

ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗΣ

**Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗΣ ΤΩΝ ΕΓΚΑΡΣΙΩΝ
ΤΟΜΩΝ ΣΤΗΝ ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ ΤΩΝ ΓΡΑΜΜΙΚΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ
ΣΤΗΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ**

ΛΥΚΟΥΡΕΣΗΣ ΔΙΟΝΥΣΙΟΣ

ΧΕΙΡΟΥΡΓΟΣ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΟΣ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΑΘΗΝΑ 2014

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	4
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	8
 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΓΕΝΙΚΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ.....	9
ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ.....	10
ΕΞΕΛΙΞΗ ΤΗΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	15
 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΗΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ	
ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	27
 ΦΥΣΙΚΑ ΦΑΙΝΟΜΕΝΑ.....	28
ΚΛΙΜΑΚΑ HOUNSFIELD.....	36
ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ	
ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ.....	40
ΦΙΛΤΡΑΡΙΣΜΑ ΕΙΚΟΝΑΣ-ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER.....	46
 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ.....	52
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ Υ.Τ. ΔΕΣΜΗΣ ΒΕΝΤΑΛΙΑΣ.....	53
ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ Υ.Τ. ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ.....	57
ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΕΠΕΞΑΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΟ CBCT.....	65
ΚΛΙΣΗΣ ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗΣ ΤΩΝ ΕΓΚΑΡΣΙΩΝ ΤΟΜΩΝ ΣΤΟΝ	
ΠΡΟΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΟ ΕΛΕΓΧΟ.....	80

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ.....	87
ΣΚΟΠΟΣ.....	88
ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ.....	89
ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ-ΕΥΡΗΜΑΤΑ.....	100
ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	110
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	117
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	119
SUMMARY.....	121
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	123

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα οδοντικά εμφυτεύματα στις μέρες μας αποτελούν μια καθημερινή πρακτική για την αποκατάσταση της αναπηρίας που προκύπτει από την έλλειψη ενός ή περισσότερων δοντιών. Η ανάγκη που προκύπτει για ακριβή προεγχειρητικό σχεδιασμό έχει οδηγήσει την οδοντιατρική επιστήμη στην ανάπτυξη απεικονιστικών τεχνικών για ακριβή και λεπτομερή απεικονιστικό έλεγχο, ο οποίος αποτελεί αναπόσπαστο τμήμα της διαγνωστικής διερευνήσεως για την τοποθέτηση οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων.

Με την Υπολογιστική τομογραφία μπορούν να αναγνωριστούν και να οριοθετηθούν κρίσιμα ανατομικά σημεία, τα οποία καθορίζουν το διαθέσιμο οστικό υπόστρωμα για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων. Τα ανατομικά αυτά μέρη περιλαμβάνουν το ιγμόρειο άντρο, το κύτος της ρινός και τον τομικό-ρινοϋπερώιο πόρο για την άνω γνάθο, ενώ για την κάτω γνάθο την ακριβή εντόπιση και οριοθέτηση της πορείας του κάτω φατνιακού νεύρου έως της έξοδου του στο γενειακό τρήμα. Με την οριοθέτηση των παραπάνω ανατομικών σημείων είναι δυνατός ο προσδιορισμός του ωφέλιμου οστικού υποστρώματος και ο υπολογισμός των διαστάσεών του (σε ύψος και εύρος) για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων.

Από την ανασκόπηση της διεθνούς βιβλιογραφίας προκύπτει το συμπέρασμα πως το κυρίαρχο θέμα που έχει απασχολήσει τη διεθνή ιατρική και οδοντιατρική κοινότητα είναι το κατά πόσο οι γραμμικές μετρήσεις που πραγματοποιούνται ψηφιακά με τη χρήση λογισμικού που συνοδεύει τους υπολογιστικούς τομογράφους κωνικής δέσμης ανταποκρίνονται στην

πραγματικότητα. Για να δοθεί απάντηση στο παραπάνω ερώτημα πολυάριθμες ερευνητικές εργασίες έχουν κατά καιρούς πραγματοποιηθεί, από την κυκλοφορία του πρώτου κωνικής δέσμης υπολογιστικού τομογράφου ως και σήμερα. Όλες καταλήγουν στο συμπέρασμα πως η τομογραφία κωνικής δέσμης όντως «αποτυπώνει» με μοναδική ακρίβεια τις διαστάσεις των οστικών δομών του στοματογναθικού συμπλέγματος, έτσι ώστε το ψηφιακό τρισδιάστατο είδωλο που προκύπτει στο Η/Υ να είναι κλίμακας 1:1 (πραγματικών διαστάσεων). Απαραίτητη, ωστόσο, προϋπόθεση για τον ορθό υπολογισμό των διαστάσεων του φατνιακού οστού με τη χρήση της υπολογιστικής τομογραφίας είναι η απόδοση σωστής κλίσης κατά τη δευτερογενή ανασύνθεση των τομών. Με τον όρο «κλίση ανασύνθεσης» εννοούμε τη διόρθωση στον προσανατολισμό των εγκαρσίων τομών στον Η/Υ που πρέπει να αποδώσουμε προκειμένου να ταυτιστούν η κλίση τοποθέτησης των εμφυτευμάτων με την κλίση των καθέτων στο φατνιακό οστό των τομών, έτσι ώστε τελικά οι μετρήσεις που θα γίνουν στον Η/Υ προεγχειρητικά, να ανταποκρίνονται στις αληθινές διαστάσεις του οστού (για δεδομένη κλίση εμφύτευσης).

Η πολύπλοκη μορφολογία ωστόσο του φατνιακού οστού της άνω και κάτω γνάθου αποτρέπει ακόμα και σήμερα το σχεδιασμό ενός συγκεκριμένου πρωτοκόλλου με βάση το οποίο θα αποδίδεται η κλίση ανασύνθεσης των εγκαρσίων τομών στην υπολογιστική τομογραφία κατά τον προεγχειρητικό-προεμφυτευματικό έλεγχο. Το ζήτημα αυτό δυστυχώς έχει μείνει αναπάντητο παρά τη δημοσίευση πολλών ερευνητικών εργασιών που ασχολήθηκαν με το θέμα.

Στα πλαίσια ολοκλήρωσης της διπλωματικής μου εργασίας , θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όλους όσους με στήριξαν και συνέβαλλαν στο πόνημα αυτό.

Τον Καθηγητή και Διευθυντή της Κλινικής Διαγνωστικής και Ακτινολογίας Στόματος της Οδοντιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών κ. Κωνσταντίνο Τσιχλάκη και την Καθηγήτρια, Πρόεδρο της Οδοντιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών και επιβλέπουσα της διπλωματικής μου εργασίας κ. Αικατερίνη Νικοπούλου-Καραγιάννη που μου έκαναν την τιμή να με δεχθούν στο Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα και για την εμπιστοσύνη που μου έδειξαν και που εξακολουθούν να μου δείχνουν όλα αυτά τα χρόνια. Ένα επιπλέον μεγάλο ευχαριστώ στον κ. Τσιχλάκη ο οποίος με την πολύτιμη βοήθεια, την κατανόηση, την υπομονή και τις εξειδικευμένες στο αντικείμενο της γναθοπροσωπικής ακτινολογίας γνώσεις του συνετέλεσε στην εκπόνηση της παρούσας εργασίας.

Τον οδοντίατρο, γναθοπροσωπικό ακτινολόγο, συνεργάτη και προσωπικό φίλο κ. Μιχαήλ Μάστορη ο οποίος εκτός από την υποστήριξη, τις γνώσεις του και τον ρόλο του ως δεύτερος παρατηρητής, μου διέθεσε επιπλέον πρόσβαση σε περιστατικά του ιατρείου του για τη συλλογή και μελέτη του δείγματος εξετάσεων που μελετήθηκαν στην παρούσα ερευνητική εργασία, συντελώντας δραστικά στην ολοκλήρωση του ειδικού μέρους της.

Τον εμπορικό αντιπρόσωπο της QR-Italy για την Ελλάδα και πρόεδρο της ομώνυμης εταιρίας οδοντιατρικών ειδών κ. Εμμανουήλ Αποστολίδη για την ευγενική χορηγία της πλήρης έκδοσης του προγράμματος NNT, με το οποίο

ολοκληρώθηκε το πειραματικό μέρος της παρούσας εργασίας.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω όλους του συναδέλφους μου και τα μέλη του διδακτικού προσωπικού της Κλινικής Διαγνωστικής και Ακτινολογίας Στόματος για την άψογη συνεργασία καθόλη τη διάρκεια του Μεταπτυχιακού Προγράμματος Σπουδών.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

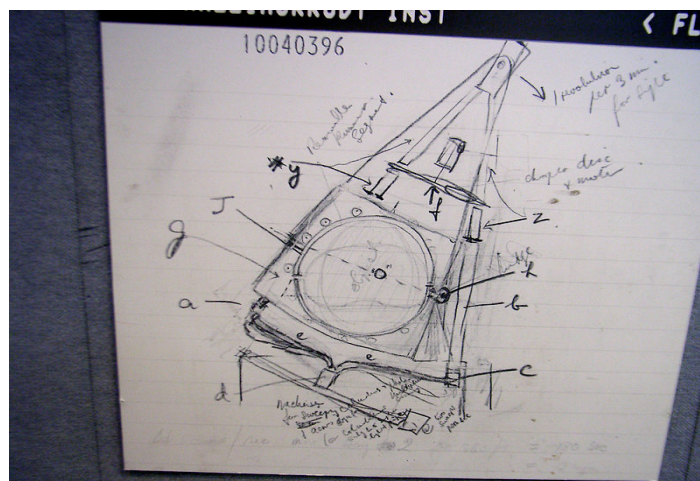
ΓΕΝΙΚΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Η οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία αποτελεί τα τελευταία δέκα και πλέον χρόνια αναντικατάστατο εργαλείο στα χέρια του σύγχρονου οδοντιάτρου. Έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως για τη μελέτη του οστικού υποστρώματος και της παθολογίας των γνάθων και στον προεγχειρητικό έλεγχο για την τοποθέτηση οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων.

Η υπολογιστική τομογραφία αποτελεί τη δεύτερη μεγαλύτερη ανακάλυψη στο χώρο της διαγνωστικής ακτινολογίας μετά την ανακάλυψη των ακτίνων X από τον Roentgen το 1895. Πατέρας της θεωρείται ο βρετανός νομπελίστας ηλεκτρολόγος μηχανικός Sir Godfrey Newbold Hounsfield (Richmond, C., 2004). Ο G. N. Hounsfield ήταν ο πρώτος άνθρωπος που συνέλαβε την ιδέα να απεικονίσει τις εσωτερικές δομές ενός κλειστού αντικειμένου χρησιμοποιώντας ακτινογραφικές λήψεις με χρήση ακτίνων X υπό διαφορετικές γωνίες (Waltham, Richard; Stephen Bates, Liz Beckmann, Adrian Thomas, 2012).

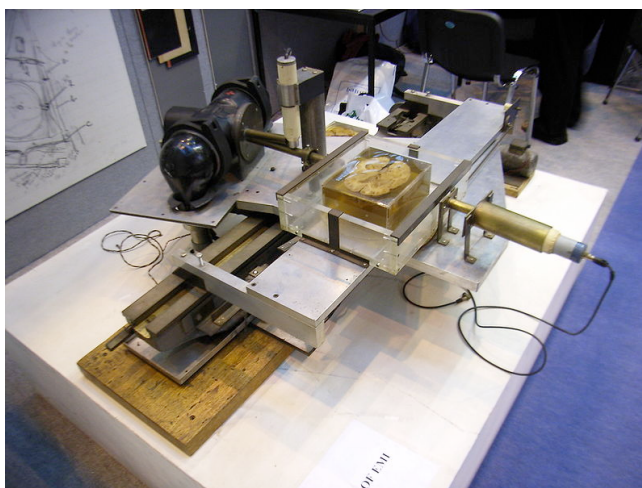
Για να το πετύχει αυτό ο Hounsfield κατασκεύασε μια πρωτότυπη μηχανική συσκευή (που αποτέλεσε ουσιαστικά το πρώτο στην ιστορία της ανθρωπότητας CT Scanner) η οποία είχε τη δυνατότητα να περιστρέφεται γύρω από μια τράπεζα, στο κέντρο της οποίας θα τοποθετούσε το υπό εξέταση αντικείμενο (Εικ. 1).



Εικ. 1. Σχεδιαγραμματική απεικόνιση του πρωτότυπου υπολογιστικού τομογράφου του Hounsfield. (http://en.wikipedia.org/wiki/Godfrey_Hounsfield)

Κατά την περιστροφή αυτής της μηχανικής συστοιχίας γινόταν εκπομπή ακτινών Χ που διαπερνούσαν το αντικείμενο από τη μια πλευρά του και εξέρχονταν εξασθενημένες από τη άλλη. Η όλη διαδικασία επαναλαμβανόταν πολλές φορές υπό διαφορετικές γωνίες. Η εξερχόμενη ακτινοβολία καταγραφόταν από ειδικό αισθητήρα τον οποίο είχε συνδέσει ο Hounsfield σε έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή δικής του επίσης κατασκευής. Τα εισερχόμενα ηλεκτρικά σήματα υφίσταντο επεξεργασία στον Η/Υ ο οποίος τελικά απεικόνιζε σε «τομές» τα εσωτερικά μέρη του αντικειμένου (Gunderman, Richard, 2006). Το θεωρητικό (μαθηματικό) υπόβαθρο που χρησιμοποιήθηκε για την ανάπτυξη του λογισμικού (software) στον Η/Υ του Hounsfield είχε ήδη αναπτύξει ο φυσικός Allan McLeod Cormack από το 1964 (Vaughan Christopher L., 2008).

Ο Hounsfield πειραματίστηκε χρησιμοποιώντας αρχικά μονιμοποιημένο ανθρώπινο εγκέφαλο, στη συνέχεια χρησιμοποιώντας «φρέσκο» εγκέφαλο αγελάδας ενώ τα πειράματά του τα ολοκλήρωσε ακτινοβολώντας τον δικό του εγκέφαλο (Young, Ian, 2009), (Εικ. 2).



Εικ. 2. Ο πρωτότυπος υπολογιστικός τομογράφος που κατασκεύασε ο Hounsfield.

(http://en.wikipedia.org/wiki/Godfrey_Hounsfield)

Η πρωτοποριακή αυτή σύλληψη οδήγησε τελικά στην κατασκευή από τον Hounsfield του πρώτου υπολογιστικού τομογράφου ο οποίος εγκαταστάθηκε στο νοσοκομείο Atkinson Morley του Λονδίνου τον Οκτώβριο του 1971. Το συγκεκριμένο μηχάνημα είχε τη δυνατότητα δημιουργίας μιας εγκάρσιας τομής εγκεφάλου με πάχος περισσότερο από 1cm, εκτελώντας μια πλήρη περιστροφή της λυχνίας ακτίνων Χ σε χρόνο 4min. Οι πρώτες τομές που έγιναν σε ασθενή του νοσοκομείου απεικόνισαν με αφάνταστη για τα δεδομένα της εποχής ακρίβεια μια εγκεφαλική κύστη. Το 1975 κατασκευάστηκε και λειτούργησε ο πρώτος ολόσωμος υπολογιστικός τομογράφος (Beckmann, Elizabeth C., 2005).

Το 1979 μαζί με τον Allan McLeod Cormack έλαβαν το βραβείο νόμπελ Ιατρικής και Φυσιολογίας σχετικά με το έργο τους στην ανάπτυξη της τεχνικής της υπολογιστικής τομογραφίας (Nobelprize.org. 2013).

Σήμερα, ύστερα από 41 χρόνια διαρκούς εξέλιξης της τεχνολογίας, έχουμε το προνόμιο να απολαμβάνουμε μηχανήματα των οποίων ο χρόνος σάρωσης πέφτει ως και το 1 sec και το πάχος των τομών να φτάνει ως και τα 125 μm ενώ ταυτόχρονα έχει περιοριστεί σε ασύλληπτα μεγάλο βαθμό η δόση της απορροφούμενης ακτινοβολίας από τον ασθενή.

Είναι σήμερα γνωστά λίγο πολύ σε όλους τα τεράστια οφέλη που αποκομίζονται από τη χρήση της υπολογιστικής τομογραφίας. Οι τεχνικές της συμβατικής ακτινογραφίας (ψηφιακής και αναλογικής) καθώς και της συμβατικής τομογραφίας βασίζονται στην απεικόνιση τρισδιάστατων ανατομικών δομών σε δύο μόνο διαστάσεις. Ο σημαντικός περιορισμός που προκύπτει είναι η επιπροβολή όλων των ανατομικών δομών που παρεμβάλλονται στην πορεία της ακτινικής δέσμης επάνω στο μέσο καταγραφής (ακτινογραφικό φιλμ, ψηφιακός ανιχνευτής). Το γεγονός καθιστά δυσδιάκριτη την αναγνώριση δομών με παρόμοια πυκνότητα, υπάρχει σοβαρό ενδεχόμενο λεπτές ανατομικές δομές ή αρχόμενες αλλοιώσεις να μην είναι ορατές ενώ ταυτόχρονα δεν παίρνουμε καμία πληροφορία ως προς την τοπογραφία των ανατομικών μορίων σε παρειοϋπερώια/παρειογλωσσική διάσταση. Το πρόβλημα ξεπεράστηκε μόνο μερικώς με τη λήψη πολλαπλών προβολών υπό διαφορετικές γωνίες (τεχνική Clark), αλλά και με τη χρήση της συμβατικής τομογραφίας. Ωστόσο, ακόμα και στη συμβατική τομογραφία, η

εξάλειψη των δομών που παρεμβάλλονται στην πορεία της δέσμης δεν είναι πλήρης και έτσι οι προκύπτουσες τομές υστερούν σημαντικά σε σαφήνεια και διαγνωστική ακρίβεια. Γενικότερα θα λέγαμε πως οι συμβατικές ακτινογραφικές τεχνικές (ακτινογραφία/ τομογραφία) δεν έχουν μεγάλη διακριτική ικανότητα ενώ ταυτόχρονα δεν μπορούν να απεικονίσουν με σαφήνεια τους μαλακούς ιστούς.

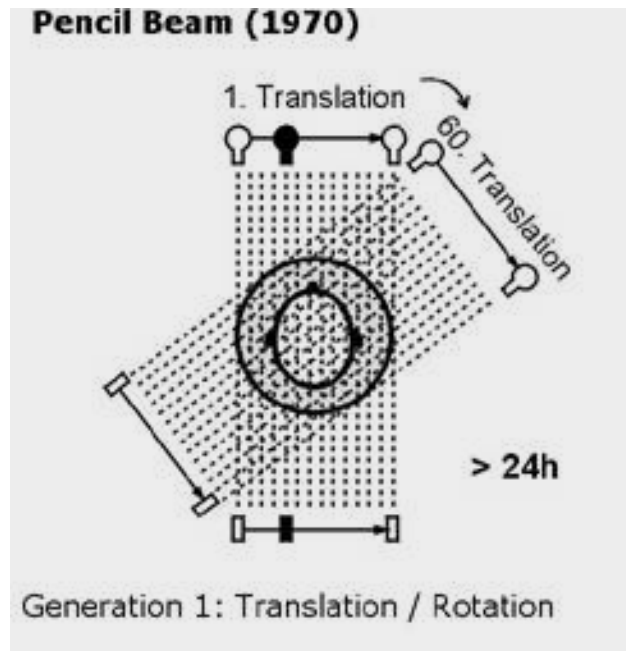
Τα παραπάνω μειονεκτήματα ξεπεράστηκαν με τη μέθοδο της υπολογιστικής τομογραφίας σε πολύ μεγάλο βαθμό, καθώς πλέον είναι δυνατή η σχεδόν πλήρης εξάλειψη των ανεπιθύμητων ανατομικών επιπέδων που δημιουργούν ασάφεια στην απεικόνιση με τη χρήση εξελιγμένων ψηφιακών αλγορίθμων. Ακόμα είναι πλέον δυνατή η ακριβής απεικόνιση και μελέτη των μαλακών μορίων.

ΕΞΕΛΙΞΗ ΤΗΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

Από την κατασκευή του πρώτου υπολογιστικού τομογράφου από τον Hounsfield ως σήμερα έχει σημειωθεί καλπάζουσα ανάπτυξη της τεχνολογίας. Ως εκ τούτου καλπάζουσα είναι και η εξέλιξη των μηχανημάτων στο χώρο της υπολογιστικής τομογραφίας. Τα μηχανήματα με το πέρασμα των χρόνων έγιναν πιο γρήγορα στους χρόνους σάρωσης και αυξήθηκε σταδιακά η διακριτική τους ικανότητα, ελαχιστοποιώντας ταυτόχρονα την απορροφούμενη δόση. Αυτό ήταν αποτέλεσμα αφενός της ασύλληπτα γρήγορης ανάπτυξης στο χώρο των Η/Υ (με τους σύγχρονους οικιακούς υπολογιστές να έχουν υπολογιστική ισχύ που ξεπερνά το 1-2 Gflops!!!) και αφετέρου της βελτίωσης στη μηχανική διάταξη του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή/ών (Gantry).

Οι διαφορές: α) στη διάταξη του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή/ών, β) το είδος της εκτελούμενης κίνησης του Gantry κατά τη διάρκεια της σάρωσης και γ) ο αριθμός των ανιχνευτών καθορίζουν τις διάφορες γενεές των υπολογιστικών τομογράφων, οι οποίες χωρίζονται σε **5 κατηγορίες** (Morgan C. L. 1983, Ε. Μαστοράκου, Δ.Α. Κελέκης 1997):

Στα μηχανήματα **πρώτης γενεάς** χρησιμοποιούνται **ένας** μόνο ανιχνευτής και **μια** μόνο λυχνία εκπομπής ακτίνων Χ για κάθε τομογραφική απεικόνιση. Η λυχνία εκπέμπει ακτινοβολία πολύ καλά εστιασμένης γραμμικής, λεπτής ακτινικής δέσμης (pencil beam) η οποία ανιχνεύεται από τον επίσης πολύ καλά εστιασμένο ανιχνευτή (Εικ. 3).

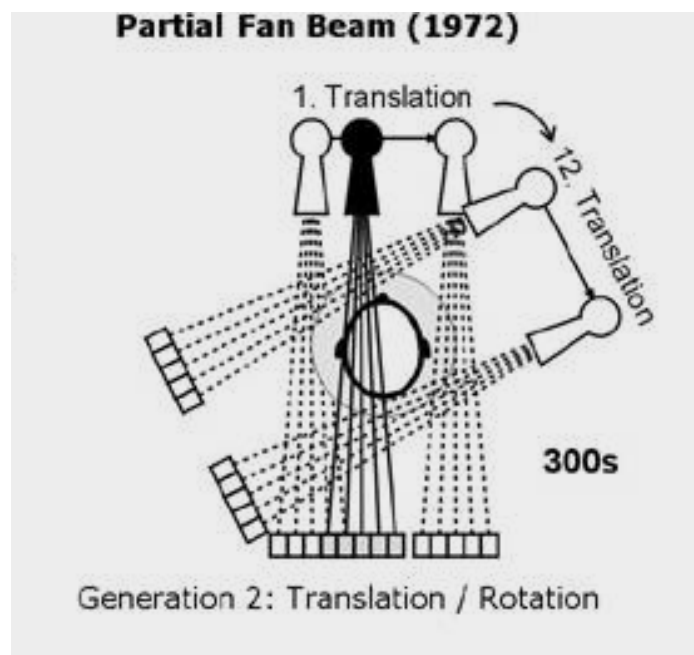


Εικ. 3. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της λειτουργίας του υπολογιστικού τομογράφου πρώτης γενεάς. Απεικονίζεται ο συνδυασμός γραμμικής και κυκλικής κίνησης του Gantry. (<http://flylib.com/books/1/511/1/html/2/files/02fig38.jpg>)

Το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτή κινείται κατά μήκος του ασθενή (εκτέλεση **γραμμικής** κίνησης) και σαρώνει την περιοχή της τομής κατά τη διάρκεια της κάθε λήψης. Η πηγή εκπέμπει δέσμη γνωστής έντασης. Η ένταση της εξερχόμενης (εξασθενημένης) από το σώμα του ασθενή δέσμης καταγράφεται από τον ανιχνευτή. Όταν ολοκληρωθεί η σάρωση, το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτή μετατοπίζεται εκτελώντας **κυκλική** κίνηση 1° για τη λήψη της δεύτερης προβολής, επανάληψη γραμμικής κίνησης κοκ. Η δημιουργία μιας τομής ολοκληρώνεται μετά τη λήψη 180 διαδοχικών προβολών, επομένως τα μηχανήματα αυτά εκτελούν κυκλική κίνηση συνολικά 180° . Ο συνολικός χρόνος λήψης για τη δημιουργία μιας τομής είναι της τάξης των 4-5 λεπτών της ώρας. Για τη μελέτη του εγκεφάλου που απαιτούσε 5 τομές ο συνολικός χρόνος εξέτασης έφτανε τα 25-30 λεπτά. Η πολύπλοκη διαδικασία σάρωσης,

το μεγάλο χρονικό διάστημα λήψης και η χαμηλής ποιότητας εικόνες έχουν οδηγήσει σήμερα στη διακοπή της χρήσης αυτών των μηχανημάτων (Udupa, J.K. and Herman, 2000).

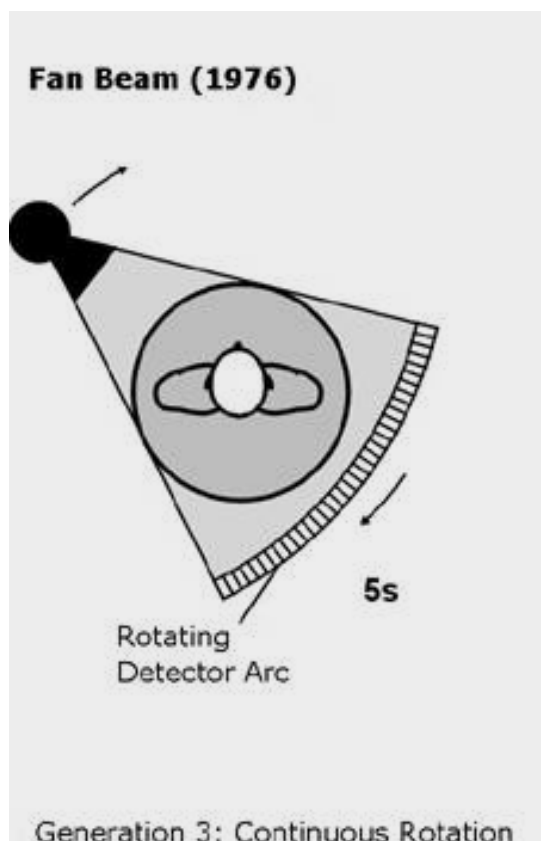
Στα μηχανήματα **δεύτερης γενεάς**, ο χρόνος σάρωσης για τη δημιουργία μιας τομής μειώνεται κατά πολύ. Σε αυτό συμβάλλει η αύξηση του αριθμού των ανιχνευτών, οι οποίοι φτάνουν πια τους 25-30. Εξακολουθεί η χρήση **μιας** λυχνίας ακτίνων Χ, όμως τώρα η εκπεμπόμενη δέσμη έχει σχήμα βεντάλιας (Partial fan beam) με άνοιγμα εύρους 10° . Οι ανιχνευτές είναι επίσης διατεταγμένοι σε σχήμα τόξου με εύρος 10° ώστε να καλύπτονται πλήρως από την προσπίπτουσα ακτινική δέσμη (Εικ. 4)



Εικ. 4. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της λειτουργίας του υπολογιστικού τομογράφου δεύτερης γενεάς. Ο μεγαλύτερος αριθμός ανιχνευτών οδηγεί στη μείωση των γραμμικών κινήσεων και του χρόνου σάρωσης συνολικά.
(<http://flylib.com/books/1/511/1/html/2/files/02fig38.jpg>)

Η κίνηση του συστήματος λυχνίας- ανιχνευτών εξακολουθεί να είναι συνδυασμός γραμμικής και κυκλικής κίνησης, όπως στα πρώτης γενεάς μηχανήματα. Ωστόσο, οι γραμμικές μετακινήσεις είναι πολύ λιγότερες και τα διαστήματα περιστροφής μεγαλύτερα. Έτσι, οι γραμμικές κινήσεις που επαναλαμβάνονταν 180 φορές στα μηχανήματα πρώτης γενεάς χρειάζεται τώρα να επαναληφθούν μόνο 6 φορές (αφού η σχήματος βεντάλιας δέσμη καλύπτει μεγαλύτερη περιοχή για κάθε προβολική κίνηση) ενώ το εύρος περιστροφής (γωνιακό βήμα) αυξάνεται από τη 1° στις 30° . Η συνολική κυκλική κίνηση που εκτελείται είναι και εδώ 180° (30° γωνιακό βήμα x 6 γωνιακές μετατοπίσεις= 180°). Οι τομογράφοι εκείνης της γενεάς είχαν χρόνο σάρωσης για τη δημιουργία μιας τομής περίπου 10-90sec (Anthony B. Wolbarst, William R. Hendee, 2006).

Στα **τρίτης γενεάς** μηχανήματα, η γραμμική κίνηση του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτών **έχει εξαλειφθεί**. Η κίνηση που εκτελείται είναι **αμιγώς κυκλική** με εύρος 360° γύρω από το σώμα του ασθενή. Ο αριθμός των ανιχνευτών έχει αυξηθεί κατακόρυφα και βρίσκονται πια διατεταγμένοι κατά μήκος τόξου κύκλου του οποίου το κέντρο αποτελεί **μία** λυχνία. Η εκπεμπόμενη από τη λυχνία δέσμη είναι κωνικού σχήματος (fan beam) και καλύπτει όλο το σώμα του ασθενή (Εικ. 5).

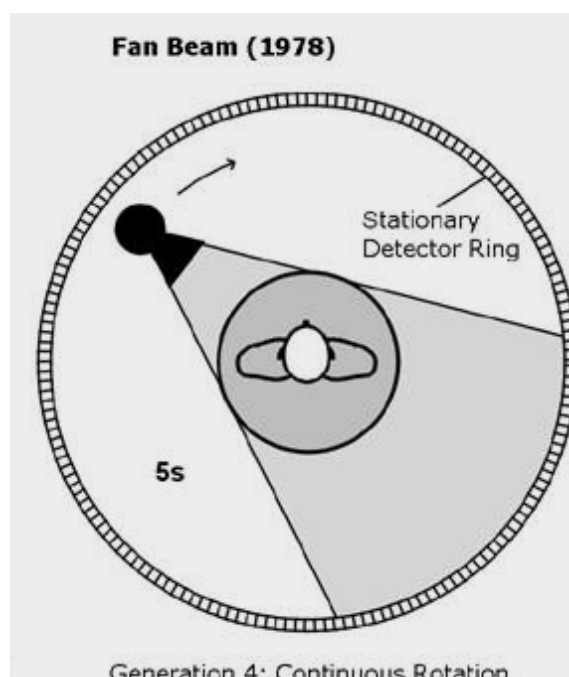


Εικ. 5. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της λειτουργίας του υπολογιστικού τομογράφου τρίτης γενεάς. Η γραμμική κίνηση του Gantry έχει εξαλειφθεί. Εκτελείται αμιγώς κυκλική κίνηση 360°. (<http://flylib.com/books/1/511/1/html/2/files/02fig38.jpg>)

Ο αριθμός των χρησιμοποιούμενων ανιχνευτών ποικίλει από 288 (στον πρώτο τομογράφο τρίτης γενεάς που κυκλοφόρησε από τη General Electric το 1976) ως και 800. Η άριστη διάταξη των ανιχνευτών, οι οποίοι καλύπτονται πλήρως από την προσπίπτουσα κωνική δέσμη, επιτρέπει την λεπτομερή απεικόνιση τομών, οι οποίες είναι το αποτέλεσμα αλληλεπίθεσης πάνω από 1000 διαδοχικών προβολών. Επίσης για πρώτη φορά χρησιμοποιούνται διαφράγματα βολφραμίου μεταξύ των στενά διατεταγμένων ανιχνευτών που στόχο έχουν τη μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Έτσι η ευκρίνεια των παραγόμενων εικόνων αυξάνεται, ο χρόνος σάρωσης πέφτει σε λιγότερα από 2 sec για τη δημιουργία μιας τομής και για πρώτη φορά έχουμε τη

δυνατότητα αξιοποίησης όλων των ανιχνευτών για τη μελέτη οργάνων διαφορετικής διαμέτρου (Jiang H, 2003).

Στα μηχανήματα **τέταρτης γενεάς** χρησιμοποιούνται ακόμα περισσότεροι ανιχνευτές, οι οποίοι ξεπερνούν σε αριθμό τους 2000 (600-4800). Αυτή τη φορά όμως δεν περιστρέφονται κυκλικά και αντιδιαμετρικά από τη λυχνία όπως στα μηχανήματα προηγούμενων γενεών αλλά βρίσκονται στερεά και ακίνητα διατεταγμένοι σε κυκλικό δακτύλιο που καλύπτει το σώμα του ασθενή. Η **μοναδική** λυχνία που χρησιμοποιείται εκτελεί περιστροφική κίνηση 360° γύρω από το σώμα του ασθενή και σε τροχιά εσωτερικά του δακτυλίου που είναι διατεταγμένοι οι ανιχνευτές (Εικ. 6).



Εικ. 6. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της λειτουργίας του υπολογιστικού τομογράφου τέταρτης γενεάς. Εκτελείται αμιγώς κυκλική κίνηση της λυχνίας 360° εσωτερικά των ακίνητα διατεταγμένων ανιχνευτών. (<http://flylib.com/books/1/511/1/html/2/files/02fig38.jpg>)

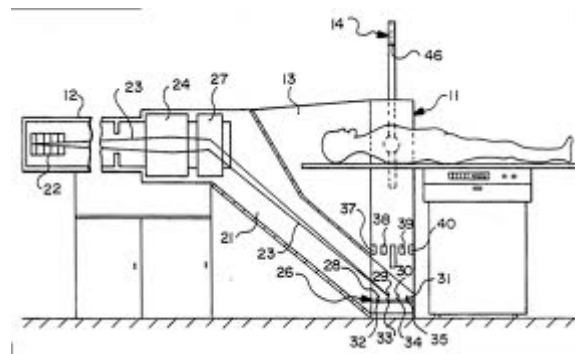
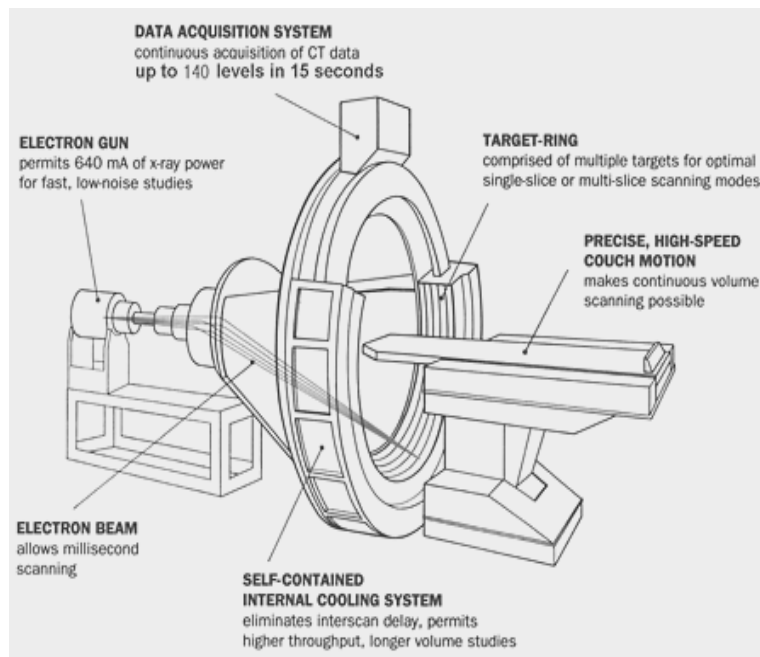
Η εκπεμπόμενη, αποκλίνουσα ακτινική δέσμη έχει επίσης κωνικό σχήμα (fan beam), διαπερνά όλο το σώμα του ασθενή και προσπίπτει σε **τμήμα** του δακτυλίου των ανιχνευτών. Έτσι, σε μια πλήρη περιστροφή της λυχνίας καταγράφονται διαδοχικά οι προσπίπτουσες ακτίνες X από όλους τους ανιχνευτές, δίνοντας τη δυνατότητα στα μηχανήματα αυτά να λάβουν πάνω από 1000 διαδοχικές προβολές σε λιγότερο από 1 sec. Ο χρόνος σάρωσης για τη δημιουργία μιας τομής είναι παρόμοιος με αυτόν των μηχανημάτων τρίτης γενεάς, ωστόσο στη συγκεκριμένη διάταξη υπήρξε βελτίωση προβλημάτων της εικόνας λόγω κίνησης του ανιχνευτικού συστήματος κατά τη διάρκεια της λήψης (Alan Conrad Bovik, 2009).

Νεότερη εξέλιξη της γεωμετρίας που χρησιμοποιήθηκε στους τομογράφους τέταρτης γενεάς αποτέλεσε και η μετατόπιση της λυχνίας εξωτερικά του δακτυλίου των ανιχνευτών, μεταβάλλοντας ταυτόχρονα το επίπεδο περιστροφής της. Ο λόγος για αυτή την τροποποίηση ήταν η προσπάθεια για μείωση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας X, η οποία δημιουργούσε artifacts στις παραγόμενες εικόνες.

Τα μηχανήματα **πέμπτης γενεάς** (Σάρωσης Δέσμης Ηλεκτρονίων, Advanced Electron Beam CT, Jiang H, 2003, McCollough CH, 1995) αποκλίνουν από το συνήθη σχεδιασμό των μηχανημάτων των προηγούμενων γενεών, καθώς αυτά **δεν** διαθέτουν κινητά μέρη. Στα μηχανήματα αυτά υπάρχουν ανιχνευτές διατεταγμένοι σε τόξο κύκλου, κέντρο του οποίου είναι το σώμα του ασθενή. Ως φυσική συνέχεια του τόξου που σχηματίζουν οι ανιχνευτές έχει τοποθετηθεί άνοδος τουνγκστενίου (tungsten ring),

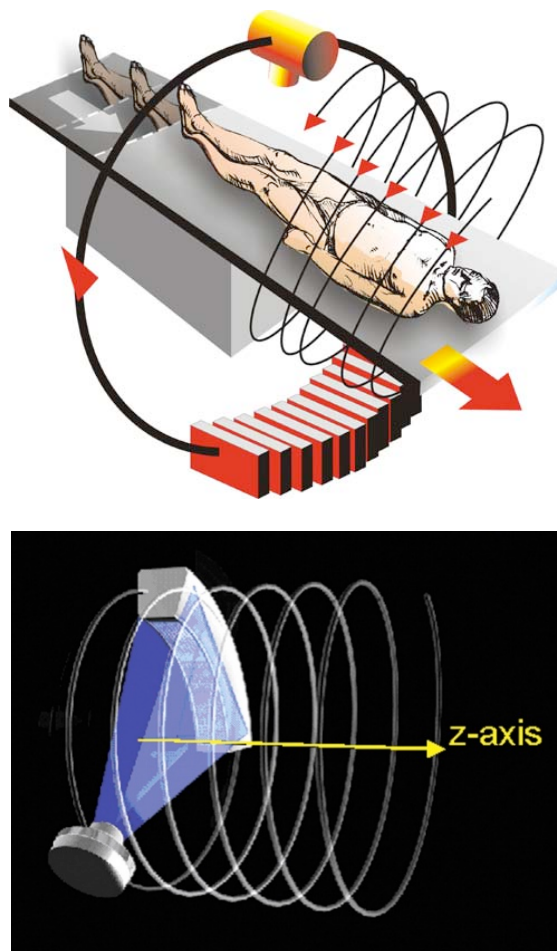
ημικυκλικού σχήματος, η οποία μαζί με το τόξο των ανιχνευτών σχηματίζουν κυκλικό δακτύλιο ο οποίος περιβάλλει το σώμα του ασθενή. Στη νοητή ευθεία που διαπερνά εγκάρσια το κέντρο του δακτυλίου και σε απόσταση από την ακτινογραφική τράπεζα τοποθετείται μια πηγή δέσμης ηλεκτρονίων (electron gun) η οποία εκπέμπει μια ισχυρά κατευθυντική δέσμη σταθερής έντασης που φτάνει τα 640mA. Η δέσμη ηλεκτρονίων που παράγεται έχει κυκλική διατομή διαμέτρου 1mm. Η δέσμη αυτή καθώς εξέρχεται από την πηγή, περνά μέσα από μια διάταξη ισχυρών ηλεκτρομαγνητών και εκτρέπεται αλλάζοντας πορεία. Η πορεία που ακολουθεί καταλήγει στην άνοδο του νιόβιου (tungsten ring). Κατά την πρόσπτωση των ηλεκτρονίων στην άνοδο παράγεται δέσμη ακτίνων Χ σε σχήμα βεντάλιας (fan beam) που διαπερνά το σώμα του ασθενή καταλήγοντας εξασθενημένη στη συστοιχία των ανιχνευτών. Η εκτροπή της δέσμης ηλεκτρονίων αλλάζει διεύθυνση πολλές φορές στη μονάδα του χρόνου, έτσι ώστε κάθε φορά να προσπίπτει σε διαφορετικό σημείο της ανόδου, εκτελώντας ημικυκλική κίνηση. Το αποτέλεσμα είναι η παραγόμενη, κωνική δέσμη ακτίνων Χ να διαπερνά όλο το σώμα του ασθενή υπό διαφορετικές γωνίες δημιουργώντας πολλαπλές προβολές ανά δευτερόλεπτο. Με άλλα λόγια επιτυγχάνεται περιστροφή της πηγής ακτινοβολίας γύρω από τον ασθενή, χωρίς κινούμενα μέρη (McCollough CH, 1995). Εξαιτίας της ημικυκλικής διάταξης του δακτυλίου του νιόβιου (tungsten ring) η προκύπτουσα δέσμη ακτίνων Χ εκτελεί κίνηση 210° γύρω από τον ασθενή. Το σύστημα των ανιχνευτών καταγράφει συνεχώς την εξερχόμενη ακτινοβολία, όπως ακριβώς συμβαίνει και στα μηχανήματα τέταρτης γενιάς. Κατά τη διάρκεια της εξέτασης η παραπάνω διαδικασία επαναλαμβάνεται συνεχώς με

φρενήρη ρυθμό και έχει ως αποτέλεσμα τη λήψη συνολικά 17 τομών ανά δευτερόλεπτο. Ο χρόνος που απαιτείται για τη δημιουργία μιας τομής είναι 6-50msec (Anthony B. Wolbarst, William R. Hendee, 2006, McCollough CH, 1995). Σχεδιαγραμματικά η αρχή λειτουργίας του υπολογιστικού τομογράφου πέμπτης γενεάς διαφαίνεται στην Εικ. 7.



Εικ. 7. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της λειτουργίας του υπολογιστικού τομογράφου πέμπτης γενεάς. (<http://www.nature.com/ki/journal/v55/n2/thumbs/4490600f9th.gif>)

Νεότερες εξελίξεις στο χώρο της διαγνωστικής ακτινολογίας οδήγησαν στην ανάπτυξη της τεχνικής της **ελικοειδούς σάρωσης** (Spiral CT). Η συγκεκριμένη τεχνική διαφοροποιείται από αυτές των προαναφερθέντων γενεών σε δύο βασικά σημεία: Η ακτινική δέσμη «σαρώνει» τον ασθενή συνεχόμενα, υπό γωνία και όχι κάθετα στον άξονα περιστροφής ενώ ταυτόχρονα σημειώνεται μετακίνηση της ακτινολογικής τράπεζας. Η κίνηση που τελικά διαγράφει η ακτινοπαραγωγός λυχνία ακολουθεί ελικοειδή (spiral) τροχιά με την εστία αυτής να ευρίσκεται σε νοητή ευθεία, κάθετη στο επίπεδο περιστροφής (Toki Y, 1993) (Εικ. 8).

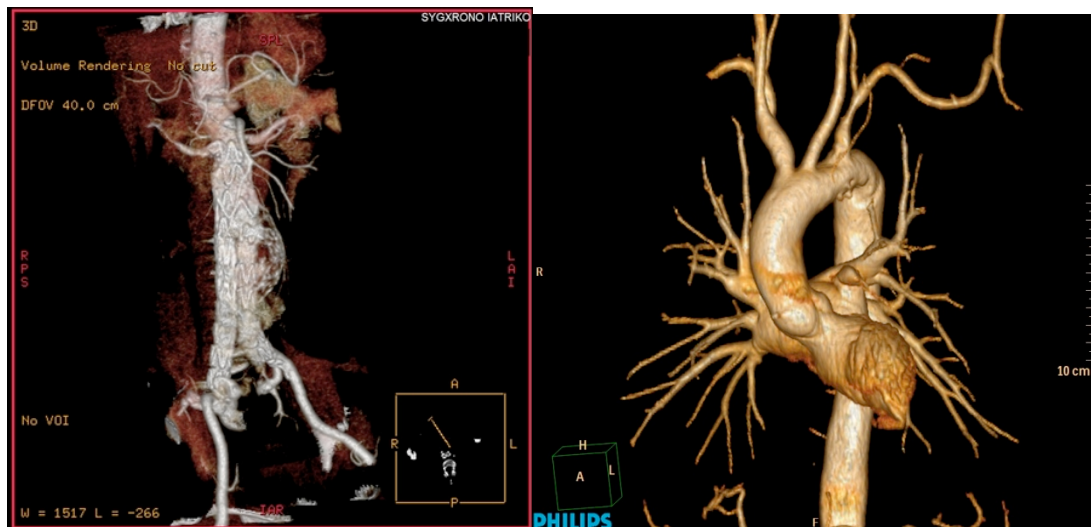


Εικ. 8. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της λειτουργίας του spiral υπολογιστικού τομογράφου. (http://topnews.us/images/imagecache/main_image/Spiral-CT.jpg)

Όπως και στις προηγούμενες γενεές, γίνεται χρήση ακτινικής δέσμης σχήματος «βεντάλιας» (fan beam), η οποία καλύπτει όλο το σώμα του ασθενή.

Η εξασθενημένη δέσμη καταγράφεται συνεχώς από συστοιχία ανιχνευτών διατεταγμένων σε τόξο κύκλου, κέντρο του οποίου αποτελεί η λυχνία. Τα δεδομένα από την εξέταση πλέον δεν αφορούν ένα εγκάρσιο ανατομικό επίπεδο αλλά πολλαπλά και τμηματικά, λόγω της υπό γωνία ακτινοβολήσης. Εξελιγμένοι αλγόριθμοι επεξεργασίας στον Η/Υ αναλαμβάνουν να «συρράψουν» τα δεδομένα μεταξύ τους ώστε να προκύψουν οι πρωταρχικές εγκάρσιες τομές, λαμβάνοντας υπόψιν την ελικοειδή τροχιά της πηγής (Alan Conrad Bovik 2009, S. Varghese 2010, Fishman EK, Jeffrey RB, 1995).

Τα πλεονεκτήματα της τεχνικής αφορούν πρωτίστως στη μείωση του χρόνου εξέτασης με λήψεις που φτάνουν ακόμα και τις 100 τομές/sec. Εξαιτίας της εκρηκτικής αυτής ταχύτητας γίνεται εξάλειψη των σφαλμάτων που οφείλονται στην κίνηση των οργάνων του ανθρωπίνου σώματος κατά τη διάρκεια λήψης δεδομένων. Έτσι είναι πλέον δυνατή ακόμα και η απεικόνιση και μελέτη της ροής του αίματος μέσα στα αγγεία (τρισδιάστατη υπολογιστική αγγειογραφία, Εικ. 9).



Εικ. 9. Τρισδιάστατη υπολογιστική αγγειογραφία.
[http://www.ippokratis.org/GRAPHICS/angio%20aorta%20\(1\).jpg](http://www.ippokratis.org/GRAPHICS/angio%20aorta%20(1).jpg)

Περαιτέρω εξελίξεις θέλουν σήμερα τους ελικοειδείς τομογράφους να φέρουν πολλαπλά συστήματα λυχνίας-ανιχνευτών, έτσι ώστε η εξέταση να ξεκινά ταυτόχρονα από πολλά διαφορετικά σημεία του σώματος και να ολοκληρώνεται ακόμα γρηγορότερα (πολυτομικοί υπολογιστικοί τομογράφοι, Anthony B. Wolbarst, William R. Hendee, 2006, Missler U, Hundt C, Wiesmann M, Mayer T, Bruckmann H, 2000).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΗΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

ΦΥΣΙΚΑ ΦΑΙΝΟΜΕΝΑ

Η τεχνική της υπολογιστικής τομογραφίας γενικά βασίζεται στην αρχή που διέπει όλες ανεξαρτήτως τις απεικονιστικές τεχνικές. Έχουμε δηλαδή αρχικά μια **μορφή ενέργειας** η οποία διέρχεται μέσα από ένα σύνολο ιστών, αλληλεπιδρώντας με αυτούς. Εξαιτίας αυτής της **αλληλεπίδρασης**, η αρχική ενέργεια υφίσταται μεταβολή είτε σε ότι αφορά την έντασή της, είτε τη μορφή της. Στη συνέχεια η μεταβολή αυτής της ενέργειας καταγράφεται από κάποιο ανιχνευτικό σύστημα/ μέσο καταγραφής, «παράγοντας» έτσι κάποια **πληροφορία**. Η πληροφορία αυτή υφίσταται **επεξεργασία** και παράγεται **εικόνα** η οποία μπορεί πλέον να γίνει αντιληπτή από το ανθρώπινο μάτι.

Η ενέργεια αυτή μπορεί να έχει τη μορφή ακτινών Χ, υπερήχων, ακτινών γ κλπ ενώ η αλληλεπίδραση που λαμβάνει χώρα μπορεί να είναι υπό τη μορφή εξασθένισης, απορρόφησης ή ανάκλασης (Παντελής Ε., 2002).

Συγκεκριμένα στην υπολογιστική τομογραφία, υπάρχουν δύο βασικές μέθοδοι τομογραφικής απεικόνισης: Η **τομογραφία διέλευσης** (transmission tomography) και η **τομογραφία εκπομπής** (emission tomography). Στην πρώτη μέθοδο, η πηγή και το ανιχνευτικό σύστημα βρίσκονται σε αντιδιαμετρική θέση και περιστρέφονται γύρω από το υπό εξέταση αντικείμενο (π.χ. CT). Στη δεύτερη μέθοδο, η πηγή είναι η ίδια η υπό εξέταση

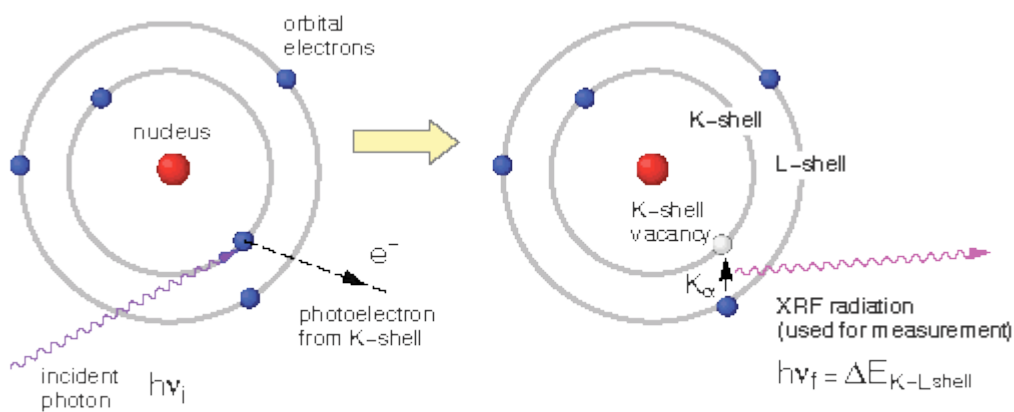
περιοχή και γύρω απ' αυτήν περιστρέφεται το ανιχνευτικό σύστημα (π.χ. SPECT, PET).

Η υπολογιστική τομογραφία (CT) χρησιμοποιεί την πρώτη μέθοδο τομογραφικής απεικόνισης, την τομογραφία διέλευσης. Πρόκειται για τη διέλευση μιας πολύ λεπτής ακτινικής δέσμης Χ, περιστρεφόμενης σε ένα επίπεδο, μέσω του ανθρωπίνου σώματος. Όπως είναι γνωστό, το ανθρώπινο σώμα αποτελείται από σύνολα ιστών διαφόρων πυκνοτήτων που έχουν την ιδιότητα να απορροφούν διαφορετικά ποσοστά της ακτινοβολίας Χ, καθώς αυτή διέρχεται μέσα από αυτούς. Η απορρόφηση εξαρτάται από το **συντελεστή απορρόφησης** του κάθε ιστού, ο οποίος αυξάνεται αναλογικά με το μοριακό βάρος των ατόμων που απαρτίζουν τον ιστό. Έτσι, ιστοί που περιέχουν μεγάλο μέρος ανόργανων ουσιών (των οποίων τα ΜΒ είναι αρκετά υψηλά) όπως τα οστά, απορροφούν και μεγαλύτερο ποσοστό ακτινοβολίας Χ.

Η απορρόφηση των ακτινών Χ λαμβάνει χώρα εξαιτίας της αλληλεπίδρασής τους με τη ύλη (Khan F. Williams & Wilkins, 1984). Στη διαγνωστική ακτινολογία βασιζόμαστε κυρίως σε δύο φυσικά φαινόμενα που λαμβάνουν χώρα κατά την αλληλεπίδραση αυτή: το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και το σκεδασμό Compton.

- Το **φωτοηλεκτρικό φαινόμενο** αποτελεί μια κβαντική διεργασία που συμβαίνει όταν η ενέργεια ενός φωτονίου ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας απορροφάται πλήρως από κάποιο ηλεκτρόνιο των εσωτερικών στοιβάδων του ατόμου με το οποίο αλληλεπιδρά η ακτινοβολία. Εάν η ενέργεια του φωτονίου είναι μεγαλύτερη από το

φράγμα δυναμικής ενέργειας του ηλεκτρονίου το αποτέλεσμα είναι η οριστική εκδίωξη του ηλεκτρονίου από τη στοιβάδα περιστροφής του και η απελευθέρωσή του (εκπομπή). Το κενό στην εσωτερική στοιβάδα καλύπτεται από μετάπτωση ηλεκτρονίου από ανώτερες στοιβάδες (μετάπτωση του διεγερμένου ατόμου σε χαμηλότερη ενεργειακή κατάσταση) με ταυτόχρονη εκπομπή δευτερογενών φωτονίων (Εικ. 10).



Εικ. 10. Σχεδιαγραμματική απεικόνιση του φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Το εκδιωκόμενο ηλεκτρόνιο έχει κινητική ενέργεια ίση με τη διαφορά της αρχικής ενέργειας του προσπίπτοντος φωτονίου και της ενέργειας «συγκράτησης» του ηλεκτρονίου.
(<https://wiki.utep.edu/download/attachments/51217144/XPS.png?version=1&modificationDate=1321067718140&api=v2>)

Έτσι ένα ηλεκτρομαγνητικό κύμα συχνότητας ν αποτελείται από μια δέσμη φωτονίων που όλα έχουν ενέργεια:

$$E_{\phi} = h\nu$$

Η ολική ενέργεια της δέσμης που αποτελείται από n φωτόνια είναι:

$$E_{\text{ολ}} = nh\nu$$

Ο Αϊνστάιν θεώρησε ότι κάθε φωτόνιο όταν δίνει την ενέργειά του τη δίνει ολόκληρη και μόνο σε ένα ηλεκτρόνιο κάθε φορά και επιπλέον **μόνο** εάν είναι αρκετή για να απελευθερώσει το ηλεκτρόνιο από τις ελκτικές δυνάμεις του πυρήνα. Έτσι από την ενέργεια του φωτονίου μέρος χρησιμοποιείται για να υπερνικηθούν οι ελκτικές δυνάμεις του πυρήνα και η υπόλοιπη μένει στο ηλεκτρόνιο ως κινητική ενέργεια.

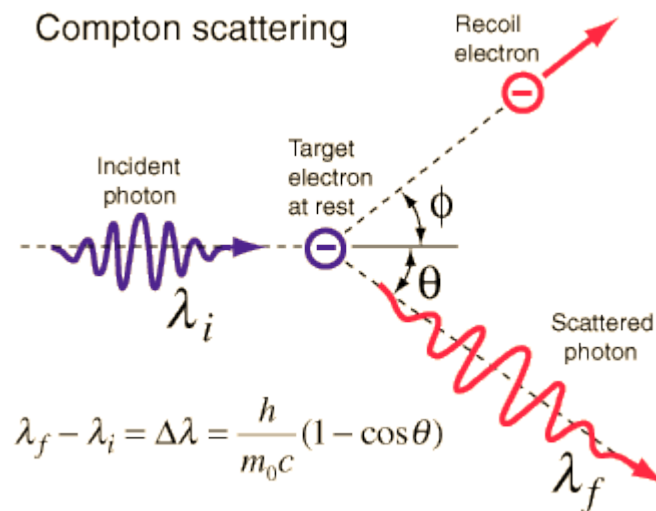
Έτσι έχουμε την ακόλουθη εξίσωση η οποία ονομάζεται και φωτοηλεκτρική εξίσωση του Αϊνστάιν:

$$h\nu = E_{\text{Kmax}} + b$$

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο **εξαρτάται** από τον ατομικό αριθμό του υλικού και την ενέργεια του φωτονίου και είναι ο λόγος που μέρος της ακτινοβολίας X απορροφάται πλήρως από τον ιστό που διελαύνει. Ενδεικτικά να αναφερθεί πως κατά τη φωτοηλεκτρική απορρόφηση τα οστά απορροφούν περίπου 6 φορές περισσότερη ενέργεια από τα μαλακά μόρια (Podgorsak E.B, 2006).

- Ο **σκεδασμός Compton** από τη άλλη αναφέρεται στη σκέδαση ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας από φορτισμένα σωματίδια (συνήθως ελαφρώς δέσμια ηλεκτρόνια). Φωτόνιο ακτίνας X αλληλεπιδρά με

ελεύθερο ή χαλαρά δεσμευμένο ηλεκτρόνιο των **εξωτερικών** στιβάδων του ατόμου με αποτέλεσμα σκέδαση (ελάττωση ενέργειας) του φωτονίου σε **άλλη** κατεύθυνση και αύξηση της κινητικής ενέργειας του ηλεκτρονίου (Εικ. 11).



Εικ. 11. Σχεδιαγραμματική απεικόνιση του σκεδασμού Compton.
(<http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/quantum/imgqua/compton.gif>)

Στην εργασία του Compton αναφέρεται η μαθηματική σχέση μεταξύ της μετατόπισης του μήκους κύματος και της γωνίας σκέδασης των ακτίνων Χ, υποθέτοντας ότι κάθε διασπαρμένο φωτόνιο ακτίνων Χ αλληλεπιδρά με **ένα** μόνο ηλεκτρόνιο. Το φαινόμενο περιγράφεται από τη μαθηματική σχέση:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta),$$

όπου:

- λ** είναι το αρχικό μήκος κύματος,
- λ'** είναι το μήκος κύματος μετά τη σκέδαση,
- h** είναι η σταθερά του Πλανκ ,
- m_e** είναι η μάζα ηρεμίας του ηλεκτρονίου ,
- c** είναι η ταχύτητα του φωτός και
- θ** είναι η γωνία σκέδασης.

Εξαιτίας του σκεδασμού Compton, **μόνο μέρος** των ακτινών X που αλληλεπιδρούν με την ύλη απορροφάται πλήρως, ενώ το υπόλοιπο μέρος τη διαπερνά έχοντας αλλάξει μήκος κύματος και ενέργεια (εξασθένηση). Πρέπει να τονιστεί πως ο σκεδασμός Compton που λαμβάνει χώρα κατά την αλληλεπίδραση των ακτινών X με την ύλη είναι **ανεξάρτητος** από τον ατομικό αριθμό του υλικού (Johns H.E. and Cunningham J.R., 1984).

Οι ακτίνες X συνεπώς κατά την πραγματοποίηση μιας υπολογιστικής τομογραφίας εξασθενούν καθώς διέρχονται μέσα από τους διάφορους ιστούς **εξαιτίας** των προαναφερθέντων φαινομένων. Κατόπιν οι τιμές της εξασθενημένης ακτινοβολίας καταγράφονται από ειδικούς ανιχνευτές που

βρίσκονται τοποθετημένοι αντιδιαμετρικά από την πηγή των ακτίνων Χ. Η ένταση της εξασθενημένης ακτινοβολίας Χ υπολογίζεται με βάση την εξίσωση:

$$I_d = I_0 \exp(-\mu \cdot l)$$

Όπου:

I_d Ένταση ακτινοβολίας εξόδου,

I_0 Ένταση ακτινοβολίας εισόδου,

μ Ο συντελεστής γραμμικής εξασθένησης της ακτινοβολίας,

l Το μήκος της διαδρομής μέσα στην ύλη.

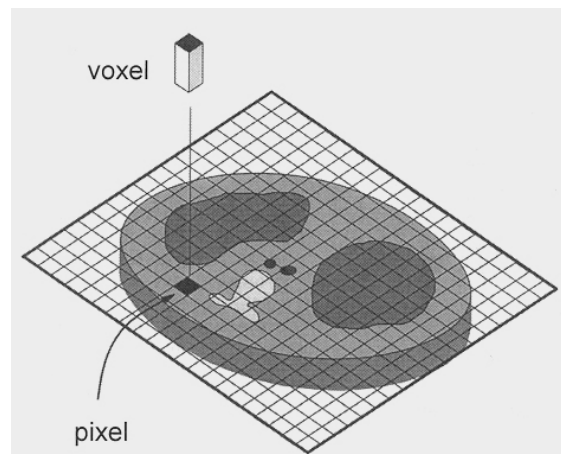
$\exp$ Σταθερά ίση με 2,718 (βάση του νεπέριου λογάριθμου)

Ειδικά για το ανθρώπινο σώμα η παραπάνω εξίσωση μεταβάλλεται σε:

$$I_d = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) \cdot l}$$

Όπου $\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n$ οι συντελεστές γραμμικής εξασθένησης ακτινών X για κάθε διαφορετικό ιστό του σώματος. Ειδικά ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης εξαρτάται από τον **ατομικό αριθμό** του υλικού, την **πυκνότητα** των ιστών και από την **ενέργεια** των φωτονίων X και εκφράζει την πιθανότητα αλληλεπίδρασης ενός φωτονίου X ανά μονάδα πάχους απορροφητή (ιστού), (Bushberg, Jerrold T., Seibert, J. Anthony, 1994).

Τον υπολογισμό του συντελεστή εξασθένησης αναλαμβάνει ο Η/Υ με μια σειρά πολύπλοκων μαθηματικών υπολογισμών. Η διαδικασία λαμβάνει χώρα για **κάθε** στοιχειώδη μονάδα της κάθε τομής, την οποία θα πρέπει να φανταστούμε σαν μικρό «παραλληλεπίπεδο». Εκατομμύρια τέτοια «παραλληλεπίπεδα» στοιβάζονται δίπλα δίπλα κατά την ανασύνθεση της κάθε τομής από τον Η/Υ έτσι ώστε να σχηματιστεί τελικά η τομή. Οι στοιχειώδεις αυτές μονάδες ονομάζονται στοιχειώδεις κυψέλες ή **Voxels** (Εικ. 12).

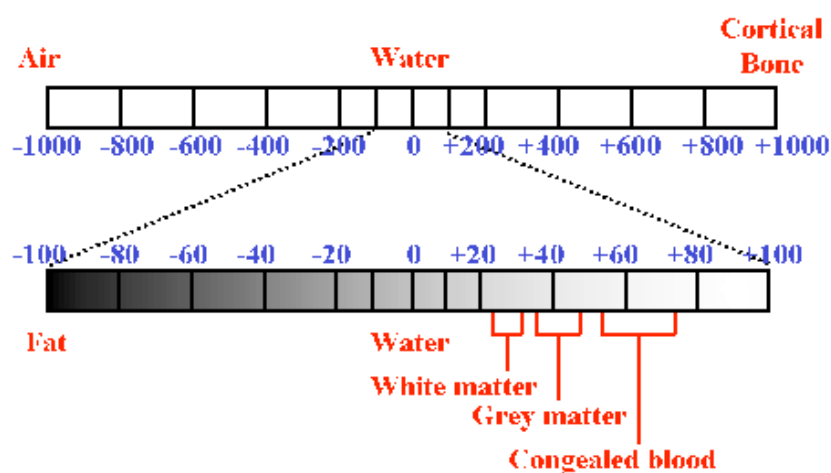


Εικ. 12. Σχεδιαγραμματική απεικόνιση τομής η οποία χωρίζεται σε στοιχειώδεις κυψέλες (Voxels). (http://capone.mtsu.edu/phys4600/Syllabus/CT/Lecture_5/CT-Voxels.jpg)

Η έδρα του κάθε Voxel ονομάζεται **pixel** και αποτελεί τη στοιχειώδη μονάδα της **δισδιάστατης** εικόνας που απεικονίζεται τελικά στο monitor του Η/Υ (Bushong, Stewart. 1993).

ΚΛΙΜΑΚΑ HOUNSFIELD

Για την καταγραφή των τιμών του συντελεστή εξασθένησης της ακτινοβολίας για κάθε voxel της τομής του σώματος που εξετάζουμε, χρησιμοποιείται μια αυθαίρετη κλίμακα που περιλαμβάνει 2000 αριθμητικές μονάδες. Η κλίμακα αυτή ονομάζεται κλίμακα Hounsfield (Εικ. 13) και οι μονάδες **Hounsfield Units** (HU).



Εικ. 13. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της κλίμακας Hounsfield. Το νερό αποτελεί σημείο αναφοράς και παίρνει την τιμή 0, ενώ ο αέρας και το συμπαγές οστό βρίσκονται στα άκρα της κλίμακας με τιμές -1000 και 1000 αντίστοιχα.
(http://www.ebmedicine.net/media_library/images/aboutUs/Figure%201.%20The%20OCT%20Hounsfield%20Scale%20Emergency%20Medical%20practice.jpg)

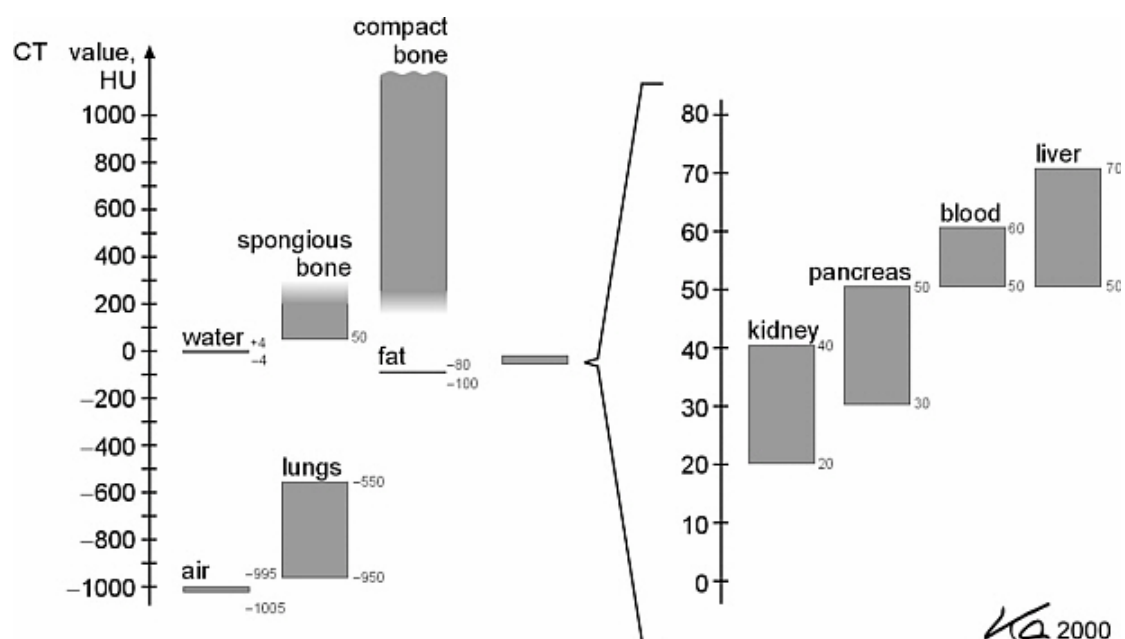
Η κλίμακα Hounsfield αποτελεί ουσιαστικά μια ποσοτική κλίμακα για τη μέτρηση της ραδιοπυκνότητας. Πρόκειται για **γραμμικό μετασχηματισμό** της αρχικής μέτρησης του συντελεστή γραμμικής εξασθένησης σε κλίμακα ραδιοπυκνότητας στην οποία η τιμή 0 αντιστοιχεί στη ραδιοπυκνότητα του απεσταγμένου νερού σε κανονικές συνθήκες θερμοκρασίας (273.15 °K ή 0 °C ή 32 °F) και πίεσης (100 kPa ή 14.504 psi ή 0.986 atm ή 1 bar). Η τιμή για κάθε **HU** υπολογίζεται με βάση την εξίσωση:

$$CT = K(\mu - \mu_w) / \mu_w$$

όπου μ_w ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του νερού, μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του ιστού που αντιστοιχίζεται σε κάθε voxel, K μια αριθμητική σταθερά που ονομάζεται **συντελεστής μεγέθυνσης** (magnifying factor) ή **σταθερά μεγέθυνσης** ή ακόμη και **συντελεστής αντίθεσης** (contrast factor). Για ακτίνες X μέσης ενέργειας 70 keV περίπου (120 kVp) η τιμή του μ_w είναι 0,19 cm⁻¹ ενώ η τιμή μ για τα οστά είναι 0,38 cm⁻¹ και για τον αέρα είναι περίπου 0. Οι αντίστοιχοι αριθμοί είναι 0, K και -K. Στα πρώτα συστήματα υπολογιστικών τομογράφων η τιμή της σταθεράς K ήταν 500. Σε

συστήματα της προηγούμενης δεκαετίας η ίδια τιμή ήταν 1000 και 2000, ενώ σήμερα η τιμή είναι 4000 και 6000. Οι αριθμοί αυτής της σταθεράς αντιστοιχούν σε δεδομένους τόνους της κλίμακας του γκριζου χρώματος .

Με τον τρόπο αυτό σχηματίζεται η κλίμακα του Hounsfield (Εικ. 14).



Εικ. 14. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της κλίμακας Hounsfield στην οποία αναπαρίστανται οι αριθμοί CT του ανθρώπινου σώματος, (http://217.91.25.33/images/theory_abb9_eng.jpg)

Έτσι, η μεταβολή μιας Hounsfield μονάδας (HU) αντιπροσωπεύει μία μεταβολή του 0,1% του συντελεστή εξασθένησης του νερού δεδομένου ότι ο συντελεστής εξασθένησης του αέρα είναι σχεδόν μηδενικός. Η συγκεκριμένη

βαθμονόμηση με **βάση το νερό** ισχύει σε όλους τους υπολογιστικούς τομογράφους, ανεξαρτήτως γενεάς (Behrman, Richard H, 1994).

Μετά τον υπολογισμό του συντελεστή γραμμικής εξασθένησης και την αντιστοίχισή του σε μονάδες Hounsfield για κάθε voxel της κάθε τομής, ο H/Y αντιστοιχίζει τις τιμές HU σε διαβαθμίσεις της κλίμακας του γκρίζου. Με άλλα λόγια «βάφει» το κάθε voxel με απόχρωση ανάλογη της τιμής HU σε κάθε στοιχειώδη μονάδα της τομής. Κατόπιν γίνεται ανασύνθεση των πληροφοριών και έτσι προκύπτει επίπεδη επιφάνεια, διαιρεμένη σε τετραγωνίδια. Αυτό το πλέγμα των τετραγωνιδίων ονομάζεται **μήτρα** (Matrix) και αποτελείται από σειρές και στήλες τετραγωνιδίων διαφορετικής χρωματικής χροιάς. Γενικά το απόλυτο μαύρο χρώμα αντιστοιχίζεται σε τιμές HU του αριστερού άκρου της κλίμακας Hounsfield (-1000) και αναπαριστά δομές που δεν απορροφούν την ακτινοβολία X, όπως ο αέρας. Το απόλυτο λευκό κατά αντιστοιχία παίρνουν δομές ιδιαίτερα υψηλής ραδιοπυκνότητας που βρίσκονται κοντά στα 1000 HU όπως το συμπαγές οστό. Οι ενδιάμεσοι τόνοι του γκρίζου αποδίδονται από τον H/Y στις ενδιάμεσης ραδιοπυκνότητας δομές με τις αποχρώσεις να «σκουραίνουν» καθώς ελαττώνεται η απορρόφηση των ακτίνων X (Kalender WA, 2006).

Στα τελικά στάδια της επεξεργασίας της εικόνας ο H/Y ανακατασκευάζει δισδιάστατες εικόνες της κάθε τομής σε χρωματική κλίμακα του γκρίζου (grayscale) οι οποίες μπορούν με τη χρήση κατάλληλων συσκευών να αποθηκευτούν ή να αναπαραχθούν σε films για περαιτέρω μελέτη.

ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Με τον όρο «ανακατασκευή εικόνας» εκφράζουμε το σύνολο των μαθηματικών διεργασιών που εφαρμόζονται για το σχηματισμό της εικόνας ενός αντικειμένου όταν είναι γνωστές μόνο οι προβολές του. Οι μαθηματικές αυτές διεργασίες αποτελούν «βήματα» που ακολουθεί ο Η/Υ προκειμένου να υπολογίσει τις τιμές εξασθένησης των ακτινών X για κάθε στοιχειώδη μονάδα της τομής (Voxel). Η ακολουθία αυτών των υπολογισμών ονομάζεται **αλγόριθμος επεξεργασίας** και σκοπός της εφαρμογής του είναι η αντιστοίχιση του συντελεστή εξασθένησης για κάθε σημείο της τομής σε κάποια απόχρωση του γκριζου, προκειμένου να σχηματιστεί εικόνα αντιληπτή από τον ανθρώπινο εγκέφαλο.

Η ανακατασκευή της εικόνας ξεκινά πάντα με την επιλογή του κατάλληλου οπτικού πεδίου απεικόνισης (field of view, FOV). Κάθε ακτίνα X που περνά από το οπτικό πεδίο απεικόνισης καταγράφεται από τον ανιχνευτή.

Οι συνηθέστερες μαθηματικές μέθοδοι που απαντώνται στη βιβλιογραφία είναι η **μέθοδος οπισθοπροβολής** (back projection), οι αναδρομικές μέθοδοι (iterative methods) μεταξύ των οποίων είναι η **αλγεβρική τεχνική ανακατασκευής** (algebraic reconstruction technique – ART), η **σύγχρονη αναδρομική τεχνική ανακατασκευής** (simultaneous iterative reconstruction technique – SIRT), και τέλος οι αναλυτικές τεχνικές ή τεχνικές συνέλιξης (convolution technique), (Bushberg JT, Siebert JA Leidholdt EM, 2002).

Σε αυτό το σημείο πρέπει να ξεκαθαρίσουμε πως η πλήρης και σε βάθος κατανόηση της λειτουργίας του κάθε προαναφερθέντος μαθηματικού μοντέλου απαιτεί πολλές και εξειδικευμένες μαθηματικές γνώσεις και η πλήρης ανάλυση καθενός από αυτά θα μας απομάκρυνε από το σκοπό αυτής της διπλωματικής εργασίας. Μέσα από απλοποιημένες για λόγους διευκόλυνσης του αναγνώστη περιγραφές, επιχειρείται η αδρή αλλά και συνολική κατανόηση της διαδικασίας της ανασύνθεσης της εικόνας στο αντικείμενο της υπολογιστικής τομογραφίας.

Όπως έχει αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο, ο Η/Υ καλείται να υπολογίσει τις τιμές εξασθένησης της ακτινοβολίας για κάθε voxel της κάθε τομής με βάση την εξίσωση:

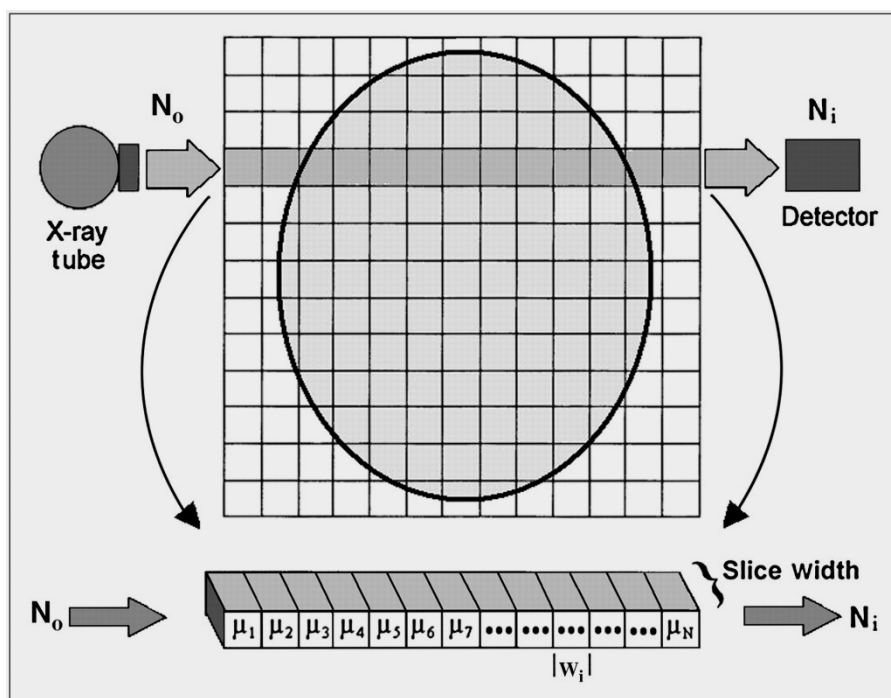
$$I = I_o e^{-\mu x} \quad (1)$$

όπου x το πάχος, μ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του voxel, I_o η αρχική ένταση της ακτινοβολίας και I η ένταση της εξασθενημένης ακτινοβολίας. Για λόγους απλούστευσης θεωρούμε πως η ακτινική δέσμη είναι *λεπτή, γραμμική και μονοενεργειακή*. Η παραπάνω εξίσωση μετατρέπεται σε:

$$I = I_o e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots)x} \quad (2)$$

όπου στη θέση του συντελεστή μ υπάρχει το άθροισμα ($\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$) όλων των συντελεστών εξασθένησης που αντιστοιχούν σε κάθε ξεχωριστό voxel μιας νοητής *ευθείας* της τομής, από την οποία περνά η δέσμη ακτίνων X (Εικ. 15).

Το άθροισμα αυτό ονομάζεται **ακτινικό άθροισμα** (Ray sum) ή **ολοκληρώμα γραμμής** (line integral), (Prokop M, 2003)

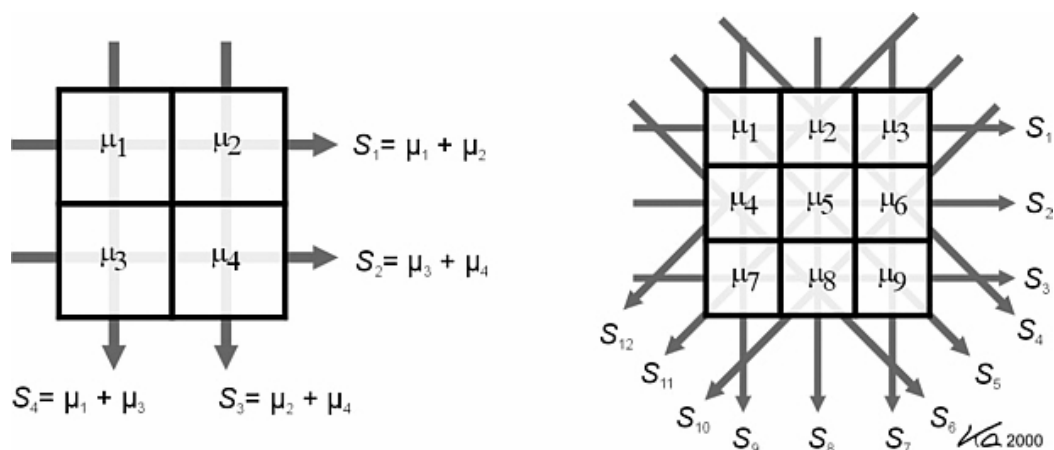


Εικ. 15. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση ολοκληρώματος γραμμής.
(<http://tech.snmjournals.org/content/35/3/115/F3.large.jpg>)

Οι ανιχνευτές που βρίσκονται απέναντι από την πηγή της ακτινοβολίας καταγράφουν την ένταση **I**. Υπάρχει επίσης ένας ειδικός ανιχνευτής κατάλληλα τοποθετημένος ώστε να μετράει την αρχική ένταση **I₀**. Η ίδια διαδικασία ακτινοβολήσης επαναλαμβάνεται για όλες τις **οριζόντιες** σειρές κύβων . Επαναλαμβάνεται επίσης για όλες της **κατακόρυφες** στήλες και για πάρα **πολλές πλάγιες** διευθύνσεις (Mahesh M, 2002). Σε κάθε ξεχωριστή ακτινοβολήση λαμβάνεται μέτρηση της εξασθένησης έντασης **I** και σχηματίζεται μια εξίσωση όπως η προηγούμενη . Κάθε οριζόντια , κατακόρυφη ή πλάγια σειρά τιμών **I** ονομάζεται **προβολή** (projection).

Από τη στιγμή που όλες οι τιμές είναι γνωστές (I , I_0 , e , χ) το πρόβλημα που καλείται να επιλύσει ο Η/Υ είναι ο υπολογισμός των τιμών μ_1 , μ_2 , μ_3 , κλπ για **κάθε** εξίσωση που προκύπτει σε **κάθε** προβολή, για όλες τις προβολές μιας τομής. Για να επιτευχθεί αυτό γίνεται χρήση κάποιου από τα προαναφερθέντα μαθηματικά μοντέλα (αλγόριθμοι επεξεργασίας), (McNitt-Gray, 2002).

Ξανά για λόγους απλούστευσης θα χρησιμοποιηθεί ένα απλοποιημένο παράδειγμα που γίνεται η χρήση της **αλγεβρικής μεθόδου** για την ανακατασκευή μιας εικόνας συμβουλευόμενοι την Εικ. 16.



Εικ. 16. Αλγεβρική τεχνική ανακατασκευής.
(<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/d/d8/CtBackProjection.jpg/220px-CtBackProjection.jpg>)

Το μοντέλο αυτό εφαρμόστηκε σε υπολογιστικούς τομογράφους πρώτης και δεύτερης γενεάς και στις εξισώσεις που ακολουθούν έχουμε τις τιμές $I\chi_1$, $I\chi_2$, $I\psi_1$, $I\psi_2$ αντί για τις τιμές S_1, S_2, S_3, S_4 και τις τιμές $\mu\chi_1\psi_1, \mu\chi_1\psi_2, \mu\chi_1\psi_3, \mu\chi_1\psi_4$, κλπ αντί για τις τιμές $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4$ κλπ, όπως φαίνεται στην Εικ. 16.

Το **I_o** εκφράζει την ένταση εισόδου της ακτινοβολίας η οποία μετράται από ανιχνευτή κατάλληλα τοποθετημένο σε παλαιά συστήματα. Στα σύγχρονα συστήματα οι ακραίοι ανιχνευτές μετρούν την ένταση της ακτινοβολίας χωρίς να παρεμβάλλεται το σώμα του εξεταζόμενου και το υπολογιστικό σύστημα υπολογίζει την τιμή **I_o** . Η τιμές $I_{x1}, I_{x2}, I_{\psi1}, I_{\psi2}$ μετρούνται από τους ανιχνευτές οι οποίοι βρίσκονται απέναντι από την λυχνία και αντιστοιχούν στην ένταση της ακτινοβολίας λόγω της εξασθένησης που υφίσταται στην εξεταζόμενη τομή (Π.χ I_{x1} προκύπτει από την εξασθένηση της ακτινοβολίας στους στοιχειώδους κύβους **$X_1\psi_1, X_1\psi_2, X_1\psi_3, X_1\psi_4, X_1\psi_5, X_1\psi_6, X_1\psi_7, X_1\psi_8$**).

Με βάση την εξίσωση (2) έχουμε :

$$I_{x1} = I_o e^{-(\mu_{x1\psi1} + \mu_{x1\psi2} + \mu_{x1\psi3} + \dots + \mu_{x1\psi8})dx}$$

$$I_{\psi1} = I_o e^{-(\mu_{x1\psi1} + \mu_{x2\psi1} + \mu_{x3\psi1} + \dots + \mu_{x8\psi1})d\psi}$$

Στις παραπάνω εξισώσεις το **dx** και το **$d\psi$** είναι το πάχος από τις διαστάσεις των κύβων κατά τον άξονα x και ψ αντίστοιχα. Οι τιμές αυτές είναι ίσες μεταξύ τους και γνωστές επειδή γνωρίζουμε το οπτικό πεδίο απεικόνισης (FOV) και το μέγεθος της μήτρας. Οι τιμές **$\mu_{x1\psi1}, \mu_{x1\psi2}, \mu_{x1\psi1}, \mu_{x2\psi1}$** αναφέρονται στους συντελεστές εξασθένησης των κύβων **$x1\psi1, x1\psi2, x1\psi1, x2\psi1$** αντίστοιχα και είναι οι άγνωστοι στο παραπάνω σύστημα εξισώσεων .

Επίσης με αντίστοιχο τρόπο μπορούμε να αναπαράγουμε δεκαέξι (16) εξισώσεις για τις εντάσεις **$I_{x2}, I_{\psi2}, I_{x3}, I_{\psi3}, I_{x4}, I_{\psi4}$** κλπ. Έτσι έχουμε

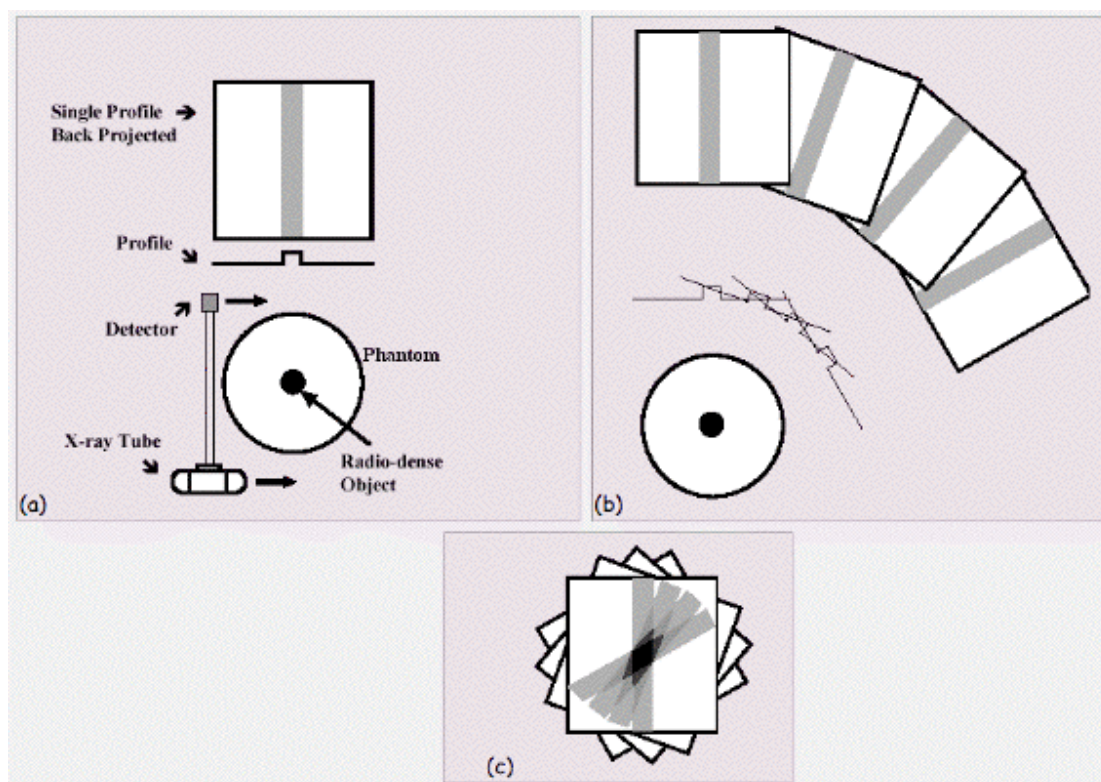
ένα σύστημα δεκαέξι (16) εξισώσεων με πολλούς περισσότερους αγνώστους (64 αγνώστους). Μπορούμε εύκολα να αυξήσουμε τον αριθμό των εξισώσεων αν πάρουμε περισσότερες προβολές. Στρέφοντας λοιπόν την λυχνία κατά 1° κάθε φορά μπορούμε να έχουμε άλλες οκτώ προβολές (εξισώσεις) . Με αυτών των τρόπο αυξάνεται ο αριθμός των εξισώσεων και οι άγνωστοι μένουν σταθεροί. Οι υπολογιστικοί τομογράφοι σήμερα διαθέτουν σύγχρονα και γρήγορα υπολογιστικά συστήματα για να λύνουν πολύ γρήγορα συστήματα εξισώσεων με 260.000 αγνώστους! Βέβαια όσο αυξάνονται οι προβολές και οι άγνωστοι , *βελτιώνεται η ποιότητας της εικόνας και αυξάνει ο χρόνος εξέτασης* (Pannu HK, Flohr, 2003) *και η δόση ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο* (Tsiklakis K, Donta, 2005).

Πρέπει να διευκρινισθεί ξανά ότι η προηγούμενη περιγραφή της Εικ. 16 είναι απλοποιημένη και αντιστοιχεί περισσότερο στα πρώτα πειραματικά μοντέλα υπολογιστικών τομογράφων. Η δέσμη θεωρείται γραμμική και μονοενεργειακή ενώ στα σύγχρονα συστήματα είναι **τριγωνική** και **πολυενεργειακή** (συνεχούς φάσματος) αφού προέρχεται από λυχνία παραγωγής ακτινών Χ. Επίσης η κίνηση της πηγής (λυχνίας) είναι ένας συνδυασμός γραμμικών και περιστροφικών κινήσεων, κάτι που δεν συμβαίνει στα σύγχρονα συστήματα (3^{ης} και 4^{ης} γενεάς).

Πάντως παρά τις διαφορές αυτές η όλη φιλοσοφία του μαθηματικού προσδιορισμού των συντελεστών **μ** παραμένει κατά βάση η ίδια με την περίπτωση της γραμμικής δέσμης (πχ. η κωνική δέσμη μπορεί να θεωρηθεί ως ένα σύνολο από γραμμικές αποκλίνουσες δέσμες).

ΦΙΛΤΡΑΡΙΣΜΑ ΕΙΚΟΝΑΣ – ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ FOURIER

Η μέθοδος ανακατασκευής εικόνας που χρησιμοποιείται σήμερα στα περισσότερα σύγχρονα συστήματα υπολογιστικών τομογράφων είναι η λεγόμενη **οπισθοπροβολή με φίλτρο** (Filtered back - projection), (Bushberg JT, Siebert JA, 2002). Η μέθοδος αυτή αποτελεί εξέλιξη (ή ορθότερα βελτίωση) της απλής μεθόδου **οπισθοπροβολής** η οποία αναπαρίσταται στην Εικ. 17.



Εικ. 17. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της μεθόδου απλής οπισθοπροβολής για την ανακατασκευή εικόνας στην υπολογιστική τομογραφία.
(http://upload.wikimedia.org/wikibooks/en/thumb/9/9a/NM19_3.gif/380px-NM19_3.gif)

Όπως διαφαίνεται στην παραπάνω εικόνα μια πηγή ακτινών Χ ακτινοβολεί ένα phantom υπό τέσσερις διαφορετικές γωνίες. Το phantom είναι ουσιαστικά ένας κύλινδρος γεμάτος με νερό, στον κεντρικό άξονα του οποίου υπάρχει τοποθετημένος ένας δεύτερο κύλινδρος μικρότερης διαμέτρου, αλλά υψηλής ραδιοπυκνότητας και μεγάλης ομοιογένειας.

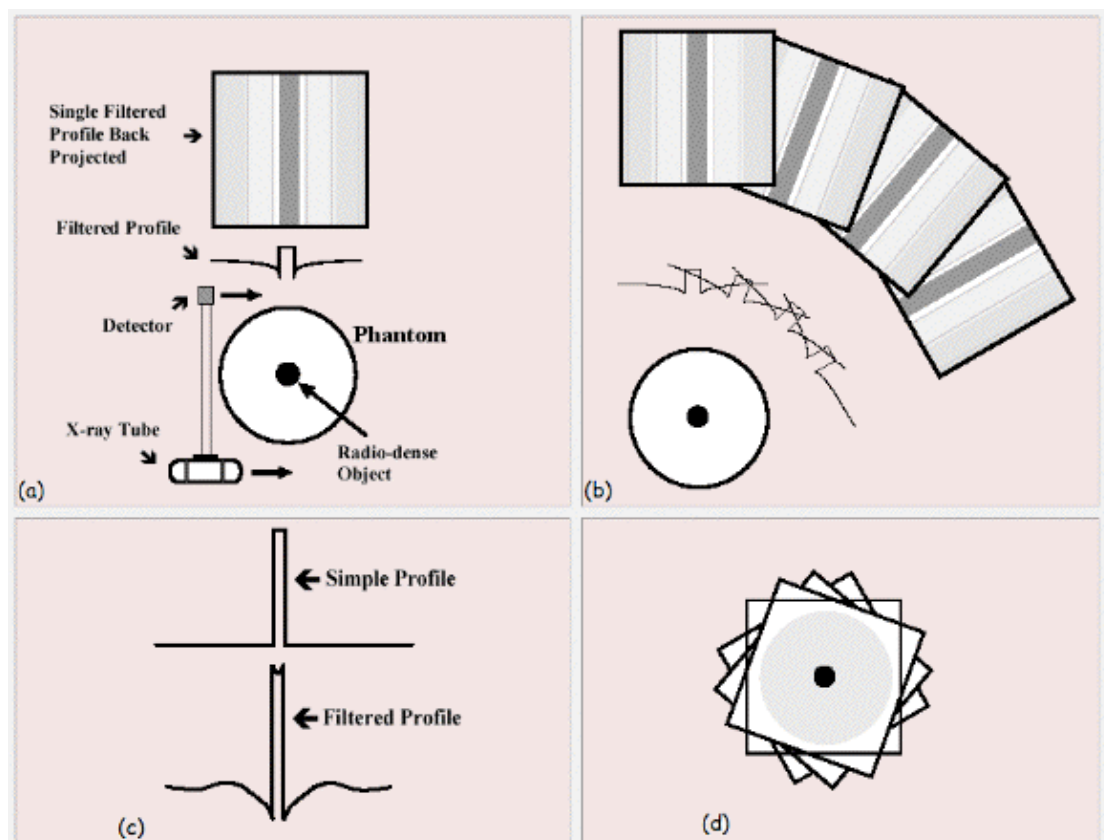
Το αποτέλεσμα της ακτινοβολήσης είναι η λήψη τεσσάρων διαφορετικών προβολών του αντικειμένου, οι οποίες χρησιμοποιούνται για την ψηφιακή ανακατασκευή της εικόνας του, με τη μέθοδο της απλής οπισθοπροβολής. Παρατηρούμε ότι η οπισθοπροβολή των διαγώνιων λωρίδων παραμορφώνει την εικόνα παρουσιάζοντας το αντικείμενο υπό **μορφή άστρου** (star artifact) η οποία εισάγει σημαντική ασάφεια (unsharp) στην εικόνα με θαμπά (blurred) όρια. Με άλλα λόγια με την απλή οπισθοπροβολή, ο συντελεστής εξασθένησης σε κάθε σημείο της εικόνας καθορίζεται από τον μέσον όρο των εξασθενημένων τιμών των ακτινών Χ τα οποία περνούν από αυτό το σημείο.

Η ασάφεια η οποία εισάγεται με την οπισθοπροβολή αίρεται με την εφαρμογή ορισμένης μαθηματικής επεξεργασίας που ονομάζεται **φιλτράρισμα** ή **διήθηση** (filtering), (Bushberg JT, Siebert JA, 2002). Πρόκειται δηλαδή για την εκτέλεση μαθηματικών πράξεων από τον H/Y που εφαρμόζονται στα σήματα (πχ. στις προβολές του αντικειμένου) με σκοπό τη μεταβολή της μορφής τους. Εφαρμόζοντας ένα μαθηματικό φίλτρο στις προβολές του αντικειμένου μπορεί να μεταβληθεί η μορφή αυτών των

προβολών και συνεπώς να μεταβληθεί και κατανομή του γκρίζου χρώματος στο εσωτερικό των λωρίδων οπισθοπροβολής. Η μεταβολή αυτή πρέπει να είναι τέτοια ώστε να εξαφανίζεται η προαναφερθείσα μορφή του άστρου. Η μαθηματική πράξη μέσω της οποίας εφαρμόζεται το φίλτρο ονομάζεται **συνέλιξη** (convolution) και πρόκειται για ιδιαίτερα σύνθετη μαθηματική πράξη (σύνθετος πολλαπλασιασμός), (Carter L, Farman AG, 2008).

Η διαδικασία της συνέλιξης εφαρμόζεται συνήθως πριν από την οπισθοπροβολή. Στα σύγχρονα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας υπάρχει δυνατότητα επιλογής διαφορετικών φίλτρων ανάλογα με τις απαιτήσεις της εξέτασης. Σήμερα διατίθενται φίλτρα για εντονότερη (σαφέστερη) απεικόνιση των ορίων μίας ανατομικής δομής (edge enhancement filters) ή για εξομάλυνση των διαφορών μεταξύ διαφόρων περιοχών της εικόνας (smoothing). Με τα παραπάνω φίλτρα καθορίζεται επίσης η χωρική διακριτική ικανότητα και ο θόρυβος της παραγόμενης εικόνας (Siewerdsen JH, 2001).

Η εφαρμογή ψηφιακών φίλτρων στη μέθοδο ανακατασκευής εικόνας με οπισθοπροβολή οδήγησε στη βελτίωση της μεθόδου, η οποία αναφέρεται πλέον ως **οπισθοπροβολή με φίλτρο** (Filtered back - projection), (Siewerdsen JH, 2001, DeVos W, Casselman J, 2009). Σε αυτήν την τεχνική το προφίλ εξασθένησης κάθε προβολής πρώτα «φιλτράρεται» για να αντισταθμίσει την επίδραση των απότομων αλλαγών ραδιοπυκνότητας που προκαλούν ασάφεια στις εικόνες (Εικ. 18).



Εικ. 18. Σχεδιαγραμματική αναπαράσταση της μεθόδου οπισθοπροβολής με φίλτρο για την ανακατασκευή εικόνας στην υπολογιστική τομογραφία.
(http://upload.wikimedia.org/wikibooks/en/thumb/f/f3/NM19_5.gif/380px-NM19_5.gif)

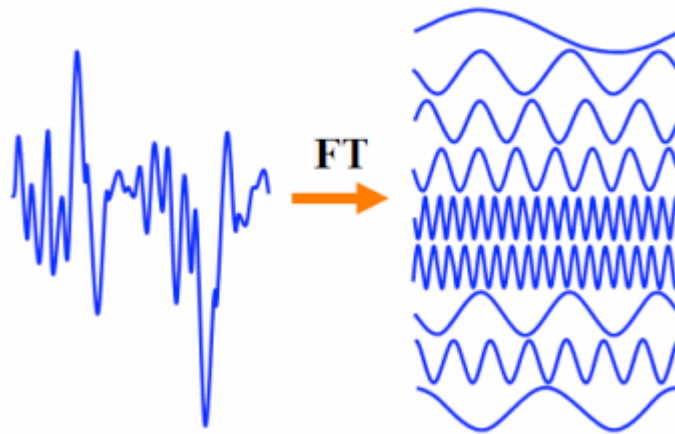
Έτσι, στο προηγούμενο παράδειγμα (και συμβουλευόμενοι την παραπάνω εικόνα) βλέπουμε πως αμέσως μετά τη λήψη των ίδιων τεσσάρων προβολών, εφαρμόζεται φίλτρο σε κάθε προβολή με αποτέλεσμα την αλλαγή στην κατανομή των γκρίζων αποχρώσεων. Η ανακατασκευή της εικόνας που προκύπτει από τις ομαλότερες και λεπτομερέστερες προβολές, οδηγεί στην σχεδόν πλήρη εξάλειψη του *φαινομένου του άστρου* (star artifact) που είχαμε στην «αφιλτράριστη» μέθοδο οπισθοπροβολής (Steven W. Smith, 2002). Οι

παραγόμενες εικόνες έχουν πλέον σαφέστερα και λιγότερο θαμπά όρια, ενώ αυξάνεται η διακριτική ικανότητα του μηχανήματος σε ότι αφορά την απεικόνιση λεπτών δομών.

Όπως αναφέρθηκε στα προηγούμενα, τα μαθηματικά φίλτρα (convolution filters) είναι στην ουσία μια σειρά από μαθηματικές πράξεις (συναρτήσεις) που εφαρμόζονται στα σήματα (πχ. στις προβολές του αντικειμένου) με σκοπό τη μεταβολή της μορφής τους. Το συνηθέστερο φίλτρο που χρησιμοποιείται στους σύγχρονους υπολογιστικούς τομογράφους (και κυρίως στους τομογράφους κωνικής δέσμης) για την ανακατασκευή της εικόνας είναι ο **μετασχηματισμός Fourier** (Steven W. Smith, 2002).

Η **ανάλυση Fourier** είναι ένα πεδίο των εφαρμοσμένων μαθηματικών το οποίο προέκυψε από την προσπάθεια αναπαράστασης μίας συνάρτησης ως αθροίσματος απλούστερων, περιοδικών, τριγωνομετρικών συναρτήσεων. Επομένως κεντρική ιδέα στην ανάλυση Φουριέ είναι η προσπάθεια για κατανόηση των ιδιοτήτων μίας συνάρτησης (η οποία μπορεί να αναπαριστά π.χ. ένα σήμα) μέσω διάσπασής της σε γνωστά, στοιχειώδη μέρη (**αποσύνθεση**). Η αντίστροφη διαδικασία, η κατασκευή μίας συνάρτησης από γνωστές, βασικές συναρτήσεις, ονομάζεται **σύνθεση**. Με τον όρο ανάλυση Φουριέ αναφερόμαστε και στις δύο διεργασίες (Rahman, Matiur, 2011).

Ο όρος **μετασχηματισμός Fourier** αναφέρεται σε μία αυστηρώς ορισμένη μαθηματική διεργασία η οποία αποσυνθέτει μία συνάρτηση σε άθροισμα απείρων περιοδικών ημιτονοειδών και συνημιτονοειδών συναρτήσεων (Εικ.19).



Εικ. 19. Σχεδιαγραφματική αναπαράσταση αποσύνθεσης μιας σύνθετης συνάρτησης σε επιμέρους αθροίσματα περιοδικών ημιτονοειδών συναρτήσεων (μετασχηματισμός Fourier, FT). (<http://www.revisemri.com/images/ft.gif>)

Το αποτέλεσμα του μετασχηματισμού είναι μία νέα συνάρτηση με διαφορετικό πεδίο ορισμού, επίσης γνωστή ως **φάσμα**, η οποία περιγράφει το κατά πόσο συμμετέχει κάθε στοιχειώδες ημίτονο στον σχηματισμό της αρχικής συνάρτησης (Stein, Elias, Shakarchi, 2003).

Η παραπάνω διαδικασία αποτελεί μια από τις βασικές αρχές της απεικόνισης στην υπολογιστική τομογραφία αφού επιτρέπει την ανακατασκευή ενός αντικειμένου από τα δεδομένα των προβολικών εικόνων του. Σε γενικές γραμμές, η πλειοψηφία των αλγορίθμων ανακατασκευής εξαρτώνται από αυτό το θεώρημα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ Υ.Τ. ΔΕΣΜΗΣ ΒΕΝΤΑΛΙΑΣ (FAN BEAM CT)

Η καλπάζουσα εξέλιξη στο χώρο της τεχνολογίας οδήγησε πολύ σύντομα και στην εξέλιξη των υπολογιστικών τομογράφων. Από το 1971 όπου κατασκευάστηκε και λειτούργησε ο πρώτος υπολογιστικός τομογράφος στην ιστορία της ανθρωπότητας από τον Hounsfield (Hounsfield GN, 1976, Bull J, 1981) ως σήμερα, η εξέλιξη και βελτίωση των τομογράφων υπήρξε τόσο θεαματική, που σήμερα έχουμε όχι μόνο τη δυνατότητα για απεικόνιση της τρίτης διάστασης, αλλά και τη δυνατότητα να απεικονίσουμε λεπτότατες δομές εφάμιλλης ραδιοπυκνότητας, κινούμενες στο χώρο σε πραγματικό χρόνο (πχ. τρισδιάστατη υπολογιστική αγγειογραφία), ή ακόμα και μαλακά μέρη με μοναδική σαφήνεια.

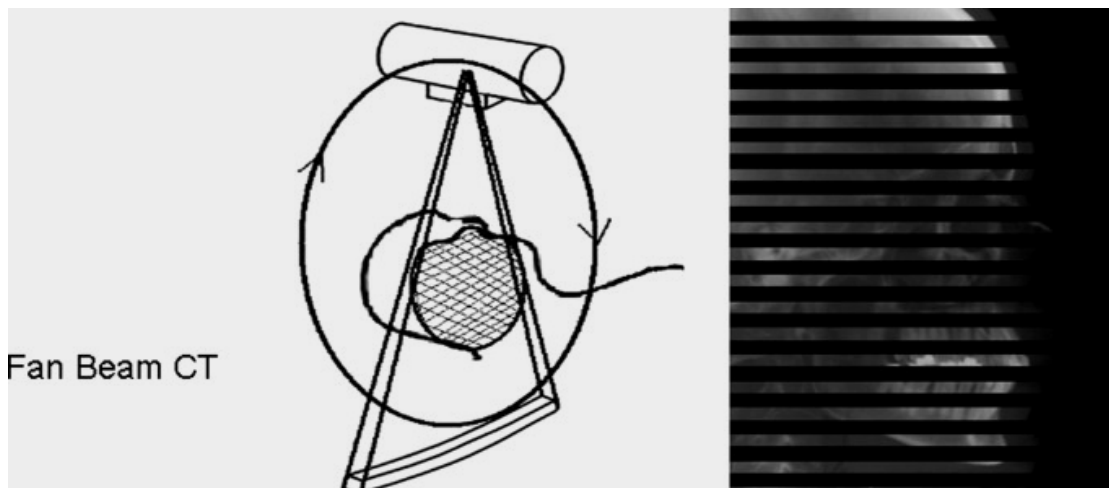
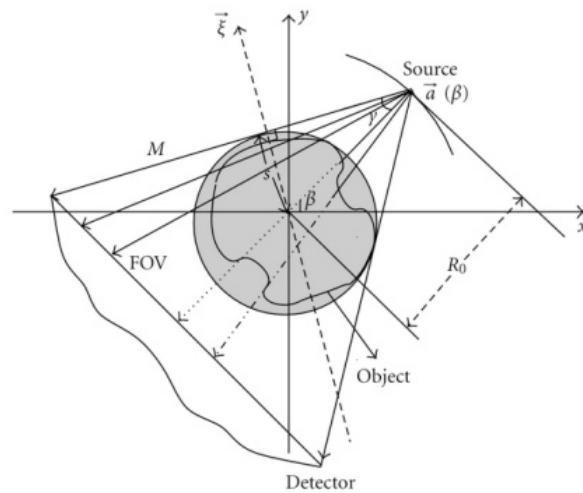
Το ζητούμενο σήμερα, εφόσον έχει ήδη επιτευχθεί η παραγωγή υψηλής ποιότητας διαγνωστικών εικόνων, είναι η προσπάθεια για την όσο το δυνατόν μεγαλύτερη ελάττωση της απορροφούμενης από τον ασθενή δόσης ακτινοβολίας με ταυτόχρονη μείωση του χρόνου εξέτασης.

Όπως έχει αναφερθεί και σε προηγούμενο κεφάλαιο οι υπολογιστικοί τομογράφοι, στα πλαίσια της διαρκούς εξέλιξης και βελτίωσής τους, κατηγοριοποιούνται σε διαφορετικές γενεές. Η κάθε γενεά είχε πολύ συγκεκριμένα χαρακτηριστικά ως προς την αρχή λειτουργίας, τη γεωμετρία περιστροφής του gantry, την ταχύτητα εξέτασης, τον αριθμό των ανιχνευτών,

την δόση ακτινοβολίας και τελικά την ποιότητα απεικόνισης. Σε όλες ωστόσο τις γενεές υπολογιστικών τομογράφων υπάρχει μια κοινή συνισταμένη: οι εγκάρσιες τομές σχηματίζονται μετά από **πολλαπλές περιστροφές** του συστήματος λυχνίας – ανιχνευτών γύρω από το σώμα του ασθενή σε διαφορετικά επίπεδα (τομογραφικά επίπεδα), (Ledley RS, 1974). Ο Η/Υ αναλαμβάνει στη συνέχεια να «στοιβάξει» τις εγκάρσιες τομές τη μια πάνω στην άλλη ώστε τελικά να γίνει η ανασύνθεση του τρισδιάστατου ειδώλου της περιοχής εξέτασης, ώστε στη συνέχεια και μετά από κατάλληλη επεξεργασία να προκύψουν δευτερογενείς τομές στα υπόλοιπα επίπεδα του χώρου (στεφανιαίο, οβελιαίο).

Η παραπάνω διαδικασία είναι αναπόφευκτη, καθώς για το σχηματισμό των τρισδιάστατων εικόνων των ιατρικών υπολογιστικών τομογράφων γίνεται (σε ψηφιακό επίπεδο) ανασύνθεση **δισδιάστατων εικόνων από μονοδιάστατες προβολές** (General Electric Co., 1976).

Θα πρέπει να θυμίσουμε πως ακόμα και στις τελευταίες, πλέον σύγχρονες γενεές τομογράφων γίνεται χρήση δέσμης ακτινών Χ σε σχήμα βεντάλιας (fan beam), όπως διαφαίνεται στην Εικ. 20.

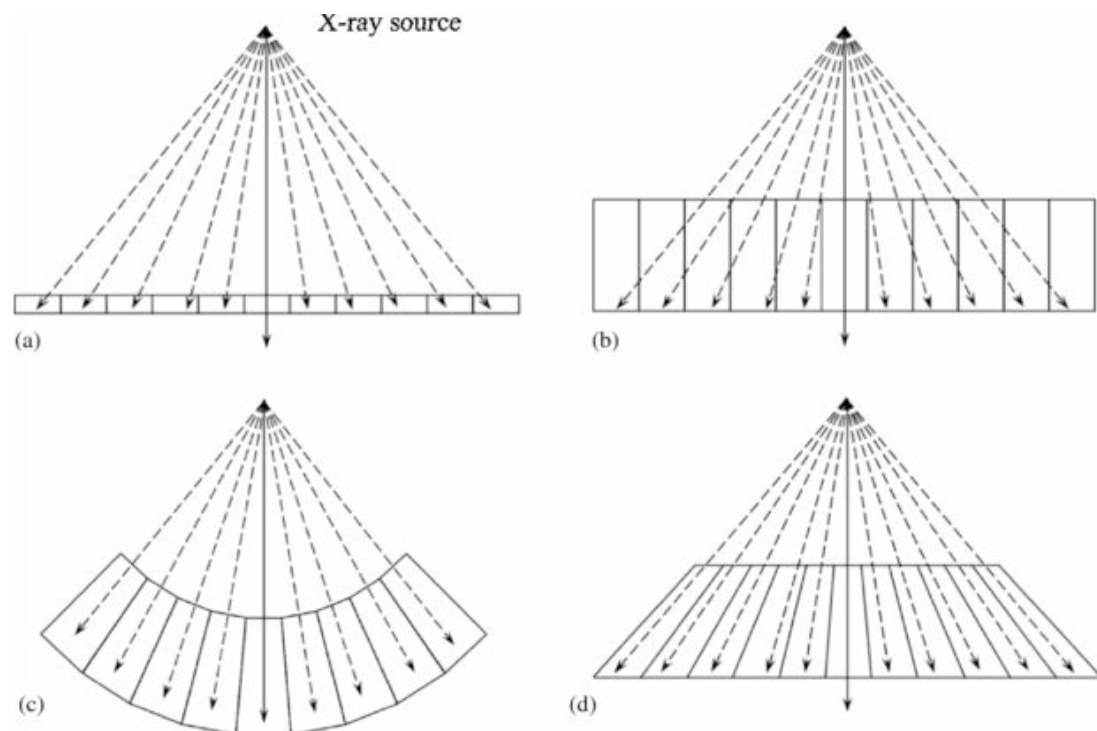


Εικ. 20. Σχεδιαγματική αναπαράσταση της γεωμετρίας της δέσμης ακτίνων Χ σε σχήμα «βεντάλιας» από τον ιατρικό υπολογιστικό τομογράφο.
(<http://www.oooojournal.net/cms/attachment/2004291142/2017797990/gr5.jpg>,
<http://www.hindawi.com/journals/ijbi/2012/969432.fig.002.jpg>)

Το μειονέκτημα που προκύπτει από τη χρήση μιας δέσμης τέτοιας γεωμετρίας είναι ότι κάθε προβολική λήψη, τα δεδομένα που προκύπτουν αφορούν **μόνο**

μια διάσταση του χώρου αφού η ακτινική δέσμη έχει πάρα πολύ μικρό πάχος (θεωρούμε ότι τείνει στο 0).

Αν θεωρήσουμε πως η δέσμη σε σχήμα βεντάλιας αποτελείται από πολλές μεμονωμένες, μονοενεργειακές, αποκλίνουσες και ευθύγραμμες δέσμες ακτινών Χ (Εικ. 21), τότε κάθε μια από αυτές «καταγράφεται» από έναν ανιχνευτή και προκύπτει ένα **ολοκλήρωμα γραμμής**.



Εικ. 21. Μια ακτινική δέσμη σχήματος «βεντάλιας» θεωρείται ως σύνολο πολλαπλών, αποκλίνουσων ευθύγραμμων δεσμών.

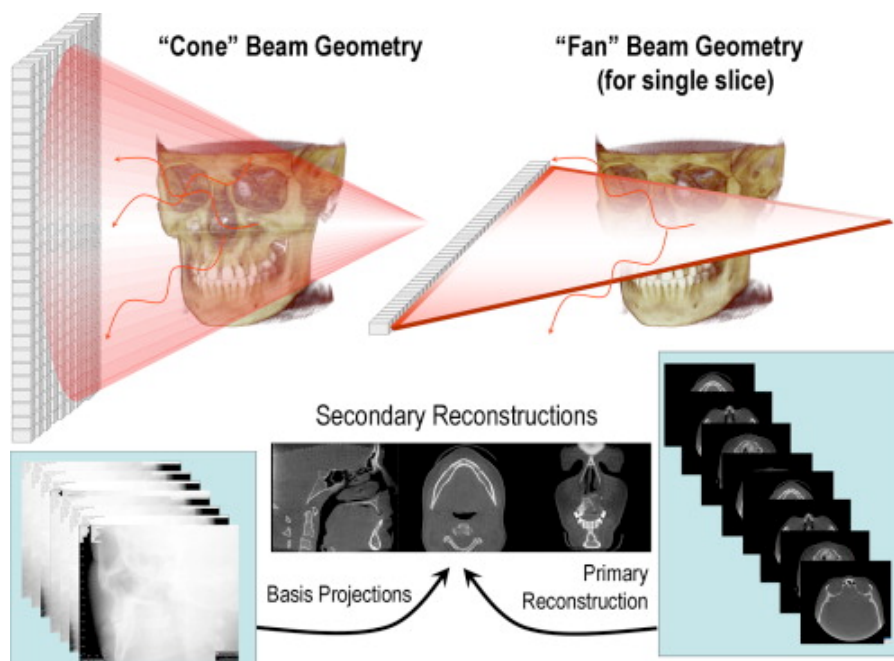
Το προκύπτον ολοκλήρωμα γραμμής αφορά το άθροισμα των συντελεστών εξασθένησης των ιστών που παρεμβάλλονται στην ευθύγραμμη πορεία της δέσμης και όπως γίνεται αντιληπτό αφορούν μόνο μια διάσταση (αφού πρόκειται για προβολή). Οι μονοδιάστατες αυτές προβολές ανασυντίθενται σε **δισδιάστατες** εγκάρσιες τομές από τις οποίες με «φιλτράρισμα» (πχ. Μετασχηματισμό Fourier-Radon) μπορεί να προκύψει τρισδιάστατο είδωλο.

Σοβαρά μειονεκτήματα όλων των παραπάνω είναι η **αυξημένη δόση χορηγούμενης ακτινοβολίας** στον ασθενή και η αύξηση του χρόνου εξέτασης.

ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ Υ.Τ. ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ (CONE BEAM CT)

Το 1998 κυκλοφόρησε από μια ιταλική εταιρεία (QR, Quantitive Radiology Verona, Italy) ο πρώτος **υπολογιστικός τομογράφος κωνικής δέσμης (Cone Beam Computed Tomography, CBCT)**. Η κυκλοφορία αυτού του μηχανήματος έμελλε να αλλάξει τον τρόπο με τον οποίο ο ιατρικός κόσμος αντιμετώπιζε την υπολογιστική τομογραφία, αφού βασιζόταν σε μια εντελώς νέα αρχή λειτουργίας. Επίσης με την εφαρμογή του CBCT για πρώτη φορά εισάγεται η υπολογιστική τομογραφία στην καθημερινή κλινική οδοντιατρική πράξη, αφού μειώνονται κατακόρυφα ο χρόνο εξέτασης και η χορηγούμενη στον ασθενή δόση ακτινοβολίας, διατηρώντας ταυτόχρονα σε υψηλά επίπεδα την ποιότητα απεικόνισης. Η εκτενής χρήση αυτών των τομογράφων στην οδοντιατρική οδήγησε στο χαρακτηρισμό του CBCT και ως **οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία**.

Η αρχή λειτουργίας των τομογράφων κωνικής δέσμης βασίζεται στη διαφορετική γεωμετρία της ακτινικής δέσμης. Συγκεκριμένα, γίνεται πλέον χρήση μιας **κωνικού σχήματος δέσμης**, που σε αντίθεση με τη δέσμη «βεντάλιας», δημιουργεί **δισδιάστατες** πλέον προβολές της υπό εξέταση περιοχής (Hatcher, DC, 2010), (Εικ.22).

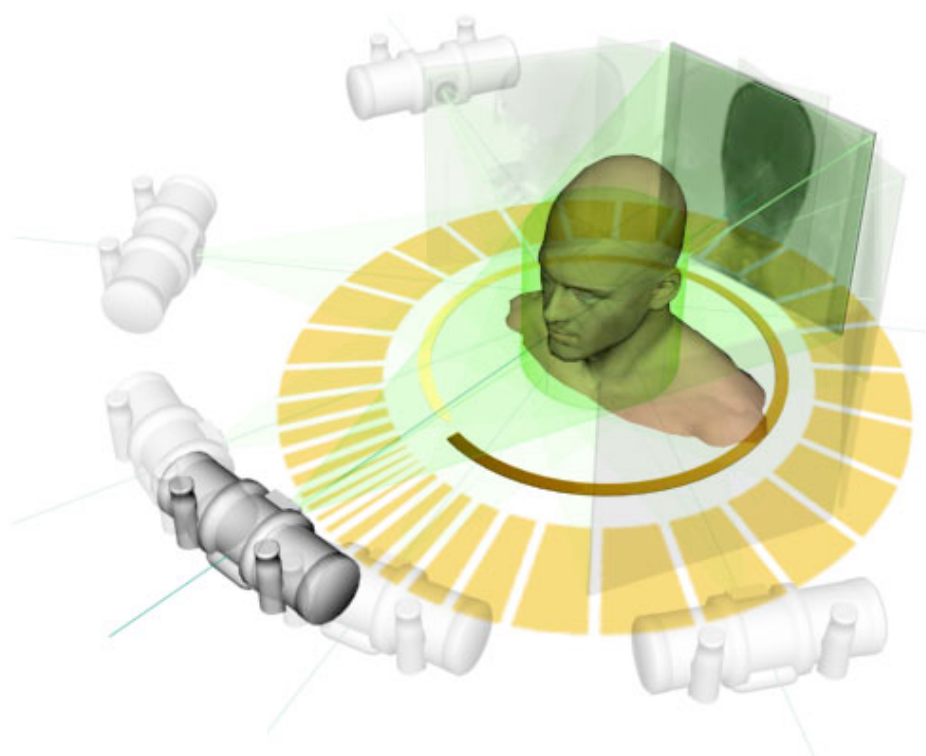


Εικ. 22. Μια ακτινική δέσμη σχήματος «βεντάλιας» σε αντιδιαστολή με την κωνικού σχήματος δέσμη του CBCT.
(http://www.dentalasia.net/files/Image/scarfe_jan09_fig1_01.jpg)

Η σειρά των ανιχνευτών που χρησιμοποιούνται στους ιατρικούς τομογράφους έχουν πλέον αντικατασταθεί από επίπεδους ανιχνευτές (CCD, Charge-Coupled Device με ενισχυτή εικόνας - Image Intensifyer, ή με

άμορφη σιλικόνη - flat panel κλπ) οι οποίοι είναι χωρισμένοι σε διακριτά, στοιχειώδη τετραγωνίδια (pixels) τα οποία συναθροιζόμενα σχηματίζουν **μήτρα** (matrix). Ο επίπεδος ανιχνευτής καταγράφει τις δισδιάστατες αυτές προβολές, οι οποίες ουσιαστικά αποτελούν **κεφαλομετρικές προβολές** στο πεδίο της εξέτασης (FOV, Field of View, Hatcher, DC, 2010).

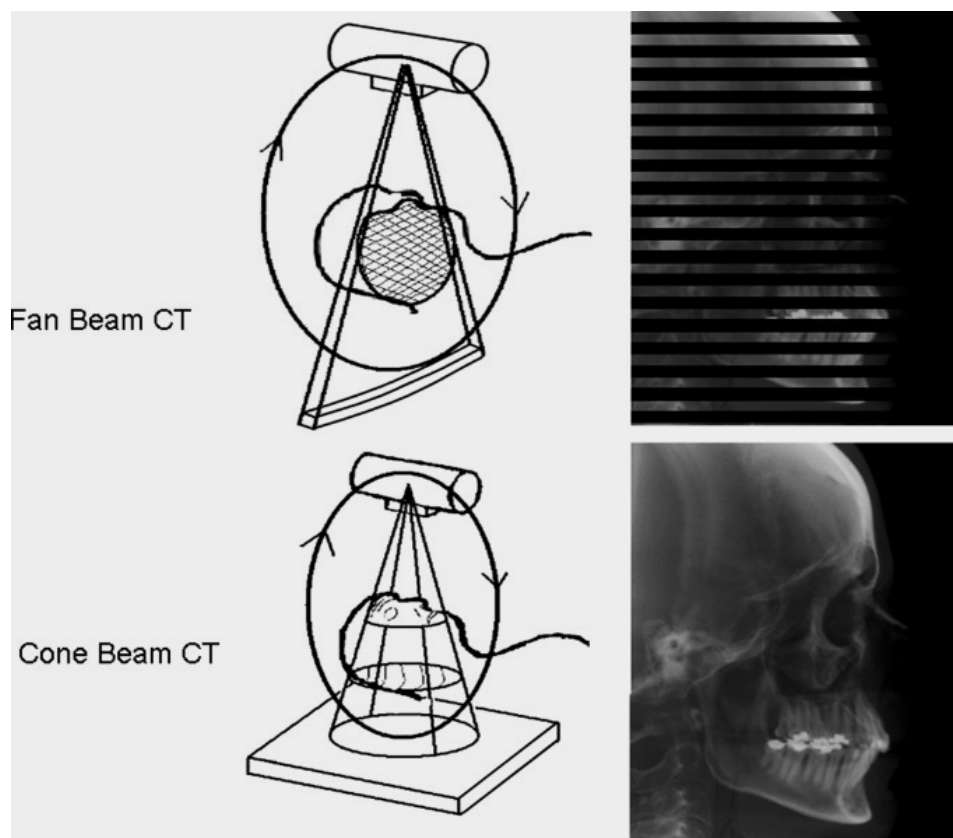
Οι υπολογιστικοί τομογράφοι κωνικής δέσμης εκτελούν **μόνο μία** περιστροφή του gantry γύρω από την περιοχή εξέτασης σε εύρος 360° με την ακτινική δέσμη να καλύπτει ολόκληρη την περιοχή ενδιαφέροντος. Στα πρώτα μηχανήματα που κυκλοφόρησαν η εκπομπή ακτίνων X ήταν συνεχόμενη και ο επίπεδος ανιχνευτής ανά 1° περιστροφής του gantry «κατέγραφε» τα προβολικά δεδομένα. Στα πλέον σύγχρονα μηχανήματα, η εκπομπή των ακτίνων είναι ασυνεχής και γίνεται στιγμιαία ανά 1 μοίρα περιστροφής, μειώνοντας έτσι ακόμα περισσότερο τη χορηγούμενη δόση ακτινοβολίας. Σε κάθε μοίρα περιστροφής ο Η/Υ καταγράφει μια προβολή του πεδίου εξέτασης και στο τέλος προκύπτουν 360 διαδοχικές, δισδιάστατες προβολές από όλες τις οπτικές γωνίες (De Vos, W, 2009), (Εικ. 23).



Εικ. 23. Σχεδιαγραμματική απεικόνιση υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης. Με μια μόνο περιστροφή γίνεται λήψη 360 διαδοχικών, δισδιάστατων προβολών σε όλο το οπτικό πεδίο ενδιαφέροντος (FOV), ανά 1° περιστροφής του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή.

Στη συνέχεια γίνεται αλληλεπίθεση των διαδοχικών δισδιάστατων προβολών στον Η/Υ με αποτέλεσμα τη δημιουργία ψηφιακών, ακατέργαστων δεδομένων (**raw data**) που περιγράφουν τον όγκο της περιοχής εξέτασης (**volumetric data**). Τα δεδομένα αυτά με τη χρήση εξελιγμένων αλγορίθμων επεξεργασίας και την εφαρμογή κατάλληλων φίλτρων (πχ. Back-Filtered Projection with Fourier transform) ανασυντίθενται με μια διαδικασία που καλείται **πρωτογενής ανασύνθεση** (primary reconstruction) και έτσι προκύπτουν οι **πρωτογενείς εγκάρσιες τομές**. Από το σημείο αυτό ο χειριστής έχει τη δυνατότητα με κατάλληλη επεξεργασία (με χρήση του κατάλληλου λογισμικού που συνοδεύει το μηχάνημα) να «δημιουργήσει»

οποιαδήποτε τομή σε οποιοδήποτε επίπεδο του όγκου των δεδομένων επιθυμεί. Οι τομές που προκύπτουν τελικά από την **ανασύνθεση (reconstruction)** των δεδομένων της αρχικής εξέτασης αποτελούν τη λεγόμενη **δευτερογενή ανασύνθεση** και μόνο αυτές οι τομές μπορούν να δώσουν τις απαιτούμενες πληροφορίες για το διαθέσιμο οστικό υπόστρωμα κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο πριν την τοποθέτηση εμφυτευμάτων (ύψος και εύρος φατνιακού οστού) όπου βρίσκει κύρια εφαρμογή στην οδοντιατρική κλινική πράξη (Armstrong RT, 2006).



Εικ. 24. Σχεδιάγραμμα χρήσης της δέσμης «βεντάλιας» συγκριτικά με την κωνική δέσμη. Για να καλυφθεί ολόκληρο το πεδίο εξέτασης στην πρώτη περίπτωση απαιτούνται 18 περιστροφές ενώ στη δεύτερη περίπτωση μόνο μια.

Τα σημαντικά πλεονεκτήματα που προκύπτουν από τη χρήση της τεχνικής της οδοντιατρικής υπολογιστικής τομογραφίας είναι πολλά και συνοψίζονται στα ακόλουθα:

- ❖ Ελαχιστοποίηση της χορηγούμενης, στον ασθενή, δόσης ακτινοβολίας Χ συγκριτικά με τον ιατρικό υπολογιστικό τομογράφο. Υπολογίζεται πως η απορροφούμενη από τον ασθενή δόση μειώνεται κατά 6 έως 20 φορές, αναλόγως με τη τεχνολογική γενεά του ιατρικού υπολογιστικού τομογράφου που γίνεται η σύγκριση. Επίσης τα ποσοστά μείωσης της απορροφούμενης δόσης εξαρτώνται και από άλλα τεχνικά χαρακτηριστικά όπως το εύρος του πεδίου εξέτασης, την περιοχή εξέτασης του ασθενή και τις επιμέρους ρυθμίσεις του προγράμματος λήψης.
- ❖ Υψηλότερη ευκρίνεια (διακριτική ικανότητα) όσον αφορά την απεικόνιση των **σκληρών μορίων**.
- ❖ Ταυτόχρονη εξέταση και μελέτη της άνω και κάτω γνάθου σε μηχανήματα με μεγάλο πεδίο εξέτασης (πχ. 12x12cm FOV), χωρίς να απαιτείται αλλαγή στην τοποθέτηση του ασθενή στο μηχάνημα. Αντιθέτως στους ιατρικούς τομογράφους απαιτούνται ξεχωριστές λήψεις για την άνω και κάτω γνάθο (αφού ο προσανατολισμός της τοποθέτησης του ασθενή στο μηχάνημα καθορίζει και το σχηματισμό των αντιστοίχων εγκάρσιων τομών).
- ❖ Άμεση δυνατότητα πραγματοποίησης δευτερογενών ανασυνθέσεων σε **οποιοδήποτε επίπεδο** στο χώρο, από τη στιγμή που υπάρχουν

διαθέσιμα τα τρισδιάστατα δεδομένα του όγκου της περιοχής εξέτασης. Έτσι, με μόνο μια ακτινοβολήση, δίνεται στον ακτινολόγο/χειριστή η δυνατότητα να αποδώσει **διαφορετικές κλίσεις** για την ανασύνθεση της άνω και κάτω γνάθου, αναλόγως με τον προσανατολισμό που θα επιλέξει για την μελέτη και προετοιμασία του οστικού υποστρώματος, πριν την τοποθέτηση εμφυτευμάτων. Με τον τρόπο αυτό μπορούν να προκύψουν τομές αξιόπιστες για τον υπολογισμό διαστάσεων και την πραγματοποίηση μετρήσεων στην περιοχή που θα τοποθετηθούν τα εμφυτεύματα.

- ❖ Εύχρηστο και φιλικό περιβάλλον ψηφιακής επεξεργασίας της εικόνας που προκύπτει από τα απλά στη χρήση λογισμικά προγράμματα (software) που συνοδεύουν τους σύγχρονους οδοντιατρικούς υπολογιστικούς τομογράφους. Επιπλέον, με τη χρήση του πρωτοκόλλου DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) στις παραγόμενες εικόνες του CBCT, είναι δυνατή η εισαγωγή και περεταίρω επεξεργασία των ψηφιακών δεδομένων από προγράμματα τρίτων κατασκευαστών (πχ. Simplant) είτε για ορθοδοντικούς σκοπούς, είτε για την πραγματοποίηση κατευθυνόμενης χειρουργικής τοποθέτησης εμφυτευμάτων.
- ❖ Κλίμακα απεικόνισης πραγματικών διαστάσεων (1:1), χωρίς στρεβλώσεις, μεγεθύνσεις ή σμικρύνσεις της περιοχής εξέτασης. Το χαρακτηριστικό αυτό είναι ιδιαίτερα ζωτικής σημασίας, ειδικά όταν πρόκειται να πραγματοποιηθούν μετρήσεις των διαστάσεων του

οστικού υποστρώματος προεγχειρητικά, για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων.

- ❖ Δυνατότητα οριοθέτησης κρίσιμων ανατομικών στοιχείων όπως ο γναθιαίος πόρος, το γενειακό τρήμα, το έσω γναθιαίο τρήμα, ο ρινοϋπερώιος πόρος, το μείζον υπερώιο τρήμα, το υποκόγχιο τρήμα και οι γλωσσικοί ακρεμώνες κλάδοι της γλωσσικής αρτηρίας.

Φυσικά, όπως όλες οι απεικονιστικές τεχνικές, η τεχνική έχει και κάποια μειονεκτήματα:

- ❖ Αυξημένο κόστος εξέτασης για τον ασθενή.
- ❖ Χρονοβόρα διαδικασία πραγματοποίησης της λήψης (ειδικά αν συγκριθεί με τους σύγχρονους πολυτομικούς τομογράφους και τους τομογράφους εκπομπής ηλεκτρονίων).
- ❖ Απαιτείται έμπειρο και εξειδικευμένο προσωπικό για την πραγματοποίηση της επεξεργασίας της εξέτασης.
- ❖ Η δόση της χορηγούμενης ακτινοβολίας θεωρείται ακόμα και σήμερα υψηλή, αν συγκριθεί με αυτήν των απλούστερων ενδοστοματικών τεχνικών. Γι'αυτό και θα πρέπει να γίνεται σωστή εκτίμηση των ενδείξεων για την πραγματοποίηση μιας τέτοιας εξέτασης, σύμφωνα πάντα με τους διεθνείς κανόνες ακτινοπροστασίας.

Ανεξάρτητα πάντως από τα πλεονεκτήματα που προσφέρει η τεχνική της οδοντιατρικής υπολογιστικής τομογραφίας, απαραίτητη προϋπόθεση για την ορθή χρήση της είναι ο σύγχρονος κλινικός οδοντίατρος (και φυσικά ο εξειδικευμένος χειριστής ακτινολόγος) να είναι εξοικειωμένοι με τις **βασικές αρχές επεξεργασίας εικόνας** στην οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία.

ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ ΣΤΗΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ

Η οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία (ΟΥΤ) αποτελεί σήμερα το σημαντικότερο ίσως εργαλείο στη διάθεση του σύγχρονου κλινικού χειρουργού οδοντιάτρου, καθώς οι ενδείξεις για τη χρήση της είναι πολυάριθμες. Συγκεκριμένα χρησιμοποιείται εκτενώς στις ακόλουθες περιπτώσεις (Αγγελόπουλος Α. Π., Καλύβας Δ, 1990):

- ❖ Κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο για την τοποθέτηση οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων, προσφέροντας λεπτομερή και ακριβή απεικόνιση σε πραγματικές διαστάσεις (1:1).
- ❖ Στη διάγνωση καταγμάτων και κακώσεων του κρανιογναθοπροσωπικού συμπλέγματος.
- ❖ Στη διάγνωση και μελέτη κακοήθων και καλοηθών νεοπλασμάτων και αλλοιώσεων του κρανιογναθοπροσωπικού συμπλέγματος.
- ❖ Στη διάγνωση επιμήκων οδοντικών καταγμάτων και στον προσδιορισμό της θέσης εγκλείστων δοντιών, εφόσον δεν μπορούν να μελετηθούν με τη χρήση των συμβατικών απεικονιστικών τεχνικών.

Για την ορθή χρήση, ωστόσο, της ΟΥΤ απαραίτητη προϋπόθεση είναι ο κλινικός να γνωρίζει και να κατέχει τις βασικές αρχές δευτερογενούς επεξεργασίας της εικόνας που πρέπει **πάντα** να εφαρμόζονται προκειμένου η εξέταση να είναι σωστή αξιόπιστη.

Το κρανιογναθοπροσωπικό σύμπλεγμα αποτελεί ένα ιδιαίτερα σύνθετο σύνολο οστικών ανατομικών μορίων, για τη **ταυτόχρονη** μελέτη των οποίων δεν

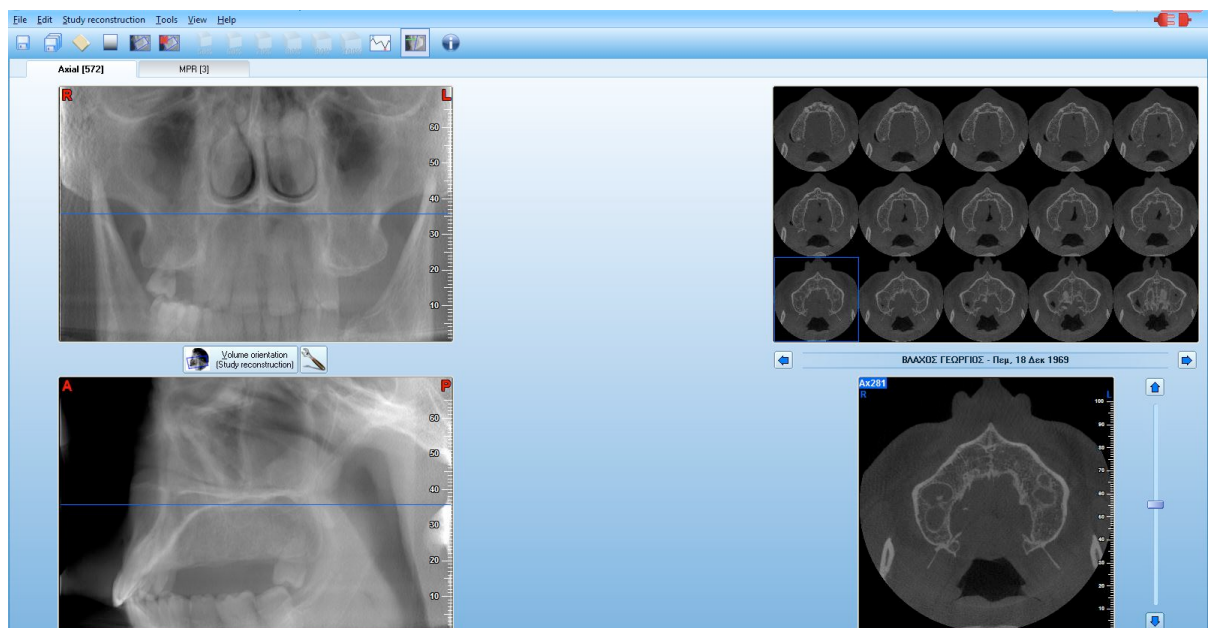
υπάρχει (και ίσως δεν θα μπορέσει ποτέ να υπάρξει) συγκεκριμένο πρωτόκολλο. Ο λόγος είναι προφανής: δεν μπορεί ποτέ να γίνει ταυτόχρονη απεικόνιση (με τη χρήση πχ. της ΟΥΤ) των οστών της άνω και κάτω γνάθου, τέτοια, ώστε να προκύψουν αξιόπιστες κάθετες τομές για την εκτίμηση των διαστάσεων του οστικού υποστρώματος, αφού ο προσανατολισμός τους στο χώρο είναι διαφορετικός. Η άμεση λήψη καθέτων τομών για όλες τις θέσεις της άνω και κάτω γνάθου είναι συνεπώς αδύνατη λόγω της ανατομικής κατασκευής τους και της αδυναμίας της τοποθέτησης του ασθενή στο Gantry με τέτοιο τρόπο ώστε να είναι δυνατή πάντα η λήψη των καθέτων τομών (Κ. Τσιχλάκης, 1998).

Για τους παραπάνω λόγους είναι απαραίτητο να γίνεται η δευτερογενής ανασύνθεση για κάθε γνάθο εξατομικευμένα, ακολουθώντας συγκεκριμένους κανόνες που θα εξασφαλίσουν την όσον το δυνατό πιο αξιόπιστη απεικόνισή τους. Αυτό βρίσκει ιδιαίτερη εφαρμογή στον προεγχειρητικό, προεμφυτευματικό έλεγχο όπου μας ενδιαφέρουν οι ακριβείς διαστάσεις των οστών όπου θα τοποθετηθούν τα εμφυτεύματα (Ελευθεριάδης Ι, 1996).

Η δευτερογενής επεξεργασία γίνεται με τη χρήση ειδικού λογισμικού (software) που συνοδεύει το εκάστοτε μηχάνημα **απουσία** του ασθενή (Κ. Τσιχλάκης, 1998). Μετά τη λήψη των αρχικών δεδομένων (την πραγματοποίηση της εξέτασης) ο ασθενής φεύγει και η περαιτέρω επεξεργασία γίνεται σε δεύτερο χρόνο από τον εξειδικευμένο ακτινολόγο στον Η/Υ.

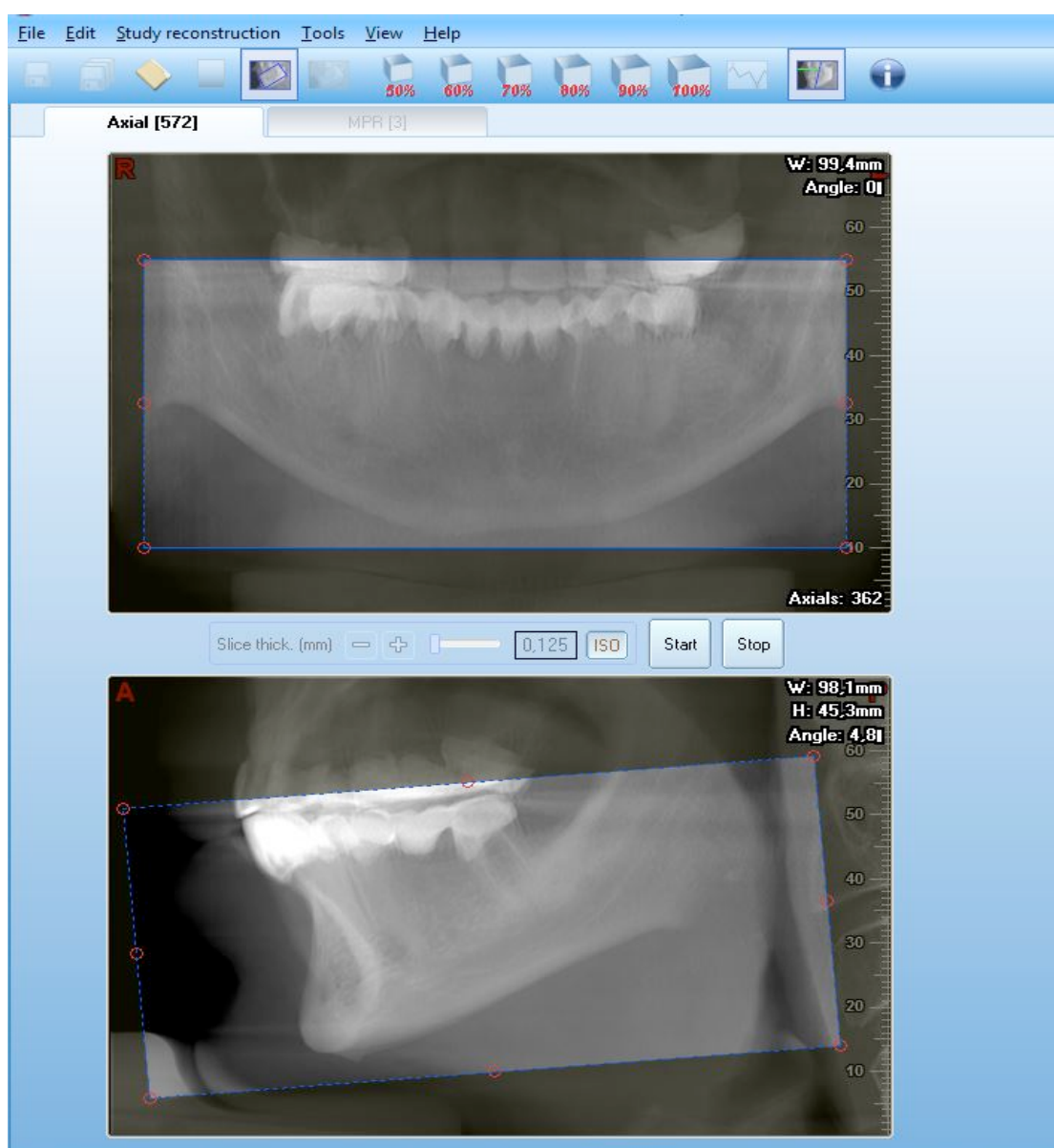
Για ιστορικούς λόγους θα πρέπει να αναφερθεί πως η εταιρεία που πρώτη κατασκεύασε λογισμικό επεξεργασίας εικόνας για υπολογιστικό τομογράφο, εξειδικευμένο για οδοντιατρική εφαρμογή και χρήση ήταν η General Electric. Το πρόγραμμα ονομαζόταν Dental Scan και από τότε έχει επικρατήσει (λανθασμένα) να ονομάζονται όλα τα σύγχρονα προγράμματα επεξεργασίας εικόνας με αυτό το όνομα, παρόλο που η εμπορική τους ονομασία είναι διαφορετική. Θα πρέπει επίσης να αναφερθεί πως για τη εξυπηρέτηση της παρουσίασης των βασικών αρχών ανασύνθεσης στην ΟΥΤ γίνεται η χρήση του προγράμματος QR NNT, Ver. 4.00.1. Ωστόσο οι αρχές ανακατασκευής της εικόνας είναι ίδιες και ισχύουν για όλα τα προγράμματα επεξεργασίας που κυκλοφορούν στο εμπόριο.

Αφού λοιπόν φύγει ο ασθενής από το ιατρείο, ο ακτινολόγος ξεκινά τη διαδικασία της **δευτερογενούς ανασύνθεσης** τομών από τα δεδομένα της αρχικής εξέτασης , που αφορούν τον όγκο του πεδίου εξέτασης (Volumetric Data) όπως φαίνεται στην Εικ. 25.



Εικ. 25. Πρωτογενής ανασύνθεση εγκάρσιων τομών.

Σε αυτό ακριβώς το σημείο ξεκινά η διαφοροποίηση στην ανασύνθεση της άνω και κάτω γνάθου αφού εδώ καλούμαστε να αποδώσουμε την **κλίση ανασύνθεσης**. Όταν λέμε «κλίση ανασύνθεσης» εννοούμε την κλίση που πρέπει να δώσουμε στον «όγκο» που έχουμε ακτινοβολήσει, έτσι ώστε να προκύψουν εγκάρσιες τομές με διαφορετικό προσανατολισμό στο χώρο (Εικ.



Εικ. 26. Κλίση ανασύνθεσης με βάση το μασητικό επίπεδο της κάτω γνάθου.

Τα δύο παραλληλόγραμμα που απεικονίζονται στην Εικ. 26 αντιπροσωπεύουν το οπτικό πεδίο ενδιαφέροντος που μελετάμε (Region of interest, ROI) και **δεν** αποτελούν ανεξάρτητες οντότητες. Όπως φαίνεται στην εικόνα, το ένα παραλληλόγραμμο απεικονίζεται στο κατά μέτωπο εντοπιστικό τοπογράφημα και το άλλο στο πλάγιο εντοπιστικό τοπογράφημα. Θα πρέπει να φανταστούμε πως τα δύο παραλληλόγραμμα αποτελούν τις κατά μέτωπο και πλάγια προβολές ενός ορθογωνίου παραλληλεπιπέδου, το οποίο αποτελεί και το **οπτικό πεδίο ενδιαφέροντος (ROI)**. Επειδή τα εντοπιστικά τοπογραφήματα (βοηθητικές/προσδιοριστικές δισδιάστατες λήψεις που γίνονται πριν την κυρίως εξέταση και χρησιμοποιούνται για τη σκόπευση/προσδιορισμό του πεδίου εξέτασης, FOV), αποτελούν διαφορετικές προβολές του **ίδιου** πεδίου εξέτασης, έτσι και τα παραπάνω παραλληλόγραμμα αποτελούν διαφορετικές προβολές του **ίδιου** οπτικού πεδίου ενδιαφέροντος (Ganz SD, 2005).

Επειδή δεν είναι δυνατόν να «περιστρέψουμε» το κεφάλι του ασθενή στα εντοπιστικά τοπογραφήματα, περιστρέφουμε το οπτικό πεδίο ενδιαφέροντος, αναλόγως με το είδος της ανασύνθεσης που θέλουμε να αποδώσουμε (πχ. μαθητικό επίπεδο, κάτω χείλος σώματος της κάτω γνάθου, Εικ. 27). Θα πρέπει να θυμόμαστε πως οι εγκάρσιες τομές που θα προκύψουν, θα είναι παράλληλες με τη «μεγάλη» διάσταση του ορθογωνίου παραλληλογράμμου ενώ οι κάθετες τομές (cross-sectional slices) που θα προκύψουν θα είναι κάθετες στη «μεγάλη» διάσταση του ορθογωνίου παραλληλογράμμου.

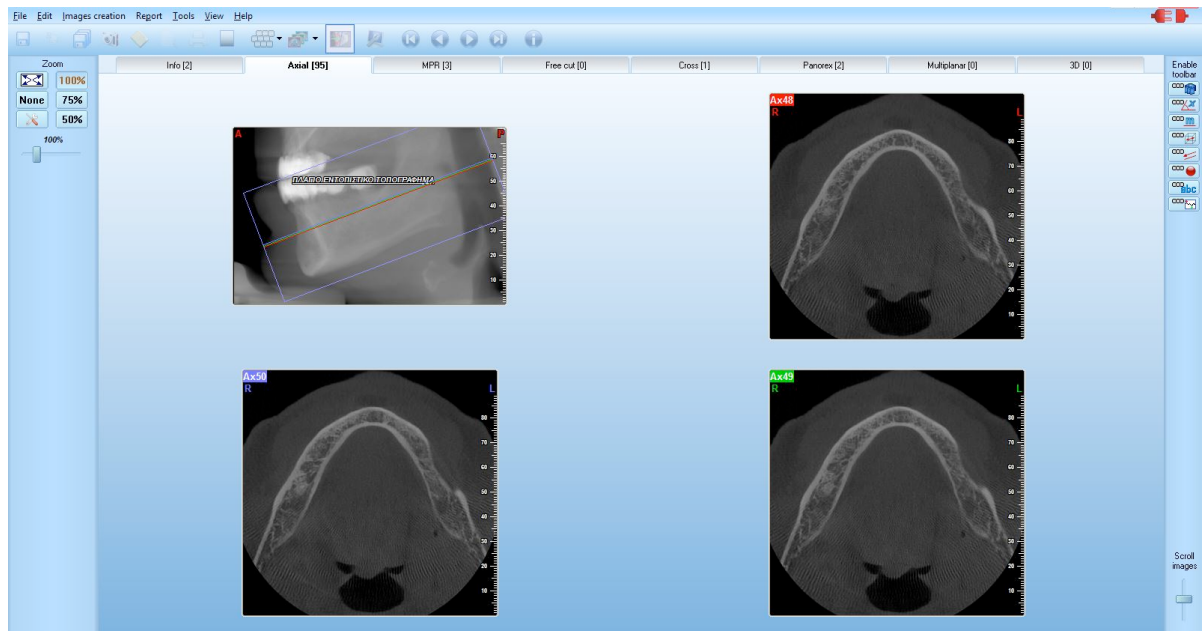


Εικ. 27. Κλίση ανασύνθεσης με βάση το μασητικό επίπεδο στην πρώτη εικόνα και με βάση την επαφτομένη του κάτω χείλους του σώματος της κάτω γνάθου στη δεύτερη.

Με αυτό κατά νου θα πρέπει να καθορίσουμε την κλίση ανασύνθεσης που τελικά πρέπει να αποδώσουμε σε αυτό το σημείο. Δυστυχώς, διεθνώς, υπάρχει ακόμα και σήμερα διχογνωμία για το πια είναι η σωστή κλίση ανασύνθεσης που πρέπει να αποδίδεται για την άνω και κάτω γνάθο, ιδιαίτερα όταν πρόκειται να γίνει προεγχειρητικός έλεγχος για την τοποθέτηση οστοενσωματούμενων εμφυτευμάτων (Cucchiarelli D, 2008, S. Kourtis, 2012). Το θέμα αυτό ωστόσο θα αναλυθεί παρακάτω.

Σε αυτό το σημείο θα πρέπει να διευκρινίσουμε πως **όλες οι τομές** που θα προκύψουν στη συνέχεια θα αφορούν τη **συγκεκριμένη κλίση ανασύνθεσης και μόνο**, ενώ αν αποφασίσουμε στη συνέχεια να αλλάξουμε την κλίση ανασύνθεσης θα πρέπει εκ νέου να παράγουμε και νέες δευτερογενείς τομές (πανοραμικές, κάθετες στο φατνιακό οστόν, στεφανιαίες, οβελιαίες κλπ).

Αφού τελικά επιλέξουμε την κλίση ανασύνθεσης, καθορίζουμε το **πάχος των προκυπτουσών εγκαρσίων τομών** και τελικά καταλήγουμε με «νέες» εγκάρσιες τομές, προσανατολισμένες σωστά στο χώρο και σύμφωνα με τις ανάγκες της μελέτης μας. Όλες οι τομές που θα προκύψουν από περαιτέρω επεξεργασία θα περιλαμβάνουν τα δεδομένα **μόνο** του οπτικού πεδίου ενδιαφέροντος που καθορίστηκε προηγουμένως (Εικ. 28).



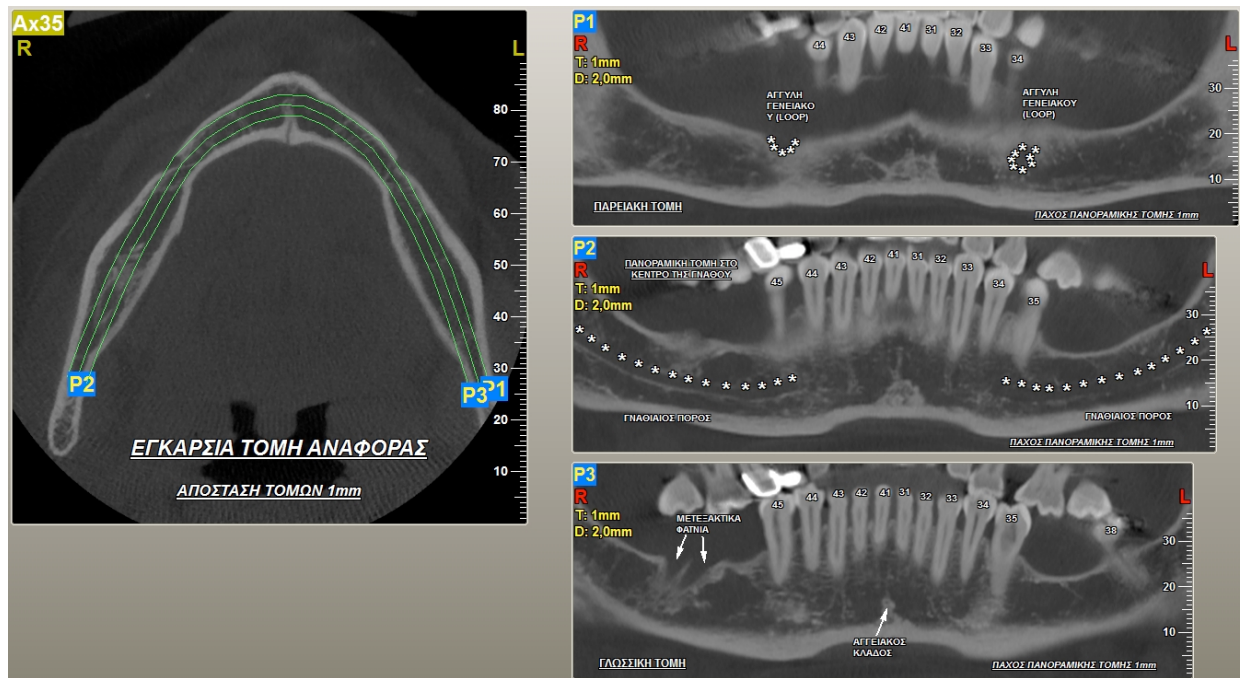
Εικ. 28. Κλίση ανασύνθεσης με βάση την εφαπτομένη του κάτω χείλους του σώματος της κάτω γνάθου. Οι προκύπτουσες εγκάρσιες τομές είναι παράλληλες με τη «μεγάλη» διάσταση του ορθογωνίου (πεδίου ενδιαφέροντος) και εκτείνονται μόνο σε αυτή την περιοχή.

Με σημείο αναφοράς τις νέες εγκάρσιες τομές που προέκυψαν από τη δευτερογενή ανασύνθεση μπορούμε να δημιουργήσουμε οποιεσδήποτε δευτερογενείς τομές στο χώρο θέλουμε. Η εγκάρσια τομή που επιλέγεται για τη δημιουργία νέων τομών στο χώρο ονομάζεται **εγκάρσια τομή αναφοράς**. Η επιλογή της κατάλληλης εγκάρσιας τομής αναφοράς έχει ιδιαίτερη σημασία στη δημιουργία **καθέτων** στο φατνιακό οστό των τομών, καθώς με βάση αυτήν την εγκάρσια τομή προσδιορίζεται το μήκος και το εύρος του **τόξου** της γνάθου, κάθετα στο οποίο θα δημιουργηθούν οι κάθετες τομές (cross-sectional slices).

Άνω γνάθος: Στην άνω γνάθο θα πρέπει να επιλέγεται η εγκάρσια εκείνη τομή στην οποία απεικονίζεται το μεγαλύτερο εύρος της γνάθου. Αυτή η τομή παραδοσιακά συμπίπτει περίπου με τα ακρορρίζια των δοντιών (εφόσον πρόκειται για ενόδοντα ασθενή) και εντοπίζεται σε λίγο κατώτερο επίπεδο από το έδαφος των ιγμορείων. Στην περίπτωση νωδού ασθενή επιλέγεται η εγκάρσια τομή που απεικονίζει το μεγαλύτερο εύρος της φατνιακής ακρολοφίας (Κ. Τσιχλάκης, 1998).

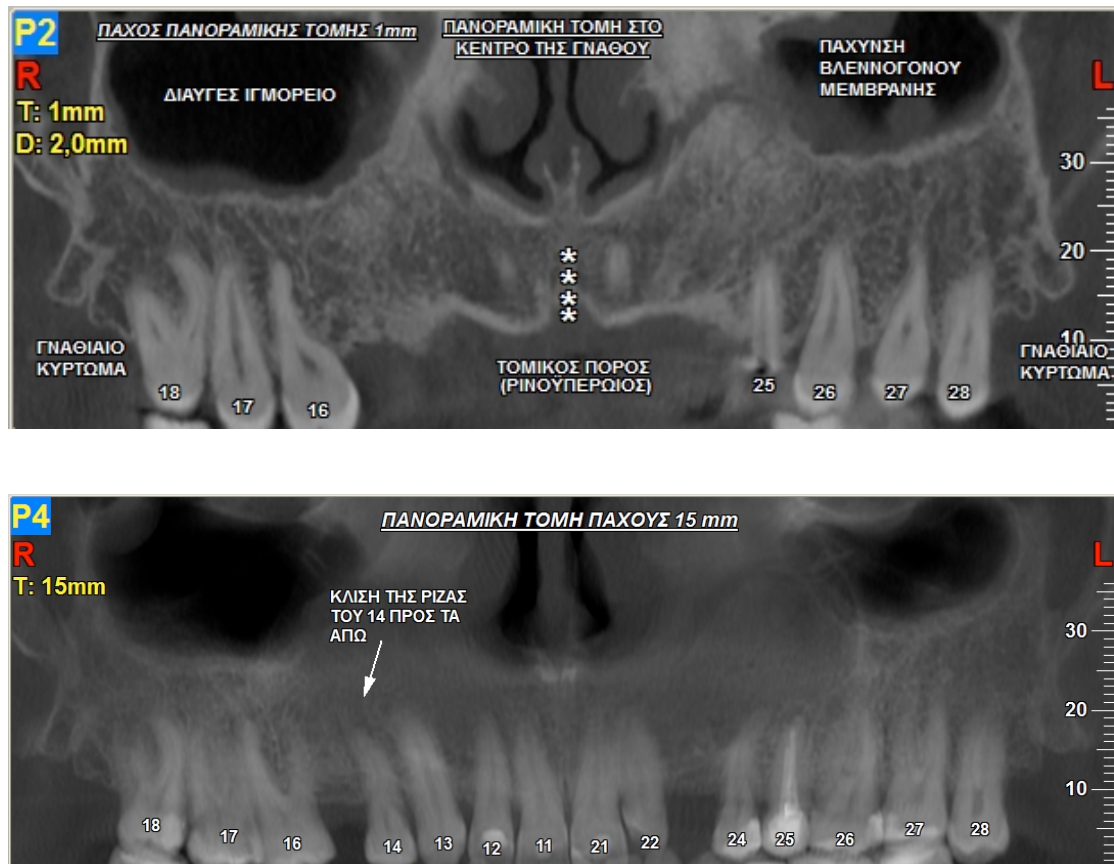
Κάτω γνάθος: Ομοίως στην κάτω γνάθο θα πρέπει να επιλέγεται μια εγκάρσια τομή ως τομή αναφοράς στην οποία απεικονίζεται το φατνιακό οστόύν στο μεγαλύτερο εύρος του. Η τομή αυτή συνήθως συμπίπτει με το επίπεδο των ακρορριζίων των δοντιών (ενόδοντες ασθενείς), βρίσκεται δε περίπου στο ίδιο εγκάρσιο επίπεδο με τα γενειακά τμήματα. Στην περίπτωση νωδού ασθενή και πάλι επιλέγεται η εγκάρσια τομή που απεικονίζει το μεγαλύτερο εύρος της φατνιακής ακρολοφίας (Κ. Τσιχλάκης, 1998).

Τη δημιουργία των νέων, «διορθωμένων» εγκαρσίων τομών ακολουθεί η δημιουργία των **πανοραμικών τομών** (ή πανοραμικών ανασυνθέσεων). Οι πανοραμικές τομές είναι δευτερογενείς ανασυνθέσεις που γεωμετρικά ομοιάζουν με την εικόνα που παίρνουμε από το ορθοπαντομογράφημα, με την ουσιώδη όμως διαφορά ότι αυτές είναι εντελώς **απαλλαγμένες από όλες τις επιπροβολές** που υπάρχουν στην κλασική πανοραμική ακτινογραφία (Κ. Τσιχλάκης, 1998), (Εικ.29).



Εικ. 29. Πανοραμικές ανασυνθέσεις πάχους 1mm στην κάτω γνάθο. Στην εγκάρσια τομή αναφοράς διαφαίνονται οι θέσεις των αντιστοίχων τομών.

Οι πανοραμικές ανασυνθέσεις μπορούν να λάβουν διαφορετικό κατά προτίμηση πάχος έτσι ώστε να απεικονίζουν είτε την εκάστοτε γνάθο στο συνολικό της πάχος, είτε λεπτές «φέτες» της γνάθου που ακολουθούν το περίγραμμα (επιμήκη άξονα) που ορίσαμε στην εγκάρσια τομή αναφοράς (Εικ. 30).



Εικ. 30. Πανοραμικές ανασυνθέσεις πάχους 1mm και 15mm στην άνω γνάθο.

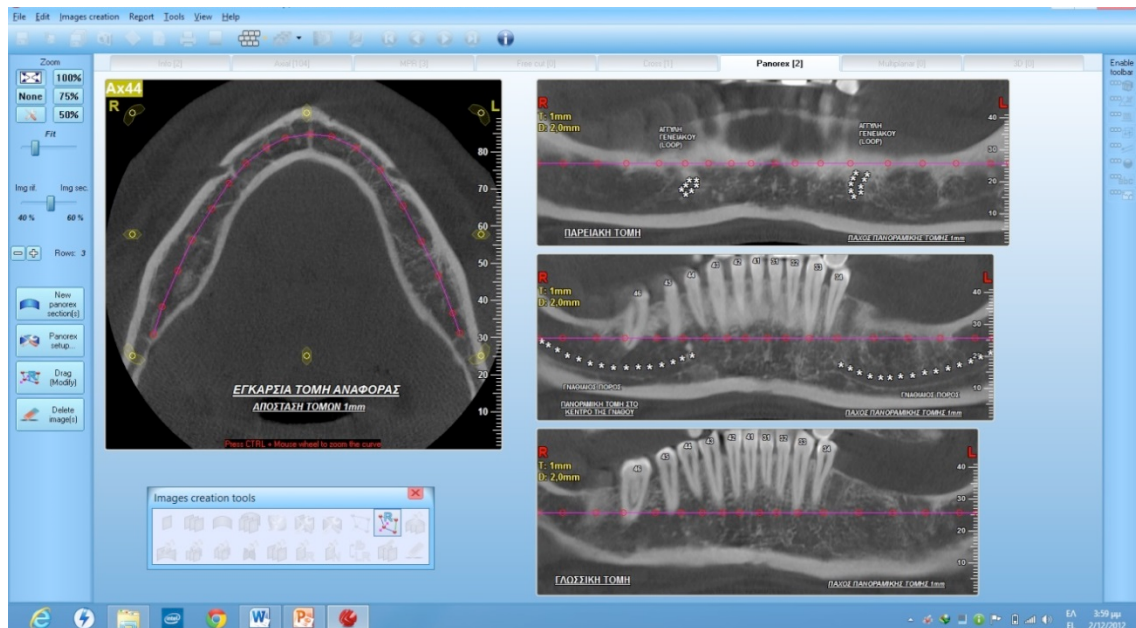
Τα πάχη των πανοραμικών ανασυνθέσεων που συνήθως χρησιμοποιούνται για τη μελέτη των γνάθων είναι 1mm για τις λεπτές τομές και 15 έως 30mm για τις ολικού πάχους.

Οι πανοραμικές ανασυνθέσεις βρίσκουν κύρια εφαρμογή στην αρχική αξιολόγηση του οστικού υποστρώματος του πεδίου ενδιαφέροντος καθώς, όπως προαναφέρθηκε, οι τομές αυτές είναι πλήρως απαλλαγμένες από όλες τις επιπροβολές που δημιουργούν ασάφεια στο κλασσικό ορθοπαντομογράφημα (Εικ. 31). Επιπλέον, με το σχεδιασμό του επιμήκη άξονα της γνάθου στην εγκάρσια τομή αναφοράς, προσδιορίζουμε αυτομάτως και τον άξονα, κάθετα στον οποίο θα δημιουργηθούν οι κάθετες τομές.



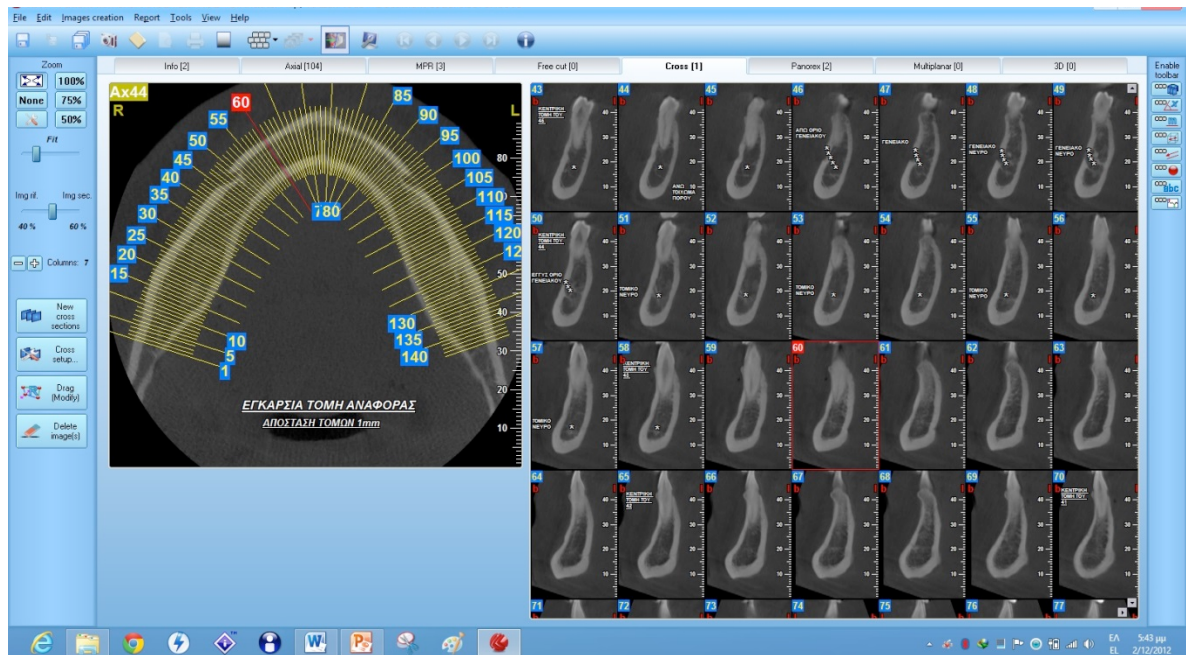
Εικ. 31. Πανοραμικές ανασυνθέσεις πάχους 1mm όπου παρατηρείται ετερόπλευρη ινώδης δυσπλασία μετά από τυχαίο ακτινογραφικό έλεγχο, προεγχειρητικά, για τοποθέτηση εμφυτευμάτων.

Για τη δημιουργία, στη συνέχεια, των καθέτων τομών πρέπει να προσδιορίσουμε τον επιμήκη άξονα των γνάθων στην εγκάρσια τομή αναφοράς όπου έχουμε επιλέξει (με βάση τα κριτήρια επιλογής που έχουν προαναφερθεί). Ο επιμήκης άξονας σχεδιάζεται στη μεσότητα της κάθε γνάθου (σε παρειοϋπερώια/παρειογλωσσική διάσταση), προσέχοντας πάντα να ακολουθείται όσο πιστότερα γίνεται η καμπυλότητα του οστού (Εικ.32).



Εικ. 32. Σχεδιασμός του επιμήκη άξονα της κάτω γνάθου.

Μετά τον προσδιορισμό του επιμήκη άξονα ο Η/Υ δημιουργεί τις κάθετες στο φατνιακό οστόν τομές σε πάχος και απόσταση τομών που ορίζονται από το χειριστή. Στην κλινική οδοντιατρική πράξη, ιδιαίτερα κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων, επιλέγουμε συνήθως πάχος καθέτων τομών μεταξύ 0,5mm και 1mm, σε απόσταση από 1mm έως 2mm (Εικ 33).



Εικ. 33. Κάθετες στο φατνιακό οστούν τομές.

Οι κάθετες στο φατνιακό οστούν τομές αποτελούν ίσως τις σημαντικότερες τομές για τον υπολογισμό των διαστάσεων του οστού πριν την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων, αφού απεικονίζουν το οστό σε παρειογλωσσικό/παρειούπερώιο επίπεδο. Αυτή τη δυνατότητα, όπως έχει πολλάκις προαναφερθεί, την έχουμε μόνο με τη χρήση της υπολογιστικής τομογραφίας.

Περίληπτικά και σε ότι αφορά την επεξεργασία των δεδομένων της οδοντιατρικής και ιατρικής υπολογιστικής τομογραφίας ισχύει:

- ❖ Η κλίμακα απεικόνισης πρέπει να αναγράφεται για τη σωστή ερμηνεία της εξέτασης, ανεξάρτητα από το αν πρόκειται για οδοντιατρική ογκομετρική τομογραφία ή για ιατρική υπολογιστική τομογραφία.

- ❖ Ακόμη και αν δεν πρόκειται για κλίμακα 1:1, αλλά διαφορετική (π.χ. 1,1:1), αυτή θα πρέπει να είναι ξεκάθαρη για το σωστό υπολογισμό των διαστάσεων του διαθέσιμου οστικού υποστρώματος.
- ❖ Είναι σημαντικό να γίνει πλήρως κατανοητό ότι για τον ακριβή υπολογισμό βάθους και εύρους του οστικού υποστρώματος μπορούν να χρησιμοποιηθούν **μόνο οι κάθετες** στο φατνιακό οστό των τομών και όχι οι πανοραμικές ανασυνθέσεις !!!!!
- ❖ Οι έννοιες του πάχους και της απόστασης των τομών είναι σημαντικές, αφού καθορίζουν την ακριβή και ευνοϊκότερη θέση για την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων.
- ❖ Η απόσταση των τομών μπορεί να είναι 1, 1.5, 2 mm. Πρέπει να είναι σταθερή και να αναγράφεται ξεκάθαρα στη εξέταση.
- ❖ Απαραίτητη κρίνεται η βαθιά γνώση από τον κλινικό της ανατομίας, των παραλλαγών αυτής καθώς και της παθολογίας της στοματογναθοπροσωπικής περιοχής.

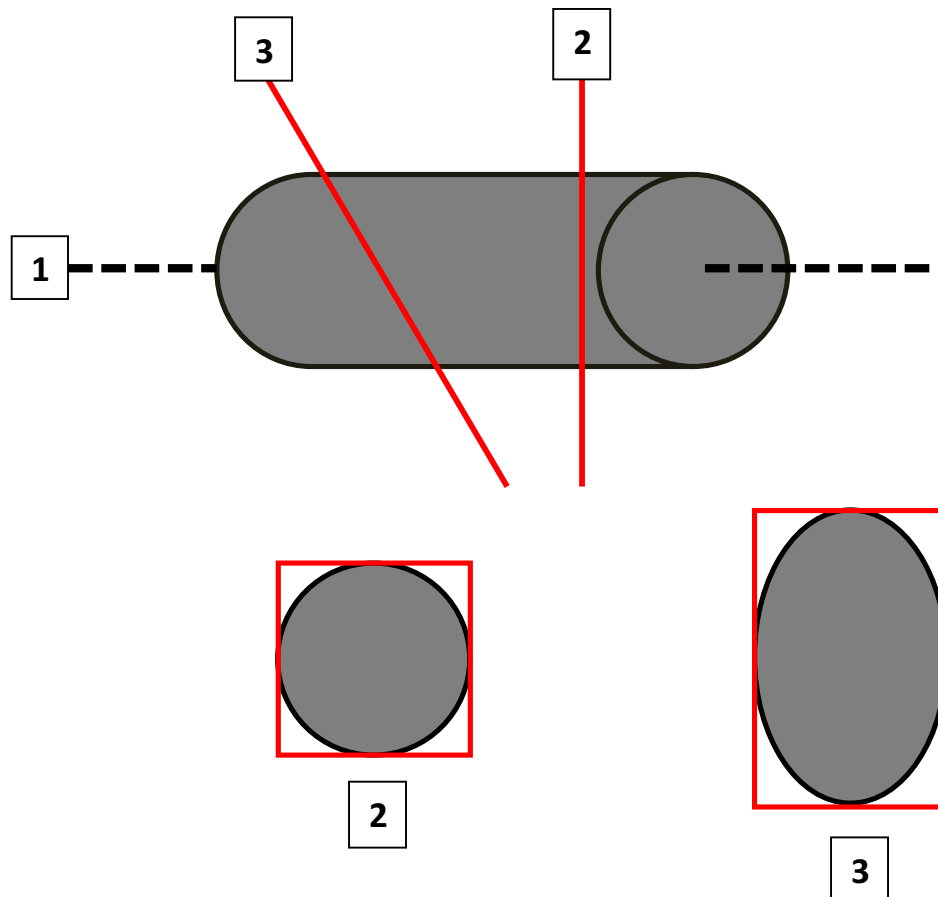
ΚΛΙΣΗ ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗΣ ΤΩΝ ΕΓΚΑΡΣΙΩΝ ΤΟΜΩΝ ΚΑΤΑ ΤΟΝ ΠΡΟΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΙΚΟ ΕΛΕΓΧΟ

Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, είναι ακόμα και σήμερα δύσκολο να θεσπιστεί ένα πρωτόκολλο, με βάση το οποίο θα αποδίδεται η κλίσης ανασύνθεσης για την άνω και την κάτω γνάθο. Κυριότερη αιτία σε αυτό το πρόβλημα είναι η ιδιαίτερα μεγάλη γεωμετρική πολυπλοκότητα των οστών των γνάθων. Γιατί όμως δίνεται τόση έμφαση στη σημασία της απόδοσης «σωστής» κλίσης ανασύνθεσης των τομών και ποιά θεωρείται τελικά σωστή κλίσης ανασύνθεσης;

Αρχικά θε πρέπει να ξεκαθαρίσουμε ορισμένα σημεία τα οποία συγχέουν πολλοί σύγχρονοι κλινικοί χειρουργοί, οδοντίατροι, ακόμα και ακτινολόγοι. Κατ'αρχάς ξεκαθαρίζουμε πως η οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία **καταγράφει και αποδίδει την τρισδιάστατη μορφή των οστών με απόλυτη ακρίβεια 1:1** (Hatcher, DC, 2010). Με άλλα λόγια, αν πχ. ακτινοβολήσουμε ένα κρανίο και αναπαράγουμε το τρισδιάστατο είδωλό του στην οθόνη του Η/Υ, τότε ο όγκος και οι διαστάσεις του κρανίου ανταποκρίνονται στην απόλυτη πραγματικότητα¹. Πρόκειται δηλαδή για ένα **απόλυτο ψηφιακό αντίγραφο** του κρανίου στον Η/Υ που δεν υφίσταται κανενός είδους παραμόρφωση (σμίκρυνση, επιμήκυνση κλπ). Όταν ωστόσο ξεκινά η διαδικασία παραγωγής των δισδιάστατων τομών από τα 3D δεδομένα ξεκινούν οι παρεξηγήσεις και τα προβλήματα.

¹ Ταυτίζονται οι μετρήσεις των διαστάσεων του κρανίου που γίνονται πάνω στο κρανίο (gold standard) με αυτές που γίνονται στον Η/Υ με τη χρήση των ψηφιακών εργαλείων που συνοδεύουν το εκάστοτε λογισμικό.

Για να γίνουν πιο απλά και κατανοητά τα όσα πραγματευόμαστε θα γίνει χρήση ενός σχεδιαγραμματικού παραδείγματος:



Εικ. 34. Σχεδιαγραμματική απεικόνιση.

Στο παράδειγμα της Εικ. 34 έχουμε πάρει ένα απλό γεωμετρικό σχήμα (έναν κύλινδρο) που θεωρούμε ως το υπό εξέταση οστό, ενώ με τον αριθμό 1 υποδηλώνουμε το νοητό επιμήκη άξονα του οστού. Υποθέτουμε ότι σε αυτό το οστό πραγματοποιούμε εξέταση CBCT και επιθυμούμε να παράγουμε τομές υπο διαφορετικές γωνίες. Στη μια περίπτωση «κόβουμε» το οστό εντελώς κάθετα στον επιμήκη άξονά του (αριθμός 2) ενώ στην άλλη περίπτωση «κόβουμε» το οστό λοξά (αριθμός 3). Οι τομές που προκύπτουν (με τα

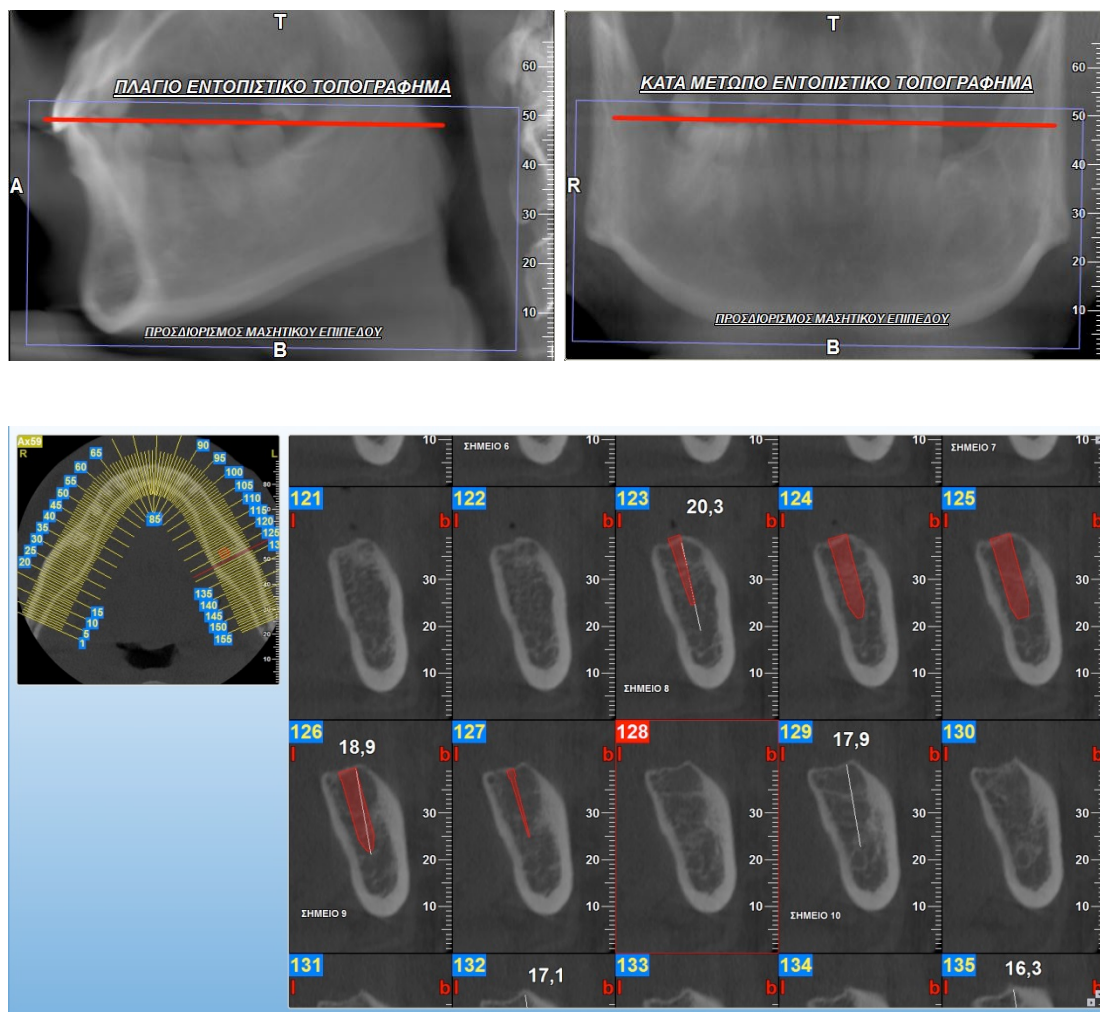
αντίστοιχα για κάθε περίπτωση νούμερα) έχουν διαφορετική διατομή, επομένως και διαστάσεις (κατά απόλυτη τιμή), χωρίς όμως αυτό να σημαίνει πως «αλλοιώνονται» οι διαστάσεις του οστού. Η διαφοροποίηση των προκυπτουσών τομών συμβαίνει ***επειδή η κάθε τομή προήλθε έχοντας αποδώσει διαφορετική κλίση*** (προσανατολισμό) για την ανασύνθεσή τους. Με βάση τα παραπάνω, και αν υποθέσουμε πως ο κύλινδρος αποτελεί το οστό μιας κάτω γνάθου, εύκολα αντιλαμβανόμαστε πως μικρές διαφοροποιήσεις στην κλίση ανασύνθεσης των τομών μας οδηγεί σε κάθετες τομές των οποίων οι διαστάσεις διαφοροποιούνται.

Ας αναλογιστούμε τώρα το πρόβλημα που καλείται να αντιμετωπίσει ο κάθε χειρουργός κατά τον προεφυτευματικό έλεγχο: τις θέσεις που θα πρέπει να χρησιμοποιήσει για την τοποθέτηση των οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων. Για τον προσδιορισμό των θέσεων αυτών χρησιμοποιεί την οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία, μια εξέταση που θα του παρουσιάσει με απόλυτη ακρίβεια τις διαστάσεις του διαθέσιμου οστικού υποστρώματος σε κάθε σημείο των οστών των γνάθων. Ωστόσο τα οστά έχουν τρεις διαστάσεις ενώ η εξέταση (CBCT) που τελικά καλείται να επεξεργαστεί ο ακτινολόγος αποδίδεται με δισδιάστατες εικόνες (τομές). Όπως έχει προαναφερθεί αυτές οι δισδιάστατες εικόνες προκύπτουν κατά τη διαδικασία της δευτερογενούς ανασύνθεσης, αφού αποδωθεί μια συγκεκριμένη κλίση στην ανασύνθεση των εγκαρσίων τομών (με βάση τις οποίες ο ακτινολόγος παράγει όλες τις υπόλοιπες τομές).

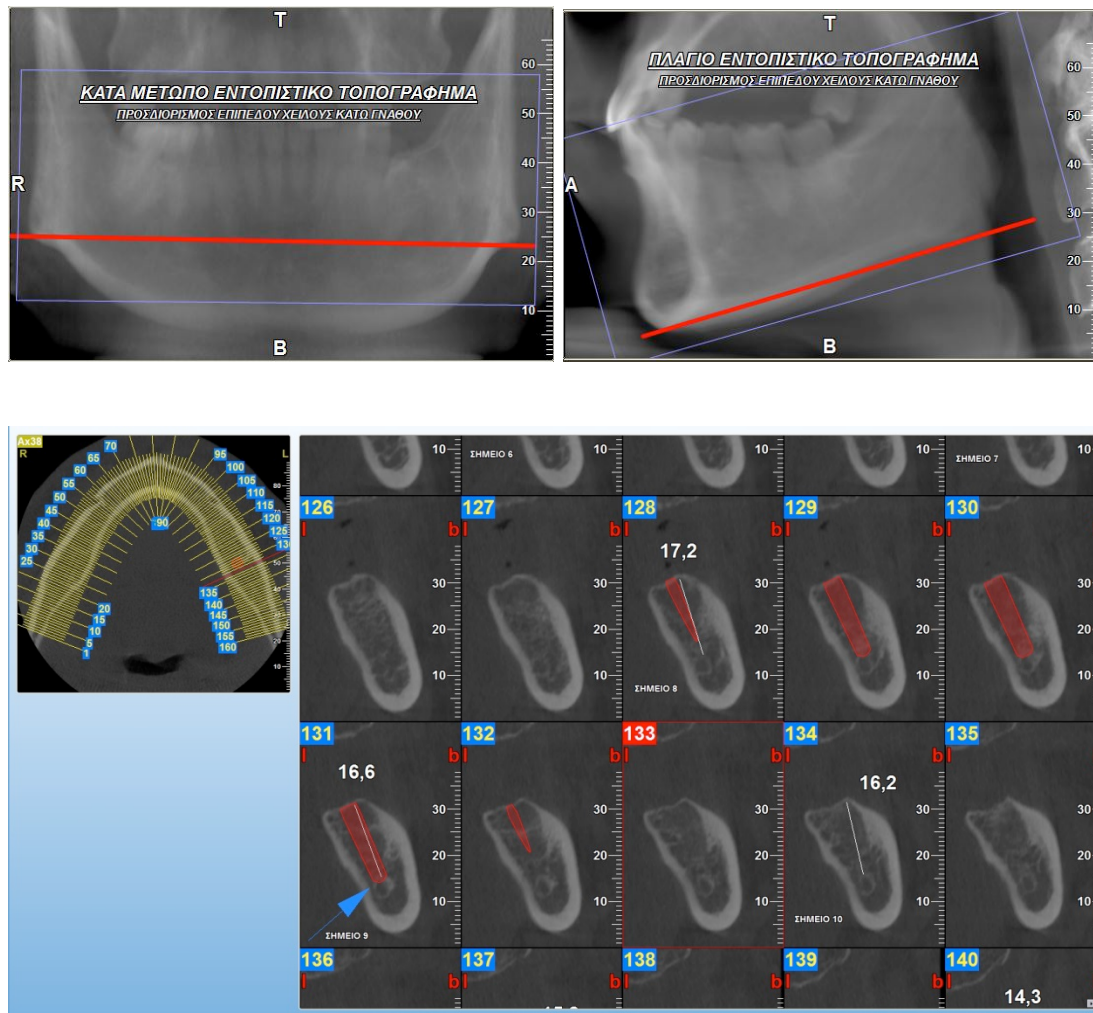
Με γνώμονα το προηγούμενο σχεδιάγραμμα γίνεται εύκολα αντιληπτό πως η απόδοση διαφορετικής κλίσης ανασύνθεσης σε ένα απείρως πολυπλοκότερο γεωμετρικά σχήμα, όπως αυτό των γνάθων, διαφοροποιεί ακόμα περισσότερο τις προκύπτουσες τομές μεταξύ τους. Αυτές οι διαφοροποιήσεις μπορεί να σημαίνουν ακόμα και διαφορετική απόσταση πχ. της κορυφής του οστού από το άνω τοίχωμα του γναθιαίου πόρου, όπως αυτή απεικονίζεται στις κάθετες τομές.

Αυτό συνεπώς που αναζητούμε είναι η ταύτιση της κλίσης ανασύνθεσης των τομών με την κλίση τοποθέτησης των εμφυτευμάτων, αφού με τον τρόπο αυτό εξασφαλίζουμε πως όλες οι τομές θα απεικονίζουν το διαθέσιμο οστικό υπόστρωμα, προσανατολισμένο έτσι που να ακολουθεί την ακριβή πορεία εμφύτευσης. Έτσι, αν στο προηγούμενο παράδειγμα χρησιμοποιούσαμε την τομή 3 για τον υπολογισμό του οστικού υποστρώματος και επιθυμούσε ο χειρουργός να τοποθετήσει ένα εμφύτευμα κάθετα στον επιμήκη άξονα του οστού (κυλίνδρου), τότε είναι σίγουρο πως θα διατρυπούσε το οστό με το εμφύτευμά του, αφού θα λάμβανε υπόψιν του τη μεγαλύτερη διάσταση που του απέδωσε η τομή!! Ασφαλώς αυτό δε σημαίνει πως οι τομές είναι «παραμορφωμένες» **κατα ουδεμία έννοια**, απλώς μόνο η μια από τις δύο είναι **ωφέλιμη** στο χειρουργό, **αφού μόνο αυτή ακολουθεί την πορεία εμφύτευσης**. Τα πράγματα φυσικά θα ήταν ιδανικά αν ο χειρουργός τοποθετούσε το εμφύτευμά του με την ίδια λοξή γωνία (κλίση) με την οποία έγινε η ανασύνθεση της τομής 3.

Στις Εικ. 35, 36 ακολουθεί ένα απτό, κλινικό παράδειγμα των όσων έχουν αναλυθεί.



Εικ. 35. Κλίση ανασυνθεσης σύμφωνα με το μασητικό επίπεδο.



Εικ. 36. Κλίση ανασυνθεσης σύμφωνα με το κάτω χείλος του σώματος της κάτω γνάθου.

Υποθέτουμε σε αυτό το παράδειγμα ότι ο χειρουργός επιθυμεί να τοποθετήσει ένα εμφύτευμα στην περιοχή 37. Οι τομές που εμφανίζονται στην Εικ. 35 έχουν προκύψει αποδίδοντας κλίση ανασύνθεσης παράλληλη με το μασητικό επίπεδο και όπως φαίνεται στις εικόνες η τοποθέτηση ενός εμφυτεύματος Active Internal RP (4.3x18mm) της Nobel γίνεται χωρίς να θιχτεί ο γναθιαίος πόρος (μέτρηση στις κάθετες τομές 18,9mm) εφόσον

τοποθετηθεί με την ίδια φορά (κάθετη στο μασητικό επίπεδο). Αν όμως ο χειρουργός τοποθετήσει το ίδιο εμφύτευμα με φορά κάθετη στον επιμήκη άξονα του σώματος της κάτω γνάθου στο ίδιο σημείο έμπαρσης, συμβουλευόμενος τις τομές της Εικ.35, τότε θα διατρήσει το γναθιαίο πόρο (μέτρηση στις κάθετες τομές 16,6mm, Εικ.36). Αυτό θα συμβεί διότι η κλίση τοποθέτησης του εμφυτεύματος δεν συμπίπτει με την κλίση ανασύνθεσης των τομών και οι κάθετες τομές δεν ακολουθούν την πορεία εμφύτευσης (και όχι επειδή οι τομές παραμορφώθηκαν ή άλλαξε η 1:1 κλίμακά τους).

Σήμερα, όπως έχει προαναφερθεί, δυο είναι οι κύριοι τρόποι που έχουν επικρατήσει για την απόδοση της κλίσης ανασύνθεσης των εγκαρσίων τομών (μασητικο- υπερώα και μασητικό-κάτω χείλος για άνω και κάτω γνάθο αντίστοιχα). Το ερώτημα που προκύπτει βέβαια είναι αν και κατά πόσο τελικά οι διαφορετικές κλίσεις ανασύνθεσης επηρεάζουν σημαντικά τις διαστάσεις των προκυπτουσών καθέτων τομών, με δεδομένο πως δεν υπάρχει τόσο μεγάλη διαφορά στις γωνίες τους όπως εξόφθαλμα υπήρχε στο προηγούμενο παράδειγμα για λόγους απλούστευσης. Επίσης θα πρέπει να αναλογιστούμε πως η κλίση ανασύνθεσης που αποδίδουμε σε κάθε εξέταση είναι μία και είναι δυνατόν από αυτή να προκύψουν κάθετες τομές οι οποίες σε άλλα σημεία της γνάθου να ακολουθούν την πορεία εμφύτευσης και σε άλλες όχι. Αυτά τα ερωτήματα θα αναλυθούν στο ειδικό μέρος αυτής της εργασίας.

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΣΚΟΠΟΣ

Σκοπός της ερευνητικής αυτής εργασίας είναι α) να παρουσιαστούν συνοπτικά οι αρχές λειτουργίας της υπολογιστικής τομογραφίας και του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου ώστε να γίνουν κατανοητές οι βασικές έννοιες γύρω από την εφαρμογή, τη λειτουργία και επεξεργασία των δεδομένων αυτών των τεχνικών και β) να προσδιοριστεί η ακρίβεια και η αξιοπιστία των γραμμικών μετρήσεων των διαστάσεων του φατνιακού οστού στις κάθετες στο φατνιακό οστόν τομές, όπως αυτές προκύπτουν από τη εφαρμογή διαφορετικών κλίσεων ανασύνθεσης, με τη χρήση του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου. Θα γίνει, με άλλα λόγια, προσπάθεια στο να προσδιοριστεί το αν και κατά πόσο **η απόδοση διαφορετικής κλίσης ανασύνθεσης** επηρεάζει τις απόλυτες τιμές των γραμμικών μετρήσεων που πραγματοποιούνται στις κάθετες στο φατνιακό οστόν τομές κατά τον προεμφυτευματικό έλεγχο.

ΥΛΙΚΟ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

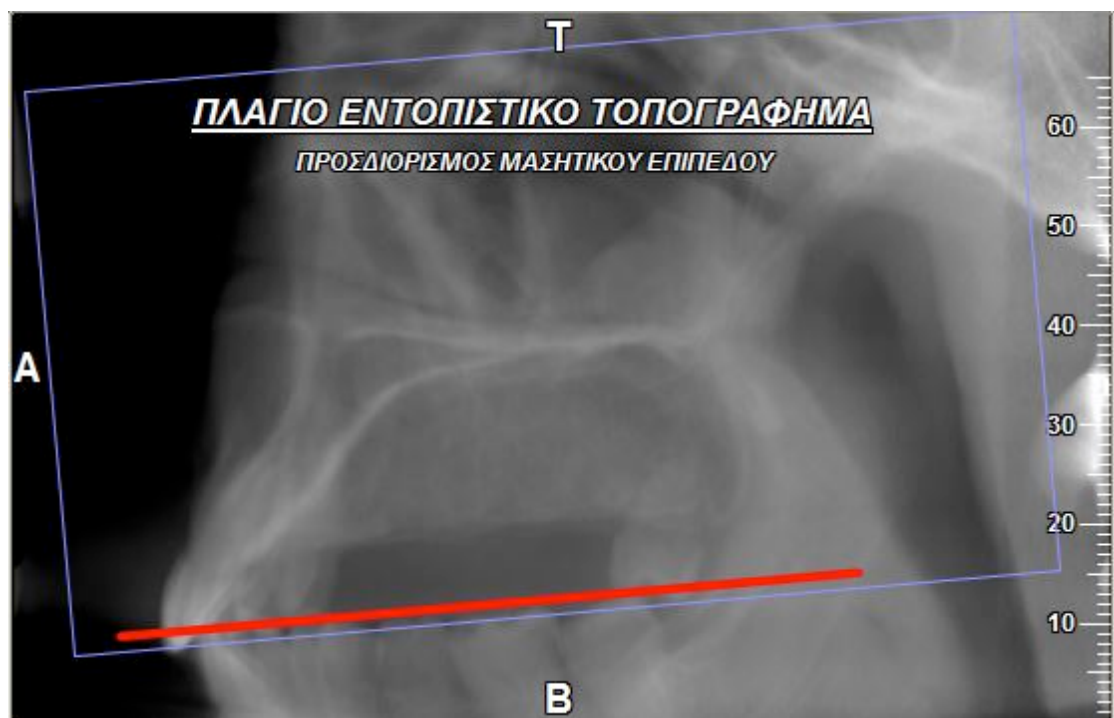
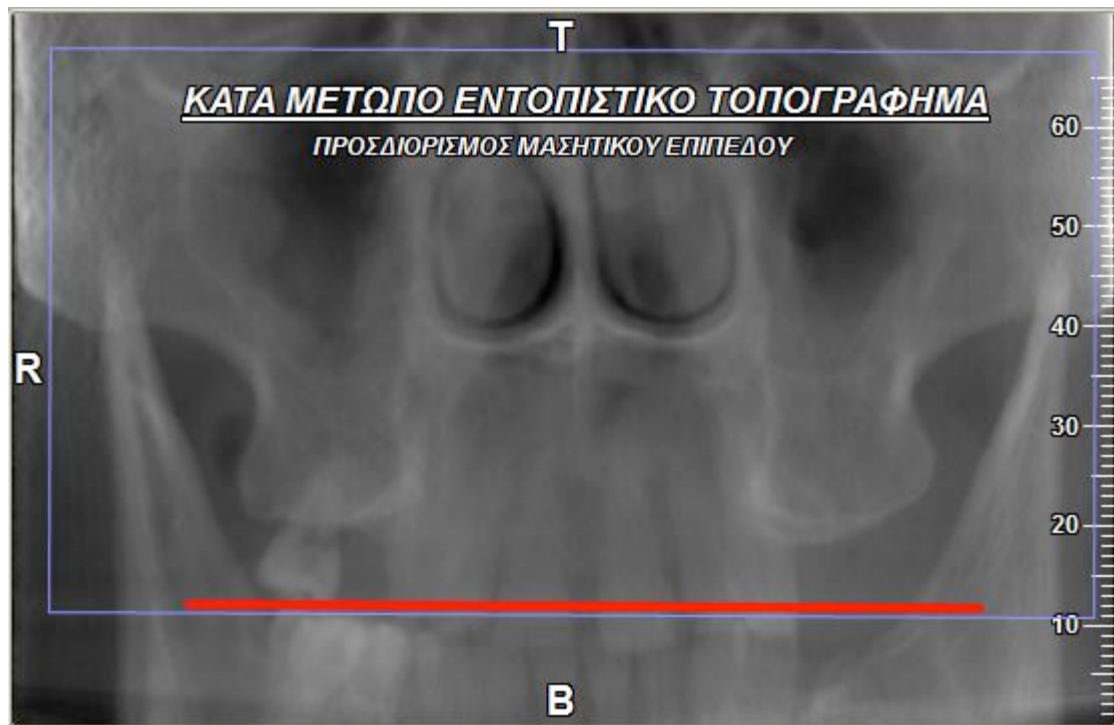
Για τις ανάγκες αυτής της διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιήθηκαν 30 γνάθοι (15 άνω και 15 κάτω) ασθενών που υποβλήθηκαν σε οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία κατά τον προεγχειρητικό απεικονιστικό έλεγχο για την τοποθέτηση εμφυτευμάτων. Τα κριτήρια επιλογής των ασθενών ήταν:

1. Οι ασθενείς να είναι όλοι μερικώς νωδοί (για να είναι δυνατός ο προσδιορισμός του μασητικού επιπέδου).
2. Οι νωδές περιοχές των γνάθων να είναι εντελώς απαλλαγμένες από παθολογικές αλλοιώσεις (ελλείμματα, κύστεις, εγκλείστους κλπ.) που καθιστούν δύσκολο τον προσδιορισμό των ορίων του οστού και των γειτονικών ανατομικών μορίων (πχ γναθιαίου πόρου , εδάφους ιγμορείου κλπ.)
3. Όλοι οι ασθενείς να έχουν συμπληρώσει το 18^ο έτος της ηλικίας τους ώστε να έχουμε εξετάσεις που αφορούν μόνιμους και όχι νεογιλούς ή μικτούς φραγμούς.

Όλες οι λήψεις έγιναν με τη χρήση του υπολογιστικού τομογράφου κωνικής δέσμης NewTom VGi με τρία πεδία λήψης (3 FOVs), ρυθμισμένο σε λειτουργία λήψης High Resolution Zoom. Το πρόγραμμα που χρησιμοποιήθηκε για την επεξεργασία των εξετάσεων και την πραγματοποίηση των μετρήσεων ήταν το QR-NNT Ver. 4.00.1.

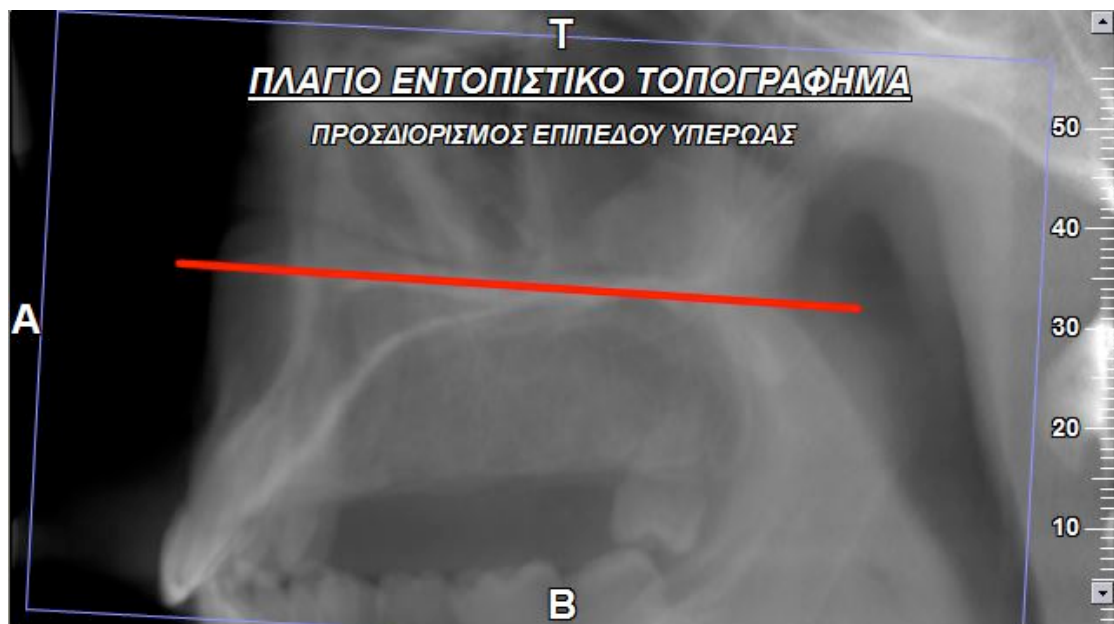
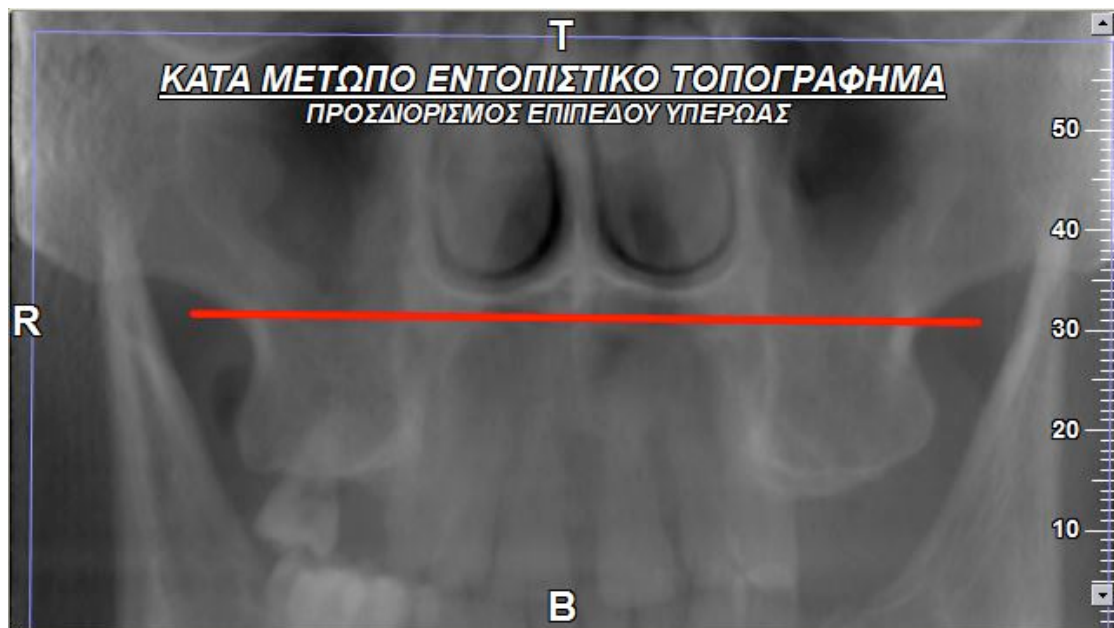
Έγινε ανασύνθεση των δεδομένων της κάθε γνάθου με δύο διαφορετικές κλίσεις ανασύνθεσης:

ΑΝΩ ΓΝΑΘΟΣ: Η ανασύνθεση ***των καθέτων τομών*** από τα δεδομένα όγκου της κάθε εξέτασης πραγματοποιήθηκε: 1) Σε διεύθυνση κάθετη στο μασητικό επίπεδο και κάθετα στον επιμήκη άξονα της γνάθου στην κάθε ανατομική περιοχή. Συγκεκριμένα για τον προσδιορισμό του μασητικού επιπέδου χρησιμοποιήθηκαν τα εντοπιστικά τοπογραφήματα της κάθε εξέτασης. Στο κατά μέτωπο εντοπιστικό τοπογράφημα ως μασητικό επίπεδο ορίστηκε η νοητή ευθεία που ενώνει τις μασητικές επιφάνειες των οπισθίων δοντιών αμφοτερόπλευρα, ενώ στο πλάγιο η νοητή ευθεία που ενώνει τα κοπτικά χείλη των προσθίων δοντιών με τις μασητικές επιφάνειες των τελευταίων οπισθίων (Εικ. 34).



Εικ. 34. Προσδιορισμός του μασητικού επιπέδου από τα εντοπιστικά τοπογραφήματα στην άνω γνάθο.

2) Σε διεύθυνση κάθετη στο επίπεδο της υπερώας και κάθετα στον επιμήκη άξονα της γνάθου στην κάθε ανατομική περιοχή. Για τον προσδιορισμό του επιπέδου της υπερώας χρησιμοποιήθηκαν τα εντοπιστικά τοπογραφήματα της κάθε εξέτασης. Στο κατά μέτωπο εντοπιστικό τοπογράφημα ως επίπεδο υπερώας ορίστηκε η νοητή ευθεία που ταυτίζεται με την υπέρπυκνη γραμμή της σκληρής υπερώας, κάτω από το αποιοειδές στόμιο της ρινός, ενώ στο πλάγιο η νοητή ευθεία που ενώνει την πρόσθια με την οπίσθια ρινική άκανθα (Εικ. 35).



Εικ. 35. Προσδιορισμός του επιπέδου της υπερώας από τα εντοπιστικά τοπογραφήματα στην άνω γνάθο.

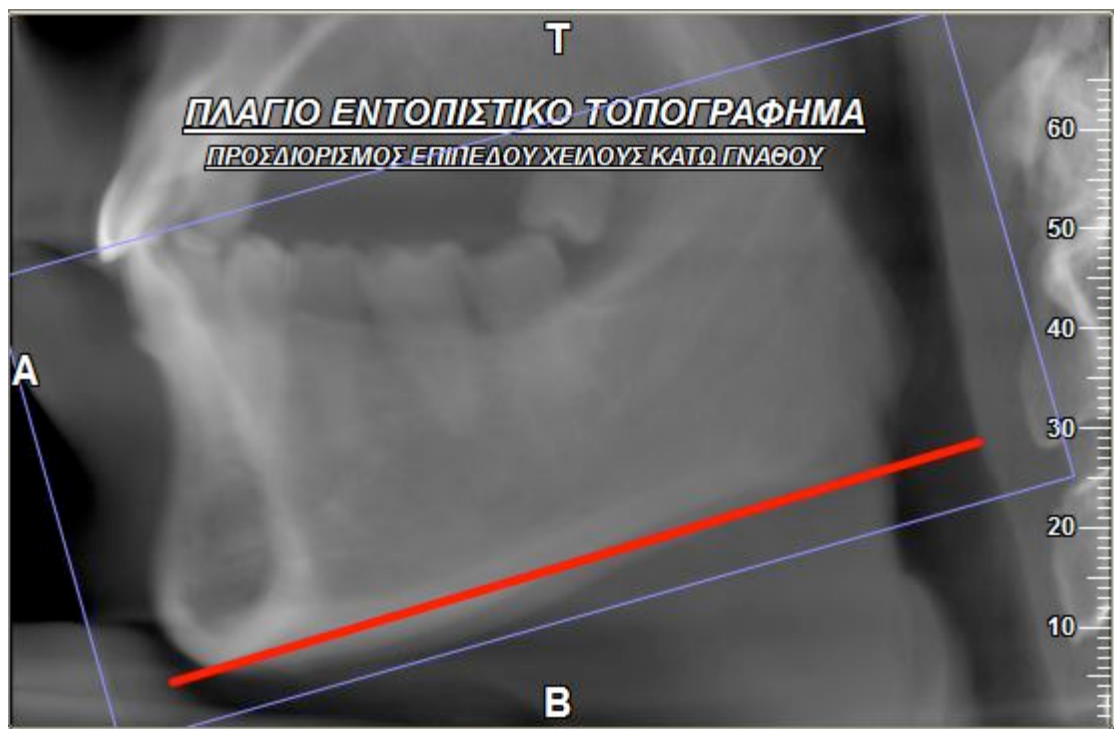
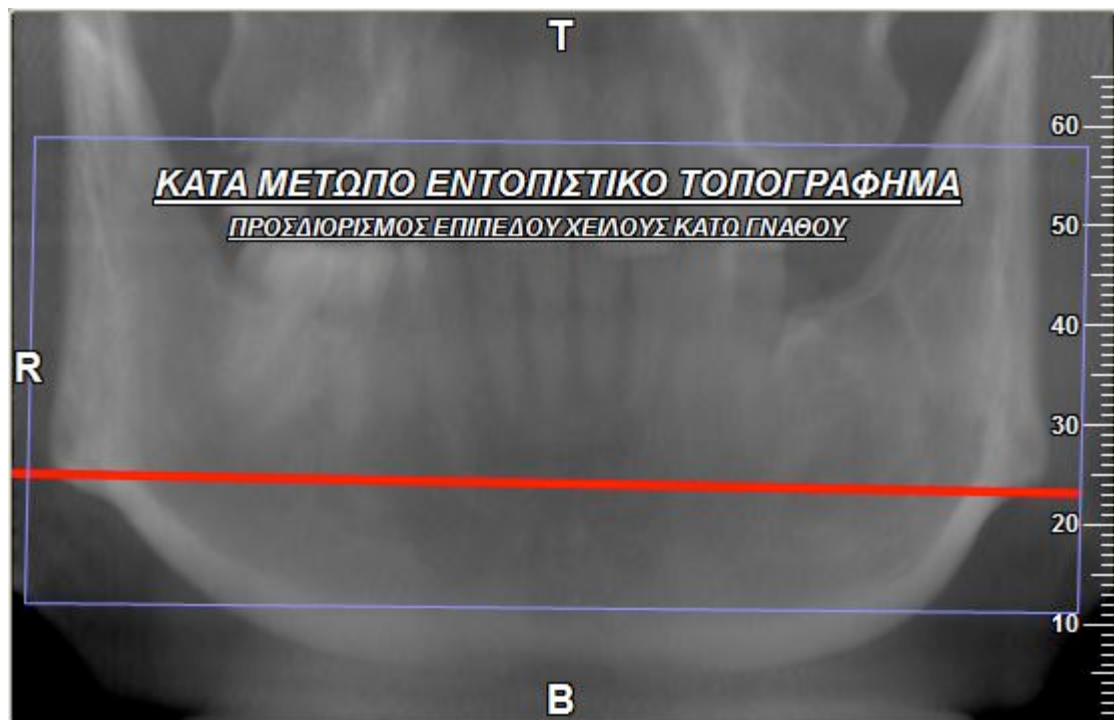
ΚΑΤΩ ΓΝΑΘΟΣ: Η ανασύνθεση ***των καθέτων τομών*** από τα δεδομένα όγκου της κάθε εξέτασης πραγματοποιήθηκε:

1) Σε διεύθυνση κάθετη στο μασητικό επίπεδο και κάθετα στον επιμήκη άξονα της γνάθου στην κάθε ανατομική περιοχή. Συγκεκριμένα για τον προσδιορισμό του μασητικού επιπέδου χρησιμοποιήθηκαν τα εντοπιστικά τοπογραφήματα της κάθε εξέτασης. Στο κατά μέτωπο εντοπιστικό τοπογράφημα ως μασητικό επίπεδο ορίστηκε η νοητή ευθεία που ενώνει τις μασητικές επιφάνειες των οπισθίων δοντιών αμφοτερόπλευρα, ενώ στο πλάγιο η νοητή ευθεία που ενώνει τα κοπτικά χείλη των προσθίων δοντιών με τις μασητικές επιφάνειες των τελευταίων οπισθίων (Εικ. 36).



Εικ. 36. Προσδιορισμός του μασητικού επιπέδου από τα εντοπιστικά τοπογραφήματα στην κάτω γνάθο.

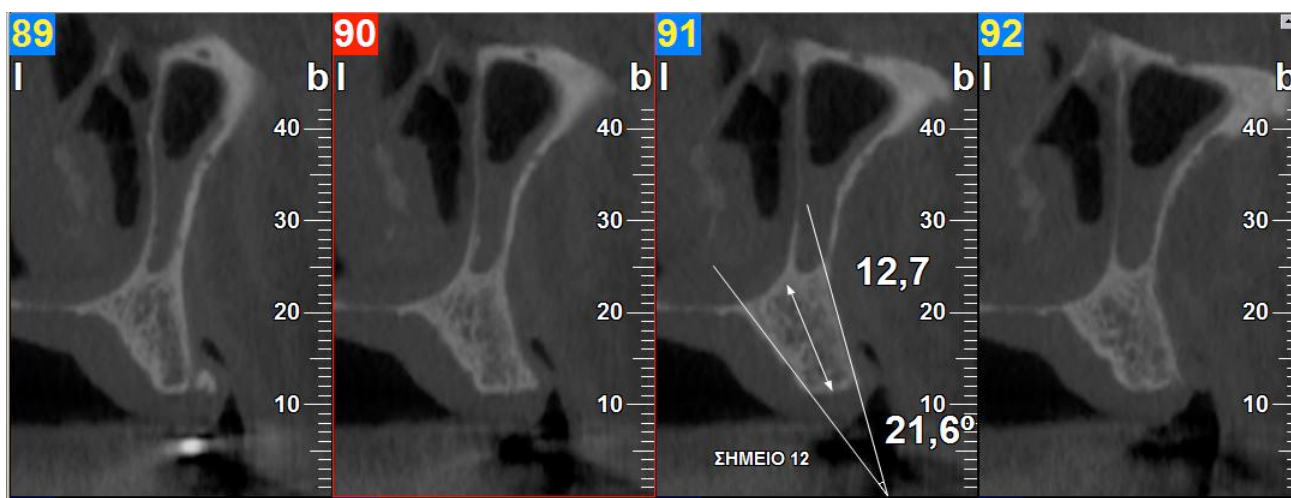
2) Σε διεύθυνση κάθετη στην εφαπτομένη του κάτω χείλους του σώματος της κάτω γνάθου και κάθετα στον επιμήκη άξονα της γνάθου στην κάθε ανατομική περιοχή. Συγκεκριμένα για τον προσδιορισμό της εφαπτομένης του κάτω χείλους του σώματος της κάτω γνάθου χρησιμοποιήθηκαν τα εντοπιστικά τοπογραφήματα της κάθε εξέτασης. Στο κατά μέτωπο εντοπιστικό τοπογράφημα ως εφαπτομένη του κάτω χείλους ορίστηκε η νοητή ευθεία που ενώνει τις γωνίες της κάτω γνάθου αμφοτερόπλευρα, ενώ στο πλάγιο η νοητή ευθεία που ενώνει τη γωνία της κάτω γνάθου με το γένειο (Εικ. 37).



Εικ. 37. Προσδιορισμός της εφαπτομένης του κάτω χείλους του σώματος της κάτω γνάθου από τα εντοπιστικά τοπογραφήματα.

Από κάθε ανασύνθεση δημιουργήθηκε σειρά καθέτων στον επιμήκη άξονα της γνάθου τομών σε απόσταση 1mm και με πάχος 1mm. Κατόπιν έγιναν γραμμικές μετρήσεις ύψους στις κάθετες στο φατνιακό οστό των τομών για κάθε κλίση ανασύνθεσης. Οι μετρήσεις έγιναν μόνο στις νωδές περιοχές, ανά 3mm από τις άνω επιφάνειες των μυλών των τελευταίων δοντιών εγγύτερα από αυτές.

Τα σημεία των μετρήσεων κωδικοποιήθηκαν με αύξουσα αρίθμηση από δεξιά προς τα αριστερά (1, 2, 3....κοκ). Επίσης όλες οι μετρήσεις έγιναν με κλίση που συνέπιπτε με τη διχοτόμο της γωνίας που σχημάτιζαν το παρειακό και υπερώιο συμπαγές οστικό πέταλο για την άνω γνάθο και το παρειακό και γλωσσικό συμπαγές οστικό πέταλο για την κάτω γνάθο (Εικ. 38).



Εικ. 38. Μετρήσεις ύψους φατνιακής ακρολοφίας σύμφωνα με τη διχοτόμο της γωνίας των συμπαγών οστικών πετάλων.

Ως μέτρηση ύψους της φατνιακής ακρολοφίας για την άνω γνάθο θεωρήθηκε η γραμμική μέτρηση που ξεκινά από την κορυφή της ακρολοφίας και καταλήγει στο οστέινο έδαφος του ιγμορείου και της ρινικής κοιλότητας, αναλόγως με την κάθε ανατομική περιοχή που πραγματοποιείται η μέτρηση. Αντιστοίχως για την κάτω γνάθο, ως μέτρηση ύψους της φατνιακής ακρολοφίας θεωρήθηκε η γραμμική μέτρηση που ξεκινά από την κορυφή της ακρολοφίας και καταλήγει στο άνω τοίχωμα του γναθιαίου πόρου, του πόρου του γενειοκού νεύρου ή στο κάτω χείλος του σώματος της κάτω γνάθου, αναλόγως με την κάθε ανατομική περιοχή που πραγματοποιείται η μέτρηση.

Τις γραμμικές μετρήσεις πραγματοποίησαν δύο παρατηρητές (ειδικευμένοι γναθοπροσωπικοί ακτινολόγοι, σε σταθερές συνθήκες μελέτης (σκοτεινές συνθήκες), σε συγκεκριμένο ηλεκτρονικό υπολογιστή με οθόνη τεχνολογίας IPS LED, ανάλυσης 1080p (1920x1080 εικονοστοιχείων προοδευτικής σάρωσης) και με τυχαία σειρά (για την αποφυγή συστηματικού σφάλματος). Η παραπάνω διαδικασία επαναλήφθηκε 2 φορές με μεσοδιάστημα 1 μήνα για τη διερεύνηση της συμφωνίας των μετρήσεων του ιδίου εκάστοτε παρατηρητή (intra-observer agreement).

Τα αποτελέσματα των μετρήσεων καταγράφηκαν και κατόπιν πραγματοποιήθηκε στατιστική ανάλυση των δεδομένων για κάθε κλίση ανασύνθεσης. Συγκεκριμένα για κάθε γνάθο έγινε σύγκριση των μετρήσεων της κάθε ανατομικής περιοχής μεταξύ των εξετάσεων που προέκυψαν εφαρμόζοντας τις δύο διαφορετικές κλίσεις ανασύνθεσης. Έτσι

προσδιορίστηκε αν οι μετρήσεις διέφεραν ανά κλίση ανασύνθεσης και σε πιο βαθμό (στατιστικά).

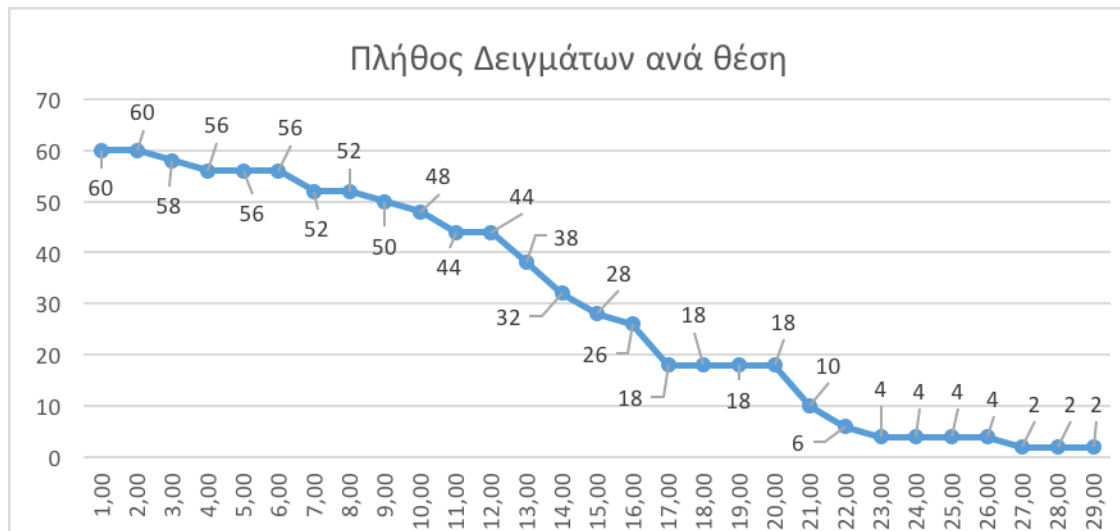
ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ-ΕΥΡΗΜΑΤΑ

Για την επεξεργασία των δεδομένων χρησιμοποιήθηκε το IBM-SPSS v.20, ως προς τα σχήματα χρησιμοποιήσαμε το MS Excel 2013 (Σχήμα 1) και το Statistica v.10 Enterprise (

Σχήμα 2 και Σχήμα 3). Τα δεδομένα υποβλήθηκαν σε Ανάλυση Διακύμανσης (ANOVA) και έλεγχος ισότητας μέσων όρων t (ανεξάρτητων ομάδων). Το επιθυμητό επίπεδο στατιστικής σημαντικότητας καθορίστηκε σε $p=0.05$.

Ποιότητα παρατήρησης / καταγραφής

Η έρευνα διεξήχθη από δύο εμπειρογνώμονες παρατηρητές (γναθοπροσωπικοί ακτινολόγοι) οι οποίοι κατέγραφαν τις παρατηρήσεις τους (μονάδα σε mm) σε σχέση με την γνάθο (άνω ή κάτω) καθώς και την θέση στην οδοντικό φραγμό (σημεία από 1 έως 29). Όπως αναμενόταν, το πλήθος των διαθέσιμων δειγμάτων ανά θέση παρουσιάζει μια φθίνουσα πορεία από τις πρώτες θέσεις προς τις τελευταίες (60 δείγματα στην θέση 1 ενώ μόλις 2 δείγματα στην θέση 29, βλέπε Σχήμα 1).



Σχήμα 1: Πλήθος δειγμάτων ανά θέση.

Στην συνέχεια, και ως προς τον έλεγχο της εσωτερικής συνέπειας των παρατηρητών, οι παρατηρητές κλήθηκαν να πραγματοποιήσουν επαναληπτικές μετρήσεις επί των δειγμάτων σε διαφορετικές χρονικές στιγμές (μεσοδιάστημα 1 μηνός). Κατ' αυτόν τον τρόπο, η αξιοπιστία των παρατηρητών ελέγχεται με δύο τρόπους: α) έλεγχος συμφωνίας μεταξύ των παρατηρητών (αξιοπιστία inter-appraisers/observers) και β) έλεγχος συμφωνίας ανά παρατηρητή μεταξύ αρχικής και επαναληπτικής μέτρησης (αξιοπιστία intra-appraisers/observers).

Εφόσον οι μετρήσεις είναι σε αριθμητική μορφή² αποφασίστηκε να χρησιμοποιηθεί η ανάλυση διακύμανσης (ANOVA) για να διαπιστωθεί εάν οι **μέσοι όροι** των μετρήσεων τόσο μεταξύ των παρατηρητών όσο και μεταξύ

² Αυτή η μορφή καταγραφής δεδομένων αποκλείει την χρήση στατιστικών ελέγχων και δεικτών που αναφέρονται στην κατηγοριοποίηση των δειγμάτων σε συγκεκριμένου αριθμού εύρος κατηγοριών (μορφή ονομαστικής ή διατακτικής μεταβλητής). Τέτοιοι δείκτες όπως Cohen's Kappa (2 παρατηρητές) ή Fleiss' Kappa (k παρατηρητές) τείνουν να αντιλαμβάνονται διαφοροποιήσεις που οφείλονται πχ. στο δεύτερο δεκαδικό ψηφίο σαν ξεχωριστή και διαφορετική τιμή (=κατηγορία) και έτσι η οποιαδήποτε σύγκριση είτε μεταξύ παρατηρητών είτε μεταξύ επαναληπτικής / αρχικής μέτρησης καταλήγει σε απόλυτη ασυμφωνία. Η χρήση τέτοιων δεικτών σε τέτοια δεδομένα κρίνεται ως α-νόητη.

αρχικής / επαναληπτικής μέτρησης διαφέρουν σε στατιστικά σημαντικό βαθμό. Σε αυτή τη λογική, εάν δεν παρουσιαστούν στατιστικά σημαντικές διαφορές (έλεγχος F) τότε μπορούμε εύλογα να υποθέσουμε ότι οι οποιεσδήποτε διαφορές παρατηρούνται οφείλονται στην τύχη και όχι σε κάποια συστηματική στρέβλωση οφειλόμενη είτε σε κάποιον παρατηρητή είτε στην χρονική σειρά των μετρήσεων (συστηματικό σφάλμα).

Μπορούμε να δούμε τα αποτελέσματα της ανάλυσης διακύμανσης στον

Πίνακα 1. Όπως παρατηρούμε, δεν διαπιστώνεται κάποια στατιστικά σημαντική διαφοροποίηση.

Εξαρτημένη μεταβλητή: Μέτρηση					
Πηγή	Type III Άθροισμα τετραγώνων	BE	Μέσο Τετράγωνο	F	Στατ. Σημαντικ.
Corrected Model	,088 ^a	3	,029	,001	1,000
Intercept	471529,416	1	471529,416	15024,891	,000
Παρατηρητής	,011	1	,011	,000	,985
Επανάληψη	,015	1	,015	,000	,982
Παρατηρητής * Επανάληψη	,062	1	,062	,002	,965
Error	109088,066	3476	31,383		
Total	580617,570	3480			
Corrected Total	109088,154	3479			
a. R Squared = .000 (Adjusted R Squared = -.001)					

Πίνακας 1: Η ανάλυση διακύμανσης επί της μέτρησης ανάλογα με τον παρατηρητή και την επανάληψη.

Πιο συγκεκριμένα, η διαφοροποίηση τόσο μεταξύ των παρατηρητών όσο και μεταξύ της αρχικής και της επαναληπτικής μέτρησης παρουσιάζουν $F_{(1,3479)} < 0.001^3$ και βέβαια $p > 0.05$. Επίσης, δεν παρατηρείται κάποιο

³ Εάν στον

στατιστικά σημαντικό αποτέλεσμα όσον αφορά στην αλληλεπίδραση μεταξύ παρατηρητή και χρονικής σειράς των μετρήσεων: $F_{(1,3479)}=0.002$ και $p>>0.05$.

Στην συνέχεια προχωρήσαμε στον υπολογισμό μιας νέας μεταβλητής η οποία συνίσταται στον **μέσο όρο** των μετρήσεων (ανά δείγμα) μεταξύ τόσο των παρατηρητών όσο και των επαναλήψεων.

Η κλίση ανασύνθεσης

Γενικά:

Η βασική ερευνητική υπόθεση αφορά την διαφοροποίηση των μετρήσεων σύμφωνα με την εφαρμογή διαφορετικών κλίσεων ανασύνθεσης της ψηφιακής εικόνας, βάσει του ερευνητικού πρωτοκόλλου.

	Κλίση	Πλήθος	Μέσος Όρος	Τυπική Απόκλιση
Μετρήσεις	Κλίση 1	435	12,0898	4,54934
	Κλίση 2	435	11,1909	4,16709

Πίνακας 2: Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις των μετρήσεων ανάλογα με την κλίση λήψης της ψηφιακής εικόνας.

Πίνακας 1 αναγράφεται 0.000 αυτό σημαίνει ότι το F είναι μικρότερο. Απλά, η αποδεκτή ακρίβεια περιορίζεται στο τρίτο δεκαδικό ψηφίο (IBM-SPSS v.20).

Όπως παρατηρούμε στον

Πίνακα 2, ο μέσος των μετρήσεων με **κλίση 1** (μασητικό επίπεδο, μ.ό.=12.08) είναι μεγαλύτερος από τον μέσο όρο των μετρήσεων με **κλίση 2** (υπερώα-κάτω χείλος, μ.ό.=11.19). Επίσης και η τυπική απόκλιση των τιμών σε κλίση 1 είναι μεγαλύτερη από την τυπική απόκλιση των τιμών σε κλίση 2. Για να διαπιστώσουμε εάν αυτές οι παρατηρούμενες διαφορές έχουν την επιθυμητή στατιστική σημαντικότητα υποβάλουμε τα δεδομένα σε έλεγχο t (ανεξάρτητων ομάδων).

	Έλεγχος ισότητας Διακυμάνσεων Levene		Έλεγχος t				
	F	Στατ. Σημαντ.	t	BE	Στατ. Σημαντ. (αμφίπλευρη)	Μέσος όρος διαφορών	Τυπικό σφάλμα διαφορών
EVA	2,557	,110	3,039	868	,002	,89891	,29580
EVnA			3,039	861,399	,002	,89891	,29580

Πίνακας 3: Έλεγχος t (ανεξάρτητων ομάδων) στις κλίσεις 1 και 2 (ανεξαρτήτως γνάθου)

Ο έλεγχος t, όπως παρουσιάζεται στον

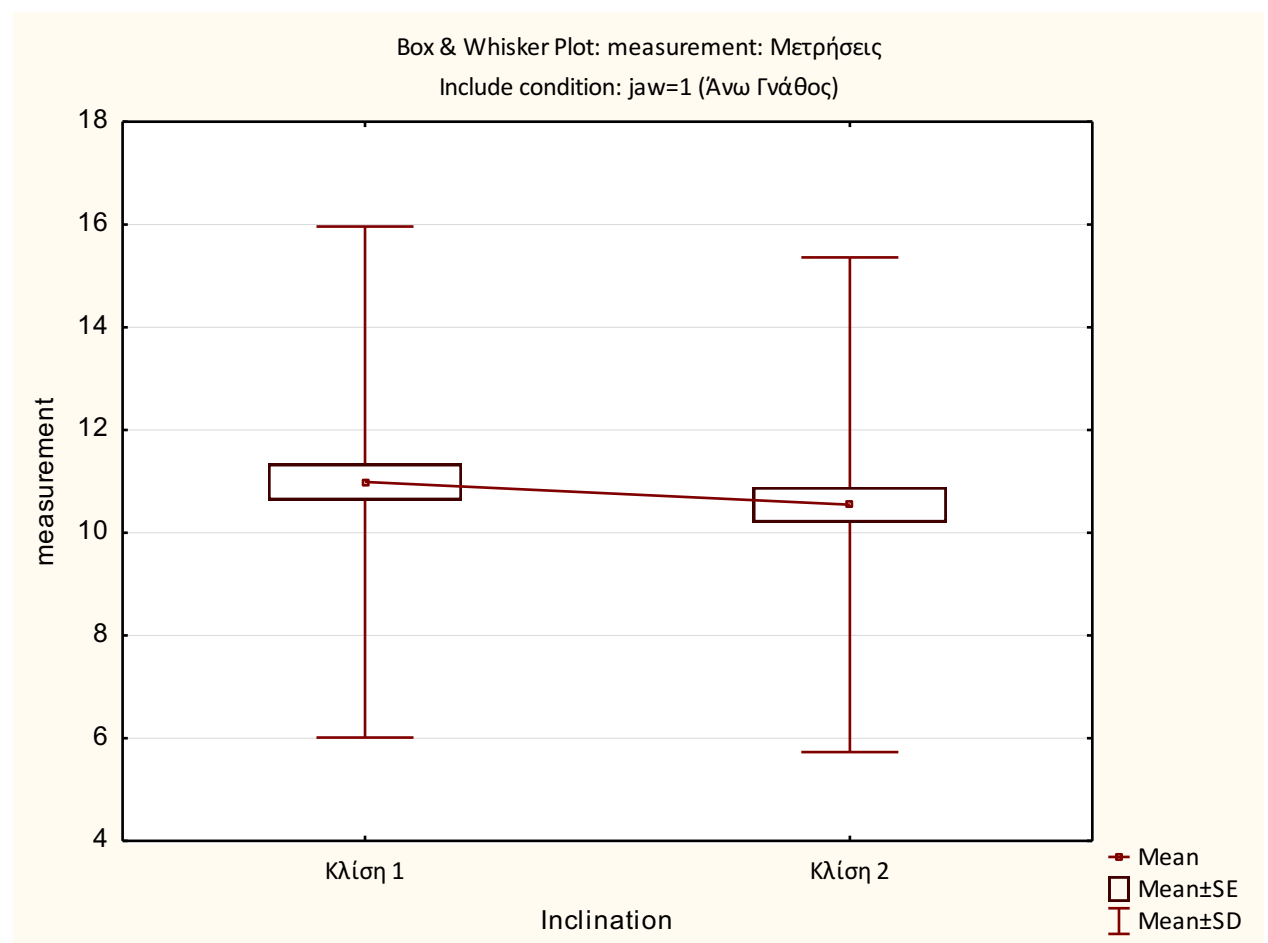
Πίνακα 3, αποδίδει στατιστικά σημαντικά αποτελέσματα: $t=3.039$, $p<0.01$. Χρησιμοποιούμε την τιμή στην γραμμή EVA (Equal Variances Assumed) εφόσον ο έλεγχος ισότητας διακυμάνσεων του Levene καταδεικνύει ότι αυτές δεν διαφέρουν στατιστικά σημαντικά ($F=2.557$, $p>0.05$).

Άνω Γνάθος:

Στην συνέχεια προχωρήσαμε στον ίδιο έλεγχο t αλλά περιοριστήκαμε στις μετρήσεις που αφορούν την άνω γνάθο. Στο

Σχήμα 2 και στον

Πίνακας 4 μπορούμε να δούμε τους μέσους όρους και τις τυπικές αποκλίσεις όσον αφορά την κλίση.



Σχήμα 2: Οι μέσοι όροι των μετρήσεων ανάλογα με την κλίση στην άνω γνάθο.

	Κλίση	Πλήθος	Μέσος Όρος	Τυπική Απόκλιση
Μέτρηση	Κλίση 1	196	10,9875	4,97432
	Κλίση 2	196	10,5446	4,81461

Πίνακας 4: Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις των μετρήσεων ανάλογα με την κλίση λήψης της ψηφιακής εικόνας στην άνω γνάθο.

Αν και όσον αφορά αποκλειστικά την άνω γνάθο, παρατηρούμε ότι, επίσης σε αυτή τη περίπτωση, έχουμε μεγαλύτερο μέσο όρο στην κλίση 1 (μ.ό.=10.98) από την κλίση 2 (μ.ό.=10.54). Εντούτοις, η διαφορά που παρατηρείται είναι μάλλον μικρή και για να διαπιστώσουμε εάν είναι στατιστικά σημαντική υποβάλαμε τα δεδομένα σε έλεγχο t.

	Έλεγχος ισότητας Διακυμάνσεων Levene		Έλεγχος t				
	F	Στατ. Σημαντ.	t	BE	Στατ. Σημαντ. (αμφίπλευρη)	Μέσος όρος διαφορών	Τυπικό σφάλμα διαφορών
EVA	,315	,575	,896	390	,371	,44286	,49448
EVnA			,896	389,585	,371	,44286	,49448

Πίνακας 5: Έλεγχος t (ανεξάρτητων ομάδων) στις κλίσεις 1 και 2 (στην άνω γνάθο)

Στον

Πίνακας 5 παρατηρούμε ότι η διαφορά που παρατηρήσαμε στον

Πίνακας 4 δεν είναι στατιστικά σημαντική: $t=0.896$ με $p>0.05$. Χρησιμοποιούμε την τιμή στην γραμμή EVA (Equal Variances Assumed) εφόσον ο έλεγχος ισότητας διακυμάνσεων του Levene καταδεικνύει ότι αυτές δεν διαφέρουν στατιστικά σημαντικά ($F=.315$, $p>0.05$).

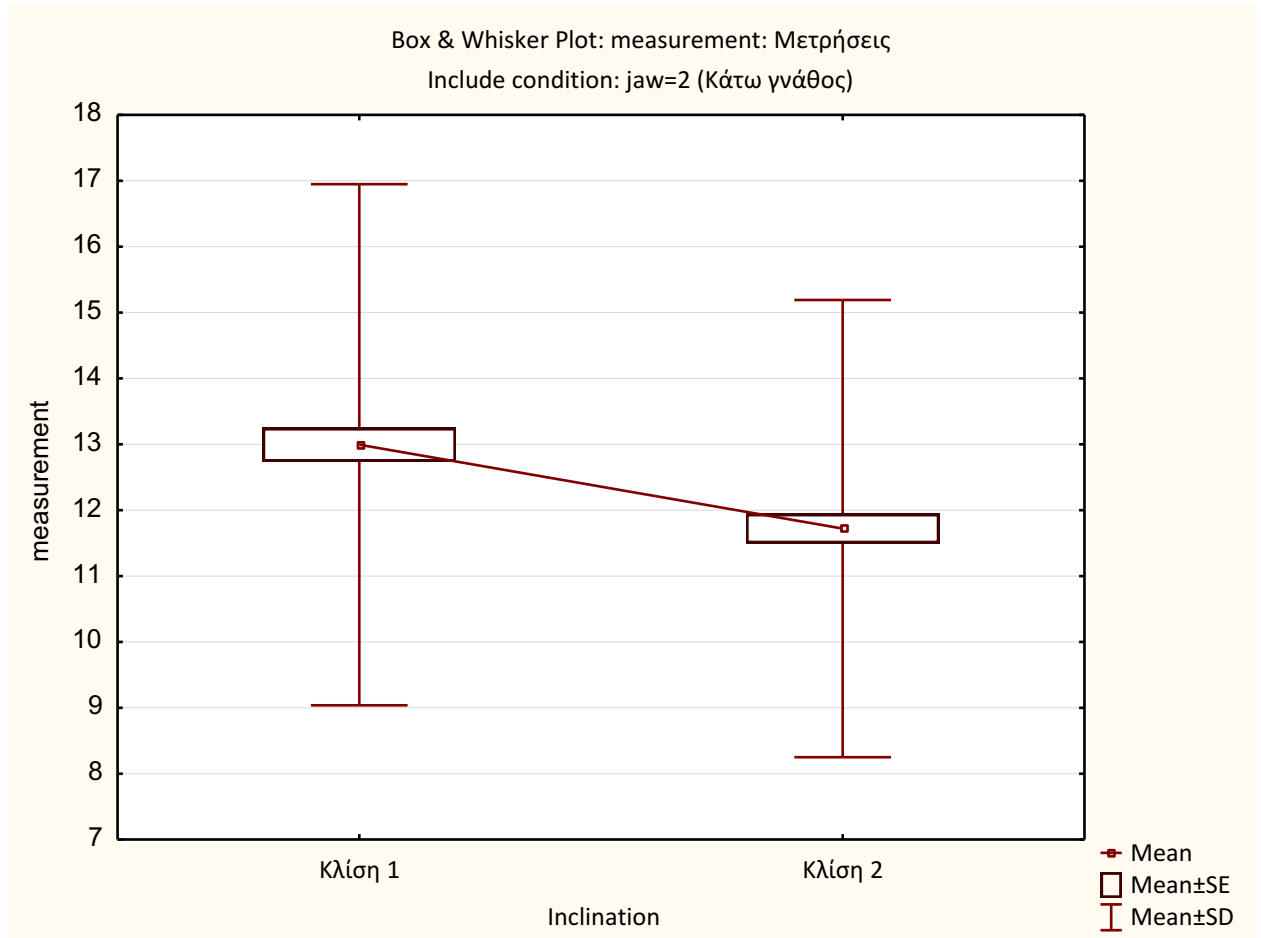
Επομένως, όσον αφορά την άνω γνάθο, δεν παρατηρούμε στατιστικά σημαντικές διαφορές ως προς την κλίση ανασύνθεσης των τομών.

Κάτω Γνάθος:

Η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε και στις μετρήσεις που αφορούσαν αποκλειστικά την κάτω γνάθο. Όπως παρατηρούμε στον Πίνακας 6 και στο Σχήμα 3, υπάρχει διαφορά στους μέσους όρους των μετρήσεων ανάλογα με την κλίση.

	Κλίση	Πλήθος	Μέσος Όρος	Τυπική Απόκλιση
Μέτρηση	Κλίση 1	239	12,9937	3,95553
	Κλίση 2	239	11,7208	3,47083

Πίνακας 6: Οι μέσοι όροι και οι τυπικές αποκλίσεις των μετρήσεων ανάλογα με την κλίση λήψης της ψηφιακής εικόνας στην κάτω γνάθο.



Σχήμα 3: Οι μέσοι όροι των μετρήσεων ανάλογα με την κλίση στην κάτω γνάθο.

Πιο αναλυτικά, όσον αφορά αποκλειστικά την κάτω γνάθο, η κλίση 1 (μ.ό.=12.99) παρουσιάζει μεγαλύτερο μέσο όρο μετρήσεων από ότι η κλίση 2 (μ.ό.=11.72). Επίσης, η τυπική απόκλιση της κλίσης 1 (TA=3.95) είναι μεγαλύτερη από αυτήν της κλίσης 2 (TA=3.47). Ακόμη μια φορά, για να διαπιστώσουμε την στατιστική σημαντικότητα των διαπιστούμενων διαφορών προχωρήσαμε στον στατιστικό έλεγχο t.

	Έλεγχος ισότητας Διακυμάνσεων Levene		Έλεγχος t				
	F	Στατ. Σημαντ.	t	BE	Στατ. Σημαντ. (αμφίπλευρη)	Μέσος όρος διαφορών	Τυπικό σφάλμα διαφορών
EVA	2,446	,118	3,739	476	,000	1,27291	,34040
EVnA			3,739	468,091	,000	1,27291	,34040

Πίνακας 7: Έλεγχος t (ανεξάρτητων ομάδων) στις κλίσεις 1 και 2 (στην κάτω γνάθο)

Όπως παρατηρούμε στον Πίνακα 7, η διαφορά είναι στατιστικά σημαντική με $t=3.379$ με $p<0.01$. Χρησιμοποιούμε την τιμή στην γραμμή EVA (Equal Variances Assumed) εφόσον ο έλεγχος ισότητας διακυμάνσεων του Levene καταδεικνύει ότι αυτές δεν διαφέρουν στατιστικά σημαντικά ($F=2.246$, $p>0.05$).

Επομένως, όσον αφορά την κάτω γνάθο, παρατηρούμε στατιστικά σημαντικές διαφορές ως προς την κλίση ανασύνθεσης των τομών.

Συμπερασματικά, οι διαφορές που παρατηρούνται ανάλογα με την κλίση ανασύνθεσης αναδεικνύονται σαφώς στις μετρήσεις που αφορούν την κάτω γνάθο ενώ στην άνω γνάθο αυτές οι διαφορές εξαλείφονται.

ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Η οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία (ΟΥΤ) αποτελεί σήμερα την εξέταση εκλογής για την αξιολόγηση του οστικού υποστρώματος κατά τον προεγχειρητικό έλεγχο για την τοποθέτηση οστεοενσωματούμενων εμφυτευμάτων. Η δυνατότητα της συγκεκριμένης εξέτασης να επιτρέπει τον υπολογισμό των διαστάσεων του φατνιακού οστού με εξαιρετική ακρίβεια την καθιστά αναπόσπαστο κομμάτι της σύγχρονης κλινικής, οδοντιατρικής πρακτικής. Για να μπορέσει ωστόσο να μας παρέχει τις σωστές πληροφορίες σε ό,τι αφορά τον ορθό υπολογισμό των διαστάσεων του οστού, θα πρέπει να ακολουθούνται συγκεκριμένοι κανόνες και πρακτικές με τις οποίες θα πρέπει να είναι εξοικειωμένοι όλοι οι σύγχρονοι κλινικοί.

Πολλές ερευνητικές εργασίες έχουν δημοσιευθεί στη διεθνή βιβλιογραφία οι οποίες πραγματεύονται τον τρόπο με τον οποίο θα πρέπει να γίνεται η ανασύνθεση των εικόνων στην ΟΥΤ προκειμένου να προκύψουν αξιόπιστες τομές που θα μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τον υπολογισμό των διαστάσεων του οστικού υποστρώματος.

Οι Cucchiareli και συν. (Cucchiareli D , 2008) σε μια *in vitro* έρευνα με 15 ενόδοντα ανθρώπινα κρανία, χρησιμοποίησαν δύο διαφορετικές κλίσεις για την ανασύνθεση των εγκαρσίων τομών. Ως άξονες αναφοράς ορίστηκαν το οριζόντιο επίπεδο και το επίπεδο του Camper. Οι συγγραφείς κατέληξαν πως οι τομές με άξονα αναφοράς το επίπεδο του Camper παρείχαν πιστότερες και ακριβέστερες πληροφορίες για τις διαστάσεις του φατνιακού οστού σε σχέση με τις τομές με άξονα αναφοράς το οριζόντιο επίπεδο, καθώς στη δεύτερη περίπτωση οι τομές εμφάνιζαν υψηλότερο ύψος διαθέσιμου προς εμφύτευση οστού.

Οι Choi και συν. (Choi SC, 2002) εξέτασαν την επίδραση της κλίσης τοποθέτησης του ασθενή στο gantry του συμβατικού υπολογιστικού τομογράφου χρησιμοποιώντας ξηρές, ανθρώπινες, εγκιβωτισμένες σε ρητίνη κάτω γνάθους, αλλάζοντας διαδοχικά γωνίες από 0 σε 15 ως 30 μοίρες. Τα αποτελέσματα της έρευνας έδειξαν πως οι προκύπτουσες τομές από κάθε ανασύνθεση εμφάνιζαν σημαντικές διαφορές ως προς το ύψος του φατνιακού οστού, το οποίο εμφανιζόταν να αυξάνεται ταυτόχρονα με την αύξηση της γωνίας τοποθέτησης του ασθενή στο Gantry.

Οι Sfonza και συν. (Sforza NM, 2007) σε μια παρόμοια έρευνα, εξέτασαν την επίδραση από την αλλαγή της γωνίας κλίσης τοποθέτησης στο Gantry ξηρών κάτω γνάθων στις γραμμικές μετρήσεις των καθέτων τομών. Τα αποτελέσματα έδειξαν αποκλίσεις στις γραμμικές μετρήσεις ύψους του φατνιακού οστού που κυμαίνονταν από 2-51%. Οι συγγραφείς χρησιμοποιώντας στη συνέχεια ειδικό λογισμικό (DentaVox software, 2GO.com, Colombus, OH, USA), μπόρεσαν να μετριάσουν στο ελάχιστο τις αποκλίσεις, διορθώνοντας στον υπολογιστή τον προσανατολισμό των γνάθων που προέκυπτε από τη διαφορετική τοποθέτησή τους στο Gantry.

Οι Kim και συν. (Kim KD, Jeong HO, 2003) χρησιμοποίησαν στη δική τους έρευνα ξηρά ανθρώπινα κρανία, για να υπολογίσουν την επίδραση που είχε η αλλαγή της γωνίας κλίσης ανασύνθεσης της κάτω γνάθου στις απεικονιζόμενες διαστάσεις του οστού στις κάθετες τομές. Τα αποτελέσματά τους έδειξαν πως ενώ δεν εμφανιζόταν μεγάλη διαφορά των διαστάσεων του οστού στην περιοχή των προγομφίων, η διαφορά γινόταν αισθητή στην περιοχή των γομφίων. Οι συγγραφείς προτείνουν για αυτό το λόγο τη χρήση ακτινογραφικού οδηγού ως άξονα αναφοράς για την ανασύνθεση των τομών.

Σε όλες τις παραπάνω και ακόμα περισσότερες έρευνες που διεξάγονται κατά καιρούς, οι συγγραφείς προσπαθούν να εξάγουν ασφαλή συμπεράσματα σχετικά με το ποιά είναι τελικά η σωστή γωνία κλίσης ανασύνθεσης των εγκαρσίων τομών, ώστε από αυτές τελικά να προκύψουν αξιόπιστες κάθετες στο φατνιακό οστό τομές για τον υπολογισμό των διαστάσεων του διαθέσιμου οστικού υποστρώματος. Οι απόψεις τελικά αντικρούονται, αν και

όπως φαίνεται τις περισσότερες φορές οι πιο πολλές έρευνες καταλήγουν στη χρήση του μασητικού επιπέδου ως άξονα αναφοράς για τα πιο αξιόπιστα αποτελέσματα στον υπολογισμό των διαστάσεων του φατνιακού οστού.

Ωστόσο, κοινός παρανομαστής όλων των παραπάνω ερευνών είναι πως η τοποθέτηση των εμφυτευμάτων θα γινόταν ακολουθώντας προκαθορισμένο επίπεδο (πχ. επίπεδο σύγκλεισης). Επομένως όταν στις έρευνες αυτές άλλαζε η κλίση ανασύνθεσης των τομών έτσι που να μην συμπίπτει με τη φορά εμφύτευσης, λογικό επακόλουθο ήταν όλες οι υπόλοιπες γωνίες κλίσης ανασύνθεσης να παράγουν κάθετες τομές «παραμορφωμένες», αφού τελικά δεν απεικόνιζαν σε «φέτες » (τομές) την **ακριβή** περιοχή του οστού από όπου θα περνούσε το εμφύτευμα.

Στην παρούσα ερευνητική εργασία ο συγγραφέας δεν έχει στο νού του μια προκαθορισμένη κλίση εμφύτευσης. Τα εμφυτεύματα, όπως είναι γνωστό, μπορούν να τοποθετηθούν με πολλές διαφορετικές γωνίες, σε πολλές διαφορετικές περιοχές των οστών των γνάθων, αναλόγως με το αποτέλεσμα που επιθυμεί να πάρει ο χειρουργός. Με αυτό κατά νου θα μπορούσαμε να ισχυριστούμε πως «**ιδανικά**» θα έπρεπε ο ακτινολόγος να αποδίδει διαφορετική κλίση ανασύνθεσης των τομών για κάθε μεμονομένο εμφύτευμα, σεβόμενος την κλίση εμφύτευσης του κάθε εμφυτεύματος. Ωστόσο πρακτικά αυτή η λογική είναι μη παραγωγική, χρονοβόρα, επίπονη και πολλές φορές αδύνατη.

Δεν είναι λίγες οι φορές που ο χειρουργός δεν γνωρίζει εξ αρχής την κλίση εμφύτευσης και περιμένει να την καθορίσει μετά από τη μελέτη της ΟΥΤ. Γ'αυτό κρίνεται απαραίτητος ο καθορισμός ενός πρωτοκόλλου (εφόσον είναι δυνατό), με βάση το οποίο θα γίνεται η ανασύνθεση των τομών της άνω και κάτω γνάθου. Για ένα τέτοιο σχεδιασμό, βέβαια, είναι απαραίτητο να γίνουν παραχωρήσεις σε ό,τι αφορά τις γραμμικές μετρήσεις στις κάθετες τομές, αφού όπως έχει αποδειχθεί είναι αδύνατο αποδίδοντας **μια μόνο** κλίση ανασύνθεσης να πάρουμε αξιόπιστες μετρήσεις σε όλη την έκταση των οστών των γνάθων (Kim KD, Jeong HO, 2003).

Επίσης λαμβάνουμε υπόψιν πως εφόσον δεν έχει επίσημα θεσπιστεί ένα τέτοιο πρωτόκολλο, στην καθημερινή οδοντιατρική πράξη έχουν εμπειρικά επικρατήσει οι εξής πρακτικές, που φαίνεται να εξυπηρετούν την πλειοψηφία των περιστατικών:

ΑΝΩ ΓΝΑΘΟΣ: η κλίση ανασύνθεσης των εγκαρσίων τομών να αποδίδεται είτε παράλληλα με το μασητικό επίπεδο, είτε παράλληλα με το επίπεδο της σκληρής υπερώας.

ΚΑΤΩ ΓΝΑΘΟΣ: η κλίση ανασύνθεσης των εγκαρσίων τομών να αποδίδεται είτε παράλληλα με το μασητικό επίπεδο, είτε παράλληλα με την εφαπτομένη του κάτω χείλους του σώματος της κάτω γνάθου.

Προκύπτει συνεπώς το εξής ερώτημα: μεταξύ των δύο διαφορετικών κλίσεων ανασύνθεσης για την άνω και κάτω γνάθο αντίστοιχα, προκύπτουν τελικά διαφοροποιήσεις στις γραμμικές μετρήσεις σε βαθμό που να επηρεάζουν το τελικό χειρουργικό πλάνο;

Από τη μελέτη της διεθνούς βιβλιογραφίας δεν προκύπτει κάποια άλλη ερευνητική εργασία που να εξετάζει αυτό το θέμα. Έτσι επιχειρήθηκε η μελέτη της επίδρασης δύο μεθόδων ανασύνθεσης για κάθε γνάθο ξεχωριστά, χωρίς να έχουμε από την αρχή κατά νου μια συγκεκριμένη πορεία εμφύτευσης. Δεν εξετάζουμε το ποιά μέθοδος εξυπηρετεί καλύτερα ένα συγκεκριμένο χειρουργικό πλάνο (μια συγκεκριμένη φορά εμφύτευσης) αλλά το αν διαφέρουν τελικά μεταξύ τους σε τέτοιο βαθμό που να κρίνεται απαραίτητη η επιλογή της μιας ή της άλλης μεθόδου όταν σχεδιάζεται το χειρουργικό πλάνο. Αυτός υπήρξε άλλωστε και ο λόγος για τον οποίο δε χρησιμοποιήθηκαν περιστατικά με ακτινογραφικούς οδηγούς.

Τα αποτελέσματα από τη στατιστική ανάλυση διαφέρουν μεταξύ της άνω και κάτω γνάθου. Για τη μεν άνω γνάθο προκύπτει πως η επιλογή της μιας ή της άλλης κλίσης ανασύνθεσης (μασητικό επίπεδο – επίπεδο υπερώας) δεν έχει σε (στατιστικά) σημαντικό βαθμό αντίκτυπο στις γραμμικές μετρήσεις των καθέτων τομών. Κάτι τέτοιο σημαίνει πως οποιαδήποτε κλίση ανασύνθεσης και αν χρησιμοποιηθεί, η διαφοροποίηση των γραμμικών μετρήσεων στις κάθετες τομές είναι ελάχιστη (της τάξεως των δεκάτων του χιλιοστού). Πρακτικά για τον κλινικό (που θέλει να καθορίσει την πορεία τοποθέτησης των εμφυτευμάτων του) σημαίνει πως και με τις δύο μεθόδους θα έχει αξιόπιστες μετρήσεις για το διαθέσιμο οστικό υπόστρωμα.

Τα δεδομένα διαφέρουν για την κάτω γνάθο καθώς προκύπτει πως η επιλογή της μιας ή της άλλης κλίσης ανασύνθεσης (μασητικό επίπεδο –

εφαπτομένη κάτω χείλους) έχει σε (στατιστικά) σημαντικό βαθμό αντίκτυπο στις γραμμικές μετρήσεις των καθέτων τομών. Πρακτικά για το κλινικό σημαίνει πως για να έχει αξιόπιστες μετρήσεις για το διαθέσιμο οστικό υπόστρωμα θα πρέπει να επιλέξει πορεία εμφύτευσης που θα ταυτίζεται με μόνο μια από τις δύο κλίσεις ανασύνθεσης (επιλέγοντας για τη μελέτη του τις αντίστοιχες τομές).

Συμπεραίνουμε έτσι πως ενώ στην άνω γνάθο δε φαίνεται να κρίνεται απαραίτητη η επιλογή της μιας ή της άλλης μεθόδου όταν σχεδιάζεται το χειρουργικό πλάνο, στην κάτω γνάθο η επιλογή της «λάθος» κλίσης ανασύνθεσης θα οδηγούσε σε λανθασμένη αξιολόγηση των διαστάσεων του οστού δημιουργώντας προβλήματα κατά την εκτέλεση του χειρουργείου, (είτε πχ. σε διάτρηση ανατομικών μορίων είτε σε επιλογή μικρότερου εμφυτεύματος σε περιοχή που θα μπορούσε να τοποθετηθεί μεγαλύτερο). Για τους παραπάνω λόγους (και ειδικά για την κάτω γνάθο) κρίνεται απαραίτητη η βαθιά γνώση των κανόνων και των περιορισμών που προκύπτουν από τη χρήση της ΟΥΤ τόσο από τους κλινικούς όσο και από τους ίδιους τους ακτινολόγους. Η συνεχής και αμέριστη συνεργασία χειρουργού και ακτινολόγου θα καθορίσουν την επιτυχή εκτέλεση του σχεδίου θεραπείας.

Έχει πολλάκις τονιστεί η τεράστια σημασία και ο σημαντικός ρόλος που παίζει η ΟΥΤ στον προεγχειρητικό- προεμφυτευματικό έλεγχο ως διαγνωστικό εργαλείο. Δεν πρέπει ποτέ, ωστόσο, να ξεχνάμε πως όπως τα κλινικά περιστατικά διαφοροποιούνται μεταξύ τους σε πολύ μεγάλο βαθμό, έτσι θα πρέπει να εξατομικεύεται και το σχέδιο θεραπείας. Η ίδια εξατομίκευση θα

πρέπει να πραγματοποιείται και στην ανασύνθεση των τομών της ΟΥΤ, αναλόγως με τις ανάγκες του κάθε περιστατικού και λαμβάνοντας υπόψιν όλους τους περιορισμούς που έχουν αναλυτικά περιγραφτεί σε αυτή την ερευνητική εργασία. Ίσως τελικά η χρήση πρωτοκόλλων σε αυτές τις περιπτώσεις να δημιουργούσε ακόμα μεγαλύτερη σύγχυση και η λύση τελικά να είναι η προσαρμογή οδοντιάτρου-χειρουργού-ακτινολόγου στις ανάγκες του κάθε ασθενή προς την επιτυχή εκτέλεση ενός άρτια σχεδιασμένου θεραπευτικού πλάνου.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

- Η απόδοση διαφορετικών κλίσεων κατά την ανασύνθεση των εγκαρσίων τομών μπορεί να έχει σημαντική επίδραση στις γραμμικές μετρήσεις που πραγματοποιούνται στις εκάστοτε κάθετες τομές, ιδιαίτερα στην κάτω γνάθο. Γενικώς προκύπτει πως όσο μεγαλύτερη είναι η απόκλιση των γωνιών δυο διαφορετικών κλίσεων ανασύνθεσης για δεδομένη περιοχή ενδιαφέροντος, τόσο μεγαλύτερη είναι και η απόκλιση των γραμμικών μετρήσεων στις κάθετες τομές που προκύπτει.
- Για την άνω γνάθο οι γραμμικές μετρήσεις που πραγματοποιούνται σε κάθε ανατομική περιοχή δε διαφέρουν σε βαθμό στατιστικά σημαντικό

μεταξύ των δυο διαφορετικών κλίσεων ανασύνθεσης που συνήθως αποδίδονται. Αυτό συμβαίνει διότι η γωνία απόκλισης του επιπέδου της υπερώας και του μασητικού επιπέδου, στην πλειονότητα των περιπτώσεων, σχεδόν μηδενίζεται (τα δυο επίπεδα σχεδόν ταυτίζονται).

- Για την κάτω γνάθο οι γραμμικές μετρήσεις που πραγματοποιούνται σε κάθε ανατομική περιοχή μπορούν να διαφέρουν σε βαθμό στατιστικά πολύ σημαντικό μεταξύ των δυο διαφορετικών κλίσεων που συνήθως αποδίδονται. Αυτό συμβαίνει διότι η γωνία απόκλισης του μασητικού επιπέδου και του επιπέδου της εφαπτομένης του κάτω χείλους του σώματος της κάτω γνάθου, στην πλειονότητα των περιπτώσεων, αυξάνεται.
- Η εξατομίκευση του σχεδίου θεραπείας υποδεικνύει την ασφαλέστερη πρακτική για την επιλογή της κατάλληλης κλίσης ανασύνθεσης των εγκαρσίων τομών, ώστε να προκύπτουν τελικά ασφαλείς γραμμικές μετρήσεις των διαστάσεων του οστικού υποστρώματος στις κάθετες τομές.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΚΛΙΣΗΣ ΑΝΑΣΥΝΘΕΣΗΣ ΤΩΝ ΕΓΚΑΡΣΙΩΝ ΤΟΜΩΝ ΣΤΗΝ ΑΞΙΟΠΙΣΤΙΑ ΤΩΝ ΓΡΑΜΜΙΚΩΝ ΜΕΤΡΗΣΕΩΝ ΣΤΗΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

Λυκουρέσης Διονύσιος

Η ανάγκη που προκύπτει για ακριβή προεγχειρητικό σχεδιασμό έχει οδηγήσει την οδοντιατρική επιστήμη στην ανάπτυξη απεικονιστικών τεχνικών για ακριβή και λεπτομερή απεικονιστικό έλεγχο.

Σκοπός της ερευνητικής αυτής εργασίας είναι α) να παρουσιαστούν συνοπτικά οι αρχές λειτουργίας της υπολογιστικής τομογραφίας και του οδοντιατρικού υπολογιστικού τομογράφου και β) να προσδιοριστεί η ακρίβεια και η αξιοπιστία των γραμμικών μετρήσεων των διαστάσεων του φατνιακού οστού στις κάθετες στο φατνιακό οστόν τομές, όπως αυτές προκύπτουν από τη εφαρμογή διαφορετικών κλίσεων ανασύνθεσης.

Χρησιμοποιήθηκαν 20 γνάθοι (10 άνω και 10 κάτω) ασθενών που υποβλήθηκαν σε οδοντιατρική υπολογιστική τομογραφία. Τα κριτήρια επιλογής ήταν: α) Οι ασθενείς να είναι όλοι **μερικώς** νωδοί και β) οι νωδές περιοχές των γνάθων να είναι εντελώς απαλλαγμένες από παθολογικές αλλοιώσεις. Έγινε ανασύνθεση των εγκάρσιων τομών της κάθε γνάθου με δύο διαφορετικές κλίσεις ανασύνθεσης: Α) ΑΝΩ ΓΝΑΘΟΣ: 1) σε διεύθυνση παράλληλη στο μασητικό επίπεδο 2) σε διεύθυνση παράλληλη με το επίπεδο της υπερώας. Β) ΚΑΤΩ ΓΝΑΘΟΣ: 1) σε διεύθυνση παράλληλη στο μασητικό επίπεδο, 2) σε διεύθυνση παράλληλη με την εφαπτομένη του κάτω χείλους του σώματος της κάτω. Από κάθε ανασύνθεση δημιουργήθηκε σειρά καθέτων στον επιμήκη άξονα της γνάθου τομών σε απόσταση 1mm και με πάχος 1mm. Κατόπιν έγιναν γραμμικές μετρήσεις ύψους στις κάθετες τομές για κάθε κλίση ανασύνθεσης σε σταθερά σημεία. Τις γραμμικές μετρήσεις πραγματοποίησαν δύο παρατηρητές, σε σταθερές συνθήκες μελέτης με τυχαία σειρά και σε δύο χρονικές στιγμές.

Μετά το στατιστικό έλεγχο t βρέθηκε πως για τη μεν άνω γνάθο η διαφορά των μετρήσεων για κάθε κλίση ανασύνθεσης σε κάθε σημείο μέτρησης αντίστοιχα δεν είναι στατιστικά σημαντική ($t=0.896$ με $p>0.05$) ενώ για τη δε κάτω γνάθο η διαφορά που προκύπτει είναι στατιστικά σημαντική με $t=3.379$ με $p<0.01$.

Συμπερασματικά:

- Η απόδοση διαφορετικών κλίσεων κατά την ανασύνθεση των εγκαρσίων τομών μπορεί να έχει σημαντική επίδραση στις γραμμικές μετρήσεις που πραγματοποιούνται στις εκάστοτε κάθετες τομές, ιδιαίτερα στην κάτω γνάθο.
- Για την άνω γνάθο οι γραμμικές μετρήσεις που πραγματοποιούνται σε κάθε ανατομική περιοχή δε διαφέρουν σε βαθμό στατιστικά σημαντικό μεταξύ των δυο διαφορετικών κλίσεων ανασύνθεσης που συνήθως αποδίδονται.
- Για την κάτω γνάθο οι γραμμικές μετρήσεις που πραγματοποιούνται σε κάθε ανατομική περιοχή μπορούν να διαφέρουν σε βαθμό στατιστικά πολύ σημαντικό μεταξύ των δυο διαφορετικών κλίσεων που συνήθως αποδίδονται.
- Η εξατομίκευση του σχεδίου θεραπείας υποδεικνύει την ασφαλέστερη πρακτική για την επιλογή της κατάλληλης κλίσης ανασύνθεσης των εγκαρσίων τομών, ώστε να προκύπτουν τελικά ασφαλείς γραμμικές μετρήσεις των διαστάσεων του οστικού υποστρώματος στις κάθετες τομές.

Λέξεις κλειδιά: υπολογιστική τομογραφία, κωνική δεσμη, CBCT, κλίση ανασύνθεσης, γραμμικές μετρήσεις, αξιοπιστία μετρήσεων, ογκομετρία

SUMMARY

THE INFLUENCE OF THE INCLINATION OF AXIAL SLICES ON THE RELIABILITY OF LINEAR MEASUREMENTS ON CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY

Likouresis Dionisios

The need for accurate preoperative planning has led dental science in the development of imaging techniques for accurate and detailed imaging evaluation.

The purpose of this research is a) to summarize the operating principles of computed tomography and cone beam CT and b) to determine the accuracy and reliability of linear measurements of the dimensions of the alveolar bone in cross sectional slices, as they arise from the application of different inclinations of axial slices.

10 maxillas and 10 mandibles from patients who underwent dental computed tomography in the preoperative imaging evaluation for implant placement were used. The selection criteria were: a) The patients to be all partially edentulous and b) the edentulous areas to be completely free from pathological lesions. The reconstruction of axial slices was made by using two different inclinations: A) MAXILLA: 1) in a direction parallel to the occlusal plane 2) in a direction parallel to the plane of the palate. B) MANDIBLE: 1) in a direction parallel to the occlusal plane, 2) in a direction parallel to the tangent of the lower edge of the body of the mandible. From each reconstruction, cross sectional slices were created, perpendicular to the longitudinal axis of the jaw, spaced by 1mm and with a thickness of 1mm. Then linear measurements of bone height were made for each reconstruction at fixed points. Linear measurements were made by two observers, at constant study conditions, in random order and in two different times.

After statistical control t (t-test) was performed, for the upper jaw the resulting difference on linear measurements was found to be not statistically significant ($t = 0.896$ with $p > 0.05$) while for the lower jaw the resulting

difference on linear measurements was found to be statistically significant ($t=3.379$ with $p < 0.01$) for each measurement point respectively.

The conclusions of this research are:

- A change of the inclination of axial slices can have a significant impact on linear measurements performed on cross sectional slices, especially in the lower jaw.
- For the maxilla, linear measurements performed in each anatomical region do not differ statistically significantly between the two different inclinations.
- For the mandible, linear measurements performed in each anatomical region can differ statistically very significantly between the two different inclinations.
- The individualization of treatment plan indicates the safest practice in the selection of the appropriate inclination of reconstruction of axial slices, thus creating accurate linear measurements of the dimensions of the alveolar bone in cross sectional slices.

Key Words: CBCT, cone beam, linear measurements, volumetric analysis, inclination of reconstruction

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- Alan Conrad Bovik (2009). *The essential guide to image processing*. Academic Press. pp. 743–. Retrieved 4 June 2011
- Allan M. Cormack - Autobiography. Nobelprize.org. 17 Feb 2013
- Angelopoulos C. Cone beam tomographic imaging anatomy of the maxillofacial region. *Dent Clin North Am* 2008;52:731—52.
- Anthony B. Wolbarst, William R. Hendee, *Evolving and Experimental Technologies in Medical Imaging* 1, 2006
- Armstrong RT. Acceptability of cone beam CT vs. multi-detector CT for 3D Anatomic model construction. *AAOMS* 2006;64:37
- Avinash C. Kak and Malcolm Slaney (2001). *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. Society for Industrial and Applied Mathematics
- Barnes G. T., Lakshminarayanan A. V. In Lee, Sagel, Stanley's. *Computed Body Tomography*. 2nd ed. Raven Press, New York., p. 1 -60
- Beckmann, Elizabeth C. (2005). "Godfrey Newbold Hounsfield". *Physics Today* 58 (3): 84. doi:10.1063/1.1897571
- Behrman, Richard H. Editor. (1994) *Study Guide to Computed Tomography Advanced Applications*. Greenwich, Connecticut: Clinical Communications Inc.
- Bull J. History of computed tomography. In: Newton TH, Potts DG, eds. *Technical Aspects of Computed Tomography*. St. Louis, MO: C.V. Mosby Co.; 1981:3835–3849
- Bushberg JT, Siebert JA, Leidholdt EM, et al: *The Essential Physics of Medical Imaging*. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- Bushberg JT, Siebert JA, Leidholdt EM, et al: *The Essential Physics of Medical Imaging*. Baltimore, Lippincott
- Bushberg, Jerrold T., Seibert, J. Anthony, Leidholdt, Edwin M., and Boone, John M. (1994). *The Essential Physics of Medical Imaging*. St. Baltimore: Williams & Wilkins
- Bushong, Stewart. (1993). *Radiologic Science for Technologists*. 5th edition. St. Louis: CV Mosby Publishers
- Carter L, Farman AG, Geist J, Scarfe WC, Angelopoulos C,
- Carter, B. L, Karmody, C. S., *Computed tomography of the face and neck*. *Semin. Roentgenol.*, 1978, 13:257.

- *Cucchiareli D, Kitrilakis A, Pastori E. Tomographic distortions in toothless patients. Acta Odontol Latinoam 2008;21:35—41*
- *Cucchiareli D, Kitrilakis A, Pastori E. Tomographic distortions in toothless patients. Acta Odontol Latinoam 2008;21:35—41*
- *Curry, Thomas S, Dowdey, James E., and Murry, Robert C. (1990). Christensen's Physics of Diagnostic Radiology. 4th edition. Philadelphia: Lea & Febiger*
- *De Vos, W; et al. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. Int J Oral Maxillofac Surg 2009;38:609–625*
- *DeVos W, Casselman J, Swennen GRJ. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. Int J Oral Maxillofac Surg 2009;38:609-25*
- *diagnostic cone beam computed tomography. Oral Surg*
- *Evans R.D., The Atomic Nucleus, New York: McGraw Hill, 1955*
- *Ganz SD. Conventional CT and cone beam CT for improved dental diagnostics and implant planning. Dent Implantol Update 2005;16:89–95*
- *Gunderman, Richard (2006). Essential Radiology. Page 10*
- *Gupta R, Grasruck M, Suess C, et al. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. European Radiology 2006; 16:1191–1205.*
- *Hatcher, DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. JADA 2010;141(10S):3S-6S*
- *Hatcher, DC. Operational principles for cone-beam computed tomography. JADA 2010;141(10S):3S-6S*
- *Helical Cone Beam CT at the US National Library of Medicine Medical Subject Headings (MeSH)*
- *Hounsfield GN. Historical notes on computerized axial tomography. J Can Assoc Radiol. 1976;27:135–142.*
- *Hubbell J.H. Reviews in PMB (1999, 2006)*
- *Introduction to Computed Tomography. General Electric Co., 1976*
- *Jiang H. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. Bellingham, Wash: International Society for Optical Engineering, 2003*
- *Johns H.E. and Cunningham J.R., The Physics of Radiology, Springfield Illinois: C.C. Thomas, 1984*

- K. Horner, M. Islam, L. Flygare, K. Tsiklakis, E. Whaites, *Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology*, *Dentomaxillofacial Radiology* 38, 187–195, 2009
- Kalender WA (1994). "Technical foundations of spiral CT"
- Kalender WA. *X-ray computed tomography*. *Phys Med Biol* 2006; 51: R29 – 43.
- Katsevich A. *An improved exact filtered backprojection algorithm for spiral computed tomography*. *Adv Appl Math* 2004; 32:681–697
- Khan F., *The Physics of Radiotherapy*, Baltimore: Williams & Wilkins, 1984
- Kim KD, Jeong HO, Choi SM, et al. *Effect of mandibular positioning on pre-implant site measurements of the mandible in reformatted CT*. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2003;23:177–83.
- Ledley RS, Di Chiro G, Luessenhop AJ, Twigg HL. *Computerized transaxial x-ray tomography of the human body*. *Science*. 1974;186:207–221
- Mah, P; et al. *Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography*. *Dentomaxillofacial Radiology* 2010;39:323–335
- Mahesh M: *Search for isotropic resolution in CT from conventional through multiple-row detector*. *Radiographics* 22:949–962, 2002.
- McCollough CH. *Principles and performance of electron beam CT*. In: Goldman LW, Fowlkes JB, eds. *Medical CT and Ultrasound: Current Technologies and Applications*. Madison, WI: Advanced Medical Publishing; 1995:487–518.
- McNitt-Gray MF: *AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT. Radiation dose in CT*. *Radiographics* 22:1541–1553, 2002.
- Missler U, Hundt C, Wiesmann M, Mayer T, Bruckmann H. *Three dimensional reconstructed rotational digital subtraction angiography in planning treatment of intracranial aneurysms*. *European Radiology* 2000; 10: 564 –568.
- Morgan C. L. *Basic principles of computed tomography*. University Park Press, Baltimore, 1983
- Nair MK, et al. *American Academy of Oral and Maxillofacial*
- Napel SA. *Basic Principles of Spiral CT*. In: Fishman EK, Jeffrey RB (eds). *Spiral CT: Principles, Techniques and Clinical Applications*. Raven Press, Ltd, New York, 1995; 1–9.
- *X-ray scatter*. *Med Phys* 28:220-231, 2001
- *Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008, 106:561-2

- Pannu HK, Flohr TG, Corl FM, Fishman EK: *Current concepts in multi-detector row CT evaluation of the coronary arteries: Principles, techniques, and anatomy. Radiographics 23:S111–S125, 2003.*
- Podgorsak E.B. *Radiation Physics for Medical Physicists, 2006*
- Prokop M: *General principles of MDCT. Eur J Radiol 45:S4–S10, 2003.*
- *Radiology. Executive Statement on performing and interpreting*
- Rahman, Matiur, *Applications of Fourier Transforms to Generalized Functions, 2011, WIT Press, ISBN 1845645642.*
- Richmond, C. (2004). "Sir Godfrey Hounsfield". *BMJ* 329 (7467): 687–687. doi:10.1136/bmj.329.7467.687
- S. Kourtis, E. Skondra, I. ROUSSOU, E.V. SKONDRAS, *Presurgical Planning in Implant Restorations: Correct Interpretation of Cone Beam Computed Tomography for Improved Imaging, Journal of Aesthetic and Restorative Dentistry, Vol24, 5: 321-332, 2012*
- S. Varghese, *Evaluation of the accuracy of linear measurements on spiral computed tomography-derived three-dimensional images and its comparison with digital cephalometric radiography, 2010*
- Schwarz MS., Rothman S. L. G., Chafetz N., Rhodes M., *Computed tomography in dental implantation*
- *Sedentext.eu [homepage on the Internet]. University of Manchester; 2008 [cited 13 Jan 2009]. Available from: <http://www.sedentext.eu>*
- Sforza NM, Pranchini FF, Lamma A, et al. *Accuracy of computerized tomography for the evaluation of mandibular sites prior to implant placement. Int J Periodontics Restorative Dent 2007;27:589–95*
- Siewerdsen JH, Jaffray DA: *Cone-beam computed tomography*
- Siewerdsen JH, Moseley DJ, Burch S, et al. *Volume CT with a flat-panel detector on a mobile, isocentric C-arm: pre-clinical investigation in guidance of minimally invasive surgery. Medical Physics 2005; 32:241–254*
- Stein, Elias, Shakarchi, Rami, *Fourier Analysis: An introduction, Princeton University Press 2003, ISBN 0-691-11384-X*
- Steven W. Smith, 25:423-450, 2002
- *The physics of Medical Imaging. Ed. by S. Webb, Adam Hilger, Bristol and Philadelphia*

- *The Physics of Radiology*. H.E. Johns and J.R. Cunningham, C.C. Thomas Publ., 4 th ed. Illinois, U.S.A.
- *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*,
- Toki Y. Principles of helical scanning. In: Kimura K, Koga S, eds. *Basic Principles and Clinical Applications of Helical Scan: Application of Continuous Rotation CT*. Tokyo, Japan: Iryokagakusha; 1993:110–120.
- Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakos C.: Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT, *European Journal of Radiology* 56 (2005) 413–417
- Udupa, J.K. and Herman, G. T., *3D Imaging in Medicine*, 2nd Edition, CRC Press, 2000
- Vaughan Christopher L (2008). *Imagining The Elephant: A Biography of Allan Macleod Cormack*
- Waltham, Richard; Stephen Bates, Liz Beckmann, Adrian Thomas (2012). *Godfrey Hounsfield: Intuitive Genius of CT*. London: The British Institute of Radiology. pp. 261. ISBN 978-0-905749-75-4
- Williams & Wilkins, 2002
- *with a flat-panel imager: magnitude and effects*
- Young, Ian (Jan 2009). *Oxford Dictionary of National Biography* (Online ed.). doi:10.1093/ref:odnb/93911
- Yune H. Y., Two - dimensional, three - dimensional reconstruction computed tomography techniques. *Dent. Clin. North Amer.*, 1993, 37: 613-626.
- Αγγελόπουλος Α. Π., Καλύβας Δ., Κακαράτζα-Αγγελοπούλου Ε.: Αξονική (Υπολογιστική) τομογραφία, Αρχές και εφαρμογή στην παθολογία και χειρουργική του στόματος, *Ελληνικά στοματολογικά χρονικά*, 1990, 34: 297-302
- Αξονικός Τομογράφος. Αρχή λειτουργίας και παράγοντες ποιότητας της εικόνας. Χ.Ε. Τιερρή, *Βιοϊατρική Τεχνολογία*, 1996;3:1822.
- Εισαγωγή στην Υπολογιστική Τομογραφία. Ε. Μαστοράκου, Δ.Α. Κελέκης, *Σημειώσεις, Τμήμα Νοσηλευτικής Σχολή Επιστημών Υγείας, Πανεπιστήμιο Αθηνών*, 1997.
- Ελευθεριάδης Ι., Ιακωβίδης Δ.: Οι εφαρμογές της αξονικής τομογραφίας στην περιοχή του στόματος και των γνάθων, *University studio press, Θεσσαλονίκη*, 1996, σελ. 13-23
- Κ. Τσιχλάκης, Συμβολή της αξονικής τομογραφίας στη μελέτη της μορφολογίας και παθολογίας των οστών των γνάθων, *Ερευνητική μονογραφία*, 1998

- Παντελής Ευάγγελος, Φυσική των ακτινοβολιών - Αλληλεπίδραση φωτονίων με την ύλη (διπλωματική εργασία), 2002
- Πλέσσας Π, Δ., Τσιχλάκης Κ.: Η αξονική τομογραφία γνάθων σαν διαγνωστικό μέσο στη σύγχρονη εμφυτευματολογία, Οδοντοστοματολογική πρόοδος, 48:267-272, 1994