



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

**ΣΧΟΛΗ ΕΠΑΓΓΕΛΜΑΤΩΝ ΥΓΕΙΑΣ &
ΠΡΟΝΟΙΑΣ**

ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ – ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ



Πτυχιακή Εργασία

Τομογραφία κωνικής δέσμης (Cone – Beam Computed Tomography – CBCT) και εφαρμογές της στην Απεικονιστικά Καθοδηγούμενη Ακτινοθεραπεία

Φοιτητές

Αλέξανδρος Αϊβάτογλου

AM : 62717073

Ειρήνη-Μαρία Κοντογεώργου

AM : 62717046

**Επιβλέπων
Καθηγητής**

Περικλής Παπαβασιλείου

Αθήνα, 2022



UNIVERSITY OF WEST ATTICA
FACULTY OF HEALTH AND CARE SCIENCES
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL SCIENCES
DIVISION OF RADIOLOGY AND RADIOTHERAPY



Dissertation title

**Cone – Beam Computed Tomography – CBCT and its
implementations in image guided radiation therapy**

Students' Names	Alexandros Aivatoglou Eirini – Maria Kontogeorgou	Registration Number: 62717073 Registration Number: 62717046
Supervisor	Periklis Papavasileiou	

Athens, 2022

ΤΜΗΜΑ	ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ	
ΤΟΜΕΑΣ	ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ	
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥΠΟΛΗ	ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥΠΟΛΗ 1, ΑΛΣΟΣ ΑΙΓΑΛΕΩ	

Επώνυμο	:	Αϊβάτογλου	Surname	:	Aivatoglou
Όνομα	:	Αλέξανδρος	First name	:	Alexandros
Αριθμός Μητρώου	:	62717073			
Θέμα Πτυχιακής Εργασίας		Τομογραφία Κωνικής δέσμης και εφαρμογές της στην Απεικονιστικά Κατευθυνόμενη Ακτινοθεραπεία.			
Τίτλος στα Αγγλικά	:	Cone-beam computed tomography and its implementations in image-guided radiation therapy.			
Επιβλέπων/ουσα Καθηγητής/τρια	:	Περικλής Παπαβασιλείου	Supervisor	:	Periklis Papavasileiou

ΤΑ ΜΕΛΗ ΤΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ ΕΞΕΤΑΣΗΣ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ			
<i>ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ</i>	Περικλής Παπαβασιλείου	Μυρσίνη Μπαλαφούτα	Ευάγγελος Παππάς
<i>ΥΠΟΓΡΑΦΗ</i>			

ΤΜΗΜΑ	ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ	
ΤΟΜΕΑΣ	ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ - ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ	
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥΠΟΛΗ	ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥΠΟΛΗ 1, ΑΛΣΟΣ ΑΙΓΑΛΕΩ	

Επώνυμο	:	Κοντογεώργου	Surname	:	Kontogeorgou
Όνομα	:	Ειρήνη Μαρία	First name	:	Eirini Maria
Αριθμός Μητρώου	:	62717046			
Θέμα Πτυχιακής Εργασίας		Τομογραφία Κωνικής δέσμης και εφαρμογές της στην Απεικονιστικά Κατευθυνόμενη Ακτινοθεραπεία.			
Τίτλος στα Αγγλικά	:	Cone-beam computed tomography and its implementations in image-guided radiation therapy.			
Επιβλέπων/ουσα Καθηγητής/τρια	:	Περικλής Παπαβασιλείου	Supervisor	:	Periklis Papavasileiou

ΤΑ ΜΕΛΗ ΤΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ ΕΞΕΤΑΣΗΣ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ			
<i>ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ</i>	Περικλής Παπαβασιλείου	Μυρσίνη Μπαλαφούτα	Ευάγγελος Παππάς
<i>ΥΠΟΓΡΑΦΗ</i>			

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο κάτωθι υπογεγραμμένος Αϊβάτογλου Αλέξανδρος του Ιωσήφ, με αριθμό μητρώου 62717073 φοιτητής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, της Σχολής Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας, του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, του τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/διπλωματικής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Ο Δηλών

Αϊβάτογλου Αλέξανδρος



ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Κοντογεώργου Ειρήνη - Μαρία του Οδυσσέα, με αριθμό μητρώου 62717046 φοιτήτρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, της Σχολής Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας, του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, του τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/διπλωματικής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Η Δηλούσα

Κοντογεώργου Ειρήνη – Μαρία



ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η παρούσα πτυχιακή εργασία με θέμα «Τομογραφία κωνικής δέσμης και εφαρμογές της στην Απεικονιστικά Καθοδηγούμενη Ακτινοθεραπεία», πραγματοποιήθηκε στα πλαίσια του μαθήματος διπλωματικής εργασίας του τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, τομέα Ακτινολογίας – Ακτινοθεραπείας της Σχολής Επαγγελματιών Υγείας και Πρόνοιας του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, το έτος 2021-2022.

Είναι αποτέλεσμα αλληλεπίδρασης αρκετών ανθρώπων, καθένας από τους οποίους με τον τρόπο του συνέβαλε σημαντικά για την ολοκλήρωση της συγκεκριμένης εργασίας και γι' αυτό νιώθουμε την ανάγκη να τους αφιερώσουμε το λιγότερο την παρούσα σελίδα προς τιμήν τους.

Ξεκινώντας θα θέλαμε να εκφράσουμε τις θερμές μας ευχαριστίες στον επιβλέποντα καθηγητή της παρούσας πτυχιακής εργασίας, τον κύριο Περικλή Παπαβασιλείου, - τεχνολόγο ακτινολόγο Επίκουρο Καθηγητή του τομέα Ακτινολογίας - Ακτινοθεραπείας, του τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών για την αμέριστη βοήθεια του, τις ουσιώδεις πρακτικές συμβουλές του και πολλά ακόμη, που διαδραμάτισαν σημαντικό ρόλο στην εκπόνηση της εργασίας αυτής.

Συνεχίζοντας οφείλουμε ένα μεγάλο ευχαριστώ στην κυρία Μυρσίνη Μπαλαφούτα, Επίκουρη Καθηγήτρια του τομέα Ακτινολογίας – Ακτινοθεραπείας, του τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών που με την ιδιότητά της ως ογκολόγος – ιατρός, συνέβαλε καθοριστικά στην πρόσβασή μας στο τμήμα Ακτινοθεραπείας του Ομίλου «ΙΑΣΩ» στην Αθήνα για την συλλογή όλων των απαραίτητων δεδομένων με σκοπό την άρτια ολοκλήρωση της εργασίας.

Εν συνεχεία των παραπάνω, επιθυμούμε να ευχαριστήσουμε όλη την ομάδα του τμήματος Ακτινοθεραπείας του Ομίλου «ΙΑΣΩ» για την στήριξη και την βοήθεια που παρείχε και ειδικότερα τον κύριο Ευάγγελο Μαραγκουδάκη, ογκολόγο ακτινοθεραπευτή και διευθυντή του τμήματος Ακτινοθεραπείας του Ομίλου «ΙΑΣΩ», διότι χωρίς την σύμφωνη γνώμη του για την πρόσβαση μας στο ακτινοθεραπευτικό τμήμα η εργασία μας θα ήταν ατελής.

Επιπροσθέτως, οι επόμενες ευχαριστίες «συναντούν» την κυρία Δήμητρα Σμυρνή, προϊσταμένη των τεχνολόγων ακτινολόγων του τμήματος Ακτινοθεραπείας του Ομίλου «ΙΑΣΩ» που έπαιξε μείζονα ρόλο στην καθοδήγησή μας εντός του τμήματος.

Δεν θα μπορούσαμε να μην ευχαριστήσουμε την κυρία Βασιλική Κωνσταντίνου, τεχνολόγο ακτινολόγο του τμήματος Ακτινοθεραπείας του Ομίλου «ΙΑΣΩ» για τις ώρες που αφιέρωσε δίπλα μας με σκοπό την εύρεση των κατάλληλων δεδομένων, τις οδηγίες της αλλά και τις εύστοχες επεξηγήσεις της στα δεδομένα που ελήφθησαν με γνώμονα πάντα την αρτιότερη εκτέλεση της εργασίας.

Κλείνοντας, οφείλουμε πολλές ειλικρινείς ευχαριστίες στους κοντινούς μας ανθρώπους (οικογένεια, φίλοι, συμφοιτητές) που στέκονταν δίπλα μας καθ' όλη την διάρκεια εξέλιξης της παρούσας εργασίας και αποτελούσαν ηθικό και πνευματικό στήριγμα.

Αϊβάτογλου Αλέξανδρος

Κοντογεώργου Ειρήνη – Μαρία

Αθήνα, 2022

Περιεχόμενα

Εισαγωγή	10
Κεφάλαιο 1: Τομογραφία κωνικής δέσμης	12
1.1 Αρχές λειτουργίας τομογράφου κωνικής δέσμης	12
1.1.1 Λυχνία ακτίνων-Χ.....	13
1.1.2 Gantry	13
1.1.3 Ανιχνευτής.....	15
1.1.4 Λήψη δεδομένων	16
1.1.5 Ανακατασκευή εικόνας.....	16
1.1.6 Παρουσίαση εικόνας	16
1.2 Ιστορία - Εξέλιξη της τομογραφίας κωνικής δέσμης	17
1.3 Διαφορές τομογραφίας κωνικής δέσμης και υπολογιστικής τομογραφίας	18
Κεφάλαιο 2 : Έλεγχος ποιότητας.....	22
2.1 Ομοιομορφία	22
2.2 Γεωμετρική ακρίβεια	23
2.3 Τιμές πυκνότητας voxel	23
2.4 Θόρυβος.....	24
2.5 Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (low-contrast resolution).....	25
2.6 Χωρική διακριτική ικανότητα	26
Κεφάλαιο 3 : Διαφορές μεταξύ δισδιάστατης (2D) και τρισδιάστατης (3D) απεικόνισης με διαγνωστική δέσμη ακτίνων Χ στην ακτινοθεραπεία	28
3.1 2D KV απεικόνιση	28
3.2 3D KV απεικόνιση (CBCT).....	29
Κεφάλαιο 4 : Διαδικασία ακινητοποίησης και εφαρμογή της CBCT στην ακτινοθεραπεία του μαστού	32
4.1 Ακινητοποίηση ασθενούς – αξονική τομογραφία (MRI-PET-CT)	32
4.2 Συσκευές ακινητοποίησης μαστού και θέση θεραπείας	34
4.3 Σφάλμα ακινητοποίησης – setup error	35
4.4 Μελέτη των 3D μετατοπίσεων ασθενών.....	36
4.5 Ανάλυση δεδομένων	37
Βιβλιογραφία.....	43

Εισαγωγή

Η υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης (Cone-beam computed tomography CBCT) αποτελεί μία πρόσφατη τεχνική λήψης και ανασύνθεσης τομογραφικών δεδομένων στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης. Η πρώτη κλινική εφαρμογή της τομογραφίας κωνικής δέσμης καταγράφηκε το 1982 (Μπότσης, 2020), για τη λήψη απεικονιστικών δεδομένων αγγειογραφίας με τις πιο πρόσφατες εφαρμογές να συναντώνται στην ακτινοθεραπεία, την οδοντιατρική απεικόνιση και τη μαστογραφία. Η ταχεία εξέλιξη της συγκεκριμένης απεικονιστικής τεχνικής στο χώρο της ακτινοθεραπείας, της οδοντιατρικής ακτινολογίας και της μαστογραφίας διευκολύνθηκε από παράλληλες εξελίξεις στην τεχνολογία των επίπεδων ανιχνευτών στερεάς κατάστασης (flat panel detectors FPDs), της βελτιωμένης υπολογιστικής ισχύος και των χαμηλών, σε σχέση με τη συμβατική υπολογιστική τομογραφία, απαιτήσεων ισχύος των λυχνιών ακτίνων-Χ που χρησιμοποιούνται στα συστήματα CBCT. Η συγκεκριμένη πτυχιακή εργασία επικεντρώνεται α) στις βασικές αρχές της τομογραφίας κωνικής δέσμης, β) στη σύγκριση της τεχνικής με την αντίστοιχη της υπολογιστικής τομογραφίας (CT), γ) στα πρωτόκολλα ελέγχου ποιότητας εικόνας και δ) στην εφαρμογή της τεχνικής στην απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία, εστιάζοντας στην ακτινοθεραπεία του μαστού.

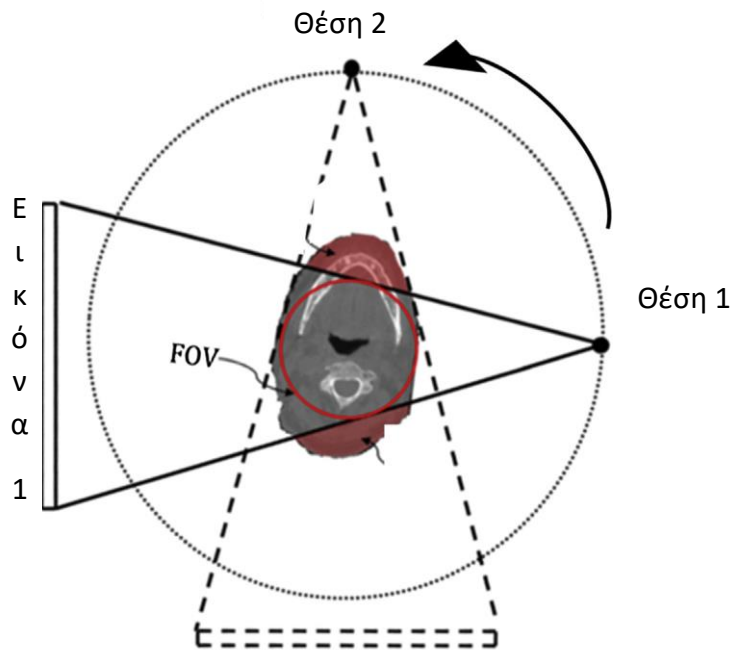
Abstract

Cone-Beam Computed Tomography – CBCT is a recent technique of obtaining and reconstructing topographic data in the field of medical imaging. The first clinical trial of the cone-beam computed tomography was recorded in 1982 (Botsis, 2020), to obtain illustrative angiography data with the latest implementations to meet in radiotherapy, dental imaging and mammography. The rapid evolution of this imaging technique in radiotherapy, dental radiology and mammography was facilitated by the simultaneous development in the technology of Flat Panel Detectors - FPDS, as well as by the improved computational power and the lower, in relation to conventional computed tomography, power requirements of X-ray lamps used in CBCT systems. This essay focuses to a) the basic principles of cone-beam computed tomography, b) the comparison of this technique to the technique of conventional computed tomography (CT), c) the image quality control protocols and (d) the implementation of this technique in image guided radiotherapy, focusing on breast radiotherapy.

Κεφάλαιο 1: Τομογραφία κωνικής δέσμης

1.1 Αρχές λειτουργίας τομογράφου κωνικής δέσμης

Η τομογραφία κωνικής δέσμης (Cone Beam Computed Tomography – CBCT) είναι μια τομογραφική τεχνική η οποία βασίζεται στη συνεχή κίνηση του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής γύρω από το προς απεικόνιση ανατομικό θέμα με σύγχρονη λήψη δισδιάστατων (2D) ακτινογραφικών προβολών (Εικόνα 1.1), οι οποίες στη συνέχεια ανασυντίθενται για τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου τομογραφικού όγκου δεδομένων (Kenneth Abramovitch, 2014). Η λυχνία ακτίνων Χ και ο ανιχνευτής περιστρέφονται γύρω από ένα σημείο περιστροφής που εντοπίζεται στην ανατομική περιοχή ενδιαφέροντος. Κατά τη διάρκεια της περιστροφής, πραγματοποιείται λήψη πολλαπλών, διαδοχικών 2D ακτινογραφικών προβολών της περιοχής ενδιαφέροντος (field-of-view, FOV). Το μήκος του τόξου περιστροφής, κατά το οποίο γίνεται λήψη δεδομένων, διαφέρει ανάλογα με τον τομέα εφαρμογής (π.χ. ακτινοθεραπεία) και τις διαστάσεις του απεικονιζόμενου πεδίου (π.χ. 5x5, 10x10 cm).



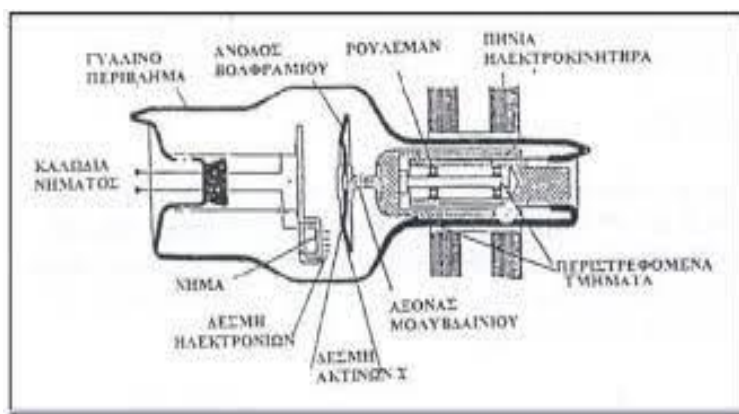
Εικόνα 2

Εικόνα 1.1: Αναπαράσταση λήψης 2D προβολών κατά την περιστροφική κίνηση του ακτινογραφικού/ακτινοσκοπικού συστήματος λυχνία-ανιχνευτής γύρω από τον εξεταζόμενο. (Modified from Zhen X, Yan H, Zhou L, et al. Deformable image registration of CT and truncated cone beam CT for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol* 2013;58(22):7979–93.)

Η τομογραφία κωνικής δέσμης απαιτεί μία περιστροφή του συστήματος λυχνίας - ανιχνευτή. Ανάλογα με τους κατασκευαστές, ο χρόνος σάρωσης ενός συστήματος CBCT κυμαίνεται μεταξύ 5 και 40 δευτερολέπτων. Οι ακτινολογικές παράμετροι του CBCT είναι συγκρίσιμες με εκείνες της πανοραμικής ακτινογραφίας με συνηθισμένο εύρος λειτουργίας 1-15 mA και 90-120 kVp. Στη συνέχεια παρατίθενται αναλυτικότερα τα μέρη – hardware – ενός συστήματος CBCT.

1.1.1 Λυχνία ακτίνων-Χ

Η λυχνία ακτίνων-Χ ενός συστήματος CBCT απαρτίζεται από την άνοδο και την κάθοδο οι οποίες είναι τοποθετημένες σε γυάλινο σωλήνα κενού. Η κάθοδος αποτελείται από νήμα βολφραμίου διαμέτρου 2mm και μήκους 1cm, το οποίο βρίσκεται μέσα σε μολύβδινο κύπελο εστίασης, ενώ η άνοδος από νήμα βολφραμίου ενσωματωμένο σε στέλεχος χαλκού. Το νήμα θερμαίνεται μέχρι πυρακτώσεως με την εφαρμογή ρεύματος χαμηλής τάσης (περίπου 10 Volt), που εκπέμπει ηλεκτρόνια με ρυθμό ανάλογο της θερμοκρασίας του νήματος. (εικόνα 1.2)

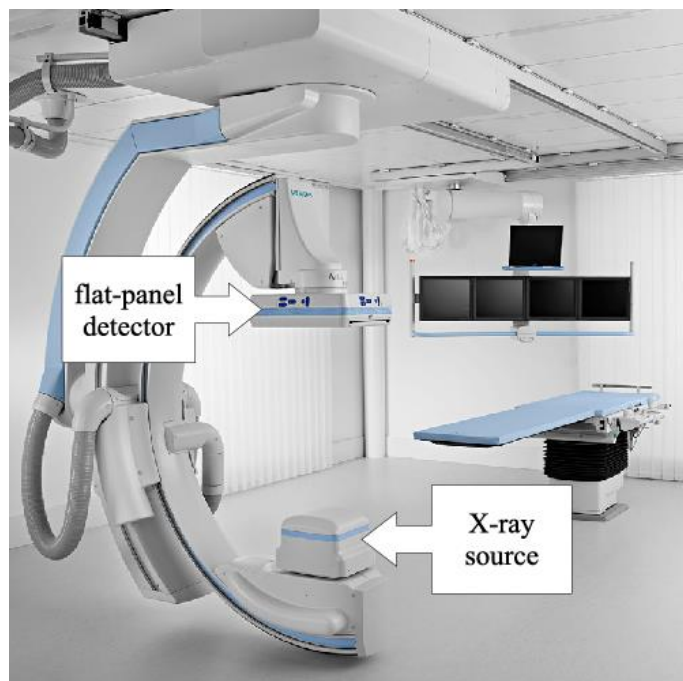


Εικόνα 1.2 : Σχηματικό διάγραμμα λυχνίας ακτίνων Χ

1.1.2 Gantry

Τα περισσότερα συστήματα CBCT χρησιμοποιούν μια εγκατάσταση στην οποία η λυχνία ακτίνων Χ και ο ανιχνευτής συνδέονται στο οριζόντιο επίπεδο, που επιτρέπει καθήμενο ή/και σε όρθια θέση τον εξεταζόμενο [σταθερή C-arm (εικόνα 1.3)]. Με

βάση τον τύπο του μηχανήματος οι σαρώσεις πραγματοποιούνται είτε σε ύπτια θέση, είτε σε καθιστή, είτε σε όρθια.



Εικόνα 1.3 : C-arm (Επεμβατική Ακτινολογία)

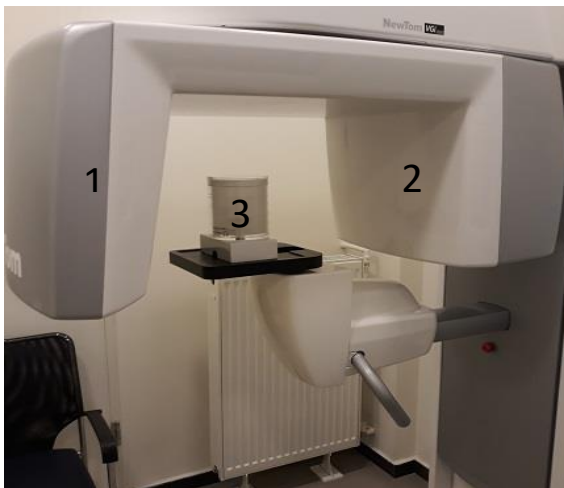
Η ακινητοποίηση του εξεταζόμενου είναι πολύ σημαντική για τη λήψη CBCT δεδομένων διότι οποιαδήποτε κίνηση υποβαθμίζει την τελική εικόνα. Στην περίπτωση των συστημάτων CBCT στην οδοντιατρική απεικόνιση, η ακινητοποίηση της κεφαλής επιτυγχάνεται με τη χρήση μίας βάσης για το γένειο ή το λεγόμενο bite fork (στέλεχος ακινητοποίησης στόματος) (εικόνα 1.4). Στην περίπτωση της CBCT απεικόνισης στην ακτινοθεραπεία, η ακινητοποίηση εξασφαλίζεται μέσω του συστήματος που έχει επιλεγθεί για την ακτινοθεραπευτική διαδικασία.



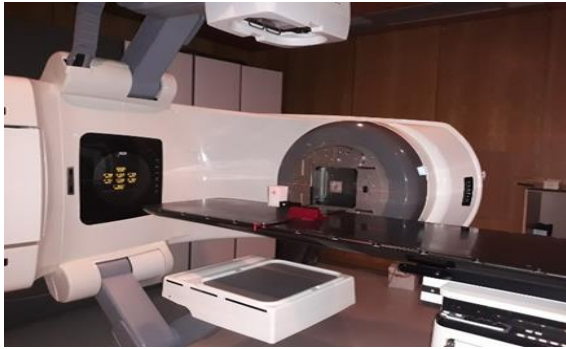
Εικόνα 1.4 : Γλωσσοπίεστρο ή bite fork στερέωσης τους γένειου για την ακινητοποίηση της κεφαλής

1.1.3 Ανιχνευτής

Τα συστήματα CBCT χρησιμοποιούν επίπεδους ανιχνευτές στερεάς κατάστασης (flat panel detector - FPD). Η τεχνολογία του επίπεδου ανιχνευτή που χρησιμοποιείται στο CBCT μελετήθηκε για πρώτη φορά το 2002 (Jaffray και Siewerdsen, 2002). Αυτή η τεχνολογία βασίζεται στην κατασκευή 2D μήτρας υδρογονωμένου άμορφου πυριτίου τρανζίστορ λεπτής μεμβράνης (TFT) σε μεγάλη περιοχή από υλικό σπινθηρισμού CsI[Tl].



Εικόνα 1.5 : Σύστημα τομογραφίας κωνικής δέσμης στην οδοντιατρική ακτινολογία. (1) ανιχνευτής, (2) λυχνία, (3) ομοίωμα ελέγχου ποιότητας εικόνας (courtesy OPSIS Γναθοπροσωπική Διαγνωστική, Θεσσαλονίκη).



Εικόνα 1.6 : Σύστημα τομογραφία κωνικής δέσμης γραμμικού επιταχυντή (courtesy Τμήμα Ακτινοθεραπείας, Νοσοκομείο ΠΑΠΑΓΕΩΡΓΙΟΥ, Θεσσαλονίκη).

1.1.4 Λήψη δεδομένων

Για τη λήψη των δεδομένων απαιτείται μία πλήρης ή μερική περιστροφική σάρωση της πηγής ακτινών X ενώ ταυτόχρονα ο ανιχνευτής κινείται συγχρόνως με την πηγή γύρω από ένα σταθερό σημείο περιστροφής της περιοχής ενδιαφέροντος του εξεταζόμενου ή ασθενούς. Η περιστροφή διαρκεί 10-30 δευτερόλεπτα ανάλογα με το τόξο λήψης δεδομένων.

1.1.5 Ανακατασκευή εικόνας

Μετά τη λήψη των δισδιάστατων προβολών απαιτείται η ανακατασκευή των δεδομένων, χρησιμοποιώντας 3D αλγόριθμο οπισθοπροβολής (Simon Rit, Rolf Clackdoyle, Peter Keuschnigg και Philipp Steiningger, 2016). Ο αριθμός των δισδιάστατων προβολών κυμαίνεται μεταξύ 100 και >600. Ο χρόνος ανασύνθεσης των δεδομένων, που πραγματοποιείται σε σταθμό εργασίας, εξαρτάται από τις παραμέτρους λήψης (μέγεθος voxel, FOV, αριθμός προβολών), το hardware (ταχύτητα ανάκτησης και επεξεργασίας δεδομένων) και το λογισμικό (αλγόριθμοι ανακατασκευής και ανασύνθεσης) που χρησιμοποιούνται.

1.1.6 Παρουσίαση εικόνας

Το ογκομετρικό σύνολο δεδομένων είναι μια σύνταξη όλων των διαθέσιμων voxels και, για τις περισσότερες συσκευές CBCT, παρουσιάζεται στον κλινικό ιατρό στην οθόνη ως δευτερεύουσες ανακατασκευασμένες εικόνες σε τρία ορθογώνια επίπεδα (εγκάρσιο, οβελιαίο, στεφανιαίο), συνήθως σε τέτοιο πάχος προεπιλογής ώστε να

προκύπτει η επιθυμητή ανάλυση. Η βέλτιστη απεικόνιση των ορθογώνιων ανακατασκευασμένων εικόνων εξαρτάται από τη ρύθμιση του πλαισίου και του πλάτους παραθύρου, για να ευνοήσει την απεικόνιση των υπό εξέταση ανατομικών δομών, και την εφαρμογή συγκεκριμένων φίλτρων.

Το CBCT λειτουργεί ως ένα αποτελεσματικό εργαλείο απεικονιστικά καθοδηγούμενης ακτινοθεραπείας (IGRT) για την επαλήθευση της θέσης του ασθενούς. Ανοίγει επίσης τη δυνατότητα επανεξέτασης σε πραγματικό χρόνο για τη βελτιστοποίηση των πλάνων θεραπείας για την προσαρμοστική ακτινοθεραπεία. Η ακριβής τοποθέτηση του ασθενούς είναι ζωτικής σημασίας για την επίτευξη των επιθυμητών αποτελεσμάτων θεραπείας. Έτσι δίνεται η δυνατότητα να εξασφαλιστεί η σωστή τοποθέτηση, ενώ ταυτόχρονα μπορούν να γίνουν διορθώσεις για τυχόν αλλαγές στη θέση του ασθενούς και τον εντοπισμό στόχου πριν εγκριθεί κάθε συνεδρία θεραπείας.

1.2 Ιστορία - Εξέλιξη της τομογραφίας κωνικής δέσμης

Ο Godfrey Hounsfield το 1972 εισήγαγε την εγκάρσια αξονική σάρωση που οδηγεί σε εισαγωγή της γνωστής πια υπολογιστικής τομογραφίας (CT), η οποία έδωσε την δυνατότητα να αξιολογηθούν και να διαγνωσθούν καταστάσεις - παθολογικές και μη - με τρισδιάστατες εικόνες (3D). Ωστόσο, αν και οι υπολογιστικοί τομογράφοι συνεχίζουν να γίνονται όλο και πιο «συμπαγείς», το υψηλό κόστος, η περιορισμένη πρόσβαση και η υψηλή έκθεση ακτινοβολίας, ήταν τα κύρια μειονεκτήματα για τη χρησιμοποίηση της CT. Δύο ομάδες επιστημόνων στην Ιαπωνία και την Ιταλία εργαζόμενοι ανεξάρτητα, εισάγουν την υπολογιστική τομογραφία κώνου (CBCT) για γναθοπροσωπικές εφαρμογές. Έτσι, το 1977 κατασκευάστηκε ένας πρωτοποριακός «συμπαγής» αξονικός τομογράφος με την τεχνική της τομογραφίας κωνικής δέσμης (CBCT) ο οποίος ονομάστηκε Ortho-CT. Η Ortho-CT, ήταν μια βελτιωμένη έκδοση μιας πολύ-λειτουργικής συσκευής απεικόνισης ορθοπαντομογραφίας. Στην Ortho-CT, το τμήμα όπου εγκαταστάθηκε η κασέτα μεμβράνης αντικαταστάθηκε με έναν ενισχυτή εικόνας, με αποτέλεσμα τη βελτίωση της λειτουργικότητας, της ανάλυσης και της

μείωσης των δόσεων ακτινοβολίας. Το 2000, η micro-CT πολλαπλών εικόνων 3D αναπτύχθηκε ως περιορισμένη συσκευή CBCT για πρακτική χρήση, επιτρέποντας 3D απεικόνιση των σκληρών ιστών (δηλαδή οστού, δοντιού) της γναθοπροσωπικής περιοχής, της περιοχής των αυτιών και της μύτης.

Η ιστορία της CBCT ξεκινάει από την κλινική Mayo στο Rochester της Minnesota το 1982, όπου χρησιμοποιήθηκε αρχικά για την απεικόνιση οργάνων όπως η καρδιά και οι πνεύμονες που κινούνται κατά τη διάρκεια της λειτουργίας τους (Robb, 1982). Τα επόμενα χρόνια, η υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης βρήκε εφαρμογή στην ακτινοθεραπεία (Cho et al., 1995), στη γναθοπροσωπική περιοχή (Mozzo et al., 1998), ενώ δεν άργησε να χρησιμοποιηθεί και στη μαστογραφία (Chen & Ning, 2002).

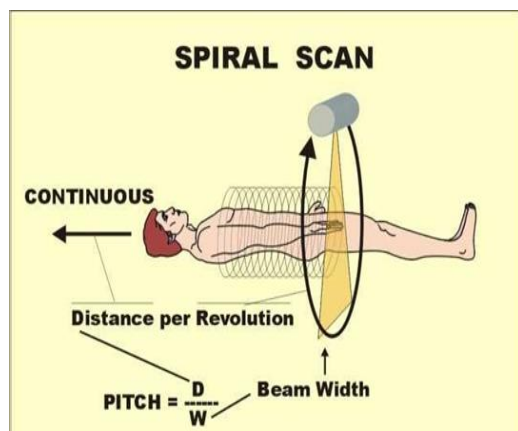
Πέραν της ευρείας χρήσης της CBCT στον τομέα της οδοντιατρικής – ορθοδοντικής, η χρήση της τεχνικής αυτής έχει διευρυνθεί και σε άλλους τομείς όπως η μαστογραφία και η ακτινοθεραπεία. Ειδικά για τον τομέα της ακτινοθεραπείας η χρήση της υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (CBCT) αυξάνεται λόγω της εκτεταμένης εφαρμογής των συστημάτων kilovoltage στους επί του παρόντος διαθέσιμους γραμμικούς επιταχυντές.

1.3 Διαφορές τομογραφίας κωνικής δέσμης και υπολογιστικής τομογραφίας

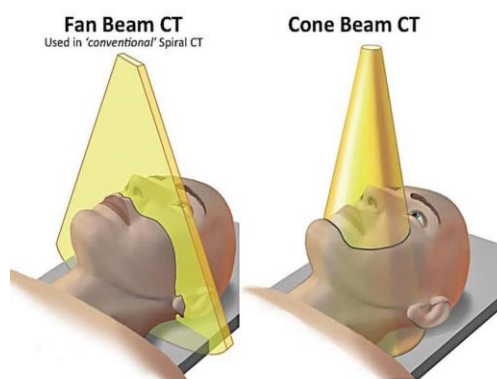
Ένα σύστημα CBCT βασίζεται στη λήψη πολλαπλών δισδιάστατων ακτινογραφικών προβολών κατά τη διάρκεια της περιστροφής του συστήματος λυχνία-ανιχνευτής γύρω από τον εξεταζόμενο. Οι δισδιάστατες προβολές ανασυντίθενται για τη δημιουργία ενός τρισδιάστατου όγκου απεικονιστικών δεδομένων. Η τράπεζα του τομογράφου κωνικής δέσμης παραμένει ακίνητη κατά την περιστροφή του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτή.

Από την άλλη πλευρά, ένας συμβατικός CT χρησιμοποιεί μία δέσμη ακτίνων X σχήματος βεντάλιας (fan beam), που εκπέμπεται από μία λυχνία που περιστρέφεται συνεχώς γύρω από τον εξεταζόμενο. Η δέσμη των ακτίνων X, αφού διέλθει από τον ασθενή, προσπίπτει σε μία σειρά ανιχνευτών, σε τοξοειδή διάταξη, που περιστρέφονται συγχρόνως με τη λυχνία. Η τράπεζα του υπολογιστικού τομογράφου κινείται συγχρόνως με την περιστροφική κίνηση του συστήματος λυχνίας-ανιχνευτών

δημιουργώντας έναν ελικοειδή όγκο δεδομένων που ανασυντίθεται σε τρισδιάστατο όγκο απεικονιστικών δεδομένων (εικόνες 1.7, 1.8).



Εικόνα 1.7 : Συλλογή ογκομετρικών δεδομένων σε ελικοειδή σάρωση κλασικής αξονικής τομογραφίας



Εικόνα 1.8 : Συλλογή ογκομετρικών δεδομένων στην κλασική CT Vs CBCT

Δραστική δόση ασθενούς: η ΥΤΚΔ εμφανίζει πολύ χαμηλότερα επίπεδα δραστηρικής δόσης ακτινοβολίας για τον ασθενή, ειδικά στα μικρότερα πεδία απεικόνισης σε σχέση με την κλασική υπολογιστική τομογραφία (Lechuga & Weidlich, 2016; Nardi *et al.*, 2017; Saldarriaga Vargas *et al.*, 2014).

Η τοποθέτηση του εξεταζόμενου διαφέρει στις δύο τεχνικές. Σε συμβατικούς υπολογιστικούς τομογράφους, ο εξεταζόμενος πρέπει να ξαπλώνει, κάτι που δεν ισχύει για όλα τα συστήματα CBCT.

Όσον αφορά στην ποιότητα εικόνας, έχουν πραγματοποιηθεί μελέτες που συγκρίνουν τις δύο τεχνικές επικεντρώνοντας στη χωρική ανάλυση (spatial resolution), στην ανάλυση αντίθεσης και στον θόρυβο εικόνας.

Χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution) (Μπότσης, 2020): την ικανότητα δηλαδή του μηχανήματος να διακρίνει δύο δομές που βρίσκονται πολύ κοντά η μια στην άλλη, όπου η ΥΤΚΔ υπερτερεί συγκριτικά με την υπολογιστική τομογραφία. Τα ιστροπικά voxels της πρώτης, την καθιστούν κατάλληλη για την απεικόνιση πολύ λεπτών δομών, με το μέγεθός τους να φτάνει μέχρι και τα 0,075mm, ανάλογα το μοντέλο του τομογράφου.

Ανάλυση αντίθεσης (Μπότσης, 2020): η υπολογιστική τομογραφία υπερτερεί ως προς αυτή την ιδιότητα, καθώς εμφανίζει καλύτερα αποτελέσματα όσον αφορά την απεικόνιση δομών με παρόμοια πυκνότητα.

Θόρυβος εικόνας (Μπότσης, 2020): η υπολογιστική τομογραφία φαίνεται να έχει λιγότερο θόρυβο στην εικόνα που παράγει, καθώς υπάρχει λιγότερη σκεδαζόμενη ακτινοβολία. Οι εικόνες από την ΥΤΚΔ είναι πιο κοκκώδεις, καθώς το σήμα της εικόνας υποβαθμίζεται από τον παραγόμενο θόρυβο.

Ένας ακόμη τομέας σύγκρισης των δύο απεικονιστικών τεχνικών είναι η ακριβής απόδοση διαστάσεων. Μετρήσεις σε πυκνές οστικές δομές έδειξαν μεγάλη ακρίβεια της τομογραφίας κωνικής δέσμης (Costa *et al.*, 2018; Damstra *et al.*, 2010; Rumpa Ganguly *et al.*, 2016; Kamburoğlu *et al.*, 2014).

Συγκριτικά μεταξύ των δύο απεικονιστικών τεχνικών, δεν φαίνεται να υπάρχουν στατιστικά σημαντικές διαφορές όταν το μοντέλο του τομογράφου που χρησιμοποιείται είναι σύγχρονο (de Andrade *et al.*, 2016), ενώ η χρήση μοντέλων με 4 ανιχνευτές δείχνει πως η CBCT έχει μεγαλύτερη ακρίβεια στις γραμμικές μετρήσεις, δηλαδή μετρήσεις αποστάσεων όπως για παράδειγμα η απόσταση από το δέρμα του ασθενούς μέχρι τον όγκο (Miet Loubele *et al.*, 2006).

Παρακάτω παρατίθεται ένας συγκριτικός πίνακας των διαφορών μεταξύ της συμβατικής CT και της CBCT.

	CT	CBCT
1.	Η συμβατική ΥΤ χρησιμοποιεί περιστρεφόμενη λυχνία ακτίνων-Χ υψηλής απόδοσης .	Χρησιμοποιείται ιατρικός σωλήνας φθορισκόπησης χαμηλής ισχύος που παρέχει συνεχή απεικόνιση καθ 'όλη τη διάρκεια της σάρωσης.
2.	Η καταγραφή των δεδομένων γίνεται από δέσμη ακτίνων-Χ σχήματος ανεμιστήρα σε ανιχνευτές ακτίνων Χ τοποθετημένους σε τόξο γύρω από τον εξεταζόμενο.	Η καταγραφή των απεικονιστικών δεδομένων γίνεται από δέσμη κωνικού σχήματος.
3.	Παράγει μια μεμονωμένη τομή ανά σάρωση. «φέτα» πρέπει να	Παράγει την πλήρη εικόνα σε μία μόνο περιστροφή.

	επικαλύπτεται ελαφρώς για να δομούνται σωστά οι εικόνες.	
4.	Αργότερη λόγω σπειροειδούς κίνησης. Ο χρόνος σάρωσης είναι μεγαλύτερος.	Η λήψη μιας κίνησης με μία στροφή που χρησιμοποιείται στο CBCT είναι ταχύτερη από την παραδοσιακή σπειροειδή κίνηση του CT. Ο μέσος χρόνος για μια σάρωση CBCT μπορεί να διαφέρει από 7-30 δευτερόλεπτα.
5.	Έχει υψηλή δόση ακτινοβολίας. Κατά μέσο όρο, η αξονική τομογραφία της στοματικής και γναθοπροσωπικής περιοχής μπορεί να φθάσει τα επίπεδα των 1.200-3.300 mSv για να συλλέξει επαρκή δεδομένα.	Έχει χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας λόγω μη επικάλυψης τομών. Η έκθεση σε ακτινοβολία χρησιμοποιώντας το τυπικό FOV από μια μηχανή i-CAT® CBCT είναι 36 mSv.
6.	Για τη συλλογή επαρκούς δειγματοληψίας, υπάρχει αλληλεπικάλυψη ακτινοβολίας.	Δεν συναντάται αλληλεπικάλυψη τομών.
7.	Στην Οδοντιατρική μόνο μια γνάθος μπορεί να απεικονιστεί τη φορά.	Και οι δύο σιαγόνες μπορούν να απεικονιστούν ταυτόχρονα.
8.	Ανάλυση υψηλής αντίθεσης.	Πτωχή ανάλυση αντίθεσης, επομένως δεν είναι δυνατή η προβολή μαλακών ιστών.
9.	Το κόστος είναι υψηλό.	Το κόστος του εξοπλισμού είναι περίπου 3-5 φορές μικρότερο από τη συμβατική CT.
10.	Μπορεί να προκαλέσει κλειστοφοβία.	Ο ανοιχτός σχεδιασμός των ακτίνων κωνικής δέσμης ουσιαστικά εξαλείφει την κλειστοφοβία και βελτιώνει σημαντικά την άνεση και την αποδοχή του ασθενούς.

Πίνακας 1.1: Συγκριτικός πίνακας των διαφορών μεταξύ της συμβατικής υπολογιστικής τομογραφίας (CT) και της τομογραφίας κωνικής δέσμης (CBCT).

Κεφάλαιο 2 : Έλεγχος ποιότητας

Οι ακόλουθες παράμετροι έχουν επιλεγεί για τον έλεγχο της ποιότητας εικόνας των συσκευών CBCT: ομοιομορφία, τιμές πυκνότητας voxel, γεωμετρική ακρίβεια, θόρυβος, διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης και χωρική διακριτική ικανότητα. Κάθε ένα από αυτά εξηγείται σε αυτό το κεφάλαιο με πρακτικές συμβουλές για τη μέτρηση και την αξιολόγησή τους, καθώς και των συνιστομένων συχνοτήτων δοκιμής τους. Παρόλο που οι μηνιαίες δοκιμές θα ήταν επιθυμητές για όλα τα συστήματα, εφαρμόζονται περισσότερο και είναι αυστηρότερες για τα συστήματα που χρησιμοποιούνται στην ακτινοθεραπεία. Αυτό συμβαίνει γιατί οι εικόνες CBCT χρησιμοποιούνται συχνά στα πλαίσια της απεικονιστικά καθοδηγούμενης ακτινοθεραπείας (IGRT) για να βοηθήσουν στην ακρίβεια εκτέλεσης της διαδικασίας (τοποθέτηση ασθενούς/όγκου πριν από την έναρξη της συνεδρίας ή/και στη μέση της θεραπείας) και στον επαναπρογραμματισμό μιας θεραπείας στην προσαρμοστική ακτινοθεραπεία (ART). Εάν συνιστώνται πρόσθετες ή συχνότερες δοκιμές από τον κατασκευαστή, θα πρέπει επίσης να λαμβάνονται υπ' όψιν.

2.1 Ομοιομορφία

Η ομοιομορφία είναι ένα μέτρο της ικανότητας του συστήματος CBCT να παράγει μια εικόνα ενός αντικειμένου με μέσες τιμές εικονοστοιχείων που δεν εξαρτώνται από τη θέση του εικονοστοιχείου (pixel).

Ο τακτικός έλεγχος της αξονικής ομοιομορφίας είναι μία από τις απλούστερες μεθόδους για να βεβαιωθούμε ότι δεν υπάρχουν λειτουργικά σφάλματα (artifacts) που επηρεάζουν την ανακατασκευή. Ειδικότερα, για όλες τις εφαρμογές (π.χ ακτινοθεραπεία) που βασίζονται σε ποσοτικές μετρήσεις της εικόνας (π.χ. μέση τιμή Hounsfield σε μια περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) σχεδιασμένη μέσα σε μια παθολογική δομή), η ομοιομορφία είναι μια αρκετά κρίσιμη παράμετρος.

2.2 Γεωμετρική ακρίβεια

Η αξία του CBCT βασίζεται στην ικανότητά του να παράγει μια τρισδιάστατη απεικόνιση της ανατομίας των ασθενών. Συνεπώς, είναι απαραίτητη η ορθή αναπαράσταση της γεωμετρίας της εσωτερικής ανατομίας, στοιχείο που είναι ιδιαίτερα σημαντικό στην ακτινοθεραπευτική διαδικασία (χρήση της CBCT τεχνικής για τον έλεγχο της σωστής τοποθέτησης του ασθενούς πριν την καθημερινή ακτινοθεραπευτική συνεδρία). Τόσο η μηχανική χαλάρωση όσο η κάμψη των βραχιόνων CBCT και οι περιορισμοί των αλγορίθμων ανακατασκευής, είναι υπεύθυνοι για περιορισμούς της γεωμετρικής ακρίβειας των εικόνων CBCT. Επομένως, είναι απαραίτητο να ελέγχεται τακτικά η γεωμετρική βαθμονόμηση του συστήματος CBCT.

Γενικά, δύο χαρακτηριστικά πρέπει να ελέγχονται για την αξιολόγηση της γεωμετρικής σταθερότητας του εξοπλισμού CBCT: η γεωμετρική ακρίβεια, δηλ. ότι η τοποθέτηση των κινητών εξαρτημάτων είναι επαναλήψιμη και ότι η γραμμικότητα, δηλαδή η σχετική χωρική σχέση των απεικονιζόμενων δομών, αντικατοπτρίζεται στην εικόνα CBCT. Για την περίπτωση συστήματος ακτινοθεραπείας CBCT, ένας περαιτέρω έλεγχος του εικονικού χώρου που λαμβάνεται με το σύστημα CBCT ώστε να σχετίζεται επακριβώς με τη γεωμετρία της δέσμης ακτινοβολίας, πρέπει επίσης να συμπεριληφθεί στη διαδικασία QC.

Η ταύτιση των ισοκέντρων θεραπείας και αναφοράς πρέπει να ελέγχονται καθημερινά είτε με επίπεδο απεικόνιση ή με CBCT. Η συχνότητα των ελέγχων CBCT θα μπορούσε να προσαρμοστεί ανάλογα με την πολυπλοκότητα της κάθε θεραπείας και των τεχνικών CBCT για καθοδήγηση της εικόνας.

Για εφαρμογές οδοντιατρικής και επεμβατικής ακτινολογίας οι ετήσιοι έλεγχοι αρκούν αν δεν υπάρξει αναβάθμιση του συστήματος, αλλά οι μηνιαίοι έλεγχοι είναι επιθυμητοί.

2.3 Τιμές πυκνότητας voxel

Οι τιμές πυκνότητας voxel περιγράφουν τις διαφορετικές τιμές εξασθένησης των ακτίνων X σε μια τομογραφική εικόνα. Η σχέση μεταξύ της πυκνότητας ογκοστοιχείων

(voxel) και του συντελεστή εξασθένησης (ηλεκτρονιακή πυκνότητα) εξαρτάται από τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία, τη σκλήρυνση της δέσμης των ακτινών Χ (beam hardening) κατά τη διέλευση αυτών από το σώμα του εξεταζόμενου/ασθενούς, την παρουσία δομών που προκαλούν μεγάλη εξασθένηση της δέσμης (π.χ. εμφυτεύματα) και το ότι η ανατομική περιοχή ενδιαφέροντος δεν συμπεριλαμβάνεται ολόκληρη στον 3D απεικονιζόμενο όγκο (π.χ. μεγάλη εγκάρσια διάμετρος στην πυελική ζώνη σε CBCT απεικόνιση της πυέλου). Είναι σημαντικό να διακρίνονται οι διαφορετικές πυκνότητες υλικών σε μια εικόνα, προκειμένου να πραγματοποιηθούν ακριβείς διαγνώσεις. Ο συσχετισμός ακριβούς φυσικής πυκνότητας με τιμές πυκνότητας voxel είναι ιδιαίτερα σημαντικός όταν αυτές οι τιμές χρησιμοποιούνται για την εκτέλεση κλινικής διάγνωσης, όπως η εκτίμηση της οστικής πυκνότητας. Είναι επίσης απαραίτητο να συσχετιστεί με ακρίβεια η πυκνότητα του voxel (σε μονάδες Hounsfield) με την πυκνότητα του ηλεκτρονίου στο υλικό, εάν οι εικόνες CBCT χρησιμοποιούνται για την εκτέλεση υπολογισμών δόσης σε προσαρμοστική ακτινοθεραπεία (ART), η οποία αποτελεί επί του παρόντος τομέα έρευνας. Από αυτή την άποψη, θα μπορούσε να είναι μια ισχυρή μέθοδος τμηματοποίησης μαζικών πυκνοτήτων. Τέλος, το λογισμικό που χρησιμοποιείται για την ανακατασκευή των δεδομένων διαφέρει μεταξύ των κατασκευαστών με αποτέλεσμα να προκύπτουν διαφορές στα παραγόμενα δεδομένα.

2.4 Θόρυβος

Ο θόρυβος εικόνας αναφέρεται στις διακυμάνσεις των τιμών των εικονοστοιχείων στην εικόνα που μπορούν να «καλύψουν» βλάβες ή δομές ενδιαφέροντος παρεμβαίνοντας έτσι στις διαδικασίες διάγνωσης.

Ο θόρυβος χωρίζεται σε τρεις κύριες κατηγορίες:

- i. Ο **ηλεκτρονικός θόρυβος** είναι το σήμα που λαμβάνεται από ένα σύστημα λόγω της απουσίας έκθεσης σε ακτίνες Χ. Μπορεί να σχετίζεται με σκοτεινά ρεύματα μέσα στα κυκλώματα ή με τον μηχανισμό της ηλεκτρονικής λήψης εικόνας. Αντιπροσωπεύει μια σταθερή συμβολή στη διακύμανση των τιμών

rixel και μπορεί να μειωθεί βελτιώνοντας το σχεδιασμό του κυκλώματος και των ανιχνευτών ή με κατάλληλα συστήματα ψύξης στους ανιχνευτές.

- ii. Ο **κβαντικός θόρυβος** αντιπροσωπεύει τις παραλλαγές των εικονοστοιχείων που σχετίζονται με τη στοχαστική φύση της ακτινοβολίας και μπορεί να μοντελοποιηθεί χρησιμοποιώντας μια διανομή Poisson. Αυτή είναι η πιο σημαντική συμβολή στον θόρυβο από άποψη ποιοτικού ελέγχου.
- iii. Ο **δομικός θόρυβος** αντιπροσωπεύει τα αντικείμενα ή τις δομές στην εικόνα που μπορούν να συγχέονται με το «στόχο» που αναζητείται στην εικόνα, όπως μια βλάβη ή ένας όγκος. Αν αυτές οι δομές σχετίζονται με τα ανατομικά μέρη, μία από τις πιθανές λύσεις είναι η αφαίρεση εικόνας ή η επιλογή κατάλληλων παραμέτρων απόκτησης και ανακατασκευής για την ενίσχυση των διαφορών τιμών rixel μεταξύ των βλαβών και του περιβάλλοντός τους. Ορισμένα artifacts μπορούν να θεωρηθούν ως δομικός θόρυβος.

Πολλές παράμετροι λήψης και ανακατασκευής μπορούν να συντονιστούν για να μειωθεί ο θόρυβος της εικόνας. Για παράδειγμα, στο CBCT που εφαρμόζεται στην ακτινοθεραπεία ή τη συμβατική αξονική τομογραφία, μπορούν να επιλεγούν διαφορετικές τιμές kV ή mAs ανάλογα με τα χαρακτηριστικά του ασθενούς ή την ιατρική ένδειξη. Ο θόρυβος της εικόνας μειώνεται με την τετραγωνική ρίζα των mAs.

2.5 Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης (low-contrast resolution)

Η παραδοσιακή μέθοδος για την αξιολόγηση της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης βασίζεται στην ανίχνευση μικρών σημάτων εντός ενός θορυβώδους φόντου. Το μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι είναι εξαιρετικά υποκειμενική. Διαφορετικοί παρατηρητές, ακόμη και ο ίδιος παρατηρητής σε διαφορετικές περιπτώσεις, μπορεί να δώσει διαφορετικά αποτελέσματα όταν παρουσιάζονται τα ίδια σήματα. Παρόλο που έχουν διεξαχθεί δαπανηρές μελέτες οι οποίες είναι αξιόπιστες υπό ορισμένες συνθήκες απόδοσης, τα αποτελέσματα μπορεί να είναι υποκειμενικά ή/και δύσκολο να αναπαραχθούν. Έτσι, υποκαθιστώντας υποκειμενικές μεθόδους, οι αντικειμενικές τεχνικές αποτελούν υψηλή προτεραιότητα κατά τον καθορισμό διαδικασιών για τη διασφάλιση της ποιότητας

της ακτινολογικής εικόνας. Αυτή η βασική άποψη είναι κοινή από τους συγγραφείς των πρόσφατα δημοσιευμένων εργασιών για την αξιολόγηση της ποιότητας εικόνας (IQA) των συσκευών CBCT.

2.6 Χωρική διακριτική ικανότητα

Η σχετική υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα είναι ένα από τα κύρια πλεονεκτήματα της μεθοδολογίας CBCT και είναι ιδιαίτερα σημαντική σε οδοντιατρικές κλινικές εφαρμογές και περιφερειακές αγγειακές εφαρμογές. Ο έλεγχος, λοιπόν, είναι σημαντικός, επειδή η αξιοπιστία του συστήματος εξαρτάται από τα τεχνικά χαρακτηριστικά του εξοπλισμού, όπως η διάσταση του εστιακού σημείου και η αποδοτικότητα του ανιχνευτή, τα οποία θα μπορούσαν να αλλάξουν με την πάροδο του χρόνου. Στο CBCT το voxel είναι συνήθως ισοτροπικό, και κατά συνέπεια η χωρική διακριτική ικανότητα θα πρέπει να αξιολογείται κατά μήκος των τριών καρτεσιανών αξόνων και θα πρέπει να αναμένονται παρόμοιες τιμές.

Η χωρική διακριτική ικανότητα επηρεάζεται ουσιαστικά από τρεις παραμέτρους σάρωσης στο CBCT:

- **FOV:** κάθε CBCT έχει περιορισμένο αριθμό διαθέσιμων FOVs και το καθένα σχετίζεται με τη διάσταση του voxel και τη χωρική ανάλυση.
- **Αριθμός προβολών:** θα μπορούσαν επίσης να επιλεγούν διαφορετικές χωρικές αναλύσεις για διαφορετικούς αριθμούς προβολών, που λαμβάνονται για παράδειγμα με μερική ή πλήρη περιστροφή σάρωσης και με διαφορετικούς χρόνους περιστροφής.
- **Αλγόριθμος ανακατασκευής:** η επιλογή του πυρήνα συνέλιξης για μεθόδους οπισθοπροβολής ή το είδος της επαναληπτικής προσέγγισης επηρεάζουν την τελική χωρική διακριτική ικανότητα και τον θόρυβο της εικόνας που λαμβάνεται.

Η τιμή-όριο της ΧΔΙ που καθορίζεται για τα συστήματα CBCT εξαρτάται από τον τομέα/εφαρμογή (Ακτινοθεραπεία, Οδοντιατρική Ακτινολογία, Αγγειογραφία). Στην ακτινοθεραπεία, η ΧΔΙ πρέπει να έχει τιμή 6-9 lp/cm. Πρέπει να σημειωθεί πως στην

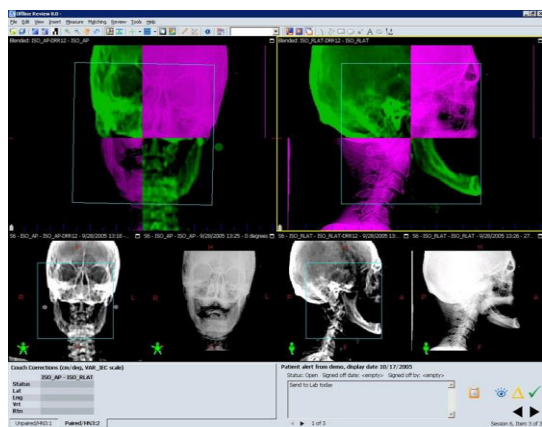
ακτινοθεραπεία, η CBCT δεν έχει διαγνωστικό «χαρακτήρα», αλλά χρησιμοποιείται για την επαλήθευση της θέσης θεραπείας. Στην οδοντιατρική ακτινολογία, η τιμή της ΧΔΙ είναι 10 $\mu\text{r}/\text{cm}$ ($1\mu\text{r}/\text{mm}$) σε πρωτόκολλα υψηλής ευκρίνειας (high resolution) όπου οι διαστάσεις των ογκοστοιχείων είναι 75-80 μm . Στην επεμβατική ακτινολογία, οι τιμές της ΧΔΙ είναι παραπλήσιες αυτών στην ακτινοθεραπεία, μολονότι δεν έχουν καθορισθεί σαφή όρια.

Κεφάλαιο 3 : Διαφορές μεταξύ δισδιάστατης (2D) και τρισδιάστατης (3D) απεικόνισης με διαγνωστική δέσμη ακτίνων Χ στην ακτινοθεραπεία

Για την απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία (IGRT) οι απεικονιστικές τεχνικές, 2D και 3D, επιτρέπουν και εξασφαλίζουν την ακριβή και επαναλήψιμη τοποθέτηση των ασθενών για την καθημερινή ακτινοθεραπευτική συνεδρία. Στην 2D απεικόνιση περιλαμβάνονται η portal απεικόνιση και η ακτινογραφική απεικόνιση. Παρά την ευρεία χρήση τους, η δισδιάστατη φύση των παραπάνω τεχνικών θέτει περιορισμό στις πληροφορίες που μπορούν να συλλεχθούν. Οι τομογραφικές απεικονιστικές μέθοδοι που βασίζονται στην κωνική δέσμη, είτε KV είτε MV, επιτρέπουν την τοποθέτηση των ασθενών χρησιμοποιώντας ογκομετρικά δεδομένα. Παρακάτω θα παρουσιαστούν οι διαφορές μεταξύ 2D και 3D απεικονιστικών τεχνικών που βασίζονται σε δέσμη διαγνωστικών ακτίνων Χ.

3.1 2D KV απεικόνιση

Στα σύγχρονα συστήματα ακτινοθεραπείας, υπάρχει ενσωματωμένο σύστημα ακτινογραφικής/ακτινολογικής/τομογραφικής απεικόνισης για τη διασφάλιση της σωστής και επαναλήψιμης τοποθέτησης του ασθενούς. Ο έλεγχος της σωστής θέσης θεραπείας, στην περίπτωση της KV/KV απεικόνισης, πραγματοποιείται με τη λήψη δύο ακτινογραφιών (2D προβολές), ορθογωνίων μεταξύ των (ΠΟ και πλάγια 90°/270°) και τη σύντηξη (registration) αυτών με αντίστοιχες ψηφιακά ανακατασκευασμένες ακτινογραφίες (οι οποίες έχουν δημιουργηθεί από τον τρισδιάστατο όγκο δεδομένων της τομογραφίας εξομοίωσης).



Εικόνα 3.1: kV imaging registration

Η διαδικασία της KV/KV σύντηξης στην IGRT βασίζεται στην οστική ανατομία. Δεν είναι δυνατόν να λάβει υπόψιν τα μαλακά μόρια, τα οποία αποτελούν το μεγαλύτερο τμήμα του όγκου-στόχου, στις περισσότερες περιπτώσεις ακτινοθεραπείας. Ως αποτέλεσμα, στην περίπτωση ακτινοβολήσης μαστού, η σύντηξη μέσω KV/KV απεικόνισης βασίζεται στην απεικόνιση των πλευρών, του στέρνου και της ωμοπλάτης (στις περιπτώσεις που η ακτινοθεραπεία περιλαμβάνει την υπερκλείδια χώρα) και στη θεώρηση πως η σχέση της οστικής ανατομίας με το μαστικό αδένα και την καρδιά είναι σταθερή (μεταξύ της τομογραφίας εξομοίωσης και της απεικόνισης τη συγκεκριμένη ημέρα θεραπείας). Όπως είναι κατανοητό, η παραπάνω θεώρηση δεν είναι πάντοτε σωστή. Οι ασθενείς, ανάλογα με το πρωτόκολλο που ακολουθείται, υπόκεινται σε χημειοθεραπεία την περίοδο της ακτινοθεραπείας. Επίσης, σε πολλές περιπτώσεις, κατά την εξέλιξη της ακτινοθεραπευτικής διαδικασίας, οι ασθενείς αναφέρουν πως αισθάνονται μία ενόχληση στην περιοχή θεραπείας, η οποία οφείλεται στη δράση της ακτινοθεραπείας. Ως αποτέλεσμα των παραπάνω παραγόντων, η θεώρηση πως η σχέση της οστικής ανατομίας με τα μαλακά μόρια διατηρείται σταθερή σε σχέση με την τομογραφία εξομοίωσης (η αναφορά σε κάθε διαδικασία σύντηξης) δεν είναι πάντα σωστή και καθιστά τη σύντηξη μέσω ακτινογραφικών προβολών επιρρεπή σε σφάλματα.

3.2 3D KV απεικόνιση (CBCT)

Στις μέρες μας, τα περισσότερα ακτινοθεραπευτικά κέντρα χρησιμοποιούν απεικονιστικά συστήματα καθοδηγούμενης ακτινοθεραπείας, τα οποία αποτελούνται από τον γραμμικό επιταχυντή με ενσωματωμένο το σύστημα CBCT.

Η ικανότητα απόκτησης εικόνων εντός του θεραπευτικού θαλάμου με τον ασθενή ακριβώς πριν του εφαρμοστεί η θεραπεία προσφέρει αξιοθαύμαστα πλεονεκτήματα, διότι υπάρχει πλήρης τρισδιάστατη εκτίμηση του όγκου-στόχου μαζί με την ανατομία των οστών και των μαλακών ιστών, γεγονός που οδηγεί σε υψηλού βαθμού ακριβείας θεραπεία. Η ζωντανή αυτή απεικόνιση του μεγέθους, του σχήματος και της θέσης του όγκου στόχου προσφέρει τη δυνατότητα, όταν κρίνεται απαραίτητο, να

πραγματοποιούνται αναγκαίες προσαρμογές στη θέση του ασθενούς, αλλά ορισμένες περιπτώσεις και στις δέσμες ακτινοβολίας, έτσι ώστε να επικεντρωθούν με υψηλότερη ακρίβεια στον όγκο-στόχο και φυσικά να επιτευχθεί η ακτινοπροστασία των υγιών γειτονικών ιστών. Ακόμη, είναι δυνατόν να εντοπιστούν διαφοροποιήσεις από συνεδρία σε συνεδρία, οι οποίες συχνά αφορούν είτε απώλεια/αύξηση του σωματικού βάρους του ασθενούς είτε κάποια υποχώρηση/μεγέθυνση του καρκινικού όγκου.

Η τεχνική απεικόνισης με CBCT υπερτερεί και σε έναν ακόμη τομέα, ο οποίος αφορά την ανίχνευση των setup errors ή αλλιώς των σφαλμάτων ακινητοποίησης. Το σφάλμα ακινητοποίησης προκύπτει όταν η θέση του ασθενή στην αξονική τομογραφία εξομοίωσης διαφέρει από αυτή της θεραπείας. Η σύγκριση αυτή είναι δυνατό να επιτευχθεί μέσω μιας CBCT σε σχέση με την αξονική αναφοράς, δηλαδή την αξονική του σχεδιασμού. Μέσω της σύγκρισης αυτής, επιτυγχάνεται η αποτελεσματική ανίχνευση τόσο των τυχαίων όσο και των συστηματικών σφαλμάτων για κάθε ασθενή.

Παρ' όλα αυτά η κλινική χρήση του CBCT εμπεριέχει και κάποια πρωταρχικά μειονεκτήματα. Αρχικά, σύμφωνα με σχετικές έρευνες, έχει διαπιστωθεί ότι οι κωνικής δέσμης ακτίνες αυξάνουν τη δόση όχι μόνο στον όγκο-στόχο, αλλά και σε ζωτικής σημασίας γειτονικά όργανα. Επιπλέον, συμβάλλουν σημαντικά στην διασπορά της δέσμης και κατ' αυτόν τον τρόπο η ποιότητα της εικόνας ελαττώνεται.

Βέβαια, καλό θα ήταν να σημειωθεί πως σε έρευνα που διεξήχθη για τον καρκίνο του μαστού, (Topolnjak R, Sonke JJ, Nijkamp J, et al. *Breast patient setup error assessment: Comparison of electronic portal image devices and cone-beam computed tomography matching results. Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010; 78: 1235–43.) το EPI κρίθηκε επαρκές για εφαπτομενική ακτινοθεραπεία μαστού. Καθώς το στήθος αποτελείται από μαλακό ιστό, είναι πιθανό ότι κλινικά σημαντικές διαφορές σε καθημερινή τοποθέτηση να περνούν απαρατήρητες όταν πραγματοποιούνται αξιολογήσεις που βασίζονται μόνο στην οστική ανατομία. Ωστόσο, αυτό δεν εγγυάται απαραίτητα ότι η μέθοδος απεικόνισης έχει αρκετά θετικά για κάθε τύπου όγκο ώστε να εγκρίνεται χωρίς αξιολόγηση, καθώς υπάρχει το οικονομικό κόστος και πιθανά προβλήματα

δευτερογενούς κακοήθειας που πρέπει να εξεταστούν πριν τη χρήση του CBCT.
(Amols H, Jaffray D. *Image-guided radiotherapy is being overvalued as a clinical tool in radiation oncology. Med Phys* 2006; 33: 3583–6.)

Κεφάλαιο 4 : Διαδικασία ακινητοποίησης και εφαρμογή της CBCT στην ακτινοθεραπεία του μαστού

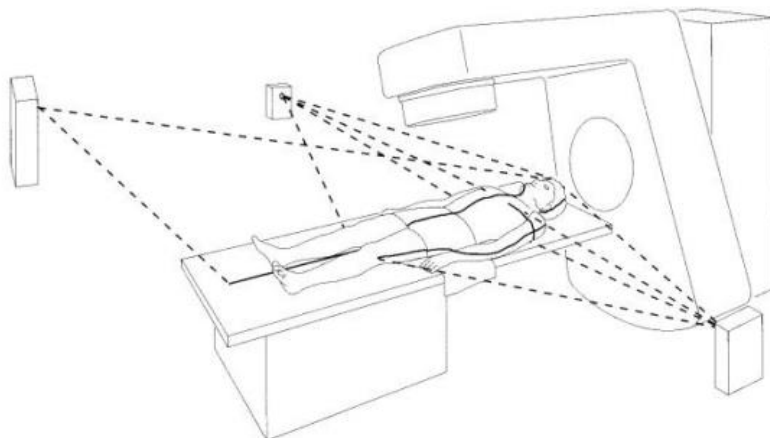
Για τη θεραπεία του καρκίνου του μαστού καίριο ρόλο διαδραματίζει η σταδιοποίηση, με σκοπό τη λήψη αποφάσεων σχετικά με το πλάνο θεραπείας που θα ακολουθηθεί για την ασθενή. Η χειρουργική επέμβαση, η χημειοθεραπεία, η ανοσοθεραπεία, η ορμονοθεραπεία και η ακτινοθεραπεία αποτελούν τις τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τη θεραπευτική αντιμετώπιση του καρκίνου του μαστού.

Οι σύγχρονες τεχνικές ακτινοθεραπείας έχουν σκοπό την αύξηση της δόσης στον όγκο-στόχο, τη σωστή κατανομή της δόσης στον όγκο-στόχο (στοχευμένη θεραπεία) με σύγχρονη προστασία των υγιών ανατομικών δομών (organs at risk). Οι τεχνικές αυτές χαρακτηρίζονται από την ακρίβεια στη χορήγηση της δόσης μέσω ειδικών – εξελιγμένων υπολογιστικών συστημάτων σε όλα τα στάδια της θεραπείας. Τα στάδια μιας σύγχρονης τρισδιάστατης ακτινοθεραπείας (3D-CRT) είναι τα εξής:

4.1 Ακινητοποίηση ασθενούς – αξονική τομογραφία (MRI-PET-CT)

Η ακινητοποίηση είναι βασική προϋπόθεση για τη σωστή τρισδιάστατη τεχνική αλλά και για τις πιο εξελιγμένες τεχνικές (IMRT-IGRT). Γι' αυτό το λόγο χρησιμοποιούμε συσκευές ακινητοποίησης και η ασθενής τοποθετείται ύπτια με τα χέρια σε ανάταση ώστε να είναι όσο το δυνατόν άνετη, αλλά και επαναλήψιμη. Όσον αφορά το μαστό, τοποθετούνται στο ύψος των θηλών ακτινοσκοπικά σημάδια (δερματικοί ιχνηθέτες – skin markers) για την αναπαραγωγή της θέσης θεραπείας. Οι ιχνηθέτες είναι τουλάχιστον τρεις και ορίζουν ένα εγκάρσιο επίπεδο το οποίο διέρχεται από την ανατομική περιοχή ενδιαφέροντος. Τα σημεία αυτά είναι καθοριστικά τόσο για τον σχεδιασμό, όσο και για την εκτέλεση της θεραπείας. Οι ιχνηθέτες μοιάζουν με ένα τατουάζ, το σημείο τομής των οποίων ορίζει το γεωμετρικό ισόκεντρο (κέντρο περιστροφής του γραμμικού ανιχνευτή) και το οποίο μπορεί να ταυτίζεται με το ισόκεντρο θεραπείας. Τα οδηγία σημεία tattoo ορίζονται μεταξύ της λαβής του στέρνου και της ξιφοειδούς απόφυσης (στον ΚΟ άξονα). Ένα οδηγό σημείο αντιστοιχεί στο μέσο οβελιαίο επίπεδο (ΠΠ άξονας) και δύο στις πλευρές της

ασθενούς, στο μισό του προσθιοπίσθιου άξονα. Μια αναπαράσταση φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Εικόνα 4.1: διάταξη συστήματος laser εντός του γραμμικού επιταχυντή.

Όλοι οι αξονικοί σχεδιασμού είναι εξοπλισμένοι με σύστημα λέιζερ (επιτοίχια και οροφής). Τα λέιζερ χρησιμοποιούνται για την σωστή τοποθέτηση του ασθενή και για τον προσδιορισμό των σημείων εισόδου και εξόδου της κάθε δέσμης κατά την θεραπεία. Γίνεται η λήψη τομών από τον αξονικό τομογράφο πάχους 1-2 mm στη θέση θεραπείας για την απεικόνιση της προς απεικόνιση περιοχής. Άλλες μέθοδοι απεικόνισης όπως η MRI ή το PET-CT μπορούν να χρησιμοποιηθούν συμπληρωματικά και να συντηχθούν οι εικόνες με την αξονική σχεδιασμού (fusion), σε μία εικόνα που προσφέρει τη μέγιστη δυνατή διαγνωστική πληροφορία.

Στη συνέχεια, πραγματοποιείται ο σχεδιασμός – καθορισμός των όγκων στόχων και των οργάνων σε κίνδυνο (organs at risk, OARs). Τα σύγχρονα συστήματα σχεδιασμού θεραπείας εξειδικευμένους αλγόριθμους βελτιστοποίησης και αντιστρόφου σχεδιασμού θεραπείας (inverse planning) για την επίτευξη κατάλληλης διαμόρφωσης της δέσμης, βελτιστοποίησης της κατανομής της ακτινοβολίας στο σώμα των ασθενών καθώς και στον όγκο-στόχο.

4.2 Συσκευές ακινητοποίησης μαστού και θέση θεραπείας

Οι συσκευές ακινητοποίησης είναι πολύ χρήσιμες στην ακτινοθεραπεία του μαστού και προσφέρουν μια άνετη στάση στον ασθενή κατά την θεραπεία, με τα χέρια υψωμένα πάνω και πίσω από το κεφάλι. Με αυτή την στάση τα χέρια βγαίνουν εκτός της κατά πλάτος διεύθυνσης της δέσμης, με αποτέλεσμα την αποφυγή άσκοπης ακτινοβολήσης υγιούς ιστού. Συχνά, υπάρχει και επιπλέον συσκευή ακινητοποίησης για τα πόδια, για πιο άνετη στάση σώματος, ενώ και το κεφάλι στηρίζεται σε ειδική βάση. Οι αρχικές ξύλινες κατασκευές έχουν δώσει την θέση τους σε πολύ ανθεκτικά, ακτινοδιαφανή υλικά (π.χ. ανθρακόνημα), ενώ σύγχρονες κατασκευές περιλαμβάνουν χαμηλής πυκνότητας αφρό, εντός ενός εξωτερικού περιβλήματος με ανθρακονήματα. Αυτό εξασφαλίζει ελάχιστη εξασθένηση της θεραπευτικής δέσμης όταν αυτή το διαπερνά. Μια συμβατική συσκευή ακινητοποίησης μαστού καθώς και ο επικρατέστερος τρόπος τοποθέτησης παρουσιάζονται στην παρακάτω εικόνα:



Εικόνα 4.2: Σύστημα ακινητοποίησης και θέση θεραπείας για ακτινοθεραπεία μαστού.

Όσον αφορά την ακινητοποίηση μεγαλύτερου μεγέθους μαστού, εκεί υπεισέρχονται δυσκολίες στην ακινητοποίησή του και στην επίτευξη της βέλτιστης δοσιμετρίας. Σε αυτούς τους ασθενείς, η ύπτια θέση μπορεί να επιφέρει μια μετακίνηση του μαστικού ιστού καθ' ύψος και κατά πλάτος με αποτέλεσμα να απαιτείται προσαρμογή των ορίων του οπίσθιου πεδίου κατά πλάτος. Αυτό έχει ως επακόλουθο την σημαντική αύξηση του ακτινοβολούμενου όγκου του πνεύμονα.

Έχουν προταθεί και εναλλακτικές μέθοδοι τοποθέτησης, με μια εξ' αυτών την τοποθέτηση σε πρηνή θέση. Αυτή η τοποθέτηση ενδείκνυται για ασθενείς με χαλαρούς μαστούς και περιφερειακούς ιστούς επιτυγχάνει καλύτερη δοσιμετρία, μειώνει την έκθεση των υγιών ιστών και βελτιώνει την αξιοπιστία της τοποθέτησης. Σημαντικός παράγοντας που πρέπει να λαμβάνεται υπ' όψιν είναι η θέση του υγιούς μαστού, του οποίου η ακτινοβολήση πρέπει να μειωθεί στο ελάχιστο. Ιδανικά θα πρέπει λοιπόν να υπάρχει μια οπή στην θεραπευτική κλίνη η οποία θα επιτρέπει στον μαστό να πέφτει υπό την βαρύτητα και αυτή να είναι η τελική θέση θεραπείας.

Το αρνητικό αυτής της μεθόδου τοποθέτησης είναι ότι δεν μπορεί να ακτινοβοληθεί πλήρως ο μαστός έως και το θωρακικό τοίχωμα που θεωρείται το όριο, διότι τα πλάγια πεδία θα συγκρουστούν με την θεραπευτική κλίνη.

4.3 Σφάλμα ακινητοποίησης – setup error

Το σφάλμα ακινητοποίησης προκύπτει όταν ο ασθενής έχει διαφορετική θέση στην αξονική τομογραφία και διαφορετική στη θεραπεία. Η σύγκριση μπορεί να γίνει μέσω μιας Cone Beam CT σε σχέση με την αξονική αναφοράς, η οποία είναι η αξονική σχεδιασμού. Από την σύγκριση αυτή, προκύπτουν τόσο τα συστηματικά όσο και τα τυχαία σφάλματα ακινητοποίησης για τον εκάστοτε ασθενή. Εάν αυτή η διαδικασία επαναληφθεί για διαφορετικούς ασθενείς για ένα χρονικό διάστημα τότε δύναται να υπολογιστεί το συστηματικό και τυχαίο σφάλμα ακινητοποίησης.

Συστηματικό (Σ) ονομάζεται το σφάλμα που προκύπτει από την τυπική απόκλιση όλων των μέσων σφαλμάτων ολόκληρου του πλήθους των ασθενών. Η διαδικασία είναι η εξής: Πρώτα, υπολογίζεται η μέση τιμή του σφάλματος για καθένα ασθενή και σε κάθε διεύθυνση ξεχωριστά και έπειτα, από την τυπική απόκλιση των συστηματικών σφαλμάτων όλων των ασθενών, βρίσκουμε το συνολικό συστηματικό σφάλμα.

Τυχαίο (σ) ονομάζεται το σφάλμα που προκύπτει από την μέση τιμή όλων των τυχαίων σφαλμάτων όλων των ασθενών. Πρώτα, υπολογίζεται η τυπική απόκλιση του

κάθε ασθενή ξεχωριστά και στην συνέχεια ,η μέση τιμή όλων των τυπικών αποκλίσεων των ασθενών είναι το τυχαίο σφάλμα.

4.4 Μελέτη των 3D μετατοπίσεων ασθενών

Για την παρούσα πτυχιακή εργασία, στο παρακάτω κεφάλαιο πρόκειται να μελετηθούν τα απεικονιστικά δεδομένα ασθενών με ca μαστού, οι οποίοι υποβλήθηκαν σε ακτινοθεραπευτική διαδικασία με CBCT. Η μελέτη αυτή, λοιπόν, πραγματοποιείται με σκοπό την εκτίμηση του τυχαίου και συστηματικού σφάλματος που αναλύθηκαν πρωτίτερα.

Για την ανάλυση των δεδομένων χρησιμοποιείται η 3D μετατόπιση στους τρεις άξονες (x,y,z), όπου x η μετατόπιση στον longitude άξονα (κεφαλουραίο), y η μετατόπιση στον vertical άξονα (προσθιοπίσθιο) και z η μετατόπιση στον lateral άξονα (πλαγιοπλάγιο). Η 3D μετατόπιση υπολογίζεται με βάση τον τύπο:

$$3D \text{ μετατόπιση} = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (1)$$

Για την ανάλυση των δεδομένων θα χρειαστεί επίσης ο υπολογισμός της μέσης τιμής μετατόπισης ανά ασθενή (\bar{x}), της μέσης τιμής μετατόπισης του πληθυσμού των ασθενών, καθώς και η τυπική απόκλιση (standard deviation) των μέσων τιμών ανά ασθενή (σ), όπου:

- Μέση Τιμή: $\bar{x} = \frac{\sum x}{n}$ όπου $\sum x$ το άθροισμα των τιμών και n το πλήθος των ασθενών.
- Τυπική απόκλιση: $s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum (x_i - \bar{x})^2}$ (3)

Για τον υπολογισμό των τυχαίων και συστηματικών σφαλμάτων θα χρειαστεί επίσης το παρακάτω τυπολόγιο, όπου $m_{i,k}$ η μέση τιμή λάθους τοποθέτησης για κάθε ασθενή σε κάθε άξονα ξεχωριστά, N_p ο αριθμός των ασθενών, N_f ο αριθμός των συνεδριών και $\epsilon_{j,i,k}$ το λάθος τοποθέτησης για συνεδρία j για ασθενή i κατά μήκος του k^{th} άξονα:

- Συστηματικό λάθος για ασθενή i , κατά μήκος του k^{th} άξονα, $S_{i,k}$

$$S_{i,k} = m_{i,k} \quad (4)$$

- Συστηματικό λάθος για τον πληθυσμό, S_{pop} , κατά μήκος του k^{th} άξονα:

$$S_{pop} = SD_{pop,k} = SD(\sum_{i=1}^{N_p} m_{i,k}) \quad (5)$$

- Τυχαίο λάθος για ασθενή i κατά μήκος του k^{th} άξονα:

$$\sigma_{i,k} = SD(\sum_{j=1}^{N_f} \varepsilon_{j,i}) \quad (6)$$

- Τυχαίο λάθος στον πληθυσμό κατά μήκος του k άξονα (τετραγωνική ρίζα της μέσης τιμής των τετραγώνων των τυχαίων λαθών στον πληθυσμό – root-mean-square RMS):

$$\sigma_{pop,k} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N_p} (\sigma_{i,k})^2}{N_p}} \quad (7)$$

Πρώτα, πρέπει να υπολογιστεί η μέση τιμή του σφάλματος για καθένα ασθενή και σε κάθε διεύθυνση ξεχωριστά και έπειτα, από την τυπική απόκλιση των συστηματικών σφαλμάτων όλων των ασθενών θα προκύψει το συνολικό συστηματικό σφάλμα. Για το συνολικό τυχαίο σφάλμα, πρέπει να υπολογιστεί η τυπική απόκλιση του κάθε ασθενή ξεχωριστά και στη συνέχεια, η μέση τιμή όλων των τυπικών αποκλίσεων των ασθενών είναι το τυχαίο σφάλμα.

4.5 Ανάλυση δεδομένων

Στα πλαίσια της παρούσας πτυχιακής εργασίας, έγινε retrospective (χωρίς φυσική παρουσία) καταγραφή και ανάλυση δεδομένων μετατόπισης 22 ασθενών από το τμήμα Ακτινοθεραπείας του ομίλου «ΙΑΣΩ» στην Αθήνα. Τα δεδομένα που πάρθηκαν ήταν ανώνυμα και αφορούσαν γυναίκες που υποβλήθηκαν σε ακτινοθεραπεία στην περιοχή του μαστού. Ο αριθμός των συνεδριών κυμαίνονται από 15-30 και χρησιμοποιήθηκε σύστημα ακινητοποίησης για το μαστό και υποπόδιο σύστημα υποστήριξης για τα πόδια. Σε καμία ασθενή δε πραγματοποιήθηκε breath hold και επίσης να σημειωθεί ότι λήφθηκαν υπ' όψιν όλες οι ακτινοθεραπευτικές συνεδρίες.

Παρακάτω παρατίθεται ένας συγκεντρωτικός πίνακας των δεδομένων που ελήφθησαν στον οποίο αναγράφονται ο αριθμός των ασθενών που αποτελούν το δείγμα μας για την παρούσα εργασία, για την κάθε ασθενή ξεχωριστά ο υπό

ακτινοβόληση μαστός, ο αριθμός των συνεδριών καθώς και αν ακολουθήθηκε τεχνική με συγκράτηση της αναπνοής.

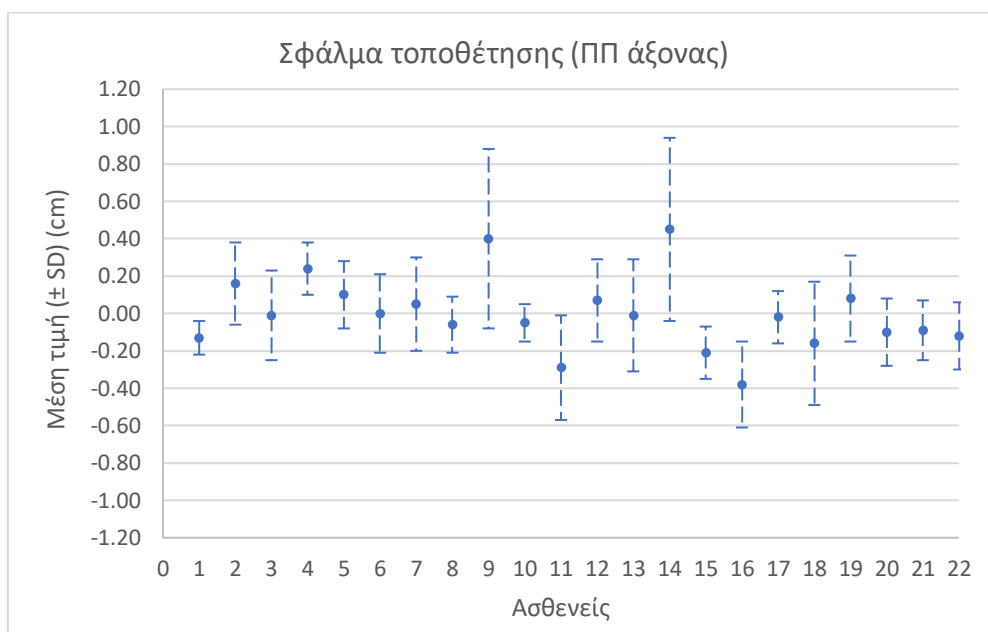
A/α	R/L Μαστός	Αριθμός συνεδριών	Συγκράτηση αναπνοής
1	R	15	ΟΧΙ
2	R	19	ΟΧΙ
3	R	19	ΟΧΙ
4	R	15	ΟΧΙ
5	L	19	ΟΧΙ
6	R	25	ΟΧΙ
7	L	30	ΟΧΙ
8	L	25	ΟΧΙ
9	R	25	ΟΧΙ
10	L	25	ΟΧΙ
11	L	25	ΟΧΙ
12	L	25	ΟΧΙ
13	L	19	ΟΧΙ
14	L	25	ΟΧΙ
15	R	18	ΟΧΙ
16	L	19	ΟΧΙ
17	L	25	ΟΧΙ
18	R	15	ΟΧΙ
19	L	15	ΟΧΙ
20	R	15	ΟΧΙ
21	R	25	ΟΧΙ
22	R	15	ΟΧΙ

Πίνακας 4.1: Συγκεντρωτική αναφορά του αριθμού των ασθενών, του διαχωρισμού δεξιού/αριστερού μαστού, του αριθμού των συνολικών συνεδριών καθώς και της συγκράτησης αναπνοής.

Σύμφωνα με τα διεθνή βιβλιογραφικά πρότυπα για το μαστό, η απόκλιση που ορίζεται από τη θέση θεραπείας κυμαίνεται από 2.1 έως 6.5 mm, οπότε ευνόητα θα γίνει αποκλεισμός κάποιων ασθενών που ξεπερνούν τα όρια που έχουν θεσπιστεί.

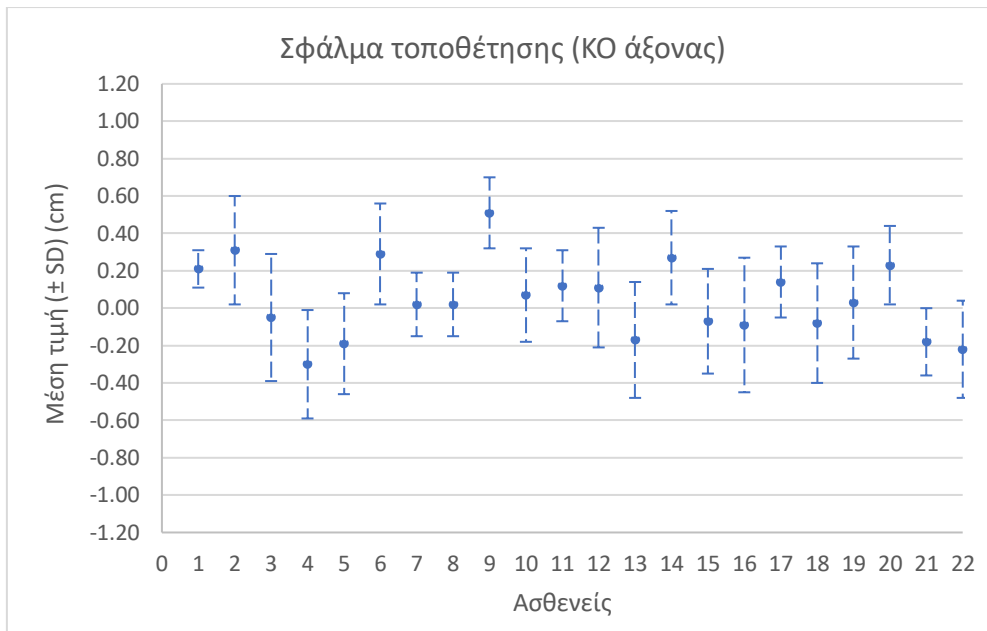
Στον αντίποδα, για τις υπόλοιπες ασθενείς που βρίσκονται εντός των προβλεπόμενων ορίων, θα εξεταστούν πιθανές αιτίες απόκλισης από τη θέση θεραπείας καθώς και τα πιθανά τυχαία και συστηματικά σφάλματα.

Παρακάτω παρατίθεται 3 γραφήματα, στο καθένα από τα οποία απεικονίζονται η μέση τιμή απόκλισης κάθε ασθενή στον κάθε άξονα (κεφαλουραίο, προσθιοπίστιο και πλαγιοπλάγιο) ξεχωριστά.



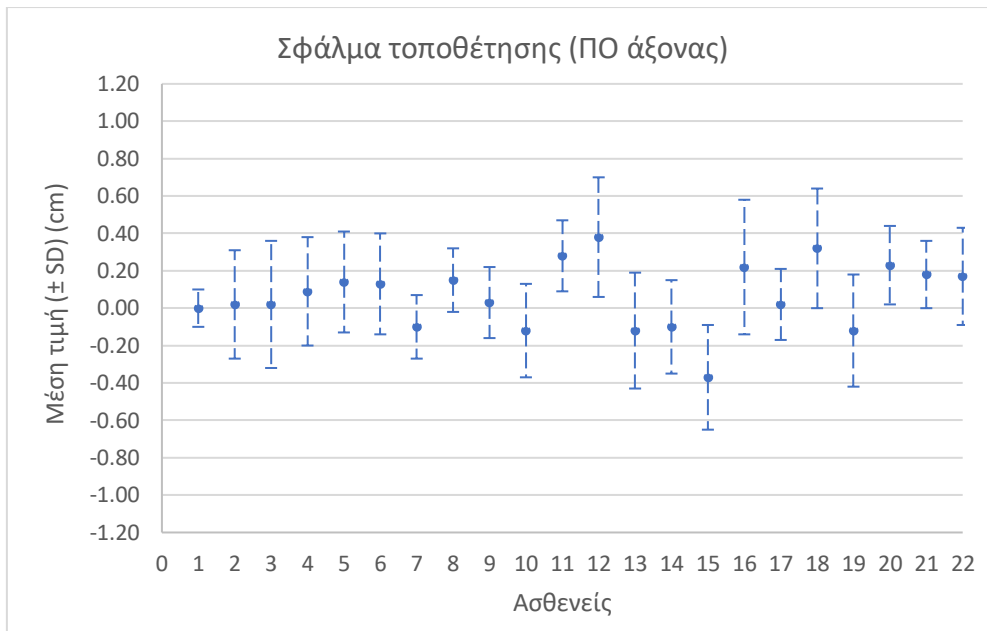
Γράφημα 4.1 : Σφάλμα τοποθέτησης (setup error, cm) (μέση τιμή ± σταθερά απόκλιση) κατά μήκος του πλαγιο-πλάγιου άξονα (ΠΠ) στα προς μελέτη περιστατικά.

Παρατηρούμε, για τον πλαγιοπλάγιο άξονα, πως η ελάχιστη τιμή αντιστοιχεί στα -0,6 cm και η μέγιστη στα 0,9 cm. Αναλύοντας εκτενέστερα τα δεδομένα του γραφήματος παρατηρούμε πως η 9^η και η 14^η ασθενείς παρουσιάζουν αυξημένο τυχαίο και συστηματικό λάθος συγκριτικά με τις υπόλοιπες ασθενείς. Συγκεκριμένα, για τις δύο προαναφερθείσες ασθενείς πιθανή στρόφη του σώματος λόγω πόνου, δυσχέρειας ή ασυνεργασίας μπορεί να επηρεάσει τη θέση τους ως προς τον πλαγιοπλάγιο άξονα.



Γράφημα 4.2 : Σφάλμα τοποθέτησης (setup error, cm) (μέση τιμή ± σταθερά απόκλιση) κατά μήκος του κεφαλουραίου άξονα (ΚΟ) στα προς μελέτη περιστατικά.

Παρατηρούμε, για τον κεφαλουραίο άξονα, πως η ελάχιστη τιμή αντιστοιχεί στα -0,6 cm και η μέγιστη στα 0,7 cm. Αναλύοντας εκτενέστερα τα δεδομένα του γραφήματος παρατηρούμε πως η 3^η, η 12^η, η 13^η και η 16^η ασθενείς παρουσιάζουν αυξημένο τυχαίο και συστηματικό λάθος. Συγκεκριμένα, για τις προαναφερθείσες ασθενείς πιθανή εσφαλμένη τοποθέτηση των χεριών στις θήκες για τους βραχίονες στο σύστημα ακινητοποίησης καθώς επίσης και η μη επαναλήψιμη τοποθέτηση των κάτω άκρων στο υποπόδιο, μπορεί να οδηγήσουν σε μια μη βολική θέση του κορμού. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα, τη μετατόπιση του σώματος στον κεφαλουραίο άξονα και κατ' επέκταση την παρατήρηση των παραπάνω μεταβολών ως προς αυτόν τον άξονα. Από το δείγμα της μελέτης παρόλο που η 9^η ασθενής δεν παρουσιάζει σημαντική διακύμανση από τη μέση τιμή, η μέγιστη απόκλιση από τη μέση τιμή ξεπερνά τα διεθνή πρότυπα (0,7 cm).



Γράφημα 4.3 : Σφάλμα τοποθέτησης (setup error, cm) (μέση τιμή ± σταθερά απόκλιση) κατά μήκος του προσθιοπίσθιου άξονα (ΠΟ) στα προς μελέτη περιστατικά.

Παρατηρούμε, για τον προσθιοπίσθιο άξονα, πως η ελάχιστη τιμή αντιστοιχεί στα -0,65 cm και η μέγιστη στα 0,7 cm. Αναλύοντας εκτενέστερα τα δεδομένα του γραφήματος παρατηρούμε πως η 3^η, η 12^η και η 16^η ασθενείς παρουσιάζουν αυξημένο τυχαίο και συστηματικό λάθος. Συγκεκριμένα, για τις προαναφερθείσες ασθενείς η παρατήρηση των παραπάνω αποτελεσμάτων μπορεί να οφείλεται σε απώλεια βάρους, ακανόνιστη αναπνοή ή μείωση όγκου του μαξιλαριού στήριξης της κεφαλής. Από τις 3 παραπάνω ασθενείς μόνο η 12^η ξεπερνά τα διεθνή πρότυπα επαναληψιμότητας της θέσης θεραπείας (0,7 cm).

Στη διαδικασία λοιπόν εκλογής των ασθενών λαμβάνονται υπ' όψιν οι αποκλίσεις αυτές που μπορεί να ξεπερνούν τα θεσπιζόμενα όρια. Για το λόγο αυτό, απορρίφθηκαν από την καταμέτρηση δύο ασθενείς των οποίων η μέση τυπική απόκλιση ξεπερνούσε τις αποδεκτές τιμές που αναφέρθηκαν προηγουμένως (απόκλιση >6,5 mm). Οι μετρήσεις των υπόλοιπων ασθενών ήταν εντός των ορίων οπότε εξετάζονται οι αιτίες που μπορούν να προκαλέσουν αποκλίσεις από τη θέση θεραπείας καθώς και τα τυχαία και συστηματικά σφάλματα που αυτές επιφέρουν.

Από την ανάλυση των δεδομένων στις ασθενείς που οι αποκλίσεις ξεπερνούν τα 6,5 mm συμπεραίνουμε ότι το σφάλμα είναι συστηματικό και πιθανόν να οφείλεται σε λάθη στο set up (εξομοίωση). Άλλες αιτίες που συμβάλλουν στην ύπαρξη σφαλμάτων είναι γενική αδυναμία συνεργασίας όπως ο βήχας ή ο πόνος, η ακανόνιστη αναπνοή, η μείωση του βάρους του ασθενούς ή στον αντίποδα το «πρήξιμο», η μείωση του όγκου του μαξιλαριού (λόγω υπερχρησίας) που χρησιμοποιείται για την υποστήριξη του κεφαλιού στο σύστημα ακινητοποίησης, το άγχος, η ηλικία, πιθανό λάθος στον ευθυσμό των laser του εξομοιωτή και φυσικά στον ανεπαρκή ποιοτικό έλεγχο του γραμμικού επιταχυντή (Linac).

Όσον αφορά τους ασθενείς που κρίθηκαν αποδεκτοί προς μελέτη, παρατηρείται πως μπορεί να παρουσιάσουν τυχαία σφάλματα σε κάποιον από τους 3 άξονες κατά την ακτινοθεραπευτική διαδικασία, όπως λάθη στην καθημερινή επικέντρωση μέσω των laser του γραμμικού επιταχυντή.

Βιβλιογραφία

1. Amritha , J., 2019. Comparison of CT and CBCT. *SRM Dental College*
2. Zhen X, Yan H, Zhou L, et al. Deformable image registration of CT and truncated cone beam CT for adaptive radiation therapy. *Phys Med Biol* 2013;58(22):7979–93
3. Elluru Venkatesh, S. V. E., 2017. Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. *US National Library of Medicine National Institutes of Health*.
4. Ibrahim , N. & Wisam, A.-R., 2018. Cone Beam Computed Tomography. *PubMed.gov*.
5. Kenneth , A. & Dwight , R. D., 2014. Basic Principles of Cone Beam Computed Tomography. *Loma Linda University School of Dentistry*.
6. Miracle, A. C. & Mukherji, S. K., 2009. Cone-beam CT of the Head and Neck. *Am J Neuroradiology*
7. Pavan Kumar T., και συν., 2017. Basics of CBCT Imaging. *Department of Oral Medicine and Radiology, Ramaiah University of Applied Sciences, Bangalore*.
8. Puthenpurayil, G. & Tatu Elenjickal , J., 2015. Fundamentals of cone beam computed tomography for a prosthodontist. *PubMed.gov*.
9. Srinivasan K, Mohammadi M, Shepherd J, 2014, Applications of linac-mounted kilovoltage Cone-beam Computed Tomography in modern radiation therapy: A review. *Pol J Radiol*, 79:181-183
10. Siewerdsen, J., 2010. Cone-Beam CT: Principles Practicalities and Applications. *Med Phys* 37 (6).
11. Venkatesh E, Snehal Venkatesh E, 2017. Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. *J Istanb Univ Fac Dent*, 51(3 Suppl 1): S102-S121.
12. Μπότσης, Χ., 2020. Αξιολόγηση της ακρίβειας της υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης στην μέτρηση πάχους του λεπτού φλοιώδους οστού γύρω από πειραματικές χειρουργικές βλάβες σε γνάθους χοίρων σε σχέση με τις παραμέτρους ακτινοβολίας. *Μεταπτυχιακή Διπλωματική Εργασία, Τμήμα Οδοντιατρικής, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης*.
13. William, C. S. & Allan, G. F., 2008. What is cone-beam CT and how does it work?. *PubMed.gov*.
14. Amols , H., Jaffray, D. A. & Orton, C. G., 2006. *Point/counterpoint. Image-guided radiotherapy is being overvalued as a clinical tool in radiation oncology*. [Ηλεκτρονικό] Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17089824/> [Πρόσβαση 27 Νοεμβρίου 2021].
15. Asal, R., 2013. *New breath-hold treatment for breast cancer patients uses video surveillance to spare heart from radiation*. [Ηλεκτρονικό] Available at: <https://utswmed.org/medblog/breath-hold/> [Πρόσβαση 27 Νοεμβρίου 2021].
16. Batumalai, V. και συν., 2016. *Comparison of setup accuracy of three different image assessment methods for tangential breast radiotherapy*. [Ηλεκτρονικό]

Available at: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/jmrs.180> [Πρόσβαση 27 Νοεμβρίου 2021].

17. Topolnjak, R. και συν., 2010. *Breast patient setup error assessment: comparison of electronic portal image devices and cone-beam computed tomography matching results*. [Ηλεκτρονικό] Available at: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20472368/> [Πρόσβαση 27 Νοεμβρίου 2021].
18. Γουδούσης, Β., 2018. *Συστηματοποίηση αποτελεσμάτων Cone Beam CT κατά την ακτινοθεραπεία*, Θεσσαλονίκη: Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης & Αντικαρκινικό Νοσοκομείο Θεσσαλονίκης "Θεαγένειο".
19. Cho PS, Johnson RH, Griffin TW, *Cone-beam CT for radiotherapy applications*, Phys Med Biol **1995**, 40(11), 1863-83
20. Matthias Guckenberger, *Image-guided Radiotherapy Based on Kilovoltage Cone-beam Computed Tomography – A Review of Technology and Clinical Outcome*, Eur Oncol & Haemat **2011**, 7(2), 121-124
21. Avice O'Connell, David L. Conover, Yan Zhang, Posy Seifert, Wende Logan-Young, Chuen-Fu Linda Lin, Lawrence Sahler and Ruola Ning, *Cone-Beam CT for Breast Imaging: Radiation Dose, Breast Coverage, and Image Quality*, AJR **2010**, 195(2), 496-509
22. White EA, Cho J, Vallis KA, Sharpe MB, L C, Jaffray DA, *Cone Beam Computed Tomography guidance for setup of patients receiving accelerated partial breast irradiation*, Int J Radiat Oncol Biol Phys **2007**, 68(2), 547-554
23. Batumalai V, Phan P, Choong C, Holloway L, Delaney GP, *Comparison of setup accuracy of three different image assessment methods for tangential breast radiotherapy*, J Med Radiat Sci **2016**, 63, 224–231
24. European Federation of Organisations for Medical Physics (EFOMP), European society for Radiotherapy & Oncology (ESTRO), International Atomic Energy Agency (IAEA protocol), 2017. *Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT)*. [online] Available at: 2017-06-02-CBCT_EFOMP-ESTRO-IAEA_protocol.pdf [Πρόσβαση 3 Μαρτίου 2022]
25. Roberts, J A., Drage, N A., Davies, J., Thomas D W., 2008, *Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry*, pp. 35-40. Available at: [Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry - PubMed \(nih.gov\)](Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry - PubMed (nih.gov)) [Πρόσβαση 3 Μαρτίου 2022]
26. Xiu-Qing Ai, Cheng-Qiong Tang, Heng Wu, Turd Garbo, Xue Wang, Jiang-Ping Liu, Yao-Feng Cao, Hua Jin., 2020, *Comparison of positioning accuracy of different registration methods and dosimetric analysis of adaptive radiotherapy for breast cancer after breast conserving surgery*, 9(5), pp. 3274-3281. Available at: [Comparison of positioning accuracy of different registration methods and dosimetric analysis of adaptive radiotherapy for breast cancer after breast conserving surgery - PubMed \(nih.gov\)](Comparison of positioning accuracy of different registration methods and dosimetric analysis of adaptive radiotherapy for breast cancer after breast conserving surgery - PubMed (nih.gov)) [Πρόσβαση 22 Φεβρουαρίου 2022]
27. Shengyu, Yao., Yin, Zhang., Ke, Nie., Bo, Liu., Bruce, G. Haffty., Nisha, Ohri., Ning, J. Yue., 2019, *Setup uncertainties and the optimal imaging schedule in the prone position whole breast radiotherapy*, 14(1). Available at: <Setup uncertainties and the optimal imaging>

[schedule in the prone position whole breast radiotherapy | Radiation Oncology | Full Text \(biomedcentral.com\)](#) [Πρόσβαση 22 Φεβρουαρίου 2002]

28. Γουγούσης, Β., 2018. *Συστηματοποίηση αποτελεσμάτων Cone Beam CT κατά την ακτινοθεραπεία*. Πτυχιακή εργασία [online]. Θεσσαλονίκη: Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης. Διαθέσιμο στο: https://ikee.lib.auth.gr/record/303510/files/Thesis_goudousis.pdf:
29. Μπαλαφούτα, Μ., 2020, *Ειδικές Εφαρμογές Ακτινοθεραπείας*. Αθήνα: Ιατρικές Εκδόσεις Κωνσταντάρας
30. Παπαγεωργίου, Ε., 2016, *Βιοστατιστική και Εφαρμογές*. Αθήνα: Εκδόσεις Νέων Τεχνολογιών
31. Ζιντζαράς, Η., (έτος), *Περιγραφική στατιστική*. Πανεπιστήμιο Θεσσαλίας [εργαστήριο βιομαθηματικών τμήματος ιατρικής