



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ & ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

**Σύστημα Μοντελοποίησης Ήλων
για Υποβοήθηση σε Χειρουργικές Επεμβάσεις
Ασφαλίσιμων Κλειστών Ενδομυελικών Ηλώσεων**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Φώτιος Γ. Γιαννόπουλος

Επιβλέποντες : Παντελής Πρεντάκης - Ηλίας Κουκούτσης,

Επίκουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Αθήνα, Οκτώβριος 2009



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ, ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ & ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

**Σύστημα Μοντελοποίησης Ήλων
για Υποβοήθηση σε Χειρουργικές Επεμβάσεις
Ασφαλίσιμων Κλειστών Ενδομυελικών Ηλώσεων**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Φώτιος Γ. Γιαννόπουλος

Επιβλέπων : Παντελής Πρεντάκης - Ηλίας Κουκούτσης,
Επίκουρος Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 19^η Οκτωβρίου 2009

.....
Ηλίας Κουκούτσης
Μέλος Δ.Ε.Π
Επίκουρος Καθηγητής

.....
Μιχαήλ Θεολόγου
Μέλος Δ.Ε.Π
Καθηγητής

.....
Κωνσταντίνος Παπαοδυσσεύς
Μέλος Δ.Ε.Π
Αναπληρωτής Καθηγητής

Αθήνα, Οκτώβριος 2009

.....
Φώτιος Γ. Γιαννόπουλος

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

Copyright © Φώτιος Γ. Γιαννόπουλος, 2009

Copyright © Ηλίας Κουκούτσης, 2009

Copyright © Παντελής Πρεντάκης, 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

Η εργασία αυτή αφορά μέθοδο και σύστημα που στοχεύουν στην επίλυση βασικών προβλημάτων, τα οποία παρουσιάζονται στην ιατρική χειρουργική διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης. Η προτεινόμενη μέθοδος βασίζεται στη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή για τη μαθηματική μοντελοποίηση των ήλων και την επεξεργασία ακτινογραφικής εικόνας του ασθενούς, προκειμένου να υποβοηθήσει και να κατευθύνει κατάλληλα το χειρουργό ιατρό.

Αρχικά γίνεται περιγραφή της χειρουργικής διαδικασίας της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης και συγκεκριμένων, σημαντικών προβλημάτων, τα οποία παρουσιάζονται κατά την εφαρμογή της, ώστε ο αναγνώστης να αποκτήσει μια ικανοποιητική εικόνα του προβλήματος. Στη συνέχεια γίνεται μια γενική αναφορά στους τομείς της κλινικής ιατρικής στους οποίους βρίσκει ευρεία εφαρμογή η χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή. Ακολούθως, παρουσιάζονται οι πιο πετυχημένες σύγχρονες προσπάθειες επίλυσης των προαναφερθέντων προβλημάτων και περιγράφεται αναλυτικότερα η προτεινόμενη μέθοδος υποστήριξης της διαδικασίας της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή. Στη συνέχεια, προτείνονται και περιγράφονται υπολογιστικά μοντέλα που είναι δυνατόν να αναπτυχθούν για την επιτυχημένη μοντελοποίηση της διαδικασίας της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης. Τέλος δε, περιγράφονται οι αλγόριθμοί, οι οποίοι υλοποιήθηκαν σε περιβάλλον matlab⁽¹⁾ για τη μαθηματική παράσταση του ήλου και την επεξεργασία της ακτινογραφικής εικόνας, καθώς και ο τρόπος με τον οποίο η προτεινόμενη μέθοδος είναι δυνατόν να οδηγήσει στην επίλυση των σχετικών ιατρικών προβλημάτων.

Λέξεις/Φράσεις Κλειδιά: υποστήριξη ιατρικών διαδικασιών με χρήση υπολογιστή, ασφαλιζόμενες κλειστές ενδομυελικές ηλώσεις, ανάπτυξη μαθηματικών μοντέλων, αναγνώριση προτύπων

Abstract

In this thesis a computational method and a corresponding computational platform, aiming at the resolution of major problems, which are intrinsic in the medical surgical process of the closed locked intramedullary nailing are proposed. The computational method is based on the use of a computer for the mathematical modeling of the nails and the processing of the patient's radiological image in real time. The resulting system can actually be used as a tool that assists the surgeon and guides him through certain steps of the procedure.

Initially, the surgical process for the closed locked intramedullary nailing is described and the problem of placing the distal locking screw, intrinsic in this process, is explained. Additionally, the more general sectors of clinical medicine in which computers are widely used as supporting tools as well as the corresponding computational methodologies are briefly presented. Then, the state of art concerning the placing of the distal locking screw in the aforementioned surgical process is stated and the proposed computational methodology for supporting the surgeon is explained in more detail. Proper mathematical models for representing the nails in the computer and producing images of the nail, that correspond to the X-ray images taken during the operation are proposed and described. Following that, the actual algorithms, implemented in the matlab ⁽¹⁾ environment, for the representation of the nail, the processing of the radiological image and the extraction of the information needed for supporting the surgeon, are finally presented.

Keywords: computer supported medical procedures, closed locked intramedullary nailings, mathematical models development, pattern recognition

Ευχαριστίες

Θα ήθελα από τη θέση αυτή να ευχαριστήσω θερμά τον Επίκουρο Καθηγητή Ε.Μ.Π., κο Ηλία Κουκούτση, επιβλέποντα της παρούσας διπλωματικής εργασίας, ο οποίος υπήρξε ο κύριος εμπνευστής της και με την έμπνευση, τις ιδέες και τη μεγάλη εμπειρία του έθεσε τις κατευθυντήριες γραμμές για την πορεία της εργασίας, ενώ μου έδωσε την ευκαιρία να εμπλουτίσω τις γνώσεις μου σε έναν εξαιρετικά ενδιαφέροντα και νέο για εμένα τομέα εφαρμογής των γνώσεων του Ηλεκτρολόγου Μηχανικού και Μηχανικού Υπολογιστών.

Επίσης, θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον Υποψήφιο Διδάκτορα κο Παντελή Πρεντάκη για την πολύτιμη καθοδήγησή και τις πολύτιμες συμβουλές του, οι οποίες έδρασαν καταλυτικά για την όλη πορεία της διπλωματικής αυτής εργασίας. Μεγάλο μέρος της παρούσης εργασίας έγινε σε συνεργασία με τον κύριο Πρεντάκη, η δε μέχρι τώρα ερευνητική εργασία του και η συνεχής υποστήριξή του αποτέλεσαν τη βάση για το ξεκίνημα, την εκπόνηση και την ολοκλήρωση της παρούσας εργασίας.

Ακόμη, θα ήθελα να ευχαριστήσω την ερευνητική ομάδα του Αναπληρωτή Καθηγητή Ε.Μ.Π., κο Κωνσταντίνου Παπαοδυσσέα, γενικότερα, και τον ίδιο, ειδικότερα, για την πολύτιμη βοήθειά του, με την προσφορά μέρους της ερευνητικής του εργασίας, κατά την μελέτη και υλοποίηση κρίσιμων τμημάτων της παρούσας εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να απευθύνω ένα βαθύ ευχαριστώ στην οικογένειά μου, που με την αμέριστη συμπαράστασή της καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών και της ζωής μου αποτελεί την κινητήρια δύναμη που με βοηθάει να συνεχίζω να προχωράω μπροστά, αλλά και σε όλους εκείνους τους ανθρώπους, οι οποίοι ήταν και είναι όλα αυτά τα χρόνια κοντά μου. Χωρίς τη δική τους παρουσία, όλα όσα κάνω θα είχαν σημαντικά μικρότερη αξία.

Πίνακας Περιεχομένων

Πίνακας Περιεχομένων.....	8
Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή	10
Κεφάλαιο 2 Το Ιατρικό πρόβλημα: Εσωτερική οστεοσύνθεση και κλειστές ενδομυελικές ηλώσεις	14
2.1 Εισαγωγή στο ιατρικό πρόβλημα	15
2.2 Περιγραφή ήλου.....	17
2.3 Περιγραφή μεθόδου εφαρμογής της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης	19
2.4 Περιγραφή διάταξης C-arm	30
2.5 Δυσκολίες που προκύπτουν κατά τη διαδικασία προσδιορισμού της θέσης και της γωνίας τοποθέτησης της βίδας στερέωσης στο άκρο του κατάγματος που βρίσκεται μακριά από το σημείο εισχώρησης του ήλου στο οστό	32
Κεφάλαιο 3 Υπολογιστική Υποστήριξη ιατρικών διαδικασιών.....	34
3.1 Ιατρικές διαδικασίες υποστηρίξιμες μέσω υπολογιστή	35
3.1.1 Διαδικασίες διακυβέρνησης (management).....	35
3.1.2 Απεικονιστικές διαδικασίες και διαδικασίες ιατρικών μετρήσεων.....	36
3.1.3 Διαγνωστικές διαδικασίες.....	43
3.1.4 Εφαρμογές εικονικής πραγματικότητας (virtual reality)	51
3.2 Οι επιστημονικές και τεχνολογικές εξελίξεις στην υποστήριξη των ασφαλίσιμων κλειστών ενδομυελικών ηλώσεων μέχρι σήμερα.....	55
3.3 Πρόταση νέας μεθόδου για την υποστήριξη των ασφαλίσιμων κλειστών ενδομυελικών ηλώσεων μέσω υπολογιστή	63
Κεφάλαιο 4 Προτεινόμενες μεθοδολογίες εικονικής πραγματικότητας για την υποβοήθηση των επεμβάσεων ασφαλίσιμων κλειστών ενδομυελικών ηλώσεων	64
4.1 Λύσεις με τη χρήση συμβατικών μεθόδων και προκύπτοντα προβλήματα	65
4.2 Προτεινόμενες λύσεις βασιζόμενες σε εικονικά μοντέλα των ήλων.....	69
4.3 Αναγκαία μηχανολογική υποστήριξη	70
4.4 Χρησιμοποιούμενα και προτεινόμενα μοντέλα ακτινογραφικών και ακτινοσκοπικών ιατρικών μηχανημάτων	73
4.4.1 Στοιχεία πηγών ακτινοβολίας	73
4.4.2 Το απλό μοντέλο των παράλληλων ακτίνων X	75
4.4.3 Μοντέλα συντρεχουσών ακτίνων X με σημεία φυγής.....	76
4.4.4 Γενικά μοντέλα που επιτρέπουν μεταβλητές σκιάσεις	78
4.4.5 Σύγκριση των μοντέλων	79
4.5 Μέθοδοι αναγνώρισης προτύπων και σχετικά προβλήματα.....	83

4.5.1 Σύγκριση καμπυλών που παρήχθησαν με διαφορετικούς τρόπους	83
4.5.2 Δομή προτύπων και στιγμιοτύπων.....	83
4.5.3 Προτεινόμενη μέθοδος.....	84
Κεφάλαιο 5 Υπολογιστικό περιβάλλον – Υλοποιηθείσες υπολογιστικές διαδικασίες – Πρώτα αποτελέσματα.....	86
5.1 Μοντελοποίηση ήλου	87
5.2 Χρήση μοντέλου ήλου για προσομοίωση ακτινογραφικών προβολών της σπής του	96
5.3 Υποστήριξη διαδικασίας ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης με χρήση βάσης δεδομένων που προέκυψε από μοντέλο	101
Κεφάλαιο 6 Βασικά Συμπεράσματα – Προκύπτουσες Ανάγκες – Προτάσεις για συνέχιση της εργασίας.....	108
Βιβλιογραφία	112

Κεφάλαιο 1

Εισαγωγή

Σε περιπτώσεις συντριπτικών καταγμάτων ανθρώπινων μακριών οστών, όπως τα οστά του μηρού και της κνήμης, οι ιατροί χρησιμοποιούν σήμερα ως μέθοδο επιλογής την τοποθέτηση μεταλλικών ήλων εντός των αντίστοιχων οστών. Πάνω στους ήλους αυτούς βιδώνονται σταθερά τα δύο θραυσμένα μέρη του οστού που έχει υποστεί κάταγμα. Η διαδικασία τοποθέτησης του ήλου στο εσωτερικό του οστού και της σταθεροποίησης των θραυσμάτων του οστού πάνω στον ήλο ονομάζεται ασφαλίσιμη κλειστή ενδομυελική ήλωση και γίνεται από ορθοπεδικούς χειρουργούς σε ειδικά εξοπλισμένα ορθοπεδικά χειρουργεία. Κρίσιμο πρόβλημα στις εγχειρήσεις του τύπου αυτού είναι η εύρεση των οπών που φέρουν οι ήλοι για την τοποθέτηση των βιδών σταθεροποίησης και η θέαση των οπών αυτών υπό την κατάλληλη γωνία, στην οποία παρουσιάζονται σαν τέλειοι κύκλοι. Το πρόβλημα αυτό αποτελεί το σημαντικότερο πρόβλημα το οποίο συναντάται κατά τις επεμβάσεις των ασφαλίσιμων κλειστών ενδομυελικών ηλώσεων και καθιστά την αντίστοιχη διαδικασία εξαιρετικά δύσκολη και χρονοβόρα. Στην εργασία αυτή παρουσιάζεται μια νέα μέθοδος για την επίλυση του προβλήματος εύρεσης της οπής του ενδομυελώδους ήλου. Η μέθοδος και το αντίστοιχο σύστημα, το οποίο αναπτύχθηκε, βασίζεται στη μαθηματική μοντελοποίηση του ήλου με τη χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή. Το σύστημα αυτό, μετά την ολοκλήρωσή του, αναμένεται να είναι σημαντικά οικονομικότερο σε σχέση με το αντίστοιχο σύστημα, το οποίο υπάρχει αυτή τη στιγμή στην αγορά. Αναλυτική παρουσίαση της έκθεσης της διπλωματικής εργασίας γίνεται στα επόμενα.

Στο Κεφάλαιο 2 γίνεται περιγραφή της διαδικασίας της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης και των κυριότερων εργαλείων, τα οποία χρησιμοποιούνται για την εφαρμογή της. Ακολούθως, γίνεται παράθεση των σημαντικότερων προβλημάτων, τα οποία προκύπτουν κατά την εφαρμογή της.

Στο Κεφάλαιο 3 αρχικά γίνεται αναφορά στους κυριότερους τομείς της ιατρικής στους οποίους βρίσκει ευρεία εφαρμογή η χρήση υπολογιστή και σε χαρακτηριστικές ιατρικές διαδικασίες υποστηρίξιμες μέσω υπολογιστή. Στη συνέχεια γίνεται περιγραφή της πιο πετυχημένης σύγχρονης προσπάθειας για την επίλυση του κυριότερου προβλήματος που παρουσιάζεται κατά την εφαρμογή της μεθόδου και παρουσιάζονται τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά της. Επίσης, γίνεται αναφορά στην εφαρμογή υπολογιστή για την υποστήριξη της διαδικασίας της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης.

Στο Κεφάλαιο 4 γίνεται παρουσίαση μεθόδων εικονικής πραγματικότητας, οι οποίες είναι δυνατόν να υποστηρίξουν τη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης και σύγκριση μεταξύ τους. Ακολούθως, η παρουσίαση εξειδικεύεται στις μεθόδους οι οποίες βασίζονται σε εικονικά μοντέλα ήλων και αναλύεται η μέθοδος με την οποία καθίσταται εφικτή η επίλυση του προβλήματος μέσω μοντελοποίησης των ήλων και των ακτινογραφικών μηχανημάτων που χρησιμοποιούνται στη διαδικασία. Στο τέλος του κεφαλαίου περιγράφεται η εφαρμογή μιας μεθόδου αναγνώρισης προτύπων, η οποία είναι δυνατόν να εφαρμοστεί για την επίλυση του προβλήματος.

Στο Κεφάλαιο 5 περιγράφεται η διαδικασία μοντελοποίησης των ήλων, η οποία υλοποιήθηκε σε περιβάλλον matlab ⁽¹⁾ και η γραφική διεπιφάνεια χρήστη – συστήματος, μέσω της οποίας παρέχεται η δυνατότητα δημιουργίας διαφόρων μοντέλων ήλων. Στη συνέχεια, περιγράφεται η μέθοδος με την οποία είναι δυνατή η εξαγωγή των απαιτούμενων στιγμιότυπων από το εκάστοτε μοντέλο ήλου. Το

κεφάλαιο ολοκληρώνεται με την περιγραφή της μεθόδου επίλυσης του κυριότερου προβλήματος της διαδικασίας της κλειστής ενδομυελικής ήλωσης, η οποία βασίζεται στα παραγόμενα στιγμιότυπα και την αποθήκευσή τους σε βάση δεδομένων.

Τέλος, στο Κεφάλαιο 6 παραθέτονται παρατηρήσεις σχετικές με την εργασία, εξηγούνται ανάγκες οι οποίες προέκυψαν κατά τη διάρκειά της και δίδονται κατευθύνσεις και προτάσεις για περαιτέρω συνέχισή της.

Κεφάλαιο 2

Το ιατρικό πρόβλημα:

Εσωτερική οστεοσύνθεση
και κλειστές ενδομυελικές
ηλώσεις

2.1 Εισαγωγή στο ιατρικό πρόβλημα

Η ανάγκη αποτελεσματικότερης αντιμετώπισης των προβλημάτων υγείας του σύγχρονου ανθρώπου έχει οδηγήσει στη ραγδαία ανάπτυξη μεθόδων και την εξεύρεση σύγχρονων εργαλείων, τα οποία βρίσκουν εφαρμογή σε όλους τους κλάδους της ιατρικής επιστήμης. Τα εργαλεία αυτά επιταχύνουν και καθιστούν λιγότερο επώδυνη την εφαρμογή των πρακτικών που εφαρμόζονται για την αποκατάσταση βλαβών στον ανθρώπινο οργανισμό.

Ένας τομέας της ιατρικής στον οποίο βρίσκεται άμεση εφαρμογή πληθώρα τέτοιων νέων εφαρμογών είναι η ορθοπεδική και ειδικότερα το τμήμα εκείνο της ορθοπεδικής το οποίο ασχολείται με την αποκατάσταση καταγμάτων των οστών. Οι μέθοδοι, οι οποίες εφαρμόζονται για το σκοπό αυτό, ποικίλουν ανάλογα με τον τύπο του κατάγματος, τη σοβαρότητά του, τη θέση του σώματος στην οποία αυτό εμφανίζεται και την κατάσταση του ασθενούς⁽²⁾.

Μια ειδική κατηγορία καταγμάτων οστών αποτελούν τα συντριπτικά κατάγματα, τα οποία συμβαίνουν στα μακριά οστά, όπως αυτά του μηρού και της κνήμης. Τα κατάγματα αυτά αποτελούν βαριές, σύνθετες βλάβες υψηλής ενέργειας. Έχουν σαν αποτέλεσμα τη διακοπή της συνέχειας του οστού σε περισσότερα του ενός σημεία, η οποία, σε μερικές περιπτώσεις, συνοδεύεται από το θρυμματισμό τμήματος του οστού στην περιοχή διακοπής της συνέχειάς του. Σαν αποτελέσματα συντριπτικών καταγμάτων αναφέρονται η οστική απώλεια, καθώς και βλάβες μαλακών μορίων και δέρματος, εξ' αιτίας των οποίων συχνά δεν αποφεύγεται φλεγμονή. Το σύνθετο αυτό πρόβλημα, είναι ιδιαίτερος σοβαρό και πρέπει να αντιμετωπιστεί από την πρώτη στιγμή σωστά, αν είναι εφικτό από τον τόπο του ατυχήματος και κατά την μεταφορά του ασθενούς στο νοσοκομείο⁽³⁾.

Οι ενδείξεις αυτές καθιστούν τα συντριπτικά κατάγματα ιδιαίτερα δύσκολα στην αντιμετώπιση και συγχρόνως αδύνατη την εφαρμογή παραδοσιακών πρακτικών για την αποκατάστασή τους, όπως η τοποθέτηση νάρθηκα ή γύψινου επιδέσμου στο μέλος το οποίο έχει υποστεί το κάταγμα ή η συνένωση των διαφόρων τμημάτων του σπασμένου οστού με την τοποθέτηση σε αυτά πλακών εσωτερικής οστεοσύνθεσης. Οι μέθοδοι αυτές δεν εξασφαλίζουν την απαιτούμενη ακινητοποίηση των θραυσμάτων αλλά επιτρέπουν αξιοσημείωτη ελευθερία κίνησης των θραυσμάτων αυτών μέσα στις δομές των μυϊκών και των λιπαρών ιστών, με αποτέλεσμα την αδυναμία αποκατάστασης του κατάγματος. Επίσης, η εφαρμογή των μεθόδων αυτών είναι δυνατόν να αποβεί ακόμη και επιζήμια για την υγεία του ασθενούς σε τέτοια περίπτωση κατάγματος. Ο ασθενής αναγκάζεται να υποβάλλει σε ακινησία τους μύες και τις αρθρώσεις του για μεγάλα χρονικά διαστήματα, γεγονός το οποίο έχει σαν αποτέλεσμα την εμφάνιση οίδημάτων, κυκλοφορικών και αναπνευστικών προβλημάτων ιδίως σε ηλικιωμένα άτομα, καθώς και ατροφία στα άκρα, ιδίως σε άτομα νεαρής ηλικίας⁽⁴⁾. Τέλος, ειδικά για τη μέθοδο η οποία περιλαμβάνει τοποθέτηση πλακών εσωτερικής οστεοσύνθεσης, παρουσιάζονται πρόσθετα μειονεκτήματα, τα οποία αφορούν το μεγάλο απαιτούμενο χρόνο παραμονής στο χειρουργείο προκειμένου να περατωθεί η διαδικασία, τη διπλή και μεγάλη προσπέλαση, την πιθανή ανάγκη τοποθέτησης μοσχευμάτων, την αυξημένη απώλεια αίματος κατά τη χειρουργική επέμβαση και το υψηλό ποσοστό εμφάνισης ψευδαρθρώσεων⁽⁵⁾. Ο όρος ψευδάρθρωση δηλώνει την βλάβη του οστού που έχει υποστεί διακοπή της συνέχειάς του, δηλαδή κάταγμα, και δεν έχει ιαθεί, δεν έχει,

δηλαδή, γεφυρωθεί σταθερά η ασυνέχεια με οστέινη ουσία, επιτρέποντας κίνηση εκεί που δεν υπάρχει άρθρωση. Έχει δημιουργηθεί, δηλαδή, μια ψευδής – άρθρωση⁽³⁾.

Στη θέση αυτών των μεθόδων, χρησιμοποιείται μια διαφορετική μέθοδος, η οποία βασίζεται στην τοποθέτηση μιας ενδομυελώδους ράβδου (ήλου) στο εσωτερικό του οστού. Η ράβδος αυτή λειτουργεί σαν κοινός άξονας των επιμέρους θραυσμάτων του σπασμένου οστού και συμβάλλει στη συγκράτηση των θραυσμάτων αυτών πάνω στον ήλο με βίδες, οι οποίες διαπερνούν το οστό κάθετα ή διαγώνια στον επιμήκη άξονά του και το στερεώνουν πάνω στον ήλο, εξασφαλίζοντας τη δέσμευση όλων των βαθμών ελευθερίας του. Η σύμπτωση του ενδομυελικού ήλου με τον άξονα φόρτισης του οστού αποτελεί συγκριτικό πλεονέκτημα της ενδομυελικής ήλωσης έναντι άλλων μορφών σταθεροποίησης καταγμάτων, όπως οι πλάκες εσωτερικής οστεοσύνθεσης, τα συστήματα εξωτερικής οστεοσύνθεσης, ο γύψινος επίδεσμος και άλλα⁽⁶⁾. Με τη μέθοδο αυτή αποφεύγονται οι κίνδυνοι από την παρατεταμένη ακινητοποίηση του μέλους που έχει υποστεί κάταγμα, οι οποίοι αναφέρθηκαν στα προηγούμενα. Επίσης, αποφεύγεται ο τραυματισμός του περιόστεου και των μαλακών ιστών, οι οποίοι βρίσκονται στην περιοχή του κατάγματος⁽⁷⁾. Ο ασθενής σε πολύ μικρό χρονικό διάστημα είναι σε θέση να επιστρέψει στις καθημερινές του δραστηριότητες, καθώς η μέθοδος δεν απαιτεί ιδιαίτερη μετεγχειρητική φροντίδα⁽⁴⁾. Για τον ίδιο λόγο, η εφαρμογή της μεθόδου ενδείκνυται και για ηλικιωμένα άτομα⁽⁷⁾. Τέλος, αξίζει να αναφερθεί ότι η εφαρμογή της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης και η σχεδόν ασφαλής θεραπεία των καταγμάτων, μείωσε σε μεγάλο βαθμό την εμφάνιση ψευδαρθρώσεων και συνέβαλλε αποτελεσματικά και στη θεραπεία τους με ποσοστό θεραπείας 95 – 98%⁽³⁾.

Η μεγάλη αναλογία καλών αποτελεσμάτων, η απουσία σοβαρών επιπλοκών και ο μικρός χρόνος λειτουργίας αποκατάστασης δικαιολογούν τη συνέχιση εφαρμογής της μεθόδου⁽⁸⁾.

Στην επόμενη παράγραφο δίνεται μια περιγραφή του κυρίως αντικειμένου που χρησιμοποιείται στη μέθοδο που αναφέρθηκε, του ήλου.

2.2 Περιγραφή ήλου

Ο ήλος είναι μια μεταλλική κυλινδρική ράβδος, η οποία στο κάθε άκρο φέρει δύο ή περισσότερες οπές. Τυπική εικόνα ήλου παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 2.1 Τυπική εικόνα ήλου

Από το σχήμα είναι εμφανές ότι ο ήλος δεν είναι ευθύγραμμος κύλινδρος αλλά σχηματίζει καμπύλη, προκειμένου να ακολουθεί τη φυσιολογική καμπύλη του οστού στο οποίο τοποθετείται. Αυτό εξυπηρετεί την ευκολότερη τοποθέτησή του στο εσωτερικό του οστού αλλά και την μεγαλύτερη ανοχή του ασθενούς, μιας και, με τον τρόπο αυτό, ασκεί τις ελάχιστες δυνατές τάσεις στο οστό.

Επίσης, δεν αποτελείται από συμπαγές μέταλλο, αλλά στο εσωτερικό του υπάρχει κοιλότητα, όπως φαίνεται πιο καθαρά στο σχήμα που ακολουθεί:

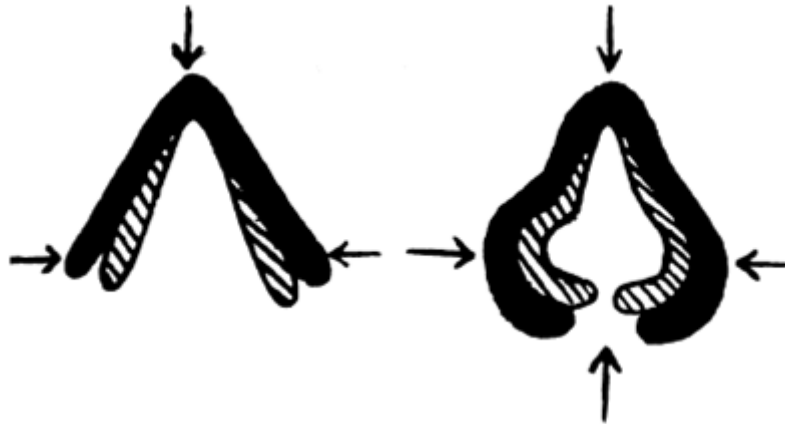


Σχήμα 2.2 Εμπρόσθιο τμήμα ήλου, στο οποίο διακρίνεται η κοιλότητα, η οποία σχηματίζεται στο εσωτερικό του

Η σχεδίαση αυτή εξυπηρετεί τρεις σκοπούς:

- Μετά την αφαίρεση του μυελού από το εσωτερικό του οστού κατά τα πρώτα στάδια της μεθόδου αποκατάστασης, το οστό έχει την τάση να παράγει νέο μυελό, ο οποίος πληροί εκ νέου το εσωτερικό του. Με την κατάλληλη αυτή σχεδίαση του ήλου, ο νέος μυελός που παράγεται από το οστό, πληροί, πλέον, την κοιλότητα του ήλου, ο οποίος βρίσκεται μέσα στη μυελική κοιλότητα του οστού, διατηρώντας το οστό ζωντανό.
- Επίσης, μια συμπαγής κατασκευή θα είχε σαν αποτέλεσμα την άσκηση σημαντικών τάσεων στο οστό, λόγω πιθανών ασυμβατοτήτων ανάμεσα στη φυσική καμπύλωση του οστού και στην καμπύλωση του ήλου. Το γεγονός αυτό θα καθιστούσε μη αποτελεσματική τη μέθοδο αποκατάστασης του κατάγματος⁽⁴⁾.

- Τέλος, ένας συμπαγής τύπος ήλου θα οδηγούσε στην ατελή πλήρωση αρκετών περιοχών του εσωτερικού του οστού, με αποτέλεσμα τη μη αποτελεσματική σταθεροποίηση των θραυσμάτων. Για το λόγο αυτό επιλέγεται η εγκάρσια τομή του ήλου να είναι όμοια με κάποια από αυτές που παρουσιάζονται στο σχήμα που ακολουθεί. Πρέπει να σημειωθεί ότι οι εγκάρσιες τομές, οι οποίες παρατίθενται, δεν αποτελούν τυπικές εγκάρσιες τομές ήλων.



Σχήμα 2.3 Τύποι εγκάρσιας τομής ήλων⁽⁴⁾

Η κατασκευή αυτή προσφέρει ελαστικότητα στον ήλο και του επιτρέπει να προσαρμόζεται στο εσωτερικό του οστού, πληρώνοντάς το κατά τον καλύτερο δυνατό τρόπο και ενισχύοντας τη σταθερότητά του. Αυτό επιτυγχάνεται λόγω της δυνατότητας προσαρμογής του όγκου του ήλου κατά μήκος του οστού, σύμφωνα με τον όγκο της μυελικής κοιλότητας που καλείται να πληρώσει⁽⁴⁾.

Σημαντικός κατασκευαστικός παράγοντας του ήλου αποτελεί η ανθεκτικότητά του. Η ανθεκτικότητα είναι συνάρτηση του υλικού από το οποίο κατασκευάζεται ο ήλος, της διαμέτρου του και του είδους της διατομής του. Συνήθως, ο ήλος είναι κατασκευασμένος από ανοξείδωτο ατσάλι και η επιφάνειά του αδρανοποιείται μετά από εμβάπτιση σε νιτρικό οξύ⁽⁷⁾. Ο παράγοντας αυτός είναι ιδιαίτερος σημαντικός προκειμένου να είναι δυνατή η αντιστάθμιση των τάσεων που προκαλούνται από τη μυϊκή δραστηριότητα και το βάρος του σώματος του ασθενούς, το οποίο αντιστοιχεί στο μέλος στο οποίο είναι τοποθετημένος ο ήλος^{(4), (7)}. Ένα επίσης σημαντικό στοιχείο της ανθεκτικότητας του ήλου αποτελεί η αντοχή του στον εφελκυσμό, η οποία πρέπει να ταυτίζεται με αυτή του οστού, προκειμένου να είναι δυνατή η άμεση μετεγχειρητική σταθεροποίηση του μέλους, το οποίο φέρει το κάταγμα⁽⁷⁾.

Τέλος, επισημαίνεται ότι ο ήλος φέρει στα δύο του άκρα διαμπερείς οπές, οι οποίες βοηθούν στη συγκράτηση των θραυσμάτων του οστού πάνω του και, σαν αποτέλεσμα αυτού, στην τελική σταθεροποίησή τους. Η συγκράτηση αυτή επιτυγχάνεται με τη διάτρηση του οστού στα σημεία των οπών και την τοποθέτηση κατάλληλων βιδών, οι οποίες στερεώνονται στο οστό και στον ήλο.

2.3 Περιγραφή μεθόδου εφαρμογής της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης

Πριν την περιγραφή της μεθόδου, η οποία ακολουθείται για την αποκατάσταση συντριπτικών καταγμάτων μακριών οστών, είναι σκόπιμο να αναφερθούν ορισμένες προϋποθέσεις εφαρμογής της μεθόδου ⁽⁷⁾. Αρχικά, λόγω της φύσης του κατάγματος και της διάχυσης σημαντικής ποσότητας αίματος στους κοντινούς ιστούς, ο ασθενής είναι δυνατόν να υποστεί ολιγαιμικό σοκ. Για το λόγο αυτό, δεν ενδείκνυται η άμεση εγχείρηση του ασθενούς αλλά αφήνεται ένα περιθώριο λίγων ημερών πριν την εφαρμογή της διαδικασίας της ενδομυελικής ήλωσης. Επίσης, δεν ενδείκνυται η άμεση εφαρμογή της ενδομυελικής ήλωσης σε περιπτώσεις κατά τις οποίες μυελός του οστού, το οποίο έχει υποστεί το κάταγμα, έχει περάσει στην κυκλοφορία του αίματος και παρεμποδίζει ως ένα βαθμό την ελεύθερη ροή του αίματος στον οργανισμό. Δίδεται ιδιαίτερη βαρύτητα στην αντένδειξη αυτή διότι κατά την εφαρμογή της μεθόδου είναι δυνατόν μια μικρή ποσότητα μυελού να εισχωρήσει στην κυκλοφορία του αίματος εντείνοντας το ήδη υπάρχον πρόβλημα, γεγονός το οποίο δημιουργεί σημαντική δυσφορία στον ασθενή. Για το λόγο αυτό, πριν την εφαρμογή της ενδομυελικής ήλωσης πραγματοποιείται διεξοδικός έλεγχος για την ύπαρξη ή μη του συγκεκριμένου προβλήματος.

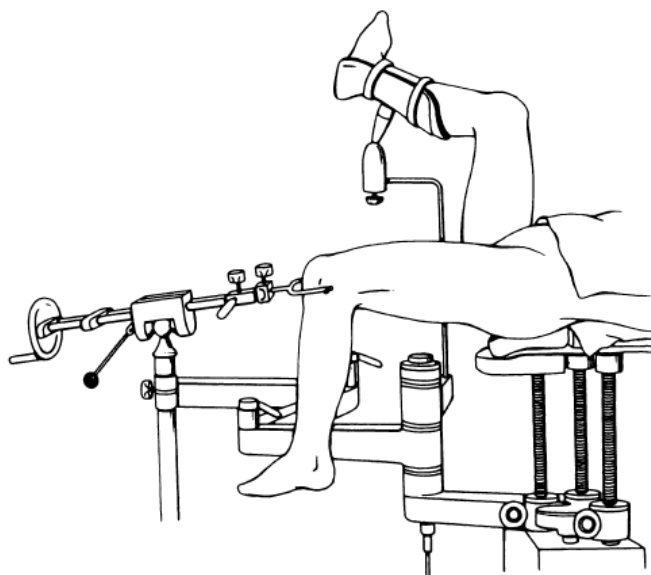
Η μέθοδος αποκατάστασης συντριπτικού κατάγματος του μηριαίου οστού συνοψίζεται στα ακόλουθα βήματα ^{(7), (9)}. Επιλέχθηκε η περιγραφή της διαδικασίας για το συγκεκριμένο μέλος του σώματος διότι αποτελεί τη συχνότερα εμφανιζόμενη περίπτωση και την πιο χαρακτηριστική:

- Αμέσως μετά τη διάγνωση του κατάγματος, χορηγείται στην περιοχή του μηρού στην οποία παρουσιάζεται αιμάτωμα λόγω του κατάγματος διάλυμα προκαΐνης 1%. Η χορήγηση αυτή κρίνεται απαραίτητη προκειμένου να απαλλαγθεί ο ασθενής από τους πόνους και να είναι δυνατή η διεξαγωγή των απαιτούμενων ακτινογραφιών χωρίς αυτός να ενοχλείται. Το συντριπτικό κάταγμα του μηρού συνοδεύεται συχνά από εξάρθρωση της γοφικής άρθρωσης ή και εξάρθρωση – λόγω κατάγματος – του οστού που συνδέει την κεφαλή του μηρού με το κυρίως μακρύ οστό του μηρού. Επίσης, σημαντική παράμετρος στο στάδιο αυτό της διαδικασίας είναι η εξέταση της επιγονατίδας, η οποία υπόκειται συχνά σε κατάγματα τα οποία συμβαίνουν σε τροχαία ατυχήματα. Για το λόγο αυτό απαιτείται η λήψη ακτινογραφιών του οστού σε διαφορετικά ύψη και υπό διάφορες γωνίες προκειμένου να αποκτηθεί πλήρης εικόνα του προβλήματος. Η ευκρίνεια των ακτινογραφιών προϋποθέτει ότι ο ασθενής δεν αισθάνεται κανέναν πόνο.
- Διεξάγονται οι απαραίτητες ακτινογραφίες.
- Αφού, όπως εξηγήθηκε στα προηγούμενα, δεν ενδείκνυται η άμεση επέμβαση για την αποκατάσταση τέτοιου είδους καταγμάτων, το πόδι το οποίο έχει υποστεί το κάταγμα πρέπει να παραμείνει ακινητοποιημένο μέχρι τη στιγμή της επέμβασης. Για το λόγο αυτό εφαρμόζεται σκελετική έλξη με την εισαγωγή ενός πείρου Steinmann στο στρογγυλό εξόγκωμα τη κνήμης. Η ελκτική δύναμη, η οποία εφαρμόζεται, πρέπει να είναι ικανή να προκαλέσει μια ελαφρά διάσταση στην περιοχή του κατάγματος και είναι συνήθως ίση με το 1/6 – 1/7 του βάρους του σώματος του ασθενή. Η εφαρμογή της σκελετικής έλξης διευκολύνει το χειρουργό στη διαδικασία της αναδιάταξης, η οποία

εφαρμόζεται αργότερα. Ο όρος αναδιάταξη περιλαμβάνει την αποκατάσταση της ανατομικής θέσης των θραυσμάτων ενός οστού το οποίο έχει υποστεί κάταγμα.

- Διεξάγονται ακτινογραφίες προκειμένου να διαπιστωθεί η επίτευξη της απαιτούμενης διάστασης, η οποία είναι της τάξης των μερικών χιλιοστών του μέτρου. Σε περίπτωση κατά την οποία δεν έχει επιτευχθεί η απαιτούμενη διάσταση, η ελκτική δύναμη, η οποία ασκείται μέσω του πείρου Steinmann, αυξάνεται.
- Προσδιορίζονται οι διαστάσεις του ήλου που θα χρησιμοποιηθεί με βάση τα ακόλουθα κριτήρια: Το βαθύτερο σημείο στο οποίο φτάνει ο ήλος στο εσωτερικό του οστού πρέπει να απέχει 1 – 2cm από το γόνατο. Στο άλλο άκρο, ο ήλος πρέπει να προεξέχει κατά 1 – 2cm από το μείζονα τροχαντήρα, προκειμένου να διευκολυνθεί αργότερα η απομάκρυνσή του από το εσωτερικό του οστού. Το ιδανικό μήκος του ήλου είναι ίσο με την απόσταση μεταξύ του γονάτου και της άκρης του τροχαντηρίου οστού, η οποία μετρείται στο άκρο το οποίο δεν έχει υποστεί κάταγμα. Το τροχαντήριο οστό αποτελεί την προεξοχή διαφόρων οστικών κέντρων, η οποία βρίσκεται στο εγγύτερο προς τον κορμό άκρο του μηρού. Ως ελάχιστη διάμετρος του ήλου, προκειμένου να επιτευχθεί επαρκής σταθεροποίηση του οστού, ορίζονται τα 10mm. Η διάμετρος του ήλου προσδιορίζεται μετά από μέτρηση του πλάτους της μυελικής κοιλότητας από ακτινογραφίες. Το πραγματικό πλάτος της μυελικής κοιλότητας λαμβάνεται ίσο με το μετρούμενο από τις αντίστοιχες ακτινογραφίες πλάτος, ελαττωμένο κατά 10%. Απαραίτητη προϋπόθεση για την εφαρμογή αυτής της προσέγγισης στον υπολογισμό του πραγματικού πλάτους της μυελικής κοιλότητας είναι η απόσταση ανάμεσα στην πηγή ακτίνων X και στην ακτινογραφική επιφάνεια του ακτινογραφικού μηχανήματος να ισούται με 1m. Η συγκεκριμένη προσέγγιση έχει ως σκοπό την αντιστάθμιση της μεγέθυνσης του πλάτους της μυελικής κοιλότητας, η οποία εισάγεται από το ακτινογραφικό μηχάνημα λόγω του τρόπου εκπομπής ακτινοβολίας των πηγών του μηχανήματος. Λόγω του τρόπου εκπομπής ακτίνων X από το ακτινογραφικό μηχάνημα, αλλοιώνεται η προβολή του υπό εξέταση αντικειμένου στην ακτινογραφική επιφάνεια, όπως εξηγείται σε επόμενο κεφάλαιο. Ορισμένες τυπικές τιμές διαμέτρων ήλων είναι 12 – 14mm, ενώ σε περιπτώσεις ηλικιωμένων ατόμων όπου το οστό είναι ατροφικό, το πλάτος της μυελικής κοιλότητας είναι δυνατόν να είναι μεγαλύτερο από 18mm και, επομένως, κρίνεται απαραίτητη η χρήση ήλων με μεγαλύτερες διαμέτρους. Ωστόσο, η ακριβής τιμή της διαμέτρου του ήλου προσδιορίζεται κατά τη διάρκεια της επέμβασης, όπως εξηγείται στα επόμενα.
- Πριν την έναρξη της επέμβασης, εφαρμόζεται γενική αναισθησία ή αναισθησία των κάτω άκρων μέσω εφαρμογής αναισθητικού στη σπονδυλική στήλη. Ο ασθενής πάντα διασωληνώνεται προκειμένου να διευκολυνθεί η χορήγηση μυοχαλαρωτικών περιορισμένης δράσης στην περίπτωση κατά την οποία η προσέγγιση των θραυσμάτων μεταξύ τους σε επόμενο στάδιο της διαδικασίας παρουσιάσει επιπλοκές.
- Ο αναισθητοποιημένος ασθενής τοποθετείται πάνω στο χειρουργικό τραπέζι σε τέτοια θέση ώστε να διευκολύνεται η διεξαγωγή της επέμβασης. Το άκρο στο οποίο βρίσκεται το κάταγμα τοποθετείται στο μηχανισμό Wittmoser.

Παράδειγμα τοποθέτησης του ασθενή στο χειρουργικό τραπέζι παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 2.4 Τοποθέτηση ασθενή στο χειρουργικό τραπέζι πριν την έναρξη της εγχείρησης

- Στη συνέχεια, εφαρμόζεται εφελκυσμός κατά μήκος του μηρού, μέχρις ότου επιτευχθεί η επιθυμητή διάσταση στην περιοχή του κατάγματος.
- Ελέγχεται προσεκτικά ο προσανατολισμός των θραυσμάτων του οστού. Στην περίπτωση κατά την οποία ο ασθενής βρίσκεται σε πλευρική θέση, ο σωστός προσανατολισμός του οστού επιτυγχάνεται όταν το εσωτερικό όριο του πέλματος βρίσκεται σε οριζόντια θέση. Στην περίπτωση κατά την οποία ο ασθενής έχει τοποθετηθεί σε άλλη θέση, διαφοροποιείται και η θέση του οστού για την οποία επιτυγχάνεται ο σωστός προσανατολισμός του.
- Ακολούθως, χρησιμοποιείται μια συσκευή η οποία μετατρέπει μια φθοροσκοπική εικόνα χαμηλής στάθμης φωτισμού σε μια εικόνα η οποία είναι δυνατόν να ειδωθεί με γυμνό μάτι σε περιβάλλον με κανονικό φωτισμό και ονομάζεται ενισχυτής εικόνας. Ο ενισχυτής εικόνας τοποθετείται σε κατάλληλη θέση έτσι ώστε να επιτρέπεται ο έλεγχος της διάστασης, την οποία έχει υποστεί το μέλος, στο σημείο του κατάγματος. Στη συνέχεια μαρκάρεται το δέρμα στο ύψος του κατάγματος.
- Ακολουθεί η διαδικασία της αναδιάταξης. Οι δύο ξύλινοι δακτύλιοι της συσκευής αναδιάταξης τοποθετούνται στο μηρό εκατέρωθεν της περιοχής στην οποία βρίσκεται το κάταγμα. Στη συνέχεια, με βάση την εικόνα η οποία λαμβάνεται από τον ενισχυτή εικόνας, οι δύο δακτύλιοι μετακινούνται ο ένας προς τον άλλον μέχρις ότου τα θραύσματα του οστού βρεθούν ακριβώς απέναντι. Σε ορισμένες περιπτώσεις, όπως σε περίπτωση κατάγματος στο μέσο της απόφυσης του μηριαίου οστού, για το οποίο έχει σημειωθεί εκ των υστέρων εκτόπισμα θραυσμάτων, είναι δυνατόν να παρουσιαστούν δυσκολίες κατά τη διαδικασία αναδιάταξης. Σε τέτοιες περιπτώσεις, εφαρμόζονται τεχνικές όπως κάμψη του γονάτου κατά 90° και προσέγγιση του πρόσθιου τμήματος της κνήμης στο σημείο εκείνο της διάταξης στο οποίο πατάει αρχικά το πέλμα του ποδιού, προκειμένου να ελαττωθεί το εκτόπισμα. Τέτοιου είδους επιπλοκές παρουσιάζονται όταν η εγχείρηση καθυστερήσει ή

όταν η διαδικασία του εφελκυσμού δεν επιφέρει την επιθυμητή διάσταση στην περιοχή του κατάγματος. Επίσης, διάφοροι πλευρικοί εκτοπισμοί περιφερειακών θραυσμάτων, οι οποίοι παρουσιάζονται κατά τη διάρκεια της εγχείρησης, είναι δυνατόν να αντιμετωπιστούν με χρήση ενός οδηγού, ο οποίος εισέρχεται στο εσωτερικό του οστού πριν από τον ήλο. Ο οδηγός αυτός έχει το άκρο του λυγισμένο και κατευθύνεται περιστρεφόμενος προς την κατεύθυνση του θραύσματος. Το σημείο του εκτοπισμού παρακολουθείται μέσω του ενισχυτή εικόνας. Όταν διαπιστωθεί η διόρθωση του εκτοπισμού, ελαττώνεται η δύναμη εφελκυσμού, η οποία ασκείται στο οστό και τα θραύσματα πλησιάζουν εκ νέου μεταξύ τους. Μία ακόμη ιδιόζουσα περίπτωση εμφανίζεται όταν το κάταγμα παρουσιάζεται πολύ κοντά στον κορμό του ασθενή, διότι το αντίστοιχο θραύσμα κάμπτεται από έναν συγκεκριμένο τένοντα. Η κατάσταση αντιμετωπίζεται με την εισαγωγή ενός μικρού ήλου στο εσωτερικό του θραύσματος αυτού, ο οποίος χρησιμοποιείται σαν μοχλός για τη διόρθωση της θέσης του θραύσματος.

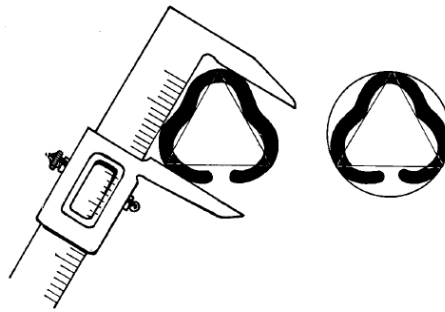
- Στη συνέχεια δημιουργείται ένα αποστειρωμένο πεδίο πάνω από το μείζονα τροχαντήρα. Μεταξύ του χειρουργού και του ενισχυτή εικόνας απλώνεται ένα αποστειρωμένο ύφασμα σαν κουρτίνα, έτσι ώστε η τομή που θα γίνει αμέσως μετά να μη μολυνθεί από τον κινούμενο ακτινογραφικό εξοπλισμό ή/και τη συσκευή αναδιάταξης.
- Έπειτα, εντοπίζεται ο μείζων τροχαντήρας με ψηλάφηση από το χειρουργό. Κατά τη διαδικασία αυτή είναι δυνατόν να παρουσιαστούν δυσκολίες σε περίπτωση υπερβολικά παχύσαρκου ασθενή, όπου είναι δυνατόν να εκτιμηθεί εσφαλμένα η κορυφή του λαγόνιου οστού σαν τον μείζονα τροχαντήρα. Μετά τον εντοπισμό του μείζονα τροχαντήρα πραγματοποιείται τομή μήκους 2 – 3cm στην περιοχή του γλουτού, σε απόσταση 4 – 5cm πάνω από το μείζονα τροχαντήρα. Επίσης, διαρρηγνύεται κατά μήκος το πέτασμα νηματοειδών ιστών, το οποίο περικλείει και συγκρατεί εσωτερικά τους μύες του γλουτού.
- Η άκρη του τροχαντήριου οστού συγκρατείται από το χειρουργό, ενώ ένας τριγωνικός οβελός εισέρχεται στο μέσον του τροχαντήριου οστού προς την πλευρά του γονάτου. Ο οβελός αυτός πρέπει να εισχωρήσει μερικά εκατοστά στο τροχαντήριο, δημιουργώντας μια σχετικά μεγάλη οπή στο οστό. Η δημιουργία της οπής αποτελεί κρίσιμο σημείο τόσο για τη διεξαγωγή της επέμβασης, όσο και για την μετεγχειρητική κατάσταση του ασθενή. Σε περίπτωση που η οπή δεν δημιουργηθεί στην προεξοχή του τροχαντήριου, είναι πολύ πιθανός ο τραυματισμός του ξυλώδους ιστού του οστού.
- Από την οπή, η οποία έχει ανοιχτεί στο τροχαντήριο, εισέρχεται ένας λεπιδωτός οδηγός για τον ήλο. Οι λεπίδες του οδηγού αυτού δεν είναι αιχμηρές. Ο οδηγός εισάγεται κατά μήκος του οστού και του οβελού με σφυροκόπημα, μέχρις ότου φθάσει στο ύψος του κατάγματος. Η πορεία του οδηγού στο εσωτερικό του οστού δεν απαιτεί τη χρήση φθοροσκοπίου, αφού είναι δυνατή η παρακολούθησή της μέσω ενός άλλου οδηγού ίδιου μήκους, ο οποίος τοποθετείται παράλληλα με τον πρώτο αλλά στο εξωτερικό του μηρού.
- Μετά την εισαγωγή του οδηγού, ο οβελός αφαιρείται.
- Με τη βοήθεια του ενισχυτή εικόνας ελέγχεται η θέση του οδηγού στο εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας. Σε περίπτωση κατά την οποία ο οδηγός

δεν βρίσκεται στο εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας αφαιρείται και επανατοποθετείται, μέχρις ότου επιτευχθεί η σωστή εισαγωγή του.

- Ο οδηγός στη συνέχεια προωθείται και στο άλλο θραύσμα του οστού και εισχωρεί στην μυελική κοιλότητά του. Ο χειρουργός διευκολύνεται σημαντικά στην εφαρμογή της διαδικασίας αυτής εάν έχει επιτευχθεί σωστή αναδιάταξη των θραυσμάτων. Ωστόσο, σε ορισμένες περιπτώσεις, ο οδηγός αγκιστρώνεται στο περίβλημα του ξυλώδους ιστού στην περιοχή του κατάγματος. Το πρόβλημα αυτό συνήθως αντιμετωπίζεται με περιστροφή του οδηγού, ο οποίος στη συνέχεια εισέρχεται στο επόμενο θραύσμα του οστού. Επίσης, η πορεία του οδηγού στο εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας ελέγχεται με βάση την αντίσταση, την οποία αισθάνεται ο χειρουργός λόγω τριβής μεταξύ του οδηγού και του εσωτερικού τοιχώματος του οστού. Όταν ο οδηγός πάψει να κινείται στο εσωτερικό της κοιλότητας, όπως, παραδείγματος χάριν, όταν ο οδηγός φθάσει στο σημείο του κατάγματος και δεν εισχωρήσει στο επόμενο θραύσμα, δεν συναντάται αντίσταση και δίνεται η αίσθηση ότι ο οδηγός κινείται ελεύθερα. Είναι, επίσης, δυνατό στην περίπτωση αυτή να ψηλαφηθεί η άκρη του, η οποία βρίσκεται αμέσως κάτω από το δέρμα, από κάποιο βοηθό του χειρουργού.
- Αφού ο οδηγός εισέλθει στη μυελική κοιλότητα του θραύσματος, προωθείται στο εσωτερικό της, μέχρις ότου διαπεράσει μια μεταλλική μπάρα, η οποία τοποθετείται προκειμένου να δηλώσει τη θέση του χόνδρου που υπάρχει μεταξύ της επίφυσης και της μετάφυσης του μηριαίου και ο οποίος επιτρέπει στο οστό να αναπτυχθεί κατά μήκος. Η θέση του οδηγού στο εσωτερικό του οστού επιβεβαιώνεται με τη χρήση φθοροσκοπίου.
- Μετά την επιτυχή εισχώρηση του οδηγού στο οστό, μεγεθύνεται η μυελική κοιλότητα με τη χρήση ενός εργαλείου μεγέθυνσης οπών. Η διαδικασία της μεγέθυνσης εφαρμόζεται σε περιστατικά κατά τα οποία η επιλεγμένη διάμετρος του ήλου, η οποία επιλέγεται με κριτήριο την καλύτερη σταθεροποίηση του οστού, είναι πολύ μεγαλύτερη από τη διάμετρο της μυελικής κοιλότητας. Επίσης, επιβάλλεται σε περιπτώσεις κατά τις οποίες η μυελική κοιλότητα παρουσιάζει έντονη ανομοιογένεια όσον αφορά τη διάμετρό της κατά μήκος του οστού. Στις περιπτώσεις αυτές είναι απαραίτητη η μεγέθυνση μόνο του στενότερου τμήματος της κοιλότητας. Ωστόσο, αν η διάμετρος της κοιλότητας στο στενότερο τμήμα της είναι αρκετά φαρδιά ώστε να δεχθεί στο εσωτερικό της ήλο κατάλληλης διαμέτρου, δεν κρίνεται απαραίτητη η διεύρυνση της κοιλότητας. Σε περίπτωση κατά την οποία η διεύρυνση της μυελικής κοιλότητας κρίνεται απαραίτητη, η διαδικασία συνεχίζεται όπως περιγράφεται στα αμέσως επόμενα. Διαφορετικά, η διαδικασία συνεχίζεται με την εισαγωγή του ήλου στην μυελική κοιλότητα.
- Σε περίπτωση πρόσφατου κατάγματος, η μεγέθυνση της μυελικής κοιλότητας επιτρέπεται μόνο με χρήση μηχανοκίνητου εργαλείου μεγέθυνσης οπών. Ο περιορισμός αυτός ισχύει διότι το περίβλημα του ξυλώδους ιστού στην περιοχή του κατάγματος είναι εύθραυστο και η ενδεχόμενη άσκηση μεγαλύτερης δύναμης από εκείνη η οποία απαιτείται για τη μεγέθυνση της κοιλότητας είναι δυνατόν να οδηγήσει σε ρήξη ήδη υπάρχοντων ρωγμών, οι οποίες βρίσκονται στην περιοχή του κατάγματος και δεν είναι ορατές στις ακτινογραφίες του οστού.

- Στη συνέχεια ένας σωληνοειδής οβελός εισέρχεται στο τροχαντήριο πάνω από τον οδηγό και η οπή, η οποία είχε αρχικά ανοιχτεί στο τροχαντήριο, διευρύνεται έτσι ώστε να είναι δυνατή η απομάκρυνση του οδηγού χωρίς να παρουσιαστεί αντίσταση. Ο σωληνοειδής οβελός παραμένει στη θέση αυτή, ενώ ο οδηγός αφαιρείται από το εσωτερικό του οστού.
- Ακολούθως εισέρχεται στο οστό ένας οδηγός για το εργαλείο μεγέθυνσης οπών, ο οποίος έχει στρογγυλεμένη κεφαλή. Ο οδηγός αυτός προσπερνά την περιοχή του κατάγματος και εισέρχεται στο θραύσμα, το οποίο βρίσκεται μακρύτερα από τον κορμό του ασθενή. Η στρογγυλεμένη κεφαλή του χρησιμεύει στην αφαίρεση ενός κολλημένου ή σπασμένου εργαλείου μεγέθυνσης οπών από το εσωτερικό του οστού.
- Ο σωληνοειδής οβελός αφαιρείται και διευρύνεται η μυελική κοιλότητα του οστού, χρησιμοποιώντας προοδευτικά εργαλεία μεγέθυνσης οπών αυξανόμενης διαμέτρου. Το μέγεθος του εργαλείου που θα χρησιμοποιηθεί αρχικά επιλέγεται με βάση την εκτίμηση του πλάτους της μυελικής κοιλότητας. Το πλάτος αυτό προσδιορίζεται από τις ακτινογραφίες του οστού, θεωρώντας ότι στην πραγματικότητα είναι 10% μικρότερο από αυτό το οποίο μετράται στην ακτινογραφία, όπως αναφέρθηκε στα προηγούμενα. Για παράδειγμα, αν το πλάτος της μυελικής κοιλότητας ισούται με 9mm σε μια ακτινογραφία, το πραγματικό της πλάτος θα είναι ίσο με 8mm. Με ανάλογο κριτήριο επιλέγεται και η διάμετρος του εργαλείου το οποίο θα χρησιμοποιηθεί αρχικά για τη διεύρυνση της κοιλότητας. Συγκεκριμένα, η διάμετρος του εργαλείου πρέπει να είναι 10% μικρότερη από το πραγματικό πλάτος της μυελικής κοιλότητας. Για το παράδειγμα το οποίο παρατέθηκε, το πλάτος του αρχικού εργαλείου θα πρέπει να είναι ίσο με 7mm. Τα εργαλεία μεγέθυνσης οπών οδηγούνται από ισχυρούς κινητήρες, οι οποίοι αποδίδουν 250 – 300 στροφές ανά λεπτό. Η διεύρυνση της μυελικής κοιλότητας πραγματοποιείται χωρίς την εξάσκηση δύναμης εκ μέρους του χειριστή του μηχανήματος. Το εργαλείο διεύρυνσης οπών πρέπει να κινείται χωρίς να πιέζεται στο εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας. Σε περίπτωση άσκησης πίεσης, το εργαλείο κολλάει στο εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας και ξεκολλάει μόνο με χρήση της στρογγυλεμένης άκρης του οδηγού, ο οποίος είχε εισέλθει στη μυελική κοιλότητα σε προηγούμενο στάδιο της διαδικασίας. Αν δεν χρησιμοποιηθεί η άκρη του οδηγού και συνεχιστεί η άσκηση πίεσης, το στέλεχος του εργαλείου μεγέθυνσης οπών σπάει. Όταν το εργαλείο μεγέθυνσης οπών πάψει να κινείται με ευκολία στο εσωτερικό του οστού πρέπει να απομακρυνθεί από την μυελική κοιλότητα και να καθαριστούν τα αυλάκια του από σκόνη και θρύμματα οστών. Όταν το εργαλείο μεγέθυνσης οπών φτάσει στο πιο απομακρυσμένο άκρο του πιο απομακρυσμένου από τον κορμό του ασθενή θραύσματος, απομακρύνεται από τη μυελική κοιλότητα και χρησιμοποιείται το επόμενο εργαλείο, το οποίο είναι μεγαλύτερο σε διάμετρο κατά 0.5mm. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται μέχρι να επιτευχθεί η επιθυμητή διάμετρος της μυελικής κοιλότητας, η οποία είναι, συνήθως, τουλάχιστον ίση με 10mm.
- Επιλέγεται η διάμετρος του ήλου που θα χρησιμοποιηθεί με βάση τη διάμετρο του τελευταίου εργαλείου μεγέθυνσης οπών, το οποίο χρησιμοποιήθηκε για τη διεύρυνση της μυελικής κοιλότητας. Συγκεκριμένα, η διάμετρος του ήλου επιλέγεται μικρότερη από τη διάμετρο του τελευταίου εργαλείου μεγέθυνσης κατά 1mm. Ο λόγος για τον οποίο γίνεται αυτό είναι ότι η διατομή του ήλου

δεν είναι κυκλική αλλά κατά προσέγγιση τριγωνική, με τις τρεις πλευρές του να διαμορφώνουν κατά προσέγγιση ένα ισόπλευρο τρίγωνο. Μετρώντας τη διάμετρο του ήλου με ένα μετρητή μηχανικών διαστάσεων, ουσιαστικά επιτυγχάνεται η μέτρηση της μιας πλευράς του τριγώνου, η οποία είναι λίγο μικρότερη από τη διάμετρο του ήλου. Για το λόγο αυτό, προτείνεται η μέτρηση της διαμέτρου του ήλου με ένα μετρητή, ο οποίος προσδιορίζει την πραγματική διάμετρο του ήλου, δηλαδή τη διάμετρο του κύκλου στον οποίο εγγράφεται το ισόπλευρο τρίγωνο, το οποίο σχηματίζει η διατομή του ήλου. Στο ακόλουθο σχήμα παρουσιάζεται ο προτεινόμενος τρόπος προσδιορισμού της διαμέτρου. Ο κύκλος γύρω από τον ήλο και το ισόπλευρο τρίγωνο έχουν σχεδιαστεί για λόγους καθαρά εποπτικών.



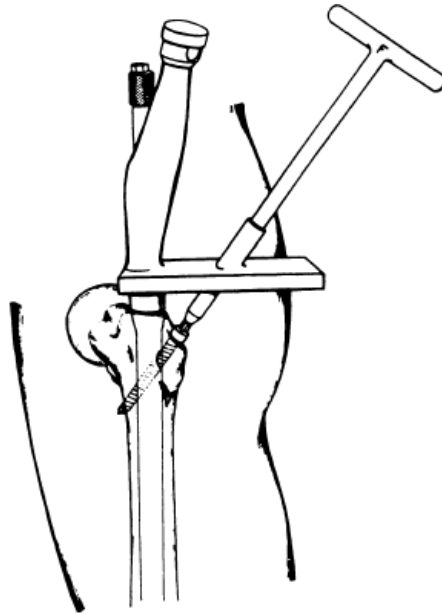
Σχήμα 2.5 Ορθός τρόπος προσδιορισμού της διαμέτρου του ήλου ⁽¹⁰⁾

- Σε περιπτώσεις κατά τις οποίες παρουσιάζεται κάποια ασυνήθιστη καμπύλωση του μηριαίου οστού, είναι επιτακτική η διόρθωση της αρχικής καμπύλης του ήλου, η οποία επιτυγχάνεται με τη χρήση ειδικών διατάξεων όπως αυτή η οποία παρουσιάζεται στο σχήμα που ακολουθεί και περιλαμβάνει δύο σωλήνες:



Σχήμα 2.6 Διάταξη διόρθωσης καμπύλης ήλου

- Μετά τη διόρθωση της καμπύλης του ήλου, ο οδηγός για το εργαλείο μεγέθυνσης οπών αφαιρείται από το εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας και εισέρχεται εκ νέου στο εσωτερικό της ο οδηγός του ήλου.
- Ο ήλος εισέρχεται στην μυελική κοιλότητα μέσω του αντίστοιχου οδηγού. Η εισαγωγή του γίνεται με αργά και δυνατά χτυπήματα με ένα ξύλινο σφυρί. Η κυρτή επιφάνειά του ήλου πρέπει να είναι στραμμένη προς τα εμπρός καθ' όλη τη διάρκεια της εισαγωγής του στο εσωτερικό του οστού.
- Μόλις ο ήλος προσεγγίσει την περιοχή του κατάγματος ελέγχεται με τη βοήθεια του ενισχυτή εικόνας η ομαλή διείσδυσή του στο εσωτερικό του απομακρυσμένου από τον κορμό του ασθενή θραύσματος του οστού. Στην περίπτωση κατά την οποία έχει επιλεχθεί πολύ φαρδύς ήλος, παρουσιάζεται διάσταση στην περιοχή του κατάγματος. Ο χειρουργός, αφού βεβαιωθεί για την ομαλή διείσδυση του ήλου στο εσωτερικό των θραυσμάτων, συνεχίζει με την αποπεράτωση της διαδικασίας εισαγωγής του ήλου στο εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας.
- Ο οδηγός του ήλου αφαιρείται και ο ήλος διεισδύει βαθύτερα στην μυελική κοιλότητα με τη βοήθεια ενός κοίλου οδηγού, μέχρις ότου το ένα άκρο του ήλου εξέχει κατά 1.5 – 2cm από το μείζονα τροχαντήρα. Αν έχουν επιλεχθεί οι σωστές διαστάσεις για τον ήλο, τότε το άλλο του άκρο θα πρέπει να διαπερνά τον επιφύσιο χόνδρο στο ύψος της μετάφυσης και θα απέχει περίπου 1.5 – 2cm από το γόνατο. Σε περιπτώσεις κατά τις οποίες το κάταγμα παρουσιάζεται σε περιοχή πολύ κοντινή στο γόνατο, επιβάλλεται η βαθύτερη διείσδυση του ήλου στο εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας, με αποτέλεσμα ο οδηγός του ήλου να υπερκαλύπτει τον ήλο από ένα σημείο και έπειτα. Σε τέτοιες περιπτώσεις χρησιμοποιείται είτε οδηγός με σχισμές είτε ένας βοηθητικός κοντύτερος ήλος προκειμένου να καταστεί εφικτή η βαθύτερη διείσδυση του ήλου.
- Μετά την εισαγωγή του ήλου στο εσωτερικό του οστού ακολουθεί η διαδικασία σταθεροποίησής του πάνω στο οστό, προκειμένου να αποφευχθούν μετακινήσεις και περιστροφές των θραυσμάτων του οστού μετεγχειρητικά. Η σταθεροποίηση επιτυγχάνεται με την εισαγωγή βιδών σταθεροποίησης στα δύο άκρα του οστού, όπου βρίσκονται οι οπές του ήλου, καθώς και σε άλλα σημεία του οστού, για τη συγκράτηση μικρότερων θραυσμάτων. Αρχικά γίνεται η τοποθέτηση των βιδών στο άκρο του οστού στο οποίο βρίσκεται η τομή, η οποία πραγματοποιήθηκε στην αρχή της επέμβασης. Η τοποθέτηση επιτυγχάνεται με τη χρήση μιας διάταξης στόχευσης, η οποία προσαρμόζεται και στερεώνεται στο τμήμα του ήλου το οποίο προεξέχει από την πλευρά του τροχαντήριου με τη βοήθεια ενός κοχλία. Η διάταξη αυτή παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα, στο οποίο απεικονίζεται η διαδικασία στερέωσης της σταθεροποιητικής βίδας στο οστό και στον ήλο:

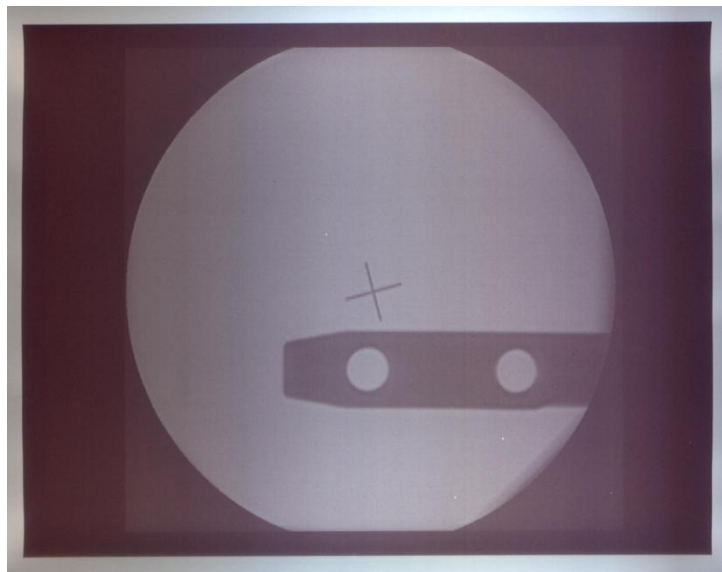


Σχήμα 2.7 Τοποθέτηση σταθεροποιητικής βίδας στο εγγύτερο προς τον κορμό του ασθενή άκρο του οστού

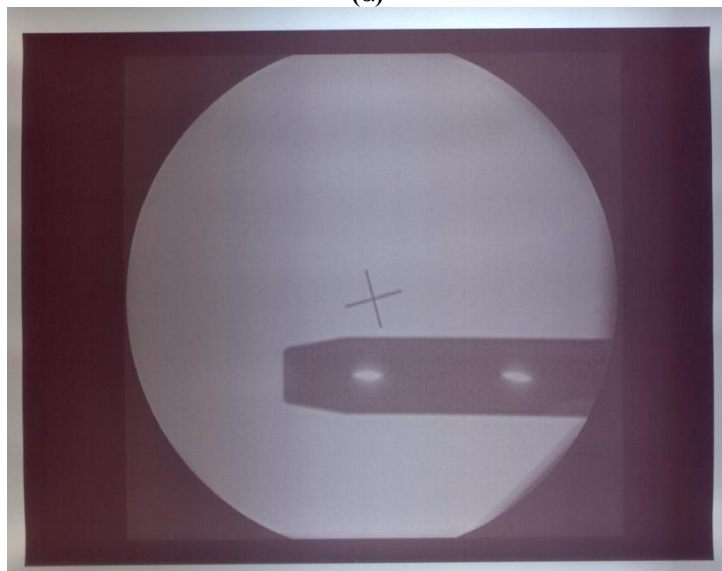
Στο σχήμα αυτό διακρίνεται ο κυλινδρικός οδηγός, μέσω του οποίου πραγματοποιείται η διάτρηση του οστού και η τοποθέτηση της σταθεροποιητικής βίδας υπό τη σωστή κλίση.

- Από τον οδηγό αυτό περνά αρχικά ένας οβελός, ο οποίος πραγματοποιεί τομές στο φλοιό του οστού στις θέσεις από τις οποίες θα διέλθει η βίδα σταθεροποίησης.
- Στη συνέχεια ένα δράπανο, διέρχεται από τον κυλινδρικό οδηγό και ανοίγει μια οπή με διάμετρο 6mm στο οστό, προκειμένου να εισχωρήσει η βίδα. Η οπή αυτή είναι διαμπερής και πραγματοποιείται κατά μήκος του άξονα της αντίστοιχης οπής του ήλου.
- Ακολούθως, εισέρχεται και βιδώνεται πάνω στο οστό και στον ήλο μια βίδα σταθεροποίησης με διάμετρο 6.35mm, η οποία συγκρατεί το αντίστοιχο τμήμα του οστού πάνω στον ήλο. Η γωνία ανάμεσα στους άξονες του οστού και της βίδας είναι ίση με 130°.
- Στο άλλο άκρο του οστού, το οποίο βρίσκεται κοντά στο γόνατο, ο προσδιορισμός της θέσης και της γωνίας, στην οποία πρέπει να γίνει η διάτρηση, αποτελεί σε πολλές περιπτώσεις μια δύσκολη και εξαιρετικά χρονοβόρα διαδικασία. Το τμήμα του ήλου, το οποίο βρίσκεται στη θέση αυτή του οστού, έχει εισέλθει στο οστό στην αρχή της διαδικασίας και κατά μήκος της διαδρομής του στο εσωτερικό του οστού έχει υποστεί παραμορφώσεις και στρέψη. Για τον προσδιορισμό της θέσης και της γωνίας της οπής χρησιμοποιείται μια διάταξη σταθεροποίησης, η οποία έχει στο ένα άκρο της μια διχάλα, στην οποία στερεώνεται το γόνατο του ασθενή και το άλλο άκρο της στερεώνεται σε μια ακτινογραφική διάταξη, η οποία ονομάζεται c-arm και περιγράφεται στην επόμενη παράγραφο. Ο ασθενής τοποθετείται πάνω στο τραπέζι της διάταξης και το c-arm προσεγγίζει το άκρο του μέλους στο οποίο πρέπει να γίνει η διάτρηση.

- Με κατάλληλες κινήσεις του c-arm και με ταυτόχρονη παρατήρηση της ακτινογραφικής εικόνας στην αντίστοιχη οθόνη, επιδιώκεται η λήψη μιας απεικόνισης της οπής του ήλου σαν σχεδόν τέλειου κύκλου. Με την επίτευξη αυτή, έχει προσδιοριστεί και η γωνία στην οποία πρέπει να γίνει η διάτρηση του οστού για να εισαχθούν οι βίδες σταθεροποίησης. **Το στάδιο αυτό αποτελεί το δυσκολότερο στάδιο της διαδικασίας ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης**, για λόγους οι οποίοι αναλύονται σε επόμενη παράγραφο. Στη συνέχεια παρατίθενται δύο χαρακτηριστικές ακτινογραφικές απεικονίσεις του ήλου, οι οποίες έχουν ληφθεί από c-arm. Η μία στη σωστή γωνία στην οποία πρέπει να γίνει η διάτρηση και η δεύτερη σε μια διαφορετική γωνία:



(α)



(β)

Σχήμα 2.8 Ακτινογραφικές απεικονίσεις ήλου από c-arm για δύο διαφορετικές γωνίες (α) σωστή γωνία θέασης προκειμένου να επιχειρηθεί διάτρηση του οστού και (β) γωνία θέασης στην οποία δεν μπορεί να επιχειρηθεί διάτρηση του οστού

- Μετά τον προσδιορισμό της θέσης και της γωνίας της οπής στην οποία θα εισέλθει η σταθεροποιητική βίδα, χρησιμοποιείται ένας οβελός, ο οποίος προσεγγίζει τη θέση αυτή υπό τη σωστή γωνία διερχόμενος από έναν κυλινδρικό οδηγό, όμοιο με αυτόν ο οποίος χρησιμοποιήθηκε και στη διάταξη τοποθέτησης της βίδας στο άλλο άκρο του οστού. Με τον οβελό αυτό πραγματοποιείται τομή στο φλοιό του οστού στη θέση από την οποία θα διέλθει η σταθεροποιητική βίδα.
- Με ένα δράπανο ανοίγεται οπή διαμέτρου 4.5mm, η οποία στη συνέχεια διευρύνεται με χρήση διαφορετικής κεφαλής στο δράπανο, με διάμετρο ίση με 6mm.
- Τοποθετείται βίδα διαμέτρου 6.35mm και κατάλληλου μήκους, με την οποία επιτυγχάνεται η σταθεροποίηση του θραύσματος του οστού πάνω στον ήλο.
- Η ίδια ακριβώς διαδικασία ακολουθείται και για την τοποθέτηση της δεύτερης βίδας σταθεροποίησης.
- Η τομή, η οποία είχε δημιουργηθεί κοντά στο τροχαντήριο οστό, κλείνεται χωρίς περεταίρω υποδερμική ραφή.

Χαρακτηριστικές και με αρκετή πληροφορία για τον μη ειδικευμένο αναγνώστη σχετικές με την ιατρική διαδικασία εικόνες υπάρχουν στις ιστοσελίδες (11), (12), (91) και (92). Οι εικόνες δεν περιλήφθηκαν στο παρόν κείμενο για λόγους σχετιζόμενους με τα νομικά θέματα περί πνευματικής ιδιοκτησίας. Παρ' όλ' αυτά, ο ενδιαφερόμενος αναγνώστης ενθαρρύνεται να ανατρέξει σε αυτές ή αντίστοιχες εικόνες, δεδομένου ότι διευκολύνουν σημαντικά την κατανόηση του ιατρικού προβλήματος και της φυσικής ιατρικής διαδικασίας.

Στην παράγραφο που ακολουθεί περιγράφεται η ακτινογραφική διάταξη, η οποία χρησιμοποιείται στο στάδιο εισαγωγής των βιδών σταθεροποίησης στα απομακρυσμένα από τον κορμό του ασθενή θραύσματα του οστού και ονομάζεται c-arm.

2.4 Περιγραφή διάταξης C–arm

Το c–arm είναι μια ακτινοδιαγνωστική διάταξη, η οποία επιτρέπει τον προσδιορισμό του σημείου ή των σημείων των οστών στα οποία, με κατάλληλη διάτρηση, καθίσταται εφικτή η τοποθέτηση βιδών, οι οποίες εξασφαλίζουν την στερέωση των θραυσμάτων του οστού που έχει υποστεί κάταγμα πάνω στον ήλο. Η διάταξη παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 2.9 Ακτινοδιαγνωστική διάταξη c–arm⁽¹³⁾

Όπως γίνεται αντιληπτό από το σχήμα, η διάταξη αποτελείται από τρία επιμέρους τμήματα:

- Το c–arm, το οποίο αποτελεί μια διάταξη όμοια με τον λατινικό χαρακτήρα “C” και φέρει στο ένα άκρο του πηγή ακτίνων X και στο άλλο άκρο του, απέναντι από την πηγή, μια ακτινογραφική επιφάνεια, στην οποία λαμβάνεται η προβολή του αντικειμένου, το οποίο βρίσκεται στο εσωτερικό της κοιλότητας που σχηματίζει το c–arm και ακτινοβολείται από την πηγή ακτίνων X. Η διάταξη αυτή έχει δυνατότητα μετακίνησης κατά τις τρεις διευθύνσεις του χώρου (άξονες x, y, z) και περιστροφής ως προς τους τρεις άξονες του χώρου.
- Το τραπέζι, πάνω στο οποίο τοποθετείται ο ασθενής ή το μέλος του ασθενή, το οποίο έχει υποστεί το κάταγμα.
- Μια ή περισσότερες οθόνες, με τις οποίες συνδέεται η ακτινογραφική επιφάνεια του c–arm και στις οποίες προβάλλεται σε πραγματικό χρόνο η ακτινογραφική εικόνα του μέλους του ασθενούς, στο οποίο έχει τοποθετηθεί ο ήλος.

Στο σημείο αυτό πρέπει να γίνει η διάκριση των ειδών των ακτινοδιαγνωστικών διατάξεων, όπως το c-arm το οποίο περιγράφηκε. Οι ακτινοδιαγνωστικές διατάξεις διακρίνονται σε δύο είδη:

- Στις ακτινογραφικές διατάξεις, οι οποίες παρέχουν στιγμιότυπα του υπό εξέταση αντικειμένου.
- Στις ακτινοσκοπικές διατάξεις, οι οποίες παρέχουν συνεχή απεικόνιση του υπό εξέταση αντικειμένου.

Οι μέθοδοι υποστήριξης της διαδικασίας της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης, οι οποίες παρουσιάζονται στα επόμενα, είναι δυνατόν να εφαρμοστούν και στους δύο τύπους ακτινοδιαγνωστικών διατάξεων. Ωστόσο, λόγω της επικράτησης των ακτινογραφικών διατάξεων έναντι των ακτινοσκοπικών, για λόγους μειωμένης, κατά το δυνατόν, έκθεσης σε ακτινοβολία, τόσο των ασθενών, όσο και του ιατρικού προσωπικού, στα επόμενα θα αναφέρεται μόνον ο όρος ακτινογραφική διάταξη.

2.5 Δυσκολίες που προκύπτουν κατά τη διαδικασία προσδιορισμού της θέσης και της γωνίας τοποθέτησης της βίδας στερέωσης στο άκρο του κατάγματος που βρίσκεται μακριά από το σημείο εισχώρησης του ήλου στο οστό

Παρά τη συνεχή βελτίωση της τεχνολογίας, η οποία υποβοηθά το χειρουργό στη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης, το δυσκολότερο τμήμα της όλης διαδικασίας αποκατάστασης του κατάγματος παραμένει ο προσδιορισμός της θέσης της οπής στο άκρο του οστού, το οποίο βρίσκεται μακριά από το σημείο εισαγωγής του ήλου στο οστό και η θέασή της υπό την κατάλληλη γωνία ^{(14), (15)}. Η όλη αυτή διαδικασία είναι εξαιρετικά δύσκολη, χρονοβόρα και επίπονη για τους εξής λόγους:

- Ο κυριότερος λόγος για τον οποίο η διαδικασία αυτή θεωρείται αντικειμενικά δύσκολη είναι το ότι ο ιατρός πρέπει να σχηματίσει στο μυαλό του μια υψηλής ακρίβειας στερεοσκοπική εικόνα του μη ορατού οστού του ασθενούς και του μη ορατού τμήματος του ήλου, καθώς και να εκτιμήσει με πολύ μεγάλη ακρίβεια τη θέση στο χώρο του οστού και του ήλου. Η πληροφορία την οποία έχει στη διάθεσή του προκειμένου να σχηματίσει την προαναφερθείσα νοητή εικόνα είναι η εξωτερική όψη του εγχειριζόμενου μέλους του ασθενούς και η ακτινογραφική εικόνα την οποία παίρνει από το c-arm. Η διαδικασία αυτή κατά τα λεγόμενα των ιατρών είναι ιδιαίτερα δύσκολη, η δε επίδοση στη σχετική διαδικασία συνήθως ποικίλλει, δεδομένου ότι εξαρτάται από την ικανότητα αντίληψης χώρου του κάθε χειρουργού. Η προσπάθεια των χειρουργών είναι να τοποθετήσουν το c-arm έτσι ώστε ο άξονας που συνδέει το στοιχείο εκπομπής ακτίνων X με το γεωμετρικό κέντρο της εικονοληπτικής επιφάνειας του c-arm να ταυτίζεται με τον άξονα συμμετρίας της οπής του ήλου στην οποία θα τοποθετηθεί η ασφαλιστική βίδα. Πολύ σπάνια ο χειρουργός πετυχαίνει το σκοπό του στην πρώτη δοκιμή. Συνήθως αντιλαμβάνεται από το ατρακτοειδές και όχι κυκλικό σχήμα της εικόνας της οπής του ήλου ότι δεν έχει πετύχει να ταυτίσει τον προαναφερθέντα άξονα του c-arm με τον άξονα της οπής του ήλου. Επομένως, το πρόβλημα ανάγεται στο να μπορέσει να συνδυάσει ο χειρουργός την ακτινογραφική εικόνα της εξόδου του c-arm, την οποία παρακολουθεί στην αντίστοιχη οθόνη, με τη θέση του ασθενή και τη θέση του c-arm στο χώρο προκειμένου να εκτελέσει τη σωστή μετατόπιση ή/και περιστροφή του κινητού μέρους του c-arm, έτσι ώστε να μπορέσει να λάβει τη σωστή απεικόνιση της οπής του ήλου και, τελικά, να εκτιμήσει τη σωστή θέση και γωνία στην οποία πρέπει να επέμβει για να ανοίξει την οπή στο οστό.
- Η οθόνη, η οποία συνδέεται με την ακτινογραφική διάταξη του c-arm, βρίσκεται εκτός του αποστειρωμένου μέρους του χειρουργείου, λόγω του ότι δεν είναι δυνατή η αποστείρωσή της. Το γεγονός αυτό καθιστά δύσκολη την παρατήρηση της απεικόνισής της κατά τη διάρκεια της επέμβασης, οδηγεί συχνά σε εσφαλμένες εκτιμήσεις για τη θέση ή τη σωστή γωνία της οπής και συχνά καθιστά την όλη διαδικασία του προσδιορισμού της οπής υπό την κατάλληλη γωνία εξαιρετικά χρονοβόρα και κουραστική για το χειρουργό.
- Η προαναφερθείσα κατάσταση συχνά επιδεινώνεται λόγω φαινομένων σκίασης, τα οποία παρουσιάζονται στην ακτινογραφική εικόνα και τα οποία

προκαλούνται λόγω ανακλάσεων των ακτίνων X, οι οποίες εκπέμπονται από το c-arm, λόγω της παρουσίας διαφόρων άλλων οστών κοντά στην περιοχή της οπής αλλά και λόγω κατασκευαστικών ατελειών της πηγής ακτινοβολίας του c-arm, όπως αναλύεται σε επόμενο κεφάλαιο.

- Λόγω του χρονοβόρου χαρακτήρα αυτής της διαδικασίας, ο ασθενής εισάγεται επιπλέον σε μια εξαιρετικά επίπονη διαδικασία, διότι υποχρεούται να παραμένει στο τραπέζι της διάταξης καθ' όλη τη διάρκεια της επέμβασης με τοπική, εν γένει, αναισθησία στο μέλος, το οποίο έχει υποστεί το κάταγμα.
- Επίσης, λόγω της εκτεταμένης παραμονής του ασθενούς στο χειρουργείο και της διαρκούς εκθέσεώς του ιδίου και του χειρουργού στην ακτινοβολία που εκπέμπεται από το c-arm, είναι πιθανή η εμφάνιση προβλημάτων υγείας και στους δύο, αν και η ποσότητα της εκπεμπόμενης ακτινοβολίας από το c-arm δεν είναι μεγάλη^{(14), (15), (16), (17), (18), (19)}.

Στο σημείο αυτό θεωρείται αναγκαία η παράθεση ορισμένων χαρακτηριστικών χρονικών μεγεθών σχετικών με τη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης, προκειμένου να γίνει περισσότερο κατανοητή η δυσκολία εντοπισμού της οπής και η θέασή της υπό την κατάλληλη γωνία. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι ο μέσος χρόνος, ο οποίος απαιτείται για την εισαγωγή του ήλου στο εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας και για την ασφάλισή του στο ένα άκρο του οστού είναι 45 λεπτά. Ο μέσος χρόνος, ο οποίος απαιτείται για τον εντοπισμό των οπών και την τοποθέτηση των βιδών σταθεροποίησης στο άλλο άκρο του οστού είναι 1 – 3 ώρες.

Οι λόγοι αυτοί έχουν οδηγήσει στην ανάγκη μείωσης του χρόνου που απαιτείται για τον σωστό προσδιορισμό της θέσης και της γωνίας, στην οποία είναι ασφαλές να επιχειρηθεί η διάτρηση του οστού ή – στην ιδανικότερη περίπτωση – στην ανάγκη άμεσης υπόδειξης του σωστού προς διάτρηση σημείου υπό την κατάλληλη γωνία. Για το λόγο αυτό, η ιατρική επιστήμη στρέφεται σε λύσεις, οι οποίες εισάγονται μέσω της χρήσης υπολογιστών στη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης. Στο κεφάλαιο που ακολουθεί, γίνεται αρχικά μια γενική εισαγωγή στις ιατρικές διαδικασίες, οι οποίες υποστηρίζονται από υπολογιστή, ενώ στη συνέχεια η παρουσίαση εξειδικεύεται σε υπολογιστικές μεθόδους, οι οποίες εφαρμόζονται στη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης.

Κεφάλαιο 3

Υπολογιστική υποστήριξη
ιατρικών διαδικασιών

Η διείσδυση του υπολογιστή σε όλους σχεδόν τους τομείς της σύγχρονης ζωής και η χρησιμοποίησή του ως εργαλείο για την αποτελεσματικότερη επίλυση των προβλημάτων του ανθρώπου έχει επιφέρει βαθιές τομές, οι οποίες έχουν ως αποτέλεσμα τη σημαντική βελτίωση της ποιότητας ζωής στις σύγχρονες κοινωνίες. Ένας από τους τομείς, οι οποίοι έχουν ωφεληθεί σε μεγάλο βαθμό από τη χρήση υπολογιστή είναι η ιατρική.

3.1 Ιατρικές διαδικασίες υποστηρίξιμες μέσω υπολογιστή

Ο υπολογιστής αποτελεί ένα σημαντικό και πλέον αναντικατάστατο εργαλείο υποστήριξης πολλών ιατρικών διαδικασιών. Στην παράγραφο αυτή περιγράφονται ορισμένες από αυτές.

3.1.1 Διαδικασίες διακυβέρνησης (management)

Πρωταρχικός τομέας της ιατρικής στον οποίο βρίσκει εφαρμογή ο υπολογιστής είναι αυτός της διακυβέρνησης (management) ενός ιατρικού συστήματος, όπως, για παράδειγμα, ενός νοσοκομείου. Με τον όρο διακυβέρνηση περιγράφεται ο συντονισμός του συνόλου των ατόμων, του εξοπλισμού και των διαδικασιών ενός ιατρικού συστήματος, καθώς και ο καταμερισμός εργασίας ανάμεσα στα μέλη του.

Σε σύγχρονες νοσοκομειακές μονάδες, ζητήματα όπως ο καθορισμός του ωραρίου εργασίας του προσωπικού και του τομέα ευθύνης του κάθε μέλους του προσωπικού κατά τη διάρκεια του ωραρίου επιλύονται αυτοματοποιημένα με τη χρήση υπολογιστών και προγραμμάτων, τα οποία καθορίζουν το χρονοδιάγραμμα εργασιών (schedulers). Το κάθε μέλος του προσωπικού ενημερώνεται για τις αλλαγές του προγράμματός του όσον αφορά τα καθήκοντά του προς το ιατρικό σύστημα μέσω υπολογιστή.

Επίσης, κατά την αντιμετώπιση επειγόντων περιστατικών, τα οποία εισέρχονται στο ιατρικό σύστημα ⁽²⁰⁾, το σύστημα διακυβέρνησης αρχικά αναλαμβάνει την άμεση επικοινωνία με τα μέσα εισαγωγής του επειγόντος περιστατικού στο ιατρικό σύστημα, όπως, για παράδειγμα, τα ασθενοφόρα. Φροντίζει, επίσης, για την ταχεία εύρεση των παραγόντων εκείνων που είναι δυνατόν να εξασφαλίσουν την ομαλή και γρήγορη προώθησή του περιστατικού στο κατάλληλο τμήμα του ιατρικού συστήματος, όπως η ανεύρεση του ιατρικού φακέλου του ασθενούς. Τέλος, αναλαμβάνει την ειδοποίηση και το συντονισμό των κατάλληλων ατόμων και εξοπλισμού του ιατρικού συστήματος για την αποτελεσματική και άμεση αντιμετώπιση του περιστατικού.

Ο όρος “σύνολο του εξοπλισμού ενός ιατρικού συστήματος” περιλαμβάνει το σύνολο των ιατρικών μηχανημάτων και των εγκαταστάσεων του ιατρικού αυτού συστήματος. Η διακυβέρνηση του συνόλου του εξοπλισμού ενός ιατρικού συστήματος περιλαμβάνει τον έλεγχο καλής λειτουργίας του εξοπλισμού, τη μέριμνα για τις απαραίτητες διαδικασίες συντήρησής του, τις επισκευές και τους ελέγχους ηλεκτρικής ασφάλειας σε αυτόν, την υποβολή αιτήσεων αγοράς του, την εποπτεία συμβολαίων συντήρησής του και την εκπαίδευση τεχνικών και χρηστών για τη σωστή

χρήση του ⁽²¹⁾. Στο σύστημα διακυβέρνησης μέσω υπολογιστή είναι καταχωρημένα τα απαραίτητα τεχνικά χαρακτηριστικά του συνόλου του εξοπλισμού του ιατρικού συστήματος, καθώς και πληροφορίες για την καλή ή μη λειτουργία των επιμέρους τμημάτων του.

Σε περίπτωση εμφάνισης προβλήματος σε ένα τμήμα του εξοπλισμού, όπως, για παράδειγμα, σε περίπτωση βλάβης ή ανάγκης συντήρησης μέρους του, το σύστημα διακυβέρνησης εξοπλισμού υποδεικνύει τις ενδεδειγμένες ενέργειες, οι οποίες πρέπει να εκτελεστούν προκειμένου η αντιμετώπιση του προβλήματος να γίνει άμεσα και αποτελεσματικά αλλά και να μην διακοπεί η εύρυθμη λειτουργία του τμήματος αυτού του ιατρικού συστήματος, η οποία εξαρτάται άμεσα από τον προς επισκευή ή συντήρηση εξοπλισμό ⁽²¹⁾.

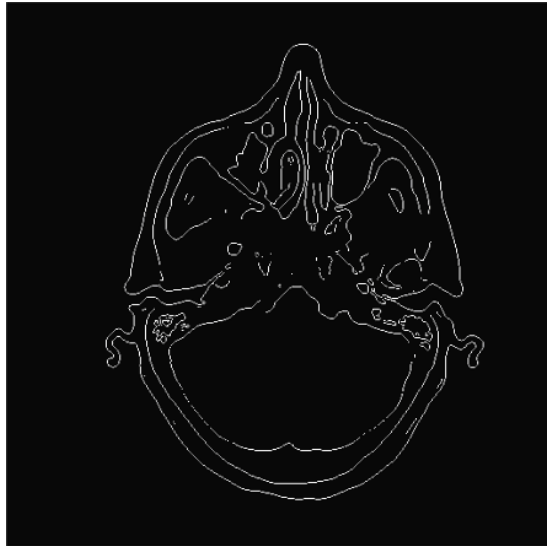
Επιπλέον, είναι δυνατή η διατήρηση και η ενημέρωση από το σύστημα διακυβέρνησης εξοπλισμού ενός αριθμού δεικτών ποιότητας, οι οποίοι προσδιορίζουν το βαθμό αποδοτικότητας και αποτελεσματικής χρήσης του εξοπλισμού, ενώ είναι δυνατόν να παρέχουν επιπλέον και στατιστική πληροφορία για τον εξοπλισμό αυτό και την αποδοτική ή μη χρήση του ⁽²¹⁾.

3.1.2 Απεικονιστικές διαδικασίες και Διαδικασίες ιατρικών μετρήσεων

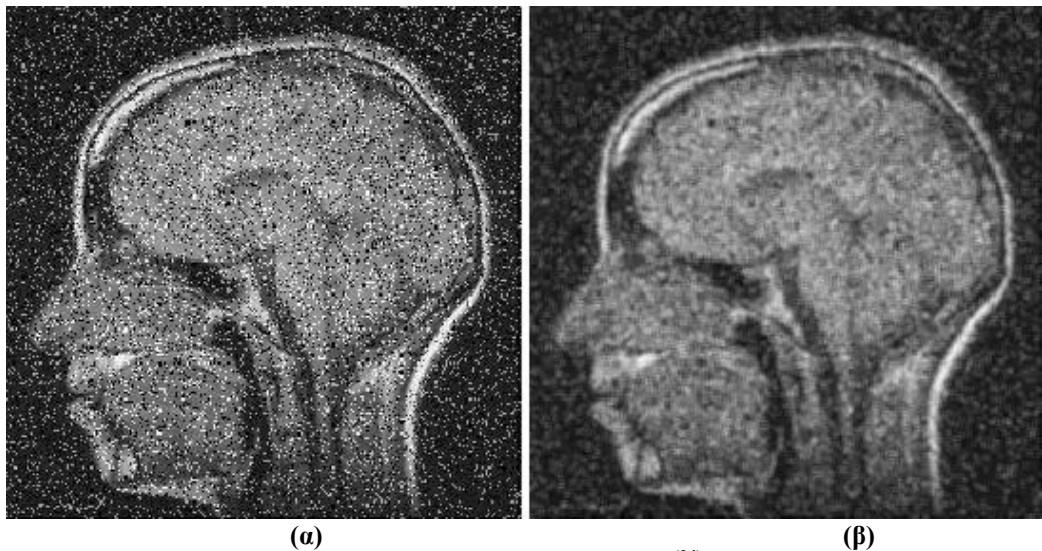
Ιατρική απεικόνιση ονομάζεται η αναπαραγωγή της εικόνας δομών του σώματος με σκοπό τη διάγνωση, το σχεδιασμό και την παρακολούθηση θεραπευτικών αγωγών, καθώς και τη συμβολή σε πειραματικές μελέτες ⁽²²⁾. Η χρήση υπολογιστή αποτελεί θεμελιώδες τμήμα πολλών διαδικασιών ιατρικής απεικόνισης.

Κατά τη διάρκεια ορισμένων διαδικασιών απεικόνισης με χρήση υπολογιστή, εφαρμόζονται τεχνικές επεξεργασίας εικόνας, οι οποίες έχουν ως στόχο την αποσαφήνιση των χαρακτηριστικών των αντικειμένων που απεικονίζονται σε αυτή, την αποθορυβοποίησή της, την αύξηση της ευκρίνειάς της και τελικά την καλύτερη αναπαράστασή της στο τελικό μέσο απεικόνισης. Οι σημαντικότερες από αυτές τις τεχνικές είναι οι εξής ⁽²³⁾:

- Τεχνικές τοπικής επεξεργασίας ή επεξεργασίας σημείου, οι οποίες περιλαμβάνουν την αντιστοίχιση φωτεινότητας της εικόνας, εξομάλυνσή της, όξυνση – τονισμό ή/και ανίχνευση των ακμών της. Στα σχήματα που ακολουθούν παρουσιάζονται χαρακτηριστικά παραδείγματα ιατρικών απεικονίσεων με χρήση αυτών των τεχνικών:

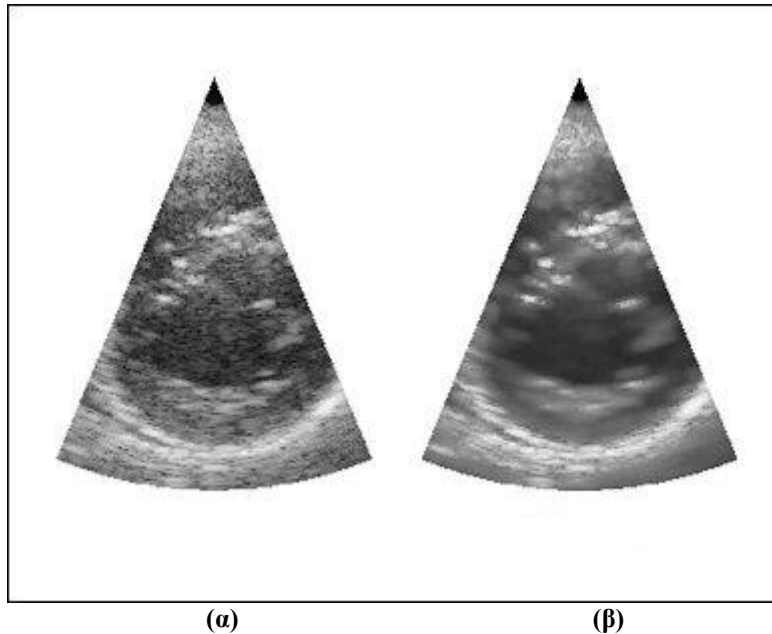


Σχήμα 3.1 Αποτέλεσμα εφαρμογής τελεστή Sobel για την ανίχνευση ακμών εγκάρσιας εικόνας εγκεφάλου από υπολογιστική τομογραφία ⁽²²⁾



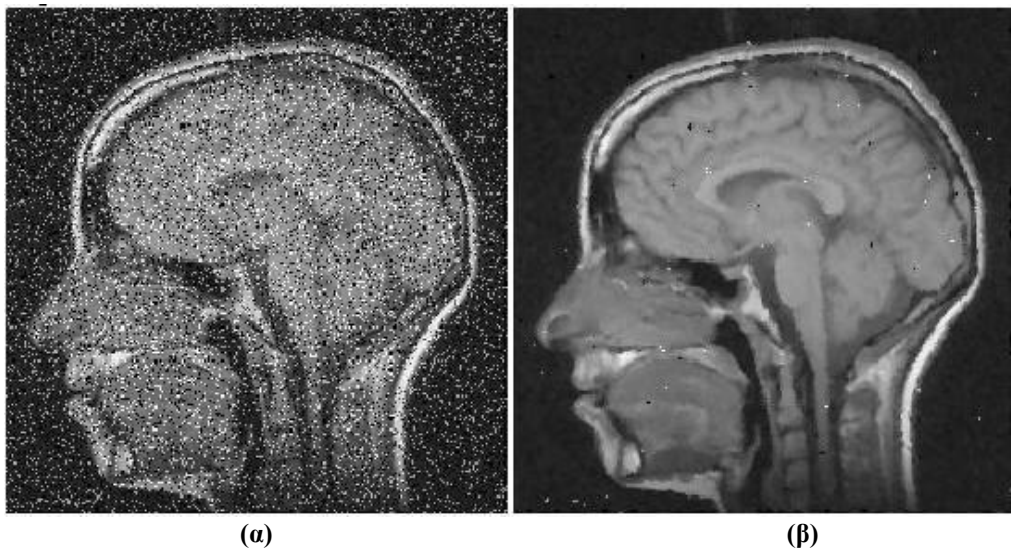
Σχήμα 3.2 Εξομάλυνση θορυβώδους ιατρικής εικόνας ⁽²⁴⁾ (α) θορυβώδης εικόνα, (β) εξομαλυσμένη εικόνα

- Εφαρμογή γραμμικών φίλτρων δύο διαστάσεων όπως καταδιαβατών, ανωδιαβατών, πεπερασμένης κρουστικής απόκρισης, άπειρης κρουστικής απόκρισης, αναδρομικών και μη προσαρμοζόμενων φίλτρων. Στο ακόλουθο σχήμα παρουσιάζεται μια χαρακτηριστική εφαρμογή ενός τέτοιου φίλτρου σε ιατρικές απεικονίσεις:



Σχήμα 3.3 Εφαρμογή μη προσαρμοζόμενου φίλτρου σε εικόνα ιστού ⁽²⁵⁾ (α) αρχική εικόνα (β) εικόνα, η οποία προκύπτει από την εφαρμογή του φίλτρου

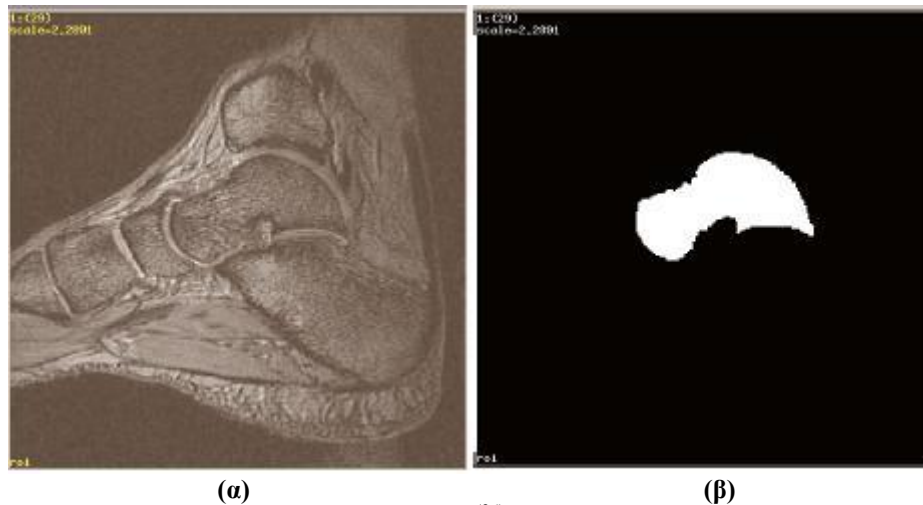
- Εφαρμογή μη γραμμικών φίλτρων όπως ομοιομορφικών, ενδιάμεσης τιμής, στατιστικής τάξης, γενικευμένου μέσου όρου και μη γραμμικού μέσου όρου. Στο σχήμα που ακολουθεί παρουσιάζεται ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα εφαρμογής μη γραμμικού φίλτρου σε ιατρική εικόνα:



Σχήμα 3.4 Εφαρμογή φίλτρου ενδιάμεσης τιμής σε θορυβώδη ιατρική εικόνα ⁽²⁴⁾ (α) αρχική θορυβώδης εικόνα (β) εικόνα, η οποία προκύπτει από την εφαρμογή φίλτρου ενδιάμεσης τιμής

- Τεχνικές κατάτμησης εικόνας. Οι τεχνικές αυτές έχουν ως σκοπό τον προσδιορισμό των αντικειμένων μιας εικόνας, τα οποία έχουν ένα ορισμένο κοινό χαρακτηριστικό, όπως το επίπεδο του γκρι, το σχήμα, το χρώμα, την υφή και άλλα. Επιμέρους διαδικασία των τεχνικών αυτών αποτελεί η διαδικασία ανίχνευσης ακμών, η οποία παρουσιάστηκε στα προηγούμενα. Οι τεχνικές κατάτμησης χρησιμοποιούνται ευρέως σε διαδικασίες όπως αυτή της αναγνώρισης προτύπων, η οποία παρουσιάζεται στα επόμενα. Ένα

χαρακτηριστικό παράδειγμα κατάτμησης εικόνας παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:

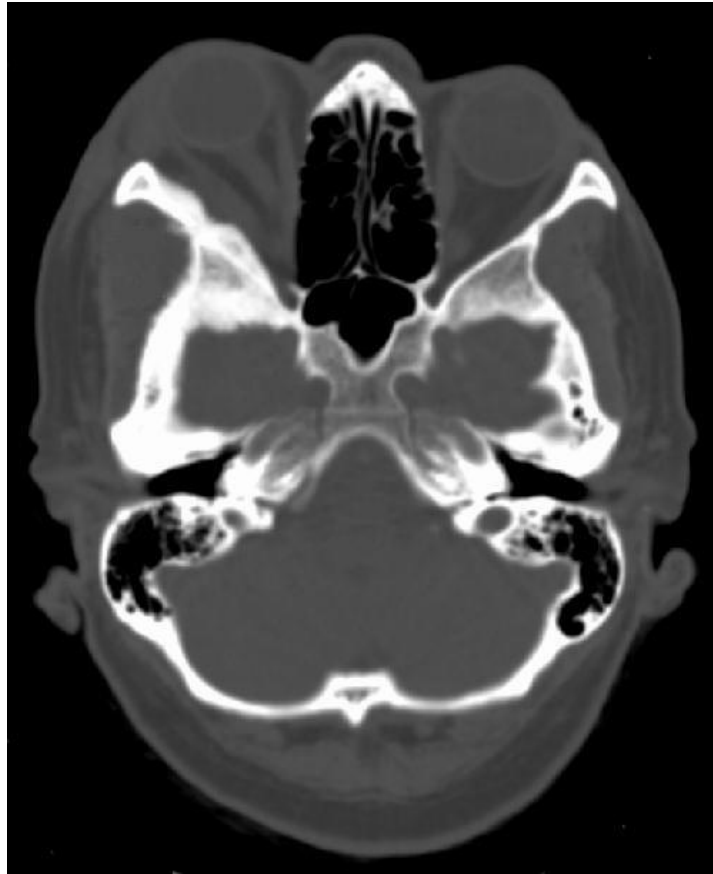


Σχήμα 3.5 Παράδειγμα κατάτμησης εικόνας ⁽²⁶⁾ (α) αρχική εικόνα (β) τμήμα της αρχικής εικόνας, το οποίο προέκυψε από την κατάτμηση

Μια ακόμη σημαντική έννοια απεικονιστικής διαδικασίας είναι η έννοια του fusion. Η έννοια αυτή περιλαμβάνει το συνδυασμό δεδομένων που προκύπτουν από έναν αριθμό αισθητήρων και σχετικής πληροφορίας από βάσεις δεδομένων, προκειμένου να επιτευχθεί αυξημένη ακρίβεια και ακριβέστερα συμπεράσματα σε σχέση με αυτά τα οποία θα προέκυπταν από την ανάλυση δεδομένων από έναν μόνο αισθητήρα ^{(27), (28), (29), (30), (31)}. Οι τεχνικές με τις οποίες επιτυγχάνεται ο συνδυασμός των δεδομένων που προκύπτουν, αντλούνται από μία πληθώρα χαρακτηριστικών τεχνολογικών πεδίων όπως η ψηφιακή επεξεργασία σήματος, η στατιστική εκτίμηση, η θεωρία ελέγχου, η τεχνητή νοημοσύνη, καθώς και κλασσικές αριθμητικές μέθοδοι ^{(27), (32), (33), (34)}.

Έχοντας αναπτυχθεί αρχικά σαν μια αμιγώς στρατιωτικά χρησιμοποιούμενη μέθοδος συνδυασμού δεδομένων, έχει πλέον αποκτήσει σημαντικές μη στρατιωτικές εφαρμογές. Η ιατρική διάγνωση αποτελεί σημαντικό τομέα στον οποίο βρίσκουν εφαρμογή fusion τεχνικές. Προς αυτή την κατεύθυνση συνέβαλλε και η τελειοποίηση της τεχνολογίας των αισθητήρων που χρησιμοποιούνται για ιατρικούς σκοπούς. Ο συνδυασμός δεδομένων από διαφόρων ειδών αισθητήρες παρέχει περισσότερη πληροφορία σε σχέση με τη λήψη δεδομένων από έναν μόνο αισθητήρα, οδηγεί σε βελτιωμένη διαγνωστική ικανότητα και μειώνει την πιθανότητα εσφαλμένης διάγνωσης ⁽²⁷⁾.

Ενδεικτικό παράδειγμα ιατρικής απεικονιστικής διαδικασίας με χρήση υπολογιστή είναι η υπολογιστική τομογραφία ^{(22), (35)}. Η ευρέως διαδεδομένη αυτή μέθοδος ιατρικής απεικόνισης, περιλαμβάνει χρήση υπολογιστή στο τελικό της στάδιο. Στον υπολογιστή αυτό αρχικά γίνεται η συλλογή των δεδομένων που λαμβάνονται από τα στάδια της διαδικασίας που προηγείται. Τα δεδομένα αυτά ονομάζονται δεδομένα προβολής της εικόνας. Πάνω στα δεδομένα αυτά εκτελούνται στη συνέχεια αλγόριθμοι ανακατασκευής της εικόνας, οι οποίοι τελικά την εμφανίζουν στην οθόνη του υπολογιστή. Στο ακόλουθο σχήμα παρουσιάζεται εικόνα εγκεφάλου που προκύπτει από υπολογιστική τομογραφία:



Σχήμα 3.6 Εγκάρσια τομή υπολογιστικής τομογραφίας⁽³⁶⁾

Οι διαδικασίες ιατρικών μετρήσεων είναι διαδικασίες, οι οποίες βασίζονται στις απεικονιστικές διαδικασίες και έχουν ως σκοπό τον προσδιορισμό του συνόλου των κρίσιμων παραμέτρων που είναι απαραίτητες για τον χαρακτηρισμό μιας ύποπτης ένδειξης στο εσωτερικό του ανθρώπινου οργανισμού σαν φυσιολογική ή μη.

Η χρήση υπολογιστή στις διαδικασίες αυτές συνίσταται στη λήψη των ιατρικών απεικονίσεων, οι οποίες προκύπτουν από τις αντίστοιχες διαδικασίες και στη διεξαγωγή μετρήσεων στις απεικονίσεις αυτές με διάφορες μεθόδους. Από τα αποτελέσματα των μετρήσεων αυτών σε χαρακτηριστικά στατιστικά δείγματα εξάγονται συμπεράσματα, τα οποία αφορούν τη μορφή και τις διαστάσεις μη φυσιολογικών ενδείξεων στο εσωτερικό του ανθρώπινου οργανισμού. Τα συμπεράσματα αυτά είναι αποτελέσματα στατιστικής μελέτης των μετρηθέντων μεγεθών και σύγκρισης των μεγεθών αυτών με τα αντίστοιχα φυσιολογικά. Η αποθήκευση τέτοιων μετρήσεων σε βάσεις δεδομένων και η ανά πάσα στιγμή δυνατότητα ανάκλησής τους οδηγεί στην ανάπτυξη συστηματικών μεθόδων χαρακτηρισμού του βαθμού επικινδυνότητας μιας ύποπτης ένδειξης στον ανθρώπινο οργανισμό. Σημαντικό επιπλέον στοιχείο αποτελεί η αποδέσμευση της τελικής απόφασης από την αποκλειστική παρατήρηση του ιατρού – εξεταστή, μιας και η απόφαση αυτή εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από μη αντικειμενικά κριτήρια όπως η πείρα του ιατρού και άλλα και είναι δυνατόν συχνά να είναι εσφαλμένη.

Χαρακτηριστικό παράδειγμα διαδικασίας ιατρικών μετρήσεων, στην οποία γίνεται χρήση υπολογιστή, αποτελεί η διαδικασία προεγχειρητικής διάγνωσης των μικροαποτιτανώσεων του γυναικείου μαστού⁽³⁷⁾. Η διαδικασία αυτή έχει σαν

αποτέλεσμα το χαρακτηρισμό των συρρευσών αποτιτανώσεων στο μαστό σαν καλοήθεις ή κακοήθεις.

Όπως αναφέρθηκε στα προηγούμενα, έχει εκ των προτέρων διεξαχθεί στατιστική ανάλυση μετρήσεων χαρακτηριστικών μεγεθών των αποτιτανώσεων, οι οποίες ελήφθησαν σε χαρακτηριστικό δείγμα γυναικών. Οι μετρήσεις αυτές αφορούσαν οκτώ χαρακτηριστικά μεγέθη των αποτιτανώσεων (πυκνότητα, αριθμός, περιοχή ομάδας, φωτεινότητα, μέση διάμετρος αποτιτανώσεων, μέση απόσταση αποτιτανώσεων στην περιφέρεια της ομάδας, μορφή περιμέτρου αποτιτανώσεων και μέση εγγύς απόσταση μεταξύ των αποτιτανώσεων). Ακολούθησε σύγκριση μεταξύ των συμπερασμάτων που προέκυψαν από την εξαγωγή των μετρήσεων αυτών από τις αντίστοιχες μαστογραφίες και την ανάλυσή τους με χρήση υπολογιστή, και των συμπερασμάτων που προέκυψαν από τις εκτιμήσεις των ιατρών που είχαν συμμετάσχει στη διαδικασία διάγνωσης. Τα τελικά αποτελέσματα της μελέτης ανέδειξαν στατιστικά σημαντικά καλύτερη την απόδοση του προγράμματος ηλεκτρονικού υπολογιστή που χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη και ανάλυση των μετρήσεων σε σχέση με την απόδοση των ιατρών στη διάκριση των αποτιτανώσεων σε καλοήθεις και κακοήθεις.

Η μέθοδος αυτή, μετά από περαιτέρω αξιολόγηση, βελτίωση και εφαρμογή σε νέες περιπτώσεις, μπορεί να βοηθήσει τους ιατρούς στην καλύτερη εκτίμηση των υπόπτων συρρευσών αποτιτανώσεων και τον περιορισμό των βιοψιών για καλοήθεις βλάβες του μαστού.

Ένα ακόμη ιατρικό πρόβλημα, στο οποίο έχουν δοθεί πολλές λύσεις που περιλαμβάνουν χρήση υπολογιστή, είναι αυτό της μέτρησης της οστικής μάζας. Οι διαφορετικές κατηγορίες μεθόδων μέτρησης της οστικής μάζας είναι οι εξής⁽³⁸⁾:

- Οι μορφομετρικές μέθοδοι, οι οποίες στηρίζονται σε παρατηρήσεις απλών ακτινογραφιών ορισμένων οστών του σκελετού. Τα επιμέρους είδη μορφομετρικών μεθόδων είναι η ποιοτική μορφομετρία και η ποσοτική μορφομετρία. Η ποιοτική μέθοδος υπερέχει σε απλότητα έναντι της ποσοτικής αλλά υστερεί σε ακρίβεια. Η ποσοτική μορφομετρία είναι η ευρύτερα χρησιμοποιούμενη έως σήμερα μέθοδος. Συγκριτικό πλεονέκτημα των μορφομετρικών μεθόδων αποτελεί η ικανότητά τους να παρέχουν πληροφορίες για τις περιοστικές και ενδοστικές μεταβολές της ανακατασκευής του οστού που παρουσιάζονται στις διάφορες κλινικές καταστάσεις μόνο με τη μέτρηση της εξωτερικής και της εσωτερικής διαμέτρου του οστού.
- Η οπτική φωτοπυκνομετρία. Ένας ποσοτικός δείκτης της περιεκτικότητας των οστών σε άλατα είναι η οπτική πυκνότητα. Η μέθοδος της οπτικής φωτοπυκνομετρίας είναι η παλαιότερη μη τραυματική μέθοδος υπολογισμού της περιεκτικότητας των οστών σε άλατα. Λόγω του μειονεκτήματος της μεθόδου αυτής, το οποίο έγκειται στην αδυναμία της να διαχωρίσει την πυκνότητα των οστών από εκείνη των μαλακών μορίων, η μοναδική σήμερα παραδεκτή φωτοπυκνομετρική μέθοδος είναι εκείνη κατά την οποία το χέρι του ασθενούς τοποθετείται σε λουτρό νερού και η οστική πυκνότητα υπολογίζεται με τη βοήθεια μικροπυκνομετρητή και ηλεκτρονικού υπολογιστή. Η ακρίβεια και η ευαισθησία της μεθόδου είναι μεγαλύτερη από τις άλλες νεότερες μεθόδους, όπως η απορρόφηση φωτονίων.

- Μέθοδοι απορρόφησης φωτονίων. Οι μέθοδοι αυτές στηρίζονται στην ευθέως ανάλογη σχέση που υπάρχει μεταξύ της περιεκτικότητας του οστού σε άλατα και της απορροφούμενης ενέργειας από την προσπίπτουσα σε αυτό δέσμη φωτονίων. Η δυνατότητα χρησιμοποίησης φωτονίων με μία ή δύο ενεργειακές δέσμες, οι οποίες εκπέμπονται από ραδιενεργές πηγές, οδήγησε στην ανάπτυξη άλλων νεότερων μεθόδων μέτρησης της οστικής μάζας. Η μέθοδος απορρόφησης φωτονίων με μία ενέργεια ήταν η πρώτη που εφαρμόστηκε και χρησιμοποιείται μέχρι σήμερα για τη μέτρηση της οστικής μάζας στα οστά των άκρων. Με τη χρήση μιας επιπλέον δέσμης φωτονίων, επιτυγχάνεται εξουδετέρωση των λαθών των μετρήσεων από τους υπερκείμενους μαλακούς ιστούς, δηλαδή τους συνδέσμους, τους τένοντες και άλλους, λόγω της απορρόφησης της μιας δέσμης από το οστό και της άλλης από τους μαλακούς ιστούς. Αντίστοιχο αποτέλεσμα επιτυγχάνεται, πλέον, και με τη μέθοδο απορρόφησης φωτονίων με μια ενέργεια, χάρη στην ανάπτυξη κατάλληλου λογισμικού επεξεργασίας με υπολογιστή. Έχουν, επίσης, αναπτυχθεί τεχνικές, οι οποίες χρησιμοποιούν τις δυνατότητες των ακτίνων X προκειμένου να επιτύχουν μέτρηση της οστικής μάζας. Αυτές περιλαμβάνουν τη χρήση ακτίνων X με δύο διαφορετικές μεθόδους και έχουν τη δυνατότητα μέτρησης της οστικής μάζας σε θέσεις στις οποίες κατ' εξοχήν παρατηρούνται κατάγματα λόγω οστεοπόρωσης, όπως αυτές της σπονδυλικής στήλης και του ισχίου. Με τη μέθοδο αυτή δίδονται στοιχεία για κάθε σπόνδυλο ή για το μέσο όρο μιας ομάδας σπονδύλων. Για το ισχίο, αντίστοιχα, δίδονται τα ίδια στοιχεία, με μόνη διαφορά στην περίπτωση αυτή το γεγονός ότι εξετάζονται τρεις διαφορετικές περιοχές.
- Μέθοδοι αξονικής τομογραφίας. Οι μέθοδοι αυτές χρησιμοποιούνται προκειμένου να επιτευχθεί μέτρηση της οστικής πυκνότητας. Η εφαρμογή των μεθόδων αυτών παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον, διότι μέσω αυτής είναι δυνατόν να ληφθούν πληροφορίες οι οποίες αφορούν τόσο την ανατομία, όσο και την περιεκτικότητα του οστού σε άλατα. Από τις υπάρχουσες μεθόδους, επικρατέστερη σήμερα θεωρείται εκείνη στην οποία γίνεται χρήση υπολογιστή.
- Μέθοδος ενεργοποίησης νετρονίων. Το συγκριτικό πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου έναντι των υπολοίπων είναι η ικανότητα μέτρησης της συνολικής ποσότητας ασβεστίου στον οργανισμό με την εφαρμογή της. Η μέτρηση αυτή είναι δυνατόν να γίνει είτε σε ένα τμήμα του σώματος, είτε σε ολόκληρο το σώμα. Αν και η δεύτερη μέθοδος έχει καλύτερη επαναληψιμότητα και είναι ευκολότερο να εκτελεστεί περισσότερες φορές κατά τη διάρκεια της ημέρας σε μεγάλο αριθμό ασθενών, η ποσότητα ακτινοβολίας που απορροφάται από το σώμα του ασθενούς είναι μεγαλύτερη σε σχέση με αυτή που απορροφάται κατά την εφαρμογή της μεθόδου σε τμήμα του οργανισμού.
- Άλλες μέθοδοι, οι οποίες δεν είναι πλέον τόσο διαδεδομένες λόγω των δυσκολιών εφαρμογής τους, της επικινδυνότητάς τους και της μη αποτελεσματικής εκτίμησης που παρέχουν σε σχέση με περισσότερο σύγχρονες μεθόδους. Ενδεικτικά αναφέρονται οι μέθοδοι βιοψίας οστών, ισοζυγίου ασβεστίου, κινητικής ραδιενέργειας του ασβεστίου και ολόσωμης σκελετικής πρόσληψης διφωσφονικών.

Από την ανωτέρω περιγραφή γίνεται άμεσα αντιληπτό ότι οι επικρατέστερες και ακριβέστερες μέθοδοι μέτρησης της οστικής μάζας περιλαμβάνουν χρήση υπολογιστή.

3.1.3 Διαγνωστικές διαδικασίες

Οι διαγνωστικές διαδικασίες περιλαμβάνουν όλες τις ενέργειες, οι οποίες εκτελούνται προκειμένου να ληφθεί μια απόφαση σχετικά με την ύπαρξη ή μη κάποιας δυσλειτουργίας στον ανθρώπινο οργανισμό. Η χρήση υπολογιστή έχει ως σκοπό την υποβοήθηση των ιατρών στις διαδικασίες αυτές και τη συμβολή στην εξαγωγή ορθότερων διαγνώσεων και ασφαλέστερων συμπερασμάτων. Προκειμένου να επιτευχθούν οι στόχοι αυτοί, χρησιμοποιούνται συχνά στοιχεία ιατρικών απεικονίσεων και μετρήσεων με τη βοήθεια υπολογιστή.

Οι τεχνολογίες της πληροφορικής, οι οποίες βρίσκουν εφαρμογές στον τομέα της ιατρικής διάγνωσης είναι πολλές. Χαρακτηριστικό παράδειγμα τέτοιας τεχνολογίας αποτελεί ένας γνωστός κλάδος της τεχνητής νοημοσύνης, τα έμπειρα συστήματα^{(39), (40), (41), (42), (43)}. Με τα έμπειρα συστήματα επιτυγχάνεται η τυποποίηση της ιατρικής γνώσης και της διαγνωστικής διαδικασίας σε ορισμένες γνωστικές περιοχές της ιατρικής, η αποθήκευση αυτών των γνώσεων και διαδικασιών σε υπολογιστικά συστήματα και, τελικά, η δημιουργία βάσης γνώσεων. Στην πράξη, όταν γίνεται χρήση των έμπειρων συστημάτων, αυτά εκμεταλλεύονται την πληθώρα αποθηκευμένων πληροφοριών στη βάση γνώσεων και κατά κάποιο τρόπο μιμούνται τον τρόπο σκέψης του ιατρού, έχοντας την δυνατότητα να βοηθήσουν τους ιατρούς σε διαδικασίες εξαγωγής συμπερασμάτων και να ελαχιστοποιήσουν το χρόνο αναζήτησης προς αυτή την κατεύθυνση^{(39), (44), (45)}.

Σημαντικό παράδειγμα χρήσης της τεχνολογίας των έμπειρων συστημάτων στον τομέα ο οποίος εξετάζεται, αποτελεί η ανάπτυξη ενός διαγνωστικού συστήματος για περιπτώσεις επιληψίας που παρουσιάζονται στην παιδική ηλικία, όπου η διάγνωση καθίσταται δύσκολη λόγω ειδικών επιληπτικών συνδρόμων που παρουσιάζονται και οι εργαστηριακές εξετάσεις συχνά δεν είναι ιδιαίτερα βοηθητικές⁽³⁹⁾. Ο έλεγχος της αποτελεσματικότητας του διαγνωστικού αυτού συστήματος έχει ήδη επιτευχθεί με την εξέταση μεγάλου αριθμού περιπτώσεων παιδιών, τα οποία έχουν παρουσιάσει επιληπτικές κρίσεις. Τα συμπεράσματα που προέρχονται από την εφαρμογή του έμπειρου συστήματος έχουν συγκριθεί με διαγνώσεις, οι οποίες προτείνονται από έμπειρο ιατρό. Τα αποτελέσματα της σύγκρισης δείχνουν ότι το έμπειρο αυτό σύστημα είναι σε θέση να βοηθήσει ουσιαστικά έναν ιατρό στην διάγνωση της επιληψίας.

Διαφορετικά έμπειρα συστήματα έχουν χρησιμοποιηθεί για την διάγνωση διαφόρων νόσων του κεντρικού νευρικού συστήματος^{(39), (46), (47), (48), (49)}, αλλά και της επιληψίας ειδικότερα^{(39), (50), (51)}.

Μία ακόμη θεωρία, η οποία βρίσκει ευρεία εφαρμογή στον τομέα της διάγνωσης, είναι η θεωρία αναγνώρισης προτύπων⁽⁵²⁾. Οι μέθοδοι αναγνώρισης προτύπων έχουν σαν σκοπό την κατάταξη αντικειμένων σε έναν αριθμό κατηγοριών ή κλάσεων. Η κατάταξη αυτή αποτελεί μια διαδικασία η οποία περιλαμβάνει δύο στάδια. Στο πρώτο στάδιο δημιουργείται μια περιγραφή του αντικειμένου, δηλαδή το πρότυπο, ενώ στο

δεύτερο στάδιο πραγματοποιείται η ένταξη του αντικειμένου σε μια κατηγορία σύμφωνα με την περιγραφή αυτή, δηλαδή η αναγνώριση. Η διαδικασία περιγραφής του αντικειμένου περιλαμβάνει μεθόδους δημιουργίας χαρακτηριστικών, με σκοπό τη δημιουργία συγκεκριμένων ιδιοτήτων για το αντικείμενο αυτό, ενώ κατά τη διαδικασία της κατάταξης πραγματοποιείται αντιστοίχιση ενός αντικειμένου, το οποίο φέρει συγκεκριμένα χαρακτηριστικά σε μια ετικέτα. Κύριος στόχος κάθε συστήματος αναγνώρισης προτύπων αποτελεί ο καθορισμός της καταλληλότερης ετικέτας για το αντικείμενο, το οποίο αναλύεται.

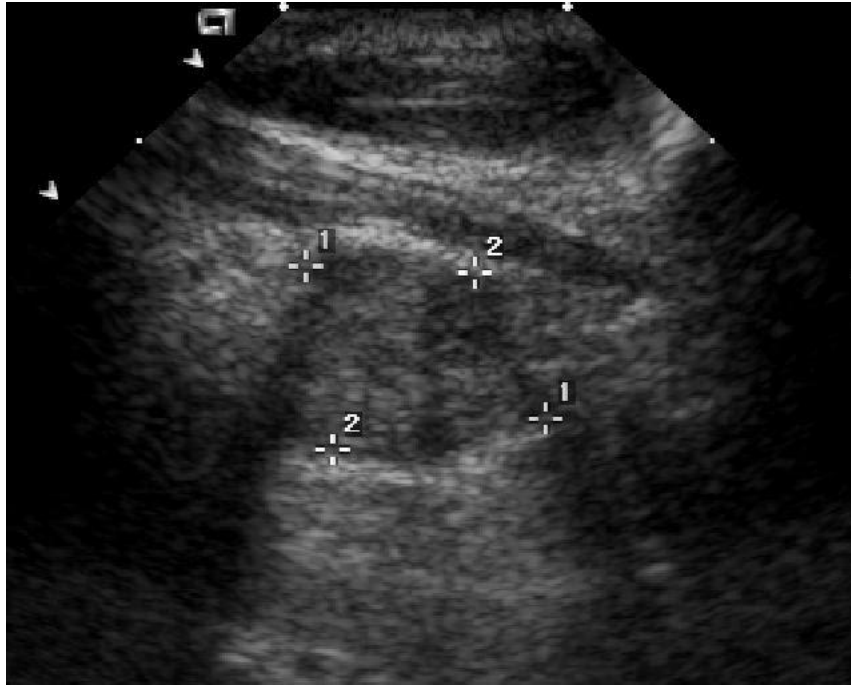
Η διαδικασία αναγνώρισης προτύπων ολοκληρώνεται με μια εκπαιδευτική φάση, κατά την οποία μορφοποιούνται οι αλγόριθμοι οι οποίοι χρησιμοποιούνται τόσο στη διαδικασία περιγραφής του αντικειμένου, όσο και στη διαδικασία κατάταξης του αντικειμένου σε κάποια κατηγορία, με βάση έναν αριθμό αντικειμένων, τα οποία έχουν ήδη ταυτοποιηθεί και έχουν κάποια ετικέτα. Κατά την εκπαιδευτική φάση, αναλύονται τα ταυτοποιημένα αυτά αντικείμενα, με σκοπό τον προσδιορισμό των χαρακτηριστικών βάσει των οποίων γίνεται η κατάταξη στις διάφορες κατηγορίες, με τη μέγιστη δυνατή ακρίβεια. Στη συνέχεια λαμβάνει χώρα η κατάταξη των αντικειμένων αυτών, τα οποία δεν ανήκουν σε κάποια κατηγορία, σε κατηγορίες με βάση τα χαρακτηριστικά τους και ο καθορισμός μιας ετικέτας για αυτά. Όσο μεγαλύτερη είναι η σύμπτωση μεταξύ των ήδη υπάρχοντων ετικετών των αντικειμένων και των ετικετών που έχουν δοθεί σε αυτά από το σύστημα αναγνώρισης προτύπων, τόσο μεγαλύτερη είναι η ακρίβεια της κατάταξης. Η μεθοδολογία αυτή εκπαίδευσης με τη χρήση αντικειμένων με εκ των προτέρων γνωστές ετικέτες ονομάζεται επιβλεπόμενη μάθηση. Σε περίπτωση κατά την οποία στη φάση της εκπαίδευσης δεν υπάρχουν ήδη ταυτοποιημένα αντικείμενα, η διαδικασία ονομάζεται μη επιβλεπόμενη μάθηση. Σημαντικό βήμα στη διαδικασία αναγνώρισης προτύπων αποτελεί η απομόνωση του αντικειμένου, του οποίου η κατηγοριοποίηση επιδιώκεται, από το περιβάλλον του. Το βήμα αυτό αποτελεί σημαντική προϋπόθεση προκειμένου να επιτευχθεί ο προσδιορισμός των χαρακτηριστικών του αντικειμένου.

Συνήθης εφαρμογή αναγνώρισης προτύπων σε διαγνωστικές διαδικασίες αποτελεί η αναγνώριση ψυχρών, πιθανώς καρκινικών, όζων σε υπερηχογραφήματα θυρεοειδούς ⁽⁵²⁾. Κατά τη διαγνωστική διαδικασία ακολουθούνται τα εξής στάδια:

- Αρχικά, ο όζος απομονώνεται από το θορυβώδες περιβάλλον του με τεχνικές κατάτμησης εικόνας, οι οποίες εφαρμόζονται στην εικόνα του υπερηχογραφήματος, βάσει της οποίας γίνεται η διάγνωση.
- Ακολουθεί η διαδικασία εξαγωγής μετρήσιμων χαρακτηριστικών από τη ληφθείσα εικόνα του όζου, όπως το μέγεθός του και άλλα. Η διαδικασία αυτή περιλαμβάνει τη λήψη μετρήσεων από την εικόνα του όζου. Σκοπός αυτού του σταδίου είναι η αποσαφήνιση των μετρήσιμων χαρακτηριστικών του όζου με τη μεγαλύτερη δυνατή ακρίβεια, προκειμένου να επιτευχθεί η σωστή κατηγοριοποίησή του.
- Στη συνέχεια, προσδιορίζονται χαρακτηριστικά της υφής του όζου, τα οποία είναι ιδιαίτερα χρήσιμα για τον χαρακτηρισμό του ως καλοήθης ή κακοήθης. Τα χαρακτηριστικά αυτά διακρίνονται σε τρεις επιμέρους κατηγορίες:

- Τα πρώτης τάξης στατιστικά χαρακτηριστικά, όπως η μέση τιμή, η τυπική απόκλιση και άλλα, τα οποία προσδιορίζουν την κατανομή των επιπέδων του γκρι στην εικόνα του όζου^{(52), (53)}.
- Τα δεύτερης τάξης στατιστικά χαρακτηριστικά, τα οποία παρέχουν πληροφορία σχετική με τη χωρική συσχέτιση μεταξύ διαφόρων επιπέδων του γκρι στην εικόνα του όζου. Τα χαρακτηριστικά αυτά εξάγονται με κατάλληλη επεξεργασία από έναν δισδιάστατο πίνακα, κάθε σημείο του οποίου αντιπροσωπεύει την ποσότητα του γκρι στην εικόνα του όζου^{(52), (54), (55)}.
- Το σχήμα και τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του όζου, όπως η μέση ακτίνα και η κυκλικότητα του όζου, τα οποία χαρακτηρίζουν τα περιθώρια του όζου ως ακανόνιστα ή μη, την κυκλικότητα των ορίων του και άλλα, και χρησιμοποιούνται στη διαδικασία χαρακτηρισμού του^{(52), (53), (56), (57)}.
- Ακολουθεί κανονικοποίηση των τιμών των χαρακτηριστικών που προσδιορίστηκαν, προκειμένου να αποκτήσουν παρόμοιο δυναμικό εύρος^{(52), (53), (58)}.
- Τέλος, εφαρμόζεται η μέθοδος κατηγοριοποίησης του όζου. Αρχικά ελέγχεται η απόδοση της κατηγοριοποίησης με βάση ένα δεδομένο χαρακτηριστικό, λαμβάνοντας όλους τους δυνατούς συνδυασμούς των χαρακτηριστικών που προσδιορίστηκαν στα προηγούμενα. Σκοπός αυτής της διαδικασίας είναι ο προσδιορισμός του βέλτιστου συνδυασμού χαρακτηριστικών, για τον οποίο επιτυγχάνεται η καλύτερη ακρίβεια κατηγοριοποίησης με τον ελάχιστο αριθμό χαρακτηριστικών. Το χαρακτηριστικό, βάσει του οποίου γίνεται η κατηγοριοποίηση, επιλέγεται με βάση όλα τα σύνολα των ήδη ταυτοποιημένων συνόλων χαρακτηριστικών, τα οποία χρησιμοποιήθηκαν στην εκπαιδευτική φάση πλην ενός. Το σύνολο χαρακτηριστικών το οποίο δεν χρησιμοποιήθηκε, καταχωρείται σαν άγνωστη κατηγορία. Η ανωτέρω διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρις ότου εξεταστούν όλα τα δυνατά σύνολα χαρακτηριστικών. Τα αποτελέσματα καταχωρούνται σε έναν πίνακα αληθείας^{(59), (60)}, βάσει του οποίου επιτυγχάνεται η ταυτοποίηση του όζου ως κακοήθη ή καλοήθη.

Όπως γίνεται εύκολα αντιληπτό από την ανωτέρω περιγραφή, η χρήση υπολογιστή αποτελεί αναπόσπαστο κομμάτι της διαδικασίας διάγνωσης της επικινδυνότητας ενός όζου του θυρεοειδούς, ενώ αποτελεί μόλις ένα τμήμα της χρήσης του υπολογιστή στη διαγνωστική. Στο σχήμα που ακολουθεί παρουσιάζεται εικόνα θυρεοειδούς από υπερηχογράφημα, στην οποία σημειώνεται η ύπαρξη όζου:



Σχήμα 3.7 Υπερηχογράφημα θυρεοειδούς, στο οποίο εμφανίζεται όζος, ο οποίος οριοθετείται από τους αριθμούς 1 – 2 – 1 – 2⁽⁶¹⁾.

Κλείνοντας την ενότητα αυτή, θεωρείται απαραίτητη η αναφορά σε μια σύνθετη διαδικασία. Ως σύνθετη ορίζεται η διαδικασία εκείνη η οποία αποτελείται από ορισμένα στάδια και η εκτέλεση των επιμέρους διαδικασιών σε κάθε στάδιο δεν είναι προκαθορισμένη, αλλά εξαρτάται από το αποτέλεσμα του σταδίου, το οποίο προηγήθηκε.

Χαρακτηριστικό παράδειγμα σύνθετης διαδικασίας με ευρύ πεδίο εφαρμογών στην ιατρική διάγνωση αποτελεί το πρόβλημα αναγνώρισης προσώπου⁽⁶²⁾. Διαφορετικές εκφάνσεις του προβλήματος αυτού έχουν απασχολήσει έναν ειδικό κλάδο της ψυχιατρικής, ο οποίος ασχολείται με τις επιπτώσεις των φυσικών κινήτρων και ερεθισμάτων στον άνθρωπο, όπως επίσης και ειδικούς νευροβιολόγους, οι οποίοι ασχολούνται με τις εγκεφαλικές διεργασίες. Ζητήματα όπως το αν η αναγνώριση ενός προσώπου από τον άνθρωπο γίνεται ολιστικά ή μετά από ανάλυση συγκεκριμένων χαρακτηριστικών του προσώπου, η χρήση και η ανάλυση των εκφράσεων για την αναγνώριση προσώπου, η οργάνωση της μνήμης όσον αφορά τα πρόσωπα, ο ρόλος του δεξιού ημισφαιρίου του εγκεφάλου στην αντίληψη προσώπων και η αδυναμία αναγνώρισης προσώπων, η οποία οφείλεται σε ορισμένες παθήσεις, αποτελούν ενδεικτικούς χώρους έρευνας για τις προαναφερθείσες επιστήμες.

Οι τεχνικές, οι οποίες χρησιμοποιούνται προκειμένου να επιτευχθεί η αναγνώριση προσώπου, διακρίνονται σε δύο κατηγορίες, αναλόγως με το αν η εικόνα είναι στατική ή κινούμενη. Ωστόσο, σημαντικές διαφοροποιήσεις στις χρησιμοποιούμενες τεχνικές υφίστανται και εντός των δύο αυτών κατηγοριών, ανάλογα με την ποιότητα της εικόνας, την εικονιζόμενη πλευρά του κεφαλιού και άλλες παραμέτρους⁽⁶²⁾. Η παρουσίαση των τριών σταδίων της γενικής διαδικασίας αναγνώρισης προσώπου γίνεται στα αμέσως επόμενα, εμπλουτισμένη με παραδείγματα για κάθε στάδιο⁽⁶²⁾. Στο σημείο αυτό πρέπει να σημειωθεί ότι η διαδικασία και τα παραδείγματα, τα οποία παραθέτονται, αφορούν αναγνώριση προσώπου σε στατική εικόνα, στην οποία το εικονιζόμενο άτομο εμφανίζεται κατά πρόσωπο. Επίσης, τα παραδείγματα δεν είναι

αντιπροσωπευτικά του κάθε σταδίου της διαδικασίας. Εξάλλου, μια μόνο προσέγγιση δεν θα μπορούσε να είναι αντιπροσωπευτική για μια σύνθετη διαδικασία, όπως αυτή ορίστηκε στα προηγούμενα.

- Αρχικά πραγματοποιείται κατάτμηση της εικόνας, προκειμένου να απομονωθεί η εικόνα του προσώπου από το εικονιζόμενο περιβάλλον. Σαν παράδειγμα εφαρμογής κατάτμησης εικόνας για τον προσδιορισμό προσώπου αναφέρεται το εξής⁽⁶³⁾: Με συνδυασμό του καναλιού έντασης της εικόνας (Y) και της εικόνας, η οποία προκύπτει από την εξαγωγή ακμών της αρχικής με χρήση της μεθόδου Canny⁽⁶⁴⁾, επιτυγχάνεται η απομόνωση του προσώπου από ένα περιβάλλον με μέτριο θόρυβο. Σαν προκατασκευαστικές διαδικασίες εκτελούνται ο εντοπισμός των σημείων διασταύρωσης ακμών, η ανάθεση ετικετών σε αντικείμενα με γειτονικές ακμές και η ένωση των τμημάτων, τα οποία θεωρούνται ότι ανήκουν στην ίδια ακμή στα σημεία διασταύρωσης ακμών. Το ανθρώπινο πρόσωπο προσεγγίζεται με το μαθηματικό μοντέλο της έλλειψης. Δεδομένου ότι ο μικρός ή/και ο μεγάλος άξονας της έλλειψης, b και a αντίστοιχα, είναι μη μηδενικοί, γεγονός το οποίο ισχύει για κάθε πρόσωπο, διαφορετικά ζεύγη σημείων, L_i και L_j , των ακμών των αντικειμένων στα οποία έχουν ανατεθεί ετικέτες κατά την αντίστοιχη προκατασκευαστική διαδικασία, αντικαθίστανται σε μια γραμμικοποιημένη μορφή της εξίσωσης της έλλειψης:

$$2x_i a_0 - y_i^2 a_1 + 2y_i a_2 - a_3 = x_i^2, \quad (3.1)$$

όπου

$$a_0 = x_0,$$

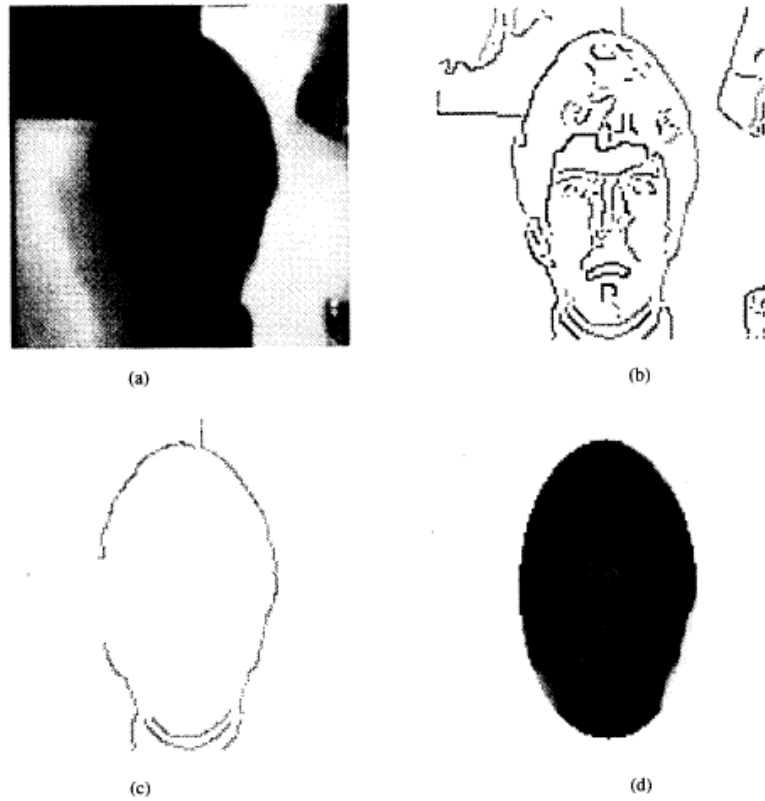
$$a_1 = \frac{a^2}{b^2},$$

$$a_2 = \frac{a^2}{b^2} y_0,$$

$$a_3 = x_0^2 + \frac{a^2}{b^2} - a^2 \text{ και}$$

$$E(x_0, y_0): \text{ η θετική εστία της έλλειψης}$$

Οι προσδιορισθείσες από τις ανωτέρω εξισώσεις παράμετροι a , b , x_0 , και y_0 ελέγχονται με βάση το λόγο δύο διαστάσεων (aspect ratio) του προσώπου και αν το αποτέλεσμα είναι ικανοποιητικό, οι παράμετροι αυτές προωθούνται στην κλάση των παραμέτρων, οι οποίες προορίζονται για την τελική επιλογή, μαζί με τα αντίστοιχα αντικείμενα της εικόνας στα οποία έχουν ανατεθεί ετικέτες. Οι παράμετροι στις οποίες αντιστοιχούν τα περισσότερα αντικείμενα επιλέγονται για την αναπαράσταση του προσώπου. Στο ακόλουθο σχήμα παρουσιάζονται οι επιμέρους διαδικασίες αυτού του σταδίου, όπως περιγράφηκαν στα προηγούμενα:



Σχήμα 3.8 Εφαρμογή διαδικασίας κατάτμησης για εξαγωγή προσώπου από εικόνα (a) αρχική εικόνα (b) εικόνα ακμών που προκύπτει από την εφαρμογή της μεθόδου Canny (c) συνεχή τμήματα εικόνας (d) εικόνα που προκύπτει από την κατάτμηση

- Ακολουθεί η διαδικασία εξαγωγής χαρακτηριστικών από την εικόνα του προσώπου, η οποία έχει αποσπαστεί από το περιβάλλον. Τέτοια χαρακτηριστικά είναι τα μάτια, η μύτη, το στόμα και άλλα. Σαν παράδειγμα αναφέρεται μια διαδικασία εξαγωγής σημείων, τα οποία είναι σχετικά με τα χαρακτηριστικά του προσώπου ⁽⁶⁵⁾: Κατά τη διαδικασία αυτή εφαρμόζεται ανάλυση με χρήση του Gabor wavelet και αλληλεπίδραση σε τοπική κλίμακα, προκειμένου να εξαχθούν χαρακτηριστικά, τα οποία αφορούν τον προσανατολισμό και το τοπικό περιβάλλον των σημείων εκείνων της εικόνας, τα οποία παρουσιάζουν μέγιστη καμπύλωση. Τα χαρακτηριστικά αυτά σημεία στη συνέχεια αποθηκεύονται σε μια βάση δεδομένων και συνταιριάζονται με διαδοχικές εικόνες προσώπων χρησιμοποιώντας τεχνικές ταιριάσματος γραφημάτων. Η δισδιάστατη συνάρτηση Gabor και ο μετασχηματισμός Fourier αυτής είναι αντίστοιχα

$$g(x, y : u_0, v_0) = \exp \left\{ - \left(\frac{x^2}{2\sigma_x^2} + \frac{y^2}{2\sigma_y^2} \right) + 2\pi i(u_0 x + v_0 y) \right\} \quad (3.2)$$

$$G(u, v) = \exp \left\{ - 2\pi^2 \left[\sigma_x^2 (u - u_0)^2 + \sigma_y^2 (v - v_0)^2 \right] \right\} \quad (3.3)$$

όπου

σ_x, σ_y : τα χωρικά πλάτη της κατανομής Gauss και

(u_0, v_0) : η συχνότητα του μιγαδικού ημιτόνου

Η συνάρτηση Gabor ορίζει ένα πλήρες αλλά μη ορθογώνιο σύστημα βάσης. Όπως ακριβώς συμβαίνει και με τις σειρές Fourier, μια συνάρτηση $g(x, y)$ είναι δυνατόν να αναλυθεί χρησιμοποιώντας τη συνάρτηση Gabor. Η ακόλουθη σχέση αποτελεί μια wavelet αναπαράσταση της συνάρτησης Gabor

$$\Phi_{\lambda}(x, y, \theta) = \exp \left\{ -\lambda^2 (x'^2 + y'^2) + i\pi x' \right\}, \quad (3.4)$$

όπου

$$x' = x \cos \theta + y \sin \theta$$

$$y' = -x \sin \theta + y \cos \theta$$

θ : ο προτιμώμενος προσανατολισμός στο χώρο και

λ : ο λόγος δύο διαστάσεων (aspect ratio) της κατανομής Gauss

Για τις ανάγκες της διαδικασίας, η τιμή του λ είναι ίση με ένα και το θ λαμβάνει διακριτές τιμές για τις τέσσερις κατευθύνσεις του δισδιάστατου χώρου. Η τελική οικογένεια των wavelets δίνεται από τη σχέση:

$$\left\{ \Phi \left[a^j (x - x_0), a^j (y - y_0), \theta_{\kappa} \right] \right\}, \quad (3.5)$$

όπου

$$a \in \mathfrak{R},$$

$$j = \{0, -1, -2, \dots\},$$

$$\theta_{\kappa} = \frac{\kappa\pi}{N},$$

$$\kappa = \{0, 1, 2, 3\},$$

$$N = 4 \text{ και}$$

$$a^j : j \in \mathbb{Z}$$

Η διαδικασία εντοπισμού χαρακτηριστικών χρησιμοποιεί διακλιμακωτή αλληλεπίδραση (interscale interaction) προκειμένου να ομαδοποιήσει τις αποκρίσεις κελιών διαφορετικών συχνοτήτων. Το γεγονός αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τη δημιουργία των περιοχών end – stop. Η κατευθυντική παράμετρος θ καθορίζει την κατεύθυνση των ακμών της εικόνας. Υπερμιγαδικά κελιά στις απεικονίσεις ζώων είναι ευαίσθητα στις κατευθυνόμενες γραμμές και στις μικρού μήκους ακμές, οι οποίες παρουσιάζουν έντονες διαβαθμίσεις, ενώ η απόκρισή τους μειώνεται όσο αυξάνεται το μήκος των ακμών. Είναι

$$I_{m,n}(x, y) = \max_{\theta} g \left(\| W_m(x, y, \theta) - \gamma W_n(x, y, \theta) \| \right), \quad (3.6)$$

όπου

$$W_j(x, y, \theta) = f \otimes \Phi(a^j x, a^j y, \theta), \quad (3.7)$$

$$j = \{0, -1, -2, \dots\},$$

f : η εικόνα εισόδου,

g : σιγμοειδής μη γραμμικότητα,

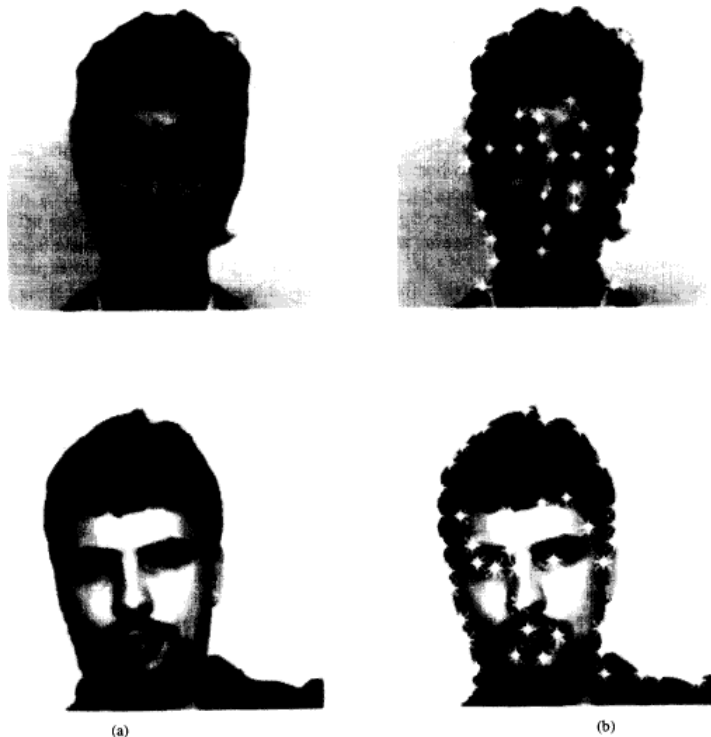
γ : συντελεστής κανονικοποίησης και

$$n > m$$

Το τελικό στάδιο της διαδικασίας αυτής είναι ο εντοπισμός των σημείων των χαρακτηριστικών. Αυτό επιτυγχάνεται ελέγχοντας τα τοπικά μέγιστα των αποκρίσεων των χαρακτηριστικών που παρουσιάζουν ενδιαφέρον. Ένα σημείο ενός χαρακτηριστικού εξάγεται λαμβάνοντας το μέγιστο της γειτονικής περιοχής του εικονοστοιχείου (x, y) . Αν υποθεθεί ότι η γειτονική αυτή περιοχή συμβολίζεται με $N_{x,y}$, είναι

$$I_{m,n}(x, y) = \max_{(x', y') \in N_{x,y}} I_{m,n}(x', y') \quad (3.8)$$

Η γενική ιδέα, στην οποία βασίζεται ο προσδιορισμός των σημείων των χαρακτηριστικών, περιλαμβάνει τη χρήση της σχέσης (3.7), προκειμένου να προσδιοριστούν οι αποκρίσεις των χαρακτηριστικών σε δύο κλίμακες. Οι κλίμακες αυτές λειτουργούν σαν υπερμικροσκοπικά κελιά στις απεικονίσεις ζώων. Για να επιτευχθεί ο προσδιορισμός ενός σημείου του διδιάστατου χώρου με μεγάλη καμπύλωση, η απόκριση η οποία λαμβάνεται από ένα μεγαλύτερο κελί, αφαιρείται από την απόκριση η οποία λαμβάνεται από ένα μικρότερο κελί, χρησιμοποιώντας τη σχέση (3.6), αφού ένα μικρότερο κελί θα έχει μεγαλύτερη απόκριση για μια πιο απότομη καμπύλωση σε σχέση με ένα μεγαλύτερο κελί. Το σημείο, το οποίο προσδιορίζεται με τον τρόπο που περιγράφηκε, αποτελεί σημείο ενός χαρακτηριστικού στην εικόνα του προσώπου. Ορισμένα χαρακτηριστικά παραδείγματα της μεθόδου αυτής, παρουσιάζονται στο σχήμα που ακολουθεί:



Σχήμα 3.9 Εφαρμογή της μεθόδου εξαγωγής σημείων χαρακτηριστικών (a) αρχική εικόνα προσώπου (b) εικόνα προσώπου στην οποία έχουν επισημανθεί σημεία χαρακτηριστικών, όπως αυτά προσδιορίστηκαν με τη μέθοδο εξαγωγής σημείων χαρακτηριστικών

- Τέλος, εφαρμόζεται η διαδικασία αναγνώρισης του προσώπου με τη χρήση των στοιχείων, τα οποία προκύπτουν από τα προηγούμενα στάδια της

διαδικασίας. Κατά το στάδιο αυτό ακολουθούνται διαδικασίες, οι οποίες ανήκουν σε μία από τις εξής προσεγγίσεις: την πρώιμη προσέγγιση, τη στατιστική προσέγγιση ή την προσέγγιση με χρήση νευρωνικών δικτύων. Σαν παράδειγμα αναφέρεται μια διαδικασία, η οποία βασίζεται στη γεωμετρική παραμετροποίηση χαρακτηριστικών αποστάσεων και γωνιών μεταξύ σημείων, όπως οι γωνίες των ματιών, το περίγραμμα των χειλιών, τα ρουθούνια και το σαγόνι και ανήκει στην πρώιμη προσέγγιση ⁽⁶⁶⁾. Ο εντοπισμός των χαρακτηριστικών σημείων του προσώπου πραγματοποιείται σε δύο στάδια. Στο πρώτο στάδιο γίνεται μια χονδρική σκιαγράφιση των χαρακτηριστικών του προσώπου μέσω της εξαγωγής του ιστογράμματος της εικόνας του. Εφόσον τα βασικά χαρακτηριστικά σημεία του προσώπου είναι ήδη γνωστά από το προηγούμενο στάδιο, γίνεται διαχωρισμός της εικόνας σε τέσσερις περιοχές: δεξί μάτι, αριστερό μάτι, μύτη και στόμα. Στη συνέχεια γίνεται ανάλυση κάθε περιοχής σε μεγαλύτερο βάθος, σαρώνοντας κάθε περιοχή ανάλογα με τη θέση της στο πρόσωπο. Η σάρωση αυτή πραγματοποιείται με γνώμονα το ιστόγραμμα της κάθε περιοχής, το οποίο εξήχθη στο πρώτο στάδιο. Αποτέλεσμα της σάρωσης είναι η εξαγωγή λεπτομερέστερων πληροφοριών για κάθε περιοχή. Οι πληροφορίες αυτές συνιστούν μια συλλογή δεκαέξι παραμέτρων του προσώπου, στις οποίες συγκαταλέγονται λόγοι αποστάσεων, εμβαδών και γωνιών. Προκειμένου να εξαλειφθούν διαφορές, οι οποίες οφείλονται στη διαφορετική κλίμακα και τις διαφορετικές διαστάσεις μεταξύ των διαφόρων εικόνων του ίδιου προσώπου, εφαρμόζεται κανονικοποίηση στο διάνυσμα των παραμέτρων που προσδιορίστηκε. Για την επιτυχή εφαρμογή της μεθόδου αυτής, κρίνεται απαραίτητη η ύπαρξη δύο εικόνων για κάθε πρόσωπο προς αναγνώριση. Η μία εικόνα χρησιμοποιείται ως αναφορά, ενώ η δεύτερη χρησιμοποιείται για δοκιμή της αποτελεσματικότητας της μεθόδου, χρησιμοποιώντας ως μέτρο σύγκρισης την εικόνα αναφοράς. Από την εφαρμογή της διαδικασίας για τις δύο αυτές εικόνες δημιουργείται το διάνυσμα των παραμέτρων, το οποίο επιτρέπει την αναγνώριση του προσώπου και σε άλλες στατικές εικόνες.

Ολοκληρώνοντας την περιγραφή της διαδικασίας αυτής, αξίζει να αναφερθεί ότι για τη συστηματοποίηση της διαδικασίας αναγνώρισης προσώπου, έτσι ώστε να είναι δυνατή η πραγματοποίησή της μέσω υπολογιστή, επιδιώκεται η προσέγγιση της αντίστοιχης ανθρώπινης νοητικής διεργασίας και η εξακρίβωση των στοιχείων στα οποία αυτή βασίζεται προκειμένου να καταλήξει σε κάποιο αποτέλεσμα. Ωστόσο, το συγκριτικό πλεονέκτημα του υπολογιστή όσον αφορά τη διαδικασία αυτή είναι η δυνατότητα άμεσης αποθήκευσης και ανάκλησης μεγάλου όγκου πληροφορίας, η οποία σχετίζεται με διαφορετικά πρόσωπα, σε βάσεις δεδομένων ⁽⁶²⁾.

3.1.4 Εφαρμογές εικονικής πραγματικότητας (virtual reality) ^{(67), (68)}

Τα συστήματα εικονικής πραγματικότητας αποτελούν πλέον σημαντικά εργαλεία της σύγχρονης ιατρικής επιστήμης. Η εικονική πραγματικότητα στοχεύει στη γεφύρωση του χάσματος που υπάρχει ανάμεσα στη δυνατότητα της σύγχρονης τεχνολογίας να χρησιμοποιεί ιατρικές εικόνες και ιδιότητες προκειμένου να υπολογίσει τη συμπεριφορά εικονικών αντικειμένων, και στη δυνατότητα αλληλεπίδρασης με τα αντικείμενα αυτά ^{(69), (70), (71), (72), (73)}.

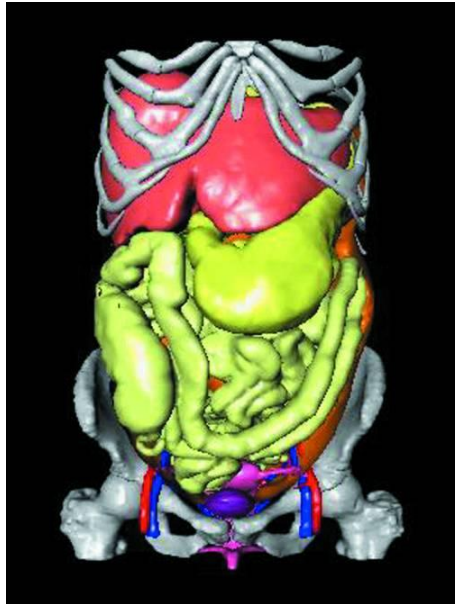
Η ευρεία εφαρμογή της εικονικής πραγματικότητας και των εφαρμογών της στην ιατρική οφείλεται κυρίως στους εξής παράγοντες:

- Στην εκτεταμένη ανάπτυξη των τρισδιάστατων γραφικών για υπολογιστές, η οποία αποτέλεσε ακρογωνιαίο λίθο της ανάπτυξης της εικονικής πραγματικότητας ⁽⁷⁴⁾ αλλά και στη διαρκή εξέλιξή τους με την ανάπτυξη μεθόδων γραφικής αναπαράστασης ολοένα βελτιωμένων φωτοσκιάσεων και υφής.
- Στη βελτίωση των μέσων απεικόνισης, όπως οθονών υπολογιστών και γυαλιών εικονικής πραγματικότητας, ενώ απώτερος στόχος είναι η δημιουργία ολογραμμάτων, τα οποία θα παρέχουν πλήρη τρισδιάστατη απεικόνιση χωρίς τη χρήση πρόσθετου εξοπλισμού.
- Στην ανάπτυξη συσκευών αλληλεπίδρασης με το εικονικό περιβάλλον όπως γαντιών αλλά και συσκευών, οι οποίες μεταβάλλουν το περιεχόμενο της απεικόνισης αναλόγως με τη γωνία θέασής του από το χρήστη, τις κινήσεις του χρήστη και άλλων παραμέτρων, οι οποίες συμβάλλουν στη ρεαλιστικότερη απεικόνιση των αντικειμένων και αλληλεπίδραση του χρήστη με το εικονικό περιβάλλον.
- Στην ανάπτυξη συσκευών, οι οποίες προσομοιώνουν μορφές φυσιολογικής ανάδρασης, όπως θερμότητα και δύναμη, τις οποίες δέχεται ο χρήστης από το εικονικό περιβάλλον.

Χάρη στην ανάπτυξη των τρισδιάστατων γραφικών, είναι πλέον εφικτή η αναπαράσταση εσωτερικών δομών του ανθρώπινου οργανισμού, όπως τρισδιάστατη αναπαράσταση οργάνων, η οποία προκύπτει από ακτινογραφικές τομές. Η μέθοδος αυτή έχει σαν αποτέλεσμα την ανάπτυξη τεχνικών εικονικής ανακατασκευής και οπτικοποίησης της ανατομίας του κάθε ασθενούς, η οποία με τη σειρά της οδηγεί στην εμφάνιση και εξέλιξη τεχνικών εικονικής ενδοσκόπησης. Οι τεχνικές αυτές παρέχουν ένα ισχυρότατο διαγνωστικό εργαλείο και τείνουν να αντικαταστήσουν πλήρως ορισμένες μορφές συμβατικής ενδοσκόπησης. Στα σχήματα που ακολουθούν, παρουσιάζονται χαρακτηριστικά παραδείγματα, μοντελοποίησης ανθρώπινων εσωτερικών δομών με χρήση μεθόδων εικονικής πραγματικότητας:



Σχήμα 3.10 Τμήμα ανθρώπινης σπονδυλικής στήλης μοντελοποιημένο με χρήση εικονικής πραγματικότητας



Σχήμα 3.11 Τμήμα ανθρώπινων ζωτικών οργάνων μοντελοποιημένο με χρήση εικονικής πραγματικότητας

Σε τομείς της ιατρικής, όπως η νευροχειρουργική, η χρήση μοντέλων σε υπολογιστή για τη βελτιστοποίηση χειρουργικών επεμβάσεων, αποτελεί αναπόσπαστο μέρος της καθημερινής κλινικής πραγματικότητας. Συχνά απαιτείται ο σχεδιασμός και η δοκιμή διαφόρων εγχειρητικών προσεγγίσεων με δυνατότητα ρεαλιστικής πρόβλεψης του αποτελέσματος σε προεγχειρητικό στάδιο, όπως, για παράδειγμα, η μετεγχειρητική εμφάνιση του ασθενούς. Οι δοκιμές αυτές πραγματοποιούνται σε τρισδιάστατα μοντέλα σε υπολογιστή και είναι καθοριστικής σημασίας για την τελική έκβαση της επέμβασης. Η εφαρμογή μεθόδων εικονικής πραγματικότητας μπορεί, επίσης, να διευκολύνει και να συστηματοποιήσει την ακριβή εκτέλεση σχεδίων κατά τη διάρκεια της εγχειρητικής διαδικασίας. Η εκτέλεση αυτή, αν και πραγματοποιείται νοερά από τον χειρουργό κατά τη διάρκεια της επέμβασης, είναι δυνατόν να βοηθηθεί σημαντικά από ένα τέτοιο σύστημα, το οποίο βασίζεται στη χρήση υπολογιστή και μεθόδων εικονικής πραγματικότητας⁽⁷⁵⁾.

Ένας νέος και πολλά υποσχόμενος ιατρικός τομέας, στον οποίο βρίσκει εφαρμογή η εικονική πραγματικότητα, είναι ο τομέας της ιατρικής εκπαίδευσης και πρακτικής εξάσκησης των επαγγελματιών υγείας, με την τοποθέτησή τους μέσα σε ένα εκπαιδευτικό περιβάλλον απαλλαγμένο από τον κίνδυνο των λαθών για την υγεία των ασθενών. Για παράδειγμα, η πρακτική εξάσκηση χειρουργών πάνω σε τρισδιάστατα μοντέλα σε υπολογιστή, βασίζεται στην υψηλής ευκρίνειας απεικόνιση του μοντέλου και στην αληθοφανή συμμετοχή του ασκούμενου στον εικονικό χειρουργικό τόπο. Ταυτόχρονα, οι ανάγκες της εκπαίδευσης αποτελούν έναν από τους κινητήριους μοχλούς ανάπτυξης και βελτίωσης τεχνικών εικονικής πραγματικότητας, οι οποίες ενσωματώνονται στα αντίστοιχα πακέτα εκπαίδευσης. Αυτό συμβαίνει διότι για τη ρεαλιστική αναπαράσταση της χειρουργικής διαδικασίας απαιτείται η ενσωμάτωση στο εκπαιδευτικό πακέτο όλων εκείνων των χαρακτηριστικών στα οποία οφείλεται η ευρεία εφαρμογή των μεθόδων εικονικής πραγματικότητας, όπως η ακριβής εικονική αναπαράσταση του περιβάλλοντος και των αντικειμένων και ο βαθμός ανάδρασης που δέχεται ο χρήστης – εκπαιδευόμενος από το εικονικό περιβάλλον, με πολύ συγκεκριμένους και αυστηρούς περιορισμούς.

Μια ακόμη χαρακτηριστική περιοχή εφαρμογής της εικονικής πραγματικότητας είναι η πραγματοποίηση χειρουργικών επεμβάσεων με τη βοήθεια υπολογιστή. Στις εφαρμογές της περιοχής αυτής συγκεντρώνονται εικονικά αντικείμενα, όπως δεδομένα από προεγχειρητικές εικόνες, ανατομικά στοιχεία που προκύπτουν από αυτές, και πραγματικά αντικείμενα, όπως ο ασθενής και τα χειρουργικά εργαλεία που χρησιμοποιούνται. Το σύνολο των αντικειμένων αυτών πρέπει να συγχωνευτεί σε μια ενοποιημένη εικόνα, γεγονός το οποίο απαιτεί τεχνικές επαυξημένης πραγματικότητας (augmented reality). Κύρια δυσκολία των τεχνικών αυτών αποτελεί η ενσωμάτωση αντικειμένων διαφόρων τύπων στο περιβάλλον επαυξημένης πραγματικότητας και η συγχώνευσή τους, η οποία συνίσταται αφενός στη συμφωνία των προεγχειρητικών ανατομικών δεδομένων με την πραγματική ανατομία του ασθενούς και αφετέρου στην καταγραφή των κινήσεων των πραγματικών αντικειμένων, όπως τα χειρουργικά εργαλεία.

Ένας άλλος τομέας, ο οποίος έχει ωφεληθεί σε μεγάλο βαθμό από την πρόοδο της εικονικής πραγματικότητας, είναι ο τομέας της ψυχιατρικής. Η εικονική πραγματικότητα χρησιμοποιείται για την πρόβλεψη και την αντιμετώπιση παθολογικών ψυχολογικών προθέσεων. Η μέθοδος, η οποία χρησιμοποιείται για την αντιμετώπιση τέτοιου είδους προβλημάτων, περιλαμβάνει τη δημιουργία ενός περιβάλλοντος εικονικής πραγματικότητας, το οποίο φέρνει τον ασθενή αντιμέτωπο με μια αληθοφανή κατάσταση του προβλήματος που αντιμετωπίζει, προκειμένου να εφαρμοσθούν θεραπείες τύπου γνωστικής συμπεριφοράς και να προκύψει γνωστική αναδόμηση, η οποία οδηγεί στην τελική αντιμετώπιση του προβλήματος ⁽⁷⁶⁾. Χαρακτηριστικά παραδείγματα εφαρμογής αυτής της μεθόδου είναι η αντιμετώπιση διαφόρων τύπων φοβιών ⁽⁷⁷⁾, όπως η αγοραφοβία ⁽⁷⁶⁾. Σκοπός των μεθόδων αυτών θεραπείας είναι η καταστολή των αντιδράσεων φόβου, η μεταβολή των εσφαλμένα ερμηνευμένων αντιλήψεων, οι οποίες εμφανίζονται σαν συμπτώματα πανικού και η μείωση συμπτωμάτων άγχους ⁽⁷⁶⁾.

Ακόμη μία περιοχή, στην οποία έχουν εφαρμογή οι μέθοδοι της εικονικής πραγματικότητας, είναι αυτή της τηλεϊατρικής, η οποία περιλαμβάνει ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών από την διάγνωση εξ' αποστάσεως έως τη συνολική διαχείριση ασθενών εξ' αποστάσεως ⁽⁷⁸⁾.

Όπως έχει γίνει ήδη αντιληπτό, το εύρος εφαρμογών της εικονικής πραγματικότητας και των μεθόδων της στην ιατρική είναι πολύ μεγάλο και δεν περιορίζεται στις εφαρμογές οι οποίες αναφέρθηκαν. Απώτερος στόχος της εικονικής πραγματικότητας είναι η αναπαράσταση εικονικών αντικειμένων αντιληπτών από όλες τις ανθρώπινες αισθήσεις με τον ίδιο τρόπο με τον οποίο θα τα αντιλαμβάνονταν στο φυσικό περιβάλλον ⁽⁷⁹⁾.

3.2 Οι επιστημονικές και τεχνολογικές εξελίξεις στην υποστήριξη των ασφαλισμών κλειστών ενδομυελικών ηλώσεων μέχρι σήμερα

Η διεθνής κοινότητα ορθοπεδικής χειρουργικής βοηθούμενης από υπολογιστή (International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery – “CAOS-International”)⁽⁸⁰⁾ ιδρύθηκε το 2000 και έχει την έδρα της στο Davos της Ελβετίας. Είναι ένας οργανισμός μη κερδοσκοπικού χαρακτήρα, ο οποίος έχει σαν στόχο το να φέρει σε επαφή άτομα από όλο τον κόσμο, τα οποία μέσω της συνεισφοράς και της δραστηριότητάς τους στους τομείς της έρευνας, της κλινικής μελέτης και της κλινικής πρακτικής, έχουν εκδηλώσει ή εκδηλώνουν ενδιαφέρον για τη βοηθούμενη από υπολογιστή ορθοπεδική χειρουργική.

Στόχος της κοινότητας αποτελεί η προώθηση μιας νέας μορφής συνεργασίας ανάμεσα σε χειρουργούς ορθοπεδικούς και τεχνολόγους, η οποία αποτελεί αναγκαία βάση προκειμένου να επιτευχθεί η ενσωμάτωση χειρουργικών εργαλείων και μεθόδων βοηθούμενων από υπολογιστή, στην καθημερινή κλινική πραγματικότητα. Απώτερος στόχος της κοινότητας είναι να χρησιμεύσει σαν ένας χώρος ανταλλαγής απόψεων ερευνητικής και κλινικής φύσης, οι οποίες σχετίζονται με τον προεγχειρητικό σχεδιασμό, με την εκτέλεση των σχεδίων αυτών κατά τη χειρουργική διαδικασία, καθώς και με τη διαρκή μετεγχειρητική παρακολούθηση με υπολογιστικά μέσα.

Η κοινότητα επιδιώκει την επίτευξη των ανωτέρω στόχων διοργανώνοντας μία ετήσια συνάντηση και σχετικά εργαστήρια. Επίσης, παρακινεί την βασική και κλινική έρευνα, οργανώνοντας μεταπτυχιακά εκπαιδευτικά προγράμματα και βοηθώντας διάφορα πανεπιστημιακά ιδρύματα στην ανάπτυξη προπτυχιακών και μεταπτυχιακών εκπαιδευτικών προγραμμάτων σχετικών με τα θέματα, τα οποία διαπραγματεύεται.

Η CAOS – International επιδιώκει τη συνεργασία με διάφορους οργανισμούς, με τους οποίους μοιράζεται κοινά ενδιαφέροντα και στόχους.

Επίσης, το CAOS (Computer Assisted Orthopaedic System) είναι ένα μέρος από εργασίες, οι οποίες έχουν ως σκοπό την υποβοήθηση ορθοπεδικών χειρουργιών στις αντίστοιχες διαδικασίες με χρήση καινοτόμων τεχνολογιών⁽⁸¹⁾. Το CAOS αποτελεί ένα πρότυπο σύστημα, το οποίο συμβάλλει στην απλοποίηση και συστηματοποίηση της διαδικασίας τοποθέτησης των βιδών σταθεροποίησης, η οποία, όπως έχει ήδη αναφερθεί, αποτελεί το κρισιμότερο τμήμα της διαδικασίας της ασφαλισμής κλειστής ενδομυελικής ήλωσης ως εξής:

- Με το σύστημα αυτό αίρεται η ανάγκη λήψης της εικόνας της οπής του ήλου σαν τέλειου κύκλου από το ακτινογραφικό μηχάνημα.
- Το σχετικό λογισμικό, το οποίο έχει αναπτυχθεί, υπολογίζει την τροχιά την οποία διαγράφει κατά την κίνησή της στον τρισδιάστατο χώρο η οπή – οδηγός, λαμβάνοντας υπ’ όψιν δύο ακτινογραφικές εικόνες. Η οπή αυτή χρησιμοποιείται σαν βάση για τον υπολογισμό της θέσης των υπόλοιπων οπών στο χώρο.
- Τέλος, παρέχεται καθοδήγηση μέσω υπολογιστή, έτσι ώστε να μπορέσει να επιτευχθεί γρήγορα και με ακρίβεια η ευθυγράμμιση του δραπεάνου με τον

άξονα του θαλάμου της βίδας και, ως εκ τούτου, η διάτρηση του οστού και η τοποθέτηση της βίδας σταθεροποίησης από το χειρουργό.

Σημαντικό διαφοροποιητικό στοιχείο του συστήματος CAOS σε σχέση με τα υπόλοιπα αντίστοιχα συστήματα αποτελεί η χρήση ενισχυτή εικόνας ως το κύριο οπτικό αισθητήριο μέσο για την οργάνωση της εγχειρητικής διαδικασίας στην υποβοηθούμενη από υπολογιστή ορθοπεδική χειρουργική. Το κύριο οπτικό αισθητήριο μέσο στις υπόλοιπες προσεγγίσεις αποτελεί ο υπολογιστικός τομογράφος.

Το σύστημα CAOS αποτελείται από τρεις ανεξάρτητες μεταξύ τους μονάδες: Έναν Έξυπνο Ενισχυτή Εικόνας (Intelligent Image Intensifier), μια Ειδική Μονάδα Τροχιακής Τακτικής (Trajectory Tactician) και έναν Έξυπνο Οδηγό Τροχιάς (Intelligent Trajectory Guide). Ο ρόλος του Έξυπνου Ενισχυτή Εικόνας είναι να παρέχει ακριβείς ακτινογραφικές εικόνες από το πεδίο της εγχείρησης. Οι εικόνες αυτές μεταφέρονται απευθείας στο λογισμικό της Ειδικής Μονάδας Τροχιακής Τακτικής για περεταίρω ανάλυση και σχεδιασμό. Το λογισμικό αυτό εξάγει χαρακτηριστικά από το πεδίο της εγχείρησης, τα οποία παρουσιάζουν ενδιαφέρον για την εξέλιξη της διαδικασίας και χρησιμοποιεί τη θέση τους προκειμένου να υπολογίσει την απαιτούμενη τρισδιάστατη τροχιά, την οποία πρέπει να ακολουθήσει η βίδα σταθεροποίησης. Η τροχιά αυτή τροφοδοτείται στον Έξυπνο Οδηγό Τροχιάς, ο οποίος διαθέτει διαδραστική απεικόνισή της, η οποία επιτρέπει στο χειρουργό να οδηγήσει το δράπανο στο στόχο με ακρίβεια.

Πολλές ορθοπεδικές εγχειρήσεις σήμερα απαιτούν τη διάτρηση κάποιου οστού με χρήση δραστικού καθοδηγούμενου από ακτινογραφικές εικόνες, οι οποίες λαμβάνονται σε πραγματικό χρόνο από έναν ενισχυτή φθοροσκοπικής εικόνας c-arm⁽⁸²⁾. Σύνθετο πρόβλημα, το οποίο προκύπτει κατά την ανάπτυξη χειρουργικών συστημάτων υποβοηθούμενων από υπολογιστή, τα οποία χρησιμοποιούν ενισχυτή εικόνας, αποτελεί η ευκρίνεια της ληφθείσης εικόνας. Αυτό συμβαίνει διότι ο ενισχυτής εικόνας αποτελεί ένα σύστημα ποιοτικής θέασης και όχι μια ποσοτική διάταξη, η οποία αποτελεί αναγκαίο στοιχείο συστημάτων υποβοηθούμενων από υπολογιστή. Η παραμόρφωση της ληφθείσης εικόνας είναι δυνατόν να προκύψει από διάφορες πηγές⁽⁸³⁾. Οι κυριότερες από αυτές τις πηγές παραμορφώσεων είναι η εσωτερική γεωμετρία του ενισχυτή εικόνας, όπως, για παράδειγμα, η διαμόρφωση της φωτοκαθόδου, της φθοροσκοπικής οθόνης, του επιταχυντή και άλλα, καθώς και η επίδραση των μαγνητικών πεδίων στα ηλεκτρόνια κατά τη διάρκεια της επιτάχυνσής τους. Το σύστημα CAOS ενσωματώνει μια γενική λύση στο συγκεκριμένο πρόβλημα, η οποία αναφέρεται ως Έξυπνος Ενισχυτής Εικόνας (Intelligent Image Intensifier).

Ο Έξυπνος Ενισχυτής Εικόνας⁽⁸⁴⁾, ο οποίος βασίζεται σε φθοροσκοπικό ενισχυτή εικόνας c-arm ανιχνευμένης θέσης, παρέχει ποσοτικές εικόνες χωρίς παραμόρφωση. Αυτό επιτυγχάνεται με εφαρμογή μιας εξεζητημένης διαδικασίας καταγραφής και βαθμονόμησης, η οποία διακρίνεται στα ακόλουθα στάδια:

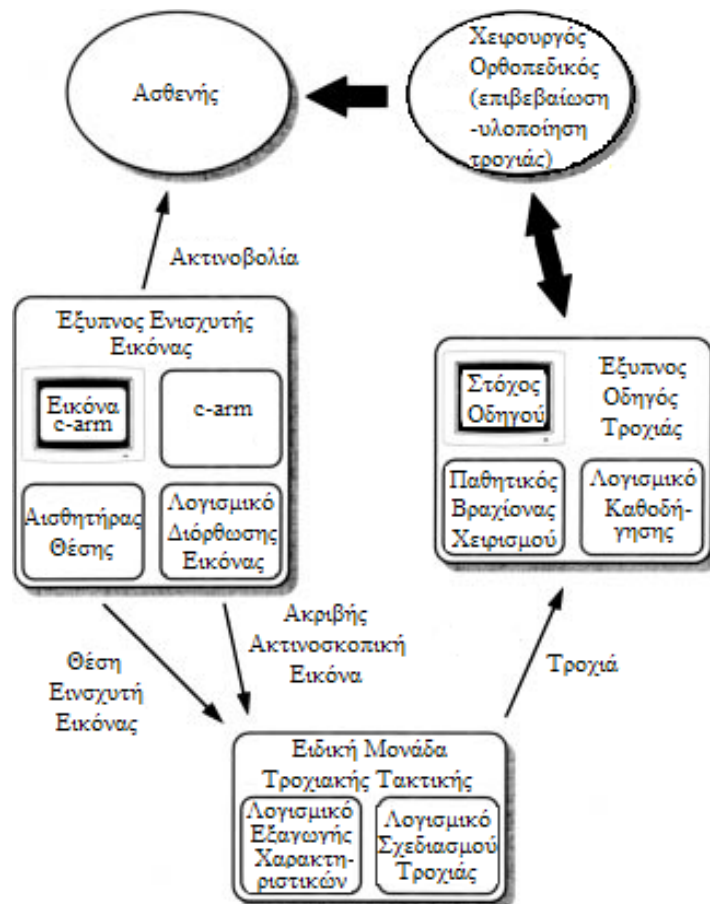
- Χαρτογράφηση της εικόνας για την απομάκρυνση του θορύβου.
- Προσδιορισμός της θέσης της πηγής ακτίνων X.
- Αντιστάθμιση της επίδρασης των μαγνητικών πεδίων στην ένταση της εικόνας.

Η χαρτογράφηση, η οποία αποβλέπει στη διόρθωση της παραμόρφωσης, επιτυγχάνεται μέσω ανάλυσης με υπολογιστή μιας πλασματικής εικόνας βαθμονόμησης, όπως, για παράδειγμα, ενός πλέγματος με 900 σημεία, η οποία αντιπροσωπεύει μια εικονική οθόνη αναφοράς με τα μεγέθη της οποίας συγκρίνονται όλες οι μετρήσεις, οι οποίες λαμβάνονται από τις επόμενες εικόνες. Η χαρτογράφηση αυτή έχει σαν αποτέλεσμα τον καθορισμό της διόρθωσης της παραμόρφωσης σε κάθε εικονοστοιχείο των επόμενων εικόνων. Η ανάλυση μιας ακόμη πλασματικής εικόνας βαθμονόμησης οδηγεί στον προσδιορισμό της θέσης της πηγής ακτίνων X μέσω τριγωνισμού, έχοντας σαν αναφορά τη θέση της πηγής στην εικονική οθόνη. Το τελικό στάδιο βαθμονόμησης παρέχει ένα μέσο με τη βοήθεια του οποίου προβλέπεται και αντισταθμίζεται η όποια παραμόρφωση εισάγεται μέσω του μαγνητικού πεδίου της γης ή μέσω άλλων τοπικών μαγνητικών πεδίων στις ακτινογραφικές εικόνες που ακολουθούν την πλασματική.

Το κεντρικό σύστημα συντεταγμένων του συστήματος CAOS είναι βασισμένο σε ένα οπτικό σύστημα προσδιορισμού θέσης, όπως, για παράδειγμα, ένα σύστημα Optotrack™. Το σύστημα αυτό αποτελεί ένα τρισδιάστατο οπτικό αισθητήρα γραμμής θέασης, ο οποίος αποτελείται από στροβοσκοπικές υπέρυθρες διόδους, οι οποίες παρακολουθούνται από τρεις ήδη βαθμονομημένες κάμερες συνδεδεμένου φορτίου. Η προσάρτηση των αισθητήρων στον ενισχυτή εικόνας απαιτεί τη χρήση αυτοκόλλητων διόδων και κατάλληλη δρομολόγηση των καλωδίων.

Ο χώρος συντεταγμένων του συστήματος ρυθμίζεται ως προς το χώρο συντεταγμένων του ενισχυτή εικόνας, με τη χρήση μιας κατάλληλης πλασματικής εικόνας. Η εικόνα αυτή συνήθως αποτελείται από ένα πλέγμα σημείων, το οποίο προβάλλεται πάνω σε μια ακτινογραφική εικόνα, προκειμένου να επιτραπεί ο εντοπισμός της θέσης της πλασματικής εικόνας μέσα στο χώρο του ενισχυτή εικόνας. Υπέρυθρες διόδοι προσαρτώνται τόσο στην πλασματική εικόνα, όσο και στο c-arm του ενισχυτή εικόνας. Η τρισδιάστατη τοποθέτηση στο χώρο των διόδων αυτών επιτρέπει τον υπολογισμό ενός πίνακα μετασχηματισμού μεταξύ του χώρου συντεταγμένων του c-arm και του χώρου συντεταγμένων του συστήματος CAOS για τη συγκεκριμένη θέση ρύθμισης. Οι υπέρυθρες διόδοι παραμένουν προσαρτημένες στο c-arm καθ' όλη τη διάρκεια της διαδικασίας της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης. Επομένως, κατά τη λήψη μιας ακτινογραφικής εικόνας, η θέση των υπέρυθρων διόδων, οι οποίες είναι τοποθετημένες στο c-arm για τη συγκεκριμένη εικόνα και η θέση των ίδιων διόδων κατά τη διαδικασία της ρύθμισης χρησιμοποιούνται προκειμένου να υπολογιστεί ένας δεύτερος πίνακας μετασχηματισμού, ο οποίος ρυθμίζει τον τρέχοντα χώρο συντεταγμένων με το χώρο συντεταγμένων ρύθμισης. Με την εφαρμογή των δύο αυτών πινάκων μετασχηματισμού διαδοχικά είναι δυνατόν να επιτευχθεί μετασχηματισμός των συντεταγμένων του c-arm, το οποίο βρίσκεται σε τυχαία θέση, σε συντεταγμένες του χώρου συντεταγμένων του συστήματος CAOS.

Η ρύθμιση και βαθμονόμηση που αναφέρθηκαν στα προηγούμενα επιτρέπουν την αντιστάθμιση του θορύβου και την τοποθέτησή στο χώρο συντεταγμένων του συστήματος CAOS τόσο της εικονικής οθόνης, όσο και της πηγής ακτινοβολίας για όλες τις εικόνες που προέρχονται από τον Έξυπνο Ενισχυτή Εικόνας. Οι εικόνες σε αυτή τη μορφή προωθούνται στην Ειδική Μονάδα Τροχιακής Τακτικής για περαιτέρω επεξεργασία.

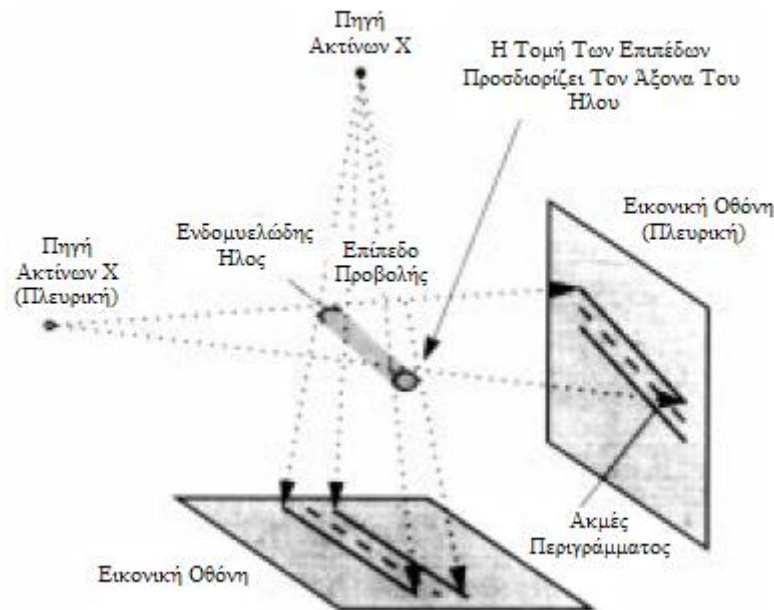


Σχήμα 3.12 Γενική επισκόπηση του συστήματος CAOS⁽⁸¹⁾

Στη συνέχεια παραθέτονται τα βήματα της μεθόδου CAOS για την περάτωση του τμήματος της διαδικασίας της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης, το οποίο συνίσταται στην τοποθέτηση των βιδών ασφάλισης σε ήλο, ο οποίος φέρει δύο οπές στο άκρο το οποίο βρίσκεται μακριά από το σημείο από το οποίο γίνεται η είσοδος του ήλου στο οστό:

- **Λήψη ακτινογραφικών εικόνων από τον τόπο της επέμβασης.** Μετά τις διαδικασίες αναδιάταξης και εισαγωγής του ήλου στο εσωτερικό της μυελικής κοιλότητας λαμβάνονται δύο ακτινογραφικές εικόνες του ήλου με χρήση του Έξυπνου Ενισχυτή Εικόνας. Από τις εικόνες αυτές, η μία είναι πλευρική και η άλλη λαμβάνεται από το εμπρόσθιο προς το οπίσθιο μέρος του ήλου. Οι εικόνες αυτές απεικονίζουν το άκρο του ήλου, το οποίο είναι απομακρυσμένο από το σημείο εισαγωγής του ήλου στο οστό, καθώς και των οπών τις οποίες αυτός φέρει για την εισαγωγή των βιδών σταθεροποίησης. Επίσης, σε περίπτωση κατά την οποία μια οπή του ήλου δεν εμφανίζεται καθαρά λόγω στρέψης του ήλου, απαιτείται η λήψη και τρίτης ακτινογραφικής εικόνας.
- **Προσδιορισμός του άξονα του ήλου.** Στις δύο ληφθείσες εικόνες γίνεται εξαγωγή του περιγράμματος του ενδομυελώδους ήλου. Στη συνέχεια η περιοχή, η οποία οριοθετείται από τις ακμές του περιγράμματος, διχοτομείται, προκειμένου να παραχθεί μια νέα ακμή, η οποία προσεγγίζει την προβολή του άξονα του ήλου πάνω στην ακτινογραφική επιφάνεια, όπως απεικονίζεται στο σχήμα που ακολουθεί. Με την προβολή του άξονα του ήλου πάνω στην εικονική οθόνη μέσω της πηγής ακτίνων X, δημιουργείται ένα επίπεδο προβολής, πάνω στο οποίο βρίσκεται ο πραγματικός ήλος. Η τομή των δύο

επιπέδων προβολών που προκύπτουν από τις δύο ληφθείσες εικόνες ορίζουν τη θέση του άξονα του ήλου στον τρισδιάστατο χώρο συντεταγμένων του συστήματος CAOS.



Σχήμα 3.13 Εντοπισμός άξονα ενδομυελώδους ήλου

- Προσδιορισμός των οπών του ήλου.** Οι απαραίτητες πληροφορίες σχετικά με τη θέση και τον προσανατολισμό του ενδομυελώδους ήλου στον τρισδιάστατο χώρο του συστήματος CAOS λαμβάνονται μετά από ανάλυση των προβολών των οπών του ήλου πάνω στο ακτινογραφικό επίπεδο, δηλαδή της ακτινογραφικής εικόνας που λαμβάνεται από το c-arm. Η περιοχή εκείνη της εικόνας, η οποία περιλαμβάνει την προβολή κάποιας οπής, προσδιορίζεται με τη χρήση συνάρτησης εξαγωγής ακμών, η οποία βασίζεται στην προσέγγιση πρώτης παραγώγου και έχει τη δυνατότητα εξαγωγής σημείων του περιγράμματος με ακρίβεια υποδιαίρεσης εικονοστοιχείου. Στη συνέχεια, τα σημεία του περιγράμματος χαρτογραφούνται πάνω σε μια σφαιρική επιφάνεια προκειμένου να απομακρυνθεί ο οπτικός θόρυβος, ο οποίος προκύπτει όταν η προβολή της οπής δεν βρίσκεται στο κέντρο της ακτινογραφικής εικόνας. Η προβολή της κάθε οπής σχηματίζεται από τις προβολές της εγγύς και της απομακρυσμένης ελλειπτικής ακμής της οπής. Η γωνία ως προς την οποία έχει περιστραφεί ο ήλος ως προς τη θέση αναφοράς προσδιορίζεται με την εφαρμογή ενός αναλυτικού μαθηματικού μοντέλου μετά τον εντοπισμό του μεγάλου άξονα της έλλειψης, ο οποίος περνάει από το κέντρο της ^{(85), (86)}. Το κέντρο της προβολής της οπής αποτελεί ταυτόχρονα το κέντρο της οπής στον τρισδιάστατο χώρο. Το κέντρο της οπής στο σύστημα συντεταγμένων του συστήματος CAOS είναι δυνατόν να υπολογιστεί ως η τομή του άξονα του ήλου και της γραμμής που ενώνει το κέντρο της προβολής της οπής στην εικονική οθόνη με τη θέση της πηγής ακτίνων Χ.
- Υπολογισμός της τροχιάς για την τοποθέτηση της βίδας σταθεροποίησης.** Ο υπολογισμός της τροχιάς εξαρτάται από τον άξονα του ήλου, από την περιστροφή του ήλου ως προς τον άξονα αυτό και από τη θέση του κέντρου της οπής. Αναπαριστώντας την τροχιά αυτή με τη μορφή διανύσματος, ένα

παρουσιάζεται σαν τέλειος κύκλος στο κέντρο της ακτινογραφικής εικόνας. Προκειμένου να εκτελεστούν οι κατάλληλες κινήσεις στο c-arm, έτσι ώστε να λάβει τη σωστή θέση, παρέχεται γραφική απεικόνιση πραγματικού χρόνου, η οποία παρέχει ακριβή πληροφορία σχετικά με τη θέση του c-arm σε σχέση με την προτεινόμενη τροχιά.

- **Υλοποίηση της τροχιάς.** Η υλοποίηση της τροχιάς επιτυγχάνεται με τη χρήση του Έξυπνου Οδηγού Τροχιάς του συστήματος CAOS. Η διάταξη αυτή αποτελεί έναν ειδικά σχεδιασμένο παθητικό βραχίονα οδήγησης, όπως, παραδείγματος χάριν, μια χειρουργική διάταξη, η οποία χρησιμοποιείται για τη συγκράτηση χειρουργικών εργαλείων και φέρει πέδη. Η διάταξη συνοδεύεται από ένα σύστημα καθοδήγησης μέσω υπολογιστή, το οποίο επιτρέπει την ακριβή τοποθέτηση της διάταξης στο χώρο από το χειρουργό. Ο βραχίονας αυτός αποτελεί μια μηχανολογική διάταξη υψηλής ακρίβειας, η οποία φέρει οπτικούς κωδικοποιητές, οι οποίοι ενσωματώνονται σε κάθε της ένωση. Όλοι οι οπτικοί κωδικοποιητές μαζί παρέχουν ακριβή τοποθέτηση του άκρου του βραχίονα. Το σύστημα πέδης του βραχίονα, το οποίο αποτελείται από ηλεκτρομαγνητικά φρένα, εξυπηρετεί την διατήρηση του βραχίονα και του χειρουργικού εργαλείου, το οποίο αυτός συγκρατεί, σε μια δεδομένη θέση του τρισδιάστατου χώρου ⁽⁸⁶⁾.

Το σύστημα καθοδήγησης του Έξυπνου Οδηγού Τροχιάς μεταφράζει την τροχιά, την οποία λαμβάνει από την Ειδική Μονάδα Τροχιακής Τακτικής, σε μια φυσική θέση στο χώρο συντεταγμένων του συστήματος CAOS. Το σύστημα καθοδήγησης παρουσιάζει σε οθόνη οπτικές ενδείξεις, οι οποίες εμφανίζουν τη σχετική διαφορά μεταξύ της πραγματικής θέσης του χειρουργικού εργαλείου, το οποίο είναι στερεωμένο πάνω στο βραχίονα και της τροχιάς, η οποία πρέπει να ακολουθηθεί. Στην περίπτωση της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης, το εργαλείο, το οποίο συγκρατείται από το βραχίονα, είναι ένας σωληνοειδής οδηγός. Μετά την τοποθέτηση του οδηγού στην κατάλληλη θέση, ο χειρουργός μπορεί να ελέγξει την ορθότητα της τοποθέτησης με τη βοήθεια ακτινογραφικής εικόνας. Τέλος, ο χειρουργός ανοίγει την οπή και τοποθετεί τη βίδα σταθεροποίησης, όπως έχει περιγραφεί στο προηγούμενο κεφάλαιο.

Σαν γενικό πλεονέκτημα του συστήματος CAOS είναι δυνατόν να αναφερθεί η μεγάλη ακρίβεια την οποία παρέχει. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι το μέγιστο σφάλμα του Έξυπνου Ενισχυτή Εικόνας, όσον αφορά την δισδιάστατη προβολή του υπό εξέταση αντικειμένου στην ακτινογραφική επιφάνεια, είναι 0.5mm. Το σφάλμα αυτό οφείλεται κυρίως σε παραμένοντα μαγνητικά φαινόμενα μετά την αντιστάθμιση της επίδρασης των μαγνητικών πεδίων στην εικόνα που παρέχεται από τον ενισχυτή εικόνας. Χωρίς την πραγματοποίηση αντιστάθμισης, το σφάλμα αυτό ανέρχεται στα 5mm. Η τροχιά, την οποία δίνει στην έξοδο της η Ειδική Μονάδα Τροχιακής Τακτικής, έχει ως αποτέλεσμα την ακριβή τοποθέτηση του άκρου του βραχίονα με απόκλιση σημαντικά μικρότερη του 1mm. Επίσης, ο χειρουργός, με την καθοδήγηση του Έξυπνου Οδηγού Τροχιάς, μπορεί να τοποθετήσει επανειλημμένα τον οδηγό στη σωστή θέση, αποκλίνοντας το πολύ κατά 0.25mm από την επιθυμητή τροχιά. Άλλα πλεονεκτήματα της μεθόδου περιλαμβάνουν τη μείωση του χρόνου της επέμβασης, την ελάττωση του χρόνου έκθεσης στην ακτινοβολία του ιατρικού προσωπικού και των ασθενών, τη μείωση της βλάβης στην οποία υπόκεινται οι ιστοί κατά τη διάρκεια της επέμβασης και την μείωση του ποσοστού τεχνικών σφαλμάτων λόγω έλλειψης

εμπειρίας του ιατρικού προσωπικού ή ιδιομορφίας της θέσης του ενδομυελώδους ήλου. Ως απόρροια της ελάττωσης του χρόνου έκθεσης σε ακτινοβολία του ιατρικού προσωπικού αναφέρεται η αύξηση του αριθμού των επεμβάσεων ασφαλίσιμων κλειστών ενδομυελικών ηλώσεων που μπορεί να πραγματοποιήσει ένας χειρουργός σε δεδομένο χρόνο.

Σαν μειονέκτημα του συστήματος CAOS πρέπει να αναφερθεί το εξαιρετικά μεγάλο κόστος του έναντι του εξαιρετικά χαμηλού αναμενόμενου κόστους του υπό ανάπτυξη συστήματος, το οποίο παρουσιάζεται στα επόμενα και αποτελεί την προτεινόμενη μέθοδο της εργασίας αυτής για την επίλυση του προβλήματος εντοπισμού της οπής στην ασφαλίσιμη κλειστή ενδομυελική ήλωση. Το κόστος του συστήματος CAOS δικαιολογείται λόγω της χρησιμοποίησης υλικού προηγμένης τεχνολογίας. Ωστόσο, το κόστος της προτεινόμενης μεθόδου είναι τάξεις μεγέθους χαμηλότερο.

Ένα ακόμη μειονέκτημα του συστήματος αποτελεί η έλλειψη διευκρίνισης της συσχέτισης της επιτυχίας της μεθοδολογίας σε σχέση με τα χαρακτηριστικά και τις ρυθμίσεις των ακτινογραφικών και ακτινοσκοπικών μηχανημάτων. Τα αποτελέσματα κάθε παρόμοιας μεθοδολογίας εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τις ρυθμίσεις που έχουν πραγματοποιηθεί στη διάταξη c-arm πριν τη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης. Πρέπει, επομένως, για τη συγκεκριμένη μεθοδολογία, να διευκρινιστεί η δυνατότητα εφαρμογής της σε διαφορετικούς τύπους c-arms, καθώς και η απαίτηση ή μη ύπαρξης ειδικού τύπου c-arm, το οποίο περιλαμβάνει δύο πηγές ακτίνων X τοποθετημένες στα άκρα τόξου τεταρτοκυκλίου πάνω στο κινητό μέλος της διάταξης c-arm.

3.3 Πρόταση νέας μεθόδου για την υποστήριξη των ασφαλίσιμων κλειστών ενδομυελικών ηλώσεων μέσω υπολογιστή

Η χρήση υπολογιστή είναι δυνατόν να υποβοηθήσει το χειρουργό στη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης. Ειδικότερα, στο στάδιο της τοποθέτησης των βιδών ασφάλισης του ήλου, το οποίο αποτελεί και το δυσκολότερο τμήμα της διαδικασίας, η χρήση υπολογιστή μπορεί να μειώσει το χρόνο περάτωσης της διαδικασίας μειώνοντας ταυτόχρονα το χρόνο έκθεσης στην ακτινοβολία του c-arm των συμμετεχόντων στη διαδικασία.

Με τη χρήση υπολογιστή και ειδικών αλγορίθμων επεξεργασίας εικόνας είναι δυνατόν να επιτευχθεί συστηματικός εντοπισμός της οπής του ήλου και της γωνίας τοποθέτησης της βίδας σταθεροποίησης του ήλου στο οστό.

Σαν ιδανική περίπτωση αναφέρεται η κατασκευή ενός ηλεκτρονικού σκοπεύτρου, το οποίο θα υποδεικνύει το σωστό σημείο στο οποίο πρέπει να ανοιχθεί η οπή στο οστό και υπό τη σωστή γωνία. Μετά τον εντοπισμό της οπής του ήλου και της γωνίας, υπό την οποία η οπή είναι δυνατόν να ειπωθεί ως τέλειος κύκλος με χρήση αλγορίθμων επεξεργασίας εικόνας, η κίνηση του σκοπεύτρου και η ευθυγράμμισή του με τον άξονα του θαλάμου της βίδας θα γίνεται μέσω ειδικών αλγορίθμων κίνησης και παρακολούθησης τροχιάς. Η υπόδειξη του σωστού σημείου εισαγωγής της βίδας σταθεροποίησης μπορεί να γίνεται μέσω μιας δέσμης laser προκειμένου να αποφεύγεται η άμεση επαφή με τον ασθενή και η ανάγκη αποστείρωσης του σκοπεύτρου. Η δέσμη αυτή θα πρέπει να ευθυγραμμίζεται με τον άξονα του οδηγού, ο οποίος χρησιμοποιείται για την εισαγωγή του δραπάνου και τη διάνοιξη της οπής στο οστό. Είναι επίσης δυνατόν να χρησιμοποιηθούν δύο δέσμες laser τοποθετημένες αντιδιαμετρικά του οδηγού, προκειμένου να επιτευχθεί ακόμη καλύτερη προσέγγιση του σημείου διάτρησης του οστού και εξάλειψη πιθανών αποκλίσεων από το σημείο αυτό.

Κεφάλαιο 4

Προτεινόμενες
μεθοδολογίες εικονικής
πραγματικότητας για την
υποβοήθηση των
επεμβάσεων ασφαλίσιμων
κλειστών ενδομυελικών
ηλώσεων

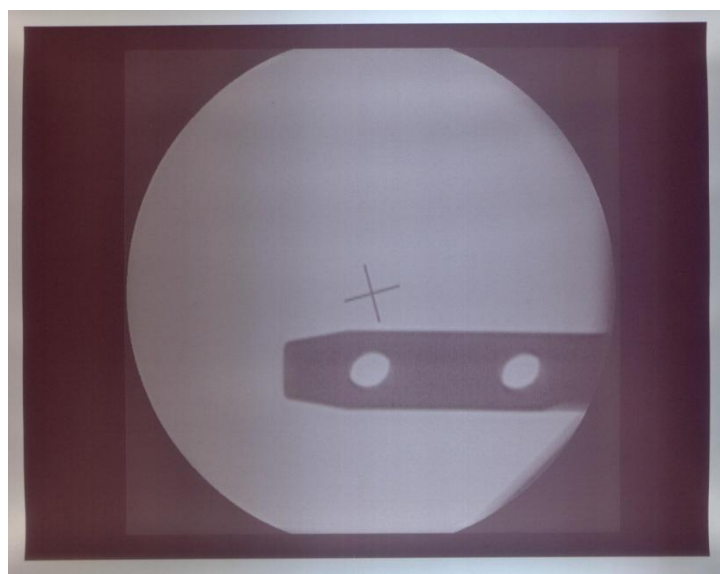
Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται μεθοδολογίες, οι οποίες είναι δυνατόν να βοηθήσουν στον εντοπισμό της θέσης της οπής του ήλου κατά τη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης. Όλες οι μεθοδολογίες που παρουσιάζονται έχουν ως σκοπό τη λήψη στιγμιότυπων της οπής του ήλου για διάφορες θέσεις του ήλου στον τρισδιάστατο χώρο. Τα στιγμιότυπα αυτά καταχωρούνται σε βάση δεδομένων μαζί με σχετική πληροφορία, η οποία αφορά τη μετατόπιση ή/και την περιστροφή του ήλου ως προς τους τρεις άξονες συντεταγμένων του χώρου σε σχέση με τη θέση αναφοράς. Η θέση αναφοράς είναι η θέση στην οποία η οπή του ήλου εμφανίζεται σαν τέλειος κύκλος στην ακτινογραφική εικόνα. Η αναφορά στη βάση αυτή κατά τη διάρκεια της επέμβασης και η σύγκριση της ακτινογραφικής εικόνας της οπής με τα στιγμιότυπα της βάσης δεδομένων οδηγεί στον προσδιορισμό της απόκλισης του ήλου από τη θέση αναφοράς. Γνωρίζοντας την απόκλιση του ήλου από τη θέση αναφοράς, είναι γνωστή η μετατόπιση και η περιστροφή του ήλου ή/και του ακτινογραφικού μηχανήματος ως προς τους τρεις άξονες, η οποία οδηγεί στη θέαση της οπής ως τέλειου κύκλου στην ακτινογραφική εικόνα. Για κάθε μέθοδο που παρουσιάζεται αναλύονται τα αντίστοιχα πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα.

4.1 Λύσεις με τη χρήση συμβατικών μεθόδων και προκύπτοντα προβλήματα

Ο όρος συμβατικές μέθοδοι περιλαμβάνει τον ακτινογραφικό τρόπο και το φωτογραφικό τρόπο.

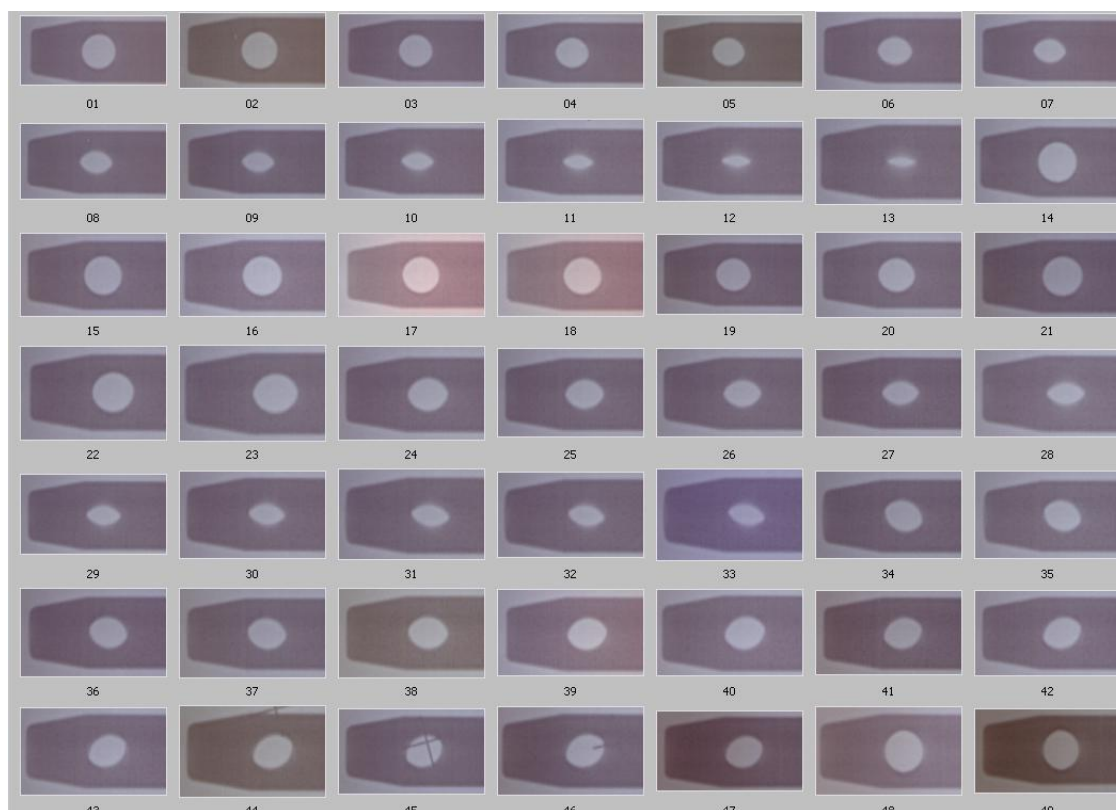
α) Ανάπτυξη Προτύπων Με Ακτινογραφικό Τρόπο

Η ανάπτυξη προτύπων με ακτινογραφικό τρόπο περιλαμβάνει τη λήψη ακτινογραφικών εικόνων του ήλου σε διάφορες θέσεις στο χώρο. Χαρακτηριστικό στιγμιότυπο του ήλου, το οποίο έχει ληφθεί με ακτινογραφικό τρόπο, παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 4.1 Ακτινογραφικό στιγμιότυπο ήλου από c-arm

Με την απομόνωση μίας οπής από τις ακτινογραφικές εικόνες που λαμβάνονται για διάφορες θέσεις του ήλου, είναι δυνατή η δημιουργία μιας βάσης δεδομένων, η οποία περιλαμβάνει διάφορα στιγμιότυπα της οπής, όπως αυτά τα οποία παρουσιάζονται στο σχήμα που ακολουθεί:



Σχήμα 4.2 Ακτινογραφικά στιγμιότυπα οπής ήλου

Ως πλεονέκτημα της μεθόδου αυτής αναφέρεται η ευκολία στη σύγκριση μεταξύ των στιγμιότυπων της βάσης και της ακτινογραφικής εικόνας, μιας και τα αντικείμενα, τα οποία συγκρίνονται, προέρχονται από ακτινογραφικές εικόνες.

Τα μειονεκτήματα της ανάπτυξης προτύπων με ακτινογραφικό τρόπο είναι

- Η έκθεση σε ακτινοβολία των συμμετεχόντων στη δημιουργία βάσης δεδομένων. Προκειμένου να ληφθούν τα απαραίτητα στιγμιότυπα για τη δημιουργία της βάσης απαιτείται μεγάλος αριθμός ακτινογραφικών εικόνων. Για τη λήψη των εικόνων αυτών απαιτείται ένας αριθμός ατόμων, ο οποίος πρέπει να παρευρίσκεται στο χώρο λήψης των στιγμιότυπων. Τα άτομα αυτά εκτίθενται στην ακτινοβολία, η οποία εκπέμπεται από τα ακτινογραφικά μηχανήματα.
- Η ύπαρξη διαφορετικών τύπων ήλων και c-arms. Οι εικόνες που προκύπτουν κάθε φορά είναι προσαρμοσμένες στο συγκεκριμένο τύπο ήλου και c-arm που χρησιμοποιείται και δεν είναι ίδιες για διαφορετικούς τύπους ήλων ή/και c-arms. Είναι γεγονός ότι κάθε τύπος c-arm είναι δυνατόν να εισάγει κάποιου τύπου παραμόρφωση στην ακτινογραφική εικόνα. Ως αποτέλεσμα αυτού, οι ακτινογραφικές εικόνες του ίδιου ήλου διαφέρουν όταν λαμβάνονται από διαφορετικό τύπο c-arm. Αντίστοιχα, τα στιγμιότυπα διαφορετικών τύπων ήλων για μια ορισμένη θέση διαφέρουν σημαντικά. Το γεγονός αυτό

οφείλεται σε μεγάλο βαθμό στον τρόπο κατασκευής του ήλου και των ιδιοτήτων τις οποίες αυτός έχει, όπως το πάχος, η διατομή και η διάμετρος του.

- Η διαθεσιμότητα του εξοπλισμού. Η λήψη στιγμιοτύπων απαιτεί τη δέσμευση μέρους του ιατρικού εξοπλισμού μιας νοσοκομειακής μονάδας για ορισμένο χρονικό διάστημα. Η δέσμευση αυτή δεν είναι πάντα εφικτή, μιας και δεν υπάρχει πλεονασμός χώρων και μηχανημάτων στις περισσότερες νοσοκομειακές μονάδες.

Στο σημείο αυτό πρέπει να αναφερθεί ότι οι ασχολούμενοι με ιατρικά θέματα δεν επιθυμούν τη δημιουργία προτύπων με ακτινογραφικό τρόπο διότι δεν επιθυμούν την κατάληψη του χειρουργείου και κυρίως την έκθεση των συμμετεχόντων σε ακτινοβολία.

Για την αποφυγή των μειονεκτημάτων, τα οποία παρατέθηκαν, αποφεύγεται η δημιουργία βάσης με ακτινογραφικό τρόπο.

β) Ανάπτυξη Προτύπων Με Φωτογραφικό Τρόπο

Ο φωτογραφικός τρόπος αποτελεί έναν εναλλακτικό τρόπο ανάπτυξης προτύπων και λήψης στιγμιοτύπων. Ο φωτογραφικός τρόπος περιλαμβάνει τη λήψη φωτογραφικών στιγμιοτύπων του ήλου σε διάφορες θέσεις στο χώρο. Σε αντιστοιχία με τον ακτινογραφικό τρόπο, είναι δυνατή η δημιουργία βάσης δεδομένων για μια οπή του ήλου απομονώνοντας την οπή αυτή από τα αντίστοιχα φωτογραφικά στιγμιότυπα.

Τα πλεονεκτήματα του φωτογραφικού τρόπου είναι:

- Η απλοϊκότητά του σε σχέση με τον ακτινογραφικό τρόπο, μιας και δεν απαιτείται η δέσμευση ιατρικού εξοπλισμού και προσωπικού για τη δημιουργία της βάσης δεδομένων.
- Η αποφυγή έκθεσης ατόμων σε ακτινοβολία κατά τη δημιουργία της βάσης.

Ωστόσο, παρουσιάζονται και τα ακόλουθα μειονεκτήματα:

- Απαιτείται ειδικός μηχανολογικός εξοπλισμός ακριβούς μετακίνησης και τοποθέτησης της φωτογραφικής μηχανής ή του ήλου στο χώρο, προκειμένου να εξασφαλίζεται η λήψη στιγμιοτύπων με μεγάλη ακρίβεια όσον αφορά τη γωνία θέασης της οπής του ήλου.
- Απαιτούνται, επίσης, ειδικές συνθήκες φωτογράφισης του ήλου, προκειμένου να εξαλειφθούν τυχόν φαινόμενα σκίασης ή και άλλα φαινόμενα, τα οποία είναι δυνατόν να επηρεάσουν την ποιότητα της ληφθείσας εικόνας του ήλου και να οδηγήσουν σε εσφαλμένα συμπεράσματα όσον αφορά τη θέση και τη γωνία θέασης της οπής.
- Τέλος, πρέπει να αποδειχθεί ότι με το φωτογραφικό τρόπο ανάπτυξης προτύπων είναι δυνατόν να παραχθούν στιγμιότυπα, τα οποία μπορούν να συγκριθούν με πραγματικά στιγμιότυπα, τα οποία προκύπτουν από τις ακτινογραφικές εικόνες του c-arm.

Λόγω των μειονεκτημάτων, τα οποία παρουσιάζουν οι προαναφερθείσες μέθοδοι ανάπτυξης προτύπων, τείνουν να προτιμώνται λύσεις, οι οποίες βασίζονται στην ανάπτυξη εικονικών μοντέλων των ήλων με χρήση υπολογιστή.

4.2 Προτεινόμενες λύσεις βασιζόμενες σε εικονικά μοντέλα των ήλων

Η ανάπτυξη προτύπων με χρήση εικονικών μοντέλων των ήλων αποτελεί έναν αμιγώς υπολογιστικό τρόπο ανάπτυξης προτύπων. Η δημιουργία εικονικών μοντέλων των ήλων επιτυγχάνεται με τη χρήση υπολογιστή και μιας κατάλληλης πλατφόρμας εφαρμογών, όπως το matlab ⁽¹⁾, η οποία παρέχει τη δυνατότητα δημιουργίας τρισδιάστατων εικονικών αναπαραστάσεων ήλων. Από την εικονική μετατόπισή και περιστροφή στο χώρο του εκάστοτε μοντέλου εξάγονται τα κατάλληλα στιγμιότυπα της οπής του αντίστοιχου ήλου και δημιουργείται η βάση δεδομένων.

Η μέθοδος ανάπτυξης προτύπων με τη μέθοδο αυτή αποτελεί τον κύριο άξονα της παρούσας εργασίας και παρουσιάζεται αναλυτικά στο κεφάλαιο 5. Η παράγραφος αυτή περιορίζεται στη σύγκριση της μεθόδου αυτής με τις υπόλοιπες μεθόδους, οι οποίες παρουσιάστηκαν στην προηγούμενη παράγραφο.

Τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι τα εξής:

- Δεν απαιτείται μηχανολογικός ή/και ιατρικός εξοπλισμός για τη δημιουργία της βάσης δεδομένων, μιας και η εξαγωγή στιγμιότυπων πραγματοποιείται από τον υπολογιστή και τα αντίστοιχα εργαλεία της πλατφόρμας εφαρμογών. Σαν παράδειγμα αναφέρεται ότι για την κατασκευή του μοντέλου του εκάστοτε ήλου και τη λήψη στιγμιότυπων απαιτείται απλά η εισαγωγή των χαρακτηριστικών μεγεθών και διαστάσεων του ήλου στο σύστημα και όχι η φυσική παρουσία του ίδιου του ήλου.
- Δεν απαιτούνται ειδικές συνθήκες ή ειδικοί χώροι για τη λήψη των στιγμιότυπων, επειδή η όλη διαδικασία πραγματοποιείται σε εικονικό περιβάλλον.
- Αποφεύγεται η δέσμευση ιατρικού προσωπικού που απαιτείται για το χειρισμό ειδικού ιατρικού εξοπλισμού προκειμένου να γίνει δυνατή η λήψη των στιγμιότυπων.
- Αποφεύγεται η έκθεση ατόμων σε ακτινοβολία.
- Η κατασκευή των υποστηρικτικών βάσεων δεδομένων για κάθε νέο τύπο ήλου επιτυγχάνεται με μεγάλη ταχύτητα.
- Η εξαγωγή των σχετικών αποτελεσμάτων επιτυγχάνεται με μεγάλη ταχύτητα.

Σαν μειονέκτημα της μεθόδου αναφέρεται η ανάγκη απόδειξης, όπως και στη φωτογραφική μέθοδο, της ικανότητας παραγωγής στιγμιότυπων συγκρίσιμων με τα πραγματικά, λόγω του διαφορετικού τρόπου παραγωγής των στιγμιότυπων της βάσης και αυτών που λαμβάνονται από την ακτινογραφική εικόνα.

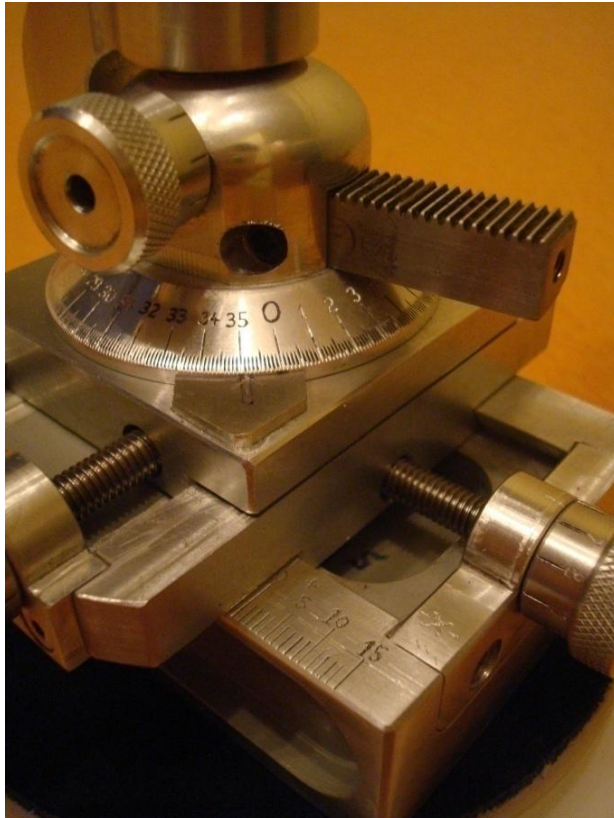
4.3 Αναγκαία μηχανολογική υποστήριξη

Κατά την ανάπτυξη προτύπων με ακτινογραφικό και φωτογραφικό τρόπο είναι αναγκαία η ύπαρξη μηχανολογικής υποστήριξης για την ακριβή μετατόπιση και περιστροφή του ήλου ως προς τους τρεις άξονες του χώρου, όπως εξηγήθηκε σε προηγούμενη παράγραφο. Το μηχανολογικό εξάρτημα, το οποίο χρησιμοποιείται, πρέπει να έχει μικρομετρική ακρίβεια και, ως εκ τούτου, να είναι κατασκευασμένο από εργαστήριο, το οποίο ειδικεύεται σε τέτοιες κατασκευές. Ένα τέτοιο μηχανολογικό εξάρτημα παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 4.3 Μηχανισμός συγκράτησης ήλου

Ο μηχανισμός αυτός φέρει στη βάση του δύο κοχλίες μέσω των οποίων ρυθμίζεται η κίνηση του ήλου στο οριζόντιο επίπεδο με ακρίβεια χιλιοστού του μέτρου, καθώς και έναν κοχλία μέσω του οποίου ρυθμίζεται η περιστροφή του ήλου στο αζιμούθιο με ακρίβεια μοίρας. Στο πάνω μέρος του μηχανισμού, όπου βρίσκεται και η υποδοχή συγκράτησης του ήλου, υπάρχει η δυνατότητα ρύθμισης της γωνίας ανύψωσης του ήλου με ακρίβεια μοίρας, καθώς και η ρύθμιση της περιστροφής του ήλου ως προς τον άξονά του, επίσης με ακρίβεια μοίρας. Στα σχήματα που ακολουθούν παρουσιάζονται τα σημεία ρυθμίσεων και η σχετική βαθμονόμηση.



Σχήμα 4.4 Κοχλίες ρύθμισης μετατόπισης στο οριζόντιο επίπεδο και περιστροφής στο αζιμούθιο



Σχήμα 4.5 Ρύθμιση γωνίας ανύψωσης και περιστροφής ήλου ως προς τον άξονά του

Τέλος, στο σχήμα που ακολουθεί παρουσιάζεται ο μηχανισμός συγκράτησης του ήλου μαζί με τον ήλο:



Σχήμα 4.6 Μηχανισμός συγκράτησης ήλου και ήλος

4.4 Χρησιμοποιούμενα και προτεινόμενα μοντέλα ακτινογραφικών και ακτινοσκοπικών ιατρικών μηχανημάτων

Προκειμένου να περιγραφούν με ακρίβεια μεθοδολογίες, οι οποίες βασίζονται σε μοντέλα των ήλων, για την ρεαλιστικότερη περιγραφή και υποβοήθηση του χειρουργού στη διαδικασία εύρεσης της θέσης και της γωνίας της οπής, δεν αρκεί μόνο η σωστή μοντελοποίηση των ήλων αλλά και των υπολοίπων εργαλείων, τα οποία χρησιμοποιούνται κατά τη διάρκεια της επέμβασης. Στην παράγραφο αυτή περιγράφονται ορισμένα χαρακτηριστικά μοντέλα πηγών ακτινοβολίας ακτινογραφικών και ακτινοσκοπικών μηχανημάτων, όπως το μοντέλο των παράλληλων ακτίνων X και των συντρεχουσών ακτίνων X με ένα κοινό σημείο φυγής.

Η μελέτη του τρόπου ακτινοβολίας των ακτινογραφικών μηχανημάτων κρίνεται αναγκαία, προκειμένου να γίνουν αντιληπτές οι παραμορφώσεις στις οποίες υπόκειται η εικόνα, η οποία λαμβάνεται στην έξοδο του ακτινογραφικού μηχανήματος. Οι παραμορφώσεις αυτές οφείλονται στο γεγονός ότι η εικόνα, η οποία λαμβάνεται από το ακτινογραφικό μηχάνημα, αποτελεί την προβολή του υπό εξέταση αντικειμένου στην ακτινογραφική επιφάνεια του μηχανήματος. Όπως γίνεται εύκολα αντιληπτό, ανάλογα με τον τρόπο με τον οποίο ακτινοβολεί κάθε πηγή, διαφοροποιείται η γωνία ως προς την οποία προσπίπτουν οι ακτίνες X πάνω στο υπό εξέταση αντικείμενο, με αποτέλεσμα να διαφοροποιείται και η προβολή του αντικειμένου αυτού πάνω στην ακτινογραφική επιφάνεια. Το γεγονός αυτό οδηγεί σε παραμορφώσεις της τελικής εικόνας και στην εμφάνιση περιοχών σκίασης σε αρκετά σημεία της.

Ειδικότερα, για το ιατρικό πρόβλημα το οποίο εξετάζεται, οι παραμορφώσεις, οι οποίες εισάγονται στην τελική απεικόνιση, επηρεάζουν την εικόνα της οπής του ήλου, η οποία λαμβάνεται από τη διάταξη c-arm. Η μελέτη των παραμορφώσεων στις οποίες υπόκειται η οπή του ήλου, οδηγεί στον προσδιορισμό των διορθωτικών κινήσεων, οι οποίες πρέπει να γίνουν προκειμένου να αντισταθμιστεί το απεικονιστικό αυτό πρόβλημα. Με τον τρόπο αυτό είναι δυνατή η άρση ενός σημαντικού μέρους του προβλήματος της διαδικασίας της ενδομυελικής ήλωσης, όπως περιγράφηκε στο κεφάλαιο 2.

4.4.1 Στοιχεία πηγών ακτινοβολίας

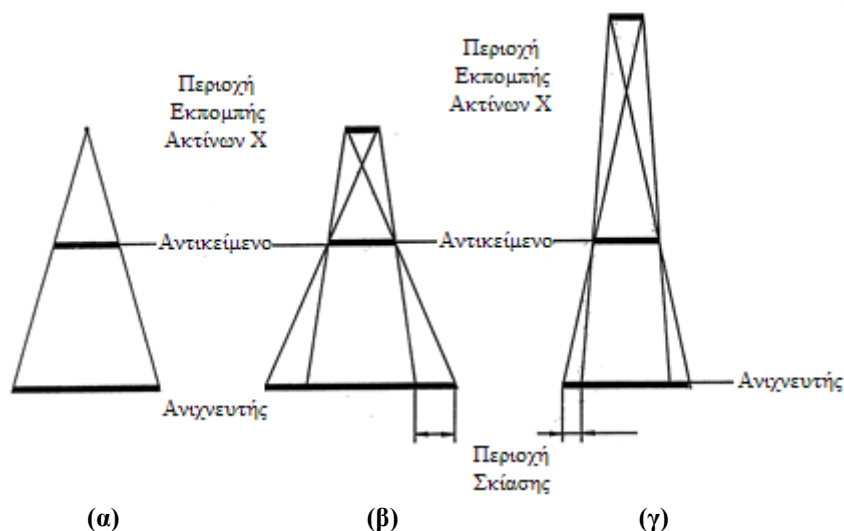
Ο αριθμός, η διάταξη των πηγών ακτινοβολίας X, καθώς και ο τρόπος με τον οποίο εκπέμπουν ακτίνες X οι διάφοροι τύποι ακτινοβολούντων πηγών ποικίλουν στα διάφορα ακτινογραφικά μηχανήματα που είναι αυτή τη στιγμή διαθέσιμα στην αγορά.

Σαν στοιχειώδες μοντέλο πηγής ακτινοβολίας X μπορεί να θεωρηθεί η σημειακή πηγή ακτινοβολίας X. Η σημειακή πηγή ακτινοβολίας X αποτελείται από την κάθοδο, το μαγνητικό φακό και το μεταλλικό στόχο.

Η αρχή λειτουργίας της είναι η εξής ⁽⁸⁷⁾:

Αρχικά, από την κάθοδο εκπέμπονται ηλεκτρόνια, τα οποία στη συνέχεια επιταχύνονται πλησιάζοντας ταχύτητες συγκρίσιμες με αυτή του φωτός. Τα ηλεκτρόνια αυτά συγκεντρώνονται μέσω ενός μαγνητικού φακού και προσπίπτουν με μια ορισμένη ενέργεια πάνω σε ένα μικρό σημείο του μεταλλικού στόχου. Από την πρόσπτωση αυτή τα ηλεκτρόνια συγκρούονται με τα άτομα του μεταλλικού στόχου στο σημείο της πρόσπτωσης, γεγονός το οποίο οδηγεί σε απώλεια μέρους της ενέργειά τους. Εξ' αιτίας της αλληλεπίδρασης αυτής μεταξύ των ηλεκτρονίων και των ατόμων του μεταλλικού στόχου, παράγεται ένα μικρό ποσοστό ενέργειας, το οποίο εκπέμπεται με τη μορφή ακτίνων X και ένα μεγαλύτερο ποσοστό ενέργειας, το οποίο εμφανίζεται με τη μορφή θερμότητας πάνω στο μεταλλικό στόχο και το οποίο πρέπει να απομακρύνεται για να εξασφαλίζεται η καλή λειτουργία της όλης διάταξης. Η ακτινοβολία X εκπέμπεται με τη μορφή κώνου από το σημείο του μεταλλικού στόχου στο οποίο προσπίπτουν τα ηλεκτρόνια. Ο ενδιαφερόμενος αναγνώστης ενθαρρύνεται να ανατρέξει στη σχετική εικόνα της ιστοσελίδας (87), δεδομένου ότι διευκολύνει σημαντικά την κατανόηση της αρχής λειτουργίας της σημειακής πηγής ακτινοβολίας και ότι δεν ήταν δυνατή η ενσωμάτωσή της στο παρόν κείμενο για λόγους σχετιζόμενους με θέματα περί πνευματικής ιδιοκτησίας.

Όπως είναι δυνατόν να γίνει εύκολα αντιληπτό, στην πραγματικότητα, η περιοχή συγκέντρωσης των ηλεκτρονίων πάνω στο μεταλλικό στόχο και επομένως η πηγή των ακτίνων X δεν είναι απόλυτα σημειακή αλλά αποτελείται από ένα σύνολο σημείων, καθένα από τα οποία λειτουργεί σαν ανεξάρτητη σημειακή πηγή ακτινοβολίας. Κατά τη χρήση μιας πηγής ακτινοβολίας X σε ακτινοδιαγνωστικές διατάξεις, μια από τις κύριες επιδιώξεις είναι η περιοχή εκπομπής των ακτίνων X να παραμένει όσο το δυνατόν πιο περιορισμένη σε έκταση, προκειμένου να προσεγγίζεται η λειτουργία της σημειακής πηγής ακτινοβολίας X ⁽⁸⁸⁾, όπως αυτή περιγράφηκε στα προηγούμενα. Ο λόγος για τον οποίο επιδιώκεται αυτή η προσέγγιση, παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 4.7 Επίδραση του εύρους της περιοχής εκπομπής ακτίνων X στην ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας ⁽⁸⁸⁾ (α) πηγή με ευρεία περιοχή εκπομπής ακτίνων X, (β), (γ) πηγή με περιορισμένης έκτασης περιοχή εκπομπής ακτίνων X

Στο σχήμα απεικονίζεται ένα αντικείμενο, το οποίο τοποθετείται ανάμεσα στην πηγή ακτινοβολίας X και σε έναν ανιχνευτή, όπως είναι η ακτινογραφική επιφάνεια του c -arm. Η μοναδική διαφοροποίηση μεταξύ των εικόνων (α) και (β), (γ) είναι το εύρος της περιοχής εκπομπής ακτίνων X .

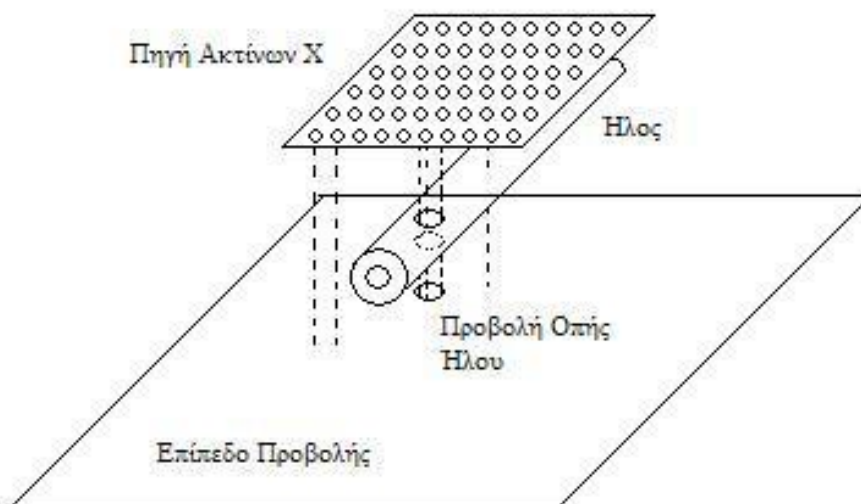
Για πηγή με ευρεία περιοχή εκπομπής ακτίνων X , όπως αυτή του σχήματος 4.7(α), η προβολή του αντικειμένου στην ακτινογραφική επιφάνεια και, σαν συνέπεια αυτού, η λαμβανόμενη εικόνα παρουσιάζει φαινόμενα σκίασης και θολά περιγράμματα με ασαφή και δυσδιάκριτα όρια.

Αντιθέτως, για πηγή ακτινοβολίας με περιορισμένης έκτασης περιοχή εκπομπής ακτίνων X , όπως αυτή των σχημάτων 4.7(β), 4.7(γ), η λαμβανόμενη εικόνα έχει περισσότερο σαφή και ευδιάκριτα όρια καθώς και οξείς ακμές.

Η σημειακή πηγή ακτίνων X όπως παρουσιάστηκε στην παράγραφο αυτή μπορεί να αποτελέσει και μόνη της τη συνολική πηγή ακτινοβολίας X μιας ακτινοδιαγνωστικής διάταξης, ενώ με το συνδυασμό περισσότερων τέτοιων σημειακών πηγών και την κατάλληλη διάταξή τους είναι δυνατό να δημιουργηθούν πηγές ακτινοβολίας X , οι οποίες αποτελούνται από περισσότερες τέτοιες σημειακές πηγές. Στις επόμενες παραγράφους γίνεται παρουσίαση ορισμένων αντιπροσωπευτικών τύπων πηγών ακτινοβολίας.

4.4.2 Το απλό μοντέλο των παράλληλων ακτίνων X

Το απλούστερο μοντέλο πηγής ακτινοβολίας είναι αυτό των παράλληλων ακτίνων X . Σύμφωνα με το μοντέλο αυτό, η πηγή ακτινοβολίας είναι ένα πλέγμα, κάθε σημείο του οποίου αποτελεί μια ξεχωριστή σημειακή πηγή ακτινοβολίας. Κάθε μια από αυτές τις σημειακές πηγές εκπέμπει μια δέσμη ακτίνων X απόλυτα ευθύγραμμη, κάθετη στο επίπεδο το οποίο σχηματίζει η πηγή και κάθετη στο επίπεδο προβολής και αποτελεί την ακτινογραφική επιφάνεια του ακτινογραφικού μηχανήματος. Το μοντέλο αυτό παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



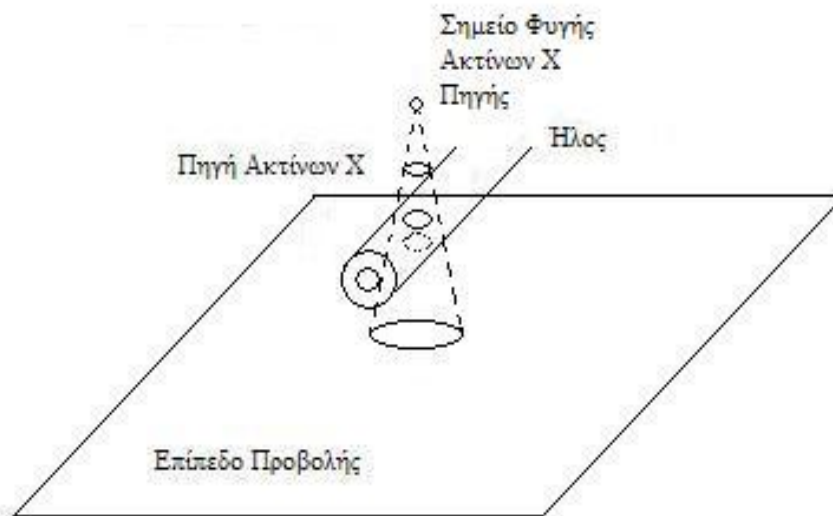
Σχήμα 4.8 Μοντέλο πηγής παράλληλων ακτίνων X

Από το σχήμα είναι εμφανές ότι λόγω της ευθύγραμμης δέσμης ακτίνων X, την οποία εκπέμπει κάθε στοιχειώδης πηγή ακτινοβολίας της πηγής, από την οπή του ήλου περνούν μόνον εκείνες οι παράλληλες ακτίνες X, οι οποίες εκπέμπονται ακριβώς πάνω από την οπή. Συνεπώς, η προβολή της οπής του ήλου πάνω στο επίπεδο προβολής και, ως εκ τούτου, η εικόνα της οπής, η οποία λαμβάνεται από το ακτινογραφικό μηχάνημα, δεν παρουσιάζει καμία παραμόρφωση σε σχέση με την πραγματική, ούτε περιοχές σκιάσεων. Για το λόγο αυτό, το συγκεκριμένο μοντέλο θεωρείται το απλούστερο δυνατό και το ευκολότερο στη μελέτη.

4.4.3 Μοντέλα συντρεχουσών ακτίνων X με σημεία φυγής

Μια δεύτερη προσέγγιση, λιγότερο απλή σε σχέση με αυτή των παράλληλων ακτίνων X, είναι η προσέγγιση η οποία βασίζεται στη θεώρηση ότι η πηγή ακτινοβολίας εκπέμπει δέσμες ακτίνων X, οι οποίες δεν είναι παράλληλες, ούτε ακτινικά παραγόμενες. Η μοντελοποίηση αυτής της προσέγγισης είναι δυνατόν να επιτευχθεί με δύο τρόπους, οι οποίοι αναλύονται στην ενότητα αυτή.

Το πρώτο μοντέλο αυτής της προσέγγισης παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:

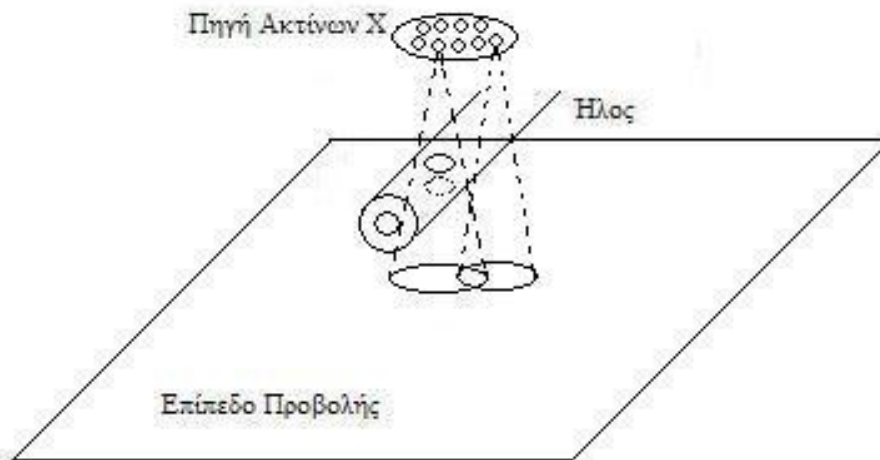


Σχήμα 4.9 Μοντέλο πηγής αποτελούμενης από σημειακές πηγές ακτίνων X με κοινό σημείο φυγής

Σύμφωνα με το μοντέλο αυτό, οι ακτίνες X δεν προσπίπτουν κάθετα στο υπό εξέταση αντικείμενο αλλά διαχέονται σε κώνο, ο οποίος έχει κορυφή το σημείο φυγής των ακτίνων X. Επιτυγχάνεται με τον τρόπο αυτό μια προσέγγιση του μοντέλου της σημειακής πηγής, το οποίο παρουσιάστηκε σε προηγούμενη παράγραφο.

Το μοντέλο αυτό εισάγει παραμορφώσεις στην εικόνα – και κατ' επέκταση στην εικόνα της οπής του ήλου – η οποία λαμβάνεται στο επίπεδο προβολής. Η προβολή της οπής είναι μεγαλύτερη σε διαστάσεις από την πραγματική οπή, επομένως έχει εισαχθεί ήδη ένα ποσοστό παραμόρφωσης στην λαμβανόμενη εικόνα. Επίσης, όπως αναφέρθηκε και για τη σημειακή πηγή, αν το σημείο φυγής δεν αποτελεί σημείο αλλά σύνολο σημείων, εμφανίζονται περιοχές σκίασης στην προβολή του αντικειμένου πάνω στο επίπεδο προβολής. Ακόμη, αν το σύνολο των σημειακών πηγών που αποτελούν την πηγή ακτίνων X της διάταξης δεν είναι χωρικά ομοιόμορφα κατανομημένο και δεν έχει ακριβές σημείο φυγής, δημιουργούνται περιοχές σκίασης στη λαμβανόμενη εικόνα, με αποτέλεσμα τα όρια της οπής του ήλου να είναι δυσδιάκριτα και ασαφή.

Το δεύτερο μοντέλο της προσέγγισης παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 4.10 Μοντέλο πηγής, το οποίο αποτελείται από πλέγμα σημειακών πηγών ακτίνων X

Από το σχήμα γίνεται κατανοητό ότι στο μοντέλο αυτό, η πηγή ακτίνων X αποτελείται από ένα πλέγμα σημείων, κάθε σημείο του οποίου λειτουργεί σαν σημειακή πηγή ακτινοβολίας, η οποία εκπέμπει ακτίνες X υπό μορφή κώνου.

Το μοντέλο αυτό εισάγει περισσότερες αλλοιώσεις στην εικόνα σε σχέση με το προηγούμενο μοντέλο της ίδιας προσέγγισης. Το μοντέλο αυτό προσεγγίζει τη μορφή της σημειακής πηγής ακτινοβολίας με ευρεία περιοχή εκπομπής ακτίνων X, η οποία περιγράφηκε στα προηγούμενα. Λόγω των πολλαπλών σημειακών πηγών ακτινοβολίας που απαρτίζουν το πλέγμα της πηγής και λόγω του τρόπου με τον οποίο αυτά εκπέμπουν ακτίνες X, δημιουργούνται έντονα φαινόμενα σκίασης, τα οποία καθιστούν τα όρια της σπής του ήλου δυσδιάκριτα και ασαφή, αλλοιώνοντας σημαντικά τα χαρακτηριστικά της λαμβανόμενης από την ακτινογραφική διάταξη εικόνας.

Φυσική επέκταση των μοντέλων συντρεχουσών ακτίνων X με σημεία φυγής αποτελούν τα μοντέλα τα οποία προσεγγίζουν την περίπτωση ύπαρξης μη επίπεδης ακτινογραφικής επιφάνειας στην ακτινογραφική διάταξη. Τα μοντέλα αυτά μπορούν να γίνουν ιδιαίτερα ακριβή και αυξάνουν, κυρίως, τον υπολογιστικό χρόνο των αναγκαίων βάσεων προτύπων. Η χρήση ενός συγκεκριμένου μοντέλου εξαρτάται από τον τύπο του c-arm του εκάστοτε χειρουργείου.

4.4.4 Γενικά μοντέλα που επιτρέπουν μεταβλητές σκιάσεις

Τα (μη υπάρχοντα ακόμη) μοντέλα της κατηγορίας αυτής είναι τα πλέον γενικά μοντέλα πηγών ακτινοβολίας ακτινογραφικών μηχανημάτων. Στα μοντέλα αυτά μπορούν να γίνουν οι εξής επιπλέον γενικεύσεις σε σχέση με τα μοντέλα της ενότητας 4.4.3:

- Μεταβλητοί λοβοί ακτινοβολίας των επιμέρους σημειακών πηγών.
Στα μοντέλα αυτά θεωρείται ότι οι ακτίνες X εκπέμπονται από σύνολο επιμέρους σημειακών πηγών που βρίσκονται πάνω σε γραμμές ή/και

επιφάνειες στο χώρο, οι οποίες δεν ανήκουν απαραίτητα σε ένα επίπεδο. Έστω ότι αυτές οι γραμμές ή/και επιφάνειες ονομάζονται με το γενικό όνομα στοιχείο εκπομπής. Είναι δυνατόν να επιλεγεί ένα σύστημα αναφοράς χωρικών συντεταγμένων που έχει σχέση με το στοιχείο εκπομπής (και τους άξονες ή επίπεδα συμμετρίας του στοιχείου εκπομπής, αν αυτοί υπάρχουν) και είναι (εικονικά) στερεά συνδεδεμένο με αυτό. Η ένταση της ακτίνας X επιτρέπεται να μεταβάλλεται ανάλογα με τη θέση της εκάστοτε σημειακής πηγής και την κατεύθυνση της ακτίνας ως προς το σύστημα αυτό αναφοράς. Οι επιμέρους τιμές της έντασης των ακτίνων μπορούν να προκύπτουν είτε από σύνολο σχέσεων ορισμού με ανεξάρτητες μεταβλητές τη θέση της επιμέρους σημειακής πηγής και την κατεύθυνση της ακτίνας ή να δίνονται από συνδυασμό σχέσεων ορισμού και πινάκων αναφοράς.

- Μεταβλητή απορρόφηση ακτίνων ανάλογα με το πάχος του μετάλλου. Στα προηγούμενα μοντέλα, θεωρήθηκε ότι μία ακτίνα X , η οποία παράγεται από μια επιμέρους σημειακή πηγή και καταλήγει σε ένα τυχόν σημείο της ακτινογραφικής επιφάνειας διακόπτεται πλήρως εάν οποιοδήποτε τμήμα μετάλλου παρεμβληθεί ανάμεσα στη συγκεκριμένη επιμέρους σημειακή πηγή και το συγκεκριμένο σημείο της ακτινογραφικής επιφάνειας. Μια πολύ ρεαλιστική, αλλά όχι πάντα απαραίτητη, γενίκευση προκύπτει, εάν θεωρηθεί ότι η ακτίνα δεν διακόπτεται ολικά αλλά απορροφάται μερικώς από το παρεμβαλλόμενο τμήμα μετάλλου. Ο βαθμός απορρόφησης των ακτίνων X από οποιοδήποτε μέταλλο εξαρτάται από τα ειδικά χαρακτηριστικά του μετάλλου (π.χ. διαπερατότητα του μετάλλου από ακτίνες X), το πάχος του διαπερνόμενου μετάλλου και τη σκληρότητα (συχνότητα, ένταση¹) της ακτίνας X . Επομένως, η παραγόμενη από τα μοντέλα αυτά ακτινογραφική εικόνα προκύπτει εάν ληφθεί υπ' όψιν και το σύνολο των παραμέτρων αυτών. Τα μοντέλα αυτά περιγράφουν ικανοποιητικά πρακτικές περιπτώσεις, όπου η ακτινογραφική εικόνα του ήλου αποτελείται από περιοχές διαφορετικών, μεταβλητών σκιάσεων. Τέτοια περίπτωση παρουσιάζεται στην πράξη σε οριακές περιπτώσεις μικρού πάχους διαπερνόμενου μετάλλου όπως, παραδείγματος χάριν, στις παρυφές οπής ήλου όταν η διεύθυνση της προσπίπτουσας ακτίνας αποκλίνει σημαντικά από τον άξονα συμμετρίας του ήλου.

Απλοποιημένα μοντέλα της γενικότερης αυτής προσέγγισης είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν για προσέγγιση της πραγματικότητας. Ωστόσο, η προσέγγιση αυτή αποτελεί ανοικτό πρόβλημα για την επίλυση του οποίου απαιτείται διεξαγωγή έρευνας, η οποία ξεφεύγει από τα πλαίσια της εργασίας αυτής.

4.4.5 Σύγκριση των μοντέλων

Τα μοντέλα, τα οποία περιγράφηκαν στις προηγούμενες παραγράφους, παρουσιάζουν αρκετές διαφορές μεταξύ τους.

¹ Ο όρος ένταση χρησιμοποιείται για να περιγράψει συλλογικά τα χαρακτηριστικά εκείνα της ακτίνας τα οποία είναι υπεύθυνα για τη μεταβολή του φωτεινού ίχνους στην ακτινογραφική πλάκα μιας μη εμποδιζόμενης ακτίνας.

- Στο μοντέλο των παράλληλων ακτίνων X, οι επιμέρους στοιχειώδεις πηγές ακτινοβολίας, οι οποίες αποτελούν το στοιχείο ακτινοβολίας, εκπέμπουν παράλληλες δέσμες ακτίνων X, οι οποίες είναι κάθετες στην ακτινογραφική επιφάνεια του ακτινογραφικού μηχανήματος. Λόγω του τρόπου εκπομπής του στοιχείου ακτινοβολίας, η ακτινογραφική εικόνα αποτελεί απλή προβολή του υπό εξέταση αντικειμένου στην ακτινογραφική επιφάνεια, χωρίς να παρουσιάζει παραμορφώσεις ή/και περιοχές σκίασης.
- Στο μοντέλο συντρεχουσών ακτίνων X με ένα σημείο φυγής, οι δέσμες ακτίνων X που παράγονται από την πηγή δεν είναι ακτινικές, ούτε ακτινικά παραγόμενες αλλά διαχέονται σε κώνο. Το μοντέλο αυτό εισάγει κάποια παραμόρφωση στη λαμβανόμενη ακτινογραφική εικόνα, λόγω της πρόσπτωσης των ακτίνων X υπό γωνία και όχι κατακόρυφα στο υπό εξέταση αντικείμενο. Επιπλέον παραμορφώσεις και περιοχές σκίασης εμφανίζονται σε περίπτωση κατά την οποία το σημείο φυγής δεν αποτελεί ακριβές σημείο αλλά περιοχή ορισμένων διαστάσεων.
- Στο μοντέλο κατά το οποίο το στοιχείο ακτινοβολίας αποτελείται από στοιχειώδεις σημειακές πηγές ακτινοβολίας καταναμημένες με κάποιο ορισμένο τρόπο, καθεμιά από τις οποίες εκπέμπει ακτίνες X σε κώνο, εισάγονται παραμορφώσεις και περιοχές σκίασης στη λαμβανόμενη εικόνα, λόγω της πρόσπτωσης περισσότερων από μία ακτίνων X πάνω σε κάθε σημείο του υπό εξέταση αντικειμένου υπό διαφορετική γωνία η καθεμιά.
- Στα γενικότερα δυνατά μοντέλα που επιτρέπουν μεταβλητές σκιάσεις, τόσο ο τρόπος ακτινοβολίας της κάθε επιμέρους στοιχειώδους πηγής ακτινοβολίας, όσο και η κατανομή τους δεν είναι συγκεκριμένα. Επίσης, η ακτινογραφική επιφάνεια δεν είναι απαραίτητα επίπεδη, ενώ λαμβάνεται υπ' όψιν το είδος των ακτίνων X, η απορρόφησή τους από το υλικό του υπό εξέταση αντικειμένου αλλά και το πάχος του υλικού.

Προκειμένου να επιτευχθεί αποτελεσματική κωδικοποίηση των ακτινογραφικών εικόνων και η αναπαράστασή τους σε υπολογιστή, πρέπει να ληφθούν υπ' όψιν τα ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του κάθε μοντέλου πηγής ακτινοβολίας. Στο σημείο αυτό πρέπει να οριστεί η έννοια της ακτίνας πρόσπτωσης, η οποία αποτελεί ένα νοητό ευθύγραμμο τμήμα που ενώνει την εκάστοτε στοιχειώδη πηγή ακτινοβολίας με μια στοιχειώδη υποδιαίρεση της ακτινογραφικής επιφάνειας και αντιστοιχεί σε μια ακτίνα X της στοιχειώδους πηγής. Η στοιχειώδης αυτή υποδιαίρεση της ακτινογραφικής επιφάνειας θεωρείται ότι έχει το μέγεθος ενός εικονοστοιχείου (pixel).

Στα μοντέλα των παράλληλων ακτίνων X και συντρεχουσών ακτίνων X με ένα σημείο φυγής, υπάρχει μόνο μια ακτίνα πρόσπτωσης για κάθε εικονοστοιχείο της ακτινογραφικής επιφάνειας. Στο μοντέλο των παράλληλων ακτίνων X, οι ακτίνες πρόσπτωσης είναι κάθετες στην ακτινογραφική επιφάνεια, όπως ακριβώς και οι ακτίνες X, οι οποίες εκπέμπονται από κάθε στοιχειώδη πηγή του στοιχείου ακτινοβολίας. Σε κάθε εικονοστοιχείο αντιστοιχεί μια ακτίνα πρόσπτωσης, η οποία έχει αρχή την αντίστοιχη στοιχειώδη πηγή του στοιχείου ακτινοβολίας. Αντίστοιχα, στο μοντέλο συντρεχουσών ακτίνων X με ένα σημείο φυγής, σε κάθε εικονοστοιχείο αντιστοιχεί μία μόνο ακτίνα πρόσπτωσης, η οποία έχει αρχή το σημείο φυγής των ακτίνων X του στοιχείου ακτινοβολίας. Λόγω της ύπαρξης μόνο μιας ακτίνας πρόσπτωσης για κάθε στοιχειώδες τμήμα της ακτινογραφικής επιφάνειας και

δεδομένου ότι οι ακτίνες X δεν διαπερνούν το υπό εξέταση αντικείμενο, σε κάθε εικονοστοιχείο θα προσπίπτει το πολύ μια ακτίνα X και, επομένως, το σημείο αυτό θα είναι είτε φωτεινό, είτε σκοτεινό, όταν η αντίστοιχη ακτίνα πρόσπτωσης δεν διακόπτεται ή διακόπτεται, αντίστοιχα, από το υπό εξέταση αντικείμενο. Η μέγιστη φωτεινότητα κάθε εικονοστοιχείου της λαμβανόμενης ακτινογραφικής εικόνας θα είναι η φωτεινότητα της εκάστοτε στοιχειώδους πηγής ακτινοβολίας στην περίπτωση του μοντέλου των παράλληλων ακτίνων X και η φωτεινότητα της μοναδικής πηγής ακτινοβολίας στην περίπτωση του μοντέλου συντρεχουσών ακτίνων X με ένα σημείο φυγής. Η ελάχιστη φωτεινότητα θα αντιστοιχεί στην περίπτωση διακοπής της ακτίνας από το υπό εξέταση αντικείμενο, δηλαδή στο σκοτάδι. Στα δύο αυτά μοντέλα δεν υπάρχουν διαβαθμίσεις στη φωτεινότητα κάθε εικονοστοιχείου της ακτινογραφικής εικόνας, λόγω του ότι σε κάθε εικονοστοιχείο αντιστοιχεί μόνο μια ακτίνα πρόσπτωσης και δεν υπάρχουν φαινόμενα απορρόφησης. Επομένως, η λαμβανόμενη ακτινογραφική εικόνα μπορεί να αναπαρασταθεί σε υπολογιστή από μια δυαδική εικόνα (binary image), κάθε εικονοστοιχείο της οποίας είναι δυνατόν να παρασταθεί με ένα bit. Η τιμή 1 του bit θα αντιστοιχεί στην πρόσπτωση ακτίνας X στο στοιχειώδες τμήμα της ακτινογραφικής επιφάνειας, ενώ η τιμή 0 του bit θα αντιστοιχεί στην διακοπή της ακτίνας X από το υπό εξέταση αντικείμενο.

Η αμέσως πιο σύνθετη προσέγγιση αντιστοιχεί στο μοντέλο στο οποίο η πηγή ακτίνων X αποτελείται από ένα πλέγμα σημείων, κάθε σημείο του οποίου λειτουργεί σαν σημειακή πηγή ακτινοβολίας, η οποία εκπέμπει ακτίνες X υπό μορφή κώνου. Στην προσέγγιση αυτή, κάθε στοιχειώδης πηγή του στοιχείου ακτινοβολίας εκπέμπει ακτίνες X , οι οποίες προσπίπτουν πάνω σε έναν αριθμό στοιχειωδών περιοχών της ακτινογραφικής επιφάνειας. Επομένως, σε κάθε εικονοστοιχείο αντιστοιχεί ένας μέγιστος αριθμός ακτίνων πρόσπτωσης, έστω N , ο οποίος αντιστοιχεί στην μέγιστη φωτεινότητα του σημείου αυτού, όταν δεν υπάρχει υπό εξέταση αντικείμενο και, επομένως, όταν δεν διακόπτεται καμία ακτίνα πρόσπτωσης. Δεδομένου ότι οι ακτίνες X δεν διαπερνούν το υπό εξέταση αντικείμενο, η φωτεινότητα του κάθε εικονοστοιχείου της λαμβανόμενης ακτινογραφικής εικόνας εξαρτάται από τον αριθμό των ακτίνων πρόσπτωσης που προσπίπτουν στο αντίστοιχο στοιχειώδες τμήμα της ακτινογραφικής επιφάνειας. Η τιμή της φωτεινότητας αυτής κυμαίνεται από 0, τιμή η οποία αντιστοιχεί στο σκοτάδι, έως N , τιμή η οποία αντιστοιχεί στην πλήρη φωτεινότητα. Ανάλογα με τη θέση του υπό εξέταση αντικειμένου, ο αριθμός ακτίνων X που προσπίπτουν σε κάθε στοιχειώδες τμήμα της ακτινογραφικής επιφάνειας μεταβάλλεται από 0 έως N . Επομένως, η αντίστοιχη λαμβανόμενη ακτινογραφική εικόνα είναι δυνατόν να παρασταθεί σε υπολογιστή ως εικόνα διαβαθμίσεων του γκρι (grayscale image), στην οποία οι διαβαθμίσεις του γκρι για κάθε εικονοστοιχείο (ακέραιες τιμές μεταξύ 0 και N) θα αντιστοιχούν στην φωτεινότητα κάθε στοιχειώδους περιοχής της ακτινογραφικής επιφάνειας.

Μια περισσότερο σύνθετη προσέγγιση, αποτελεί η προσέγγιση στην οποία θεωρείται ότι υπάρχει και απορρόφηση μέρους της ενέργειας των ακτίνων X από το υπό εξέταση αντικείμενο. Η παραδοχή αυτή οδηγεί σε ένα μοντέλο, σύμφωνα με το οποίο η ένταση των ακτίνων X που προσπίπτουν σε κάθε σημείο της ακτινογραφικής επιφάνειας είναι μεταβλητή. Επομένως, η φωτεινότητα κάθε εικονοστοιχείου της λαμβανόμενης ακτινογραφικής εικόνας κυμαίνεται μεταξύ 0 και N , όπως προηγουμένως, αλλά δεν λαμβάνει μόνο ακέραιες τιμές, διότι η απορρόφηση μέρους της ενέργειας ορισμένων ακτίνων X οδηγεί στη διακύμανση της φωτεινότητας που προκαλείται από την αντίστοιχη ακτίνα πρόσπτωσης μεταξύ 0 και 1. Επομένως, η

αντίστοιχη ακτινογραφική εικόνα είναι δυνατόν να παρασταθεί σε υπολογιστή με μία εικόνα διαβαθμίσεων του γκρι (grayscale image), στην οποία η τιμή του εκάστοτε εικονοστοιχείου θα παριστάνεται από μια πραγματική τιμή μεταξύ 0 και N . Αντίστοιχα μοντέλα και ανάλογες απεικονίσεις είναι δυνατόν να προκύψουν αν ληφθεί υπ' όψιν το πάχος του υπό εξέταση αντικειμένου, το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένο και άλλα.

Ολοκληρώνοντας τη συγκεκριμένη ενότητα, πρέπει να αναφερθεί ότι το μοντέλο των παράλληλων ακτίνων X είναι ανεπαρκές για μια κοντινή στην πραγματικότητα προσέγγιση του προβλήματος, λόγω των απλοποιήσεων τις οποίες εισάγει. Στην πράξη είναι εξαιρετικά δύσκολο να υλοποιηθεί μια τέτοιου είδους διάταξη εκπομπής ακτίνων X . Μέχρι τώρα, σε λύσεις εκτός της προτεινόμενης, έχει χρησιμοποιηθεί το μοντέλο ακτίνων X με ένα σημείο φυγής. Το μοντέλο αυτό είναι σχετικά ικανοποιητικό αλλά όχι το καλύτερο δυνατό. Η επιτυχία του εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά του c-arm, το οποίο χρησιμοποιείται στην εκάστοτε εφαρμογή. Πρέπει, επομένως, να γίνει προσαρμογή του συστήματος, το οποίο περιλαμβάνει χρήση του συγκεκριμένου μοντέλου, στον εκάστοτε τύπο c-arm που χρησιμοποιείται, ούτως ώστε να αντισταθμιστούν οι ιδιαιτερότητες του εκάστοτε c-arm και να είναι επιτυχής η εφαρμογή της αντίστοιχης μεθοδολογίας. Ιδανική περίπτωση θα αποτελούσε η δημιουργία ενός γενικού μοντέλου, το οποίο θα ανταποκρινόταν στους περισσότερους τύπους c-arms, παλαιών και νέων, προκειμένου να βρεθεί η σωστή μέθοδος υπολογισμού και η καλύτερη δυνατή προσομοίωση της διαδικασίας.

4.5 Μέθοδοι αναγνώρισης προτύπων και σχετικά προβλήματα

Ο όρος μέθοδοι αναγνώρισης προτύπων για το συγκεκριμένο πρόβλημα περιλαμβάνει το σύνολο των μεθόδων εκείνων, οι οποίες χρησιμοποιούνται για την ταυτοποίηση ενός στιγμιότυπου της οπής ενός δεδομένου τύπου ήλου, το οποίο λαμβάνεται από την ακτινογραφική εικόνα του c-arm, με ένα στιγμιότυπο της βάσης δεδομένων για το συγκεκριμένο τύπο ήλου, προκειμένου να προσδιοριστεί η ακριβής θέση της οπής στο χώρο.

4.5.1 Σύγκριση καμπυλών που παρήχθησαν με διαφορετικούς τρόπους

Η σύγκριση καμπυλών, οι οποίες έχουν παραχθεί με διαφορετικούς τρόπους, αναφέρεται στη σύγκριση στιγμιότυπων της οπής, τα οποία λαμβάνονται από την ακτινογραφική εικόνα, με στοιχεία της βάσης δεδομένων, η οποία περιλαμβάνει στιγμιότυπα, τα οποία έχουν παραχθεί με χρήση εικονικού μοντέλου του αντίστοιχου τύπου ήλου.

Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενες παραγράφους, στις οποίες έγινε αναφορά των μεθόδων ανάπτυξης προτύπων, πρέπει να αποδειχθεί η συγκρισιμότητα ανάμεσα στα στιγμιότυπα, τα οποία έχουν παραχθεί με χρήση εικονικών μοντέλων των ήλων και στα στιγμιότυπα, τα οποία λαμβάνονται από τις ακτινογραφικές απεικονίσεις του c-arm. Μέχρι στιγμής έχουν πραγματοποιηθεί μετρήσεις, οι οποίες αποδεικνύουν την επιτευξιμότητα της σύγκρισης μόνο. Πρέπει να γίνουν επιπλέον μετρήσεις, οι οποίες θα αποδεικνύουν την αποτελεσματικότητα της σύγκρισης αυτής.

4.5.2 Δομή προτύπων και στιγμιότυπων

Το στιγμιότυπο της οπής, το οποίο εξάγεται από την ακτινογραφική απεικόνιση του c-arm, ενδέχεται να διαφέρει σε σχέση με το πρότυπο, το οποίο βρίσκεται στη βάση δεδομένων και το οποίο έχει εξαχθεί από το εικονικό μοντέλο του ήλου.

Το πραγματικό στιγμιότυπο της οπής παρουσιάζει ατέλειες όσον αφορά την ευκρίνεια των ορίων του και την οξύτητα του περιγράμματός του. Οι ατέλειες αυτές της απεικόνισης οφείλονται σε ενδεχόμενες κατασκευαστικές ατέλειες του ίδιου του ήλου, καθώς και σε θόρυβο ή και περιοχές σκίασης, οι οποίες εμφανίζονται στην εικόνα. Αντιθέτως, το στιγμιότυπο, το οποίο βρίσκεται αποθηκευμένο στη βάση δεδομένων, έχει παραχθεί από ένα ιδανικό μοντέλο ήλου απαλλαγμένο από κατασκευαστικές ατέλειες. Επίσης, λόγω των ιδανικών χαρακτηριστικών του περιβάλλοντος προσομοίωσης, δεν υπεισέρχεται θόρυβος στην εικόνα και δεν εμφανίζονται περιοχές σκίασης λόγω ατελειών των πηγών ακτινοβολίας. Λόγω των παραγόντων αυτών, το στιγμιότυπο, το οποίο βρίσκεται στη βάση δεδομένων, έχει περισσότερο σαφή όρια και λεπτότερες ακμές.

Λόγω των διαφορών ανάμεσα στη δομή των πραγματικών στιγμιότυπων της ακτινογραφικής εικόνας και των στιγμιότυπων της βάσης δεδομένων, η σύγκρισή τους αποτελεί μια εξαιρετικά απαιτητική διαδικασία, η οποία επιτυγχάνεται με

εφαρμογή προηγμένων αλγορίθμων σύγκρισης καμπυλών. Επίσης, ο αριθμός των οπών, ο οποίος είναι μεγαλύτερος της μονάδας, επιτρέπει χρήση λογικής για την καλύτερη εξαγωγή της αναγκαίας πληροφορίας από τις ακτινογραφικές εικόνες.

4.5.3 Προτεινόμενη μέθοδος

Η μέθοδος σύγκρισης μεταξύ στιγμιότυπων, τα οποία έχουν παραχθεί με διαφορετικούς τρόπους, βασίζεται στη χρήση προηγμένων αλγορίθμων⁽⁸⁹⁾. Έστω ότι το στιγμιότυπο της οπής αποτελείται από N^P εικονοστοιχεία, τα οποία περιγράφονται από την ακολουθία διανυσμάτων

$$\vec{r}_i^P, i = 1, 2, \dots, N^P$$

τα οποία έχουν αρχή ένα κέντρο αναφοράς και πέρας το κέντρο του κάθε εικονοστοιχείου. P είναι το εκάστοτε στιγμιότυπο. Έστω, επίσης ότι επιδιώκεται η σύγκριση του στιγμιότυπου αυτού με κάποιο πρότυπο στιγμιότυπο, το οποίο βρίσκεται στη βάση δεδομένων και περιγράφεται από την παραμετρική διανυσματική εξίσωση

$$\vec{r}^M(\theta | \Pi),$$

όπου

θ : η ανεξάρτητη μεταβλητή,

Π : το σύνολο των παραμέτρων της καμπύλης του πρότυπου στιγμιότυπου και

M : είναι το εκάστοτε πρότυπο στιγμιότυπο.

Για παράδειγμα, η γραμμική πολική παραμετρική διανυσματική εξίσωση της έλλειψης, της οποίας οι άξονες ταυτίζονται με τους άξονες του καρτεσιανού επιπέδου συντεταγμένων είναι η εξής:

$$\vec{r}^M(\theta | \Pi) = \frac{ab}{\sqrt{b^2 \cos^2 \theta + a^2 \sin^2 \theta}},$$

όπου

$\theta \in \mathfrak{R}$: η ανεξάρτητη μεταβλητή, δηλαδή η πολική γωνία και

$\Pi = \{a, b\}$: το σύνολο των παραμέτρων της έλλειψης

Στη συνέχεια υπολογίζεται το βέλτιστο σύνολο παραμέτρων Π^o και η αντίστοιχη ακολουθία τιμών της ανεξάρτητης μεταβλητής $\theta_i, i = 1, 2, \dots, N^P$ για τα οποία η εξίσωση

$$\vec{r}^M(\theta_i | \Pi^o)$$

προσεγγίζει με τον καλύτερο δυνατό τρόπο την εξίσωση \vec{r}_i^P , σύμφωνα με μια επιλεγμένη νόρμα L . Οι αλγόριθμοι, οι οποίοι υλοποιούν τη μέθοδο αυτή, είναι γνωστοί αλγόριθμοι αριθμητικής ανάλυσης, όπως ο Nelder – Mead, οι οποίοι ξεκινώντας από ένα τυχαίο σύνολο παραμέτρων Π , αφήνουν το Π να προσεγγίσει το Π^o , έτσι ώστε το L να ελαχιστοποιηθεί. Για παράδειγμα, για ένα συγκεκριμένο

στιγμιότυπο \vec{r}_i^P και για ένα στιγμιότυπο της βάσης δεδομένων $\vec{r}^M(\theta|\Pi)$, επιδιώκεται η ελαχιστοποίηση της ποσότητας

$$E_2 = \sum_{i=1}^{N^P} \left\| r_i^P - r_i^M \right\| = \sum_{i=1}^{N^P} \left((x_i^P - x_i^M)^2 + (y_i^P - y_i^M)^2 \right)$$

Τα αποτελέσματα της σύγκρισης επιδέχονται βελτίωση με χρήση λογικής, δεδομένου ότι η δομή του ήλου είναι γνωστή εκ των προτέρων.

Κεφάλαιο 5

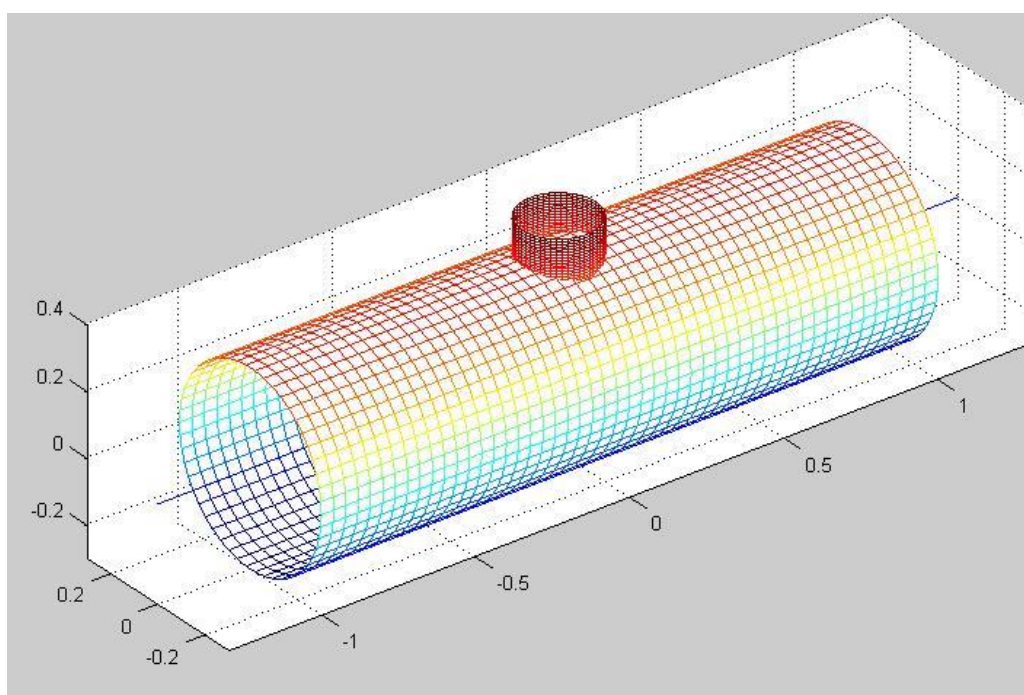
Υπολογιστικό περιβάλλον –
Υλοποιηθείσες
υπολογιστικές διαδικασίες –
Πρώτα αποτελέσματα

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφεται αρχικά η μέθοδος με την οποία επιτεύχθηκε η μοντελοποίηση του ήλου για ένα δεδομένο μοντέλο πηγής ακτινοβολίας. Στη συνέχεια παρουσιάζεται και αναλύεται η μέθοδος κατά την οποία, με χρήση αυτού του μοντέλου του ήλου, είναι δυνατός ο προσδιορισμός της θέσης και της γωνίας υπό την οποία η οπή του ήλου εμφανίζεται σχεδόν σαν τέλειος κύκλος και είναι δυνατόν να επιχειρηθεί διάτρηση του οστού για την εισαγωγή της βίδας σταθεροποίησης. Η μέθοδος αυτή, με ορισμένες προσθήκες και βελτιώσεις, οι οποίες επίσης αναλύονται στον παρόν κεφάλαιο, είναι δυνατόν να εφαρμοστεί για την επίλυση του προβλήματος σε πραγματικό χρόνο, υπό συνθήκες χειρουργικής επέμβασης.

5.1 Μοντελοποίηση ήλου

Η μοντελοποίηση του ήλου και η τρισδιάστατη αναπαράστασή του έγινε εφικτή με τη χρήση της πλατφόρμας εφαρμογών matlab⁽¹⁾ και των κατάλληλων εργαλείων της.

Η πρώτη προσέγγιση, η οποία έγινε για την τρισδιάστατη αναπαράσταση του ήλου και μιας οπής του, περιλάμβανε δύο κάθετα τεμνόμενους κυλίνδρους. Ο ένας κύλινδρος αναπαριστούσε τον ήλο και ο δεύτερος την κάθετη στο διαμήκη άξονα του ήλου οπή, στην οποία εισέρχεται η βίδα σταθεροποίησης. Η αναπαράσταση της πρώτης αυτής προσέγγισης παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:

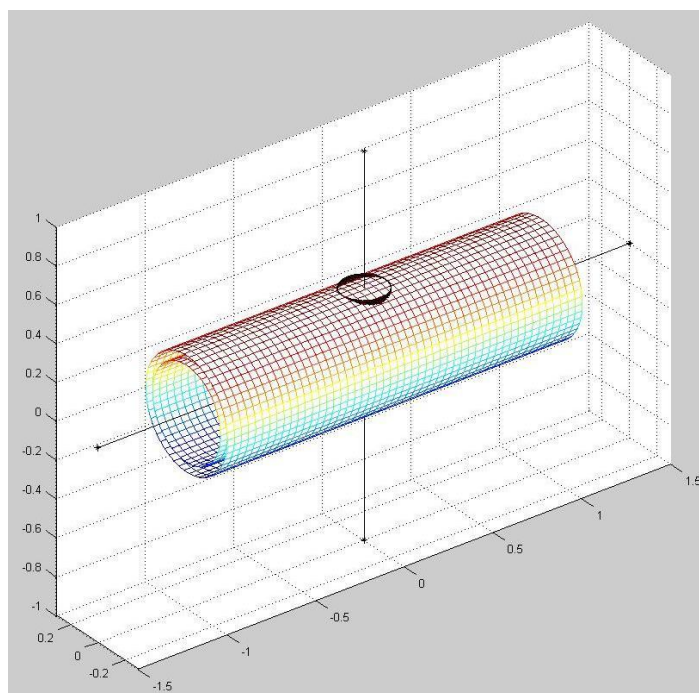


Σχήμα 5.1 Πρώτη προσέγγιση τρισδιάστατης αναπαράστασης ήλου

Η διαβάθμιση των χρωμάτων γίνεται αυτόματα από το matlab⁽¹⁾ και προσδιορίζει τη διαφορά ύψους μεταξύ των διαφόρων σημείων της απεικόνισης.

Στη συνέχεια δημιουργήθηκε η εσωτερική επιφάνεια του ήλου, η οποία βοήθησε στην καλύτερη απεικόνιση της πραγματικής του μορφής, όπως αυτή περιγράφηκε στο κεφάλαιο 2. Επίσης, προσδιορίστηκαν τα σημεία τομής των κυλίνδρων που αναπαριστούν τις δύο επιφάνειες του ήλου με τον κάθετο σε αυτούς κύλινδρο, ο

οποίος αναπαριστά το θάλαμο της οπής του ήλου. Το σύνολο των σημείων τομής αυτών των επιφανειών προσδιορίζει το σύνολο των κρίσιμων σημείων του θαλάμου της βίδας. Η προσέγγιση αυτή παρουσιάζεται στο σχήμα που ακολουθεί:



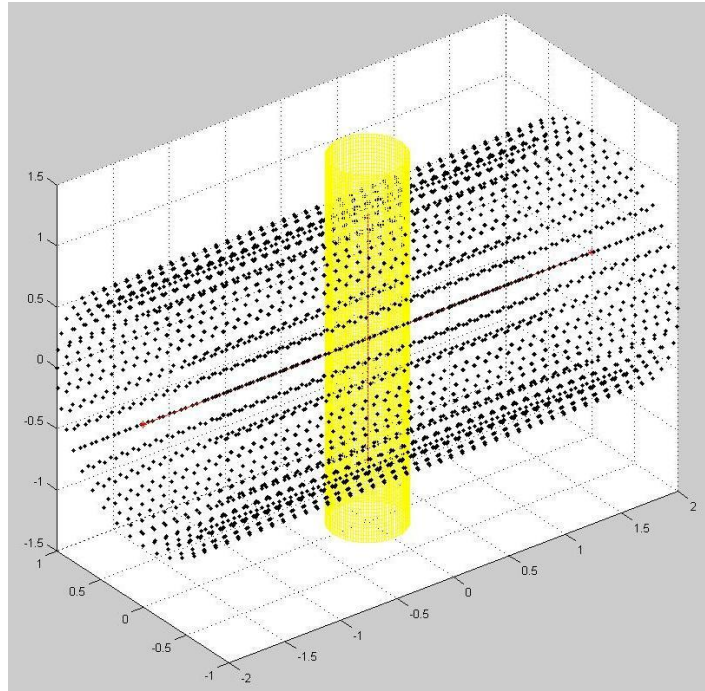
Σχήμα 5.2 Αναπαράσταση εσωτερικής και εξωτερικής επιφάνειας του ήλου και κρίσιμων σημείων του θαλάμου της βίδας

Στο σχήμα αυτό, η περιοχή του κυλίνδρου, η οποία έχει σχεδιαστεί με μαύρο χρώμα, αποτελεί την περιοχή κρίσιμων σημείων του θαλάμου της βίδας. Η επιφάνεια την οποία σχηματίζουν αυτά τα σημεία ακολουθεί την καμυλότητα της επιφάνειας του ήλου, όπως συμβαίνει και με το πραγματικό όριο της οπής του ήλου, όπως φαίνεται στο σχήμα που ακολουθεί:



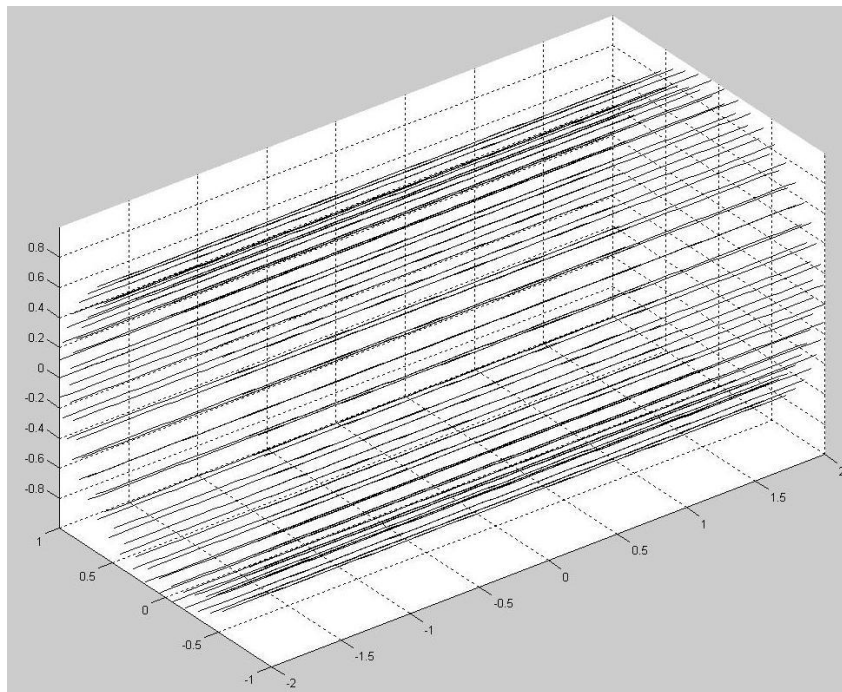
Σχήμα 5.3 Λεπτομέρεια εικόνας ήλου

Ακολούθως, πραγματοποιήθηκε σημειακός προσδιορισμός των δύο επιφανειών του ήλου. Η διαδικασία αυτή είχε σαν αποτέλεσμα τον προσδιορισμό του συνόλου των σημείων, τα οποία απαρτίζουν τις δύο επιφάνειες του ήλου, εσωτερικής και εξωτερικής. Στο ακόλουθο σχήμα απεικονίζεται το σύνολο των σημείων των επιφανειών του ήλου με μαύρο χρώμα και η θέση του θαλάμου της οπής προσδιορίζεται με τον κύλινδρο κίτρινου χρώματος:



Σχήμα 5.4 Απεικόνιση σημειακού προσδιορισμού του ήλου

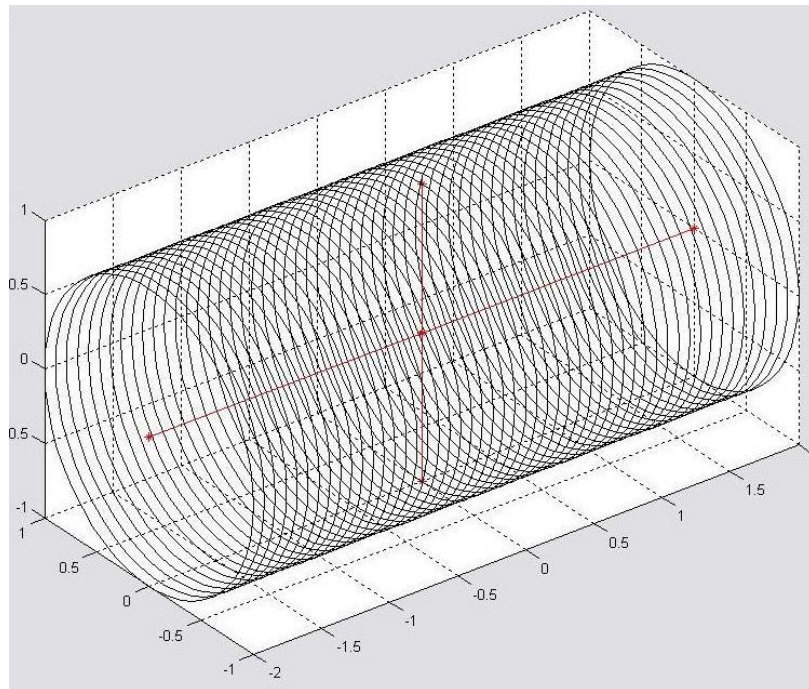
Στη συνέχεια, με βάση το σχήμα, το οποίο εξήχθη από το προηγούμενο στάδιο, πραγματοποιήθηκε η κατά μήκος σχεδίαση των παράπλευρων επιφανειών του ήλου, εξωτερικής και εσωτερικής. Το αποτέλεσμα του σταδίου αυτού παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 5.5 Κατά μήκος σχεδίαση παράπλευρων επιφανειών ήλου

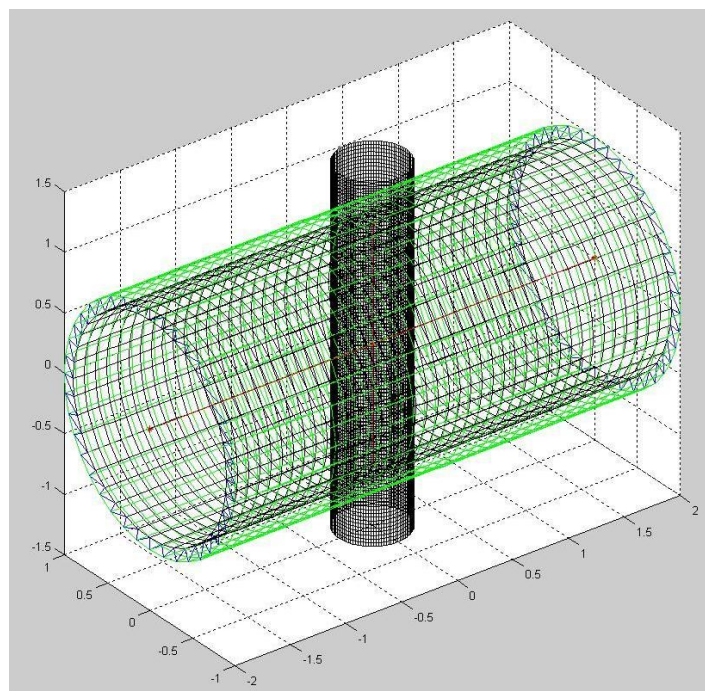
Με βάση τη σημειακή και την κατά μήκος παράπλευρη σχεδίαση του ήλου, έγινε δυνατός ο προσδιορισμός των διατομών του ήλου σε όλο το μήκος του άξονά του και για τις δύο επιφάνειές του. Ο προσδιορισμός και η σχεδίαση των διατομών του ήλου

επέτρεψαν τη σχεδίαση του ήλου ανά περιφέρεια, όπως εμφανίζεται στο σχήμα που ακολουθεί:



Σχήμα 5.6 Ανά περιφέρεια σχεδίαση ήλου

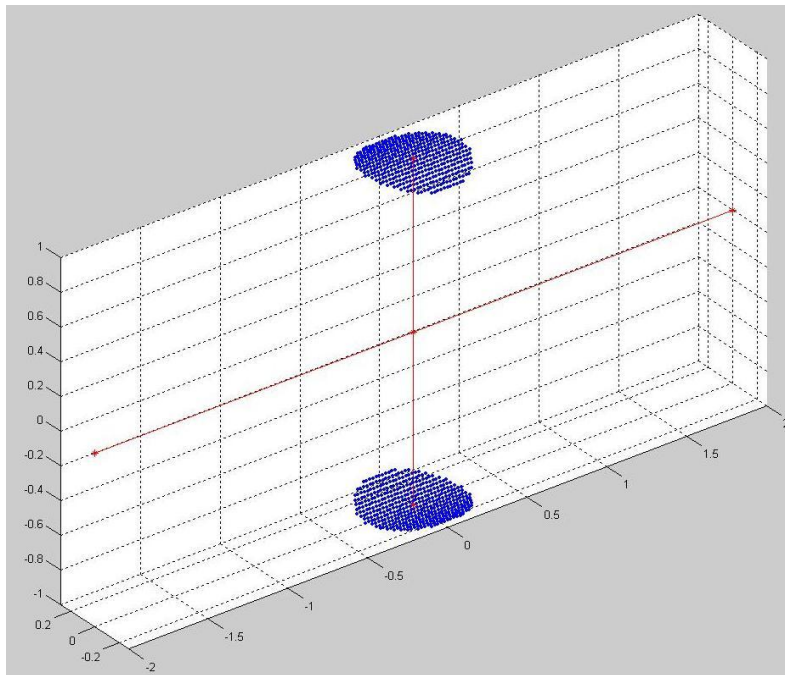
Συνδυάζοντας όλες τις ανωτέρω απεικονίσεις, έγινε εφικτή η σχεδίαση του ήλου, η οποία παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα, στο οποίο εκτός από τον ήλο εμφανίζεται και ο κύλινδρος, ο οποίος διέρχεται από την οπή του ήλου:



Σχήμα 5.7 Απεικόνιση ήλου με χρήση των προηγούμενων απεικονίσεων

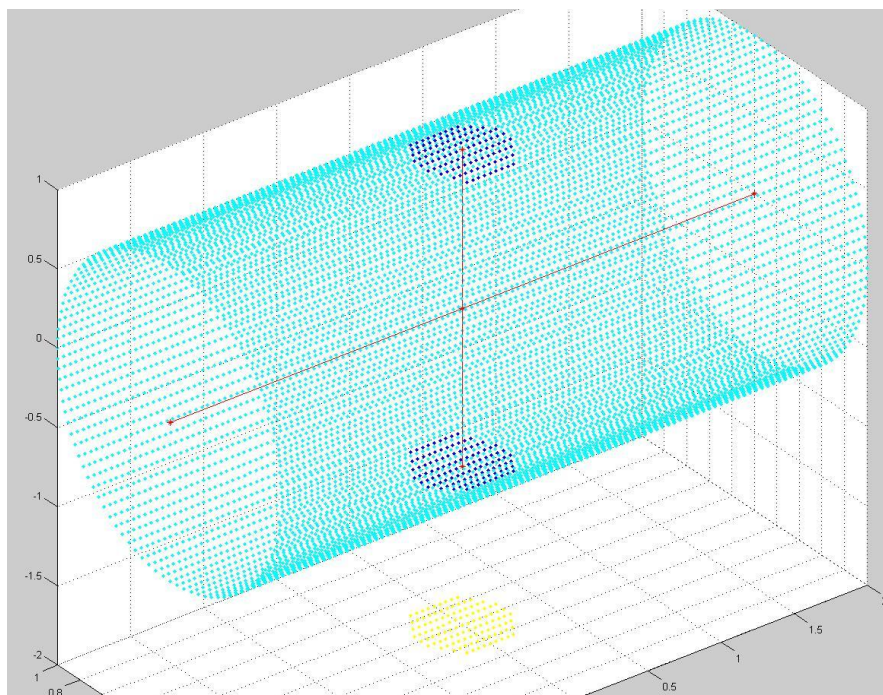
Στη συνέχεια, βάσει των κρίσιμων σημείων, τα οποία αντιστοιχούν στο θάλαμο της βίδας και της σχεδίασης του ήλου που προηγήθηκε, προσδιορίστηκαν τα σημεία της

κυρτής επιφάνειας του ήλου, τα οποία αντιστοιχούν στο θάλαμο της βίδας. Τα σημεία αυτά παρουσιάζονται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 5.8 Κυρτή εξωτερική επιφάνεια του ήλου, η οποία αντιστοιχεί στο θάλαμο της βίδας

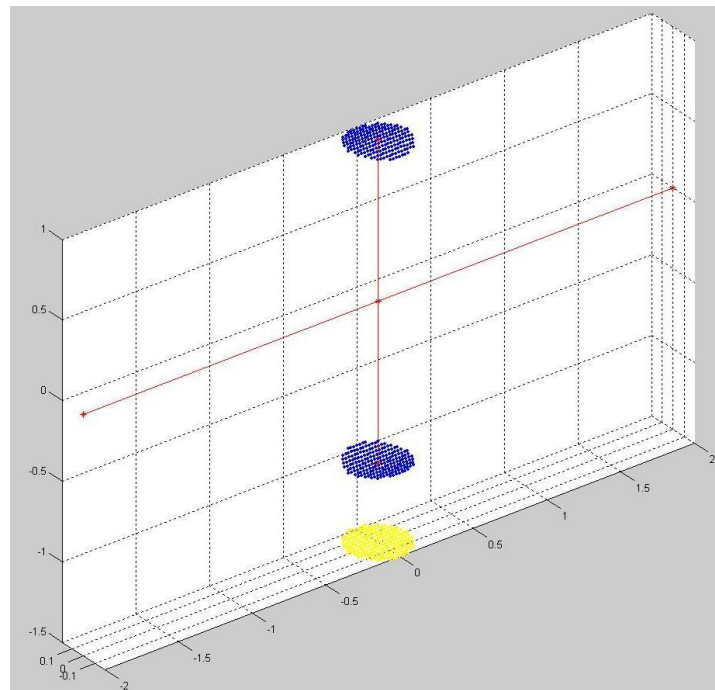
Στο σχήμα που ακολουθεί παρουσιάζεται μια εποπτική εικόνα, η οποία περιλαμβάνει την κυρτή επιφάνεια του θαλάμου της βίδας, η οποία προσδιορίστηκε στο προηγούμενο στάδιο, ως μέρος του ήλου, καθώς και την προβολή των κρίσιμων σημείων, τα οποία απαρτίζουν την κυρτή επιφάνεια στο επίπεδο προβολής x, y , το οποίο αντιστοιχεί στην ακτινογραφική επιφάνεια του ακτινογραφικού μηχανήματος και, ως εκ τούτου, στη ληφθείσα εικόνα της οπής:



Σχήμα 5.9 Εποπτική απεικόνιση προηγούμενου σταδίου και προβολής κυρτής επιφάνειας του θαλάμου της βίδας στο επίπεδο προβολής x, y

Όπως γίνεται εύκολα αντιληπτό από το ανωτέρω σχήμα, η προβολή των κρίσιμων σημείων πάνω στο επίπεδο x, y ισοδυναμεί με την εικόνα της οπής, η οποία λαμβάνεται από το ακτινογραφικό μηχάνημα για το μοντέλο πηγής παράλληλων ακτίνων X , όπως περιγράφηκε στα προηγούμενα, αφού η οπή στη λαμβανόμενη εικόνα έχει τις ίδιες διαστάσεις με αυτές της οπής του μοντέλου. Επομένως, θα μπορούσε να ειπωθεί ότι στο παρόν μοντέλο λαμβάνεται σαν προϋπόθεση ότι η πηγή ακτινοβολίας του ακτινογραφικού μηχανήματος εκπέμπει ακτίνες παράλληλες μεταξύ τους και κάθετες στο επίπεδο προβολής x, y .

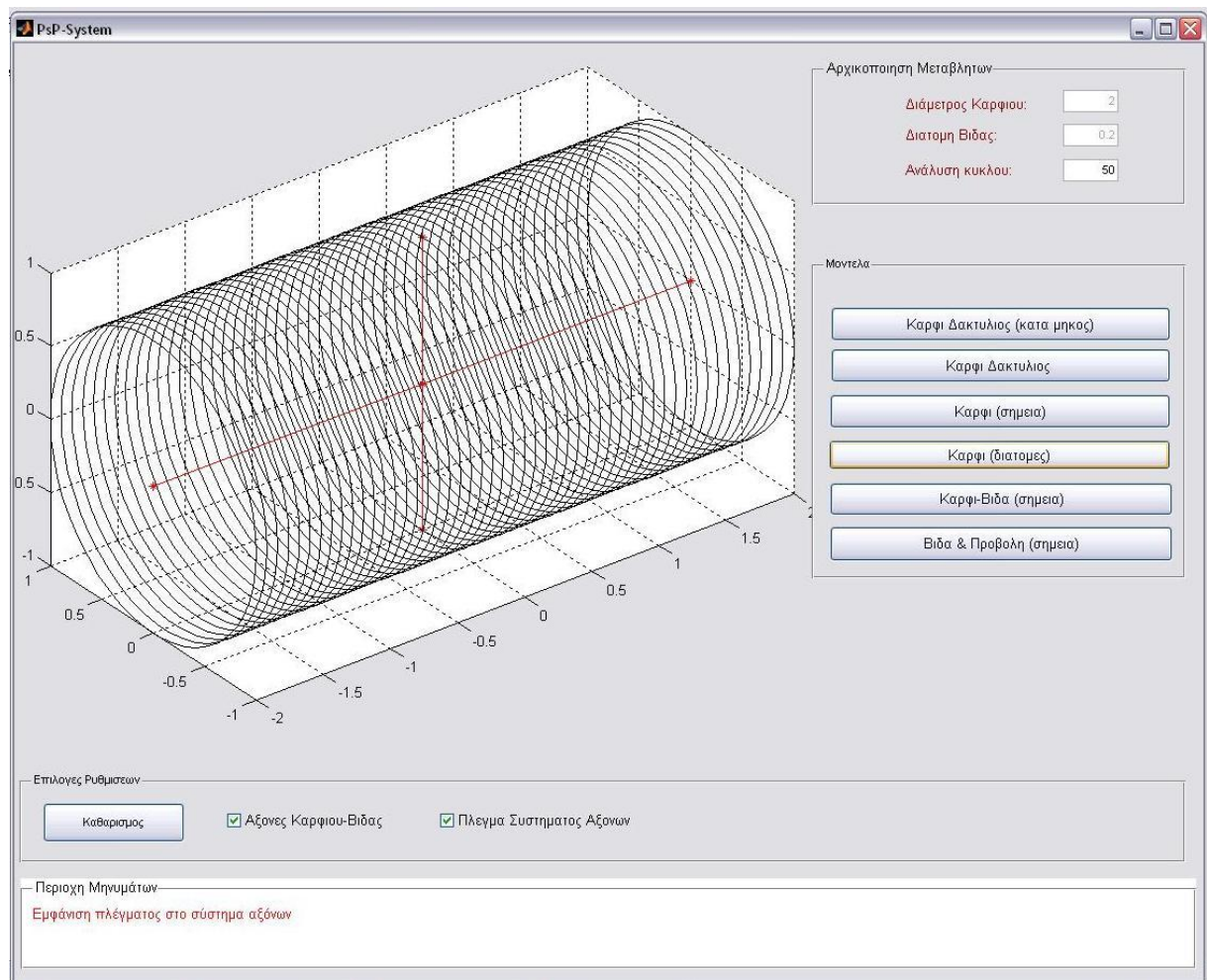
Στο σχήμα το οποίο ακολουθεί παρουσιάζεται η κυρτή επιφάνεια, η οποία αντιστοιχεί στο θάλαμο της βίδας, μαζί με την προβολή των κρίσιμων σημείων πάνω στο x, y επίπεδο προβολής:



Σχήμα 5.10 Κυρτή επιφάνεια θαλάμου βίδας και προβολή κρίσιμων σημείων στο x, y επίπεδο προβολής

Στο σημείο αυτό πρέπει να σημειωθεί ότι η διαδικασία, η οποία περιγράφηκε στην παράγραφο αυτή και αφορά τη μοντελοποίηση του ήλου και μιας οπής του, είναι πλήρως παραμετροποιήσιμη και είναι δυνατόν να εφαρμοστεί για διαφορετικούς τύπους ήλων.

Προκειμένου να επιτευχθεί η ευκολότερη εξαγωγή μοντέλων διαφορετικών τύπων ήλων ακολουθώντας τη διαδικασία αυτή, έχει αναπτυχθεί ένα διαδραστικό περιβάλλον, μέσω του οποίου ο χρήστης μπορεί να καθορίσει τα χαρακτηριστικά του ήλου, την μοντελοποίηση του οποίου επιθυμεί να επιτύχει, καθώς και ορισμένα χαρακτηριστικά της διαδικασίας διεξαγωγής του μοντέλου. Μπορεί, επίσης, να δει τα αποτελέσματα της μοντελοποίησης και των επί μέρους διαδικασιών ανά πάσα στιγμή. Η αρχική οθόνη του γραφικού διαδραστικού περιβάλλοντος συστήματος – χρήστη (Graphical User Interface – GUI) παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



Σχήμα 5.11 Αρχική οθόνη διαδραστικού περιβάλλοντος συστήματος – χρήστη

Η οθόνη του διαδραστικού περιβάλλοντος χωρίζεται σε πέντε, κυρίως, μέρη:

Στο πάνω δεξιό μέρος της οθόνης βρίσκεται το πλαίσιο “Αρχικοποίηση Μεταβλητών”. Στο πλαίσιο αυτό υπάρχουν τρία πλαίσια εισαγωγής κειμένου (textboxes), στα οποία ο χρήστης συμπληρώνει τις απαραίτητες παραμέτρους της μοντελοποίησης. Στα πεδία “Διάμετρος Καρφιού” και “Διατομή Βίδας” εισάγει τα αντίστοιχα στοιχεία, τα οποία χαρακτηρίζουν τον προς μοντελοποίηση ήλο σε χλιοστά του μέτρου, ενώ στο πεδίο “Ανάλυση Κύκλου” καθορίζει το πλήθος των σημείων, βάσει των οποίων θα κατασκευαστεί το μοντέλο του ήλου. Η τιμή του συγκεκριμένου πεδίου προσδιορίζει την ακρίβεια με την οποία θα διεξαχθεί η διαδικασία. Όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του πεδίου αυτού, τόσο μεγαλύτερη είναι η ακρίβεια με την οποία κατασκευάζεται το μοντέλο αλλά και τόσο περισσότεροι είναι οι υπολογιστικοί πόροι, τους οποίους δεσμεύει το σύστημα προκειμένου να εκτελέσει τους απαραίτητους για τη μοντελοποίηση υπολογισμούς και την εξαγωγή ενός μοντέλου με τη δεδομένη ακρίβεια.

Κάτω από το πλαίσιο το οποίο αναλύθηκε, βρίσκεται το πλαίσιο “Μοντέλα”. Το πλαίσιο αυτό περιλαμβάνει έναν αριθμό κουμπιών, τα οποία μετά τον καθορισμό των παραμέτρων της προσομοίωσης μπορούν να επιλεγθούν από το χρήστη, προκειμένου να εξαχθούν οι κατάλληλες εικόνες για το μοντέλο του ήλου, του οποίου τα χαρακτηριστικά προσδιορίστηκαν στο πλαίσιο “Αρχικοποίηση Μεταβλητών”, όμοιες

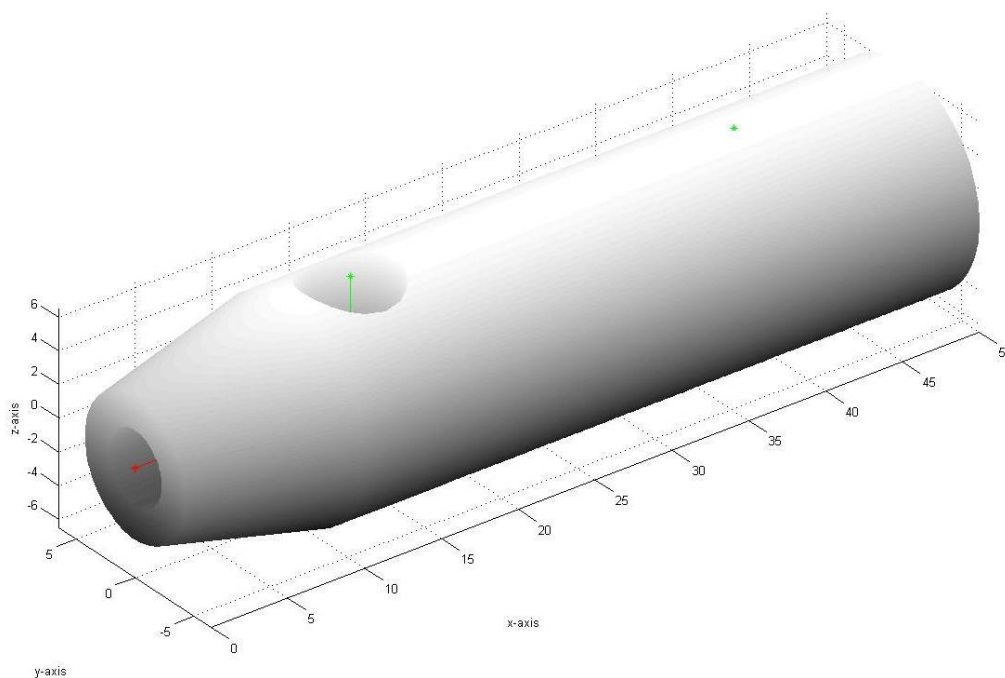
με αυτές οι οποίες παρατέθηκαν στα σχήματα 5.1 – 5.2 και 5.4 – 5.10 αυτής της παραγράφου.

Το μοντέλο, το οποίο επιλέγεται να εμφανιστεί, εμφανίζεται στο πάνω αριστερό μέρος της οθόνης.

Κάτω από τα πλαίσια, τα οποία έχουν ήδη περιγραφεί, βρίσκεται ένα πλαίσιο διαμόρφωσης του απεικονιζόμενου σχήματος. Μέσω αυτού, ο χρήστης μπορεί να μεταβάλλει παραμέτρους του σχήματος και συγκεκριμένα την εμφάνιση ή την απόκρυψη των αξόνων συμμετρίας του ήλου και της οπής από την οποία εισέρχεται η βίδα, καθώς και του πλέγματος του συστήματος συντεταγμένων.

Τέλος, στο κάτω μέρος της οθόνης βρίσκεται ένα παράθυρο μηνυμάτων, στο οποίο εμφανίζονται μηνύματα σχετικά με το εικονιζόμενο μοντέλο, μηνύματα σφαλμάτων εκτέλεσης και άλλα.

Στο ακόλουθο σχήμα παρουσιάζεται η τελική εικόνα του ήλου, η οποία προκύπτει από την μοντελοποίηση:

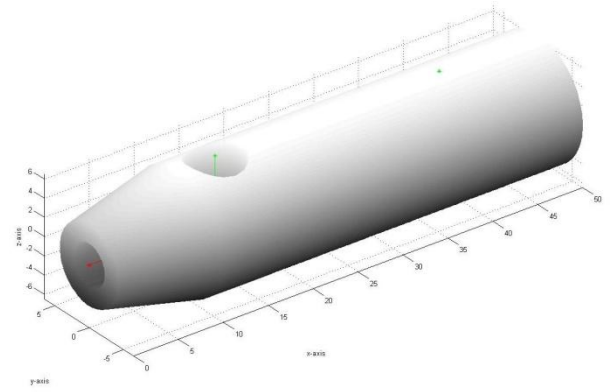


Σχήμα 5.12 Μοντέλο ήλου

Παρατηρείται ότι το μοντέλο του ήλου παρουσιάζει αρκετή ομοιότητα με τον πραγματικό ήλο. Στο σχήμα που ακολουθεί παρουσιάζεται η πραγματική εικόνα του ήλου σε αντιπαράθεση με το μοντέλο:



(α)



(β)

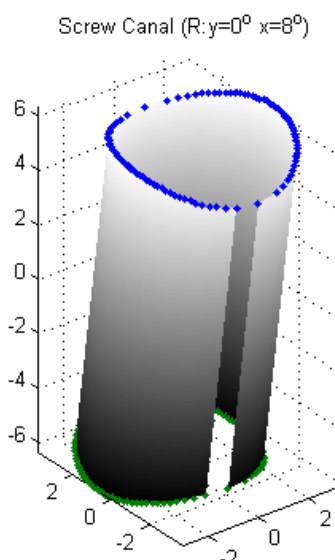
Σχήμα 5.13 (α) πραγματική εικόνα ήλου (β) εικόνα μοντέλου ήλου

Η διαδικασία μοντελοποίησης του ήλου, η οποία παρουσιάστηκε σε αυτή την παράγραφο, περιλαμβάνει τη μοντελοποίηση μιας μόνο οπής του ήλου. Ωστόσο, με εφαρμογή ακριβώς της ίδιας διαδικασίας, η οποία ακολουθήθηκε για μία οπή, είναι δυνατόν να παραχθεί μοντέλο ήλου με περισσότερες από μία οπές, προσεγγίζοντας καλύτερα την πραγματική εικόνα του.

5.2 Χρήση μοντέλου ήλου για προσομοίωση ακτινογραφικών προβολών της οπής του

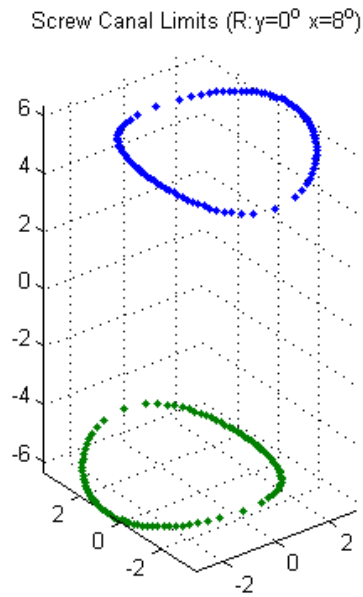
Το μοντέλο, το οποίο κατασκευάστηκε σύμφωνα με τη μέθοδο, η οποία παρουσιάστηκε στην προηγούμενη παράγραφο, έχει τη δυνατότητα μετατόπισης και περιστροφής ως προς τους τρεις άξονες του χώρου. Η δυνατότητα αυτή συμβάλλει στην καλύτερη προσέγγιση της εγχειρητικής διαδικασίας, λόγω του ότι, κατά τη διαδικασία αυτή, το κινητό μέρος της διάταξης c-arm μετακινείται και περιστρέφεται ως προς τους τρεις άξονες του χώρου, δίνοντας στην έξοδο της διάταξης την αντίστοιχη προβολή του ήλου και των οπών του πάνω στην ακτινογραφική επιφάνεια της διάταξης για κάθε δυνατή γωνία περιστροφής.

Από το μοντέλο απομονώνεται ο θάλαμος της βίδας, ο οποίος περιστρέφεται ως προς τους τρεις άξονες του χώρου, δίνοντας μια ρεαλιστική απεικόνιση της πραγματικής εικόνας του θαλάμου της βίδας, η οποία εμφανίζεται στην εικόνα εξόδου του c-arm, σε κάθε σημείο του χώρου. Στο σχήμα που ακολουθεί απεικονίζεται ο θάλαμος της βίδας περιστρεμμένος κατά 8° ως προς τον άξονα x, ενώ δεν έχει περιστραφεί ως προς τους άλλους δύο άξονες του χώρου:



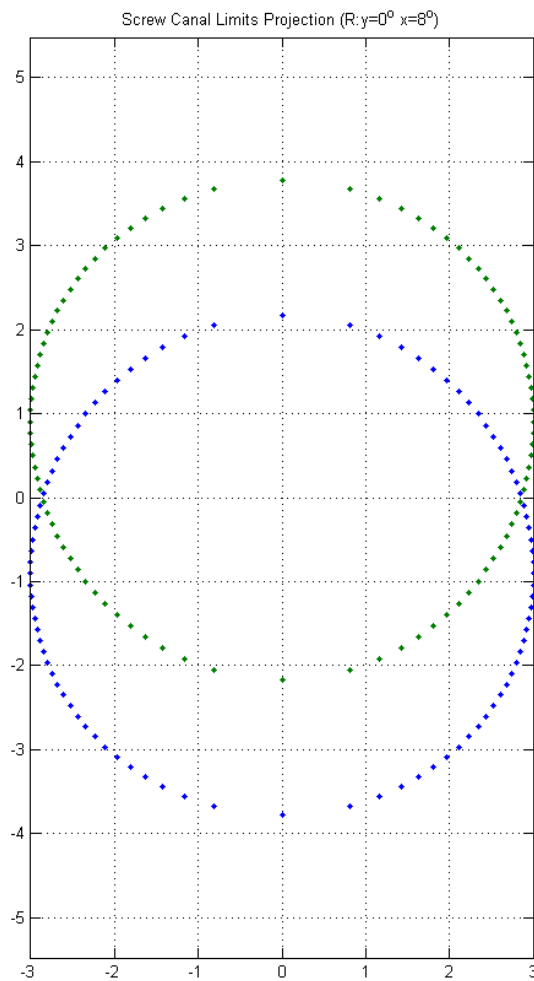
Σχήμα 5.14 Θάλαμος ήλου περιστρεμμένος κατά 8° ως προς τον x – άξονα

Λόγω αυτής της δυνατότητας περιστροφής του θαλάμου της βίδας ως προς τους τρεις άξονες, είναι δυνατή η λήψη της προβολής της οπής του ήλου πάνω στο επίπεδο προβολής x, y για την αντίστοιχη θέση του θαλάμου. Το επίπεδο x, y, όπως έχει ήδη αναφερθεί, αποτελεί την ακτινογραφική επιφάνεια της ακτινογραφικής διάταξης, η οποία χρησιμοποιείται. Με τη σειρά της, η προβολή αυτή αντιστοιχεί στην απεικόνιση της οπής, η οποία λαμβάνεται από την ακτινογραφική διάταξη όταν η πηγή της ακολουθεί τη συμπεριφορά του μοντέλου παράλληλων ακτίνων X. Από την ανωτέρω εικόνα του θαλάμου της βίδας είναι δυνατή η εξαγωγή του περιγράμματός της οπής του και για τις δύο πλευρές της εξωτερικής κυρτής επιφάνειας του ήλου, η οποία απεικονίζεται στο ακόλουθο σχήμα και συμβάλλει στην εξαγωγή της προβολής της οπής στην ακτινογραφική επιφάνεια.



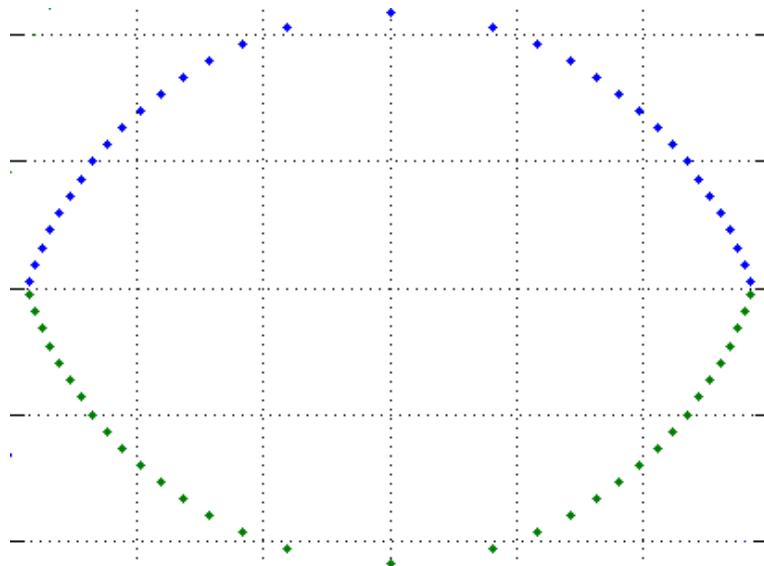
Σχήμα 5.15 Απομόνωση περιγραμμάτων οπών από την εικόνα του προηγούμενου σχήματος

Η προβολή των σημείων του περιγράμματος, τα οποία εξήχθησαν στο προηγούμενο στάδιο, στο επίπεδο προβολής x, y , εμφανίζονται στο σχήμα που ακολουθεί:



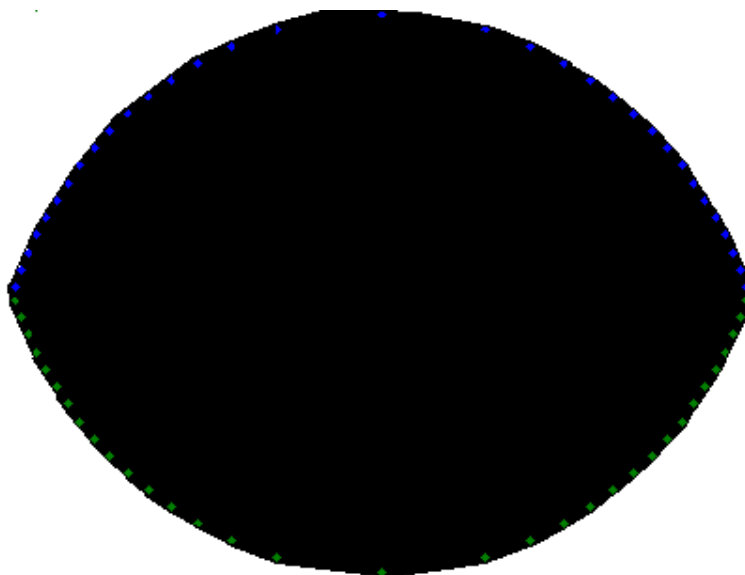
Σχήμα 5.16 Προβολή των σημείων των ορίων των οπών του θαλάμου της βίδας στο επίπεδο προβολής

Από το σχήμα αυτό εξάγεται μόνο η κλειστή επιφάνεια, η οποία αποτελεί την τομή των επιφανειών, οι οποίες οριοθετούνται από τα περιγράμματα των προβολών των οπών πάνω στο επίπεδο προβολής x, y . Η εξαγωγή της επιτυγχάνεται με χρήση μεθόδων ανίχνευσης ακμών. Η επιφάνεια αυτή παρουσιάζεται στο σχήμα που ακολουθεί:



Σχήμα 5.17 Τομή των επιφανειών που οριοθετούνται από τις προβολές των ορίων των οπών στο επίπεδο x, y

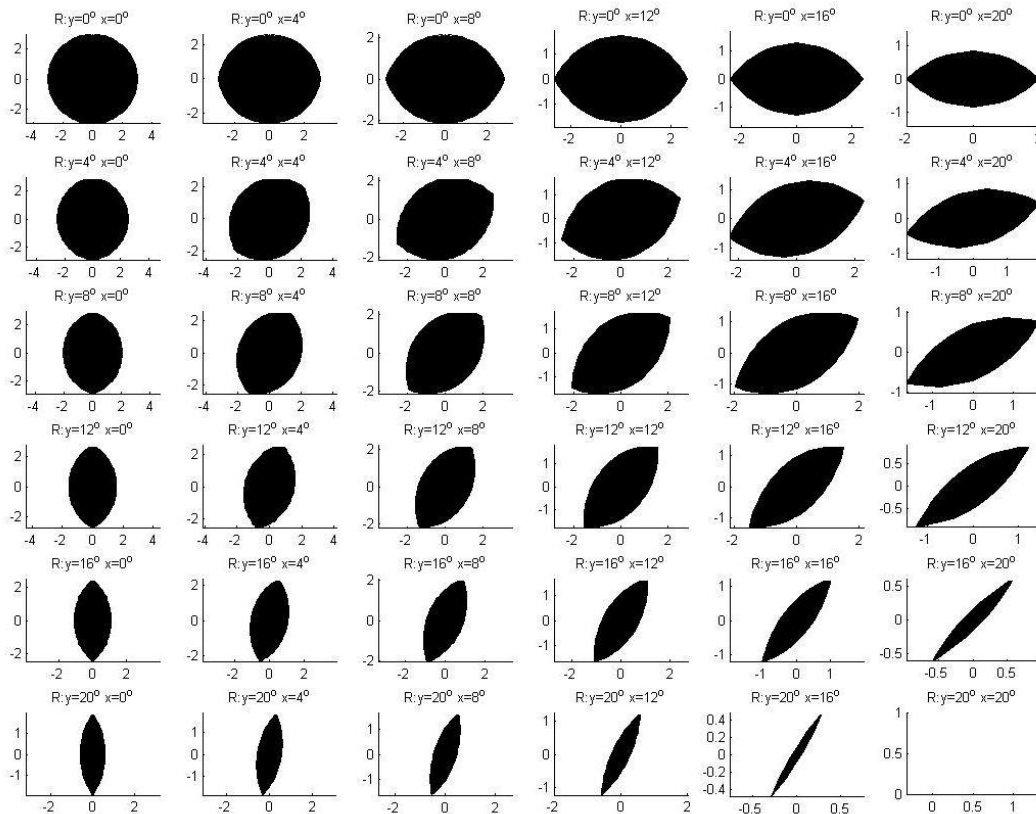
Στη συνέχεια, με χρήση μεθόδων κατάτμησης εικόνων, απομονώνεται το εσωτερικό της επιφάνειας αυτής από την υπόλοιπη εικόνα, όπως απεικονίζεται στο επόμενο σχήμα:



Σχήμα 5.18 Απομόνωση επιφάνειας που προσδιορίστηκε στο προηγούμενο στάδιο

Η εικόνα αυτή αποτελεί την εικόνα της οπής, η οποία εμφανίζεται στην έξοδο του c -arm για τη δεδομένη θέση του ήλου στο χώρο και δεδομένου ότι η πηγή ακτίνων X του c -arm εκπέμπει ευθύγραμμες δέσμες ακτίνων X , οι οποίες είναι κάθετες στο επίπεδο της ακτινογραφικής επιφάνειας.

Η διαδικασία, η οποία παρουσιάστηκε, πραγματοποιήθηκε για μια θέση του θαλάμου της βίδα στο χώρο. Ακολουθώντας την ίδια ακριβώς διαδικασία και για τις υπόλοιπες θέσεις, στρέφοντας το θάλαμο ως προς τους τρεις άξονες του χώρου με κάποιο μικρό βήμα, είναι δυνατή η λήψη στιγμιοτύπων της οπής του ήλου για κάθε θέση του ήλου στο χώρο. Η αποθήκευση των στιγμιοτύπων αυτών σε μια βάση δεδομένων, είναι δυνατόν να βοηθήσει το χειρουργό στη διαδικασία εντοπισμού της οπής του ήλου κατά τη χειρουργική επέμβαση, όπως εξηγείται στην παράγραφο που ακολουθεί. Η βάση δεδομένων έχει την ακόλουθη μορφή:



Σχήμα 5.19 Μορφή βάσης δεδομένων αποτελούμενης από στιγμιότυπα οπών του ήλου για διαφορετικές θέσεις του στο χώρο

Η βάση δεδομένων αυτή περιλαμβάνει εκτός από τα στιγμιότυπα, επιπλέον πληροφορίες για τη γωνία ως προς την οποία έχει περιστραφεί ο ήλος ως προς κάθε άξονα, προκειμένου να ληφθεί το συγκεκριμένο στιγμιότυπο. Σημείο αναφοράς $(x, y) = (0^\circ, 0^\circ)$ λαμβάνεται το σημείο στο οποίο η προβολή της οπής του ήλου είναι σχεδόν τέλειος κύκλος. Στο σχήμα αυτό απεικονίζονται στιγμιότυπα της οπής, τα οποία προκύπτουν από περιστροφή του μοντέλου μόνο κατά τους άξονες x και y . Θεωρείται, δηλαδή, δεδομένο ότι δεν υπάρχει κίνηση του ήλου ως προς τον άξονα z . Ωστόσο, δεν απαιτείται λήψη αντίστοιχων στιγμιοτύπων ως προς τον άξονα z , μιας και, για το μοντέλο πηγής παράλληλων ακτίνων X , η κίνηση ως προς τον άξονα αυτό αλλάζει μόνο τη θέση του αντίστοιχου στιγμιοτύπου της οπής πάνω στο επίπεδο προβολής και, ως εκ τούτου, πάνω στην ακτινογραφική επιφάνεια. Αυτό συμβαίνει διότι η πηγή ακτίνων X δεν δημιουργεί παραμορφώσεις και περιοχές σκίασης στη λαμβανόμενη εικόνα ανάλογα με την απόσταση του αντικείμενου από αυτή, αλλά προβάλλει το αντικείμενο πάνω στην ακτινογραφική επιφάνεια στις ακριβείς του διαστάσεις. Για τον ίδιο λόγο δεν συμπεριλαμβάνονται στη βάση δεδομένων

στιγμιότυπα που προκύπτουν από τη μετατόπιση του ήλου στο χώρο. Επίσης, η μέγιστη γωνία περιστροφής ως προς κάθε άξονα είναι 20° , αφού για μεγαλύτερες τιμές των γωνιών περιστροφής η οπή παύει να είναι ορατή. Όπως γίνεται αντιληπτό από το σχήμα, το βήμα με το οποίο περιστρέφεται ο ήλος προκειμένου να εξαχθούν τα συγκεκριμένα στιγμιότυπα είναι 4° . Εμπειρικά προκύπτει ότι με βήμα μεταξύ 3° και 5° είναι δυνατή η λήψη στιγμιότυπων της οπής του ήλου μέσω του αντίστοιχου μοντέλου, τα οποία αντιστοιχούν σε κάθε πιθανή εικόνα της οπής του αντίστοιχου πραγματικού ήλου, η οποία είναι πιθανόν να ληφθεί από το c-arm κατά τη διάρκεια της επέμβασης.

Στο σημείο αυτό πρέπει να σημειωθεί ότι η διαδικασία, η οποία ακολουθήθηκε στην παράγραφο αυτή για την εξαγωγή στιγμιότυπων μιας οπής ενός ήλου υπό διαφορετικές γωνίες θέασης και για τη δεδομένη πηγή ακτινοβολίας του c-arm, είναι δυνατόν να επεκταθεί και για άλλα μοντέλα ήλων, καθώς επίσης και για άλλες πηγές ακτινοβολίας, με τις κατάλληλες τροποποιήσεις.

Στην παράγραφο που ακολουθεί, περιγράφεται ο τρόπος με τον οποίο η βάση δεδομένων που δημιουργήθηκε είναι δυνατόν να βοηθήσει στην ευκολότερη και ταχύτερη διεξαγωγή της επέμβασης ασφαλιστικής κλειστής ενδομυελικής ήλωσης.

5.3 Υποστήριξη διαδικασίας ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης με χρήση βάσης δεδομένων που προέκυψε από μοντέλο

Η επέμβαση για την αποκατάσταση συντριπτικού κατάγματος με τη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης και ειδικότερα η διαδικασία τοποθέτησης των σταθεροποιητικών βιδών είναι δυνατόν να βοηθηθεί σημαντικά από τη χρήση μιας βάσης δεδομένων, όμοιας με αυτή, η οποία δημιουργήθηκε για ένα δεδομένο μοντέλο ήλου και παρουσιάστηκε στην προηγούμενη παράγραφο.

Όπως έχει αναφερθεί στο κεφάλαιο 2, το δυσκολότερο μέρος της αποκατάστασης κατάγματος με τη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης είναι η εύρεση της οπής του ήλου και η θέασή της υπό την κατάλληλη γωνία, έτσι ώστε να είναι ορατή σαν σχεδόν τέλειος κύκλος. Ο εντοπισμός της επιτυγχάνεται με την περιστροφή του κινητού τμήματος της διάταξης c-arm και την ταυτόχρονη παρατήρηση της λαμβανόμενης από τη διάταξη εικόνας σε μια οθόνη. Η διαδικασία αυτή, η οποία σε πολλές περιπτώσεις καθίσταται χρονοβόρα και επίπονη για τον ασθενή, είναι δυνατόν να περατωθεί γρηγορότερα εφαρμόζοντας ορισμένες τεχνικές επεξεργασίας στην εικόνα, η οποία λαμβάνεται από το c-arm και χρησιμοποιώντας μια βάση δεδομένων όμοια με αυτή η οποία δημιουργήθηκε στην προηγούμενη παράγραφο για τον αντίστοιχο τύπο ήλου που χρησιμοποιείται για την αποκατάσταση.

Αρχικά, είναι δυνατόν από την απεικόνιση, η οποία λαμβάνεται από το c-arm, να προσδιορισθούν τα όρια του ήλου και των οπών τις οποίες αυτός φέρει. Αυτό επιτυγχάνεται με εφαρμογή μεθόδων ανίχνευσης ακμών, οι οποίες εφαρμόζονται στη λαμβανόμενη από το c-arm εικόνα. Στο επόμενο σχήμα παρουσιάζεται η εφαρμογή ανίχνευσης ακμών σε ακτινογραφία από πραγματικό περιστατικό, η οποία έχει ληφθεί από ακτινογραφική διάταξη, προκειμένου να προσδιοριστούν τα όρια του ήλου και μιας οπής του:



(α)

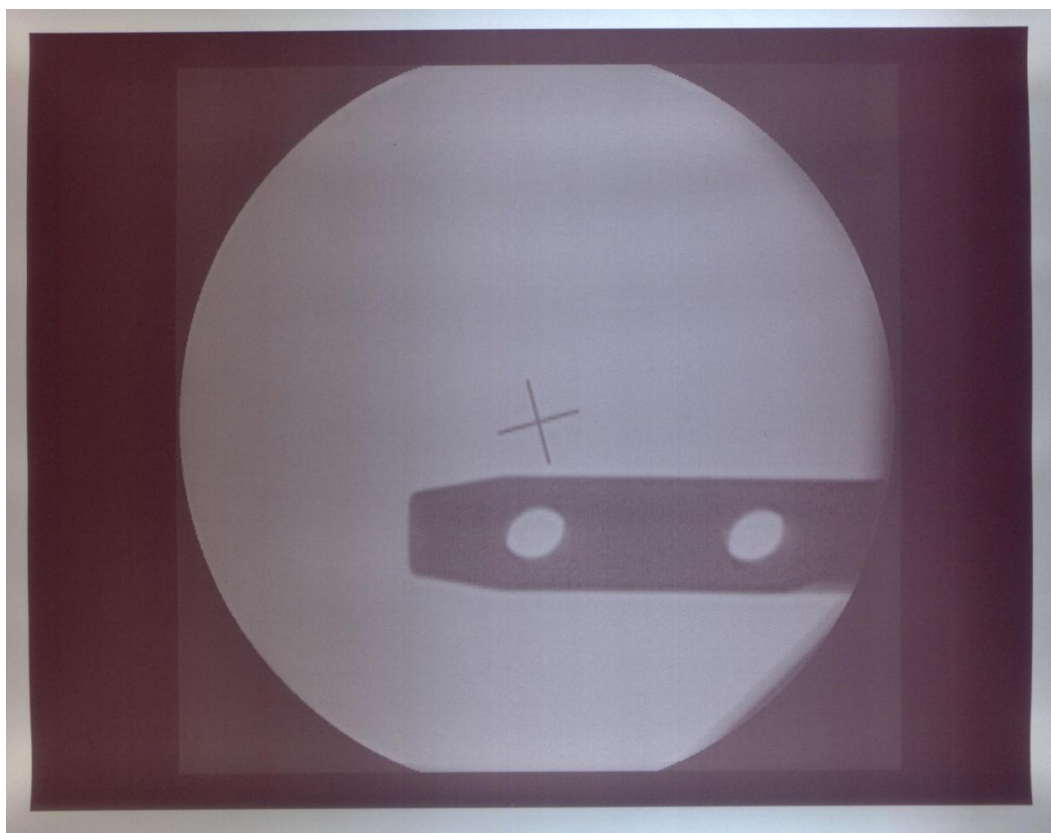


(β)

Σχήμα 5.20 Εφαρμογή μεθόδου ανίχνευσης ακμών σε ακτινογραφία (α) αρχική εικόνα (β) εικόνα στην οποία σημειώνονται τα όρια του ήλου και μιας οπής του

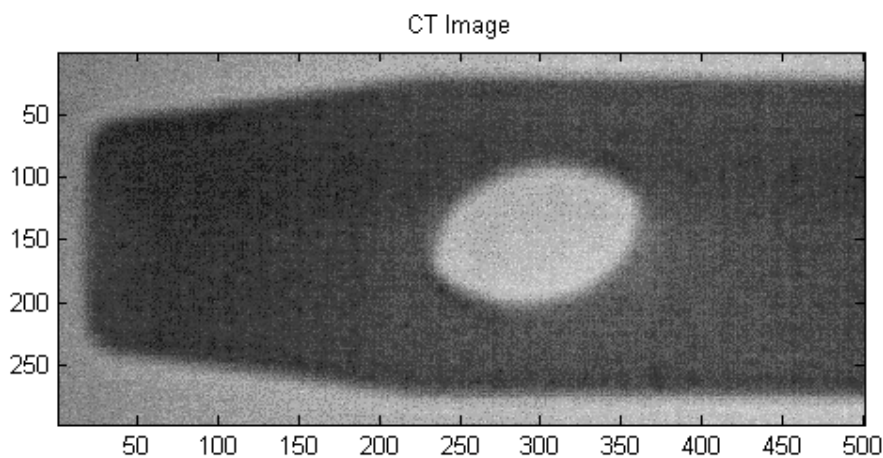
Στο συγκεκριμένο σχήμα, η διαδικασία ανίχνευσης ακμών έχει σαν αποτέλεσμα την εξαγωγή δύο οπών, οι οποίες δεν είναι άλλες από τις δύο αντιδιαμετρικές ως προς το διαμήκη άξονα του ήλου οπές ενός θαλάμου βίδας του ήλου. Η πραγματική οπή, η οποία θα διακρινόταν από την έξοδο του c-arm, είναι η τομή των δύο αυτών οπών, η οποία είναι ορατή στο σχήμα. Η διαφορά, η οποία παρουσιάζεται ανάμεσα στη μορφή της εξόδου του c-arm και ενός άλλου ακτινογραφικού μηχανήματος, οφείλεται στο γεγονός ότι η ποσότητα ακτινοβολίας που εκπέμπεται από το c-arm είναι σημαντικά μικρότερη σε σχέση με αυτή, η οποία εκπέμπεται από άλλα ακτινογραφικά

μηχανήματα. Μια χαρακτηριστική εικόνα του ήλου, η οποία έχει ληφθεί από c-arm και στην οποία διακρίνονται οι οπές του ήλου, παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



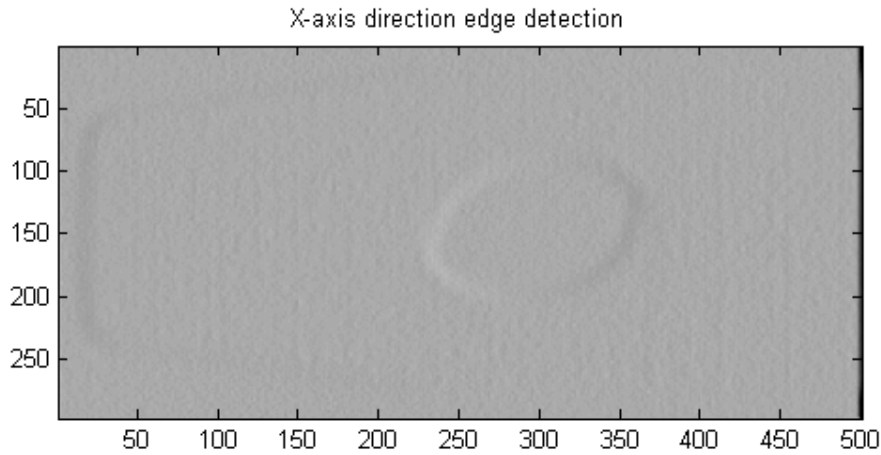
Σχήμα 5.21 Εικόνα ήλου από c-arm

Μετά τον εντοπισμό του ήλου, εφαρμόζονται τεχνικές κατάτμησης εικόνας, προκειμένου να απομονωθούν οι οπές του. Αρχικά, η ληφθείσα από την ακτινογραφική διάταξη εικόνα αποθρομβοποιείται και εξομαλύνεται μετά από εφαρμογή κατάλληλων φίλτρων. Στη συνέχεια απομονώνεται από την υπόλοιπη εικόνα ο ήλος. Το αποτέλεσμα της διαδικασίας αυτής παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα. Η απεικόνιση αποτελεί λεπτομέρεια της εικόνας του ήλου, στην οποία απεικονίζεται μόνο μία οπή.

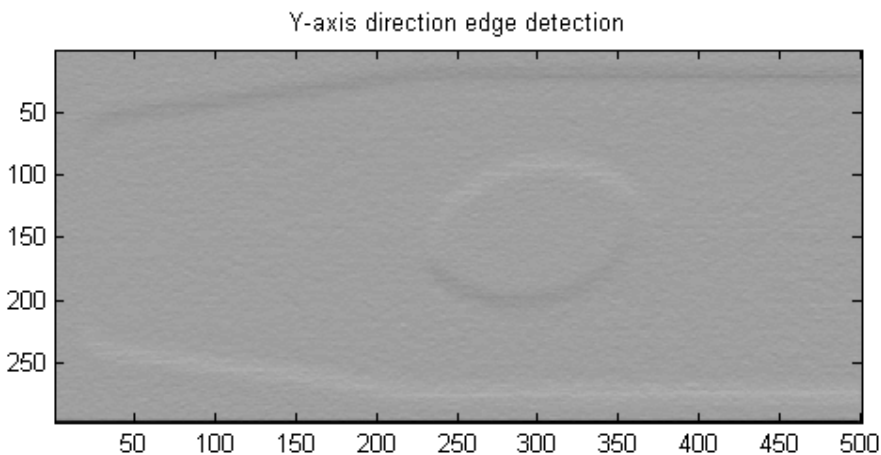


Σχήμα 5.22 Εικόνα ήλου, η οποία έχει εξαχθεί από την εικόνα, η οποία λαμβάνεται από το c-arm

Για τον προσδιορισμό της οπής και την εξαγωγή της από την εικόνα του ήλου εφαρμόζονται στην εικόνα αυτή συνδυασμένες τεχνικές κατάτμησης εικόνας. Αρχικά, εφαρμόζεται ανίχνευση κατακόρυφων και οριζόντιων ακμών ως προς τους δύο άξονες του επιπέδου ξεχωριστά, όπως φαίνεται στα ακόλουθα σχήματα:



Σχήμα 5.23 Ανίχνευση ακμών κατά τη διεύθυνση του άξονα x – κατακόρυφες ακμές



Σχήμα 5.24 Ανίχνευση ακμών κατά τη διεύθυνση του άξονα y – οριζόντιες ακμές

Στα ανωτέρω σχήματα, η ανίχνευση ακμών ως προς κάθε άξονα γίνεται με εφαρμογή του τελεστή Sobel, ο οποίος δίνει σαν αποτέλεσμα μια προσέγγιση της πρώτης παραγώγου της εικόνας στην κατεύθυνση στην οποία εφαρμόζεται ⁽²³⁾. Ο τελεστής Sobel για την οριζόντια και κατακόρυφη διεύθυνση του χώρου, S_x και S_y αντίστοιχα, έχει την ακόλουθη μορφή:

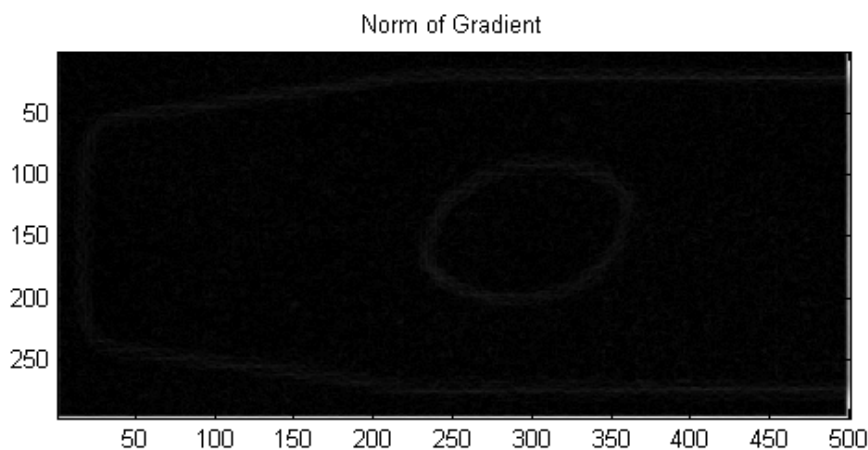
$$S_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{και} \quad S_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Από την εφαρμογή του τελεστή Sobel προκύπτουν οι δύο εικόνες G_x και G_y μετά την εφαρμογή του τελεστή κατά την οριζόντια (S_x) και κατά την κατακόρυφη (S_y) διεύθυνση αντίστοιχα.

Με δεδομένες τις παραγώγους ως προς τον οριζόντιο (G_x) και τον κατακόρυφο (G_y) άξονα της εικόνας, προσδιορίζεται το μέτρο της παραγώγου της αρχικής εικόνας, το οποίο υπολογίζεται από την ακόλουθη παράσταση:

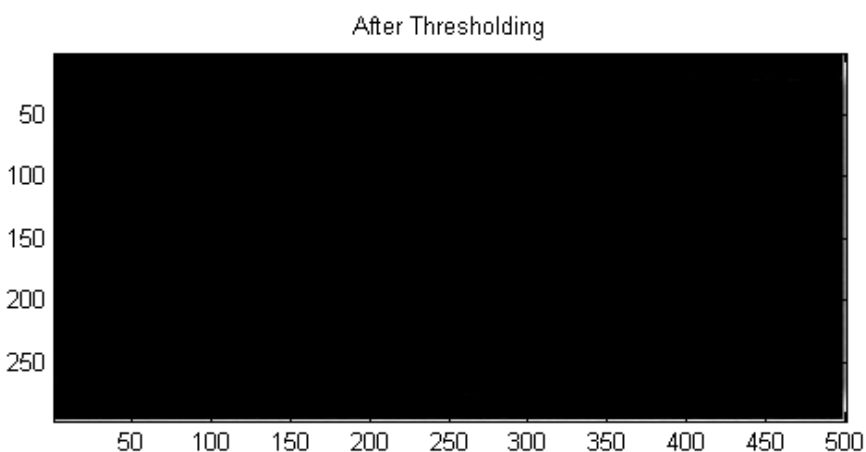
$$[G_x^2 + G_y^2]^{1/2}$$

Το αποτέλεσμα παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα και αποτελεί την εικόνα, η οποία περιλαμβάνει όλες τις ακμές της αρχικής εικόνας:



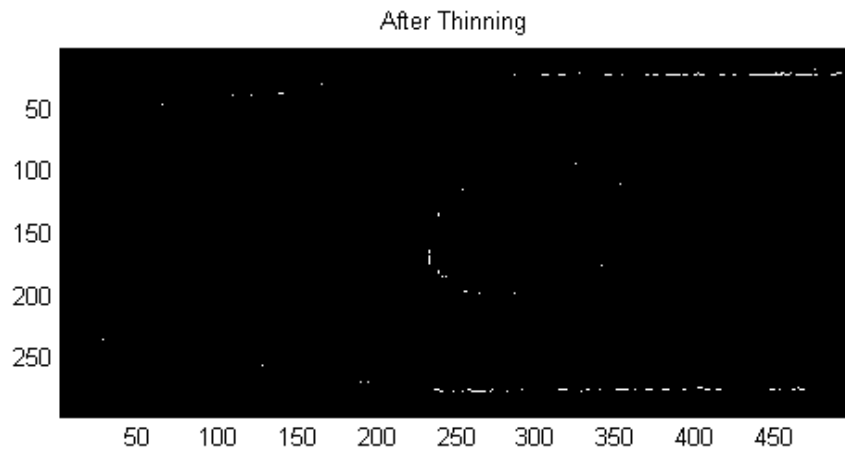
Σχήμα 5.25 Μέτρο παραγώγου αρχικής εικόνας

Με εφαρμογή ενός κατωφλιού στην εικόνα που προκύπτει, επιτυγχάνεται η απαλοιφή ορισμένων στοιχείων της εικόνας, τα οποία δεν αποτελούν ακμές και τα οποία δεν απαλείφθηκαν από τον τελεστή, ο οποίος εφαρμόστηκε για την εξαγωγή ακμών. Η εικόνα, η οποία προκύπτει μετά την κατωφλίωση, έχει την ακόλουθη μορφή:



Σχήμα 5.26 Εικόνα που προκύπτει μετά από κατωφλίωση της εικόνας ακμών

Το τελικό στάδιο προσδιορισμού των ακμών, οι οποίες οριοθετούν την οπή του ήλου, είναι το στάδιο της εκλέπτυνσης των ακμών, οι οποίες έχουν ήδη ανιχνευθεί. Η διαδικασία αυτή έχει σαν αποτέλεσμα τον ακριβή προσδιορισμό του περιγράμματος του αντικειμένου το οποίο εξετάζεται, καθώς και το ίδιο το αντικείμενο. Η εικόνα, η οποία προκύπτει μετά από τη διαδικασία της εκλέπτυνσης, παρουσιάζεται στο ακόλουθο σχήμα:



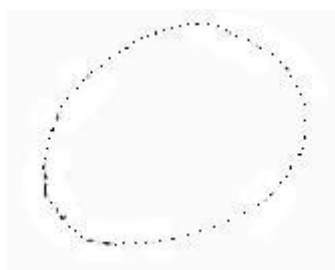
Σχήμα 5.27 Εικόνα που προκύπτει μετά από εκλέπτυνση των ακμών της κατοφλιωμένης εικόνας

Αφού εφαρμοστεί και η εκλέπτυνση των ακμών της εικόνας, εφαρμόζονται τεχνικές κατάτμησης στην εικόνα, οι οποίες έχουν σαν αποτέλεσμα την απομόνωση της οπής από το περιβάλλον της και την ευρύτερη εικόνα του ήλου. Το αποτέλεσμα κατάτμησης στην εικόνα, η οποία προκύπτει από την εκλέπτυνση των ακμών, παρουσιάζεται στο σχήμα που ακολουθεί:



Σχήμα 5.28 Εικόνα κατάτμησης, στην οποία εμφανίζεται μόνο η οπή του ήλου

Στη συνέχεια, από την εικόνα κατάτμησης εξάγεται μόνο το περίγραμμα της οπής του ήλου, το οποίο παρουσιάζεται στο σχήμα που ακολουθεί:



Σχήμα 5.29 Εξαγωγή περιγράμματος από την εικόνα της οπής

Το περίγραμμα της οπής συγκρίνεται με τις εικόνες, οι οποίες βρίσκονται αποθηκευμένες στη βάση δεδομένων και οι οποίες αντιστοιχούν σε στιγμιότυπα του συγκεκριμένου τύπου ήλου για διαφορετικές γωνίες περιστροφής ως προς τους άξονες x και y . Η σύγκριση πραγματοποιείται με εφαρμογή της μεθόδου, η οποία παρουσιάστηκε στην παράγραφο 4.5.3, μεταξύ των καμπυλών που αποτελούν το περίγραμμα της οπής του ήλου, η οποία έχει εξαχθεί από το ακτινογραφικό μηχάνημα, και το περίγραμμα κάθε στιγμιότυπου της οπής που είναι αποθηκευμένο στη βάση δεδομένων. Η σύγκριση μεταξύ των στιγμιότυπων, τα οποία έχουν προκύψει από μοντελοποίηση και του πραγματικού στιγμιότυπου της οπής, αποτελεί

περίπτωση προβλήματος αναγνώρισης προτύπων. Από κάθε σύγκριση προκύπτει ένα μέσο τετραγωνικό σφάλμα, το οποίο δηλώνει την ύπαρξη διαφορών μεταξύ των δύο εκάστοτε καμπυλών, οι οποίες συγκρίνονται. Διαφορές μεταξύ των καμπυλών είναι δυνατόν να προκύψουν λόγω φαινομένων ανακλάσεων και σκίασης, τα οποία υπεισέρχονται στην ακτινογραφική εικόνα, λόγω των συνθηκών που επικρατούν στο χειρουργείο κατά τη διάρκεια της επέμβασης, τη θέση του ασθενή και άλλα. Τα φαινόμενα αυτά απουσιάζουν από τη διαδικασία της προσομοίωσης, η οποία διεξάγεται κάτω από ιδανικές συνθήκες. Η σύγκριση για την οποία υπολογίζεται το μικρότερο μέσο τετραγωνικό σφάλμα προσδιορίζει και το στιγμιότυπο, το οποίο αντιστοιχεί στη θέση του ήλου κατά τη λήψη της ακτινοσκοπικής εικόνας.

Έχοντας προσδιορίσει το στιγμιότυπο της βάσης, το οποίο αντιστοιχεί στην απεικόνιση που προκύπτει από το ακτινογραφικό μηχάνημα, ανακτώνται από τη βάση δεδομένων οι γωνίες περιστροφής, οι οποίες αντιστοιχούν στο συγκεκριμένο στιγμιότυπο. Οι γωνίες αυτές δηλώνουν το πόσο έχει περιστραφεί ο ήλος κατά τους άξονες x και y ως προς το στιγμιότυπο αναφοράς, προκειμένου να ληφθεί το συγκεκριμένο στιγμιότυπο. Υπενθυμίζεται ότι ως στιγμιότυπο αναφοράς λαμβάνεται το στιγμιότυπο στο οποίο η οπή του ήλου απεικονίζεται σαν τέλειος κύκλος. Επομένως, περιστρέφοντας το $c-arm$ κατά τη γωνία την οποία υπαγορεύει το στιγμιότυπο για κάθε άξονα και κατά την αντίθετη φορά περιστροφής, λαμβάνεται η εικόνα της οπής του ήλου σαν τέλειου κύκλου από την ακτινογραφική διάταξη. Ακολουθώντας, λοιπόν, τη διαδικασία αυτή, προσδιορίζεται η ακριβής γωνία στην οποία είναι ασφαλής η επιχείρηση διάτρησης του οστού, προκειμένου να γίνει η εισαγωγή της σταθεροποιητικής βίδας στο οστό και στον ήλο.

Στο σημείο αυτό κρίνεται αναγκαίο να σημειωθεί ότι η διαδικασία υποστήριξης της επέμβασης της ασφαλισίμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης, η οποία παρουσιάστηκε, δεν αποτελεί πλήρως εφαρμόσιμη μέθοδο, λόγω των απλοποιητικών παραδοχών, οι οποίες έχουν γίνει κατά τη διεξαγωγή της. Συγκεκριμένα, το μοντέλο του ήλου, το οποίο δημιουργήθηκε, φέρει μία οπή, ενώ κάθε πραγματικός ήλος φέρει περισσότερες από μία οπές. Επίσης, η διάταξη των πηγών ακτινοβολίας ποικίλει ανάλογα με τον τύπο $c-arm$ που χρησιμοποιείται και δεν ακολουθείται το απλοποιημένο μοντέλο παράλληλων ακτίνων X , σύμφωνα με το οποίο πραγματοποιήθηκε η ανωτέρω ανάλυση. Λόγω της μη ιδανικής συμπεριφοράς της πηγής ακτίνων X του $c-arm$, εισάγονται παραμορφώσεις και περιοχές σκίασης στη λαμβανόμενη εικόνα, η οποία δεν αποτελεί απλή προβολή του προς απεικόνιση αντικειμένου. Συνεπώς, κατά τη λήψη στιγμιότυπων από τα μοντέλα των ήλων πρέπει να συμπεριλαμβάνεται η περιστροφή ως προς τον άξονα z , η μετατόπιση ως προς τους τρεις άξονες του χώρου, η μεγέθυνση, φαινόμενα σκίασης και άλλες παραμορφώσεις, τις οποίες υφίστανται οι απλές προβολές των υπό εξέταση αντικειμένων. Ωστόσο, με ορισμένες τροποποιήσεις και βελτιώσεις, τα χρησιμοποιούμενα μοντέλα των ήλων και των πηγών ακτινοβολίας, καθώς και η μέθοδος, η οποία εφαρμόζεται για την υποβοήθηση της επέμβασης, είναι δυνατόν να αποτελέσει ένα χρήσιμο εργαλείο στα χέρια των χειρουργών, οι οποίοι ασχολούνται με την ασφαλιζόμενη κλειστή ενδομυελική ήλωση.

Ο κώδικας matlab ⁽¹⁾, ο οποίος υλοποιεί τις διεργασίες που περιγράφηκαν στο παρόν κεφάλαιο δεν παρατίθεται λόγω του μεγάλου όγκου του σε έντυπο κείμενο. Το μέγεθός του ανέρχεται σε πάνω από 900 γραμμές κώδικα. Ωστόσο, είναι διαθέσιμος.

Κεφάλαιο 6

Βασικά Συμπεράσματα –
Προκύπτουσες Ανάγκες –
Προτάσεις για συνέχιση της
εργασίας

Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφονται σε συντομία τα βασικά συμπεράσματα της παρούσας εργασίας, καθώς και προτάσεις για τη μελλοντική συνέχιση της εργασίας αυτής.

Πρώτες δοκιμές (in vitro) και προκαταρκτικά αποτελέσματα όντως έδειξαν τη δυνατότητα κατασκευής συστήματος υποστήριξης των ορθοπεδικών χειρουργών στις επεμβάσεις ασφαλισίμων, κλειστών ενδομυελικών ηλώσεων. Το προκύπτον σύστημα αναμένεται να είναι ιδιαίτερα χαμηλού κόστους σε σχέση με τον υπόλοιπο ιατρικό εξοπλισμό των ορθοπεδικών χειρουργείων, επομένως, προτείνεται η συνέχιση της παρούσας εργασίας.

Τονίζεται ότι, εκ των προκαταρκτικών αποτελεσμάτων, θεωρείται ιδιαίτερα επιτυχημένη η χρήση μεθοδολογίας εικονικής πραγματικότητας, η οποία βασίζεται στην κατασκευή εικονικών μοντέλων των ήλων και των ακτινογραφικών μηχανημάτων και διατάξεων που χρησιμοποιούνται στη διαδικασία της ασφαλισίμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης, για την εξαγωγή της πληροφορίας που είναι αναγκαία για την υποστήριξη της σχετικής ιατρικής διαδικασίας. Η μεθοδολογία αυτή έχει τα εξής σαφή πλεονεκτήματα:

- Μεγάλη ταχύτητα κατασκευής των υποστηρικτικών βάσεων δεδομένων για κάθε νέο τύπο ήλου.
- Κατάργηση της ανάγκης δέσμευσης εξειδικευμένου εξοπλισμού και προσωπικού καθώς και της ανάγκης ύπαρξης ειδικών συνθηκών για την κατασκευή των υποστηρικτικών βάσεων δεδομένων.
- Μεγάλη ταχύτητα εξαγωγής των σχετικών αποτελεσμάτων.
- Αποφυγή κινδύνων έκθεσης ατόμων σε ακτινοβολία.

Στη μελέτη του προβλήματος και στην προσπάθεια δημιουργίας ικανοποιητικών μαθηματικών μοντέλων και εύρεσης κατάλληλων μεθόδων επεξεργασίας της σχετικής πληροφορίας, επισημάνθηκαν τα σημεία ή οι περιοχές στα οποία υπάρχει ανάγκη περαιτέρω έρευνας προκειμένου να κατασκευαστεί ένα βιομηχανικό πρωτότυπο του προτεινόμενου συστήματος.

- Όπως έχει ήδη αναφερθεί, το μοντέλο των παράλληλων ακτίνων, το οποίο χρησιμοποιήθηκε κατά τη διάρκεια της εργασίας ως μοντέλο εκπομπής ακτίνων X από το ακτινογραφικό μηχάνημα, δεν ανταποκρίνεται στην πραγματικότητα αλλά αποτελεί μια απλουστευμένη προσέγγισή της. Ο τρόπος εκπομπής ακτίνων X από τους διάφορους τύπους c-arms εισάγει παραμορφώσεις και περιοχές σκίασης στην ακτινογραφική εικόνα, η οποία λαμβάνεται, ενώ και η ακτινογραφική επιφάνεια του c-arm δεν είναι απόλυτα επίπεδη. Λόγω της μη – παραλληλίας των ακτίνων X που εκπέμπονται από το c-arm, σημαντικό ρόλο στην εκτίμηση της θέσης του ήλου στον τρισδιάστατο χώρο διαδραματίζει και η κατακόρυφη ή/και η οριζόντια μετατόπισή του, μιας και κατά τις μετατοπίσεις αυτές αλλάζει η προβολή του ήλου πάνω στην ακτινογραφική επιφάνεια. Το μοντέλο των παράλληλων ακτίνων X δεν περιγράφει ικανοποιητικά τα φαινόμενα αυτά. Καλύτερη προσέγγιση της πραγματικότητας θα μπορούσε να επιτευχθεί με τη χρήση κάποιου άλλου μοντέλου από αυτά τα οποία περιγράφηκαν.

- Επιπλέον, απαιτείται χρήση λογικής προκειμένου να υπολογιστεί η απόσταση μεταξύ πηγής και αντικειμένου, μιας και αυτή διαφοροποιείται ανάλογα με τη θέση στην οποία είναι τοποθετημένο το μέλος του ασθενή κατά τη διάρκεια της επέμβασης, αλλά και ανάλογα με το πάχος του οστού του ασθενή. Η δυσκολία της παραμετροποίησης των παραγόντων αυτών καθιστά δύσκολη την εύρεση αλγορίθμου, ο οποίος να περιγράφει αποτελεσματικά τη διαδικασία που πρέπει να ακολουθηθεί σε κάθε περίπτωση. Για την άρση των δυσκολιών που παρουσιάζονται, ενδείκνυται συχνά η χρήση δύο ακτινογραφικών απεικονίσεων, ανφάς (en face) και προφίλ (profil), του υπό εξέταση μέλους. Με τη χρήση δύο απεικονίσεων καθίσταται ευκολότερος ο προσδιορισμός του ενδομυελώδους ήλου στο χώρο και, επομένως, ο προσδιορισμός της απόστασης μεταξύ πηγής ακτίνων X και ήλου.
- Επίσης, θεωρείται απαραίτητο να ληφθεί υπ' όψιν το ακτινογραφικό μηχάνημα, το οποίο χρησιμοποιείται, προκειμένου να επιτευχθεί η προσαρμογή του εφαρμοζόμενου υπολογιστικού μοντέλου σε αυτό. Πρέπει, δηλαδή, να γίνει ρύθμιση του όλου συστήματος, δηλαδή του μοντέλου και άλλων παραμέτρων, σε σχέση με τον εκάστοτε χρησιμοποιούμενο τύπο c-arm, έτσι ώστε:
 - Να προκύψει η πλέον ορθή και κατάλληλη ιδεατή (virtual) ακτινογραφική εικόνα.
 - Να επιτευχθεί βελτιστοποίηση, δηλαδή ελαχιστοποίηση, του αναγκαίου αριθμού υπολογισμών για την υποβοήθηση του χειρουργού στη διαδικασία της ασφαλίσιμης κλειστής ενδομυελικής ήλωσης.
- Τέλος, η προσαρμογή και ρύθμιση του προτεινόμενου συστήματος στο εκάστοτε ακτινογραφικό μηχάνημα, θα μπορούσε να στηριχθεί σε ειδικά κατασκευασμένα, πραγματικά, στερεά αντικείμενα αναφοράς. Η επεξεργασία της πραγματικής ακτινογραφικής εικόνας των στερεών αυτών αναφοράς θα μπορούσε να βοηθήσει στην αποτελεσματική ρύθμιση του προτεινόμενου συστήματος, δεδομένου ενός τυχόντος ακτινογραφικού μηχανήματος.

Βιβλιογραφία

1. *Mathworks*. [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 3 10 2009.] <http://www.mathworks.com/>.
2. Κάταγμα. *Wikipedia*. [Ηλεκτρονικό] 2009. [Παραπομπή: 2 9 2009.] <http://el.wikipedia.org/wiki/Κάταγμα>.
3. *Ψευδαρθρώσεις – Οστικά Ελλείμματα*. Γ., Κούλαλης. 2ο Πανελληνίο Σεμινάριο για την σταδιακή επιμήκυνση άκρων με ολισθαίνοντα οστικά μοσχεύματα : Ορθοπαιδική Κλινική Π.Γ.Ν. Ιπποκράτειο Θεσσαλονίκης , 23 - 24 Σεπτεμβρίου 1995.
4. G., KÜNSTSCHER. The Küntscher Method of Intramedullary Fixation. *J Bone Joint Surg Am*. 1958, Τόμ. 40:17-26.
5. Η., Λαμπίρης και Δ., Γιαννίκας. Συνδυασμένα Κατάγματα Του Μηριαίου. *Αρχεία Ελληνικής Ιατρικής*. 2002, Τόμ. 19(3):270–279.
6. Δ., Κάντας, και συν. *Ενδομυελική Ήλωση Με Εκπτυσσόμενο Αυτοασφαλιζόμενο Ήλο*. s.l. : IXEK, 2009.
7. J., Böhler. Closed Intramedullary Nailing Of The Femur. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. September/October 1968, Τόμ. 60 pp. 51-68.
8. X., Δημητρίου, και συν. Χειρουργική Θεραπεία Καταγμάτων Του Κάτω Άκρου Της Κνήμης Και Περόνης. [Ηλεκτρονικό] ΓΑΛΗΝΟΣ, 26(5), 1984. [Παραπομπή: 7 9 2009.] <http://www.iatrotek.org/ioArt.asp?id=1728>.
9. I., Kempf, A., Grosse και G., Beck. Closed locked intramedullary nailing. Its application to comminuted fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Am*. 1985, Τόμ. 67:709-720.
10. J., Böhler. Osteosynthese. *In intra-und postoperative Zwinschenfälle*. Bd. III, hsg. von G. Brandt, H. Kunz, R. Nissen, Georg Thieme, Verlag, Stuttgart. In preparation.
11. J., Hochfelder. New York Injury Cases Blog. [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 20 9 2009.] <http://www.newyorkinjurycases.com/hochfelder-report/upper-leg-injuries/>.
12. Law, Robert W. Carter Jr. - Attorney at. Patient's Falls Result in Hip and Femur Fractures and Surgery;Northern Virginia Nursing Home Settles. [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 20 9 2009.] <http://www.nursing-home-neglect.com/our-recent-cases>.
13. C-Arm. *wikipedia*. [Ηλεκτρονικό] 2009. [Παραπομπή: 20 9 2009.] <http://en.wikipedia.org/wiki/C-Arm>.
14. Anastopoulos G., MD, και συν. Distal Locking of Tibial Nails A New Device to Reduce Radiation Exposure. *Clin Orthop Relat Res*. 2008 January, Τόμ. 466(1): 216–220.
15. GM, Whatling και LD., Nokes. Literature review of current techniques for the insertion of distal screws into intramedullary locking nails. *Injury*. [PubMed], 2006, Τόμ. 37:109–119.

16. **PE, Levin, Jr, Schoen RW και BD., Browner.** Radiation exposure to the surgeon during closed interlocking intramedullary nailing. *J Bone Joint Surg Am.* . [PubMed], 1987, Τόμ. 69:761–766.
17. **ME, Miller, και συν.** Radiation exposure and associated risks to operating-room personnel during use of fluoroscopic guidance for selected orthopaedic surgical procedures . *J Bone Joint Surg Am.* [PubMed], 1983, Τόμ. 65:1–4.
18. **R, Sanders, και συν.** Exposure of the orthopaedic surgeon to radiation. *J Bone Joint Surg Am.* [PubMed], 1993, Τόμ. 75:326–330.
19. **N, Suhm, και συν.** Fluoroscopic guidance versus surgical navigation for distal locking of intramedullary implants: a prospective, controlled clinical study. *Injury.* [PubMed], 2004, Τόμ. 35:567–574.
20. **Σαριβουγιούκας, Ι., και συν.** Τμήμα επειγόντων περιστατικών και πληροφοριακή υποστήριξη. 2008. σσ. 25(1):102 – 110.
21. **Μαραγκός, Γεώργιος.** Εφαρμογή Πληροφοριακού Συστήματος Διαχείρισης Ιατρικού Εξοπλισμού Σε Ελληνικό Νοσοκομείο, Διπλωματική Εργασία. Πάτρα : s.n., 2006.
22. **Αμπατζόγλου, Α και Ζαχαρίας, Β.** Ανάπτυξη Γραφικής Διεπιφάνειας Χρήστη Σε Πλατφόρμα Matlab Με Παράλληλη Εφαρμογή Εξελιγμένων Αλγορίθμων Ανάλυσης Και Επεξεργασίας Ιατρικής Εικόνας, Διπλωματική Εργασία. Αθήνα : s.n., 2006.
23. **Κόλλιας, Σ.** (2005). Επεξεργασία, Ανάλυση Και Τεχνολογία Εικόνων – Βίντεο. Αθήνα : Ε.Μ.Π., 2005.
24. Mathcad for Medical Imaging and Nuclear Medicine. *CAD Forum.* [Ηλεκτρονικό] 2009. [Παραπομπή: 15 9 2009.] <http://www.caddit.net/forum/viewtopic.php?p=770>.
25. **C., De Korte, και συν.** Detection of chronic heart failure in children with congenital heart disease with innovative ultrasound techniques. *umcn.* [Ηλεκτρονικό] 13 9 2009. [Παραπομπή: 15 9 2009.] <http://www.umcn.nl/scientist/>.
26. **J., Udupa, και συν.** Multi – Dimensional Image Processing, Reconstruction, Visualisation And Analysis: Technologies And Applications. *Presentation.*
27. **D., Hall και J., Llinas.** An Introduction To Multisensor Data Fusion. *Proceedings of the IEEE.* January 1997, Τόμ. 85, 1.
28. **Waltz, E.** *Data fusion for C3I: A tutorial in Communications, Control, Communications Intelligence (C3I) Handbook.* s.l. : Palo Alto CA: EW Communications, 1986 . σσ. 217–226.
29. **Llinas, J. και Waltz, E.** *Multisensor Data Fusion.* s.l. : Boston, MA:Artech House, 1990.

30. **Hall, D.** *Mathematical Techniques in Multisensor Data Fusion*. s.l. : Boston, MA: Artech House, 1992.
31. **Klein, L. A.** *Sensor and Data Fusion Concepts and Applications*, SPIE Opt. Engineering Press. s.l. : Tutorial Texts, vol. 14, 1993.
32. **Hall, D. L. και Linn, R. J.** *Survey of commercial software formultisensor data fusion*. Orlando, FL : Proc. SPIE Conf. Sensor Fusionand Aerospace Applications, Apr. 1991.
33. **al, Kessler et.** Functional Description of the Data FusionProcess. *Tech Rep., Office of Naval Technol., Naval Air Development Ctr.* Jan. 1992.
34. **Wright, F.** The fusion of multi-source data. *Signal*. Oct. 1980, σσ. 39-43.
35. **Κουτσούρης, Δημήτριος.** *Επεξεργασία και τηλεμεταφορά ακτινολογικών και δερματολογικών εικόνων*. Αθήνα : Ε.Μ.Π.
36. "ΑΤΤΙΚΟΝ", ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΓΕΝΙΚΟ ΝΟΣΟΚΟΜΕΙΟ. Αρχική σελίδα \ Διδακτικό αρχείο \ Κεφαλή - Τράχηλος \ Περίπτωση 1. *rad.uoa.gr*. [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 19 9 2009.] http://www.rad.uoa.gr/cases/head-neck/case1_diagnosi.htm.
37. **Μαρκόπουλος, Χ., και συν.** Εφαρμογή Ηλεκτρονικού Υπολογιστή Ψηφιακής Ανάλυσης Στην Προεγχειρητική Διάγνωση Των Μικροαποτιτανώσεων Του Μαστού, Ερευνητική Εργασία: *Ιατρική*, 80(5), 421-427. [Ηλεκτρονικό] 2001. [Παραπομπή: 3 9 2009.] <http://www.iatrotek.org/ioArt.asp?id=16210>.
38. **Εργαστήριο, Ιατρικής Φυσικής.** Μέθοδοι Μέτρησης Της Οστικής Μάζας. *Ιατρική Σχολή, Πανεπιστήμιο Αθηνών*. 12 Νοεμβρίου 2008.
39. **Βασιλάκης, Κ. και Μιχελogiάννης, Σ.** Κατάταξη Επιληψιών & Επιληπτικών Συνδρόμων Σε Παιδιά Με Την Βοήθεια Ηλεκτρονικών Υπολογιστών. [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 4 9 2009.] <http://www.encephalos.gr/full/37-2-02g.htm>.
40. *Using ILIAD System Shell to create an Expert Systems for Differential Diagnosis of Renal Masses.* **Chang PL, Li YC, WU CJ & Huang M.H.** s.l. : Journal of Medical Systems, 1993, Τόμ. 117, No. 5.
41. *Development and Validation of HEPAR, an expert system for diagnosis of disorders of liver and biliary tract.* **PJF, Lucas και AR, Janssen.** s.l. : Medical Informatics, 1991, Τόμ. Vol. 16, No. 3. 259-270.
42. *An Expert System for diagnosis of acute myocardic infraction with ECG analysis.* **al., Rabelo A. et.** 10, 75-92, s.l. : Artificial Inteligence in Medicine, 1997.
43. *An Expert Parasite Identification (EPAION) system with multimedia support.* **G, Theodopopoulos et al.** s.l. : Med. Inform, 1997, Τόμ. 22. No 3 263-273.

44. **K, Parsaye και M, Chignell.** *Expert Systems for Experts.* s.l. : John Willey & Sons, 1988.
45. **JR, Walters και NR, Nielsen.** *Crafting Knowledge-Based Systems.* s.l. : John Willey & Sons, 1988.
46. **S, Andressen, B, Falck και K, Olesen.** Diagnostic function of the Microhuman prototype of the expert system - MUNIN. *Electroencephalography and clinical Neurophysiology.* 1992, Τόμ. 85: 143-157.
47. **M, Lipsanen, και συν.** A Prototype Decision Support System for Diagnosing Polyneuropathies. *Artificial Inteligence in Medicine.* 1993, σσ. 99-109.
48. **G, Rom, και συν.** BRAINDEX: An Interactive Knowledge-Based System Supporting Brain Death Diagnosis. *Methods of Information in Medicine.* 1990, Τόμ. 29, pp 193-195.
49. **MR, Saatchi και BW, Jervis.** PC-based Integrated System development to diagnose specific brain disorders. *Computing & Control Engineering Journal.* March 1991.
50. **L, Korpinen.** Computer-aided decision-making for epilepsy and sleep diagnostics. *Acta Neurologia Scandinavica.* Suppl. No. 144, 1993, Τόμ. 87.
51. **L, Korpinen και al, Pietila T et.** Evaluation of Epilepsy Expert adecision support system. *Computer Methods and Programs in Biomedicine.* 1994, Τόμ. 45, pp. 223-231.
52. **S., Tsantis.** *Image Processing and Analysis Methods in Thyroid Ultrasound Imaging.* Patras : s.n., 2007.
53. **S., Theodoridis και K., Koutroubas.** *Pattern Recognition.* s.l. : Academic Press, 1999.
54. **R., Haralick, K., Shanmugam και I., Dinstein.** Textural features for image classification. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics.* 1973, Τόμ. 3:610-621.
55. **M.M., Galloway.** Texture Analysis Using Grey Level Run Lengths. *Computer Graphics and Image Processing.* 1975, Τόμ. 4:172-179.
56. **N., Street.** *Cancer diagnosis and prognosis via linear programming based machine learning, P.hD .* s.l. : Madison: University of Wisconsin, 1994.
57. **B., Keserci και H., Yoshida.** Computerized detection of pulmonary nodules in chest radiographs based on morphological features and wavelet snake model. *Med Image Anal.* 2002, Τόμ. 6(4):431 – 47.
58. **J., Fellow, R., Duin και J., Mao.** Statistical pattern recognition: A review. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence.* 2000, Τόμ. 22:4-37.

59. **G.J, McLachlan.** *Discriminant analysis and Statistical Pattern Recognition.* New York : Wiley, 1992.
60. **S., Theodoridis και K., Koutroubas.** *Pattern Recognition, 2nd ed.* Amsterdam : Boston: Academic Press, 2003.
61. **Paul W. Ladenson, M.D.** THYROID CANCER. *Version 37. Knol. 2008 Jun 10.* [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 20 9 2009.] <http://knol.google.com/k/paul-w-ladenson-m-d/thyroid-cancer/uROIJFRYF/mjri92>.
62. **R., Chellappa, C., Wilson και S., Sirohey.** Human And Machine Recognition Of Faces: A Survey. *Proceedings Of The IEEE.* May 1995, Τόμ. 83, No 5, σσ. 705 – 740.
63. **S., Sirohey.** Human Face Segmentation And Identification. *Tech. Rep. CAR – TR – 695.* 1993, Τόμ. Center For Autom. Res., Univ. Maryland, College Park, MD.
64. **J., Canny.** A Computational Approach To Edge Detection. *IEEE Trans. Patt. Anal. and Mach. Intell.* 1986, Τόμ. 8, pp. 679 – 689.
65. **B., Manjunath, R., Chellappa και d., Malsburg C. v.** A Feature Based Approach To Face Recognition. *In Proc. IEEE Computer Soc. Conf On Computer Vision and Patt. Recog.* 1992, σσ. 373 – 378.
66. **T., Kanade.** *Computer Recognition Of Human Faces.* s.l. : Basel and Stuttgart: Birkhauser, 1977.
67. **G., Székely και R., Satava.** Virtual Reality In Medicine. [Ηλεκτρονικό] 13 11 1999. [Παραπομπή: 5 9 2009.] <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1129082>. 319(7220): 1305.
68. **I., Αποστολάκης και M., Σταμούλη.** Συστήματα εικονικής πραγματικότητας. Η τεχνολογία της προσομοίωσης στην Ιατρική Επιστήμη. *Ιατρική.* 2008 – Ανασκόπηση, Τόμ. 93(2), pp. 143-155, .
69. **R, Earnshaw, και συν.** *Virtual reality systems.* s.l. : New York: Academic Press, 1993.
70. Virtual reality environments in psycho-neuro-physiological assessment and rehabilitation (VREPAR). [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 5 9 2009.] www.psicologia.net.
71. Virtual Environments. [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 5 9 2009.] www.insead.fr/CALT/Encyclopedia/ComputerSciences/VR/vr.htm.
72. **LC, Larijani.** *The virtual reality primer.* s.l. : New York: McGraw-Hill, 1993.

73. Information Resources in Virtual Reality. *Technical report No B-93*.
[Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 6 9 2009.]
www.hitl.washington.edu/projects/knowledge_base/irvr.
74. **A., Watt.** *Fundamentals of three-dimensional computer graphics*. s.l. :
Wokingham: Addison-Wesley, 1990.
75. Medical robotics and computer assisted surgery links. [Ηλεκτρονικό]
[Παραπομπή: 6 9 2009.] www.mrcas.ri.cmu.edu/links.html.
76. **F., Vincelli και G., Riva.** Virtual reality: a new tool for panic disorder therapy.
[επιμ.] Expert Reviews. *Expert Review of Neurotherapeutics*. May 2002, Τόμ. 2, 3,
σσ. 377-383(7).
77. **A., Tasman.** Το μέλλον της Ψυχιατρικής. *Ψυχιατρική*. 2002 - Ειδικό άρθρο, Τόμ.
13(4), pp. 259-264.
78. **E, Καλδούδη.** Διαδίκτυο Και Υγεία Σύγχρονες Εξελίξεις. *Αρχαία Ελληνικής
Ιατρικής*. 2005, Τόμ. 22(6):634–645.
79. **G, Burdea, P, Richard και P., Coiffet.** Multimodal virtual reality: input-output
devices, system integration, and human factors. *Int J Human-Comput Interact*. 1996,
8:5–24.
80. International Society for Computer Assisted Orthopaedic Surgery. [Ηλεκτρονικό]
[Παραπομπή: 20 9 2009.] <http://www.caos-international.org/index.html>.
81. **W., Viant, και συν.** A computer assisted orthopaedic surgical system for distal
locking of intramedullary nails. *Proc InstnMech Engrs*. 1997, Τόμ. 211 Part H
H02196 © IMechE.
82. **Webb, S. (Ed.).** *The Physics of Medical Imaging, Medical Science Series*. s.l. :
Institute of Physics Publishing, 1988.
83. **Rudin, S., Bednarek, D. R. και Wong, R.** Accurate characterisation of image
intensifier distortion. *Med. Physics*. 1991, Τόμ. 18.2, 236–242.
84. **Phillips, R., και συν.** Image guided orthopaedic surgery—design and analysis.
Trans. Inst. Measurement and Control—Robotics Special Issue. 1996.
85. **Mohsen, A. M. M. A., και συν.** Computer assistance in locking of intramedullary
nails. *Orthopaedics Association Meeting*. 1993.
86. **Phillips, R., και συν.** Steps towards computer assisted locking of intramedullary
nails. *Proc. IEEE Engng in Biol. and Medicine Soc*. 1993, σσ. 950–951.
87. X-ray concepts. *metris*. [Ηλεκτρονικό] 2009. [Παραπομπή: 20 9 2009.]
http://www.metris.com/products/x-ray_and_ct_inspection/x-ray_and_ct_concepts/x-ray_concept/.

88. Fundamentals of Microfocus Radiography. *shieldalloys*. [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 21 9 2009.] http://www.shieldalloys.com/articles/nl_01.htm.
89. **C., Papaodysseus, και συν.** Determination of the Method of Construction of 1650 B.C. Wall Paintings. *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence*. September 2006, Τόμ. 28, 9.
90. **Phillips, R., και συν.** Image guided orthopaedic surgery—design and analysis. . *Trans. Inst. Measurement and using a single calibration/registration phantom. Another Control—Robotics Special Issue*. 1996.
91. Intramedullary Nailing of Femoral Shaft Fractures. *Procedures Consult*. [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 20 9 2009.] <http://www.proceduresconsult.com/medical-procedures/intramedullary-nailing-of-femoral-shaft-fractures-OR-procedure.aspx>.
92. Femoral Fracture Fixation Surgery: Intramedullary Nail. *The DoeReport*. [Ηλεκτρονικό] [Παραπομπή: 20 9 2009.] <http://www.doereport.com/generateexhibit.php?ID=14545&ExhibitKeywordsRaw=&TL=4294967295&A=>.