδρομικό τύπο που περιγράψαμε να εφαρμόζεται στην κατεύθυνση x ή y και έτσι να προσδιορίζεται το επόμενο pixel στην ευθεία μας. Δυστυχώς, η συσσώρευση λαθών που προκύπτουν από την στρογγυλοποίηση των αποδεκτών λύσεων που βρίσκουμε σε κάθε φάση του αλγορίθμου που προσθέτουμε στον αναδρομικό τύπο, δημιουργούν απόκλιση στη θέση του υπολογισμένου pixel που βρίσκουμε σε κάθε βήμα του αλγορίθμου με αποτέλεσμα να μην είναι απόλυτα ευθύγραμμη η ευθεία μας, στην περίπτωση όπου έχουμε να κάνουμε με πολύ μεγάλα ευθύγραμμο τμήματα. Παρουσιάζονται δηλαδή αποκλίσεις στην περίπτωση, όπου επαναλαμβάνεται πάρα πολλές φορές ο αλγόριθμος μας, με αποτέλεσμα η ευθεία δεν είναι απόλυτα ακριβής. Όπως όμως προείπαμε κάτι τέτοιο συμβαίνει μόνο όταν έχουμε να κάνουμε με ένα πολύ μεγάλο ευθύγραμμο τμήμα.

Η χρονική καθυστέρηση που έχει ο αλγόριθμος αυτός κατά τον υπολογισμό των διαφόρων βημάτων, μπορεί να βελτιωθεί αισθητά κάνοντας αναγωγή των μεταβλητών m και 1/m στο ακέραιο πεδίο τιμών έτσι ώστε να μην χάνεται χρόνος για τις στρογγυλοποιήσεις των τιμών αυτών.

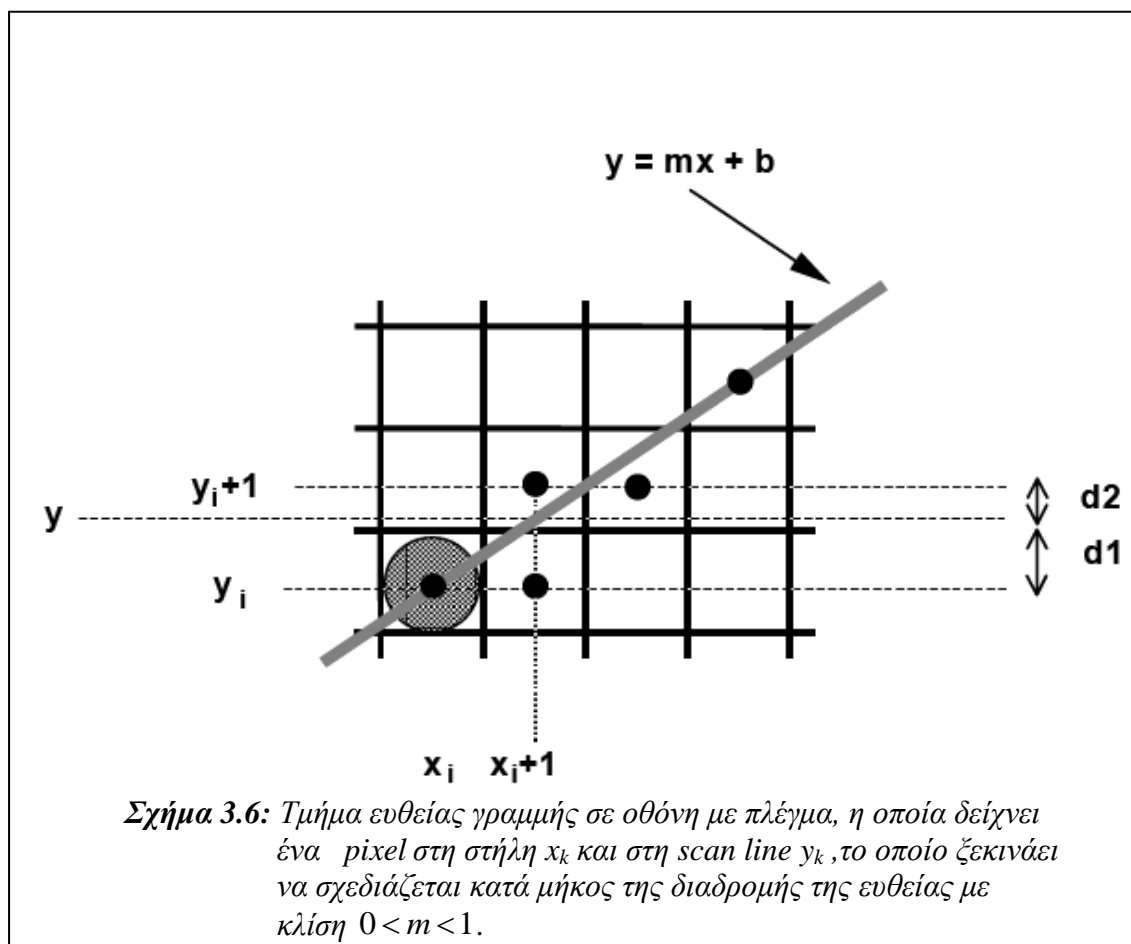
3.2.2.2. Αλγόριθμος κατασκευής ευθειών Bresenham

Ο αλγόριθμος Bresenham είναι ένας ακριβής και αποδοτικός τρόπος για να παράγουμε ευθείες γραμμές σε γραφικό περιβάλλον. Χρησιμοποιώντας μόνο ακέραια αύξηση στους υπολογισμούς, οι οποίοι μπορούν να υιοθετηθούν και για την αναπαράσταση κύκλων και άλλων καμπυλών, σαρώνει και ταυτόχρονα μετατρέπει την επιθυμητή γραμμή και την προσαρμόζει στα επίπεδα που εμείς θέλουμε. Στα σχήματα που απεικονίζονται παρακάτω, παρουσιάζονται τμήματα των ευθειών, οι οποίες πρόκειται να σχεδιαστούν. Οι κάθετοι άξονες φανερώουν τις θέσεις της γραμμής σάρωσης (scan-line positions) ενώ οι οριζόντιοι άξονες φανερώουν τις στήλες των pixels (pixel columns).



Κάνοντας δειγματοληψία στον άξονα των x στα προηγούμενα σχήματα, χρειαζόμαστε να αποφασίσουμε ποια θέση pixel, από τις δύο πιθανές που θα είναι κάθε φορά, είναι πιο κοντά στη διαδρομή που ακολουθεί η γραμμή μας σε κάθε βήμα. Ξεκινώντας από τα αριστερά το ευθύγραμμο τμήμα μας (όπως φαίνεται και στην αριστερή παράσταση του παραπάνω σχήματος), πρέπει να καθορίσουμε την επόμενη θέση που θα κινηθεί η ευθεία μας, δηλαδή ποιό θα είναι το επόμενο pixel που θα απεικονίσει το συγκεκριμένο τμήμα της ευθείας μας. Στο συγκεκριμένο παράδειγμα έχουμε δύο επιλογές, την θέση (11,11) και την θέση (11,12). Ομοίως στην δεξιά παράσταση του παραπάνω σχήματος, όπου έχουμε αρνητική κλίση στην ευθεία μας, η οποία και αυτή ξεκινάει από τα αριστερά προς τα δεξιά από το pixel (50,50), πρέπει να καθορίσουμε αν το επόμενο pixel θα είναι αυτό που βρίσκεται στη θέση (51,50) ή αυτό που βρίσκεται τη θέση (51,49). Οι παραπάνω ερωτήσεις μπορούν πολύ εύκολα να απαντηθούν με τη χρήση του αλγορίθμου του Bresenham, συγκρίνοντας το πρόσημο μιας ακεραίας παραμέτρου, η τιμή της οποίας είναι ανάλογο μέγεθος της διαφοράς που υπάρχει μεταξύ των δύο πιθανών pixel από την πραγματική θέση της γραμμής που έχουμε σχεδιάσει.

Για να παρουσιάσουμε πως προσεγγίζει ο αλγόριθμος του Bresenham τα παραπάνω προβλήματα, θα θεωρήσουμε πρώτα πως η διαδικασία επιλογής της θέσης του αλγόριθμου, η οποία και ονομάζεται scan-conversion process, θα εφαρμοστεί σε ευθείες γραμμές με θετική κλίση μικρότερη της μονάδος. Η θέση των pixels κατά μήκος της διαδρομής μιας ευθείας, καθορίζεται μετά από τη δειγματοληψία που γίνεται στα διαστήματα του άξονα x. Ξεκινώντας τη σχεδίαση της γραμμής μας από τα αριστερά προς τα δεξιά, από το σημείο (x_0, y_0) , προχωράμε σε κάθε αποδεκτή στήλη (θέση x) και σχεδιάζουμε το pixel, του οποίου η scan-line τιμή y είναι πλησιέστερη στην διαδρομή της ευθείας μας. Το παρακάτω σχήμα απεικονίζει το k-οστό βήμα της διαδικασίας που περιγράψαμε προηγουμένως. Υποθέτοντας ότι το pixel στη θέση (x_k, y_k) είναι αυτό που πρέπει να σχεδιαστεί, χρειαζόμαστε μετέπειτα να αποφασίσουμε ποιο pixel θα πρέπει να απεικονίσουμε στην στήλη x_{k+1} . Οι δύο πιθανές επιλογές που έχουμε, είναι τα pixels τα οποία βρίσκονται στις θέσεις $(x_k + 1, y_k)$ και $(x_k + 1, y_k + 1)$.



Στη θέση δειγματοληψίας x_{k+1} , ονομάζουμε τις κάθετες αποστάσεις από τη μαθηματική διαδρομή της γραμμής μας, με τις μεταβλητές d_1 και d_2 . Η y συντεταγμένη της γραμμής μας, στη στήλη pixel x_{k+1} υπολογίζεται βάση του παρακάτω τύπου :

$$y = m(x_k + 1) + b \quad (3.10)$$

Τότε,

$$d_1 = y - y_k = m(x_k + 1) + b - y_k$$

και

$$d_2 = (y_k + 1) - y = y_k + 1 - m(x_k + 1) - b$$

Η διαφορά των δύο παραπάνω όρων θα μας δείξει την συνολική διαφορά που έχουν τα σημεία αυτά από την ευθεία μας και θα είναι :

$$d_1 - d_2 = 2m(x_k + 1) - 2y_k + 2b - 1 \quad (3.11)$$

Μια παράμετρος απόφασης p_k για το k -οστό βήμα του αλγορίθμου μας μπορεί να δημιουργηθεί, ανακατασκευάζοντας την εξίσωση (3.11) ώστε να περιλαμβάνει μόνο ακέραιους υπολογισμούς. Κάτι τέτοιο το πετυχαίνουμε με το να κάνουμε την αντικατάσταση $m = \frac{\Delta y}{\Delta x}$, όπου Δx και Δy είναι οι κάθετες και οριζόντιες αποστάσεις από τα τελικά σημεία του ευθύγραμμου τμήματός μας και ορίζονται ως εξής :

$$p_k = \Delta x(d_1 - d_2) = 2\Delta y * x_k - 2\Delta x * y_k + c \quad (3.12)$$

Το πρόσημο της p_k είναι ίδιο με αυτό της παράστασης $d_1 - d_2$ αφού $\Delta x > 0$ στο παράδειγμά μας. Η παράμετρος c είναι σταθερά και έχει την τιμή $2\Delta y + \Delta x(2b - 1)$, η οποία και είναι ανεξάρτητη της θέσης των pixels και θα διαγραφεί στον αναδρομικό τύπο για την p_k . Στην περίπτωση όπου το pixel στη y_k είναι πιο κοντά στη διαδρομή της ευθείας μας από το pixel που βρίσκεται στην y_{k+1} , δηλαδή όταν $d_1 < d_2$, τότε η παράμετρος απόφασης p_k θα έχει αρνητικό πρόσημο. Σε αυτή την περίπτωση, σχεδιάζουμε το pixel το οποίο και βρίσκεται στη χαμηλότερη θέση. Στην αντίθετη περίπτωση από αυτή που μόλις αναφέραμε, θα πρέπει να σχεδιάσουμε υποχρεωτικά το pixel το οποίο και βρίσκεται στην υψηλότερη θέση.

Όπως είναι λογικό να συμβαίνει, οι συντεταγμένες αλλάζουν είτε στον άξονα x είτε στον άξονα y , κατά τη διαδρομή της ευθείας μας στο καρτεσιανό επίπεδο. Έτσι, μπορούμε να λάβουμε τις αποδεκτές τιμές για τις μεταβλητές απόφασης χρησιμοποιώντας υπολογισμούς, οι οποίοι στηρίζονται σε ακέραιες αυξήσεις του βήματος.

Στο βήμα $k+1$, η παράμετρος απόφασης λαμβάνει τιμές βάση της εξίσωσης :

$$p_{k+1} = 2\Delta y * x_{k+1} - 2\Delta x * y_{k+1} + c$$

Χρησιμοποιώντας και τη εξίσωση (3.12) σε συνδυασμό με την παραπάνω εξίσωση θα έχουμε τελικά :

$$p_{k+1} - p_k = 2\Delta y * (x_{k+1} - x_k) - 2\Delta x * (y_{k+1} - y_k)$$

όμως $x_{k+1} = x_k + 1$, οπότε :

$$p_{k+1} = p_k + 2\Delta y - 2\Delta x * (y_{k+1} - y_k) \quad (3.13)$$

όπου ο όρος $y_{k+1} - y_k$ είναι είτε 0 είτε 1 , ανάλογα με το πρόσημο της παραμέτρου p_k .

Ο αναδρομικός αυτός τύπος υπολογισμού της παραμέτρου απόφασης εκτελείται για κάθε ακέραια θέση x , ξεκινώντας από το αριστερό τελικό σημείο συντεταγμένων της γραμμής μας. Η πρώτη παράμετρος p_0 , λαμβάνει τιμές με την βοήθεια της εξίσωσης (3.12) από το αρχική θέση pixel(pixel εκκίνησης με συντεταγμένες $[x_0, y_0]$) και με την μεταβλητή m να ορίζεται ως $\Delta y / \Delta x$:

$$p_0 = 2\Delta y - \Delta x \quad (3.14)$$

Μπορούμε να συνοψίσουμε τον αλγόριθμο του Bresenham για την κατασκευή ευθειών με θετική κλίση μικρότερη της μονάδος στα παρακάτω αριθμημένα βήματα. Οι μεταβλητές $2\Delta y$ και $2\Delta y - 2\Delta x$ υπολογίζονται μόνο μια φορά για κάθε γραμμή η οποία και γίνεται scan converted, έτσι οι αριθμητικές πράξεις περιλαμβάνουν μόνο πρόσθεση και αφαίρεση ακεραίων αριθμών των δύο αυτών μεταβλητών.

Αλγόριθμος του Bresenham για $|m| < 1$

1. Εισάγουμε δύο σημεία εκκίνησης και τερματισμού της ευθείας μας, με το σημείο(ζεύγος συντεταγμένων) που βρίσκεται πιο αριστερά να λαμβάνει την ονομασία (x_0, y_0) .
2. Φορτώνουμε τα (x_0, y_0) στο frame buffer του συστήματός μας και έτσι έχουμε απεικονίσει το πρώτο σημείο του ευθύγραμμου τμήματός μας.
3. Υπολογίζουμε τις σταθερές Δx , Δy , $2\Delta y$ και $2\Delta y - 2\Delta x$ και έτσι λαμβάνουμε τις αρχικές τιμές για την παράμετρο απόφασης

$$p_0 = 2\Delta y - \Delta x$$

4. Για κάθε x_k κατά μήκος της γραμμής μας, ξεκινώντας από $k=0$, πραγματοποιούμε την παρακάτω δοκιμή :

Εάν $p_k < 0$, το επόμενο σημείο της ευθείας μας που θα απεικονίσουμε είναι το $(x_k + 1, y_k)$ και

$$p_{k+1} = p_k + 2\Delta y$$

Σε αντίθετη περίπτωση, το επόμενο σημείο της ευθείας που θα απεικονιστεί θα είναι το $(x_k + 1, y_k + 1)$ και

$$p_{k+1} = p_k + 2\Delta y - 2\Delta x$$

5. Επαναλαμβάνουμε το βήμα 4, Δx φορές.

Μια εφαρμογή του αλγορίθμου του Bresenham για σχεδίαση ευθειών με κλίση που κυμαίνεται από $0 < m < 1$ δίνεται στο παρακάτω κομμάτι κώδικα (procedure) στη γλώσσα προγραμματισμού C++. Η αρχική καθώς επίσης και η τελική θέση του ευθύγραμμου τμήματός μας δίνονται στην αρχή του κώδικα και έτσι προσδιορίζουμε τη θέση του pixel όπου ξεκινάει η ευθεία, καθώς επίσης και τη θέση του pixel πάνω στο οποίο τερματίζεται. Η σχεδίαση έχουμε θεωρήσει ότι γίνεται από τα αριστερά προς τα δεξιά. Κάθε ζεύγος συντεταγμένων θα φορτώνεται στον frame buffer του συστήματος και στη συνέχεια θα απεικονίζεται στην οθόνη μας.

```
void line(int x0, int y0, int x1, int y1) {
    int Dx = x1 - x0;
    int Dy = y1 - y0;
    int steep = (abs(Dy) >= abs(Dx));
    if (steep) {
        SWAP(x0, y0);
        SWAP(x1, y1);
        // recompute Dx, Dy after swap
        Dx = x1 - x0;
        Dy = y1 - y0;
    }
    int xstep = 1;
    if (Dx < 0) {
        xstep = -1;
        Dx = -Dx;
    }
    int ystep = 1;
    if (Dy < 0) {
        ystep = -1;
        Dy = -Dy;
    }
    int TwoDy = 2*Dy;
    int TwoDyTwoDx = TwoDy - 2*Dx; // 2*Dy - 2*Dx
    int E = TwoDy - Dx; //2*Dy - Dx
    int y = y0;
    int xDraw, yDraw;
    for (int x = x0; x != x1; x += xstep) {
        if (steep) {
            xDraw = y;
            yDraw = x;
        } else {
            xDraw = x;
            yDraw = y;
        }
        // plot
        plot(xDraw, yDraw);
        // next
        if (E > 0) {
            E += TwoDyTwoDx; //E += 2*Dy - 2*Dx;
            y = y + ystep;
        } else {
            E += TwoDy; //E += 2*Dy;
        }
    }
}
```

Ο αλγόριθμος του Bresenham γενικεύεται σε γραμμές με ρυθμιζόμενη κλίση λαμβάνοντας υπόψη την συμμετρία μεταξύ των διαφόρων ογδών του τρισδιάστατου χώρου και των τεταρτημορίων του καρτεσιανού επιπέδου x,y (octants & quadrants of the x,y directions). Αυτός είναι και ο κύριος λόγος που προχωράμε βηματικά κατά

τον άξονα y και ύστερα υπολογίζουμε τις αποδεκτές τιμές του x , οι οποίες και βρίσκονται πλησιέστερα της διαδρομής της ευθείας μας. Επιπλέον, είναι σαφές πως μπορούμε να δημιουργήσουμε έναν κώδικα, ο οποίος θα μπορεί να δημιουργεί ευθείες ανεξαρτήτως του σημείου εκκίνησης, δηλαδή έναν κώδικα ο οποίος θα δημιουργεί ευθείες είτε το σημείο εκκίνησης βρίσκεται αριστερά του σημείου τερματισμού είτε το αντίθετο.

Εάν η αρχική θέση για το ευθύγραμμο τμήμα μας, που έχει και θετική κλίση, βρίσκεται στα δεξιά, και το x αλλά και το y μειώνονται καθώς κινούμαστε από τα δεξιά προς τα αριστερά. Για να διασφαλίσουμε ότι τα ίδια pixels καταλαμβάνονται ανεξάρτητου σημείου εκκίνησης του ευθύγραμμου τμήματος, διαλέγουμε πάντα το pixel που βρίσκεται στην υψηλότερη (ή και χαμηλότερη θέση), στην περίπτωση όπου οι κάθετες αποστάσεις από την διαδρομή της ευθείας μας είναι ίσες, δηλαδή όταν $d_1=d_2$. Για ευθείες οι οποίες έχουν αρνητική κλίση, η διαδικασία σχεδίασης που ακολουθούμε είναι η ίδια, με τη διαφορά ότι η μια συντεταγμένη θα αυξάνεται ενώ η άλλη θα μειώνεται.

Τέλος, στις ειδικές περιπτώσεις όπου έχουμε : 1) Οριζόντιες γραμμές ($\Delta y=0$), 2) Κάθετες γραμμές ($\Delta x=0$) και 3) Διαγώνιες γραμμές όπου $|\Delta x|=|\Delta y|$, η φόρτωση στον frame buffer μπορεί να γίνει απευθείας παρακάμπτοντας τον αλγόριθμο κατασκευής ευθειών.

3.2.2.3. Αλγόριθμοι παράλληλης γραμμής

Οι αλγόριθμοι κατασκευής ευθειών που μελετήσαμε προηγουμένως καθορίζουν την θέση των pixels διαδοχικά. Με έναν παράλληλο υπολογισμό, μπορούμε να υπολογίζουμε τις εκάστοτε θέσεις των pixels κατά μήκος μιας διαδρομής ταυτόχρονα, απλά και μόνο κάνοντας καταμερισμό των υπολογισμών στους διάφορους επεξεργαστές που είναι διαθέσιμοι. Μια προσέγγιση στην ιδέα καταμερισμού των υπολογισμών, είναι να προσαρμόσουμε ένα υπάρχοντα διαδοχικό αλγόριθμο στα πλεονεκτήματα των πολλαπλών επεξεργαστών. Εναλλακτικά, μπορούμε να ανακαλύψουμε άλλους τρόπους επαρκούς υπολογισμού των θέσεων των pixels με τη χρήση παράλληλων υπολογισμών. Μια σημαντική παρατήρηση πάνω στη καταμέριση ενός παράλληλου αλγόριθμου είναι να καταφέρουμε να ισορροπήσουμε το φορτίο δεδομένων στους διαθέσιμους επεξεργαστές, ώστε να μην προκαλέσουμε υπερφόρτωση σε κάποιους από αυτούς με αποτέλεσμα να διακοπεί η επεξεργασία των δεδομένων.

Έστω ότι έχουμε στη διάθεσή μας n_p επεξεργαστές και θέλουμε να εφαρμόσουμε τον αλγόριθμο του Bresenham χρησιμοποιώντας τη μέθοδο της πολλαπλής επεξεργασίας. Ο τρόπος για να πετύχουμε κάτι τέτοιο είναι ο διαχωρισμός της διαδρομής της ευθείας μας σε n_p τμήματα και ταυτόχρονα να δημιουργούμε τμήματα ευθειών σε κάθε ένα από τα τμήματα που διαχωρίσαμε. Για μια ευθεία με κλίση από $0 < m < 1$ και με αριστερό σημείο τερματισμού (x_0, y_0) , «τεμαχίζουμε» την γραμμή μας κατά τον άξονα των θετικών x . Η απόσταση μεταξύ των αρχικών θέσεων x των παρακαείμενων τμημάτων που έχουμε χωρίσει μπορούν να υπολογιστούν από τον τύπο :

$$\Delta x_p = \frac{\Delta x + n_p - 1}{n_p} \quad (3.15)$$

όπου Δx είναι το πλάτος της γραμμής μας και η τιμή για το τμηματικό Δx_p υπολογίζεται χρησιμοποιώντας ακέραιη διαίρεση. Αριθμώντας τα τμήματα όπου έχουμε κάνει τον διαχωρισμό μας και τους επεξεργαστές που έχουμε στη διάθεσή μας ως $0, 1, 2, \dots, n_p - 1$, υπολογίζουμε την αρχική x συντεταγμένη για το k -οστό τμήμα από τον τύπο :

$$x_k = x_0 + k\Delta x_p \quad (3.16)$$

Για να εφαρμόσουμε τον αλγόριθμο του Bresenham πάνω στα διαφορετικά τμήματα που έχουμε χωρίσει, χρειαζόμαστε τις αρχικές τιμές για τις y συντεταγμένες και τις αρχικές τιμές για την παράμετρο απόφασης σε κάθε τμήμα. Η αλλαγή Δy_p στην y κατεύθυνση για κάθε τμήμα ξεχωριστά, υπολογίζεται από την κλίση της ευθείας m και από το πλάτος τμήματος Δx_p :

$$\Delta y_p = m\Delta x_p \quad (3.17)$$

Στο k -οστό τμήμα, η συντεταγμένη εκκίνησης y θα είναι :

$$y_k = y_0 + \text{round}(k\Delta y_p) \quad (3.18)$$

Η αρχική παράμετρος απόφασης του αλγορίθμου Bresenham στην αρχή του k -οστού τμήματος, παίρνει τιμές από την εξίσωση (3.12) :

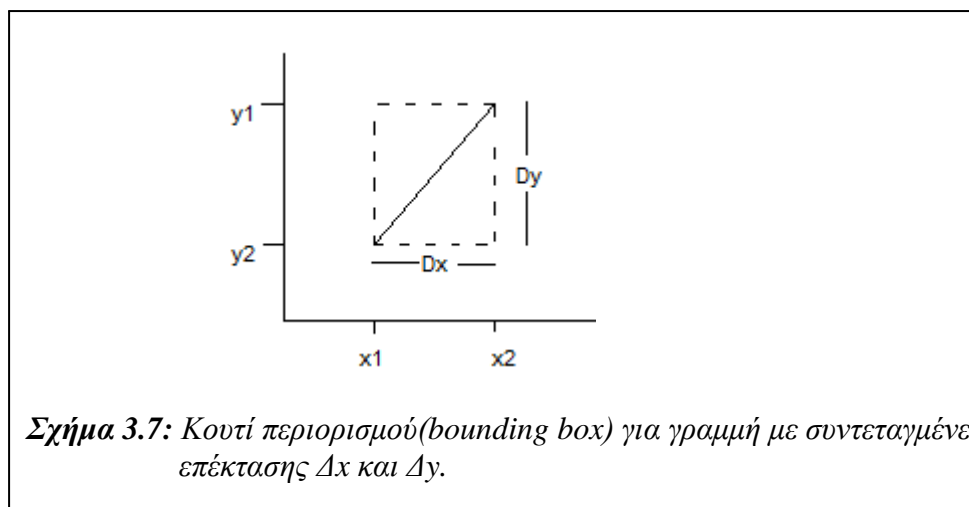
$$p_k = (k\Delta x_p)(2\Delta y) - \text{round}(k\Delta y_p)(2\Delta x) + 2\Delta y - \Delta x \quad (3.19)$$

Έπειτα, κάθε επεξεργαστής υπολογίζει την ακριβή θέση των pixels πάνω στα τμήματα που έχουμε κάνει τον διαχωρισμό, χρησιμοποιώντας την αρχική τιμή της παραμέτρου απόφασης για τα μεσοδιαστήματα που έχουμε χωρίσει και για τις αρχικές συντεταγμένες (x_k, y_k) . Μπορούμε επίσης να χρησιμοποιούμε μόνο ακέραιους αριθμούς κατά τη διάρκεια των παραπάνω υπολογισμών για τις αρχικές τιμές των y_k και p_k , κάνοντας την αντικατάσταση $m = \frac{\Delta y}{\Delta x}$ και στη συνέχεια αναδιατάσσοντας τους όρους. Η επέκταση του παράλληλου υπολογισμού του αλγορίθμου του Bresenham για μια ευθεία με κλίση μεγαλύτερη της μονάδος, μπορεί να επιτευχθεί με το να «τεμαχίσουμε» την γραμμή μας στην y διάσταση και στη συνέχεια υπολογίζοντας τις αρχικές τιμές του x για κάθε τμήμα που χωρίσαμε ξεχωριστά. Για ευθείες με αρνητική κλίση, αυξάνουμε τις τιμές των συντεταγμένων στη μια διεύθυνση και μειώνουμε αντίστοιχα στην άλλη διεύθυνση.

Ένας άλλος τρόπος για να κατασκευάσουμε αλγόριθμους που θα λειτουργούν παράλληλα σε γραφικά συστήματα επιτυγχάνεται με το να αντιστοιχήσουμε έναν επεξεργαστή σε μια συγκεκριμένη ομάδα (group) pixel. Με έναν επαρκή αριθμό επεξεργαστών, όπως γίνεται με την μηχανή σύνδεσης επεξεργαστών *Connection*

Machine CM-2, η οποία περιλαμβάνει πάνω από 65.000 επεξεργαστές, μπορούμε πρακτικά να αντιστοιχίσουμε κάθε επεξεργαστή σε ένα μόλις pixel μιας συγκεκριμένης περιοχής της οθόνης μας. Η μέθοδος αυτή μπορεί να υιοθετηθεί στην απεικόνιση ευθειών, με το να αντιστοιχίσουμε κάθε επεξεργαστή με κάθε ένα pixel, το οποίο θα βρίσκεται μέσα στα όρια των συντεταγμένων της γραμμής που θέλουμε να σχεδιάσουμε (bounding rectangle) και στη συνέχεια μπορούμε πολύ εύκολα να προχωρήσουμε στους υπολογισμούς των αποστάσεων των pixels από την θεωρητική διαδρομή της ευθείας μας.

Ο αριθμός των pixel, ο οποίος εμπεριέχεται μέσα στο πλαίσιο περιορισμού (bounding box) της γραμμής μας είναι $\Delta x * \Delta y$, όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα.



Η κατακόρυφη απόσταση d από την ευθεία που απεικονίζεται στο σχήμα μέχρι κάποιο pixel με συντεταγμένες (x, y) , υπολογίζεται από την εξίσωση :

$$d = Ax + By + C \quad (3.20)$$

όπου

$$A = \frac{-\Delta y}{\text{linelength}}$$

$$B = \frac{\Delta x}{\text{linelength}}$$

$$C = \frac{x_0 \Delta y - y_0 \Delta x}{\text{linelength}}$$

με

$$\text{linelength} = \sqrt{\Delta x^2 + \Delta y^2}$$

Από την ώρα που οι σταθερές A, B και C προσδιορίζονται για την κάθε γραμμή και ευρεθεί η τιμή τους, κάθε επεξεργαστής χρειάζεται να πραγματοποιήσει δύο πολλαπλασιασμούς και δύο προσθέσεις ώστε να καταφέρει να υπολογίσει την απόσταση d του pixel. Έτσι λοιπόν με αυτή τη μέθοδο επιτυγχάνουμε να σχεδιάζεται ένα pixel, αν και μόνο αν η απόσταση d είναι μικρότερη από την καθορισμένη παράμετρο πάχους της ευθείας μας.

Αντί να διαχωρίζουμε την οθόνη μας σε μεμονωμένα pixels, μπορούμε να αναθέσουμε στον κάθε επεξεργαστή τον υπολογισμό, είτε μιας scan line είτε μιας στήλης pixel, ανάλογα με την κλίση της ευθείας μας. Κάθε επεξεργαστής στη συνέχεια υπολογίζει την προβολή της ευθείας μας με τον οριζόντιο ή με τον κάθετο άξονα των pixels που του έχει αντιστοιχηθεί για επεξεργασία. Για ευθείες με κλίση $|m| < 1$, κάθε επεξεργαστής απλά αναλαμβάνει να λύσει την εξίσωση της ευθείας ως προς y, έχοντας ως δεδομένο τις τιμές του άξονα x. Για μια ευθεία με κλίση μεγαλύτερη της μονάδος, η εξίσωση της ευθείας λύνεται από τον κάθε επεξεργαστή ξεχωριστά ως προς την μεταβλητή x, έχοντας αυτή τη φορά ως δεδομένο τις τιμές της μεταβλητής y. Έτσι λοιπόν, παρατηρούμε πως αυτοί οι αντικειμενικά αργοί διαδοχικοί υπολογισμοί μπορούν να γίνουν πιο αποδοτικοί με τη χρήση των πολλαπλών επεξεργαστών, οι οποίοι βοηθούν όχι μόνο ως προς την ταχύτητα των υπολογισμών, αλλά και ως προς την ακρίβειά τους.

3.2.3 Πρακτική εφαρμογή του προτεινόμενου αλγόριθμου σχεδίασης ευθείας στο πρόβλημά αφαίρεσης καρκινικού όγκου

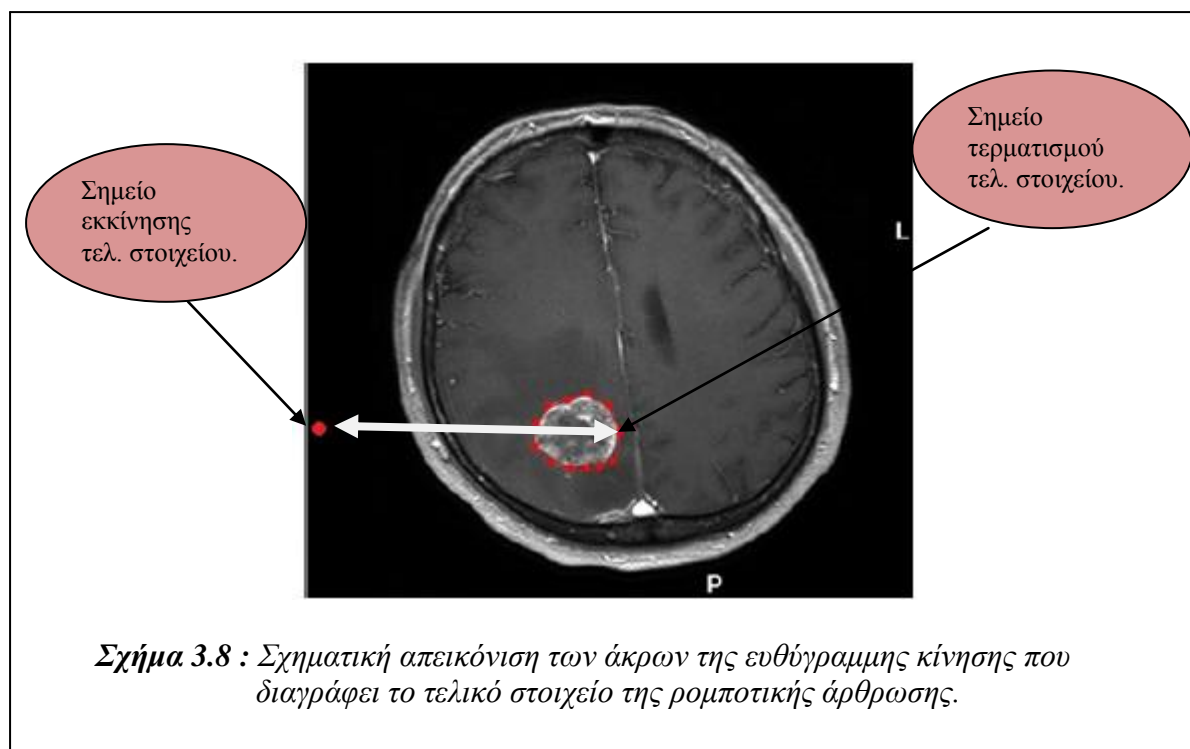
Όπως είδαμε στην προηγούμενη ενότητα, υπάρχει μια πληθώρα αλγορίθμων που μας επιτρέπει να σχεδιάζουμε ευθείες σε γραφικό περιβάλλον. Αναλύσαμε τον κάθε ένα ξεχωριστά και επισημάνσαμε τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα του. Αυτό που έχει σειρά τώρα είναι η επιλογή κάποιου από τους αλγόριθμους που αναλύσαμε προηγουμένως και η πρακτική εφαρμογή του στο αρχικό πρόβλημά μας. Θα πρέπει επίσης να συνδυάσουμε όλα τα μέχρι τώρα δεδομένα για τα εργαλεία που έχουμε στη διάθεση μας, ώστε να γίνει κατανοητό στον αναγνώστη πως αλληλεπιδρούν μεταξύ τους και πως τελικά οδηγούμαστε στο επιθυμητό αποτέλεσμα, που είναι η εξάλειψη του καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου.

Ξεκινάμε λοιπόν την πρακτική μας προσέγγιση επιλέγοντας έναν από τους τρεις αλγόριθμους που αναλύσαμε παραπάνω. Η διαδικασία επιλογής δεν είναι εύκολη υπόθεση μια και όπως ήδη αναφέραμε ο κάθε αλγόριθμος έχει τα δικά του πλεονεκτήματα αλλά και μειονεκτήματα. Για να καταλήξουμε στη σωστή επιλογή αλγόριθμου θα πρέπει να ξεφύγουμε από το θεωρητικό επίπεδο των εξισώσεων που γράψαμε προηγουμένως και να σκεφτούμε πιο πρακτικά. Στη παρούσα φάση, όπως

έχουμε πολλές φορές αναφέρει, εργαζόμαστε πάνω στο δισδιάστατο πρόβλημα της αφαίρεσης καρκινικού όγκου από την εγκεφαλική περιοχή. Κάτι τέτοιο σημαίνει πως έχουμε στη διάθεση μας μια ή και περισσότερες τομές μαγνητικής τομογραφίας και καλούμαστε σε κάθε μια μεμονωμένα να αφαιρέσουμε τον οριοθετημένο καρκινικό όγκο που έχουμε απομονώσει. Θα πρέπει πάλι να επισημάνουμε πως στην παρούσα φάση δεν μελετάμε τη σύνθεση των δισδιάστατων μαγνητικών τομογραφιών, η οποία σύνθεση θα μας δώσει ένα τρισδιάστατο ολόγραμμα του κεφαλιού. Η προσομοίωση μας έχει να κάνει μόνο με την περίπτωση δυο διαστάσεων. Την λύση για το τρισδιάστατο πρόβλημα θα την παρουσιάσουμε σε επόμενο κεφάλαιο.

Θέλοντας λοιπόν να καταλήξουμε στον επιθυμητό αλγόριθμο για την περίπτωση μας, το μόνο που έχουμε να συγκρίνουμε, είναι την αποτελεσματικότητα του καθενός πάνω στο συγκεκριμένο δισδιάστατο πρόβλημά μας. Γνωρίζουμε λοιπόν πως στην παρούσα φάση έχουμε στη διάθεσή μας τις προ-χειρουργικές μαγνητικές τομογραφίες, και βάση αυτών και της οριοθέτησης που θα κάνουμε πάνω σε αυτές, θα κινηθεί ο ρομποτικός μας βραχίονας. Η κίνηση του ρομποτικού μας βραχίονα θα αποτελεί ένα ευθύγραμμο τμήμα. Ως άκρο εκκίνησης του ευθυγράμμου τμήματος μας ορίζουμε το σημείο που οι συντεταγμένες του δείχνουν την άκρη του τελικού στοιχείου του ευφυούς ρομποτικού μας συστήματος. Ως άκρο τερματισμού του ευθύγραμμου τμήματος ορίζουμε την γραμμή του συνόρου που προέκυψε από την οριοθέτηση του όγκου και βρίσκεται ακριβώς απέναντι, συννευθιακά δηλαδή με το τελικό μας στοιχείο.

Πρέπει να προσέξουμε στο σημείο αυτό μια μικρή λεπτομέρεια. Κατά την οριοθέτηση του όγκου μας δημιουργείται μια κλειστή καμπύλη, προσεγγιστικά κυκλική, η οποία και περικλείει τον προς αφαίρεση καρκινικό όγκο. Ως σημείο τερματισμού της διαδρομής του τελικού στοιχείου δεν εννοούμε το σημείο εισχώρησης του τελικού στοιχείου στον όγκο, αλλά το σημείο της καμπύλης οριοθέτησης όπου μετά από αυτό υπάρχει μόνο υγιής ιστός και καθόλου καρκινικός όγκος. Είναι πολύ σημαντικό να αποφανθούμε ποια θα είναι τα «άκρα» της διαδρομής μας, για να γίνει πιο κατανοητό το συνολικό μήκος της διαδρομής που θα διανύσει το μικροχειρουργικό εργαλείο που βρίσκεται στην άκρη του ρομποτικού βραχίονα. Το μήκος της διαδρομής όπως θα δούμε, παίζει σημαντικό ρόλο στη επιλογή του αλγορίθμου μας που θα γίνει μετέπειτα. Το παρακάτω σχήμα απεικονίζει τα όσα μόλις αναφέραμε για πλήρη κατανόηση της κίνησης του τελικού στοιχείου του βραχίονα του στερεοτακτικού μηχανήματός μας.



Με τη βοήθεια λοιπόν του παραπάνω σχήματος, έγινε ακόμα πιο σαφής η έννοια της διαδρομής που θα εκτελέσει το τελικό στοιχείο. Παρατηρούμε πως πρόκειται για μια σημαντικού μήκους διαδρομή που περνά από κύριες θέσεις της εγκεφαλικής κοιλότητας. Απαραίτητη είναι λοιπόν η σταθερότητα και η ακρίβεια της διαδρομής της ευθείας μας. Όπως είχαμε αναφέρει διεξοδικά και στα προηγούμενα κεφάλαια, το ευφές ρομποτικό μας σύστημα αποτελείται από διάφορες αρθρώσεις οι οποίες και ενώνονται μεταξύ τους με μηχανικό τρόπο. Είχαμε εξηγήσει τον τρόπο λειτουργίας των αρθρώσεων αυτών και είχαμε επισημάνει την αναταραχή που δημιουργείται κατά την κίνηση τους. Όπως είχαμε πει και τότε, οι μικροκινητήρες που βρίσκονται τοποθετημένοι μέσα στις αρθρώσεις του ρομπότ και είναι υπεύθυνοι για την κίνηση τους, τη στιγμή που δέχονται το σήμα ενεργοποίησης, δημιουργούν μια μικρής τάξεως δόνηση, η οποία προσθέτει ένα μικρό tremor στην άκρη του τελικού μας στοιχείου, όπου και θα βρίσκεται το οποιοδήποτε μικροχειρουργικό εργαλείο.

Το πρόβλημα αυτό του tremor είχαμε καταφέρει να το ελαττώσουμε σημαντικά με την προσθήκη κατάλληλων μηχανημάτων στην άκρη του ρομποτικού βραχίονα, που το εξαλείφανε σε πάρα πολύ μεγάλο βαθμό. Η ύπαρξη όμως ελάχιστης έστω μορφής tremor σε συνδυασμό με μια μη ακριβή διαδρομή ευθείας λόγω της αναποτελεσματικότητας του αλγορίθμου μας, μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικό σφάλμα στην διαδικασία αφαίρεσης του καρκινικού όγκου. Έχουμε πάρα πολλές φορές αναλύσει την ιδιαίτερη σημασία που έχει η λεπτομέρεια στις νευροχειρουργικές επεμβάσεις και στο πόσο ακριβείς πρέπει να είμαστε κατά τη διάρκεια επέμβασης με ένα ευφές ρομποτικό σύστημα που ειδικεύεται στην περιοχή του εγκεφάλου. Στόχος μας είναι η διαρκής εξάλειψη των σφαλμάτων που θα προκύπτουν, με μοναδικό στόχο τη δημιουργία μιας όσο το δυνατόν ομαλότερης κίνησης του τελικού στοιχείου του ρομπότ μας που θα οδηγεί σε ολοένα και

θεαματικότερα αποτελέσματα, λόγω της συνεχούς αυξανόμενης ακρίβειας του συστήματός μας.

Λαμβάνοντας υπόψη τα παραπάνω, καταλαβαίνουμε πως χρειαζόμαστε έναν αλγόριθμο ο οποίος και θα διατηρεί την ευθύγραμμη διαδρομή που επιθυμούμε όσο το δυνατόν περισσότερο και με μεγαλύτερη ακρίβεια. Αναλύοντας τον αλγόριθμο DDA και τις υπολογιστικές διαδικασίες που ακολουθεί για να καταλήξει στο ζητούμενο αποτέλεσμα, είδαμε πως όταν επαναλαμβάνεται πάρα πολλές φορές ο αλγόριθμος μας, η ευθεία που προκύπτει δεν είναι απόλυτα ακριβής. Κάτι τέτοιο συμβαίνει όταν έχουμε να κάνουμε με ένα μεγάλο ευθύγραμμο τμήμα, γεγονός που μας οδηγεί στο συμπέρασμα ότι ο αλγόριθμος αυτός δεν είναι ικανοποιητικός για να τον εφαρμόσουμε στην περίπτωση μας.

Λόγω της πολυπλοκότητας του εγχειρήματός μας, καλούμαστε να κάνουμε πάρα πολλές επαναλήψεις του αλγορίθμου που θα χρησιμοποιήσουμε και να κινούμαστε, ανάλογα με την θέση του καρκινικού όγκου και των επιτρεπόμενων οδών που πρέπει να διανύσουμε, σε μεγάλα ευθύγραμμα τμήματα. Έτσι λοιπόν προκύπτει η ακαταλληλότητα του αλγορίθμου DDA για την περίπτωση μας. Ακόμα και αν κάνουμε τις προτεινόμενες μετατροπές πάνω στον κώδικα DDA, όπως αναφέρουμε λεπτομερώς στη ενότητα εκείνη, το αποτέλεσμα υπολείπεται αυτού του αλγορίθμου Bresenham. Με τον αλγόριθμο του Bresenham, μπορούμε να πετύχουμε μεγαλύτερη ακρίβεια στην ευθύγραμμη διαδρομή που επιθυμούμε, λόγω των υπολογισμών που ακολουθεί ο αλγόριθμος αυτός. Όπως είδαμε και στη σχετική ενότητα, ο αλγόριθμος του Bresenham μπορεί να επαναλαμβάνεται πάρα πολλές φορές χωρίς να επιβαρύνεται το τελικό αποτέλεσμα από τις επαναλήψεις αυτές με διάφορα σφάλματα υπολογισμών.

Ο αναδρομικός τύπος του αλγορίθμου αυτού έχει την δυνατότητα επανάληψης k φορές μέχρι να επιτευχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα. Όσο μεγάλο και αν είναι το ευθύγραμμο τμήμα που θέλουμε να σχεδιάσουμε, δηλαδή όσο μεγάλη και αν είναι η απόσταση μεταξύ του τελικού στοιχείου του ρομπότ μας και του καρκινικού όγκου, ξέρουμε πως με τη χρήση του αλγορίθμου αυτού δεν θα υπάρξουν αποκλίσεις από την θεωρητική πορεία που επιθυμούμε. Αν στην αποτελεσματικότητα του αλγορίθμου του Bresenham προσθέσουμε και την ιδέα της πολλαπλής επεξεργασίας, που αναφέραμε στην ενότητα 3.2.2.3, καταλήγουμε στο συμπέρασμα πως τα αποτελέσματα που θα προκύψουν από την συνδυαστική επεξεργασία των επιμέρους τμημάτων της ευθείας μας, χρησιμοποιώντας ένα πλήθος επεξεργαστών, θα είναι εντυπωσιακά. Θα έχουμε γρηγορότερη επεξεργασία των επιμέρους δεδομένων και κατά συνέπεια ταχύτερα και ακριβέστερα αποτελέσματα που θα ικανοποιούν τις απαιτήσεις του προβλήματος μας.

Σύμφωνα λοιπόν με τα παραπάνω, καταλήγουμε πως ο αλγόριθμος του Bresenham είναι ο καταλληλότερος για την εργασία την οποία καλούμαστε να κάνουμε. Ο αλγόριθμος αυτός διαθέτει όλα τα απαιτούμενα χαρακτηριστικά που θα μας βοηθήσουν να πραγματοποιήσουμε με τη μεγαλύτερη δυνατή ακρίβεια τις προσομοιώσεις μας, χωρίς να ανησυχούμε για τυχόν αποκλίσεις και μεγάλα σφάλματα. Αυτό που τώρα χρειάζεται να διευκρινίσουμε είναι η σχέση μεταξύ του αλγορίθμου του Bresenham και του δισδιάστατου προβλήματος μας. Με ποιόν τρόπο δηλαδή ένας αλγόριθμος σχεδίασης ευθειών θα μας βοηθήσει στα δεδομένα που έχουμε από τις μαγνητικές τομογραφίες για την εξάλειψη του καρκινικού όγκου.

Μπορεί αρχικά να φαίνεται δύσκολο να συνδυάσουμε τον αλγόριθμο που επιλέξαμε με τα δεδομένα των απεικονιστικών μέσων, όμως στην πραγματικότητα η λύση είναι αρκετά απλή. Ο αλγόριθμος του Bresenham αποσκοπεί στην δημιουργία ευθειών σε γραφικό περιβάλλον, ενώ το ευφύες ρομπότ μας κινείται στον πραγματικό τρισδιάστατο χώρο. Από την μια πλευρά δηλαδή έχουμε ένα υπολογιστικό περιβάλλον που μπορεί πάνω σε εκατομμύρια pixels να απεικονίζει διάφορα σχήματα, και από την άλλη ένα ρομπότ που κινείται σε πραγματικές συντεταγμένες του χώρου. Η σχέση που συνδέει τα δυο αυτά εργαλεία που έχουμε στη διάθεση μας είναι ο κώδικας προγραμματισμού, ο τρόπος δηλαδή επικοινωνίας των διαφόρων ηλεκτρονικών μηχανημάτων με τον πραγματικό, δικό μας κόσμο.

Το ευφύες ρομποτικό στερεοτακτικό μηχάνημα μας, για να μπορέσει να κινήσει τις αρθρώσεις και τον βραχίονα του, χρειάζεται να λάβει εντολές από μια μονάδα ελέγχου. Η επικοινωνία αυτών των δύο γίνεται με κώδικα προγραμματισμού, ο οποίος και έχει σαν βάση του μαθηματικές εξισώσεις οι οποίες και το βοηθούν να κινηθεί στον τρισδιάστατο χώρο. Το ρομποτικό πρόγραμμα βοηθάει το σύστημά μας να είναι ευέλικτο στα πλαίσια μιας εργασίας και του επιτρέπει να έχει δυναμική ρύθμιση της σειράς εκτέλεσης των εντολών. Μια πληθώρα εξισώσεων που τις περισσότερες φορές υπάρχουν στις γλώσσες αυτές, αποσκοπούν στην δημιουργία συντεταγμένων και στη συνέχεια στη σύνδεση των συντεταγμένων αυτών μεταξύ τους, βοηθούν στο να δημιουργηθούν οι επιθυμητές τροχιές που θέλουμε να πραγματοποιήσει το ρομπότ μας. Πάνω σε αυτή την διαδικασία χαρτογράφησης του χώρου και στην εκτέλεση συγκεκριμένων εντολών εισέρχεται και ο αλγόριθμος που επιλέξαμε.

Αν εξαιρέσουμε την πολυπλοκότητα της διαδικασίας που καλούμαστε να πραγματοποιήσουμε, δηλαδή την αφαίρεση καρκινικού όγκου από την ευαίσθητη περιοχή του εγκεφάλου, ο τρόπος με τον οποίο θα κινηθεί το τελικό στοιχείο του ρομπότ μας είναι αρκετά απλός. Όπως έχουμε αναφέρει αρκετές φορές και σε προηγούμενες ενότητες, το άκρο του ρομποτικού μας βραχίονα, και γενικά όλο το ρομπότ μας σαν διάταξη, δεν χρειάζεται να εκτελέσει πολύπλοκες κινήσεις στρέψης ή αναστροφής στον χώρο. Το μόνο που καλείται να κάνει είναι να προσομοιώσει την κίνηση του χειρουργού από τη στιγμή που έχει πραγματοποιήσει την κρανιοτομή και έχει οπτική επαφή με τον όγκο, την οποία κίνηση την μοντελοποιήσαμε και την κατηγοριοποιήσαμε σε προηγούμενη ενότητα σε μια ευθύγραμμη πορεία. Ο αλγόριθμος του Bresenham χρησιμοποιείται ακριβώς για τον σκοπό αυτό, για την δημιουργία δηλαδή μαθηματικών σχέσεων, που θα βοηθήσουν στη σχεδίαση ευθειών σε γραφικό περιβάλλον. Όπως αποδείξαμε, ο αλγόριθμος αυτός δεν είναι τίποτε άλλο από μια πιο πολύπλοκη, αναδρομική σχέση, της πρώτης εξίσωσης που γράψαμε στην ενότητα 3.2.2 για την εξίσωση της ευθείας. Βάση αυτού του αλγόριθμου μπορούμε να δημιουργήσουμε ευθείες τροχιές, είτε σε υπολογιστικό γραφικό περιβάλλον, είτε στον τρισδιάστατο χώρο.

Στην παρούσα εργασία, λόγω του ότι δεν έχουμε στη διάθεση μας ένα ευφύες ρομποτικό στερεοτακτικό μηχάνημα, καλούμαστε να προσομοιώσουμε την θεωρητική πορεία που επιθυμούμε να έκανε το τελικό στοιχείο της διάταξης μας στο γραφικό περιβάλλον του μαθηματικού προγράμματος Matlab. Στο συγκεκριμένο πρόγραμμα, έχουμε τη δυνατότητα αναπαράστασης της τροχιάς που θα έκανε το μικροχειρουργικό εργαλείο που βρίσκεται στην άκρη του ρομποτικού βραχίονα και να ελέγξουμε, αν και κατά πόσο ήταν αποτελεσματική η κίνηση του. Μπορούμε να

δούμε δηλαδή πιο απλά, αν έχει αφαιρεθεί ή όχι, ο οριοθετημένος καρκινικός όγκος από την συγκεκριμένη εγκεφαλική περιοχή.

Το πρόγραμμα αυτό λοιπόν, μας δίνει την δυνατότητα κατασκευής ενός γραφικού περιβάλλοντος, που θα προσομοιώνει τον πραγματικό χώρο που θα βρίσκεται το κεφάλι του ασθενούς και το ρομποτικό μας μηχάνημα. Με τη χρήση του μαθηματικού κώδικα του Bresenham για την δημιουργία ευθυγράμμων τμημάτων, που στην περίπτωση μας θα είναι η ευθύγραμμη τροχιά του τελικού στοιχείου προς τον καρκινικό όγκο, ουσιαστικά δίνουμε εντολή στο τελικό στοιχείο να κινηθεί σε ευθεία πορεία για να αφαιρέσει τον καρκινικό όγκο που βρίσκεται μέσα στην οριοθετημένη περιοχή. Η προσομοίωση αυτή δεν απέχει καθόλου από το τι θα γινότανε στην πραγματικότητα, αν είχαμε στη διάθεσή μας ένα ευφύες ρομποτικό μηχάνημα, σχεδιασμένο για τη συγκεκριμένη επέμβαση.

Ακόμα και αν είχαμε στην πραγματικότητα ένα τέτοιο μηχάνημα, θα το προγραμματίζαμε στην δική του γλώσσα προγραμματισμού, ο κώδικας της οποίας δεν θα είναι ίδιος με αυτόν που χρησιμοποιούμε τώρα στο πρόγραμμα Matlab, και θα του δίνουμε τις ίδιες οδηγίες για το πώς θα κινηθεί στο χώρο. Αυτό δηλαδή που θα του λέγαμε, θα ήταν πως από το συγκεκριμένο σημείο εκκίνησης που θα βρισκότανε, θα πρέπει να κινηθεί σε ευθεία τροχιά και να συναντήσει το πρώτο σημείο στο σύνορο της οριοθετημένης περιοχής του καρκινικού όγκου. Μόλις φτάσει εκεί, θα πρέπει να συνεχίσει την ευθύγραμμη πορεία του αλλά ταυτόχρονα με την πορεία αυτή θα πρέπει να καταστρέφει και ότι υπάρχει μέσα στην περιοχή αυτή που έχουμε οριοθετήσει. Είτε με τη χρήση μικροσκοπικού μηχανήματος laser, είτε με τη χρήση του μηχανήματος CUSA, που καταστρέφει τον όγκο με τη χρήση υπερήχων και στην συνέχεια τον αναρροφά, είτε με την απλή χρήση μικροσκοπικού νυστεριού, το εσωτερικό της οριοθετημένης περιοχής θα πρέπει να καταστραφεί μέχρι να φτάσουμε στο δεύτερο σύνορο του οριοθετημένου όγκου.

Το δεύτερο σημείο του συνόρου που θα βρίσκεται αντιδιαμετρικά του σημείου εισόδου στην οριοθετημένη περιοχή, όπως φαίνεται χαρακτηριστικά και στο σχήμα 3.7, θα δηλώνει στο ευφύες ρομπότ μας πως έχουμε διανύσει όλη την οριοθετημένη περιοχή που περικλείει τον καρκινικό όγκο και πως έπειτα από την περιοχή αυτή υπάρχει υγιής ιστός που θα πρέπει να μείνει ανέπαφος. Έτσι το ρομπότ μας μέσω των προγραμματιστικών τεχνικών που έχουμε αναπτύξει, αντιλαμβάνεται πως πρέπει να σταματήσει και να επιστρέψει στο αρχικό σημείο εκκίνησης του. Κατά τη δεύτερη ευθύγραμμη κίνηση του το τελικό στοιχείο μας έχει στραφεί κατά μια μικρή γωνία προς τα πάνω ή προς τα κάτω, γεγονός που εξαρτάται από το σημείο εκκίνησης και από την θέση του όγκου, και επαναλαμβάνει την ίδια ακριβώς διαδικασία, σε διαφορετικό τμήμα αυτή τη φορά της οριοθετημένης περιοχής. Η διαδικασία αυτή θα επαναληφθεί k φορές, μέχρι να επιτευχθεί πλήρης αφαίρεση του καρκινικού όγκου.

Παρατηρούμε πως εφαρμόζουμε αναδρομικά συνεχώς τον αλγόριθμο του Bresenham για διαφορετικές γωνίες στρέψης, μέχρι να πετύχουμε την πλήρη σάρωση της οριοθετημένης περιοχής. Επαληθεύεται λοιπόν ο λόγος που διαλέξαμε τον αλγόριθμο αυτό αντί τον αλγόριθμο DDA. Επειδή είναι πιθανό να χρειαστεί να εφαρμοστεί αναδρομικά πολλές φορές ο αλγόριθμος μας, δεν μπορούμε να εμπιστευτούμε τον αλγόριθμο DDA για μεγάλο αριθμό επαναλήψεων, ενώ ο

αλγόριθμος του Bresenham μας εγγυάται την ακρίβεια του αποτελέσματος, ανεξάρτητα του αριθμού των επαναλήψεων.

Οι προηγούμενες εντολές για το που πρέπει να σταματήσει το τελικό στοιχείο του ρομπότ μας, για το πώς πρέπει να κινηθεί και για το αν και κατά πόσο πρέπει να στραφεί για να συνεχίσει η διαδικασία της σάρωσης, είναι μέρος του κώδικα προγραμματισμού που έχουμε γράψει στο πρόγραμμα Matlab και παραθέτουμε στο παράρτημα στο τέλος της εργασίας. Όπως αναφέραμε όμως διεξοδικά προηγουμένως, βασικό κομμάτι του κώδικα αυτού είναι η μαθηματική εφαρμογή του αλγόριθμου του Bresenham για την ευθύγραμμη κίνηση του άκρου του ρομπότ μας ενώ τα υπόλοιπα κομμάτια του κώδικα είναι εξίσου σημαντικά για την τοποθέτηση και για την εν δυνάμει συμπεριφορά του ρομπότ μας στον χώρο.

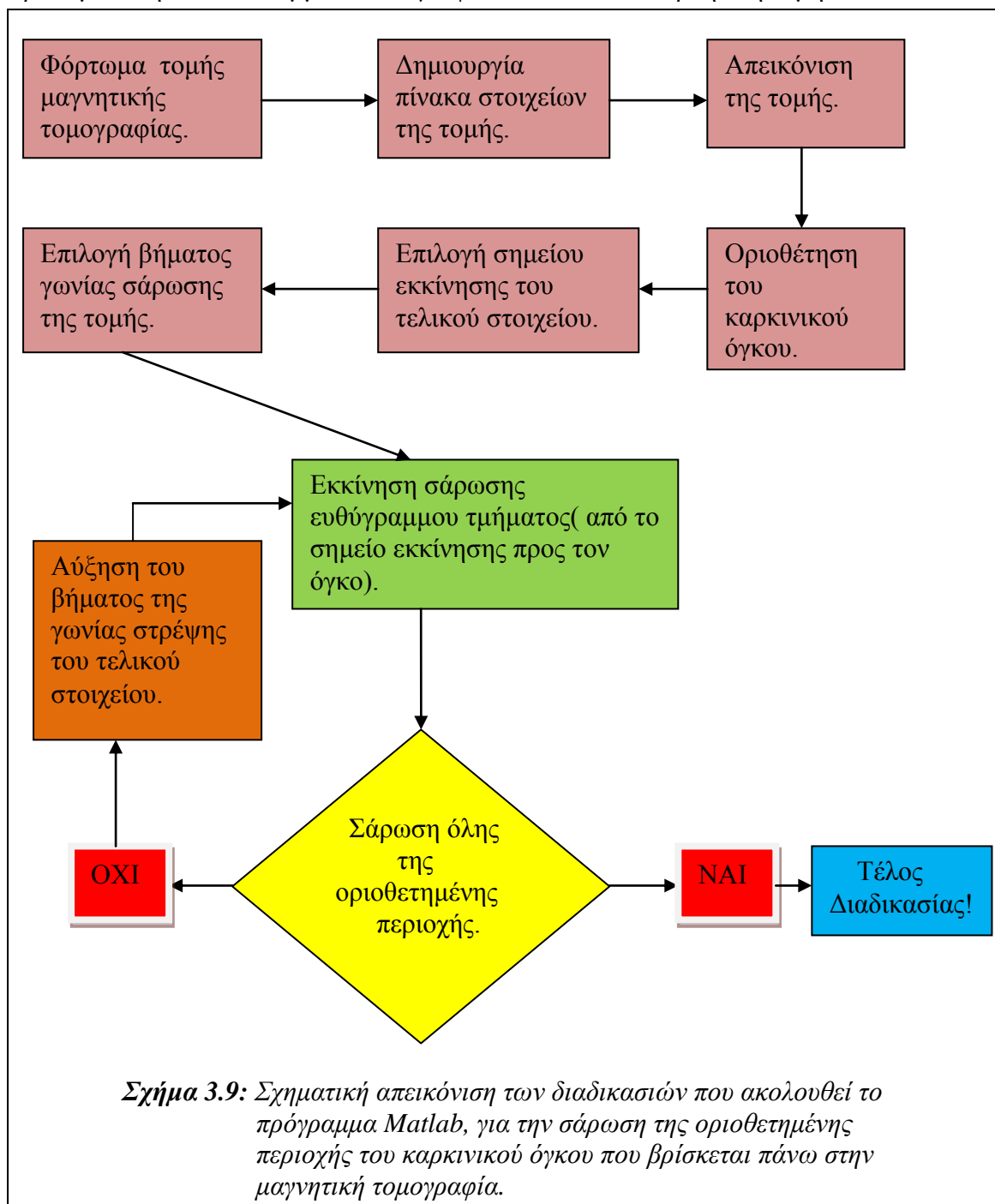
Συνοψίζοντας τις παραπάνω διαδικασίες, έχουμε καταλήξει στο γεγονός πως η προσομοίωση, την οποία και εκτελούμε στο μαθηματικό πρόγραμμα Matlab, απεικονίζει με όλες τις λεπτομέρειες τον πραγματικό τρόπο κίνησης και συμπεριφοράς του ρομποτικού στερεοτακτικού μηχανήματος μας στον χώρο. Έτσι λοιπόν στην δισδιάστατη σάρωση μας, εμείς απλά θα οριοθετήσουμε τον καρκινικό όγκο και θα ζητήσουμε από το πρόγραμμά μας να κινηθεί ευθύγραμμα, όπως θα κινούνταν και ένας ρομποτικός βραχίονας, και να καθαρίσει πλήρως την οριοθετημένη περιοχή. Όσον αφορά τις διάφορες άλλες λεπτομέρειες όπως η δυναμική συμπεριφορά και παραμόρφωση των ελαστικών ιστών ή του όγκου και οι διαταραχές που πιθανών να προκαλέσουν στο σύστημα μας, δεν μπορούν να απεικονιστούν στο πρόγραμμα Matlab σε αυτή την περίπτωση.

Με τον όρο δυναμική συμπεριφορά και παραμόρφωση των ελαστικών ιστών ή του όγκου, εννοούμε τον τρόπο που θα αλληλεπιδρούσε η ελαστικότητα του εγκεφάλου ή του καρκινικού όγκου που θα συναντήσει κατά την είσοδο του στον εγκέφαλο το τελικό μας στοιχείο, και πως θα επηρεάζονταν η κίνηση του συστήματός μας από την ελαστικότητα αυτή. Για να γίνουν πιο κατανοητά τα παραπάνω, ας μελετήσουμε ξανά τα βήματα που θα κάνει το τελικό μας στοιχείο κατά την είσοδο του στην περιοχή του εγκεφάλου. Κατά την είσοδο του τελικού στοιχείου στον εγκέφαλο, το πρώτο πράγμα που επιθυμούμε να συναντήσει είναι ο προς αφαίρεση όγκος. Όπως όμως αναφέραμε και σε προηγούμενα κεφάλαια, ο καρκινικός αυτός όγκος παρουσιάζει κάποια ελαστική συμπεριφορά, η οποία προκαλεί αντίσταση κατά την είσοδο του τελικού στοιχείου σε αυτόν. Παρουσιάζει δηλαδή κάποια αντίσταση, η οποία πιθανόν και να εκτρέψει, σε ακραίες όμως περιπτώσεις, ελάχιστα το άκρο του ρομποτικού μας βραχίονα.

Σε όλα τα παραπάνω συμβάλει και η ελαστικότητα του εγκεφάλου, ο οποίος πιέζεται ελαφρώς όταν πιέζουμε τον καρκινικό όγκο πάνω του και παραμορφώνεται οριακά για ελάχιστα δευτερόλεπτα. Η ελαστική αυτή συμπεριφορά του είναι πιθανό να λειτουργήσει αρνητικά και να επηρεάσει ελαφρώς την κίνηση του ρομποτικού μας συστήματος. Έτσι λοιπόν, μια τέτοια μοντελοποίηση των ιστών, όπως είχαμε αναφέρει και στο δεύτερο κεφάλαιο, δεν την απεικονίζουμε στο πρόγραμμα Matlab. Ο λόγος που δεν το κάνουμε, είναι πως με τα σύγχρονα μικροχειρουργικά εργαλεία, ο καρκινικός όγκος διαλύεται χωρίς να παρουσιάσει κάποια υπολογίσιμη αντίσταση. Με την χρήση θερμικής ενέργειας ή υπερήχων και στην συνέχεια αναρροφητών που βρίσκονται πάνω στο ίδιο μικροχειρουργικό εργαλείο, ο όγκος διαλύεται χωρίς να παρουσιάσει την παραμικρή αντίσταση, όπως θα παρουσίαζε στην περίπτωση που

χρησιμοποιούσαμε κάποιο νυστέρι. Για αυτό λοιπόν το λόγο, σχεδιάσαμε το πρόγραμμα προσομοίωσης χωρίς να λαμβάνουμε υπόψη την συγκεκριμένη ελαστική συμπεριφορά και παραμόρφωση των ιστών ή του όγκου.

Θα παρουσιάσουμε παρακάτω μια σχηματική απεικόνιση των διαδικασιών που ακολουθεί το πρόγραμμα του Matlab για να καταφέρει να επιφέρει τα αποτελέσματα που θα παρουσιάσουμε αργότερα στο κεφάλαιο 4. Σημειώνουμε πως μιλάμε πάντα για την δισδιάστατη προσομοίωση που κάνουμε σε μια τομή μαγνητικής τομογραφίας. Τις μαγνητικές τομές που θέλουμε να μελετήσουμε τις φορτώνουμε εμείς κάθε φορά, γεγονός που μας βοηθάει να βλέπουμε γίνεται η προσομοίωση σε κάθε κομμάτι του εγκεφάλου από όπου πάρθηκε η τομή.



3.3 Σύνοψη – Συμπεράσματα

Συνολικά, σε αυτό το κεφάλαιο, αναλύσαμε τον προτεινόμενο αλγόριθμο που καλούμαστε να εφαρμόσουμε στην προσομοίωση που κάνουμε με το μαθηματικό πρόγραμμα Matlab. Αρχικά, ξεκινήσαμε να αναλύουμε τι είναι ένας αλγόριθμος και ποια εφαρμογή μπορεί να έχει στην περίπτωση μας. Αναλύσαμε την χρησιμότητα που έχει ένας μαθηματικός αλγόριθμος στον τομέα της ρομποτικής χειρουργικής και πάνω σε ποια προβλήματα προσφέρει βοήθεια. Είδαμε πως αλληλεπιδρά ο αλγόριθμος αυτός με τα δεδομένα που λαμβάνουμε από τα διάφορα ιατρικά απεικονιστικά μέσα (στην περίπτωση μας με τα δεδομένα που λαμβάνουμε από τις μαγνητικές τομογραφίες, MRI) και πως καταφέρνουμε να πετύχουμε έναν αποτελεσματικό συνδυασμό τους.

Στη συνέχεια αναφερθήκαμε συγκεκριμένα στο πρόβλημα που μελετά η συγκεκριμένη εργασία, και πως θα βοηθήσει η ανάπτυξη ενός αλγόριθμου στην αφαίρεση ενός καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου. Εξηγήσαμε πως θα αναλύσουμε πρώτα το δισδιάστατο κομμάτι του προβλήματος, το οποίο και απαρτίζεται από την μελέτη και οριοθέτηση μιας μόνο τομής μαγνητικής τομογραφίας και όχι από την σύνθεση τους, που θα μας οδηγούσε στη δημιουργία ενός ολογράμματος του κρανίου και του όγκου, και συνεπώς στο τρισδιάστατο κομμάτι του προβλήματος. Αφού ξεκαθαρίσαμε λοιπόν σε ποιο κομμάτι του προβλήματος αναφερόμαστε, κάναμε μια σταδιακή ανάλυση των διεργασιών που πραγματοποιούμε πάνω στην μαγνητική τομογραφία, όπως είναι η οριοθέτηση του καρκινικού όγκου.

Έπειτα αναλύσαμε τις κινήσεις που πραγματοποιεί ένας νευροχειρουργός κατά τη διάρκεια παρόμοιας επέμβασης και προσπαθήσαμε να τις μοντελοποιήσουμε, ώστε να μπορέσουμε να τις αναπαραγάγουμε μέσω του αλγορίθμου μας και κατά συνέπεια μέσα από το ευφύες ρομποτικό μας σύστημα. Ύστερα από εξέταση όλων των παραμέτρων, καταλήξαμε πως οι κινήσεις του νευροχειρουργού μπορούν να μοντελοποιηθούν και να προσδιοριστούν ως ευθύγραμμες επαναλαμβανόμενες τροχιές διαφορετικής γωνίας και έτσι στη συνέχεια αναλύσαμε τους τύπους των μαθηματικών αλγορίθμων που σαν σκοπό έχουν την δημιουργία ευθειών, όλων των κλίσεων.

Μετά από προσεκτική μελέτη των αλγορίθμων αυτών, καταλήξαμε πως ο πιο κατάλληλος για το εγχείρημα μας είναι ο αλγόριθμος του Bresenham, τον οποίο και τροποποιήσαμε για να ανταποκρίνεται στην περίπτωση μας. Τέλος, αναλύσαμε κομμάτι κομμάτι την διαδικασία που ακολουθούμε στο πρόγραμμα Matlab για να επιτύχουμε την σάρωση του οριοθετημένου χώρου και κατ'επέκταση την αφαίρεση του όγκου. Δείξαμε και σχηματικά ποια βήματα ακολουθεί το πρόγραμμα και σε ποιες λεπτομέρειες εστιάζουμε εμείς σε αυτές τις προσομοιώσεις. Έχοντας κάνει όλα τα παραπάνω, έχουμε αποκομίσει μια σαφή εικόνα για το τι ακριβώς κάνει ο αλγόριθμος μας και πως εφαρμόζονται όλα πρακτικά στο πρόβλημα της αφαίρεσης του καρκινικού όγκου.

Συμπερασματικά, μπορούμε να πούμε πως πάνω στο δισδιάστατο κομμάτι του προβλήματος που μελετάμε, έχουμε αναλύσει όλες τις παραμέτρους και έχουμε εξηγήσει όλα τα βήματα που θα ακολουθήσουμε για να εξαλείψουμε τον καρκινικό

όγκο από την εγκεφαλική περιοχή. Το μόνο που μένει τώρα να δούμε είναι τα αποτελέσματα που θα έχουμε από την σάρωση στην οριοθετημένη περιοχή. Θα πρέπει δηλαδή να πραγματοποιήσουμε τις προσομοιώσεις και να σχολιάσουμε την αποδοτικότητα των αποτελεσμάτων. Ακριβώς αυτή η διαδικασία ακολουθείται στο επόμενο κεφάλαιο όπου έχουμε τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων και έτσι μπορούμε να δούμε και πρακτικά το πόσο αποτελεσματικός είναι ο αλγόριθμός μας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4.

Αποτελέσματα Προσομοιώσεων & Σχολιασμός

4.1 Ανάλυση της Χειρουργικής Επέμβασης με το Πρόγραμμα Προσομοίωσης

Στο προηγούμενο κεφάλαιο, αναλύσαμε διεξοδικά τη διαδικασία επιλογής του μαθηματικού αλγορίθμου μας, καθώς και την χρήση που θα έχει στο πρόγραμμα προσομοίωσης για την αφαίρεση του καρκινικού όγκου. Ύστερα από προσεκτική, τοπολογική επεξεργασία του προβλήματος που μελετάμε, καταλήξαμε ότι ο αλγόριθμος του Bresenham, μπορεί να προσομοιώσει με μεγαλύτερη ακρίβεια τις κινήσεις του χειρουργού που θέλουμε να μοντελοποιήσουμε, χωρίς την ύπαρξη λαθών, όπως θα προέκυπταν από τους άλλους αλγόριθμους λόγω της αναδρομικής τους φύσης. Έτσι, χρησιμοποιώντας την βασική ιδέα του αλγόριθμου του Bresenham για την κατασκευή ευθειών σε γραφικά περιβάλλοντα, γράψαμε σε κώδικα προγραμματισμού που αναγνωρίζει το πρόγραμμα Matlab, τα βήματα που πρέπει να ακολουθήσει το ευφύες ρομπότ μας, καθώς και το τι πρέπει να κάνει ανά πάσα στιγμή, για να επιτύχει το επιθυμητό αποτέλεσμα.

Τροποποιήσαμε αρκετά τον αρχικό αλγόριθμο ώστε να προσαρμόζεται κατάλληλα για την συγκεκριμένη δουλειά που τον χρειαζόμαστε. Το κυριότερο κομμάτι μελέτης αυτής της εργασίας επικεντρώνεται στην δισδιάστατη σάρωση. Για αυτή την περίπτωση σάρωσης γράψαμε το μεγαλύτερο κομμάτι του κώδικά μας και πάνω σε αυτή έχουν γίνει και οι περισσότερες προσομοιώσεις. Για την τρισδιάστατη πλευρά του προβλήματος μας, δημιουργήσαμε ένα τρισδιάστατο ολόγραμμα του κεφαλιού του ασθενούς και εντοπίσαμε τη θέση του καρκινικού όγκου στον τρισδιάστατο χώρο. Η διαδικασία σάρωσης στην τρισδιάστατη περίπτωση δεν διαφέρει από την σάρωση στις δύο διαστάσεις, αφού κάθε φορά το τελικό στοιχείο σαρώνει ανά τομή(πολλαπλές δισδιάστατες σαρώσεις). Η τρισδιάστατη δηλαδή σάρωση, είναι το άθροισμα των δισδιάστατων σαρώσεων που πραγματοποιεί το ρομπότ μας κάθε φορά.

Συμπερασματικά, για την διεξαγωγή των προσομοιώσεων μας, είχαμε στη διάθεση μας ένα πλήθος μαγνητικών τομογραφιών, οι οποίες απεικονίζουν ξεκάθαρα τη θέση του καρκινικού όγκου. Πραγματοποιήσαμε μια σειρά προσομοιώσεων, για να μπορέσουμε να πειστήμε για την αποτελεσματικότητα του αλγορίθμου μας και για το ότι πληρούνται τα κριτήρια ασφαλείας, που είχαμε αυστηρά θέσει στο ρομποτικό μας σύστημα, ήδη από το πρώτο και δεύτερο κεφάλαιο. Λόγω του ότι οι μαγνητικές τομογραφίες, απεικονίζουν μια εικόνα που αποτελείται από χρώματα άσπρο, μαύρο και κυρίως γκρι αποχρώσεις, για να είναι οπτικά πιο ξεκάθαρα τα αποτελέσματα μας, σχηματίσαμε στην αρχή, με ένα πρόγραμμα σχεδίασης εικόνων, απλοποιημένα σχήματα, διαστάσεων 512*512 pixels, που αναπαριστούσαν μια μαγνητική τομογραφία. Σχεδιάσαμε λοιπόν μια έλλειψη, η οποία και αναπαριστά με ακριβή τρόπο το σχήμα του κεφαλιού όπως φαίνεται σε μια μαγνητική τομογραφία, και μέσα

στην έλλειψη σχεδιάσαμε κάποιες γκρι κηλίδες, που αναπαριστούσαν τον υποτιθέμενο καρκινικό όγκο.

Προσπαθήσαμε να αποδώσουμε στις γκρι αυτές κηλίδες, που βρίσκονταν στο εσωτερικό της έλλειψης, το σωστό σχήμα αλλά και την σωστή απόχρωση. Προσπαθήσαμε δηλαδή να απεικονίσουμε ένα σύνηθες σχήμα όγκου(π.χ. δεν σχεδιάσαμε έναν τριγωνικό όγκο αλλά έναν σφαιρικό), και να του αποδώσουμε την απόχρωση που συνήθως έχει στις μαγνητικές τομογραφίες. Επικεντρωθήκαμε με λίγα λόγια στην κατασκευή μιας απλοποιημένης μαγνητικής τομής, η οποία θα περιέχει μόνο το εξωτερικό περίβλημα του κεφαλιού και τον προς αφαίρεση καρκινικό όγκο, παραλείποντας τις υπόλοιπες λεπτομέρειες. Όπως εξηγήσαμε, αυτό έγινε για να υπάρχουν όσο το δυνατόν λιγότερες παρεμβολές στην εικόνα μας από τις αποχρώσεις των άλλων σχημάτων, και έτσι να μπορέσουμε να επικεντρωθούμε στον όγκο και στο αν αφαιρέθηκε ολοκληρωτικά ή όχι από την εγκεφαλική περιοχή.

Βέβαια, στη συνέχεια έγιναν προσομοιώσεις πάνω σε κανονικές μαγνητικές τομογραφίες, με την διαφορά ότι οπτικά και μόνο, το αποτέλεσμα είναι λίγο κατώτερο απ'ότι στο απλοποιημένο σχήμα. Η αποδοτικότητα όμως του αλγόριθμου μας δεν επηρεάζεται, ούτε υποβιβάζεται στην τελευταία περίπτωση, αφού η διαδικασία σάρωσης είναι απόλυτα επιτυχής και ο καρκινικός όγκος έχει αφαιρεθεί ολοκληρωτικά. Απλά το πρόγραμμα προσομοίωσης έχει προγραμματιστεί έτσι ώστε, όταν αφαιρείται σιγά σιγά ο καρκινικός όγκος που απεικονίζεται με γκρι χρώμα, να αντικαθιστά με άλλο χρώμα τη θέση όπου υπήρχε το γκρι χρώμα του όγκου, για να δείξει πως πραγματοποιήθηκε η αφαίρεση του.

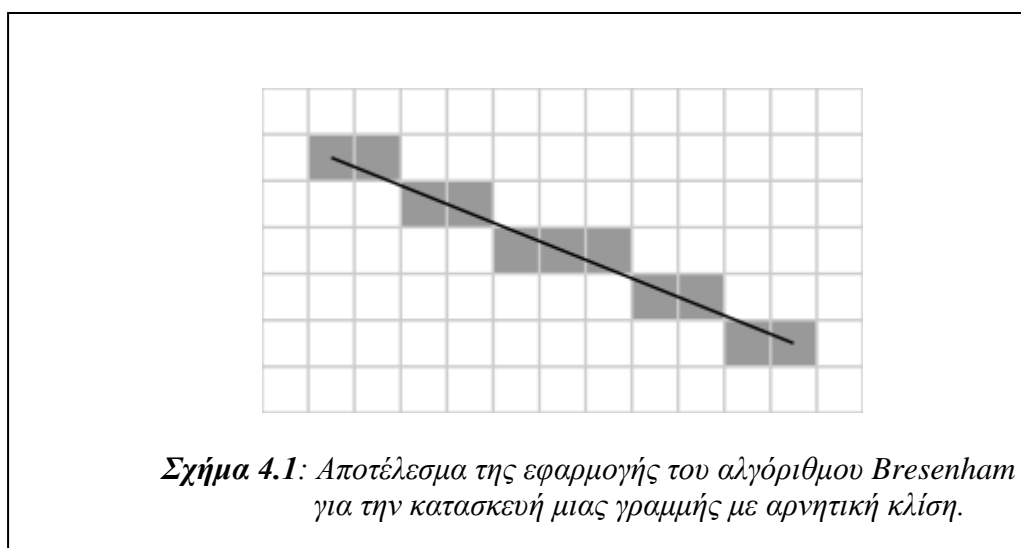
Τα παραπάνω θα γίνουν πιο κατανοητά στην επόμενη ενότητα, όπου θα ακολουθήσουν τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων. Αυτό που έχει σημασία να επαναλάβουμε είναι τα βήματα που θα ακολουθήσουμε για την προσομοίωση μας, όπως έχουμε σχηματικά αναλύσει και στο τρίτο κεφάλαιο, στο σχήμα 3.8. Ξεκινώντας με την δισδιάστατη προσομοίωση, θα απεικονίσουμε πρώτα τις προσομοιώσεις που έγιναν στα απλοποιημένα σχήματα και αποδεικνύουν την ορθότητα του αλγορίθμου μας, και στη συνέχεια θα προχωρήσουμε στις πραγματικές μαγνητικές τομογραφίες. Σε όλες τις περιπτώσεις ακολουθείται πάντα η ίδια διαδικασία.

Φορτώνουμε στο πρόγραμμα μας τις διάφορες εικόνες, διαστάσεων 512*512 pixels, και δημιουργούμε τον πίνακα δεδομένων τις εικόνας(δημιουργία τρισδιάστατου πίνακα απεικόνισης των επιμέρους pixel). Στη συνέχεια την εμφανίζουμε στην οθόνη μας και οριοθετούμε με μια βοηθητική συνάρτηση τον καρκινικό όγκο που βρίσκεται σε αυτή. Η οριοθέτηση γίνεται με τη χρήση της συνάρτησης *roipoly* του προγράμματος Matlab, η οποία μας δίνει την δυνατότητα δημιουργίας μιας πολυγωνικής γραμμής γύρω από τον όγκο που θέλουμε να αφαιρέσουμε. Έπειτα, επιλέγουμε το βήμα στρέψης του ρομποτικού μας βραχίονα, που αποτελεί και το βήμα του αλγόριθμου μας για να πραγματοποιήσουμε πλήρη σάρωση σε όλη την περιοχή. Όπως είχαμε εξηγήσει και στο πρώτο κεφάλαιο, το βήμα στρέψης, μπορεί να είναι της τάξεως του 0.1 της μοίρας για τα σύγχρονα ευφυή ρομποτικά συστήματα. Μέγεθος που υιοθετούμε και εμείς για τις προσομοιώσεις μας. Μόλις τελειώσει και αυτό το βήμα του προγράμματος, ξεκινά η διαδικασία σάρωσης, βάση του αλγορίθμου που κατασκευάσαμε.

Προγραμματιστικά, σχεδιάσαμε τον αλγόριθμο μας να λειτουργεί με τον εξής τρόπο για την διαδικασία σάρωσης που αναφέραμε και παραπάνω. Μόλις ολοκληρωθεί το βήμα της διαδικασίας οριοθέτησης του όγκου, το πρόγραμμα μας αναγνωρίζει ποιο είναι το κατώτερο και ποιο είναι το ανώτερο σημείο, του πολυγωνικού σχήματος που σχεδιάσαμε με την συνάρτηση *roipoly* του προγράμματος. Πρακτικά δηλαδή, προγραμματίσαμε με μαθηματικές σχέσεις το πρόγραμμα μας να σχεδιάζει ένα περιγεγραμμένο παραλληλόγραμμο σχήμα που περικλείει τον οριοθετημένο καρκινικό όγκο, και έχει πάνω στις πλευρές του τα ανώτερα και κατώτερα σημεία του πολυγωνικού σχήματος που δημιουργεί η συνάρτηση *roipoly*.

Έτσι, όταν θέσουμε τις συντεταγμένες του σημείου από όπου επιθυμούμε να ξεκινήσει το τελικό στοιχείο του ρομποτικού μας βραχίονα, δημιουργεί αυτόματα το πρόγραμμα το εύρος της γωνίας που θα πρέπει να κινηθεί το ρομποτικό μας άκρο. Ουσιαστικά δημιουργεί το πρόγραμμα μας ένα τόξο κύκλου, το οποίο και μας δίνει την γωνία εκκίνησης καθώς και την γωνία τερματισμού της σάρωσης του ρομποτικού βραχίονα. Στη γωνία εκκίνησης θα προστίθεται το βήμα που θέσαμε στην αρχή του προγράμματος και θα αυξάνεται, σταδιακά δημιουργώντας μια αναδρομική σχέση που θα επιφέρει την επιθυμητή εκκαθάριση της επιλεγμένης περιοχής.

Στο σημείο αυτό, χρειάζεται να αναφέρουμε μια λεπτομέρεια για την προσομοίωση που πραγματοποιήσαμε. Ο αλγόριθμος μας δημιουργεί μια ευθεία, βάση του αλγόριθμου του Bresenham, η οποία και δεσμεύει συγκεκριμένα pixel. Όπως δείξαμε και στο τρίτο κεφάλαιο, για την σχεδίαση μιας ευθείας που έχει κάποια κλίση, είτε θετική είτε αρνητική, δεσμεύονται συγκεκριμένα pixel από την οθόνη για να την σχεδιάσουν. Αν μεγεθύνουμε (υποθετικά άπειρη μεγέθυνση) την οθόνη μας για να εστιάσουμε στα pixels που δεσμεύονται για κάθε γραμμή που σχεδιάζει το πρόγραμμα μας, βάση του συγκεκριμένου αλγόριθμου, θα είχαμε μια εικόνα, όπως απεικονίζεται στο παρακάτω σχήμα :



Στην παραπάνω εικόνα, παρατηρούμε τα pixels που δεσμεύει μια γραμμή αρνητικής κλίσης. Στον αλγόριθμο μας, και γενικά στο προγραμματιστικό κομμάτι της εργασίας μας, αναπαραστήσαμε το τελικό στοιχείο του ρομποτικού βραχίονα του συστήματός μας με μια γραμμή. Στην πράξη όμως, κάτι τέτοιο δεν είναι απόλυτα ακριβές. Το τελικό μας στοιχείο, που αποτελείται από τον εκάστοτε τύπο μικροχειρουργικού εργαλείου που ταιριάζει σε κάθε περίπτωση καρκινικού όγκου, αν θέλαμε να το αναπαραστήσουμε σε ένα γραφικό περιβάλλον που περιγράφει τον τρισδιάστατο χώρο που κινείται ο ρομποτικός βραχίονας, δεν θα το αναπαριστούσαμε με μια γραμμή, αλλά με ένα εξάρτημα που καταλαμβάνει μεγαλύτερη θέση στο χώρο. Όσο λεπτό και λειτουργικό και να είναι κάποιο μικροχειρουργικό εργαλείο, δεν παύει να έχει σχήμα και όγκο που δεν μπορούν να αμεληθούν. Έτσι για αναπαράσταση του σε κάποιο γραφικό περιβάλλον, δεν θα καταλάμβανε ο όγκος του δύο ή τρία pixel όπως η παραπάνω γραμμή, αλλά πολύ περισσότερα.

Στην περίπτωση αυτή, θα έπρεπε να μετρηθεί από εμάς και φυσικά το πρόγραμμα μας, σε πόσα cm αντιστοιχεί το κάθε pixel της εικόνας μας. Έτσι θα ξέραμε ακριβώς πόσα pixel δεσμεύει το μικροχειρουργικό εργαλείο μας και θα το αναπαριστούσαμε με ακρίβεια στο γραφικό περιβάλλον του υπολογιστή. Κάτι τέτοιο όμως για την περίπτωση που μελετάμε σε αυτή την διπλωματική εργασία είναι εντελώς περιττό. Είτε δεσμεύει ένα pixel το υποτιθέμενο τελικό στοιχείο μας, όπως στην περίπτωση της ευθείας, είτε περισσότερα pixel, όπως συμβαίνει κανονικά, η μέθοδος σάρωσης θα ήταν η ίδια με αυτή που εφαρμόσαμε τώρα και φυσικά τα αποτελέσματα δεν θα παρουσίαζαν καμία διαφορά. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό, είναι επειδή ο όγκος μας έχει οριοθετηθεί και αφαιρείται ότι περικλείεται μέσα στην οριοθετημένη περιοχή.

Κάνοντας την παραδοχή ότι το τελικό μας στοιχείο είναι λεπτό όπως μια γραμμή, μέσα στην οριοθετημένη περιοχή, θα αφαιρείται ποσότητα καρκινικού όγκου που αντιστοιχεί στο ένα pixel. Με λίγα λόγια, θα έχουμε μια προσομοίωση αφαίρεσης όγκου, όπου το τελικό στοιχείο μας θα αφαιρεί τον όγκο σε πολύ μικρά κομμάτια, γεγονός που θα οδηγήσει το σύστημά μας να πραγματοποιήσει πολλές επαναλήψεις σάρωσης. Στην περίπτωση όπου θα είχαμε ένα τελικό στοιχείο που καταλάμβανε μεγαλύτερο πλήθος pixel στο γραφικό περιβάλλον του προγράμματός μας, θα παρατηρούσαμε ότι θα αφαιρούσε μεγαλύτερη ποσότητα καρκινικού όγκου, δηλαδή ποσότητα όγκου που θα αντιστοιχούσε σε περισσότερα pixel. Έτσι, η μόνη διαφορά με την άλλη περίπτωση που αναφέραμε, θα ήταν πως στη δεύτερη περίπτωση θα χρειαζότανε να κάνει το σύστημά μας λιγότερες επαναλήψεις, για να καταφέρει να εξαλείψει τον καρκινικό όγκο.

Θα πρέπει επίσης να αναφέρουμε σε αυτό το σημείο, ότι οι εικόνες που χρησιμοποιήσαμε για την πραγματοποίηση της σάρωσης, είναι οι προ-χειρουργικές MRI, που βγάζουμε στον ασθενή προτού εισέλθει στο χειρουργείο, για να οριοθετήσουμε τον όγκο και να μελετήσουμε τον τρόπο αφαίρεσης του. Οι μαγνητικές τομογραφίες που λαμβάνονται κατά τη διάρκεια του χειρουργείου (intraoperative MRI), όπως είπαμε και στο δεύτερο κεφάλαιο της εργασίας μας, χρησιμεύουν μόνο για να συγκρίνουν τα δεδομένα, πριν και κατά τη διάρκεια της επέμβασης, και να μας δείχνουν την πρόοδο της προσομοίωσης μας. Οι μαγνητικές τομογραφίες που λαμβάνονται με συνεχή ροή κατά τη διάρκεια του χειρουργείου, χρησιμεύουν πρωτίστως στο να μας δείχνουν τον όγκο που αφαιρείται σε κάθε σάρωση και δευτερευόντως στο να απεικονίσουν τυχόν προβλήματα που ίσως

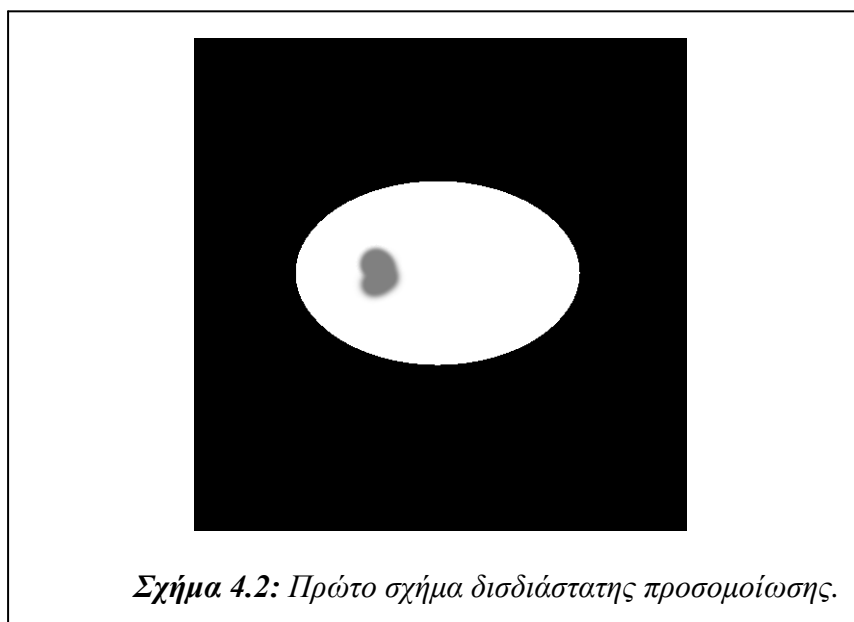
αναπάντεχα δημιουργηθούν κατά τη διάρκεια της επέμβασης, η οποία φυσικά και θα πρέπει να τερματιστεί. Πάντως, όπως αναφέρουμε και στην ενότητα 2.4.2, κύριος σκοπός των intraoperative MRI είναι ο έλεγχος κατά τη διάρκεια του χειρουργείου και η σύγκριση των καινούργιων με τις παλαιότερες μαγνητικές τομές.

Η περίπτωση μετακίνησης του εγκεφάλου(brain shift) που αναφέρουμε επίσης στο δεύτερο κεφάλαιο, και παρατηρείται κατά τη διάρκεια της κρανιοτομής, δεν επηρεάζει το σχήμα του πολυγωνικού πλαισίου οριοθέτησης που σχεδιάσαμε προχειρουργικά, ενώ οι μαγνητικές τομογραφίες κατά τη διάρκεια της εγχείρησης θα μας δίνουν συνεχώς την νέα θέση του οριοθετημένου όγκου, καταγράφοντας τις νέες συντεταγμένες του, αφού πολύ εύκολα θα μπορούν να αντιληφτούν την μετατόπιση που συνέβη καθώς θα συγκρίνουν ανά τακτά χρονικά διαστήματα τις νέες με τις παλιές μαγνητικές τομογραφίες. Στη συνέχεια του κεφαλαίου θα τοποθετήσουμε τις εικόνες που λάβαμε από τις διάφορες προσομοιώσεις που πραγματοποιήσαμε. Θα επεξηγήσουμε όπου χρειάζεται πάλι, τα βήματα του αλγόριθμου και θα αναλύσουμε τα δεδομένα που προκύπτουν για κάθε περίπτωση προσομοίωσης ξεχωριστά.

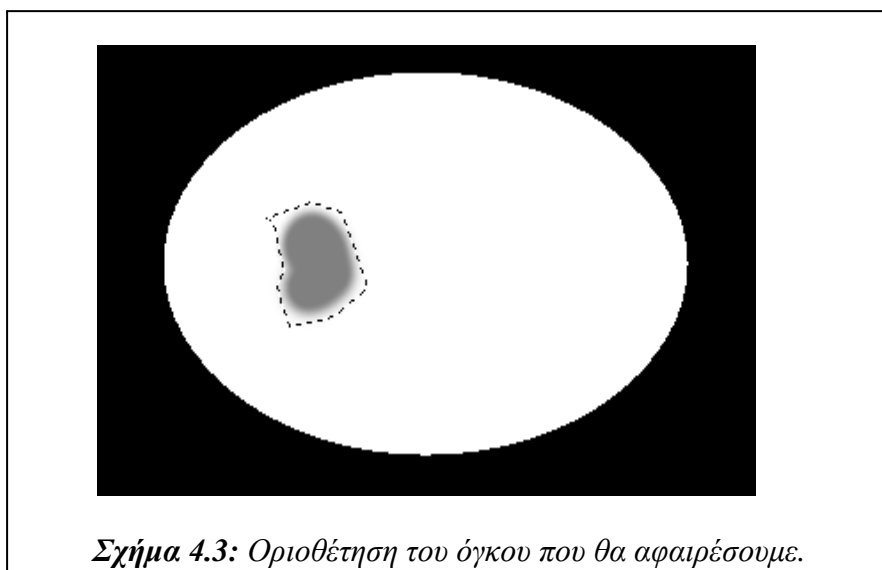
4.2 Παρουσίαση των Αποτελεσμάτων – Σχολιασμός

4.2.1 Αποτελέσματα δισδιάστατης προσομοίωσης

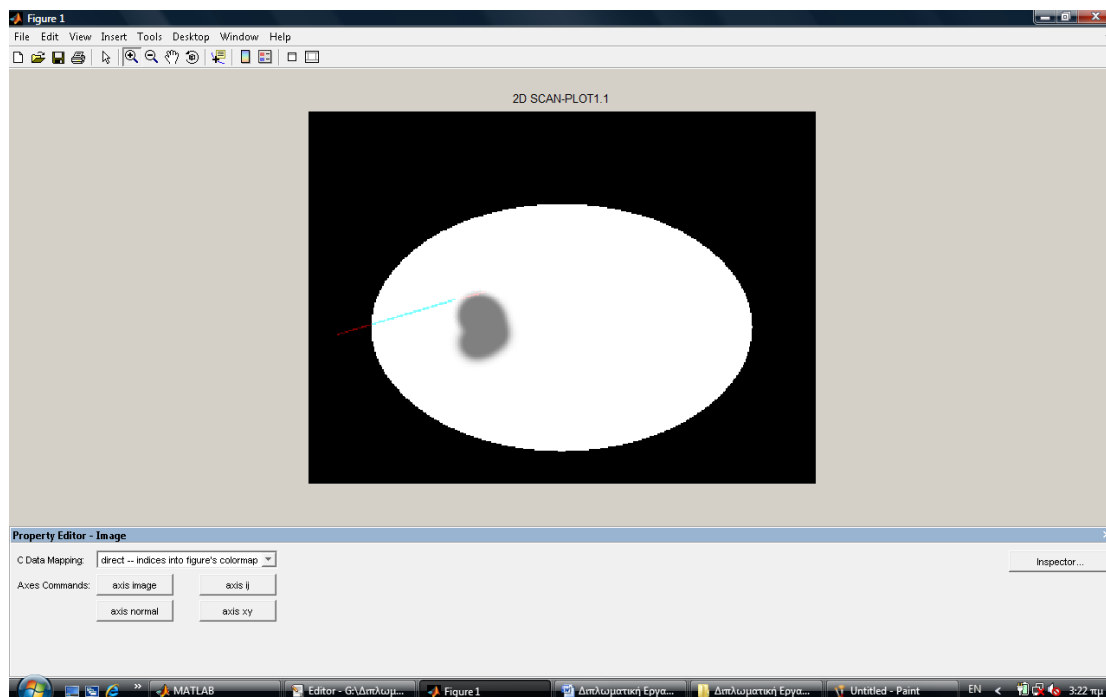
Στην ενότητα αυτή θα παρουσιάσουμε τα αποτελέσματα τα οποία λάβαμε κατά την δισδιάστατη προσομοίωση συγκεκριμένων εικόνων. Όπως είπαμε και στο προηγούμενο κεφάλαιο, χρησιμοποιήσαμε σαν εικόνες προσομοίωσης, πραγματικές μαγνητικές τομογραφίες που απεικονίζουν ξεκάθαρα τον καρκινικό όγκο αλλά και απλά σχήματα που απεικονίζουν μόνο το περίγραμμα του κεφαλιού και τον προς αφαίρεση όγκο. Ο λόγος που δημιουργήσαμε αυτά τα απλά σχήματα αναλύθηκε προηγουμένως. Έτσι λοιπόν ξεκινάμε την πρώτη προσομοίωση στο παρακάτω απλό σχήμα :

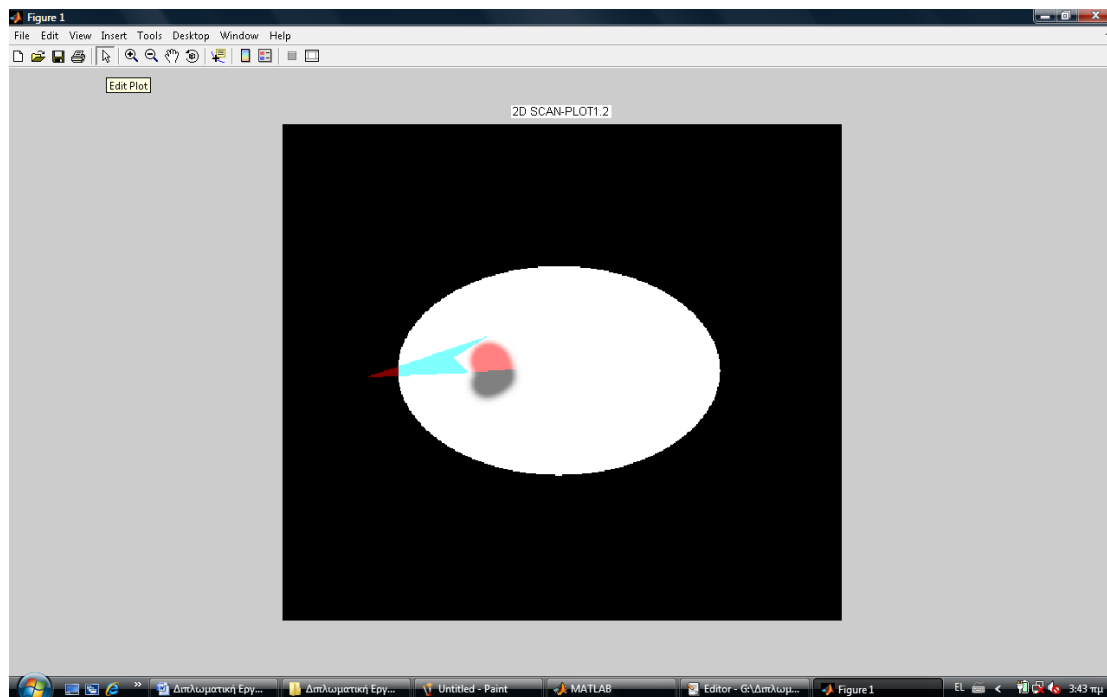


Ακολουθεί το σχήμα που θα μας δείξει πως οριοθετούμε την γκρι περιοχή που υποτίθεται ότι είναι ο προς αφαίρεση όγκος, χρησιμοποιώντας την συνάρτηση *roipoly* του προγράμματος Matlab.

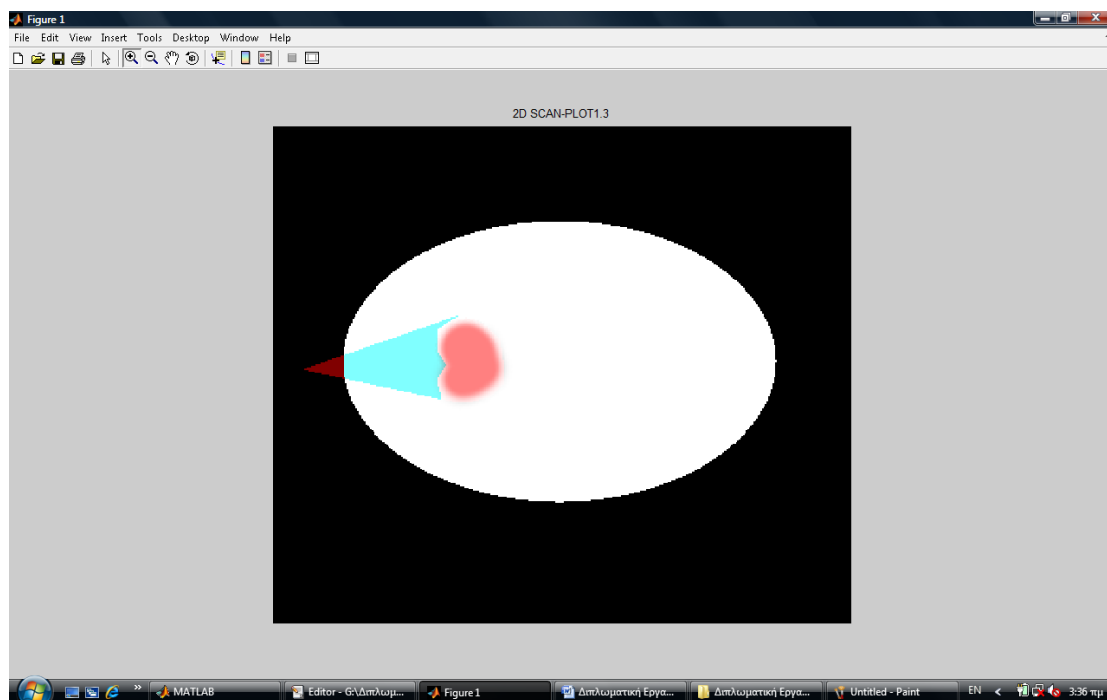


Θα απεικονίσουμε τρία στάδια της προσομοίωσης. Την στιγμή που ξεκινάει η σάρωση, όταν βρίσκεται στη μέση, και τέλος όταν έχει ολοκληρωθεί. Για το δοθέν σχήμα, θα έχουμε :





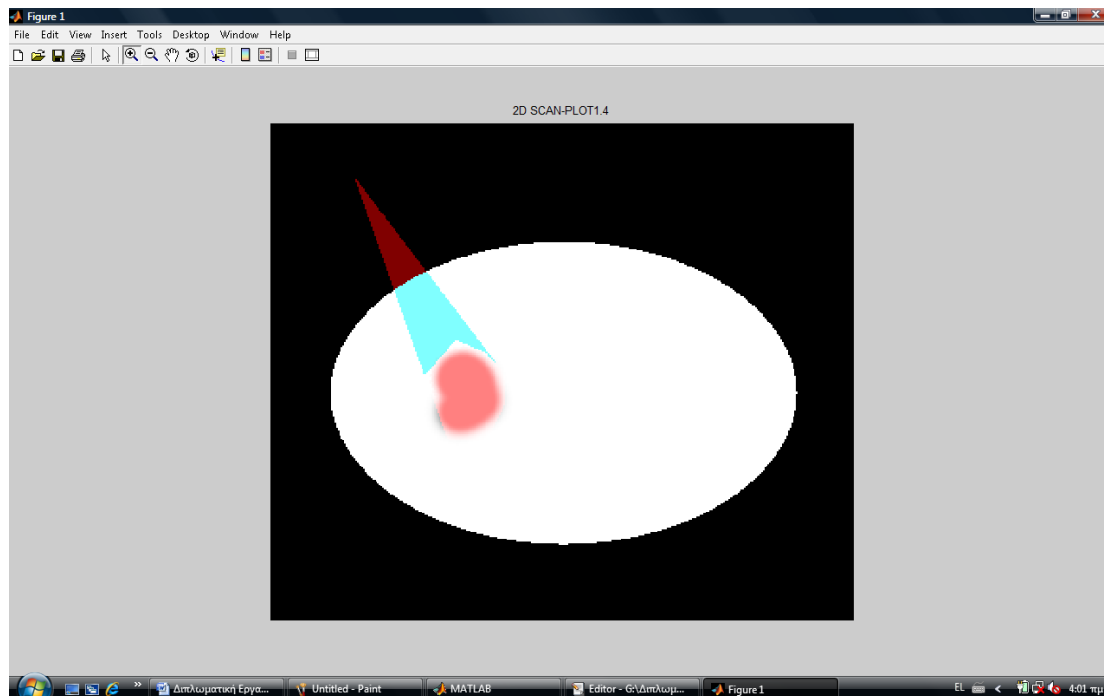
Σχήμα 4.5: Ενδιάμεσο στάδιο της προσομοίωσης.



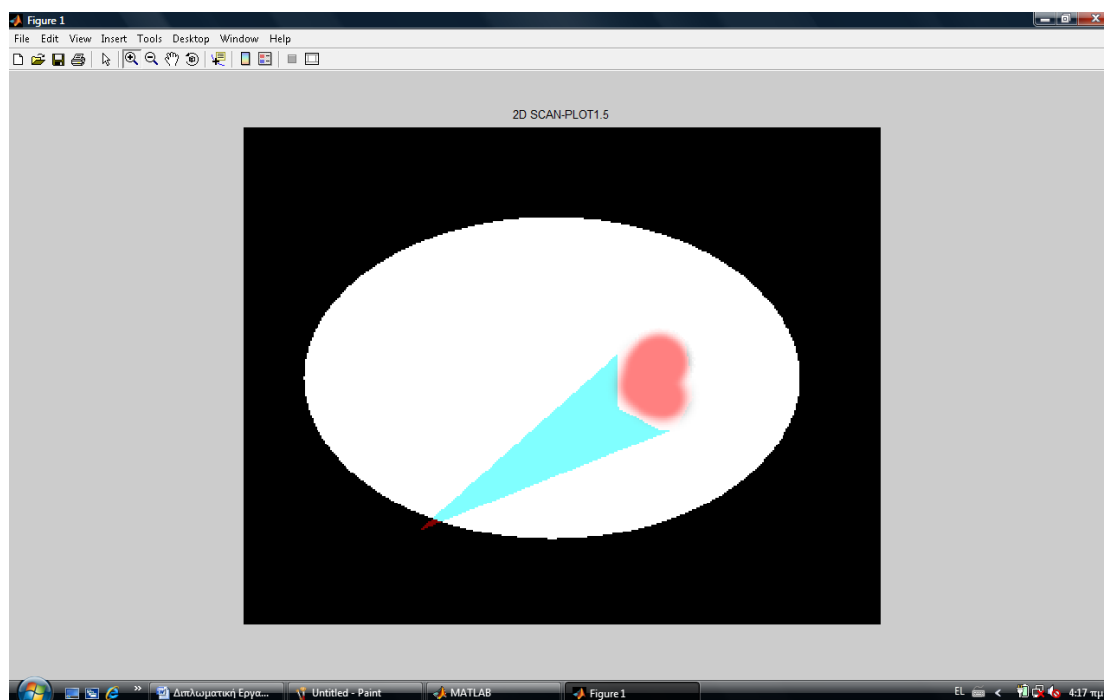
Σχήμα 4.6: Τελικό στάδιο της προσομοίωσης.

Παρατηρούμε πως η οριοθετημένη περιοχή σαρώθηκε πλήρως και το τελικό στοιχείο δεν παρέκλινε εκτός της περιοχής αυτής, με μεγάλη ακρίβεια στις κινήσεις του. Η πρώτη σάρωση ήταν πλήρως επιτυχής.

Στη συνέχεια θα παρουσιάσουμε σάρωση του ίδιου σχήματος, για διαφορετικό σημείο εκκίνησης. Έτσι θα επαληθευτεί η καθολικότητα του αλγόριθμου μας για κάθε σημείο εκκίνησης στο χώρο. Η εικόνα οριοθέτησης παραλείπεται αφού είναι πάντα η ίδια διαδικασία, καθώς και τα ενδιάμεσα στάδια. Θα απεικονίζουμε μόνο την τελική μορφή της προσομοίωσης. Έτσι θα έχουμε βάση των παραπάνω :



Σχήμα 4.7: Τελικό στάδιο της προσομοίωσης για νέο σημείο εκκίνησης

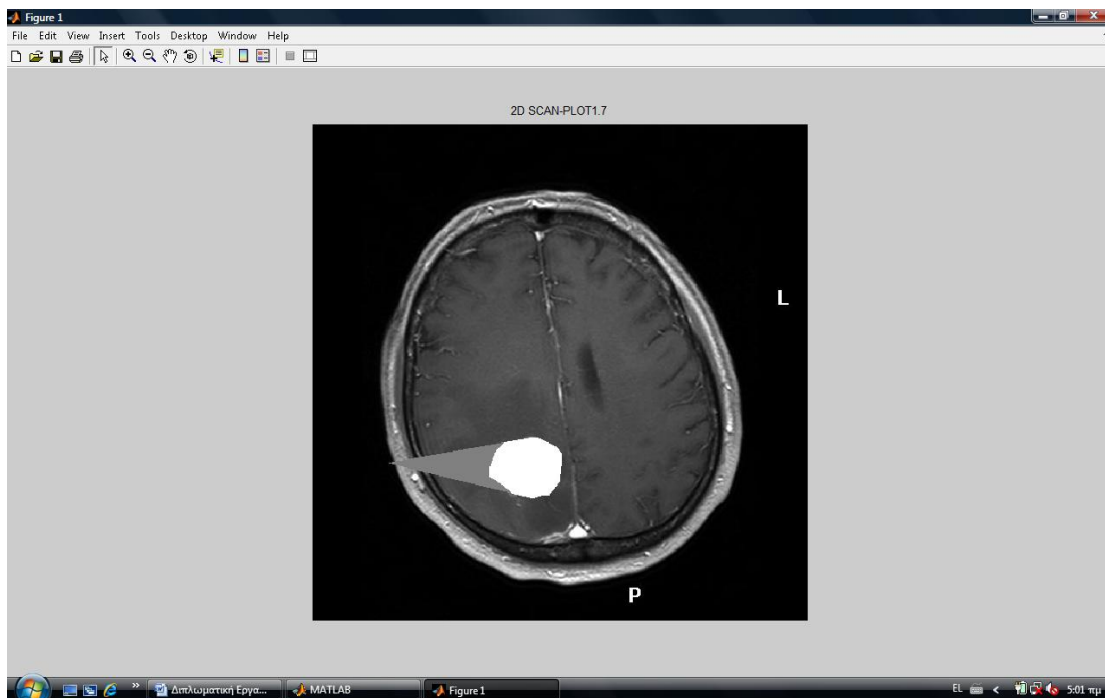


Σχήμα 4.8: Τελικό στάδιο της προσομοίωσης για νέο σημείο εκκίνησης στην περίπτωση που ο όγκος βρίσκεται σε αντιδιαμετρική θέση.

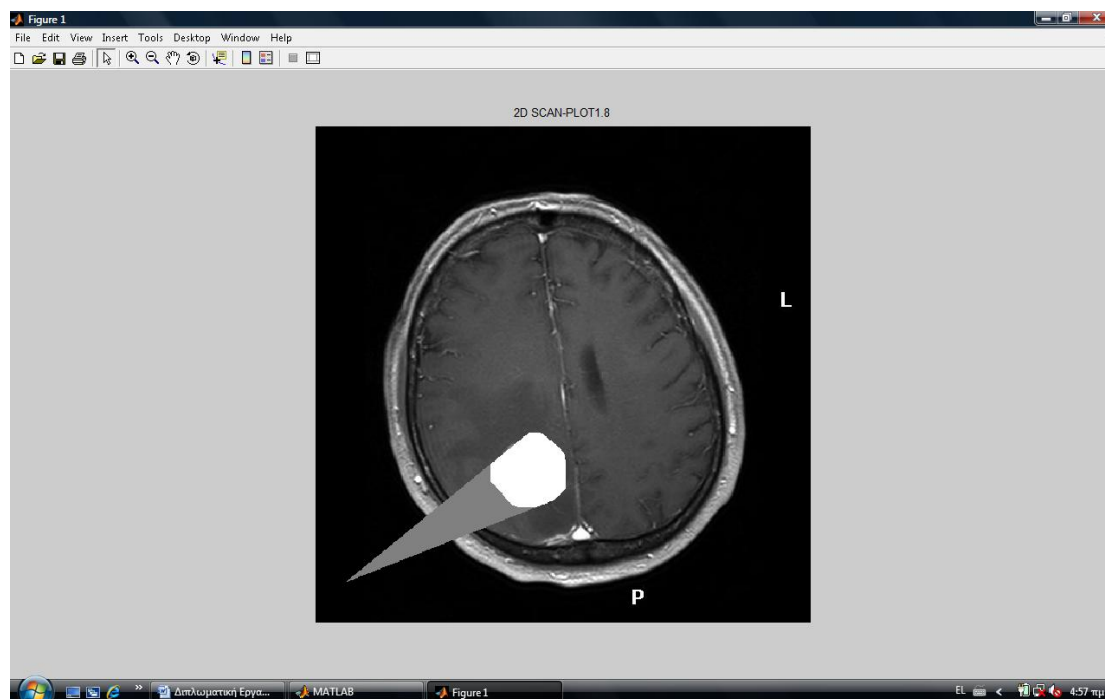
Παρατηρούμε ότι και στα προηγούμενα σχήματα πως ο αλγόριθμος λειτούργησε όπως θα θέλαμε. Στη συνέχεια, και αφού έχουμε πραγματοποιήσει προσομοίωση με τις «απλοποιημένες μαγνητικές τομές», θα προχωρήσουμε με σαρώσεις σε πραγματική μαγνητική τομογραφία, για διάφορα σημεία εκκίνησης και θα ελέγξουμε πάλι την αποτελεσματικότητα του προγράμματός μας. Η οριοθέτηση του όγκου θα γίνει ως εξής :



Σχήμα 4.9: Οριοθέτηση του όγκου που θα αφαιρέσουμε από πραγματική MRI.



Σχήμα 4.10: Τελικό στάδιο προσομοίωσης σε πραγματική MRI.



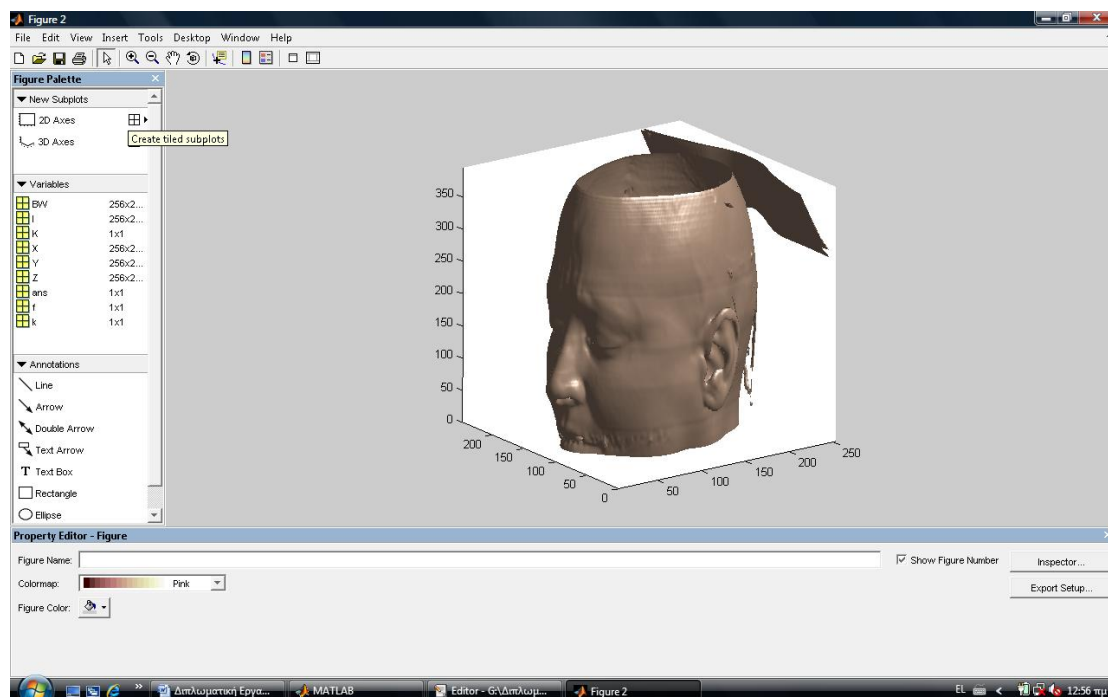
Σχήμα 4.11: Τελικό στάδιο προσομοίωσης σε πραγματική MRI για νέο σημείο εκκίνησης.

Από τις παραπάνω ενδεικτικές προσομοιώσεις που παρουσιάσαμε, καταλαβαίνουμε ότι ο αλγόριθμος μας λειτουργεί σε αρκετά ικανοποιητικό βαθμό. Και στην απλοποιημένη μορφή της MRI που είχαμε αρχικά, αλλά και στην κανονική, τα αποτελέσματα ήταν άκρως επιτυχημένα. Το τελικό στοιχείο σε όλες τις προσομοιώσεις διατηρεί την πορεία του μέσα στην οριοθετημένη περιοχή, χωρίς να παρεκκλίνει καθόλου της πορείας του, δηλαδή χωρίς να κατευθύνεται προς τον υγιή ιστό. Καθόλη τη διάρκεια της σάρωσης παραμένει στο εσωτερικό της οριοθετημένης περιοχής και αφαιρεί τον καρκινικό όγκο χωρίς να αφήσει καθόλου υπολείμματα όγκου. Το γεγονός αυτό είναι αρκετά ενθαρρυντικό, αφού αποδεικνύει ότι ο αλγόριθμός μας δουλεύει όπως θα έπρεπε.

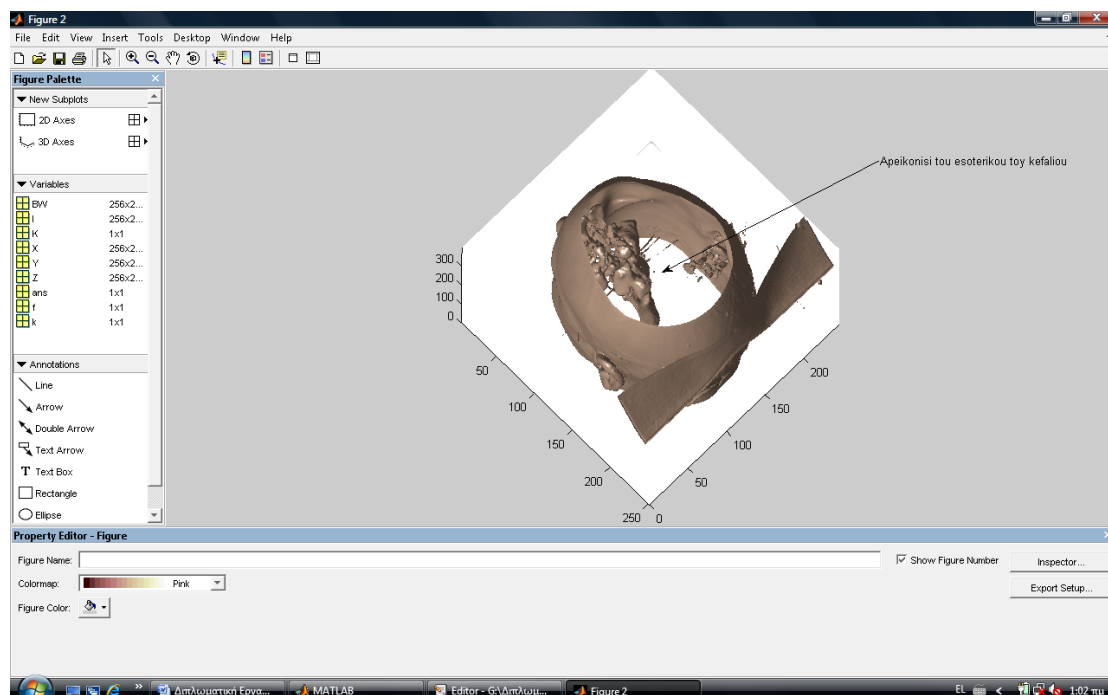
4.2.2. Τρισδιάστατη προσομοίωση

Αυτή η περίπτωση προσομοίωσης, πρακτικά, δεν διαφέρει από την περίπτωση που μελετήσαμε στην προηγούμενη ενότητα. Όπως έχουμε αναφέρει ξανά, το τρισδιάστατο αντικείμενο μελέτης που έχουμε σε αυτή την εργασία είναι το κεφάλι του ασθενούς και κατά συνέπεια ο εγκέφαλος του. Η τρισδιάστατη απεικόνιση του κεφαλιού θα προκύψει από τις μαγνητικές και τις αξονικές τομογραφίες που έχουμε στην κατοχή μας για την παρούσα εργασία. Στην συγκεκριμένη εργασία, μας ενδιαφέρουν περισσότερο τα δεδομένα από τις μαγνητικές τομές, μια και στην περίπτωση μας αυτές επιλέξαμε για απεικόνιση του εγκεφάλου πριν και κατά τη διάρκεια της επέμβασης, για τους λόγους που εξηγήσαμε και στο δεύτερο κεφάλαιο. Ενδιαφέρον όμως θα ήταν να μελετήσουμε και την τρισδιάστατη εικόνα του κεφαλιού που θα προκύψει από τις αξονικές τομογραφίες και να κάνουμε τις μεταξύ τους συγκρίσεις. Έτσι λοιπόν, με τη βοήθεια του προγράμματος Matlab και με τη χρήση του κατάλληλου κώδικα, από ένα σύνολο αξονικών τομών που έχουμε στη

διάθεση μας, θα δημιουργήσουμε το κεφάλι ενός ασθενούς σε τρισδιάστατη μορφή, και φυσικά θα απεικονιστεί και το εσωτερικό του.

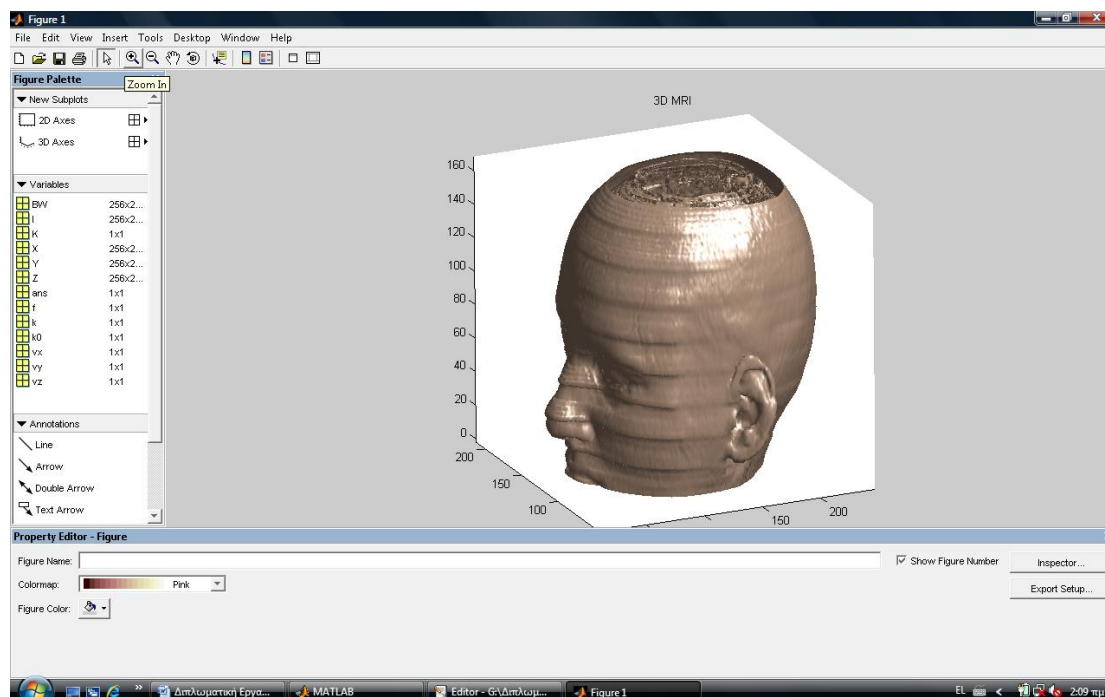


Σχήμα 4.12: Τρισδιάστατη απεικόνιση κεφαλιού από σύνθεση τομών αξονικής τομογραφίας(CT).

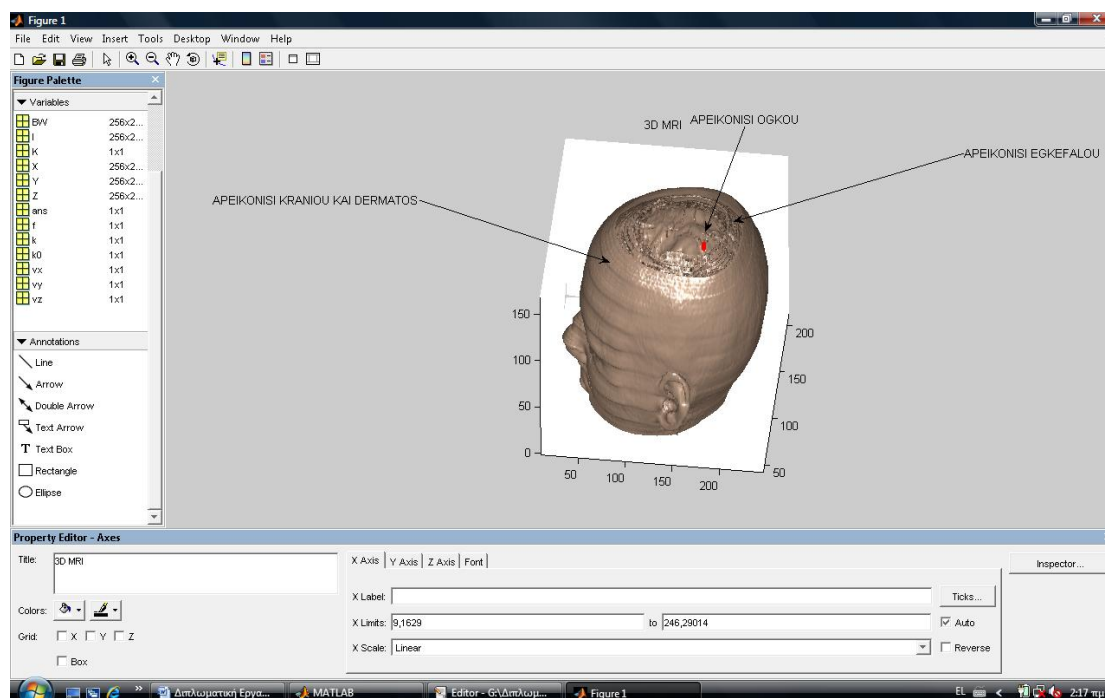


Σχήμα 4.13: Τρισδιάστατη απεικόνιση του εσωτερικού του κεφαλιού από σύνθεση τομών αξονικής τομογραφίας(CT).

Στη συνέχεια θα παρουσιάσουμε την τρισδιάστατη μορφή του κεφαλιού και του εγκεφάλου ενός άλλου ασθενή, αυτή τη φορά χρησιμοποιώντας τις μαγνητικές τομογραφίες που έχουμε στη διάθεσή μας. Θα σημειώσουμε με βέλος το σημείο όπου έχουμε σχεδιάσει εμείς την ύπαρξη ενός υποτιθέμενου καρκινικού όγκου που θέλουμε να αφαιρέσουμε.



Σχήμα 4.14: Τρισδιάστατη απεικόνιση κεφαλιού από σύνθεση τομών μαγνητικής τομογραφίας(MRI).



Σχήμα 4.15: Τρισδιάστατη απεικόνιση εσωτερικού του κεφαλιού από σύνθεση τομών μαγνητικής τομογραφίας(MRI). Διακρίνεται ο διαχωρισμός κρανίου, εγκεφάλου και καρκινικού όγκου.

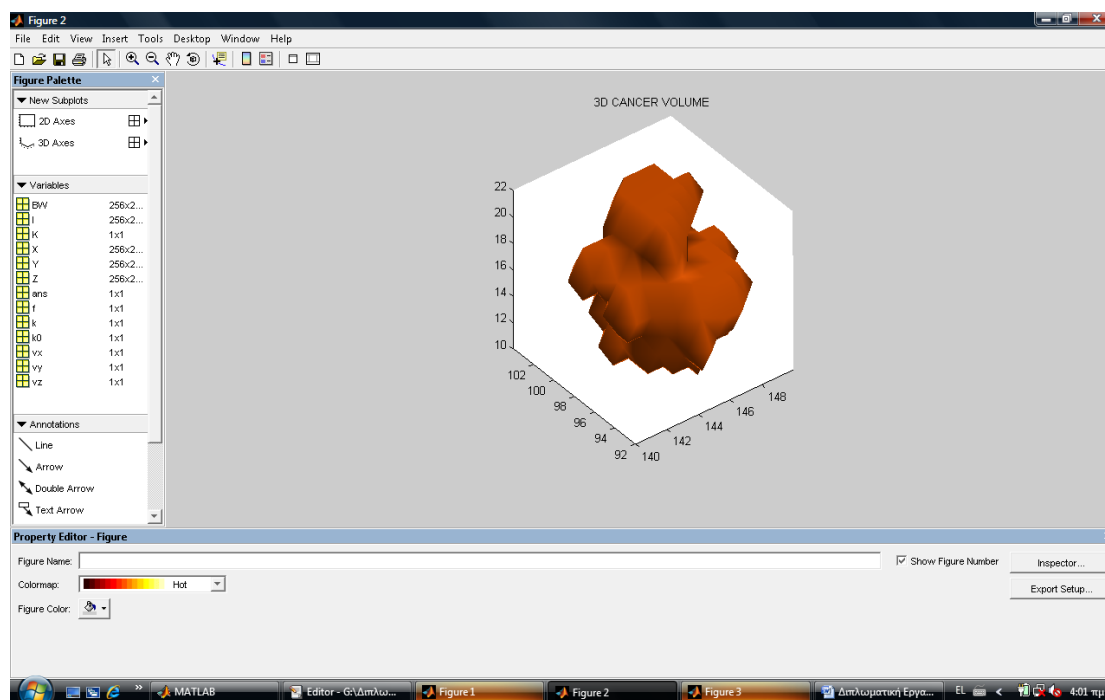
Τα παραπάνω σχήματα παρουσιάζουν δύο διαφορετικές περιπτώσεις τρισδιάστατης απεικόνισης του κεφαλιού. Τα σχήματα 4.12 και 4.13 απεικονίζουν το ολόγραμμα ενός κεφαλιού, που δημιουργήθηκε από τη σύνθεση 90 αξονικών τομογραφιών ενώ τα σχήματα 4.14 και 4.15 απεικονίζουν με τη σειρά τους, το ολόγραμμα του κεφαλιού ενός άλλου ασθενούς, που δημιουργήθηκε από τη σύνθεση 124 μαγνητικών τομογραφιών. Στην τελευταία απεικόνιση τοποθετήσαμε τεχνητά και έναν καρκινικό όγκο, τον οποίο είχαμε σχεδιάσει προηγουμένως πάνω στις μαγνητικές τομογραφίες με την βοήθεια ενός προγράμματος επεξεργασίας εικόνας. Έτσι στο σχήμα 4.15 απεικονίζεται και ο υποτιθέμενος καρκινικός όγκος, τον οποίο έχουμε τονίσει (highlighted) με κόκκινο χρώμα για να είναι ευδιάκριτος.

Τα τρισδιάστατα αυτά σχήματα του κεφαλιού, προέκυψαν από την σύνθεση των 90 και 124 αξονικών και μαγνητικών τομογραφιών αντίστοιχα, που είχαμε στη διάθεση μας. Με τη βοήθεια προγράμματος τρισδιάστατης επανακατασκευής δισδιάστατων εικόνων (3D Reconstruction Program) του προγράμματος Matlab (Matlab toolbox for analysis of 3D images), καταφέραμε να πετύχουμε το παραπάνω αποτέλεσμα. Πρακτικά, το πρόγραμμα αυτό, τοποθετεί τις τομές που του δώσαμε την μια πάνω στην άλλη και τις συνθέτει με τη χρήση ενός τροποποιημένου μετασχηματισμού Fourier για τρισδιάστατες εικόνες. Έτσι πετυχαίνει την δημιουργία μιας ενιαίας τρισδιάστατης εικόνας, η οποία φυσικά θα απαρτίζεται από το πλήθος των τομών που εμείς αρχικά δώσαμε στο πρόγραμμα. Θα πρέπει φυσικά να τονίσουμε, ότι και οι αξονικές αλλά και οι μαγνητικές τομές, είχαν τοποθετηθεί σε ένα αρχείο τύπου raw, με τη σειρά που είχαν τραβηχτεί από τον αξονικό και τον μαγνητικό τομογράφο. Η τοποθέτησή τους σε αριθμημένη θέση μέσα στο αρχείο, σύμφωνα με την σειρά που τραβήχτηκαν, βοηθάει στην ορθή αναπαράσταση του τρισδιάστατου σχήματος από το πρόγραμμά μας χωρίς την ύπαρξη γραφικών ανωμαλιών κατά τη σχεδίαση.

Στο σημείο αυτό, θα πρέπει να παρατηρήσουμε πως η τρισδιάστατη απεικόνιση του κεφαλιού με τη χρήση αξονικών τομογραφιών, διαφέρει αρκετά από την τρισδιάστατη απεικόνιση με τη χρήση μαγνητικών τομογραφιών. Παρατηρούμε πως στην CT τρισδιάστατη αναπαράσταση, εμφανίζεται μόνο το κρανίο και τα οστικά μέρη του κεφαλιού. Όμως στην MRI τρισδιάστατη απεικόνιση, εμφανίζεται το κρανίο αλλά και ο εγκέφαλος του ασθενούς, μαζί με τον υποτιθέμενο όγκο που σχεδιάσαμε. Είναι δηλαδή προφανές, πως επιτυγχάνουμε καλύτερη απεικόνιση των ζωτικών περιοχών του εγκεφάλου και γενικότερα του κεφαλιού του ασθενούς, με τη χρήση μαγνητικών τομών κατά την τρισδιάστατη αναπαράσταση. Εκτός όμως από την καλύτερη απεικόνιση των ζωτικών περιοχών του κεφαλιού, με την χρήση της μαγνητικής τομογραφίας, έχουμε και περισσότερη ακρίβεια στην κατασκευή του τρισδιάστατου ολογράμματός μας. Οι λεπτομέρειες δηλαδή του εγκεφάλου, αναπαριστώνται με μεγαλύτερη ακρίβεια με τις μαγνητικές από ότι με τις αξονικές τομογραφίες.

Με τη χρήση της συνάρτησης *roiplot* του προγράμματος Matlab, όπως έχουμε ήδη αναφέρει και σε προηγούμενη ενότητα, μπορούμε να οριοθετούμε όποιες περιοχές θέλουμε πάνω στις μαγνητικές τομογραφίες. Στην περίπτωση της δισδιάστατης προσομοίωσης, την χρησιμοποιούσαμε για την οριοθέτηση της περιοχής όπου βρισκόταν ο καρκινικός όγκος. Στην περίπτωση της τρισδιάστατης προσομοίωσης που μελετάμε τώρα, θα χρησιμοποιήσουμε πάλι αυτή την συνάρτηση για να οριοθετήσουμε σε κάθε μαγνητική τομή, από το αρχείο μαγνητικών τομών

που μας έδωσε το ολόγραμμα του σχήματος 4.14 και 4.15, τον υποτιθέμενο όγκο που σχεδιάσαμε. Έτσι κατά την τρισδιάστατη επανακατασκευή των τομών, θα απεικονιστεί μόνο ο καρκινικός όγκος που απομονώσαμε, σε τρισδιάστατη μορφή. Εφαρμόζοντας λοιπόν τα παραπάνω βήματα, με τη χρήση κατάλληλων εντολών υπο μορφή κώδικα στο πρόγραμμα Matlab, οριοθετούμε την κάθε περιοχή καρκινικού όγκου, που υπάρχει στις δισδιάστατες μαγνητικές μας τομογραφίες. Απομονώνοντας το πρόγραμμα μας τον καρκινικό όγκο, μας δίνει την τρισδιάστατη μορφή του, που φαίνεται στο παρακάτω σχήμα :



Σχήμα 4.16: Τρισδιάστατη απεικόνιση καρκινικού όγκου από σύνθεση τομών μαγνητικής τομογραφίας(MRI). Απομονώσαμε τον όγκο με τη βοήθεια της συνάρτησης *roipoly* του προγράμματος Matlab.

Όπως φαίνεται από το παραπάνω σχήμα, με τη χρήση του προγράμματος μας, καταφέραμε να απομονώσουμε τον καρκινικό όγκο που είχαμε σχεδιάσει σε κάποιες από τις μαγνητικές τομογραφίες που είχαμε στη διάθεσή μας. Στη συνέχεια, αυτό που θα μας απασχολήσει, είναι το πώς θα αφαιρέσουμε αυτό τον όγκο από την περιοχή του εγκεφάλου του ασθενούς. Η απάντηση είναι πολύ απλή και βρίσκεται στον τρόπο που δημιουργήσαμε εμείς τον ογκο αυτό εξαρχής. Και η απάντηση δεν είναι άλλη από την σύνθεση των δισδιάστατων μαγνητικών τομών που είχαμε στη διάθεση μας και μας οδήγησαν στο παραπάνω σχήμα. Με την αντίστροφη διαδικασία από αυτή που ακολουθήσαμε για τη δημιουργία τρισδιάστατων εικόνων από τη σύνθεση δισδιάστατων εικόνων, μπορούμε πολύ εύκολα να αποκτήσουμε όλες εκείνες τις δισδιάστατες εικόνες που μας έδωσαν το τρισδιάστατο σχήμα της εικόνας 4.15. Θα λάβουμε δηλαδή τις μαγνητικές τομογραφίες, πάνω στις οποίες είχαμε εμείς σχεδιάσει εξαρχής έναν υποτιθέμενο καρκινικό όγκο.

Αυτό που θα έχουμε δηλαδή στη διάθεση μας, θα είναι πάλι ένα σύνολο μαγνητικών τομών, όπως αυτές του σχήματος 4.9, πάνω στις οποίες μπορούμε να εφαρμόσουμε την διαδικασία της δισδιάστατης σάρωσης, όπως κάναμε στα σχήματα 4.3 έως 4.11. Καταλήγουμε δηλαδή στο συμπέρασμα, ότι η τρισδιάστατη προσομοίωση, δεν είναι τίποτε άλλο από ένα σύνολο δισδιάστατων προσομοιώσεων που πραγματοποιούμε σε μια συγκεκριμένη περιοχή του εγκεφάλου, για την εξάλειψη του καρκινικού όγκου. Το ευφύες ρομποτικό μας σύστημα, θα αντιμετωπίσει με πολλαπλές δισδιάστατες σαρώσεις την εξάλειψη του όγκου από τη περιοχή του εγκεφάλου, χωρίς να λάβει υπόψη του την τρισδιάστατη μορφή του όγκου. Ο όγκος θα αντιμετωπιστεί από το ρομποτικό μας σύστημα, ως η γκρι δισδιάστατη κηλίδα που οριοθετήσαμε στο σχήμα 4.9.

Πρακτικά, αυτό θα το πετύχει το ρομπότ μας, εφαρμόζοντας την ίδια διαδικασία που περιγράψαμε στη δισδιάστατη σάρωση, με τη διαφορά ότι θα πρέπει να πραγματοποιήσει τόσες σαρώσεις, όσες είναι και οι τομές που περιέχουν τον καρκινικό όγκο σε δισδιάστατη μορφή. Για να γίνουν τα προηγούμενα κατανοητά, θα φέρουμε ένα παράδειγμα που θα αναλύει τα βήματα που θα ακολουθήσουμε. Αν υποθέσουμε, πως από ένα σύνολο εκατό μαγνητικών τομών, οι επτά φανερώνουν την ύπαρξη καρκινικού όγκου, θα λειτουργήσουμε ως εξής : Τις επτά αυτές τομές, θα τις ξεχωρίσουμε και πάνω σε αυτές θα οριοθετήσουμε την περιοχή του όγκου, όπως ακριβώς κάναμε στα παραδείγματα με τις μαγνητικές τομές, στην περίπτωση της δισδιάστατης σάρωσης. Οι τομές αυτές θα είναι προφανώς διαδοχικές, αφού ο όγκος είναι συμπαγής στο χώρο και οι τομές του εγκεφάλου που θα απεικονίζουν, θα απέχουν όσο είναι το βήμα σάρωσης του μαγνητικού τομογράφου, έστω 1mm.

Κάνοντας την τελευταία παραδοχή, ότι δηλαδή η σάρωση του όγκου από τον μαγνητικό τομογράφο έγινε κατά έναν συγκεκριμένο άξονα, έστω ότι έγινε κατά τον άξονα z, ο οποίος είναι ο κατακόρυφος άξονας που φαίνεται στα προηγούμενα σχήματα, τότε εμείς για την εξάλειψη του όγκου θα εφαρμόσουμε την εξής διαδικασία : Προγραμματίζουμε το ρομποτικό μας μηχάνημα, να κινήσει το τελικό στοιχείο παράλληλα με τον άξονα z. Η κίνηση του θα πρέπει να είναι σταδιακή, και να έχει βήμα, όσο ήταν και το βήμα σάρωσης του μαγνητικού τομογράφου που έβγαλε τις τομές που χρησιμοποιούμε, δηλαδή 1mm. Στη συνέχεια, θα ελέγχει από το πρόγραμμα του, ποια τομή είναι αυτή που είναι οριοθετημένη για να πραγματοποιήσει την σάρωση, χρησιμοποιώντας ακριβώς την ίδια μεθοδολογία που περιγράψαμε στο δισδιάστατο πρόβλημα προσομοίωσης.

Ο τρόπος ελέγχου για την ζητούμενη τομή είναι πολύ απλός. Όπως είπαμε, οι τομές, πάνω στις οποίες θα γίνει η σάρωση, θα πρέπει να είναι διαδοχικές, και γνωρίζουμε την θέση τους, από τη σειρά που τραβήχτηκαν από τον μαγνητικό τομογράφο. Από τις εκατό δηλαδή μαγνητικές τομές που θα έχουμε, θα ξέρουμε ότι οι τομές με αύξοντα αριθμό 50 έως 56, θα είναι οι ζητούμενες, μια και θεωρήσαμε ότι οι επτά από το σύνολο θα φανερώνουν την ύπαρξη του όγκου. Την ακριβή θέση αυτών των τομών την γνωρίζουμε, από τη στιγμή που γνωρίζουμε και το σημείο εκκίνησης της σάρωσης του μαγνητικού τομογράφου.

Έτσι λοιπόν, έχουμε μια περιοχή 7mm, κατά τον άξονα z, η οποία θα πρέπει να σαρωθεί με βήμα σάρωσης κάθε φορά 1mm. Δηλαδή το τελικό στοιχείο του ρομπότ μας θα πραγματοποιήσει μια κίνηση παράλληλη κατά τον άξονα z, και κάθε 1mm κατά αυτόν τον άξονα, ξεκινώντας από το αρχικό σημείο που θα το έχουμε

τοποθετήσει, θα πραγματοποιεί και μια σάρωση όπως αυτές που έχουμε επανειλημμένα εξηγήσει, δημιουργώντας ένα κυκλικό τόξο στο επίπεδο xy , λόγω της γωνίας στρέψης που θα πραγματοποιήσει για να επιτύχει την δισδιάστατη σάρωση του καρκινικού όγκου. Με τον τρόπο αυτό θα πραγματοποιηθεί η τρισδιάστατη σάρωση, για την οποία δεν παρουσιάζουμε κάποια επιπλέον αποτελέσματα προσομοίωσης, αφού τα αποτελέσματα αυτά δεν θα διαφέρουν από εκείνα που παρουσιάσαμε στην ενότητα 4.2 του παρόντος κεφαλαίου.

Θα πρέπει επίσης να επισημάνουμε στο σημείο αυτό, ότι για την παραπάνω μέθοδο αφαίρεσης του καρκινικού όγκου, θεωρήσαμε και πάλι ότι το τελικό στοιχείο του ρομποτικού μας βραχίονα, απεικονίζεται στο πρόγραμμα μας έχοντας το πάχος μιας λεπτής γραμμής. Όπως εξηγήσαμε όμως και στην ενότητα 4.1, στην πραγματικότητα, το μικροχειρουργικό εργαλείο που θα χρησιμοποιήσουμε, έχει πάχος που καταλαμβάνει στο γραφικό μας σύστημα περισσότερα από δύο ή τρία pixel. Οπότε στην περίπτωση που θα θέλουμε να προσομοιώσουμε ακριβώς το μέγεθος του τελικού μας στοιχείου, θα πρέπει να κάνουμε όπως είχαμε πει την αντιστοιχία cm και pixel, και να δούμε σε πόσα cm θα αντιστοιχήσει το ένα pixel του γραφικού μας περιβάλλοντος. Έπειτα, θα ρυθμίσουμε αναλόγως το βήμα κίνησης του τελικού μας στοιχείου, αφού σε κάθε σάρωση θα αφαιρείται περισσότερη ποσότητα όγκου από ότι θα αφαιρούνταν αν δεχόμασταν ότι το μικροχειρουργικό μας εργαλείο έχει το πάχος μιας γραμμής.

4.3 Σύνοψη Επεξεργασίας Αποτελεσμάτων Προσομοίωσης – Τελικός Σχολιασμός

Στο παρόν κεφάλαιο παρουσιάσαμε λεπτομερώς τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων που πραγματοποιήσαμε με τη χρήση του προγράμματος Matlab. Αφού αναλύσαμε στην αρχή τις τεχνικές λεπτομέρειες που θα μας απασχολούσαν για την διεξαγωγή των προσομοιώσεων, στη συνέχεια προχωρήσαμε στην παρουσίαση των αποτελεσμάτων, σχολιάζοντας κάθε φορά την αποδοτικότητα του αλγόριθμου μας. Τα αποτελέσματα τα οποία παραθέσαμε, ήταν ενδεικτικά της λειτουργικότητας του αλγόριθμου μας. Όπως είναι γνωστό, ο χώρος έχει άπειρα σημεία από τα οποία θα μπορούσαμε να ξεκινήσουμε την προσομοίωση μας, γεγονός που δεν μας επιτρέπει να τα παρουσιάσουμε όλα στο συγκεκριμένο κεφάλαιο. Εμείς επιλέξαμε ορισμένα σημεία του χώρου, ενδεικτικά κάθε φορά ανάλογα με τη θέση του καρκινικού όγκου στον χώρο. Προσπαθήσαμε δηλαδή να προσομοιώσουμε, όσο το δυνατόν περισσότερες πιθανές θέσεις εμφάνισης καρκινικού όγκου σε μια μαγνητική τομογραφία και κατ'επέκταση στην περιοχή του εγκεφάλου.

Στην πρώτη κατηγορία προσομοιώσεων, αυτή της δισδιάστατης προσομοίωσης, παρατηρούμε πως τα αποτελέσματα της σάρωσης της οριοθετημένης περιοχής είναι ικανοποιητικά. Σε όλες τις περιπτώσεις σάρωσης, ο όγκος αφαιρείται πλήρως, όπως φαίνεται και από το ότι έχει μεταβληθεί το χρώμα του στο τέλος της διαδικασίας, γεγονός που επιβεβαιώνει την ολοκληρωτική του αφαίρεση. Για τις διάφορες θέσεις του καρκινικού όγκου, ο αλγόριθμος μας δούλεψε ικανοποιητικά και με απόλυτη ακρίβεια. Το τελικό στοιχείο παρέμεινε στα πλαίσια κίνησης που το είχαμε περιορίσει και έτσι δεν παρατηρήθηκε εισχώρηση του σε υγιή ιστό. Πρέπει αναφέρουμε πως πραγματοποιήσαμε πάρα πολλές περιπτώσεις προσομοίωσης, για διαφορετικά σημεία εκκίνησης του τελικού στοιχείου, πάνω σε αρκετές μαγνητικές

τομογραφίες. Στην συντριπτική πλειοψηφία των περιπτώσεων παρατηρήθηκε ολοκληρωτική αφαίρεση του όγκου, ενώ σε κάποιες ακραίες θέσεις εκκίνησης, ο αλγόριθμος μας αφαίρεσε σχεδόν το 90-95% του καρκινικού όγκου. Οι τελευταίες αυτές περιπτώσεις, δημιουργήθηκαν από ακραίες θέσεις έναρξης του τελικού μας στοιχείου, που πρακτικά δεν θα εφαρμοστούν ποτέ σε περίπτωση χειρουργικής επέμβασης.

Στην περίπτωση τρισδιάστατης προσομοίωσης που μελετήσαμε, δημιουργήσαμε ένα τρισδιάστατο ολόγραμμα του κεφαλιού του ασθενούς και του όγκου που επιθυμούμε να αφαιρέσουμε, συνθέτοντας τις μαγνητικές τομογραφίες που είχαμε στη διάθεση μας. Το αποτέλεσμα ήταν μια λεπτομερής αναπαράσταση του προς αφαίρεση όγκου αλλά και της ακριβής του θέσης στην περιοχή του εγκεφάλου. Στη συνέχεια, διαχωρίζοντας τον όγκο στις επιμέρους δισδιάστατες μαγνητικές τομογραφίες που τον σχημάτισαν, εφαρμόσαμε τη διαδικασία δισδιάστατης προσομοίωσης για την κάθε τομή ξεχωριστά, με τη διαφορά ότι ο ρομποτικός βραχίονάς μας δεν στρέφεται μόνο υπό την εκάστοτε γωνία, δημιουργώντας το τόξο κύκλου που είχαμε αναφέρει και στην ενότητα 4.1 για την αφαίρεση του όγκου, αλλά κινείται και κατά μήκος του άξονα που περνά από το κέντρο του τρισδιάστατου καρκινικού όγκου. Η κίνηση αυτή γίνεται για να πραγματοποιηθεί σάρωση και στις υπόλοιπες τομές που απαρτίζουν τον καρκινικό όγκο.

Εφαρμόζοντας την παραπάνω διαδικασία, παρατηρήσαμε πως και πάλι ο αλγόριθμος μας κατάφερε να εξαλείψει τον καρκινικό όγκο, με πολύ μεγάλα ποσοστά επιτυχίας. Έτσι μπορέσαμε να μελετήσουμε πολλές πιθανές θέσεις εμφάνισης καρκινικού όγκου στην περιοχή του εγκεφάλου, και σε όλες τα αποτελέσματα ήταν αρκετά ικανοποιητικά, χωρίς να παρατηρείται σε καμία από αυτές η παραμικρή απόκλιση του μικροχειρουργικού εργαλείου προς τα ζωτικά μέρη του εγκεφάλου. Περιορίστηκε μόνο στο να κινείται στις επιτρεπόμενες οδούς που εμείς επιλέξαμε.

Εν κατακλείδι, παρατηρούμε πως το εγχείρημα μας στέφεται με επιτυχία στα πλαίσια της δισδιάστατης αλλά και της τρισδιάστατης προσομοίωσης. Προσπαθήσαμε να συμπεριλάβουμε στις προσομοιώσεις μας όσο το δυνατόν περισσότερα δεδομένα, για να μπορέσουμε να αποδείξουμε την αποτελεσματικότητα του αλγορίθμου μας, σε κάθε περίπτωση διαφορετικής θέσης του όγκου. Δημιουργήσαμε ένα ικανοποιητικό θεωρητικό εργαλείο, που μπορεί να αποδειχτεί χρήσιμο σε μελλοντική έρευνα, στην περίπτωση που θα χρειαστεί να υλοποιηθούν και πρακτικά όλα τα παραπάνω.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5.

Συμπεράσματα & Μελλοντική Εργασία

5.1 Πρότυπο Μελέτης Κατασκευής Ρομποτικού Στερεοτακτικού Μηχανήματος για Αφαίρεση Καρκινικού Όγκου από την Περιοχή του Εγκεφάλου – Χρησιμότητα

Στην παρούσα εργασία, αναπτύχθηκε ένα πρότυπο κατασκευής ενός ευφυούς ρομποτικού στερεοτακτικού μηχανήματος, με σκοπό την αφαίρεση καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου. Για την μελέτη κατασκευής αυτού του ευφυούς συστήματος, χρησιμοποιήσαμε πληροφορίες για τα ήδη υπάρχοντα ρομποτικά συστήματα στον χώρο της ιατρικής και για τις τελευταίες εξελίξεις σχετικά με το επίπεδο ευφυΐας τους. Έτσι λοιπόν, μπορέσαμε να διακρίνουμε πως ο ρόλος των ρομποτικών συστημάτων στο χώρο της ιατρικής είναι καθαρά επικουρικός. Τα ρομπότ στον χώρο του χειρουργείου, περιορίζονται απλά στο ρόλο ενός ακόμα εργαλείου του χειρουργού, που τον βοηθάνε να διεκπεραιώσει κάποιες δύσκολες περιπτώσεις.

Σε αυτή τη διπλωματική εργασία, παρουσιάστηκε μια εντελώς διαφορετική κατασκευή και χρήση ενός ευφυούς ρομποτικού μηχανήματος που προορίζεται για τον χώρο της ιατρικής. Λαμβάνοντας υπόψη τις διάφορες δυσκολίες που αντιμετωπίζει ένας νευροχειρουργός κατά τη διάρκεια μιας επέμβασης για την αφαίρεση ενός καρκινικού όγκου από την περιοχή του εγκεφάλου, προσπαθήσαμε να εκμεταλλευτούμε τα πλεονεκτήματα που μας προσφέρουν οι σύγχρονες αρχιτεκτονικές σχεδίασης ευφών ρομποτικών συστημάτων και στη συνέχεια να κατασκευάσουμε ένα πρότυπο στερεοτακτικό ρομπότ, που θα αναλαμβάνει μόνο του αποκλειστικά την αφαίρεση ενός καρκινικού όγκου από την ευαίσθητη εγκεφαλική περιοχή. Το ρομποτικό αυτό μηχάνημα θα είναι σε θέση να αναγνωρίζει τα δεδομένα που του δίνουμε και θα μπορεί να πραγματοποιεί αυτή τη δύσκολη επέμβαση μόνο του.

Για να γίνει κατανοητή η δομή κατασκευής και τελικώς η δράση του ρομπότ μας, αναλύσαμε σταδιακά σε κάθε κεφάλαιο τις ιδιότητες, τις δυνατότητες και φυσικά την χρησιμότητα του. Έτσι λοιπόν στο πρώτο κεφάλαιο αυτής της εργασίας, αναλύσαμε την αρχιτεκτονική που διέπει ένα σύγχρονο ευφύς ρομποτικό μηχάνημα και προσπαθήσαμε να παρουσιάσουμε όλες σχεδόν τις δυνατότητες που έχει για να μπορεί να αλληλεπιδρά με το περιβάλλον. Μιλήσαμε για τις δυνατότητες του ευφυούς ελέγχου και για τις διάφορες λειτουργίες που είναι πλέον σε θέση να εκτελούν τα ευφύς ρομποτικά μηχανήματα, όπως αναγνώριση, αντίληψη, σχεδιασμό, αίσθηση, έλεγχο και τέλος δράση.

Αναλύσαμε διεξοδικά πως ο υπολογιστής του ευφυούς ρομποτικού συστήματος επικοινωνεί με τον περιβάλλοντα κόσμο και εκτελεί τις λειτουργίες της αναγνώρισης (cognition), αντίληψης(perception), σχεδιασμού(planning) και ελέγχου

ενώ ταυτόχρονα στέλνει μια πληροφορία στο υπό έλεγχο ρομπότ και πως λαμβάνεται η πληροφορία από αυτό μέσω αισθητήρων. Αναλύσαμε τα επίπεδα οργάνωσης των σύγχρονων, αυτόνομων ρομποτικών συστημάτων που συνοψίζονται στα εξής τρία : οργανωτικό, συντονιστικό και εκτελεστικό επίπεδο και μπορέσαμε έτσι να κατανοήσουμε καλύτερα τον τρόπο λειτουργίας των συστημάτων αυτών.

Αφού εξηγήσαμε την δομή και την λειτουργία της οργάνωσης, του συντονισμού και τέλος του ελέγχου ενός ευφυούς ρομπότ, προχωρήσαμε στον τρόπο εφαρμογής όλων αυτών στον χώρο της ρομποτικής χειρουργικής. Επισημάναμε τις διάφορες λεπτομέρειες που θα πρέπει να λάβουμε υπόψη για να μπορέσουμε να κατασκευάσουμε ένα ευφύες ρομποτικό σύστημα για ένα τέτοιο εγχείρημα και αναλύσαμε όλες τις παραμέτρους ασφάλειας που θα πρέπει να τηρεί το ρομπότ μας για να μπορεί να ανταποκρίνεται με ασφάλεια στον χώρο του χειρουργείου και να πραγματοποιεί τις διάφορες εργασίες που θα του ανατίθενται. Ασχοληθήκαμε ιδιαίτερα με την περίπτωση που πραγματευόμαστε σε αυτή την εργασία και καταλήξαμε στην δομή και σε όλα τα λειτουργικά χαρακτηριστικά που θα πρέπει να διαθέτει το ρομποτικό μας σύστημα, για να πραγματοποιήσει μια χειρουργική επέμβαση στην περιοχή του εγκεφάλου.

Καταλήξαμε στη δημιουργία ενός ρομποτικού βραχίονα, που θα μπορεί να κινείται ευθύγραμμα προς την κατεύθυνση που θα βρίσκεται το κεφάλι του ασθενούς και φυσικά θα μπορεί να περιστρέφει το τελικό του στοιχείο, το οποίο θα είναι κάποιο μικροχειρουργικό εργαλείο ανάλογα με την περίπτωση, και έτσι να πραγματοποιεί την επιθυμητή αφαίρεση του όγκου. Ήμασταν ιδιαίτερα σχολαστικοί όσον αφορά τις δικλίδες ασφαλείας που θα πρέπει να ορίσουμε ώστε να μην ξεφύγει το ρομποτικό μας σύστημα ούτε μια στιγμή από τις επιτρεπτές περιοχές κίνησης και τραυματίσει τον ασθενή, ενώ φροντίσαμε παράλληλα να διαρθρώσουμε έτσι την δομή του ρομποτικού μηχανήματος μας, για να μην παρουσιάζει συχνά βλάβες.

Στη συνέχεια της εργασίας, κάναμε την τοποθέτηση του προβλήματος που πραγματευόμαστε. Σταθήκαμε στις δυσκολίες που αντιμετωπίζει ο χειρουργός κατά τη διάρκεια μιας τέτοιας επέμβασης και εξηγήσαμε πως αυτές οι δυσκολίες θα απλοποιηθούν αρκετά με τη χρήση του ρομποτικού μας συστήματος. Για να είμαστε πιο συγκεκριμένοι, σταθήκαμε στα δύο πιο βασικά προβλήματα του νευροχειρουργού κατά τη διάρκεια μιας τέτοιας επέμβασης, την ανακρίβεια που παρουσιάζει το ανθρώπινο χέρι λόγω του φυσιολογικού τρεμουλιάσματος, και δεύτερον την μη ολοκληρωμένη εικόνα που έχει ο χειρουργός κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Και στα δύο αυτά προβλήματα εξηγήσαμε τον τρόπο που το ρομποτικό μας σύστημα τα παρακάμπτει.

Η ύπαρξη ενός μηχανήματος αντι-tremor που προσαρμόζεται στο τελικό στοιχείο του ρομποτικού μας βραχίονα σε συνδυασμό με την σχετικά ικανοποιητική σταθερότητα κίνησης του ρομπότ, μας δίνουν ενθαρρυντικά αποτελέσματα, όσον αφορά το πρόβλημα της ακριβούς στόχευσης του όγκου και όχι τον γύρω περιοχών. Στη συνέχεια η πρότασή μας για συνεχή παρακολούθηση του εγκεφάλου του ασθενούς με την μέθοδο απεικόνισης της μαγνητικής τομογραφίας, μας βοηθάει να έχουμε συνεχώς μια ολοκληρωμένη εικόνα για το τι γίνεται στον εγκέφαλο του ασθενούς κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Με τη χρήση της ιχνηθετικής ουσίας που επικάθεται πάνω στον όγκο και χορηγείται στον ασθενή πριν την εισαγωγή του στο

χειρουργείο, μπορούμε να διακρίνουμε αν έχει αφαιρεθεί όλη η μάζα του καρκινικού όγκου ή αν έχουν μείνει υπολείμματα που θα αναγεννηθούν πιο μετά.

Στο τρίτο κεφάλαιο, όπου και αναλύσαμε την χρήση των αλγορίθμων στη ρομποτική χειρουργική, περιγράψαμε βήμα βήμα τον τρόπο με τον οποίο λειτουργεί ο αλγόριθμος που προτείνουμε για να πραγματοποιηθεί η ολική αφαίρεση του καρκινικού όγκου. Ύστερα από λεπτομερή ανάλυση των αλγορίθμων που υπάρχουν για την δημιουργία ευθύγραμμων τμημάτων, καταλήξαμε στο ποιος είναι ο καταλληλότερος για να τροποποιήσουμε και στη συνέχεια να χρησιμοποιήσουμε στο πρόγραμμα προσομοίωσης Matlab. Χρησιμοποιήσαμε λοιπόν τον αλγόριθμο του Bresenham για τον σχεδιασμό της διαδρομής από το τελικό στοιχείο του ρομπότ μας έως και τον καρκινικό όγκο στο εσωτερικό του εγκεφάλου του ασθενούς. Τον τροποποιήσαμε για να μπορεί να προσομοιώνει με ακρίβεια τις κινήσεις που θα έκανε ένας νευροχειρουργός κατά τη διάρκεια παρόμοιου χειρουργείου και αναθέσαμε στο πρόγραμμα Matlab να κάνει τις προσομοιώσεις.

Από τα αποτελέσματα που λάβαμε καταλήξαμε στο γεγονός πως το εγχείρημα μας στέφθηκε με πολύ μεγάλη επιτυχία. Παρατηρήσαμε πως κατά τη διάρκεια της προσομοίωσης, ο υποτιθέμενος καρκινικός όγκος που είχαμε σχεδιάσει είχε αφαιρεθεί πλήρως και πως οι περιοχές του υγιούς ιστού τριγύρω από τον καρκινικό όγκο είχαν μείνει εντελώς ανέπαφες, όπως επιθυμούσαμε. Τα αποτελέσματα αυτά τα λάβαμε κάνοντας την προσομοίωση σε μια τομή μαγνητικής τομογραφίας, δηλαδή στην δισδιάστατη πλευρά του προβλήματός μας. Στη συνέχεια επεκταθήκαμε και στο τρισδιάστατο κομμάτι και εξηγήσαμε τον τρόπο που γίνεται η σάρωση όταν έχουμε πια ένα τρισδιάστατο μοντέλο απεικόνισης του εγκεφάλου και του καρκινικού όγκου. Τα αποτελέσματα δεν διαφέρουν στο τρισδιάστατο κομμάτι του προβλήματός μας από αυτά που είχαμε στην δισδιάστατη λύση, μια και η τρισδιάστατη προοπτική του προβλήματός μας προκύπτει από την σύνθεση όλων των δισδιάστατων κομματιών που επεξεργαστήκαμε.

Έχοντας πλέον ολοκληρώσει τις πειραματικές δοκιμές και έχοντας στη διάθεσή μας αρκετά πειραματικά αποτελέσματα για διαφορετικά σύνολα δεδομένων, μπορούμε πλέον να αποφανθούμε για τη χρησιμότητα του εγχειρήματός μας. Παρατηρούμε λοιπόν, πως η χρησιμότητα που προκύπτει από την μελέτη μας είναι σημαντική, αφού καταφέραμε σε θεωρητικό τουλάχιστον επίπεδο να έχουμε ολοκληρωτική εξάλειψη του καρκινικού όγκου από την υπερευαίσθητη περιοχή του εγκεφάλου. Η πλήρης εξάλειψη του καρκινικού όγκου, σε συνδυασμό με την επιτυχή σχεδίαση της τροχιάς του τελικού στοιχείου του ρομποτικού μας συστήματος, μας δείχνει πως μια τέτοια προσπάθεια μπορεί να ξεφύγει από το θεωρητικό επίπεδο και να εφαρμοστεί και στην πράξη.

Μεγαλύτερος φόβος μας στη συγκεκριμένη μελέτη ήταν αυτός της ακαθόριστης τροχιάς που ίσως ακολουθούσε το τελικό στοιχείο του ρομποτικού βραχίονα μέσα στην περιοχή του εγκεφάλου. Φόβος μεγαλύτερος ίσως και από αυτόν της αναποτελεσματικής εξάλειψης του όγκου. Κάτι τέτοιο όμως δεν παρουσιάστηκε αφού είδαμε από τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων πως το μικροχειρουργικό εργαλείο που βρισκόταν στην άκρη του ρομποτικού βραχίονα, ακολούθησε μια εξαιρετικά ομαλή τροχιά, χωρίς να προκαλέσει την οποιαδήποτε βλάβη σε οποιοδήποτε υγιή ιστό τριγύρω.

Καταλαβαίνουμε λοιπόν, πως τα αποτελέσματα αυτά κάθε άλλο παρά αποθαρρυντικά είναι για τον ασθενή. Η βελτίωση της ποιότητας της ζωής του είναι το κύριο μέλημα μας σε τέτοιες περιπτώσεις, και στη συγκεκριμένη περίπτωση μπορούμε να πούμε πως ίσως έχουμε έρθει ένα βήμα πιο κοντά σε αυτό το ζητούμενο. Δεν πρέπει φυσικά να ξεχνάμε πως όλα τα αποτελέσματα μας είναι σε θεωρητικό επίπεδο, μια που δεν είχαμε την δυνατότητα κατασκευής ενός πραγματικού ρομποτικού συστήματος και να το δοκιμάσουμε στην πράξη. Τα αποτελέσματα όμως αυτά, μας βοηθούν στο να σκεφτόμαστε θετικά και να ελπίζουμε πως κάποια μέρα όλα αυτά που αναφέρουμε θα μπορέσουν να υλοποιηθούν και σε πιο πρακτικό επίπεδο.

5.2 Μελλοντική Εργασία

Το περιεχόμενο αυτής της διπλωματικής εργασίας είναι, όπως αναφέραμε και σε προηγούμενα κεφάλαια, αρκετά πρωτότυπο. Είναι μια πρώτη προσέγγιση σε μια επιστήμη, η οποία βρίσκεται σε «εμβρυακή» μορφή, και τώρα αρχίζει σιγά σιγά να αναπτύσσεται και να εδραιώνεται. Η ρομποτική χειρουργική χρειάζεται να διανύσει πολύ δρόμο ακόμα για να μπορούμε να πούμε πως μπορεί να αλλάξει τα μέχρι τώρα δεδομένα στο χώρο των χειρουργικών επεμβάσεων. Υπάρχουν πάρα πολλοί τομείς της ρομποτικής χειρουργικής που χρειάζονται περαιτέρω ανάπτυξη και φυσικά υπάρχει μια πληθώρα νέων αλλαγών που μπορούν να συμβούν και να επιφέρουν θεαματικά αποτελέσματα.

Καταρχήν, όπως έχουμε εξηγήσει και σε προηγούμενες ενότητες, για να μπορέσει να είναι αποτελεσματική η χρήση ευφών ρομποτικών μηχανημάτων σε τέτοιες περιπτώσεις χειρουργικής διαδικασίας, χρειάζεται να έχουμε μοντελοποιήσει τις λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος, ώστε να μπορούν να γίνουν καλύτερα αντιληπτές από τα ρομποτικά μηχανήματα. Όπως έχουμε αναφέρει και στο δεύτερο κεφάλαιο της εργασίας μας, μια πληθώρα λειτουργιών του ανθρώπινου σώματος μπορούν να μοντελοποιηθούν, με τη χρήση μαθηματικών και φυσικών μοντέλων, για να μπορέσουν να βοηθήσουν στην αναπαράσταση των γεωμετρικών, φυσικών και φυσιολογικών ιδιοτήτων των ανθρωπίνων οργάνων καθώς επίσης και άλλων συστημάτων ευρείας κλίμακας. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε συνδυασμό με τις ιατρικές εικόνες, με σκοπό να διασφαλίσουν μεγαλύτερη επιτυχία στην ανάλυση εικόνας και στον ρομποτικό έλεγχο. Έτσι λοιπόν μια μελέτη πάνω σε αυτά τα μοντέλα θα βοηθούσε πάρα πολύ στη «χαρτογράφηση» του ανθρώπινου σώματος και στην κωδικοποίηση των διαφόρων λειτουργιών, για να υπάρχει μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα από τα ρομποτικά μηχανήματα.

Μια άλλη εργασία που θα μπορούσε να γίνει μελλοντικά, βάση της παρούσης μελέτης, είναι η δημιουργία ακριβέστερων απεικονιστικών μέσων, που θα παρουσιάζουν με μεγαλύτερη ευκρίνεια τα όσα συμβαίνουν στο εσωτερικό του εγκεφάλου πριν και κατά τη διάρκεια της επέμβασης από το ρομποτικό μηχανήμα, με ιδιαίτερη έμφαση στην απεικόνιση κατά τη διάρκεια της επέμβασης (intraoperative representation). Όπως εξηγήσαμε, και πάλι στο κεφάλαιο δύο, λόγω της φύσης του εγκεφάλου και της ευαισθησίας του στις ακτίνες X, προτιμήσαμε την απεικόνιση του με τη μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας, η οποία έχει και τη δυνατότητα απεικόνισης των διαφόρων λειτουργιών που λαμβάνουν χώρα στον προς μελέτη ιστό.

Έτσι χωρίσαμε την απεικόνιση του εγκεφάλου του ασθενούς σε δύο κατηγορίες: μια πριν από την επέμβαση, όπου και οριοθετείται ο όγκος που θέλουμε να αφαιρέσουμε, και ύστερα μια συνεχή απεικόνιση του κατά τη διάρκεια της επέμβασης, όπου και λαμβάνουμε συνεχώς δεδομένα για την κατάσταση του εγκεφάλου και την κατάσταση του όγκου.

Θα ήταν λοιπόν ιδιαίτερα χρήσιμο για το ευφύες ρομποτικό μηχάνημα, ένα ανεπτυγμένο σύστημα απεικόνισης κατά τη διάρκεια της επέμβασης, που θα του δείχνει με περισσότερη ακρίβεια απ'ότι παρουσιάζει η μαγνητική τομογραφία, τα στάδια αφαίρεσης του καρκινικού όγκου και κατά πόσο έχουν μείνει διάφορα υπολείμματα του, που και αυτά με τη σειρά τους θα πρέπει να αφαιρεθούν. Καταλαβαίνουμε πως όσο πιο λεπτομερής και ακριβής είναι η απεικόνιση του εσωτερικού του εγκεφάλου, τόσο πιο αποτελεσματική θα είναι και η διαδικασία σάρωσης και εκκαθάρισης του οριοθετημένου χώρου, που περικλείει τον καρκινικό όγκο, από το ρομπότ. Μια και οι εικόνες που λαμβάνουμε από τα ιατρικά απεικονιστικά μέσα, αποτελούν τα «μάτια» του στερεοτακτικού ρομποτικού μηχανήματος μας, γίνεται αμέσως αντιληπτό ότι είναι απαραίτητη η κατασκευή ακριβέστερων και αποτελεσματικότερων απεικονιστικών μεθόδων.

Μια ακόμα πιθανή μελλοντική εργασία που θα μπορούσε να προκύψει βάση αυτής της διπλωματικής, είναι η ανάπτυξη και εφαρμογή ενός πιο περίπλοκου αλγόριθμου, που θα καθοδηγεί με μεγαλύτερη ακρίβεια τον ρομποτικό βραχίονα και κατ'επέκταση το μικροχειρουργικό εργαλείο που βρίσκεται στο άκρο του. Ένας πιο ανεπτυγμένος αλγόριθμος, που δεν θα αρκείται στην δημιουργία μιας μόνο συγκεκριμένης επαναλαμβανόμενης κίνησης του ρομποτικού βραχίονα, θα βοηθούσε πολύ στην περίπτωση όπου έχουμε καρκινικούς όγκους, που είναι δύσκολο να προσεγγιστούν. Έχουμε αναφέρει πολλές φορές κατά τη διάρκεια αυτής της εργασίας, πως υπάρχουνε όγκοι, οι οποίοι είναι δύσκολο να τους φτάσουμε με τα υπάρχοντα μέσα, και έτσι δεν χειρουργούνται.

Η κατασκευή ενός αλγόριθμου που δεν θα περιορίζεται σε μια μόνο κίνηση του βραχίονα, αλλά σε έναν συνδυασμό κινήσεων, πιο περίπλοκων και πιο συνδυαστικών, ίσως να φέρει τέλος στο πρόβλημα των μη προσβάσιμων όγκων, που παραμένουν αθεράπευτοι. Η ανάπτυξη ενός τέτοιου αλγορίθμου, θα πρέπει σαφέστατα να γίνει με την ταυτόχρονη ανάπτυξη και του επιπέδου ευφυΐας των ρομποτικών συστημάτων, ώστε να μπορούν να γίνουν πιο εύκολα και πιο γρήγορα κατανοητές, από την μονάδα επεξεργασίας του ρομποτικού συστήματός, οι εντολές που θα δίνει ο αλγόριθμος στο ρομποτικό σύστημα.

Πάνω στην περίπτωση εξάλειψης των μη προσβάσιμων όγκων, θα βοηθούσε αρκετά η δημιουργία ενός τελικού στοιχείου, το οποίο και θα διαθέτει ξεχωριστούς βαθμούς ελευθερίας από το υπόλοιπο σύστημα. Αναφερόμαστε στην μελέτη και κατασκευή ενός τελικού στοιχείου, είτε είναι laser, είτε νυστέρι, είτε το εργαλείο *CUSA* που έχουμε αναφέρει και στο τρίτο κεφάλαιο, το οποίο θα μπορεί να κινείται και να περιστρέφεται, χωρίς να χρειάζεται να κινείται ή να περιστρέφεται και ο ρομποτικός βραχίονας ή ολόκληρη η βάση του συστήματός μας. Μια τέτοια δημιουργία θα βοηθούσε σε περιπτώσεις σάρωσης, σαν αυτή που μελετήσαμε σε αυτή την εργασία, αυξάνοντας κατακόρυφα την αποτελεσματικότητα σάρωσης και αφαίρεσης του καρκινικού όγκου, μειώνοντας θεαματικά τον χρόνο επέμβασης.

Όπως είδαμε και στις εικόνες που χρησιμοποιήσαμε για να πραγματοποιήσουμε την σάρωση που σχεδιάσαμε, καθώς επίσης και στα αποτελέσματα της σάρωσης, το τελικό στοιχείο του ρομπότ μας εισέρχεται στην οριοθετημένη περιοχή του εγκεφάλου από κάποιο σημείο και σταματάει στο αντιδιαμετρικό του (βλ. σχήμα 3.7). Στη συνέχεια το τελικό στοιχείο επανέρχεται στην αρχική του θέση και στρέφεται κατά μια πολύ μικρή γωνία, πραγματοποιώντας ξανά την ευθύγραμμη σάρωση του, ακολουθώντας την ίδια ακριβώς μεθοδολογία. Αν είχαμε στη διάθεσή μας ένα τελικό στοιχείο, που θα είχε περιθώρια αυτόνομης κίνησης, λόγω των βαθμών ελευθερίας που θα διέθετε, θα μπορούσαμε με μία μόνο επανάληψη να αφαιρούσαμε τον όγκο.

Το ρομποτικό μας μηχάνημα απλά θα αναλάμβανε το έργο της εισόδου του τελικού στοιχείου στο εσωτερικό της οριοθετημένης περιοχής. Από εκεί και πέρα, το αυτόνομο τελικό στοιχείο θα αναλάμβανε την σάρωση εσωτερικά πια, χωρίς να χρειάζεται να μετακινείται μέσα-έξω ο ρομποτικός μας βραχίονας και φυσικά χωρίς να περιστραφεί καθόλου. Με αυτό τον τρόπο θα πετυχαίναμε μια πιο γρήγορη αφαίρεση του καρκινικού όγκου, δημιουργώντας μόνο μια υπερβολικά μικρή οπή στο κρανίο, απλά και μόνο για να περάσει το τελικό στοιχείο. Έτσι θα είχαμε καταφέρει, εκτός από το να μειώσουμε τον χρόνο της επέμβασης, την γρηγορότερη ανάρρωση του ασθενούς, μια και θα υπήρχε ένα μικρής επιφάνειας τραύμα προς ίαση.

Τέλος, μια ακόμα μελλοντική εργασία θα μπορούσε να είναι η δημιουργία ενός καινούργιου ευφυούς ρομποτικού συστήματος ή ένα αναβαθμισμένο μοντέλο ρομπότ της δικής μας εκδοχής, το οποίο και θα μπορούσε να αναγνωρίσει τις διάφορες επιπλοκές, κατά τη διάρκεια της επέμβασης, και να τις καταστέλλει. Όπως έχουμε πει επανειλημμένα, πιθανόν στην πορεία τέτοιων νευροχειρουργικών επεμβάσεων, να προκύψουν κάποιες επιπλοκές, όπως είναι η αιμορραγία κάποιου αγγείου, ένα αιφνίδιο εγκεφαλικό οίδημα ή ακόμα μια βλάβη σε μια αποχετευτική φλέβα. Η δημιουργία ενός ρομπότ, το οποίο με τη βοήθεια υπερσύγχρονων αισθητήρων, θα μπορεί να αναγνωρίζει τυχόν επιπλοκές κατά τη διάρκεια της επέμβασης, θα βοηθούσε στην αύξηση της ασφάλειας την ώρα του χειρουργείου και θα σήμαινε ουσιαστικά, την αποκλειστική αυτονομία των ευφών ρομποτικών συστημάτων στον χώρο του χειρουργείου.

Κάθε μια από τις παραπάνω περιπτώσεις μελλοντικής εργασίας, θα συνέβαλλε τα μέγιστα στην πρόοδο και στην ανάπτυξη της ρομποτικής επιστήμης στον χώρο της ιατρικής. Όπως είναι προφανές, τα περιθώρια για έρευνα και βελτίωση είναι πολύ μεγάλα.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

1. Στο παράρτημα αυτό, θα παραθέσουμε τον κώδικα που γράψαμε στον Editor του προγράμματος Matlab για την δημιουργία του αλγόριθμου σάρωσης της οριοθετημένης περιοχής που θέλαμε κάθε φορά.

```
function J=Simulation(I,X0,Y0)
    J = I;
    [BW,xi,yi] = roipoly(I);

    % ΕΥΡΕΣΗ ΠΕΡΙΓΓΕΓΡΑΜΜΕΝΟΥ ΠΑΡΑΛΛΗΛΟΓΡΑΜΜΟΥ ΓΙΑ
    ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟ ΤΕΛΙΚΟΥ ΣΤΟΙΧΕΙΟΥ

        [xmin,argxmin] = min(xi);
        [xmax,argxmax] = max(xi);
        [ymin,argymin] = min(yi);
        [ymax,argymax] = max(yi);

    if(Y0 > X0)

        b = (180 / pi) * atan( (ymax - 1 - Y0) / (xi(argymax) - X0) );
        a = (180 / pi) * atan( (ymin + 1 - Y0) / (xi(argymin) - X0) );

        flag = 0;

    else

        b = (180 / pi) * atan( (xmax - 1 - X0) / (yi(argxmax) - Y0) );
        a = (180 / pi) * atan( (xmin + 1 - X0) / (yi(argxmin) - Y0) );

        flag = 1;
    end

    %=====
    [height,width]=size(I);
    dtheta = 0.1;

    for theta = a:dtheta:b,
        x0 = X0;
        y0 = Y0;

        if(flag == 0)
            x1 = width;
            y1 = y0 + tan(pi*theta/180)*(x1-x0);
        else

            y1 = height;
            x1 = x0 + tan(pi*theta/180)*(y1-y0);
        end
    end
```

```

        steep = abs(y1-y0) > abs (x1-x0);

    if(steep)
        tmp = y0;
        y0 = x0;
        x0 = tmp;

        tmp = y1;
        y1 = x1;
        x1 = tmp;
    end

    if(x0>x1)
        tmp = x1;
        x1 = x0;
        x0 = tmp;

        tmp = y1;
        y1 = y0;
        y0 = tmp;
    end

    deltax = x1-x0;
    deltay=abs(y1-y0);
    error=0;

    deltaerr=deltay/deltax;
    y=y0;
    n=0;
    if(y0<y1)
        ystep=1;
    else
        ystep=-1;
    end

    for x=x0:width,
        if(x>=1)
            if(y<1 | y>height)
                break;
            end

            if(steep)
                i=int32(x);
                j=int32(y);
            else
                i=int32(y);

```

```

j=int32(x);
end

if(BW(i,j)==1)

    J(i,j)=255;
    if(n==0)
        n=1;
    end
else
    if(n==1)
        break;
    end
    J(i,j) = 128;
end

    error=error+deltaerr;
if(error>=0.5)
    y=y+ystep;
    error=error-1;
end
end
end
imshow(J);
end

```

Στη συνέχεια παραθέτουμε *τμήμα* του κώδικα που χρησιμοποιήσαμε για να δημιουργήσουμε τις τρισδιάστατες απεικονίσεις του κεφαλιού, με τη βοήθεια των μαγνητικών και των αξονικών τομογραφιών.

2. Για την τρισδιάστατη απεικόνιση με τη χρήση αξονικών τομογραφιών.

```

f = fopen('ct_20051601_sub.raw','rb');
I = fread(f,256*256*90,'uchar');
fclose(f);

I=uint8(reshape(I,[256 256 90]));

K = 75; BW=uint8(zeros(256,256,K));
for k = 1 : K,
    BW(:, :, k) = roipoly(I(:, :, k));
End

[X Y Z] = meshgrid(0.96*(0:255), 0.96*(0:255), 2*(0:89));

figure; isosurface(X, Y, Z, I, 50);

```

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

3. Για την τρισδιάστατη απεικόνιση με τη χρήση μαγνητικών τομογραφιών.

```
f = fopen('mri_20050120.raw','rb');
I = fread(f,256*256*124,'uchar');
fclose(f);
I = uint8(reshape(I,[256 256 124]));

K =124;
k0 = 1;
    BW=uint8(zeros(256,256,K));
for k = k0 : k0+K-1,

    BW(:,:,k) = roipoly(I(:,:,k));
End

vx = 0.96; % gia mri 1
vy = 0.96; % gia mri 1
vz = 2.0; % gia mri 2.4

[X Y Z] = meshgrid(vx*(0:255), vy*(0:255), vz*(k0:k0+K-1));
figure; isosurface(X, Y, Z, BW, 0);
```


ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Σπύρος Τζαφέστας. “ Ρομποτική, Ανάλυση – Έλεγχος – Σχεδιασμός – Προγραμματισμός - Αίσθηση”. Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα 2003.
- [2] Δημήτρης Κουτσούρης, Διδώ Γιόβα, “Μετρήσεις & Έλεγχοι στην Βιοιατρική Τεχνολογία, σελ.121-123, Αθήνα, 2003.
- [3] Bekey GA, Tomovic R. Biologically based robot control. In: Pedersen PC, Onaral B, eds. *Proc. IEEE International Conference on Engineering In Medicine and Biology Society*. 1990;12:1938-1939.
- [4] Bekey GA, Tomovic R. Robot Control by reflex actions. *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 1986;1:240-247.
- [5] Benabib A.L, Cinquin P, Lavalley W, et al. Computer-driven robot for stereotactic surgery connected to CT scan and magnetic resonance imaging: technological design and preliminary results. *Appl. Neurophysiol*. 1987;50:153-154.
- [6] Drake JM, Joy M, Goldberg A, et al. Computer and robotic assisted resection of brain tumours. In:*Proc. International Conference on Advanced Robotics*.1991.
- [7] Glorioso RM. *Engineering Cybernetics*. Reliability and repair. Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall Inc;1975.
- [8] Dario P, Marteli S, Sabatini AM. An experimental setup for investigating sensor-based teleoperated surgery procedures. In: Pedersen PC, Onaral B, eds. *Proc./ IEEE International Conference on Engineering in Medicine and Biology*.1990;12:1942-1943.
- [9] Brandy M. Artificial intelligence and robotics. *Artificial Intelligence*. April 1985;26:79-121.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [10] Groover MP. Automation In: Dorf R, ed. *Concise International Encyclopedia of Robotics: Applications and Automations*. New York, NY: John Wiley and Sons Inc; 1990:102-111.
- [11] Kwoh YS, Hou J, Jonckheere E, et al. A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1988;35:153-160.
- [12] Marbot PH, Hannaford B. Mini direct drive robot arm for biomedical application. In: *Proc International Conference on Advanced Robotics*.1991.
- [13] Taylor RH, Paul HA, Cutting CB, et al. Augmentation of human precision in computer-integrated surgery. In: *Informatique et Biologie et Medicine*.1992.
- [14] Barth DS, Sutherling W, Engle J, et al. Neuromagnetic evidence of spatially distributed sources underlying epileptiform spikes in the human brain. *Science.* 1984;223:293-296.
- [15] Phelps ME, Mazziotta JC, Huang SC. Study of cerebral function with positron computed tomography. *J Cereb Blood Flow Metab.*1982;2:113-162.
- [16] Singh M, Brechner RR, Oshio K et al. SQUID neuromagnetometric reconstruction of brain activity. *SPIE.*1990;1351:417-426.
- [17] Singh M, Doria D, Henderson V, et al. Reconstruction of images from neuromagnetic fields. *IEEE Trans Nucl S*, 1984;31:585-589.
- [18] Singh M, Wong B, Brechner RR, et al. Basics of neuromagnetic imaging: a potential new modality for functional brain imaging. *SPIE 671, Physics and Engineering of Computerized Multidimensional Imaging and Processing.* 1986;671:108-113.
- [19] Ramirez CA. Safety of Robot. In: Dorf R, ed. *Concise International Encyclopedia of Robotics: Applications and Automations*. New York, NY: John Wiley and Sons Inc;1990:832-836.
- [20] Kwon YS, Reed IS, Chen JY, et al. A new computerized tomographics-aided robotic stereotaxis system. *Robotics Age.* June 1985;7:17-22.
- [21] Flynn AM, Brooks RA, Wells WM, et al. Intelligence for miniature robots. *Sensors and Actuators.* 1989;20:187-196.
- [22] Fukuda T, Fujiyoshi M, Arai F, et al. Design and dexterous control of micromanipulator with 6 D.O.F. In: *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation.* 1991;2:1628-1633.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [23] N.Ayache, Ed. Computational Models for the Human Body. New York : Elsevier, 2004, ser. *Handbook Numerical Analysis* (P. Ciarlet series editor), 670 pages.
- [24] H. Delingette and N. Ayache. “ Soft *tissue modeling for surgery simulation*” in computational Models for human body, N. Ayache. Ed. New York: Elsevier 2004, ser. Handbook for Numerical Analysis (P.Ciarlet series editor), pp.453-550.
- [25] E. Haug, H.-Y. Choi, S. Robin , and M. Beaugonin, “ *Human models for crash and impact simulation,*” in *Computational Models for the Human Body*, N.Ayache, Ed. New York: Elsevier 2004, pp.231-452.
- [26] K.Swanson, C. Brodge, J. Muray and E. Alvord, “ Virtual and real brain tumors: *Using mathematical modeling to quantify glioma growth and invasion.*” J. Neurol. Sci., vol.216 , pp 1-10, 2003.
- [27] C. B. Y. Zhang , “ Adaptive and quality quadrilateral/hexahedral meshing from volumetric data,” in *Proc. 13th Int. Meshing Roundtable*, Williamsburg, VA. Sep.2004, pp. 365-376.
- [28] B. Reitinger, A. Bornik, R. Beichel, G. Werkgartner, and E. Sorantin, “ Tools for augmented reality based liver resection planning” in Proc. SPIE Medical imaging 2004: *Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, San Diego, CA, Feb.2004, pp.88-99.
- [29] X. Pennec, C. Guttman and J.-P. Thirion, “Feature-based registration of medical images: *Estimation and validation of the pose accuracy.*” In Proc MICCAI’98, ser. LNCS, vol.1496, Oct.1998, pp. 1107-1114.
- [30] R. Stefanescu , X. Pennec and N. Ayache, “ A grid service for the interactive use of a parallel non-rigid registration algorithm of medical images,” *Methods Inf. Medicine*, vol. 44, no.2, 2005.
- [31] D. Hawkes, D. Barratt, J. Blackall, C. Chan, P. Edwards, K. Rhode, G. Penney, J. McClelland and D. Hill “ Tissue deformation and shape models in image-guided interventions: *A discussion paper,*” *Medical Image Anal.*, vol. 9, no. 2, pp. 163-175, Apr. 2005.
- [32] M. Miga, K. Paulsen, J Lemry, F. Kennedy, S. Eisner, A. Hartov and D. Roberts, “ Model-updated image guidance: Initial clinical experience with gravity-induced brain deformation,” *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol.28, no. 10, pp.866-874, Oct.1999.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [33] O. Clatz, H. Delingette, I.-F. Talos, A.J. Golby, R. Kikinis, F.A Jolesz, N. Ayache, and S. K. Warfield, “ Robust non-grid registration to capture brain shift from intra-operative MRI,” *IEEE Trans. Med. Imag.* vol 24, no 11, pp 1417-1427, Nov. 2005.
- [34] S. Cotin, H. Delingette and N. Ayache, “ A hybrid elastic model allowing real-time cutting, deformations and force-feedback for surgery training and simulation,” *Visual Computer*, vol. 16, no. 8, pp. 305-321, Sep. 2003.
- [35] K. Swanson, E. Alvord and J. Murray, “ Virtual brain tumors (gliomas) enhance the reality of medical imaging and highlight inadequacies of current therapy,” *Brit. J. Cancer*, vol. 86, no. 1, pp. 14-18, 2002.
- [36] A. Krupa, J. Gangloff, C. Doignon, M. F. de Mathelin, G. Morel, J. Leroy, L. Soler, and J. Marescaux, “ Autonomous 3-D positioning of surgical instruments in robotized laparoscopic surgery using visual servoing,” *IEEE Trans. Robot. Autom.*, vol19, no. 5, pp. 842-853, Oct. 2003.
- [37] Y. Wang, S. J. Riedener, and R. L. Ehman, “ Respiratory motion of the heart: Kinematics and the implications for the spatial resolutions in coronary imaging,” *Magn. Reson. Med.*, vol.33, pp. 713-719, May 1995.
- [38] D. Y . Choi and C. N. Riviere, “ Flexure-based manipulator for active handheld microsurgical instrument,” presented at the 27th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., Shanghai, China.
- [39] D. W. Clarke, C. Mohtadi, and P. S. Tuffs, “Generalized predictive control-Part 1. The basic algorithm”, *Automatica*, vol. 23, pp. 137-160, 1987.
- [40] A. Tharkal, J. Wallace, D. Tomlon, N. Seth, and N. V. Thakor, “Surgical motion adaptive robotic technology (S.M.A.R.T.): Taking the motion out of physiological motion,” in *Proc. 4th Int. Conf. Med. Image Comput. Assist. Intervention (MICCAI)*, Utrecht, The Netherlands, 2001, pp. 317-325.
- [41] Arbib MA. *The Metaphorical Brain 2: Neural Networks and Beyond*. New York, NY: John Wiley and Sons; 1989.
- [42] Arbib MA, Caplan D, Marshal JC., *Neural Models of LANGUAGE Processes*. New York, NY: Academic Press;1982.
- [43] T. Buzug and T. Lueth, Eds., *Perspectives in Image-Guided Surgery*. Remagen, Germany: World Scientific, 2004.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [44] J. Mareascaux, F. Rubino, M. Arena and L. Soler, “ Augmented reality system to guide radio-frequency tumor ablation,” *J. Amer. Medical Assoc.*, vol. 18, no. 292, pp. 2214-2215, 2004.
- [45] R. Taylor and D. Stoianovici, “ Medical robotics in computer-integrated surgery,” *IEEE Trans. Robot. Automat.*, vol. 19, no. 5, pp. 765-781, Oct. 2003.
- [46] W. Grimson, G. Etinger, S. White, S. Wells, T. Lozano-Perez and R. Kikinis, “An automatic registration method for frameless stereotaxy, image-guided surgery and enhanced reality visualization,” *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 15, no. 2, pp. 129-140, Feb. 1996.
- [47] F. Jolesz, A. Nabavi and R. Kikinis, “ Integration of interventional MRI with computer-assisted surgery,” *J. Magnetic Resonance Imaging*, vol. 13, no. 1, pp. 69-77, 2001.
- [48] Satava RM. Future trends in the design and application of surgical robots. *Semin Laparosc. Surg.* 2004;11:129–135.
- [49] Kwoh YS, Hou J, Jonckheere EA, Hayati S. A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. *IEEE Trans Biomed Eng* 1988;35:153–160.
- [50] Benabid AL, Cinquin P, Lavalley S, Le Bas JF, Demongeot J, de Rougemont J. Computer-driven robot for stereotactic surgery connected to CT scan and magnetic resonance imaging: technological design and preliminary results. *Appl. Neurophysiol.* 1987;50:153–154.
- [51] Nakamura R, Masamune K, Nishikawa Y, et al. Development of an MRI-compatible needle insertion manipulator for stereotactic neurosurgery. *J Image Guid Surg* 1995;1:242–8.
- [52] Louw DF, Fielding T, McBeth PB, Gregoris D, Newhook P, Sutherland GR. Surgical robotics: a review and neurosurgical prototype development. *Neurosurgery* 2004;54:525–537.
- [53] R. Avila and L. Sobrierajski, (1996) “A haptic interaction method for Volume Visualization”96, ed. R. Yagel and G. Nielson. Pp. 197-204.
- [54] M. Bro-Nielsen, (1995) “Modeling elasticity in solids using active cubes – application to simulated operations”, in Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, Vol.905 of Lecture Notes in Computer Science, Springer - Verlag, pp 535-541.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [55] Wikipedia, the free encyclopedia,
http://en.wikipedia.org/wiki/Bresenham%27s_line_algorithm
- [56] Wikipedia, the free encyclopedia,
[http://en.wikipedia.org/wiki/Digital_Differential_Analyzer_\(graphics_algorithm\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Digital_Differential_Analyzer_(graphics_algorithm))
- [57] Wikipedia, the free encyclopedia, , <http://en.wikipedia.org/wiki/Pixel>
- [58] MATLAB, The MathWorks, Inc.