



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ

ΤΜΗΜΑ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΚΑΘΟΔΗΓΟΥΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ CONE BEAM

COMPUTED TOMOGRAPHY

ΦΡΑΓΚΑΚΗ ΘΕΟΔΩΡΑ 20017

ΜΕΛΗ ΤΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

Παππάς Ευάγγελος επιβλέπον καθηγητής

Αθήνα, Ιούλιος 2023

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΤΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Όνοματεπώνυμο καθηγητών επιτροπής	Βαθμίδα και ιδιότητα	Ψηφιακή υπογραφή
Ευάγγελος Παππάς	Αναπληρωτής Καθηγητής Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών ΠΑΔΑ Τομέα Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας	
Παπαβασιλείου Περικλής	Επίκουρος Καθηγητής Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών ΠΑΔΑ Τομέα Ακτινολογίας και Ακτινοθεραπείας	
Μπαλαφούτα Μυρσίνη	Επίκουρη Καθηγήτρια Διευθύντρια Τομέα Ακτινολογίας & Ακτινοθεραπείας Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών ΠΑΔΑ	

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη ΦΡΑΓΚΑΚΗ ΘΕΟΔΩΡΑ του ΜΑΤΘΑΙΟΥ με αριθμό μητρώου (ΑΜ) 20017 φοιτήτριας του Προγράμματος Μεταπτυχιακών Σπουδών «Σύγχρονες Εφαρμογές στην Ιατρική Απεικόνιση» του Τομέα Ακτινολογίας-Ακτινοθεραπείας του Τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών, της Σχολής Επιστημών Υγείας και Πρόνοιας, του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω ότι :

«Είμαι συγγραφέας της μεταπτυχιακής διπλωματικής εργασίας με τίτλο «ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΚΑΘΟΔΗΓΟΥΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY» 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». Επιθυμώ την απαγόρευση πρόσβασης στο πλήρες κείμενο της εργασίας μου μέχρι 12 μήνες και έπειτα από αίτηση μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντα καθηγητή.

Η Δηλούσα



ΕΚΦΡΑΣΗ ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΩΝ

Πρώτον, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον ακαδημαϊκό μου επιβλέποντα, Παππά Ευάγγελο, για την ανεκτίμητη καθοδήγηση και υποστήριξή του καθ' όλη τη διάρκεια της έρευνάς μου. Οι εξειδικευμένες γνώσεις του ήταν καθοριστικές για τη διαμόρφωση των ιδεών και της προσέγγισής μου. Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τα μέλη ΔΕΠ του τμήματος Βιοϊατρικών Επιστημών του τομέα ακτινολογίας και ακτινοθεραπείας του ΠΑΔΑ, τα οποία μου παρείχαν ένα ενθαρρυντικό ακαδημαϊκό περιβάλλον στο οποίο μπόρεσα να μάθω και να αναπτυχθώ. Η διδασκαλία και η καθοδήγησή τους αποτέλεσαν συνεχή πηγή έμπνευσης και παρακίνησης. Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια και τους φίλους μου για την αμέριστη υποστήριξη και ενθάρρυνσή τους καθ' όλη τη διάρκεια της ακαδημαϊκής μου διαδρομής. Η αγάπη και η πίστη τους στις ικανότητές μου ήταν μια συνεχής πηγή δύναμης και έμπνευσης. Για άλλη μια φορά, εκφράζω την εγκάρδια εκτίμησή μου σε όλους όσους συνέβαλαν με οποιονδήποτε τρόπο στην παρούσα διατριβή.

ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΚΑΘΟΔΗΓΟΥΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΑΞΟΝΙΚΗΣ ΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΚΩΝΙΚΗΣ ΔΕΣΜΗΣ (CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY)

ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΓΛΩΣΣΑ

Η χρήση της αξονικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (Cone Beam Computed Tomography- CBCT) είναι η πιο διαδεδομένη τεχνική απεικόνισης στην απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία (Image Guided Radiotherapy- IGRT). Η τρισδιάστατη απεικόνιση της CBCT στην ακτινοθεραπεία βοηθάει στην επαλήθευση της θέσης του ασθενούς αλλά και του όγκου στόχου σε σχέση με τα υπόλοιπα όργανα. Ο σκοπός της παρούσας βιβλιογραφικής μελέτης είναι η ανασκόπηση των συστημάτων CBCT και η κατανόηση της λειτουργίας τους. Επιπλέον, στην μελέτη αυτή γίνεται αναφορά στους περιορισμούς της CBCT, όπου προκαλούν ασυνέπειες-σφάλματα στην απεικόνιση (artifacts), με σκοπό την κατανόηση αυτών έτσι ώστε να αποφευχθούν. Παράλληλα, προτείνονται νέες τεχνικές για την βελτιστοποίηση της ποιότητας της εικόνας, όπως είναι η συνδυαστική KV-MV CBCT, ο επαναληπτικός αλγόριθμος (Iterative CBCT- iCBCT) και η χρήση τεχνητής νοημοσύνης, για την δημιουργία συνθετικής υπολογιστικής τομογραφίας (synthetic CT- sCT) χρησιμοποιώντας δεδομένα από κλασικές αξονικές και CBCT. Ένας ακόμα προβληματισμός που θα αναφερθεί και θα μελετηθεί είναι η υπερακτινοβολήση της περιοχής που θα δεχτεί την ακτινοθεραπεία λόγω της επιπρόσθετης ακτινοβολίας από την CBCT. Τέλος, θα γίνει αναφορά της προσαρμοζόμενη ακτινοθεραπεία (Adaptive Radiotherapy- ART), που θεωρείται η εξέλιξη της IGRT, καθώς και ο ρόλος της CBCT σε αυτή. Για αυτήν την βιβλιογραφική μελέτη συλλέχθηκαν μόνο δημοσιευμένα άρθρα από το PubMed και το Google Scholar, όπως και οι εικόνες που χρησιμοποιήθηκαν για την επεξήγηση του κειμένου. Το αποτέλεσμα προήλθε από συνολικά 60 βιβλιογραφικές αναφορές. Το συμπέρασμα της παρούσας μελέτης είναι ότι η CBCT είναι ένα πολύτιμο εργαλείο στην ακτινοθεραπεία, όπου κάνοντας χρήση των σωστών παραμέτρων και χρησιμοποιώντας την εξέλιξη της τεχνολογίας για ενίσχυση της απεικόνισης, αυξάνει τις πιθανότητες επιτυχούς θεραπείας με τις ελάχιστες πιθανές παρενέργειες.

Keywords: Cone Beam Computed Tomography (CBCT), Image Guided Radiotherapy (IGRT), KV/MV CBCT, Iterative CBCT, Synthetic CT-sCT, Deep Learning, Adaptive Radiotherapy (ART), Artifacts.

IMAGE-GUIDED RADIOTHERAPY USING CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY

ABSTRACT (ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ ΓΛΩΣΣΑ)

The use of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) is the most widely used imaging technique in Image Guided Radiotherapy (IGRT). The 3D imaging of CBCT in radiotherapy helps to verify the position of the patient and the target tumor in relation to other organs. The purpose of this literature study is to review CBCT systems and understand their function. Also, this study reports on the limitations of CBCT, where they cause inconsistencies – errors in imaging (artifacts), in order to understand them so that they can be avoided. In addition, new techniques are proposed to optimize the image quality, such as combined KV-MV CBCT, iterative CBCT (iCBCT) algorithm and the use of artificial intelligence to generate synthetic CT (sCT) using data from conventional CT and CBCT. Another concern that will be reported and studied is the hyper-irradiation of the treatment area due to the additional radiation from CBCT. Finally, adaptive radiotherapy (ART), which is considered the evolution of IGRT, and the role of CBCT in it will be discussed. For this literature study, only published articles from PubMed and Google Scholar were collected, as well as the images used to illustrate the text. The result was derived from a total of 60 literature references. The conclusion of this study is that CBCT is a valuable tool in radiotherapy, where by making use of the right parameters and using advances in technology to enhance imaging, it increases the chances of successful treatment with minimal side effects.

Keywords: Cone Beam Computed Tomography (CBCT), Image Guided Radiotherapy (IGRT), KV/MV CBCT, Iterative CBCT, Synthetic CT-sCT, Deep Learning, Adaptive Radiotherapy (ART), Artifacts.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΤΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΚΡΙΣΗ ΤΗΣ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	iv
ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	v
ΕΚΦΡΑΣΗ ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΩΝ	vi
ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΓΛΩΣΣΑ	vii
ABSTRACT (ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ ΓΛΩΣΣΑ)	viii
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	ix
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	1
1. CBCT ΣΤΗΝ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ	4
1.1 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ CBCT	4
1.2 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ CBCT ΣΤΗΝ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ	7
1.3. IGRT ΚΑΡΚΙΝΟΥ ΠΡΟΣΤΑΤΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ CBCT	10
2. ARTIFACTS ΤΗΣ CBCT- ΑΙΤΙΑ ΕΜΦΑΝΗΣΗΣ ΚΑΙ ΕΠΙΔΙΩΡΘΩΣΗ	15
2.1 ΣΚΕΔΑΣΗ ΚΑΙ ΘΟΡΥΒΟΣ	15
2.2 BEAM HARDENING ARTIFACT	16
2.3 RING ARTIFACT	18
2.4 ARTIFACT ΚΙΝΗΣΗΣ ΚΑΙ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ	21
2.5 CRESCENT ARTIFACT (ARTIFACT ΗΜΙΣΕΛΗΝΟΥ)	23
2.6 ΓΡΑΜΜΟΕΙΔΗ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΑ ARTIFACT (ALIASING ARTIFACT)	24
3. ΜΕΘΟΔΟΙ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ CBCT	26
3.1 ΣΥΝΔΥΑΣΤΙΚΗ KV-MV CBCT	26

3.2	ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΟΣ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ (Iterative CBCT- iCBCT)	29
3.3	ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΒΑΘΙΑ ΜΑΘΗΣΗ (DEEP LEARNING- BASED IMAGE RECONSTRUCTION).....	33
4.	ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΑΠΟ ΤΗΝ CBCT	36
5.	Η CBCT ΣΤΗΝ ΠΡΟΣΑΡΜΟΖΟΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ-ADAPTIVE RADIOTHERAPY (ART)....	39
	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	41
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	Σφάλμα! Δεν έχει οριστεί σελιδοδείκτης.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ακτινοθεραπεία πλέον έχει γίνει σημαντικό εργαλείο για την καταπολέμηση σχεδόν όλων των τύπων καρκίνων. Για μία αποτελεσματική θεραπεία είναι αναγκαία η συνέπεια της επαναληψιμότητας του πλάνου θεραπείας αλλά και η αναπροσαρμογή του όταν υπάρχουν μεταβολές. Ο στόχος της Απεικονιστικά Καθοδηγούμενης Ακτινοθεραπείας (Image-Guided Radiotherapy- IGRT) είναι η επιβεβαίωση της επαναληψιμότητας και η προσαρμογή του πλάνου θεραπείας με συστηματική παρακολούθηση κατά την διάρκεια των συνεδριών της ακτινοθεραπείας. Με την IGRT είναι δυνατή η αποφυγή λαθών που μπορεί να υπάρχουν κατά την οριοθέτηση του όγκου στόχου, την τοποθέτηση του ασθενούς (set up errors) αλλά και κατά την κίνηση των παρακείμενων οργάνων. Επίσης, με την συστηματική παρακολούθηση πριν την λήψη της θεραπείας επιβεβαιώνεται και αν χρειαστεί αναπροσαρμόζεται η θέση του όγκου στόχου (target volume) και των οργάνων που θα εκτεθούν στην ακτινοβολία (organs at risk- OARs). Επομένως, συνυπολογίζονται οι πιθανές μεταβολές των θέσεων των παραπάνω δομών, οι οποίες είναι αποτέλεσμα είτε λόγω της συνεχούς κίνησης οργάνου (π.χ. πνεύμονας), είτε μετατόπισης κάποιας δομής από μία άλλη σε σύγκριση με την αξονική τομογραφία που σχεδιάστηκε το πλάνο (π.χ ca Προστάτη- αλλαγή της θέσης λόγω μικρότερης πλήρωσης της ουροδόχου κύστης), είτε από απώλεια βάρους (π.χ. Ca λάρυγγα). Τα σφάλματα στην ακτινοθεραπεία μπορούν να ταξινομηθούν είτε ως συστηματικά είτε ως τυχαία σφάλματα. Ένα συστηματικό σφάλμα είναι δυνατό να παρουσιαστεί κατά την προετοιμασία της θεραπείας και εισάγεται κατά τη διαδικασία του σχεδιασμού (δηλ. τοποθέτηση, προσομοίωση ή οριοθέτηση στόχου). Ένα τυχαίο σφάλμα είναι δυνατό να εμφανιστεί κατά την εκτέλεση της θεραπείας και ποικίλλει σε κάθε συνεδρία λόγω της απρόβλεπτης φύσης του. Τα συστηματικά σφάλματα

μετατοπίζουν ολόκληρη την κατανομή της δόσης μακριά από τον κλινικό όγκο-στόχο (CTV), ενώ τα τυχαία σφάλματα διασπείρουν αυτή την κατανομή γύρω από τον CTV. Ένα συστηματικό σφάλμα επηρεάζει ομοιόμορφα όλες τις συνεδρίες θεραπείας (Goyal S. and Kataria T ^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

Στο παρελθόν η απεικόνιση της περιοχής ενδιαφέροντος γινόταν με την χρήση φορητών ακτινολογικών συστημάτων όπου τοποθετούνταν πάνω από τον ασθενή. Αυτή η μέθοδος ήταν αρκετά χρονοβόρα και με χαμηλή ακρίβεια (απόκλιση της τάξεως των 5mm) για την αξιολόγηση της θέσης του ασθενούς και για αυτό τον λόγο δεν χρησιμοποιείται πλέον. Έπειτα, αναπτύχθηκε η χρήση Ηλεκτρονικών συστημάτων απεικόνισης με την ονομασία Electronic Portal Imaging Devices (EPIDs), τα οποία τοποθετήθηκαν, χρησιμοποιώντας ρομποτικούς βραχίονες, αντιδιαμετρικά από την πηγή ακτινοβολίας του γραμμικού επιταχυντή. Η συσκευή EPID με βάση υδρογονωμένο με άμορφο πυρίτιο (hydrogenated amorphous silicon- aSi: H) είναι η πιο διαδεδομένη. Με αυτήν την μέθοδο βελτιώθηκε η ακρίβεια της τοποθέτησης, αλλά και λόγω της παραγωγής ψηφιακής εικόνας είναι δυνατή η γρήγορη αξιολόγησή της και η αποθήκευσή της. Όμως η παραγωγή ακτινοβολίας είναι από την πηγή του γραμμικού επιταχυντή, οπότε το ενεργειακό φάσμα της ακτινοβολίας είναι της τάξεως των MeV και αυτό έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή εικόνας με χαμηλή σκιαγραφική αντίθεση λόγω της κυριαρχίας της σκέδασης Compton.

Με την εξέλιξη της κλινικής ακτινολογίας έχουν αναπτυχθεί πολλά συστήματα και τεχνικές για χρήση και βελτιστοποίηση της απεικονιστικά καθοδηγούμενης ακτινοθεραπείας (IGRT). Η σύνθεση (co-registration) πολλαπλών εικόνων του όγκου στόχου με διάφορες τεχνικές (π.χ. CT, MRI, PET) για την κατάληξη των ακριβών ορίων του, απαιτεί την εξέλιξη συστημάτων που θα

μπορούν εξίσου να απεικονίσουν τον όγκο στόχο αλλά και τις παρακείμενες δομές, έτσι ώστε να είναι δυνατή η διόρθωση της θέσης ή και όλου του πλάνου (αν είναι αναγκαίο) πριν από την έναρξη της θεραπείας. Για αυτόν τον λόγο ήταν αναγκαία η εξέλιξη συστημάτων οπού να παρέχουν εικόνες 3D. Επιπλέον, όπως προαναφέρθηκε, τα συστήματα EPID υστερούν σε σκιαγραφική αντίθεση, οπότε αναπτύχθηκε η ιδέα να προσαρμοστεί στο σύστημα του γραμμικού επιταχυντή ένα σύστημα λυχνίας ακτίνων Χ και ανιχνευτή (Flat Panel Imager- FPI), όπου θα έχει το ίδιο ισόκεντρο με την πηγή του γραμμικού επιταχυντή. Όμως, ως γνωστόν, δεν είναι δυνατή η παραγωγή εικόνας και η ταυτόχρονη μετακίνηση του κρεβατιού της ακτινοθεραπείας. Αυτόν τον περιορισμό τον εξάλειψε η ανάπτυξη της χρήσης μίας ανοιχτής δέσμης ακτίνων Χ (κωνική δέσμη- cone beam) έτσι ώστε να περιλαμβάνει όλο το θέμα ακτινοβολήσης. Επομένως, με αυτόν τον τρόπο έχουμε μια 3D εικόνα και αντίθετα με τα συστήματα EPIDs, επιτυγχάνεται καλύτερη σκιαγραφική αντίθεση, υψηλότερη χωρική διακριτική ικανότητα και κβαντική απόδοση (περίπου 60%) (Groh B. A. et al**Σφάλμα! Το αρχείο π**
ροέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.)

Το σύστημα αξονικής τομογραφίας με κωνική δέσμης (Cone Beam Computed Tomography- CBCT) είναι πλέον αρκετά διαδεδομένο για την χρήση του στην ακτινοθεραπεία. Παρόλα αυτά, λόγω της γεωμετρίας του και των χαρακτηριστικών του, γίνεται θέμα διάφορων μελετών για την βελτιστοποίηση της εικόνας του και της χρήσης του.

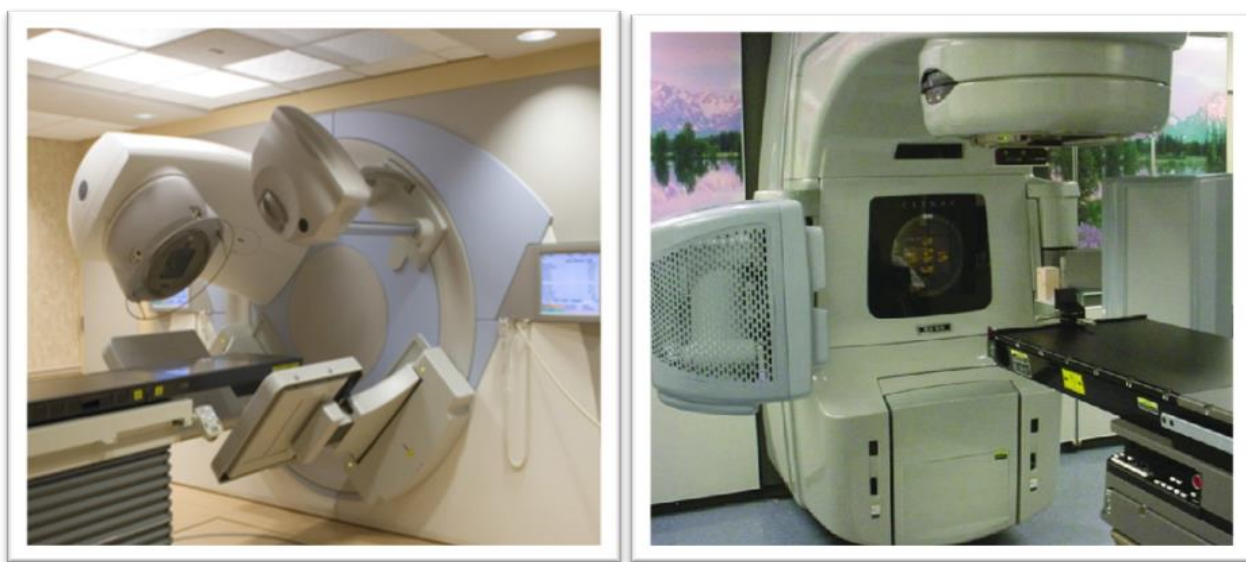
1. CBCT ΣΤΗΝ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

Όπως προαναφέρθηκε, η τομογραφία κωνικής δέσμης (CBCT) αφορά την δημιουργία τρισδιάστατης (3D) εικόνας μίας ανατομικής περιοχής, όπου παράχθηκε από τη λήψη με διαφορετικές μοίρες πολλαπλών δισδιάστατων (2D) εικόνων της ίδιας περιοχής. Σε έναν συμβατικό τομογράφο με άνοιγμα δέσμης «βεντάλια» (fan beam), η κάλυψη όλης της περιοχής ενδιαφέροντος γίνεται με την ταυτόχρονη περιστροφική κίνηση της πηγής ακτινοβολίας και την μετακίνηση της ακτινολογικής κλίνης. Επιπλέον, σε έναν συμβατικό τομογράφο οι ανιχνευτές είναι τοποθετημένοι σε τόξο. Σε αντίθεση με την CBCT όπου η κάλυψη όλου του ανατομικού θέματος γίνεται με το άνοιγμα της δέσμης στον z άξονα, ο οποίος καθορίζεται από το μέγεθος του επίπεδου ανιχνευτή (Flat Panel Detector- FPD) (Verellen D. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Αυτές οι κύριες διαφορές στην γεωμετρία του συστήματος CBCT σε σύγκριση με τον συμβατικό αξονικό τομογράφο επιφέρουν κάποιους περιορισμούς στην απεικόνιση, όμως ο σκοπός αυτής της μεθόδου δεν είναι η διάγνωση αλλά η ικανοποιητική διάκριση των δομών.

1.1 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ CBCT

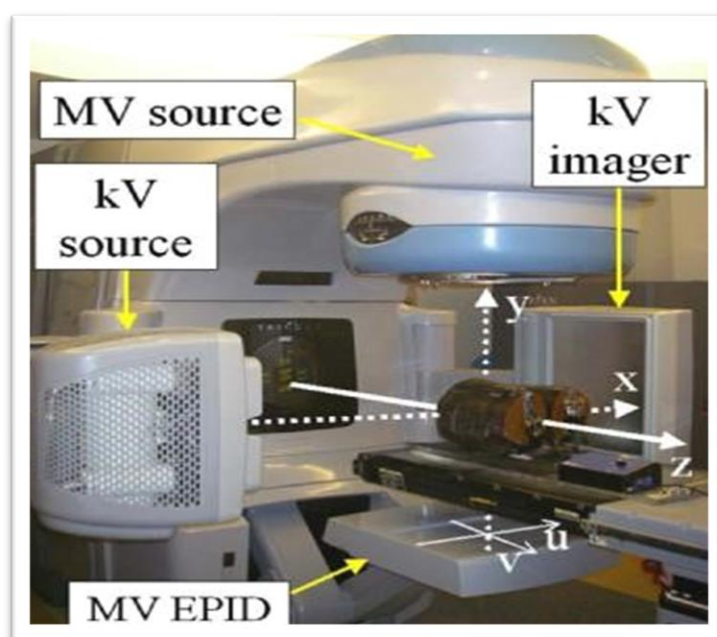
Έχουν αναπτυχθεί από διάφορες εταιρείες συστήματα CBCT, όπως το Varian On-Board Imager (OBI) (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA), το Elekta XVI (XVI, X-ray volumetric imager) (Elekta, Stockholm, Sweden) και τα KVision και MVision της Siemens (Siemens Medical solutions, Germany). Η Varian (OBI), η Elekta (XVI) και το KVision της Siemens χρησιμοποιούν λυχνία ακτίνων X, με φάσμα ενεργειών της τάξεως KV (30-140 KV) (Srinivasan K. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Τα συστήματα KV-CBCT, όπου συναντάμε συχνά στην

ακτινοθεραπεία, είναι ενσωματωμένα στους γραμμικούς επιταχυντές με την χρήση δύο ρομποτικών βραχιόνων σε διάταξη κατά 90° από την πηγή του γραμμικού επιταχυντή. Ο ένας βραχίονας στηρίζει την λυχνία ακτίνων Χ και ο άλλος τον επίπεδο ανιχνευτή (Flat Panel Detector- FPD) άμορφου πυριτίου (amorphous silicon, a-Si) (Yan H. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Σύμφωνα με τους Jaffray DA et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.} ο άξονας περιστροφής του συστήματος είναι ο ίδιος με τον άξονα περιστροφής της πηγής του γραμμικού επιταχυντή και η απόσταση του άξονα περιστροφής από την λυχνία είναι 100cm (± 0.2 cm). Το μέγεθος του FPD είναι 41×41 cm² και η απόσταση του από το εστιακό σημείο είναι 155cm. Ο σχεδιασμός της λυχνίας ποικίλει σε κάθε σύστημα CBCT ως προς το εύρος κίνησης των collimator, την γωνία του στόχου της ανόδου και το μέγεθος του εστιακού σημείου (focal spot).



Εικόνα 1: Α) Στην αριστερή εικόνα απεικονίζεται ο γραμμικός επιταχυντής Synergy της εταιρείας Elekta όπου έχει δυνατότητα χρήσης KV-CBCT με το σύστημα XVI (X-ray volumetric imager) (Lehmann J. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Β) Στην δεξιά εικόνα είναι το 23EX της Varian με δυνατότητα χρήσης KV-CBCT με το σύστημα OBI (On-Board Imager) (Fox T. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

Επίσης, υπάρχει η δυνατότητα λήψης CBCT και με την χρήση της πηγής ακτινοβολίας που παράγει ο γραμμικός επιταχυντής για θεραπεία, με ενέργειες της τάξεως MV (1-6 MV) (π.χ. MVision της Siemens). Αυτό γίνεται με την χρήση ειδικού ανιχνευτή με την ονομασία Electronic Portal Imaging Device (EPID), οποίος είναι τοποθετημένος απέναντι από την λυχνία του γραμμικού επιταχυντή. Επομένως, το μέγεθος της δέσμης καθορίζεται από το εύρος κίνησης των πολλαπλών-φύλλων διαφραγματιδίων (multi-leaf collimators) του γραμμικού επιταχυντή.



Εικόνα 2: Σύστημα MV CBCT και ΟΒΙ KV CBCT σε γραμμικό επιταχυντή με ενδείξεις των αξόνων στον χώρο (Weihua Mao et al.^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

Όπως είναι κατανοητό με αυτά τα συστήματα ο άξονας περιστροφής (το ισόκεντρο) της MV-CBCT είναι ακριβώς ο ίδιος με τον άξονα περιστροφής της δέσμης θεραπείας, σε αντίθεση με τα συστήματα KV-CBCT όπου ενδεχομένως να έχουν αποκλεισμούς, οπότε χρειάζονται εξαρχής καλή ευθυγράμμιση και συχνή συντήρηση (Lehmann J. and Skubic S.^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

Παρόλο που τα συστήματα KV και MV-CBCT χρησιμοποιούνται για την επιβεβαίωση της θέσης του ασθενούς αλλά και της θέσης εισόδου της δέσμης, το σύστημα MV-CBCT υστερεί στην ικανότητα ανάδειξης του όγκου στόχου και των παρακείμενων δομών. Αυτό είναι αποτέλεσμα τις κυριαρχίας του φαινομένου Compton που επικρατεί σε αυτές τις υψηλές ενέργειες (ενώ στις ενέργειες KV κυριαρχεί το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο) (Groh B. A. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.] αλλά και της χαμηλής ανιχνευτικής ικανότητας των EPID ανιχνευτών (Lindsay C. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]). Τα MV-CBCT συστήματα όμως διαθέτουν την δυνατότητα δοσιμετρίας και εξασφάλιση ποιότητας της θεραπείας. Για αυτή τη δυνατότητα έχουν αναπτυχθεί μελέτες, όπως των Chen et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.], ώστε κατά την θεραπεία να αναπροσαρμόζεται η δόση της ακτινοβολίας, καθοδηγούμενη από την δοσιμετρία που προκύπτει από το MV-CBCT σύστημα.

KV-CBCT	MV-CBCT
Τοποθέτηση ασθενούς	Τοποθέτηση ασθενούς
Επιβεβαίωση της θέσης εισόδου της θεραπείας	Επιβεβαίωση της θέσης εισόδου της θεραπείας
Βέλτιστη απεικόνιση του όγκου στόχου και των παρακείμενων δομών	Μειωμένη ποιότητα εικόνας – δυσκολία διαχωρισμό δομών
Συχνή επίβλεψη για τη σωστή επικέντρωση του συστήματος στον άξονα περιστροφής (ισόκεντρο) της δέσμης θεραπείας	Ακριβώς ίδιος άξονας περιστροφής (ισόκεντρο) της δέσμης θεραπείας
	Δυνατότητα δοσιμετρίας
	Εξασφάλιση ποιότητας της θεραπείας

Πίνακας 1: Σύγκριση συστημάτων KV και MV-CBCT

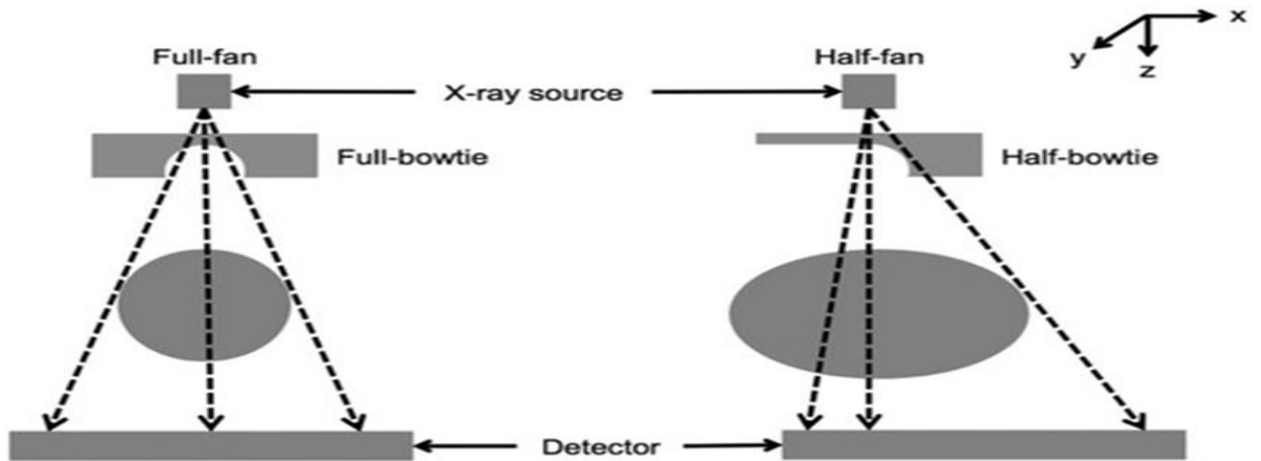
1.2 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ CBCT ΣΤΗΝ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

Τα βασικά πρωτόκολλα που χρησιμοποιούνται για απεικόνιση στην ακτινοθεραπεία με CBCT, διαφοροποιούνται με βάση το μέγεθος του ανατομικού θέματος που θα γίνει η θεραπεία. Για παράδειγμα χωρίζονται με ονομασίες από ανατομικές περιοχές όπως κεφαλής (head),

κεφαλής-τραχήλου (head and neck), πυέλου (pelvis) και θώρακος (thorax-chest). Λόγω του ότι ο ανιχνευτής έχει συγκεκριμένες διαστάσεις, δυσκολεύει το σύστημα να λάβει, σε μια περιστροφή και με ικανοποιητική απεικόνιση, ένα θέμα με μεγάλες διαστάσεις. Οπότε το σύστημα διαθέτει δυο λειτουργίες ανάλογα με τις διαστάσεις του θέματος που θα απεικονιστεί. Αυτές οι λειτουργίες καθορίζουν το άνοιγμα της δέσμης (μέγιστο άνοιγμα 50x50cm) που μπορεί να είναι Full-Fan ή Half-Fan (Held M. et al¹Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.) (Ding G. X. and Coffey C. W.²Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.) (McMillan K. et al³Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.) **(Εικόνα 3)**.

Η Full-Fan δέσμη είναι συμμετρική σε όλους τους άξονες (x και y) και χρησιμοποιείται συνήθως για ανατομικό θέμα με διάμετρο μικρότερη από 24 cm όπως το κεφάλι. Σε ένα τόσο μικρό θέμα είναι επαρκής η λήψη σε τόξο μικρότερο των 360° (συνήθως στα πρωτόκολλα κεφαλής το gantry περιστρέφεται για 200°) (McMillan K. et al³Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.).

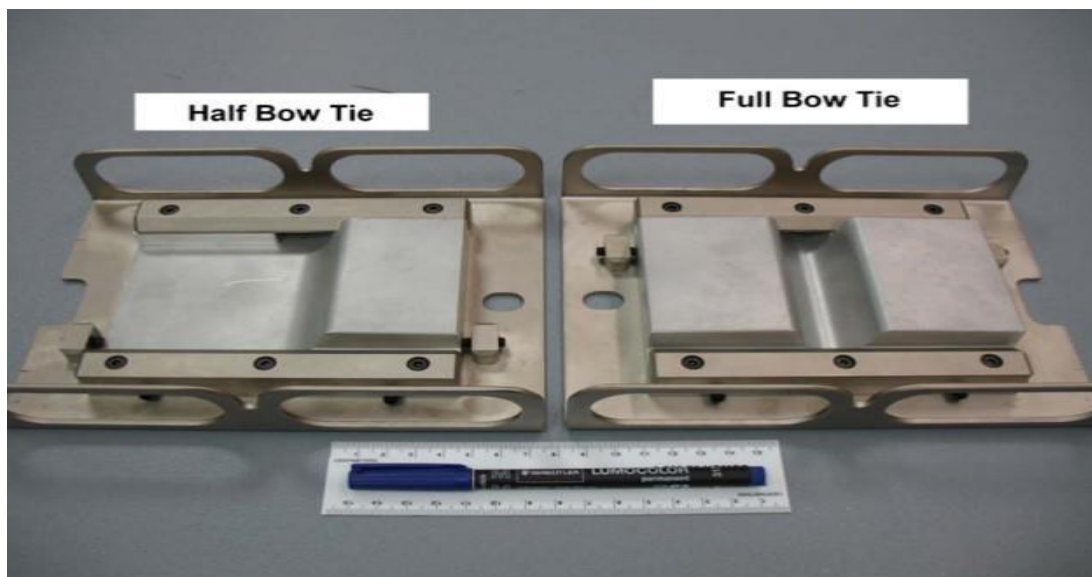
Η Half-Fan δέσμη είναι ασύμμετρη ως προς τον x άξονα και χρησιμοποιείται όταν το ανατομικό θέμα είναι μεγαλύτερο από 24 cm όπως ο θώρακας, η κοιλία και η πύελος. Ο ανιχνευτής μετατοπίζεται κατά τον x άξονα για να επιτευχθεί η αύξηση του πεδίου. Για την απεικόνιση με λειτουργία half-fan είναι απαραίτητη η πλήρης περιστροφή της λυχνίας (360°) (McMillan K. et al³Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.).



Εικόνα 3: Η γεωμετρία του συστήματος CBCT για μικρό και μεγάλο ανατομικό θέμα. Λειτουργίες Full-Fan και Half-Fan δέσμης με την αντίστοιχη χρήση Full και Half bow-tie φίλτρα. Full-Fan: συμμετρικό πεδίο ακτινοβολίας και επικεντρωμένο ανιχνευτή. Half-Fan: ασύμμετρο πεδίο και μετατοπισμένος ανιχνευτής κατά τον x άξονα (Kyle McMillan et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

Λόγω της κλίσης της περιστρεφόμενης ανόδου, που προκαλεί ανομοιογένεια στην ένταση της δέσμης, παρατηρείται το φαινόμενο “πτέρνας”. Για την διόρθωση αυτού του φαινομένου, άρα και την βελτίωση της ομοιογένειας της έντασης της δέσμης, χρησιμοποιούνται φίλτρα αλουμινίου, τα οποία ονομάζονται Bow-Tie Filters (Ding G.X et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Τα φίλτρα αυτά είναι δύο ειδών, τα Full Bow-Tie και τα Half Bow-Tie και τοποθετούνται ανάλογα με το άνοιγμα της δέσμης Full-Fan ή Half-Fan αντίστοιχα (Ding G. X. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) (Kim S. and Alaei P.^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) (Εικόνα 3). Η δέσμη που θα διαπεράσει το ανθρώπινο σώμα είναι κατά βάση ομοιογενής στον άξονα x, αλλά το ανθρώπινο σώμα δεν είναι ίδιου πάχους σε όλο τον άξονα και αυτό το ζήτημα καλούνται να διορθώσουν τα bow-tie φίλτρα, προκειμένου να υπάρχει ομοιογενής ακτινοβολία του θέματος. Πιο συγκεκριμένα, περιφερικά του άξονα x το πάχος του θέματος είναι μικρότερο από το κέντρο σε όλες τις γωνίες ακτινοβολίας. Αν δεν υπάρχει

κανένα φίλτρο το αποτέλεσμα της ακτινοβολήσης του θέματος θα είναι η υπερακτινοβολήση της λεπτής περιφέρειας. Για αυτό το λόγο τα φίλτρα bow-tie είναι λεπτά στο κέντρο τους (1.5mm αλουμινίου), αλλά στην περιφέρεια τους έχουν μεγάλο πάχος, προκειμένου να αποκόψουν φωτόνια στο σημείο αυτό και να υπάρξει η επιθυμητή ομοιογενής ακτινοβολήση (Εικόνα 4).



Εικόνα 4: Μορφολογία half bow tie και full bow tie φίλτρων (Ding G. X. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

1.3. IGRT ΚΑΡΚΙΝΟΥ ΠΡΟΣΤΑΤΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ CBCT

Για την κατανόηση της διαδικασίας λήψης της αξονικής κωνικής δέσμης (CBCT) στην απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία (Image Guided Radiotherapy- IGRT), θα αναπτυχθεί ένα από τα πιο συχνά κλινικά παραδείγματα όπου χρησιμοποιείται. Για την ακτινοθεραπεία του καρκίνου του προστάτη έχει παρατηρηθεί η συχνή χρήση της CBCT πριν την θεραπεία για την επιβεβαίωση και προσαρμογή της θέσης του όγκου στόχου και των υπόλοιπων οργάνων που θα δεχτούν τις ενέργειες της θεραπείας (organs at risk-OARs). Η

χρήση απεικονιστικής μεθόδου πριν την θεραπεία του καρκίνου του προστάτη συνιστάται γιατί κλασματοποιείται η συνολική δόση σε περισσότερες συνεδρίες, για να μειωθεί η τοξικότητα που δημιουργείται από την θεραπεία στα OARs. Επομένως, επιτυγχάνεται η μείωση του PTV (planning tumor volume) και βελτιώνεται το προφίλ τοξικότητας, το οποίο μεταφράζεται σε μία βελτιωμένη ποιότητα ζωής αναφερόμενη από τον ασθενή (Goyal S. & Kataria T. ^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) (Dang A. et al ^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

Για την διευκόλυνση της επαναληψιμότητας χρησιμοποιούνται μέθοδοι ακινητοποίησης του σώματος του ασθενούς σε σχέση με το κρεβάτι (π.χ. θέση της λεκάνης και των ποδιών). Επιπλέον, πρέπει να ληφθεί υπόψιν ότι λόγω των εσωτερικών κινήσεων του όγκου στόχου εξαιτίας της περισταλτικότητας του ορθού ή διαφορετικού μεγέθους της ουροδόχου κύστης (μη επαρκούς πλήρωσης της από ούρα), καθίσταται αναγκαία η απεικόνιση πριν την θεραπεία. Για τον προσδιορισμό της θέσης ή πιθανής στροφής του όγκου στόχου, μπορούν να χρησιμοποιηθούν χρυσοί σπόροι ή σπειράματα ως δείκτες, που εμφυτεύονται περιφερικά στον όγκο στόχο, έτσι ώστε με την χρήση της CBCT να γίνονται οι ανάλογες προσαρμογές (Inui S. et al ^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).



Vac-Lok™

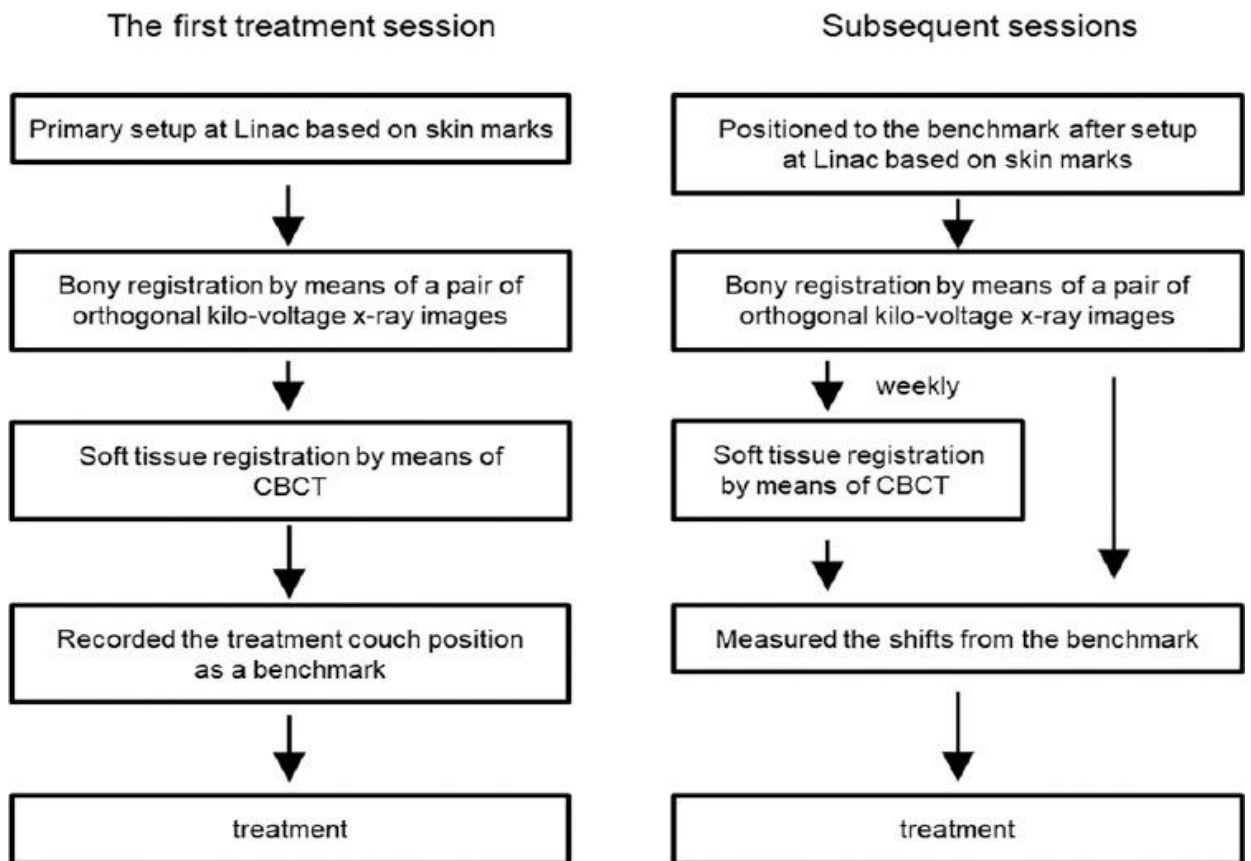


Dual Leg Positioner

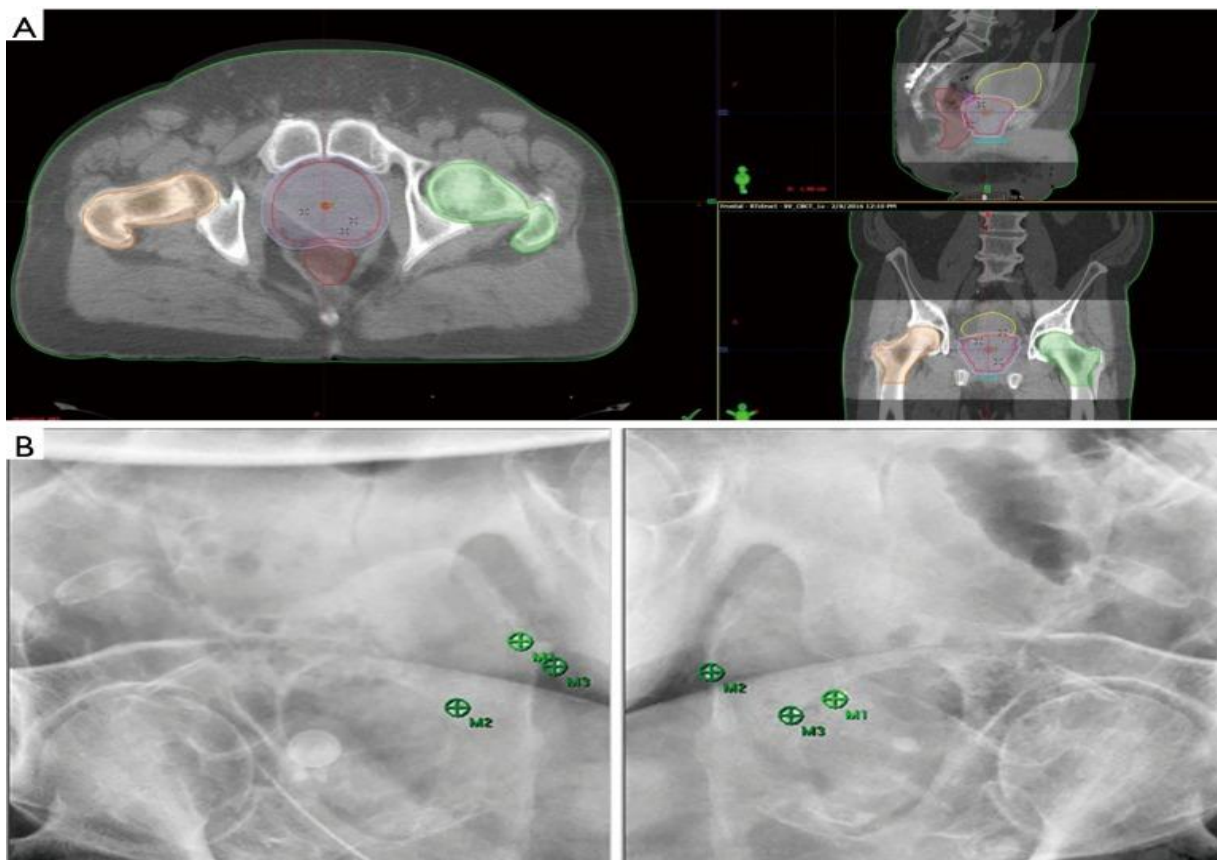
Εικόνα 5: Δύο διαφορετικά εξαρτήματα ακινητοποίησης της λεκάνης. (α)Το εξάρτημα με την εμπορική ονομασία Vac-Lok έχει αρχικά μορφή μαξιλαριού, αφού τοποθετηθεί κάτω από την μέση των μηρών έως μέχρι να καλύψει και τις πατούσες του ασθενούς, αφαιρείται όλος ο αέρας από τον σάκο έτσι ώστε να προσαρμοστεί στο σώμα του ασθενούς και αφού σηκωθεί ο ασθενής διατηρεί αυτήν την μορφή. Με αυτό το εξάρτημα επιτυγχάνεται μία εξατομικευμένη μορφή ακινητοποίησης. (β)Πιο διαδεδομένη είναι η χρήση των εξαρτημάτων ακινητοποίησης ποδιών, τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν από όλο το σύνολο των ασθενών και προσφέρουν ανάλογη χρήση με το άλλο εξάρτημα αφού τοποθετούνται σε συγκεκριμένη θέση πάνω στο κρεβάτι του αξονικού σχεδιασμού και του γραμμικού επιταχυντή ανάλογα με το σώμα του ασθενούς. Αποτελείται από δύο εξαρτήματα, στο ένα τοποθετείται η κυρτή του επιφάνεια ακριβώς κάτω από τα γόνατα και στο δεύτερο τοποθετούνται τα άκρα πόδια στα αντίστοιχα κενά που υπάρχουν (Melancon A. et al¹Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.).

Μετά την διαμόρφωση του πλάνου θεραπείας, ο ασθενής τοποθετείται για την πρώτη συνεδρία στο κρεβάτι της ακτινοθεραπείας, με ακριβώς τον ίδιο τρόπο και με τις μεθόδους ακινητοποίησης που χρησιμοποιήθηκαν για την διεξαγωγή της αξονικής σχεδιασμού. Για την ακτινοθεραπεία του προστάτη ο ασθενής έχοντας κάνει μίας ώρα προετοιμασία πλήρωσης της ουροδόχου κύστης πίνοντας νερό, ξαπλώνει σε ύπτια θέση και με τα λέιζερ του χώρου να συμπίπτουν με τατουάζ που καθορίστηκαν από την κεντρική τομή της αξονικής σχεδιασμού. Πριν την χορήγηση της θεραπείας στην πρώτη συνεδρία διεξάγεται πάντα CBCT στην περιοχή ενδιαφέροντος. Ο λόγος που γίνεται αυτό είναι κυρίως για επιβεβαίωση του πλάνου θεραπείας

στον χώρο του γραμμικού επιταχυντή. Έπειτα, για περεταίρω ακτινοπροστασία εκτελείται CBCT μία φορά την εβδομάδα και επιβεβαιώνεται η θέση του ασθενούς ημερησίως μόνο με δύο ορθογωνιακές λήψεις (λαμβάνοντας υπόψιν μόνο τις δομές που απεικονίζουν οστά), οι οποίες συνεκτιμώνται με τις δύο ανασυντιθέμενες ορθογωνιακές λήψεις που προέκυψαν από την αξονική σχεδιασμού (Inui S. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).



Εικόνα 6: Η ροή εργασίας για την επιβεβαίωση της τοποθέτησης του ασθενούς και του όγκου-στόχου πριν την θεραπεία (Inui S. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).



Εικόνα 7: IGRT καρκίνου προστάτη με (A) CBCT όπου έχουν σχεδιαστεί τα OARs και το PTV. (B) Ακτινογραφίες που λαμβάνονται πριν την θεραπεία για την επιβεβαίωση της θέσης της πυέλου, στην συγκεκριμένη περίπτωση έχει γίνει εμφύτευση τριών μεταλλικών δεικτών για την εκτίμηση της θέσης του όγκου στόχου (Dang A. et al^{Εφάλμα!} Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.).

Για την εκτέλεση της CBCT πριν την ακτινοθεραπεία του καρκίνου του προστάτη χρησιμοποιείται το πρωτόκολλο της πυέλου όπως αυτό αναλύθηκε στην προηγούμενη Ενότητα. Συνοπτικά, προκειμένου να καλυφθεί όλη η περιοχή ενδιαφέροντος, ο ανιχνευτής θα μετατοπισθεί άκεντρα ως προς τον άξονα x και θα χρησιμοποιηθεί η λειτουργία half-fan με πλήρη περιστροφή του συστήματος CBCT και χρήση half bow-tie filter.

2. ARTIFACTS ΤΗΣ CBCT- ΑΙΤΙΑ ΕΜΦΑΝΗΣΗΣ ΚΑΙ ΕΠΙΔΙΩΡΘΩΣΗ

Το γεγονός που καθιστά την CBCT εξαιρετικά χρήσιμο εργαλείο για την απεικόνιση της περιοχής ενδιαφέροντος πριν την θεραπεία είναι ο χρόνος λήψης και παραγωγής της εικόνας. Σε ένα ορισμένο σύντομο χρονικό διάστημα λαμβάνονται εγκάρσιες εικόνες της περιοχής ενδιαφέροντος για την σύγκριση με την αξονική σχεδιασμού, και όλο αυτό προκύπτει από μια περιστροφή του συστήματος CBCT. Όμως λόγω αυτού και της γεωμετρίας της δέσμης αλλά και του ανιχνευτή, η CBCT υστερεί σε ποιότητα εικόνας σε σύγκριση με την συμβατική αξονική τομογραφία. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία στα CBCT συστήματα είναι αυξημένη, με αποτέλεσμα τη μείωση του λόγου σήματος προς θόρυβο (μειωμένο Signal to Noise Ratio - SNR), άρα μείωση της διακριτικής ικανότητας και αντίθεσης της εικόνας. Η παραγωγή διαφόρων artifacts και η ανάγκη διάκρισης των ανατομικών δομών έχει κεντρίσει το ενδιαφέρον πολλών ερευνητών, έτσι ώστε να γίνουν κατανοητοί οι λόγοι ύπαρξης των artifacts και η επιδιόρθωσή τους και παράλληλα την ενίσχυση της απεικόνισης.

2.1 ΣΚΕΔΑΣΗ ΚΑΙ ΘΟΡΥΒΟΣ

Όπως προαναφέρθηκε, ένας εκ των σημαντικότερων περιοριστικών παραγόντων που επηρεάζουν την ποιότητα της εικόνας στα συστήματα CBCT, είναι η ύπαρξη σκεδαζόμενης ακτινοβολίας σε υψηλά επίπεδα σε σχέση με την συμβατική αξονική τομογραφία (fan beam). Η αιτία ύπαρξης αυξημένου επιπέδου σκεδαζόμενης ακτινοβολίας οφείλεται κυρίως στο αυξημένο πεδίο ακτινοβολήσης (μεγάλο Field Of View-FOV) της κωνικής δέσμης. Η αύξηση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας συνεπιφέρει την αύξηση του θορύβου στην απεικόνιση (μείωση του SNR) και παράλληλα τη μείωση της αντίθεσης στην εικόνας. Επιπλέον, η σκεδαζόμενη

ακτινοβολία είναι η σοβαρότερη αιτία των artifact ανομοιογένειας όπως το cupping artifact (Ning R. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.] (Xu Y. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]).

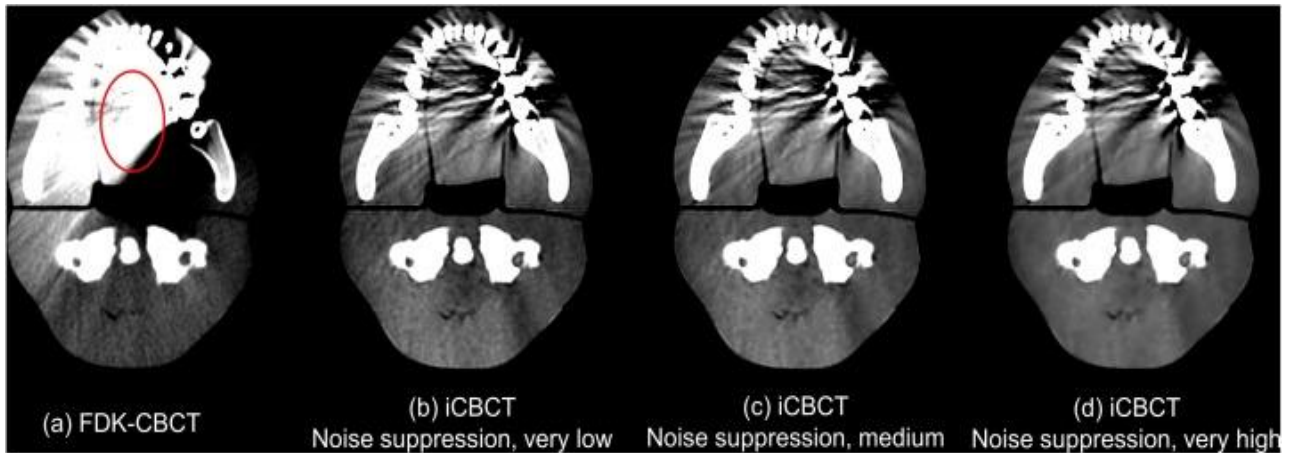
Οι τεχνικές μείωσης της σκέδασης χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες. Στην πρώτη κατηγορία επιδιώκεται η καταστολή της σκέδασης κατά την λήψη των δεδομένων, με βάση την διαφορά των γωνιών πρόσπτωσης των πρωτογενών και των σκεδαζόμενων φωτονίων. Κλασικά παραδείγματα αυτών των τεχνικών μείωσης της σκέδασης είναι η χρήση αντιδιαχυτικού διαφράγματος, bow-tie φίλτρων και χρήση της τεχνικής του προβολικού κενού (air gap- αύξηση απόστασης μεταξύ του απεικονιστικού θέματος και του ανιχνευτή). Στη δεύτερη κατηγορία συγκαταλέγονται οι τεχνικές που μειώνουν την σκέδαση με την μετεπεξεργασία των εικόνων της CBCT. Όπως είναι γνωστό, η σκεδαζόμενη ακτινοβολία απεικονίζεται ως μια θολή εκδοχή της κατανομής του πρωτογενούς σήματος. Λόγω αυτού, έχουν αναπτυχθεί αλγόριθμοι που επεμβαίνουν στην τελική εικόνα περιορίζοντας την ύπαρξη του θορύβου, όπως ο penalized weighted least-squares (PWLS) αλγόριθμος (Zhu L. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]).

2.2 BEAM HARDENING ARTIFACT

Συχνά εμφανιζόμενο artifact στα CBCT συστήματα είναι η απεικόνιση της σκλήρυνσης της δέσμης (beam hardening). Ο κύριος λόγος εμφάνισης του και πάλι είναι το αυξημένο πεδίο ακτινοβολίας που δυσκολεύει την απεικόνιση των γειτνιαζόντων δομών, εξαιτίας της μεγάλης διαφοράς στον ατομικό αριθμό τους, άρα αντίστοιχα και στην ενέργεια του συντελεστή εξασθένησης, ο οποίος θα προκύψει από την αλληλεπίδραση τους με την ακτινοβολία. Δομή

με μικρό ατομικό αριθμό σε σύγκριση με το περιβάλλον που βρίσκεται, απεικονίζεται ως ακτινοδιαυγαστική (σκοτεινή) περιοχή στο κέντρο της, γνωστό ως cupping artifact. Αντιθέτως, δομή με υψηλό ατομικό αριθμό σε σύγκριση με το περιβάλλον που βρίσκεται, απεικονίζεται ως ακτινοσκοιερή (λευκή) περιοχή στο κέντρο της με ακτινοδιαυγαστικές ακτινωτές γραμμές περιφερικά της (Abdurahman S. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

Για την επιδιόρθωση του σφάλματος της σκλήρυνσης της δέσμης έχουν αναπτυχθεί τρεις τρόποι. Ένας τρόπος είναι η χρήση μεταλλικών φίλτρων όπως είναι τα bow-tie φίλτρα, για την αποκοπή των φωτονίων χαμηλής ενέργειας και με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται εξ αρχής η σκλήρυνση της δέσμης, δηλαδή η συγκέντρωση περισσότερων φωτονίων υψηλής ενέργειας. Επιπλέον θα πρέπει να γίνεται συχνή βαθμονόμηση των συστημάτων CBCT με την χρήση ειδικών προπλασμάτων που προτείνει η κατασκευαστική εταιρεία του μηχανήματος. Με αυτόν τον τρόπο ποσοτικοποιούνται και αποφεύγονται πιθανά artifacts (κυρίως τα cupping artifacts). Πιο πρόσφατες μελέτες αφορούν τρόπους μείωσης του σφάλματος αυτού με χρήση υβριδικού συστήματος MV-KV CBCT για την σύνθεση εικόνων με χρήση δυο ενεργειών, υψηλές και χαμηλές ενέργειες (dual energy) (Lindsay C. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) (Yin F . F. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) (Jacobson M. W. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Επιπροσθέτως, η εμφάνιση νέων αλγορίθμων όπως ο επαναληπτικός αλγόριθμος (iterative algorithm) (Hsieh J. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) και η χρήση αλγορίθμων μείωσης σφαλμάτων από μέταλλα (Metal artifact reduction - MAR algorithms) έχουν πλέον συχνή εφαρμογή στην επιδιόρθωση σφαλμάτων σκλήρυνσης της δέσμης.



Εικόνα 8: Στις 4 εικόνες απεικονίζεται η CBCT προπλάσματος κεφαλή-τραχήλου με μεταλλικά ενθέματα όπου προκαλούν στην εικόνα το σφάλμα σκλήρυνσης της δέσμης. (a) CBCT με τον κλασικό αλγόριθμο ανακατασκευής εικόνας, (b)-(d) CBCT με εφαρμογή του επαναληπτικού αλγόριθμου (iterative algorithm) και η εφαρμογή του σε αύξουσα ισχύ (Washio H. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.])

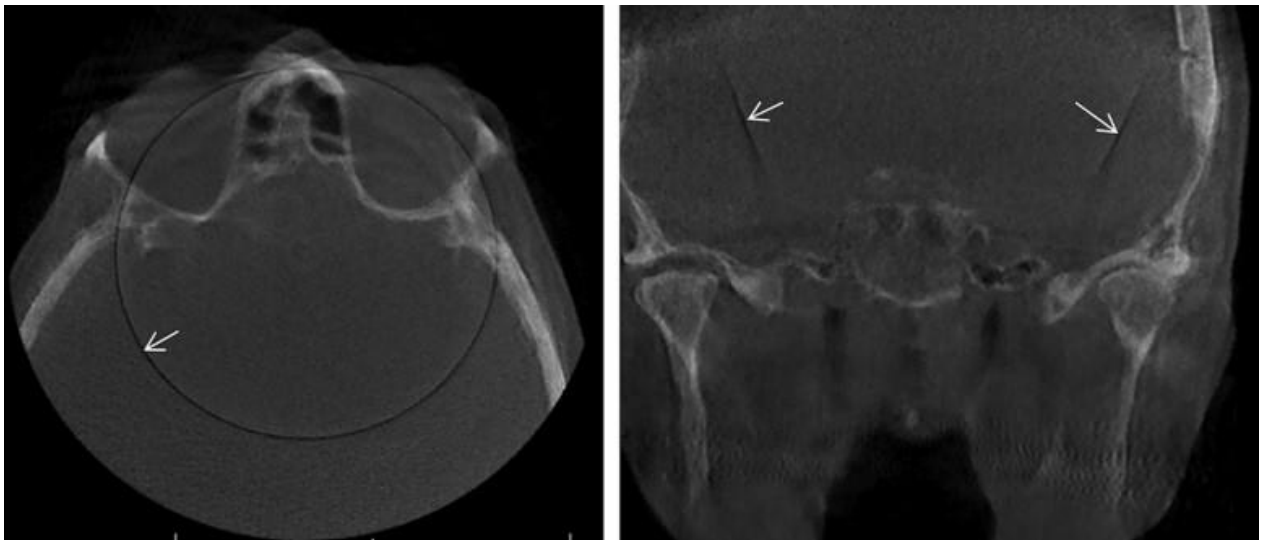
2.3 RING ARTIFACT

Γνωστό και συχνά εμφανιζόμενο μηχανολογικό σφάλμα στην CBCT είναι το Ring Artifact . Η λανθασμένη βαθμονόμηση ή η βλάβη μέρους του επίπεδου ανιχνευτή (flat panel detector-FPD) είναι οι κύριες αιτίες εμφάνισης αυτού του φαινομένου. Επιπλέον, όταν ήδη υπάρχουν τα παραπάνω προβλήματα το ring artifact έχει εντονότερη εμφάνιση όταν εκτελείται απεικόνιση ενός μεγάλου θέματος και το πρωτόκολλο που έχει επιλεγεί είναι με μετατόπιση του ανιχνευτή άκεντρα (Half-fan mode) (Anas E. M. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]). Στην εικόνα το ring artifact εμφανίζεται ως ομόκεντρες ακτινοδιαγαστικές κυκλικές γραμμές με κέντρο τον άξονα περιστροφής του συστήματος. Όταν ο ανιχνευτής είναι μετατοπισμένος για την κάλυψη μεγάλου θέματος, αντίστοιχα μετατοπίζεται και το κέντρο των ομόκεντρων κύκλων του artifact (Schulze R. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]).

Όσον αφορά την διόρθωση των ring artifact, θα μπορούσαμε να διαχωρίσουμε και πάλι τις μεθόδους διόρθωσης σε δύο κατηγορίες. Και οι δυο αφορούν την επεξεργασία των δεδομένων της ακτινοβολήσης απλά η πρώτη αφορά την επεξεργασία του σινογράμματος, γνωστή και ως προ-επεξεργασία (pre-processing method), ενώ η δεύτερη κατηγορία τεχνικών εκτελεί επεξεργασία στις ανακατασκευασμένες δισδιάστατες εικόνες, όπου στην βιβλιογραφία αναφέρονται ως τεχνικές μετεπεξεργασίας (post-processing methods). Σινογράμμα (sinogram) είναι η κυματομορφή που προκύπτει από την οπισθοπροβολή των συντελεστών εξασθένησης κάθε προβολής, χωρίς καμία περαιτέρω επεξεργασία. Σχετικά με τις τεχνικές επιδιόρθωσης του ring artifact της πρώτης κατηγορίας, αρχικά ανιχνεύονται τα pixels που το προκαλούν με τεχνικές βασιζόμενες στην ανάλυση κυμάτων (wavelet analysis technique) και έπειτα με τεχνικές παρεμβολής (interpolation technique) ή άλλους αλγόριθμους, εκτιμάται η τιμή που θα έπρεπε να έχει το pixel και έτσι να αποκατασταθεί το artifact. Σε αυτή την κατηγορία ανήκουν τεχνικές όπως η Modified wavelet plus normalization (MWPN) μέθοδος και η Wavelet-Fourier (WF) μέθοδος (Anas E. M. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Όσον αφορά τις τεχνικές της δεύτερης κατηγορίας, αυτές αφορούν φιλτράρισμα τόσο στο πεδίο του χρόνου όσο και στο πεδίο της συχνότητας. Ονομαστικά στη βιβλιογραφία αναφέρονται οι τεχνικές Ring correction in polar coordinate (RCP), Strength based ring correction(SBRC) και Ring corrections using homogeneity test (Anas E. M. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).



Εικόνα 9: Ring artifact που προκλήθηκε από λανθασμένη βαθμονόμηση (calibration error)
(Makins S. R. Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.).



Εικόνα 10: Ring artifact λόγω βλάβης pixel του ανιχνευτή (Makins S. R. Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.).

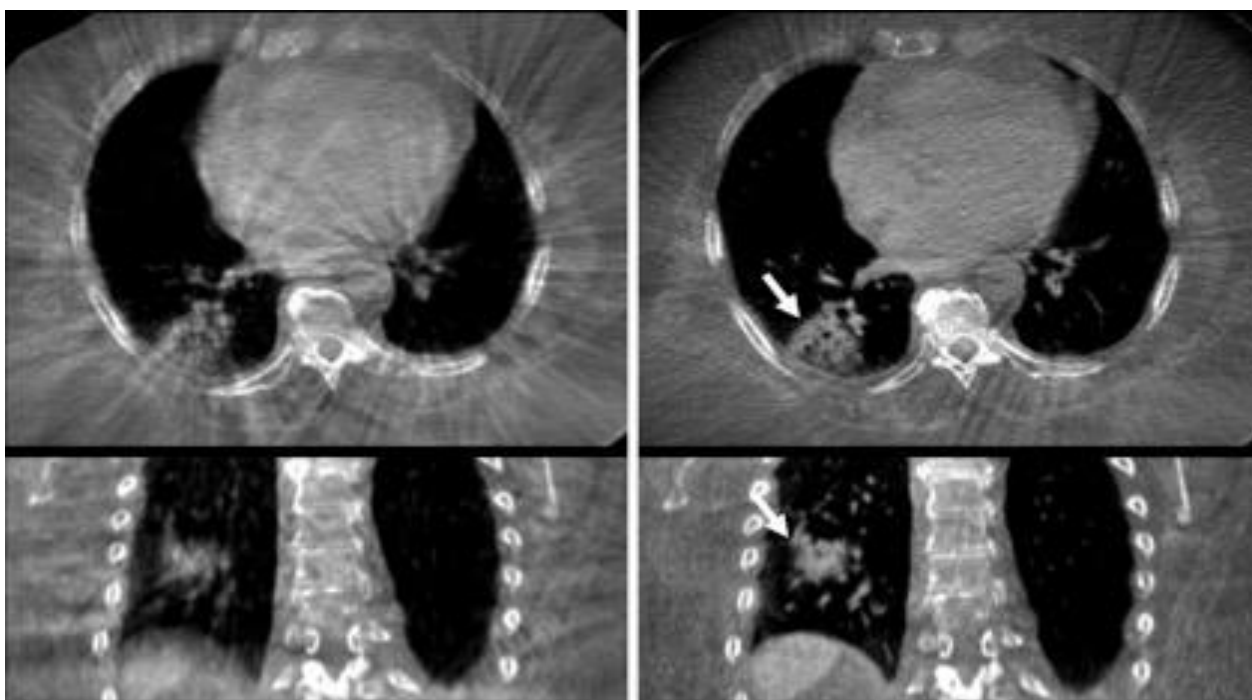
2.4 ARTIFACT ΚΙΝΗΣΗΣ ΚΑΙ ΕΥΘΥΓΡΑΜΜΙΣΗΣ

Όπως σε κάθε απεικονιστικό σύστημα έτσι και στην CBCT, τόσο η ακούσια όσο και η εκούσια κίνηση προκαλεί υποβάθμιση της εικόνας. Επιπλέον, η περιορισμένη ταχύτητα περιστροφής του συστήματος του γραμμικού επιταχυντή, καθιστά τις εικόνες CBCT επιρρεπείς σε artifact κίνησης λόγω του εκτεταμένου χρόνου λήψης. Τα artifact κίνησης προκαλούνται από την κίνηση αντικειμένων με υψηλό ατομικό αριθμό π.χ. οστά και από κοιλότητες που περιέχουν αέρα. Απεικονίζονται ως θολές περιοχές ή ως ακτινοδιαγνωστικές γραμμές αλλά και ως διπλή απεικόνιση (ghost images) ενός αντικειμένου που άλλαξε αρκετά η θέση του (Schulze R. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]).

Εικόνα 11: Εγκάρσιες εικόνες, αριστερά αξονική σχεδιασμού καρκίνου προστάτη και δεξιά CBCT πριν την θεραπεία όπου παρατηρείται το artifact κίνησης από κίνηση του εντέρου λόγω αέρα. Παρατηρούνται οι ακτινοδιαγνωστικές γραμμές (streaks) που δηλώνουν την κίνηση του εντέρου και την ασαφopoίηση της περιοχής ενδιαφέροντος (Bell L. J. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]).

Όπως είναι γνωστό στην ακτινοθεραπεία υπάρχουν πολλά βοηθήματα ακινητοποίησης (π.χ. μάσκα ακινητοποίησης) και με την χρήση τους αποφεύγεται η κίνηση του ασθενούς και κατά

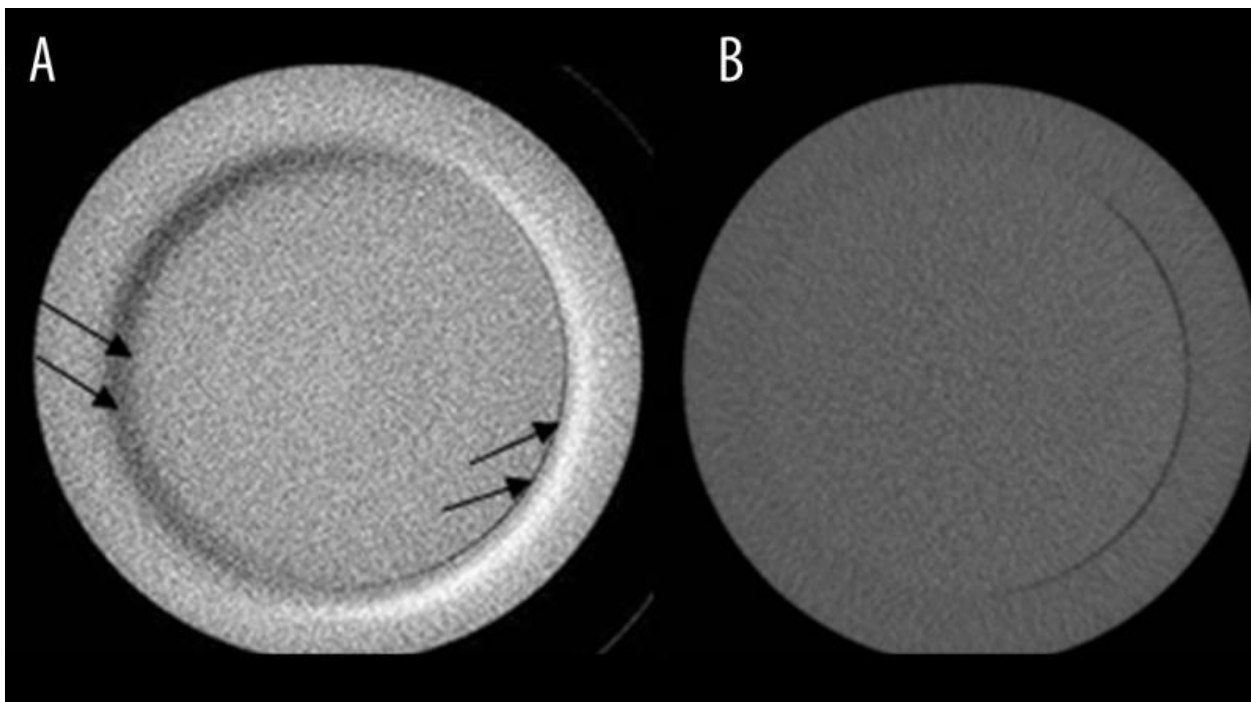
την διάρκεια της απεικόνισης με CBCT. Όμως οι ακούσιες κινήσεις των οργάνων δυσκολεύουν την απεικόνιση. Για αυτού του τύπου τις κινήσεις έχουν αναπτυχθεί τεχνικές απεικόνισης που λαμβάνουν υπόψη την κίνηση του οργάνου, όπως για την κίνηση που προκαλείται από την αναπνοή π.χ. βαθιά εισπνοή (deep inspiration breath-hold (DIBH) technique) (Salvestrini V. et al¹ Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.) (Sonke J. J. et al² Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.). Η εμφάνιση θολής απεικόνισης μπορεί να προκληθεί από λανθασμένη επικέντρωση του συστήματος λυχνία-ανιχνευτή. Αυτού του είδους τα σφάλματα λανθασμένης ευθυγράμμισης μπορούν να ελαχιστοποιηθούν με την κατάλληλη διασφάλιση της ποιότητας της μηχανικής σταθερότητας των συστημάτων.



Εικόνα 12: Ασθενής με καρκίνο του πνεύμονα (βέλος) σε εγκάρσιες και στεφανιαίες εικόνες. Οι δύο αριστερά είναι λήψεις CBCT χωρίς έλεγχο της ανάσας. Οι δύο δεξιά είναι λήψεις με τεχνική gated CBCT όπου έχει μειωθεί αρκετά το artifact κίνησης (Kincaid R. E. et al³ Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.).

2.5 CRESCENT ARTIFACT (ARTIFACT ΗΜΙΣΕΛΗΝΟΥ)

Στο ιδανικά τοποθετημένο σύστημα CBCT, τα φίλτρα bow-tie είναι πάντα τοποθετημένα ανάλογα με το εστιακό σημείο της ανόδου της λυχνίας (focal spot) και του ανιχνευτή. Τα συστήματα CBCT όμως είναι ευαίσθητα στην τοποθέτηση τους στους ρομποτικούς βραχίονες του γραμμικού επιταχυντή λόγω βάρους, οπότε δέχονται την επίδραση της βαρύτητας. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τις πιθανές μικρο-μετακινήσεις των επιμέρους εργαλείων όπως αλλαγή της θέσης του bow-tie φίλτρου, την αλλαγή της γωνίας του εστιακού σημείου ή ακόμα και την αλλαγή της θέσης του ανιχνευτή ως προς την λυχνία. Αυτές οι μικρές αλλαγές μπορούν να προκαλέσουν ένα ακόμα artifact, το crescent artifact (artifact ημισελήνου) (Giles W. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Πιο συχνά εμφανίζεται σε μικρά ομοιογενή θέματα όπως είναι το κεφάλι του ασθενούς, και γίνεται χρήση της λειτουργίας full-fan. Με την ύπαρξη αυτού του artifact παρατηρούνται δύο ημισέληνοι, η μια σκοτεινή και η άλλη φωτεινή, σε αντίθετη θέση με το ίδιο ισόκεντρο (Srinivasan K. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Η ύπαρξη αυτού του σφάλματος, όπως είναι κατανοητό, υποδηλώνει την αστάθεια του συστήματος, όπου χρήζει έλεγχο και αποκατάσταση της βλάβης.

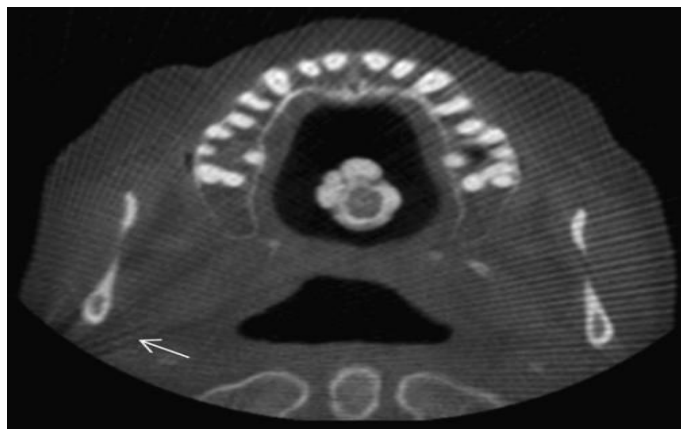


Εικόνα 13: A) Εμφάνιση *crescent artifact* σε CBCT απεικόνιση ομογενούς προπλάσματος. B) CT σχεδιασμού του ίδιου προπλάσματος. (Srinivasan K. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.})

2.6 ΓΡΑΜΜΟΕΙΔΗ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΑ ARTIFACT (ALIASING ARTIFACT)

Ένα τελευταίο artifact που δημιουργείται λόγω της γεωμετρίας της δέσμης στα συστήματα CBCT είναι τα γραμμοειδή περιφερικά artifacts (Aliasing artifacts). Πρόκειται για ακτινωτές γραμμές στην εικόνα και η αιτία εμφάνισής τους είναι ότι ο αριθμός των ακτίνων που φθάνουν ανά voxel στο θέμα που ακτινοβολείται μειώνεται γραμμικά με την αύξηση της απόστασης του voxel από την πηγή. Ως αποτέλεσμα, όσα voxels βρίσκονται πιο κοντά στην πηγή συλλέγουν περισσότερες ακτίνες από εκείνα που βρίσκονται κοντά στον ανιχνευτή. Αυτή η υποδειγματοληψία των δεδομένων από την απόκλιση της κωνικής δέσμης οδηγεί σε εσφαλμένη καταχώριση των πληροφοριών, και εμφανίζονται στην εικόνα ως γραμμοειδές artifact στην περιφέρεια. Το artifact αυτό μπορεί να περιοριστεί χρησιμοποιώντας

περισσότερες προβολές ανά περιστροφή του συστήματος, προκειμένου να μειωθεί η υποδειγματοληψία της περιφέρειας, πράγμα βέβαια που αυξάνει την δόση ακτινοβολίας. Επίσης, μειώνεται σημαντικά και με τη χρήση πιο εξελιγμένων τεχνικών προβολής και οπισθοπροβολής (Schulze R. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) (Makins S. R.^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) (De Man B. and Basu S.^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).



Εικόνα 14: Εμφάνιση γραμμοειδών περιφερικών artifacts (Aliasing artifacts) (λευκό βέλος) σε εγκάρσια απεικόνιση CBCT (Makins S. R.^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

3. ΜΕΘΟΔΟΙ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΩΝ CBCT

Σύμφωνα με την βιβλιογραφική μελέτη που προηγήθηκε στο κεφάλαιο 2, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι λόγω της γεωμετρίας και της αστάθειας του συστήματος της CBCT προκύπτουν ασάφειες στην εικόνα (artifacts), όπου μπορούν να αποκρύψουν σημαντικές πληροφορίες και να υποβαθμίσουν την ποιότητά της. Οι κύριοι τρόποι αποφυγής των artifacts άρα και βελτίωσης της εικόνας της CBCT είναι η παρακολούθηση για απώλειες του συστήματος, κάνοντας συχνούς ποιοτικούς ελέγχους και σωστή χρήση των πρωτοκόλλων απεικόνισης ανάλογα με το θέμα που πρόκειται να απεικονιστεί.

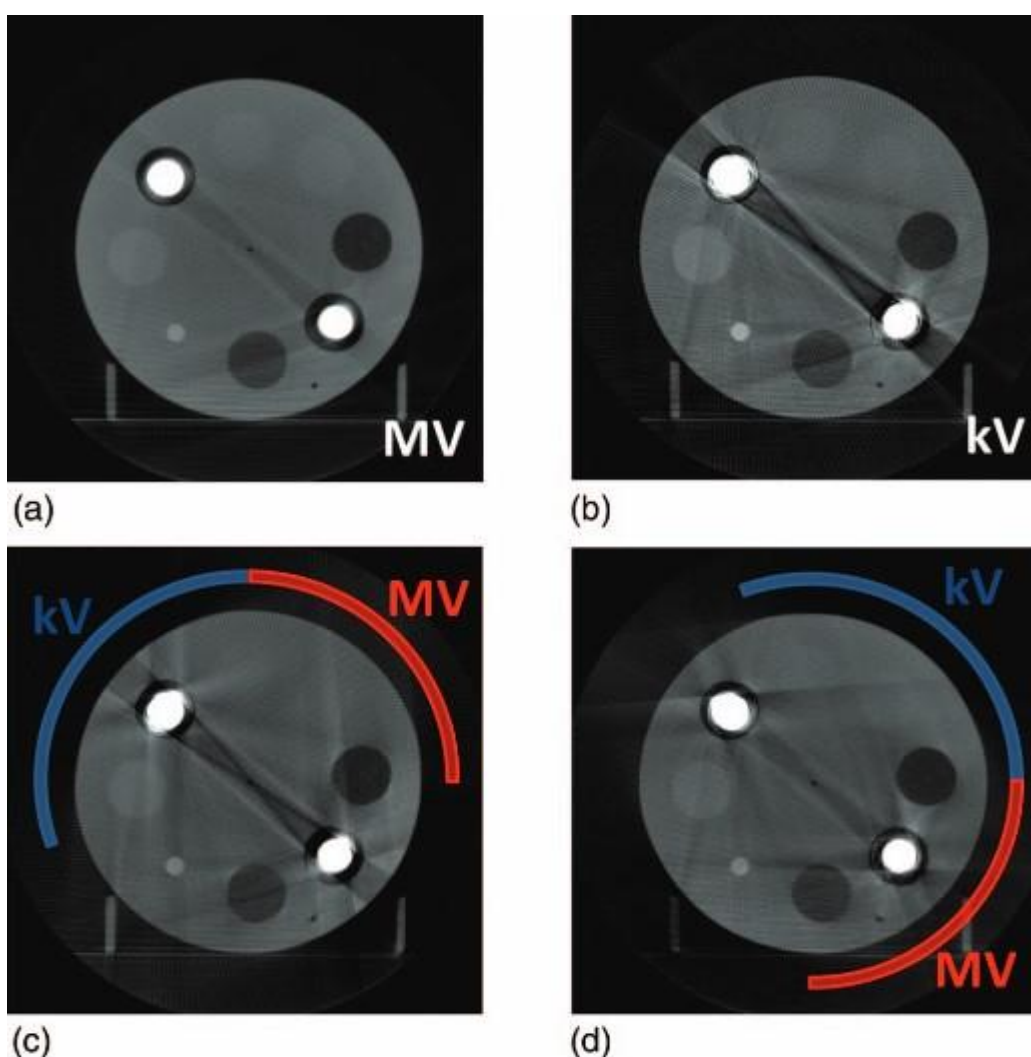
Παρόλα αυτά, η CBCT υστερεί σε ποιότητα εικόνας από την αξονική σχεδιασμού όσο ιδανικές και αν είναι οι συνθήκες απεικόνισης του συστήματος. Για αυτήν την προσέγγιση της ποιότητας της αξονικής σχεδιασμού από τα συστήματα CBCT έχουν αναπτυχθεί πολλές μελέτες τα τελευταία χρόνια. Οι μελέτες που θα αναφερθούν σε αυτό το κεφάλαιο αφορούν την παραγωγή εικόνας από συνδυαστική KV-MV CBCT, ένα νέο αλγόριθμο ανακατασκευής που ονομάζεται επαναληπτικός αλγόριθμος (Iterative CBCT- iCBCT) και τη χρήση τεχνητής νοημοσύνης δημιουργώντας μία συνθετική υπολογιστική τομογραφία (synthetic CT- sCT).

3.1 ΣΥΝΔΥΑΣΤΙΚΗ KV-MV CBCT

Τα περισσότερα συστήματα γραμμικών επιταχυντών διαθέτουν την ικανότητα λήψης CBCT και των δύο ενεργειών (KV-MV). Έχουν αναπτυχθεί μελέτες για δυνατότητα υβριδικής απεικόνισης KV-MV CBCT, όπου σκοπό έχουν την βελτιστοποίηση της εικόνας πριν την θεραπεία και την λήψη πληροφοριών δοσιμετρίας, χρήσιμες για την θεραπείας της ανατομικής περιοχής. Με αυτήν την συνδυαστική τεχνική επιτυγχάνεται η παραγωγή εικόνας με τα θετικά και των δύο συστημάτων KV και MV CBCT. Το KV CBCT παρέχει στην εικόνα καλύτερη διακριτική ικανότητα

μεταξύ των δομών, δηλαδή περισσότερη χωρική πληροφορία, ενώ το MV CBCT παρέχει πληροφορίες για την διασφάλιση της ποιότητας της θεραπείας αλλά και την επιβεβαίωση της δόσης που θα λάβει ο κάθε ιστός. Επιπροσθέτως, με το MV CBCT, λόγω της αυξημένης διεισδυτικότητας της δέσμης, επιτυγχάνεται η μείωση των ασαφειών που προκύπτουν από τις δομές με υψηλό ατομικό αριθμό, όπως για παράδειγμα τα μεταλλικά εμφυτεύματα. Συμπερασματικά, η συνδυαστική KV-MV CBCT είναι μία μέθοδος για την εξάλειψη της σκλήρυνσης της δέσμης. Με αυτόν τον τρόπο ενισχύεται η απεικόνιση σε σχέση με μία σάρωση με μόνο τη χρήση του KV CBCT αλλά μειώνεται η δόση σε σύγκριση με μία σάρωση από το MV CBCT (Lindsay C. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Ένα επιπλέον πλεονέκτημα αυτής της τεχνικής είναι η μείωση του χρόνου έκθεσης. Αυτό επιτυγχάνεται λόγω της ορθογωνιακής τοποθέτησης των δύο πηγών ακτινοβολίας, η οποία επιτρέπει την λήψη επαρκών δεδομένων για την απεικόνιση σε λιγότερες μοίρες περιστροφής. Παραδείγματος χάρη η λυχνία του MV CBCT καλύπτει από 0° έως 100° ενώ η λυχνία του KV CBCT καλύπτει από 90° έως 200°, οπότε έχει γίνει η μετακίνηση όλου του συστήματος κατά 110°, σε αντίθεση όπου ένα μονό του σύστημα (είτε KV είτε MV CBCT) θα χρειαζόταν ολόκληρη περιστροφή για επαρκή δειγματοληψία (Lindsay C. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Σύμφωνα με τους Hao Li, Bo Liu και Fang-Fang Yin^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.} με την συνδυαστική KV-MV CBCT παράγονται ψηφιακά ανασυντεθειμένες εικόνες μονοχρωματικής ενέργειας, δηλαδή παράγονται εικόνες από μεγαλύτερο φάσμα ενεργειών, λόγω των χαμηλών ενεργειών της KV CBCT και των υψηλών ενεργειών της MV CBCT. Επίσης, στην μελέτη αυτή επισημαίνεται η σημασία της γωνίας εισόδου της δέσμης με την υψηλή ενέργεια. Για να επιτευχθεί η αύξηση του CNR (contrast to noise ratio) και η επίλυση των artifacts που

προκύπτουν από δομές με υψηλό ατομικό αριθμό (π.χ. μεταλλικά ενθέματα), θα πρέπει η γωνία εισόδου της δέσμης με την μεγάλη ενέργεια (MV CBCT) να είναι προσανατολισμένη προς την κατεύθυνση της μεγαλύτερης εξασθένησης (**Εικόνα 15**). Συνοψίζοντας, με την χρήση ψηφιακά ανασυντεθειμένων εικόνων χαμηλής ενέργειας επιτυγχάνεται αυξημένη αντίθεση (CNR) ενώ με τις υψηλές ενέργειες επιτυγχάνεται η εξάλειψη artifact μετάλλων και σκλήρυνσης της δέσμης.



Εικόνα 15: Phantom που περιέχει δύο μεταλλικά ενθέματα, εικόνες από (a) MV CBCT και (b) KV CBCT. Ανακατασκευασμένες μονοχρωματικές εικόνες συνδυαστικής KV-MV CBCT (VM CBCT-Virtual Monochromatic CBCT) όπου (c) η δέσμη KV είναι κατά μήκος της κατεύθυνσης της

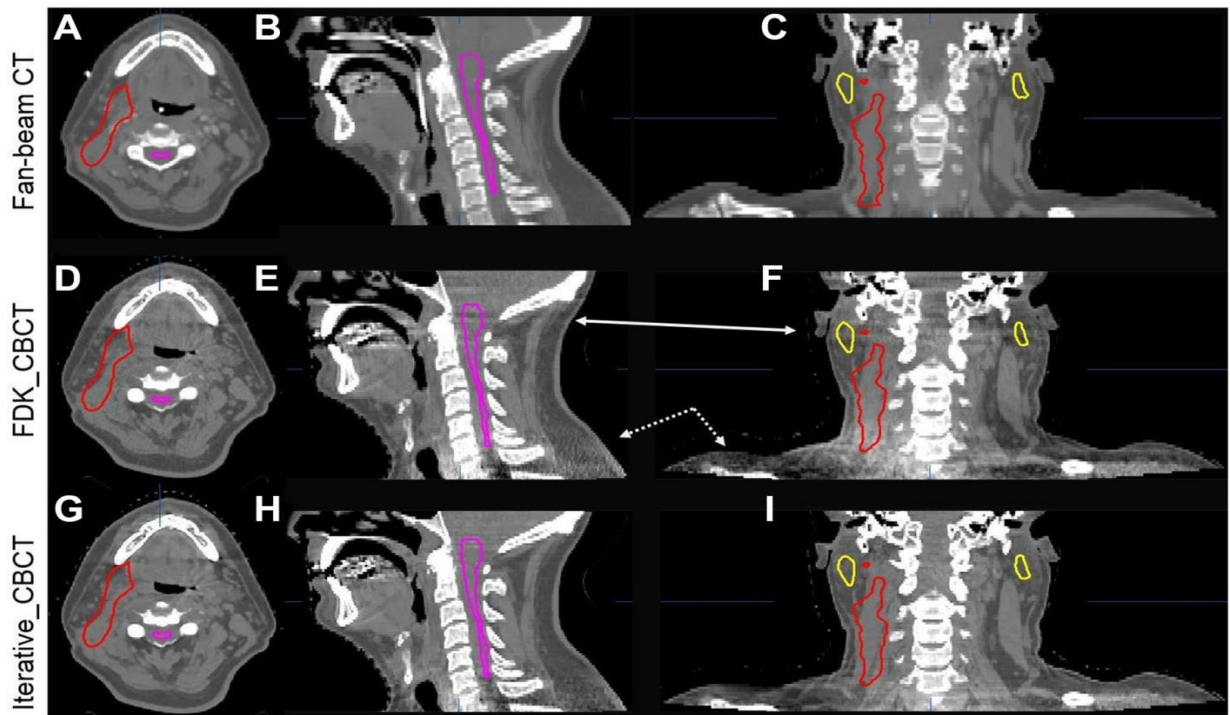
υψηλής εξασθένησης και (δ) η δέσμη MV είναι κατά μήκος της κατεύθυνσης της υψηλής εξασθένησης (Li H. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]).

3.2 ΕΠΑΝΑΛΗΠΤΙΚΟΣ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ (Iterative CBCT- iCBCT)

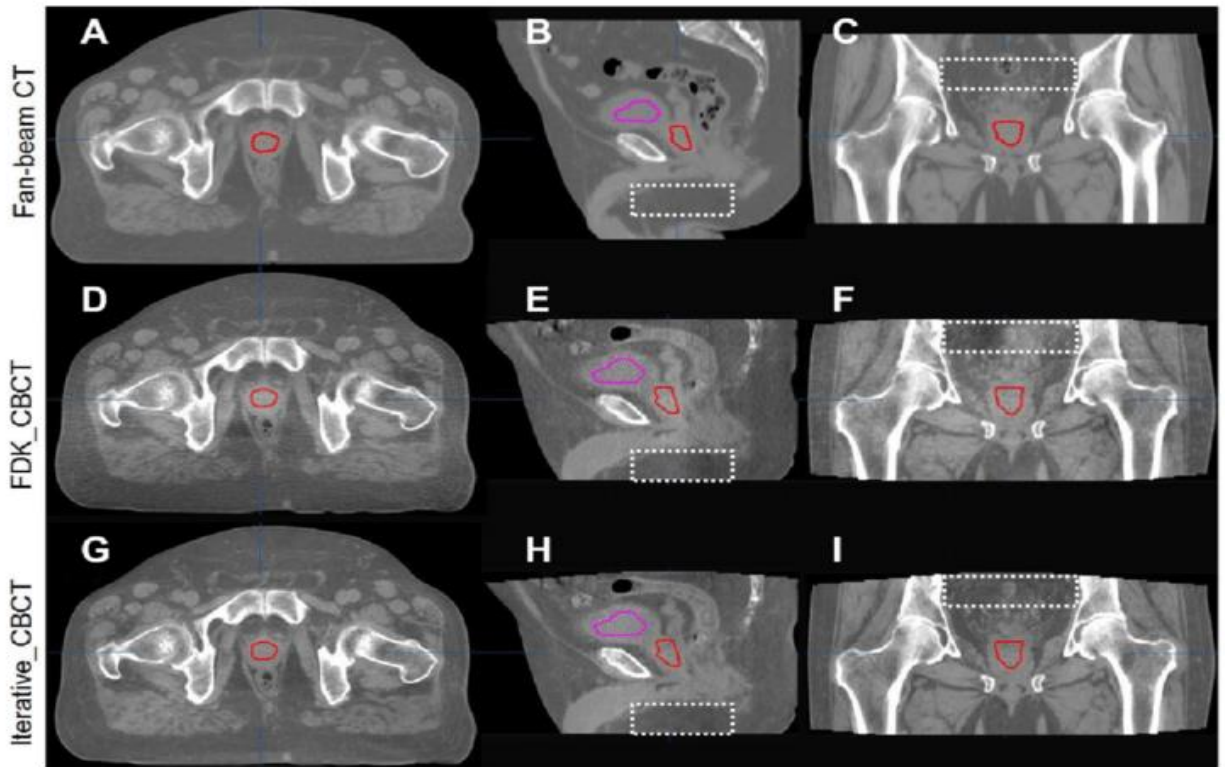
Ο συμβατικός αλγόριθμος ανακατασκευής εικόνας για συστήματα CBCT που χρησιμοποιείται ευρέως είναι ο FDK αλγόριθμος που έχει λάβει το όνομα του από τους Feldkamp, Davis και Kress (Yu L. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]). Αυτός ο αλγόριθμος ουσιαστικά είναι η τρισδιάστατη γενίκευση του ήδη εφαρμοσμένου αλγορίθμου της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (Fan Filter Back Projection- FFBP). Ο επαναληπτικός αλγόριθμος (iterative reconstruction) χρησιμοποιεί τα πρωτογενή δεδομένα του αλγορίθμου FDK και στην συνέχεια επεμβαίνει στο επίπεδο που θα ορίσει ο χρήστης, αφαιρώντας από τα δεδομένα, αυτά που έχει υπολογίσει ότι προέρχονται από σκέδαση. Πιο συγκεκριμένα, σύμφωνα με τους Weihua Mao et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.], στο πρώτο στάδιο λαμβάνονται με φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή τα ανακατασκευασμένα δεδομένα, τα οποία στη συνέχεια θα επεξεργαστεί ο επαναληπτικός αλγόριθμος. Στη συνέχεια, χρησιμοποιούνται μοντέλα υπολογισμού της σκέδασης που έχει προκύψει λόγω της αλληλεπίδρασης της δέσμης με το κρεβάτι. Έπειτα, υπολογίζονται δυο σειρές εικόνων, οι πρωτογενείς εικόνες και οι εικόνες σκέδασης. Αυτό πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο που περιγράφει την συμπεριφορά των φωτονίων όταν αυτά αλληλεπιδρούν με την ύλη, το οποίο εφαρμόζεται στα αρχικά ογκομετρικά δεδομένα. Έχοντας υπολογίσει σε αυτό το σημείο την σκέδαση από το κρεβάτι και την σκέδαση που προκύπτει από την αλληλεπίδραση ακτινοβολίας-ύλης (μέσω των συστημάτων Monte Carlo) πραγματοποιείται αφαίρεση των εικόνων της σκέδασης από τα πρωτογενή δεδομένα. Τέλος, εφαρμόζεται σε αυτά και ένας επιπλέον αλγόριθμος καταστολής

του κβαντικού θορύβου. Όλη αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται κατά τη βούληση του χρήστη με σκοπό την περαιτέρω μείωση του θορύβου.

Αυτό στο παρελθόν δεν ήταν δυνατό, λόγω του μεγάλου χρόνου υπολογισμού όλων αυτών των μεταβλητών, αλλά με την αλματώδη άνοδο της τεχνολογίας των υπολογιστικών συστημάτων έχει πλέον καταστεί δυνατό και χρησιμοποιείται καθημερινά. Σύμφωνα με τους Stephen J Gardner et al **Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.** ο επαναληπτικός αλγόριθμος προσφέρει τη δυνατότητα μείωσης της δόσης απεικόνισης και βελτίωσης της ποιότητας της εικόνας σε σχέση με τις τυπικές προσεγγίσεις φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής. Τα χαρακτηριστικά της ποιότητας της εικόνας, ως προς τον θόρυβο και τον λόγο αντίθεσης προς θόρυβο (CNR), βελτιώνονται σημαντικά με τη χρήση του επαναληπτικού αλγορίθμου ανακατασκευής υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης (iterative CBCT- iCBCT) σε σχέση με τη μέθοδο υπολογιστικής τομογραφίας κωνικής δέσμης με φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (FDK).



Εικόνα 16: Σύγκριση εικόνων αξονικής τομογραφίας (άνω σειρά, A-C) και εικόνων CBCT που ανακατασκευάστηκαν με FDK (μεσαία σειρά, D-F) και επαναληπτικό αλγόριθμο με μεσαίο συντελεστή μείωσης θορύβου (κάτω σειρά, G-I) για έναν ασθενή με καρκίνο τραχήλου. Με ροζ, κίτρινο και κόκκινο περιγράφονται ο νωτιαίος μυελός, η αριστερή και δεξιά παρωτίδα και του όγκου-στόχου. Παρατηρούνται artifacts (βέλη στις οβελιαίες και στεφανιαίες προβολές) στις εικόνες CBCT με τον αλγόριθμο FDK, όπου στις εικόνες CBCT με τον επαναληπτικό αλγόριθμο μετριάζονται (Mao W. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]).



Εικόνα 17: Σύγκριση εικόνων αξονικής τομογραφίας (άνω σειρά, A-C) και εικόνων CBCT που ανακατασκευάστηκαν με FDK (μεσαία σειρά, D-F) και επαναληπτικό αλγόριθμο με μεσαίο συντελεστή μείωσης θορύβου (κάτω σειρά, G-I) για έναν ασθενή με καρκίνο προστάτη. Με ροζ και κόκκινο περιγράφονται η ουροδόχου κύστη και ο προστάτης αντίστοιχα. Οι εικόνες που ανακατασκευάστηκαν με τον αλγόριθμο *iterative_CBCT* παρουσιάζουν βελτίωση του θορύβου όπως υποδεικνύεται με διακεκομμένο ορθογώνιο στην οβελιαία και στεφανιαία προβολή (Mao W. et al [Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]).

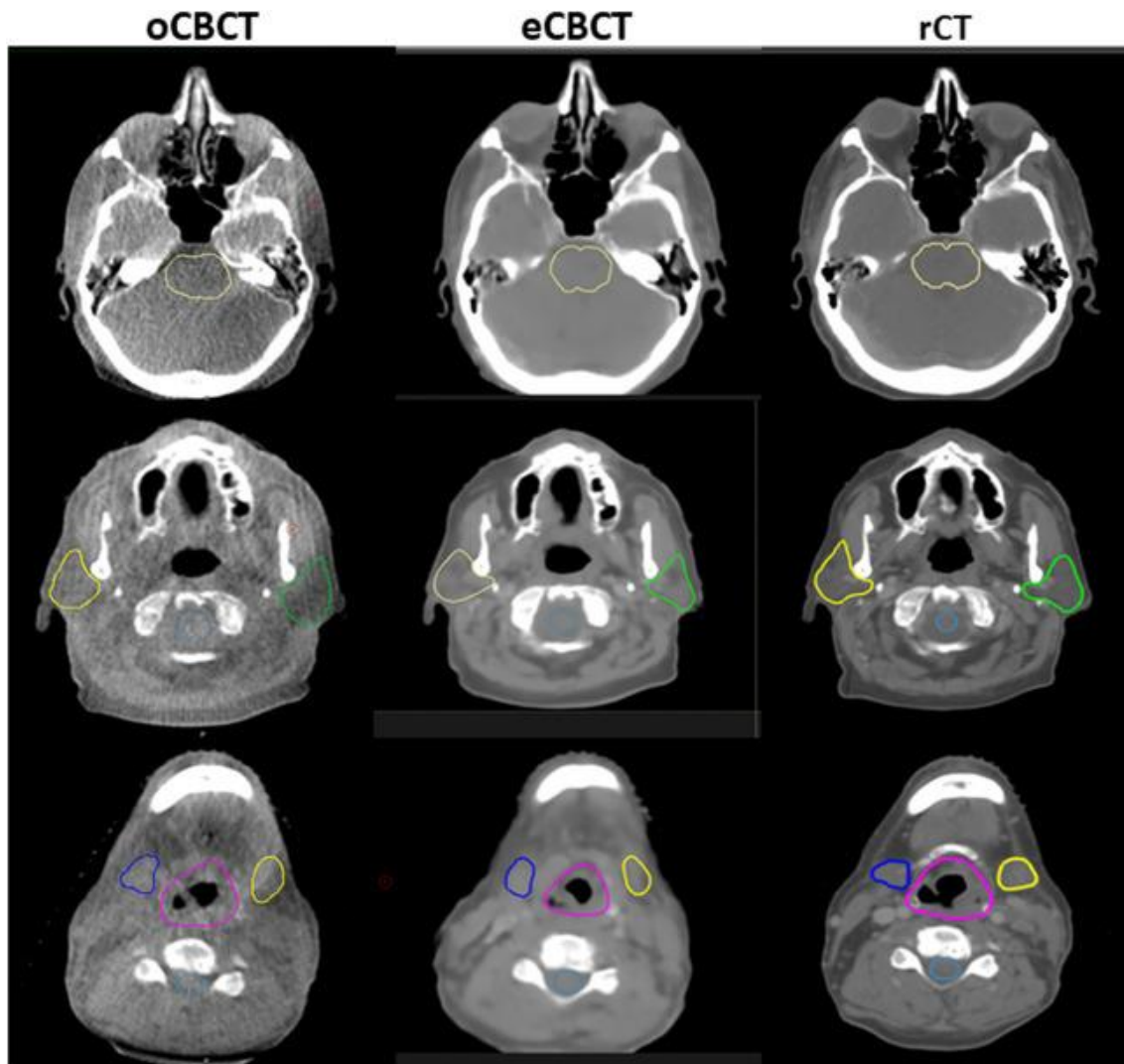
3.3 ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΒΑΘΙΑ ΜΑΘΗΣΗ (DEEP LEARNING-BASED IMAGE RECONSTRUCTION)

Η τεχνητή νοημοσύνη (artificial intelligence- AI) είναι ένας ραγδαία αναπτυσσόμενος κλάδος της πληροφορικής, ο οποίος σαφώς εντάσσεται στην ιατρική απεικόνιση με εφαρμογές όπως η βελτιστοποίηση εικόνων (π.χ. με αλγορίθμους βαθιάς μάθησης όπως θα αναπτυχθεί παρακάτω), η ανάλυση αυτών (π.χ. με συστήματα radiomics) (Gillies R. J. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]), η δημιουργία συστημάτων υποβοήθησης απόφασης (decision support systems- DSS) (Keremany D. S. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]) και πολλά άλλα.

Όσον αφορά την εφαρμογή της τεχνητής νοημοσύνης στην ακτινοθεραπεία και συγκεκριμένα σε συστήματα CBCT, έχουν αναπτυχθεί αλγόριθμοι βαθιάς μάθησης (Deep Learning), οι οποίοι έχουν σκοπό να βελτιστοποιήσουν την συνολική ποιότητα της εικόνας που παράγεται από τα συστήματα CBCT, προκειμένου αυτά να προσεγγίζουν τις εικόνες υπολογιστικής τομογραφίας σχεδιασμού (Liu J. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]). Πιο συγκεκριμένα, οι αλγόριθμοι αυτοί λειτουργούν με βάση συνελκτικά νευρωνικά δίκτυα (Convolutional Neural Network- CNN), τα οποία πραγματοποιούν συσχετισμούς μιας εικόνας χαμηλής ποιότητας με μια υψηλής, με σκοπό το σύστημα να εκπαιδευτεί και να μπορεί να παράγει την υψηλής ποιότητας εικόνα διαθέτοντας μόνο την αντίστοιχη χαμηλής. Αυτό πραγματοποιείται εντάσσοντας στο σύστημα μεγάλο όγκο δεδομένων τέτοιου ζεύγους εικόνων (χαμηλής και υψηλής ποιότητας), τα οποία ο αλγόριθμος τα αναλύει σε πάρα πολύ μεγάλο βάθος και σε πάρα πολλά επίπεδα, προκειμένου να μπορεί να τις συσχετίσει. Όσο περισσότερα δεδομένα ενταχθούν στο σύστημα αυτό, τόσο καλύτερα εκπαιδευμένος στην συσχέτιση θα είναι ο

αλγόριθμος (Liu Y. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Στην προκειμένη περίπτωση της ακτινοθεραπείας, η χαμηλή ποιότητας εικόνες είναι οι αντίστοιχες CBCT, ενώ οι ιδανικές υψηλής ποιότητας εικόνες είναι αυτές της Υπολογιστικής Τομογραφίας σχεδιασμού (Liu J. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) (Liu Y. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}) (Chen W. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

Αυτό ακριβώς πραγματοποίησαν και οι Wen Chen et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}, οι οποίοι ανέπτυξαν ένας τέτοιου είδος αλγόριθμο βαθιάς μάθησης σε ασθενείς με κακοήθεια κεφαλής και τραχήλου που υποβλήθηκαν σε ακτινοθεραπεία. Η έρευνα τους βασίστηκε σε 40 ασθενείς που χρησιμοποίησαν τις εικόνες της υπολογιστικής τομογραφίας σχεδιασμού τους και τις εικόνες από την CBCT της πρώτης ακτινοθεραπευτικής συνεδρίας, προκειμένου να εκπαιδεύσουν τον αλγόριθμο βαθιάς μάθησης που είχαν αναπτύξει. Επίσης, δεκαπέντε από αυτούς τους ασθενείς χρησιμοποιήθηκαν για να γίνει εκτίμηση και επικύρωση της λειτουργίας του αλγορίθμου, οι οποίοι υποβλήθηκαν και σε μια δεύτερη υπολογιστική τομογραφία σχεδιασμού την ημέρα της πρώτης συνεδρίας. Στην συνέχεια αξιολόγησαν ποσοτικά τη βελτιστοποίηση των εικόνων που παρήγαγε ο αλγόριθμος - τις οποίες τις ονόμασαν Enhanced CBCT (eCBCT) - με βάση την ακρίβεια των Hounsfield Units (HU), τον λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR) και το μέτρο δείκτη δοκιμής ομοιότητας (structural similarity index measure- SSIM). Αυτό που παρατήρησαν είναι ότι ο αλγόριθμος βαθιάς μάθησης βελτίωσε την ποιότητα της εικόνας της CBCT όσον αφορά την ακρίβεια των HU, την αντίθεση και την ακρίβεια οριοθέτησης του όγκου στόχου και των παρακείμενων οργάνων, υποδεικνύοντας ότι έχει υψηλές δυνατότητες εφαρμογής στην CBCT.



Εικόνα 18: Παράδειγμα από την έρευνα των Wen Chen et al¹ [Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν θρέθηκε.]. Εικόνες από την CBCT την ημέρα της πρώτης συνεδρίας (oCBCT) (αριστερή στήλη). Εικόνες που προέκυψαν από τον αλγόριθμο ανακατασκευής όπου τις έχουν ονομάσει Enhanced CBCT (eCBCT) (μεσαία στήλη). Εικόνες από αξονική σχεδιασμού την ημέρα της πρώτης συνεδρίας (repeat simulation CT- rCT) (δεξιά στήλη). Παρατηρείται ευδιάκριτα η μείωση του θορύβου, η μείωση των γραμμοειδών artifacts και η ενίσχυση της αντίθεσης για την διάκριση των δομών στις eCBCT εικόνες σε σχέση με τις oCBCT εικόνες. Έχει γίνει ο σχεδιασμός των οργάνων που θα πρέπει να προστατευτούν από την ακτινοθεραπεία (organs at risk- OARs). Στην πρώτη γραμμή είναι σχεδιασμένο με κίτρινο το στέλεχος του εγκεφάλου, στην δεύτερη γραμμή με κίτρινο και πράσινο δεξιά και η αριστερή παρωτίδα (αντίστοιχα) και στην τρίτη γραμμή με ροζ ο λάρυγγας και με μπλε και κίτρινο ο δεξιός και ο αριστερός υπογονάθιος αδένας.

4. ΔΟΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΑΠΟ ΤΗΝ CBCT

Ο σκοπός της απεικονιστικά καθοδηγούμενης ακτινοθεραπείας (Image-Guided Radiotherapy-IGRT), όπως έχει προαναφερθεί, είναι η επιβεβαίωση της επαναληψιμότητας και η προσαρμογή του πλάνου θεραπείας με συστηματική παρακολούθηση κατά την διάρκεια των συνεδριών της ακτινοθεραπείας. Κατά την επίτευξη αυτού του στόχου υπάρχει ο κίνδυνος υπερακτινοβολήσης του ασθενούς, ο οποίος θα δεχτεί την ακτινοβολία από την θεραπεία αλλά και από τα μέσα για την απεικόνιση του θέματος που θα δεχτεί την θεραπεία. Όπως είναι κατανοητό, η αλόγιστη αύξηση των στοιχείων ακτινοβολήσης της CBCT όπως είναι τα kV, τα mA, ο χρόνος σάρωσης και ο αριθμός των προβολών μπορεί να βελτιώνουν την ποιότητα εικόνας όμως αυξάνουν σημαντικά την δόση ακτινοβολίας στον ασθενή. Επιπλέον, η χρήση CBCT πριν από κάθε συνεδρία (όπου συνήθως ο αριθμός των συνεδριών είναι αυξημένος-κατάτμηση της δόσης) μπορεί να αυξήσει σημαντικά την μέση ενεργή δόση της περιοχής που θα δεχτεί την θεραπεία. Αυτό το γεγονός είναι σημαντικό γιατί στην περιοχή αυτή εμπεριέχονται και όργανα τα οποία κατά το σχεδιασμό της θεραπείας έχει συμπεριληφθεί η δόση που θα λάβουν από την θεραπεία και πολλά από αυτά είναι πολύ κοντά στην δόση ανοχής τους (δηλαδή την δόση που μπορούν να δεχτούν χωρίς να τους προκαλέσει βλάβη). Συνεπώς, είναι σημαντικό να λαμβάνεται υπόψη η δόση ακτινοβολίας που παράγεται από τον σύνολο των CBCT και να συμπεριληφθεί στην μέση ενεργή δόση κάθε ιστού που συμμετέχει στην θεραπεία. Η δόση ακτινοβολίας που προέρχεται από την CBCT έχει ονομαστεί ως ταυτόχρονη δόση (concomitant dose) (Sykes J. R. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

Όπως σε όλες τις απεικονιστικές μεθόδους, έτσι και στην CBCT είναι υψίστης σημασίας η ισορροπία μεταξύ ποιότητας εικόνας και της δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή. Συγκεκριμένα ο σκοπός όλων των μεθόδων απεικόνισης είναι η μέγιστη δυνατή απεικόνιση με την ελάχιστη δυνατή δόση (Al-Okshi A. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}). Αυτό, στα συστήματα CBCT στην ακτινοθεραπεία επιτυγχάνεται κυρίως με τους αλγόριθμους ανακατασκευής εικόνας όπως ο επαναληπτικός αλγόριθμος iCBCT και αλγόριθμος ανακατασκευής με χρήση βαθιάς μάθησης (deep learning) που αναλύθηκαν παραπάνω. Αυτοί οι αλγόριθμοι ανακατασκευής επιτρέπουν την δημιουργία ποιοτικά βελτιστοποιημένων εικόνων ενώ παράλληλα δεν απαιτούν υπερακτινοβολήση, καθώς δρουν πάνω στις χαμηλής ποιότητας εικόνες CBCT με σκοπό να ανακατασκευάσουν από αυτές βελτιστοποιημένες ποιοτικά εικόνες. Μελέτες όπως των Washio Hayate et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.} αποδεικνύουν ότι ο iCBCT αλγόριθμος μπορεί να μειώσει την δόση περίπου στα 2/3 σε σύγκριση με τον κλασικό αλγόριθμο FDK, διατηρώντας παράλληλα την ανιχνευσιμότητα χαμηλής αντίθεσης και την ακρίβεια της καταγραφής. Αντιθέτως υπάρχουν τρόποι αύξησης της ποιότητας εικόνας οι οποίοι όμως επιδρούν σε μεγάλο βαθμό στην αύξηση της δόσης. Τέτοιες μέθοδοι είναι η συνδυαστική KV-MV CBCT (λόγω χρήσης της MV CBCT) και η αύξηση προβολών κατά την περιστροφή. Αύξηση της δόσης παρατηρείται από μελέτες των Dzierma Y. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.} και των Duan Y.H. et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.} όταν χρησιμοποιείται η MV CBCT σε σύγκριση με την KV CBCT. Επιπλέον, η μελέτη των Yuasa Y et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.} παρατήρησε ότι η χρήση μεθόδων που επεκτείνουν τον χρόνο σάρωσης έχοντας σκοπό να ενισχύσουν την εικόνα των δομών που κινούνται (4D-CBCT)

αυξάνουν την δόση και πρέπει να λαμβάνεται σοβαρά υπόψη το γεγονός αυτό πριν την εκτέλεση των μεθόδων αυτών.

5. Η CBCT ΣΤΗΝ ΠΡΟΣΑΡΜΟΖΟΜΕΝΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ-ADAPTIVE RADIOTHERAPY (ART)

Η «προσαρμοζόμενη» ακτινοθεραπεία (Adaptive Radiotherapy - ART) είναι ένα σχετικά νέο είδος ακτινοθεραπείας που παρουσιάστηκε πρώτη φορά στα τέλη της δεκαετίας του 1990 από τους Yan D. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.] και συνεχώς εξελίσσεται. Όπως υποδηλώνει και το όνομά της, στη βασική της μορφή, η προσαρμοζόμενη ακτινοθεραπεία επιτρέπει την αλλαγή της θεραπείας ή την προσαρμογή της, ώστε να ανταποκρίνεται σε μία ένδειξη που υποδηλώνει ότι υπάρχουν πρόσθετες πληροφορίες για τον ασθενή ή ότι ο ασθενής έχει αλλάξει από την αρχική κατάσταση. Πιο συγκεκριμένα, προσαρμόζεται το πλάνο θεραπείας με την χρήση CBCT πριν από κάθε θεραπεία (online ART- oART) σε σχέση με την θέση του όγκου-στόχου και των παρακείμενων δομών. Έχει αποδειχθεί από μελέτες ότι με τη χρήση CBCT στην ART μπορεί να μειωθεί το όριο του PTV και να προστατευθούν οι υγιείς ιστοί (Foroudi F. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]) (Nijkamp J. et al^[Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.]). Σε αυτή την πρώιμη μορφή της ART δεν απαιτείται ιδιαίτερος εξοπλισμός, απλά αν υπάρχει κάποια αξιοσημείωτη αλλαγή στον ασθενή, οπότε καθιστά δύσκολη την προσαρμογή σύμφωνα με το πλάνο τότε λαμβάνεται η απόφαση από τους ειδικούς να επανασχεδιαστεί ένα πλάνο με τα ίδια κριτήρια με το πρώτο.

Στην επόμενη γενιά ART εκτός από την θέση προσαρμόζεται και η χορηγούμενη δόση (Dose-guided radiotherapy- DGRT) με βάση τους δοσιμετρικούς χάρτες που σχεδιάστηκαν για το πλάνο θεραπείας, οι οποίοι μπορεί να χρειαστεί να βελτιστοποιηθούν ή και να επανασχεδιαστούν χρησιμοποιώντας την CBCT (αναγνωρίζοντας τις περιοχές από τα ανάλογα HU). Όμως η CBCT ως σύστημα έχει περιορισμό στον υπολογισμό της δόσης. Λόγω της

γεωμετρίας του συστήματος (cone beam) αυξάνεται η σκεδαζόμενη ακτινοβολία και έτσι προκαλεί μεγάλη ποικιλία στις τιμές HU. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την αβεβαιότητα στον υπολογισμό της δόσης, καθώς οι τιμές HU σχετίζονται με την πυκνότητα των ηλεκτρονίων που χρησιμοποιούνται στους αλγορίθμους που υπολογίζουν την δόση. Σύμφωνα με πρόσφατες μελέτες των Liyuan Chen et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.} και των Xiao Liang et al^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}, λύση στο πρόβλημα αυτό έχει να δώσει η δημιουργία συνθετικής CT (synthetic CT-sCT) που προκύπτει από την CT σχεδιασμού και την CBCT μέσω βαθιάς μάθησης (deep learning).

Με την χρήση των συστημάτων CBCT, και των συστημάτων DIR ή άλλων παρόμοιων αλγορίθμων γίνεται πλέον δυνατή η αυτόματη κατάτμηση των δομών πάνω στην εικόνα (autosegmentation), η εκτίμηση της ημερήσιας δόσης καθώς και ο υπολογισμός της αθροιστικής δόσης του πλάνου θεραπείας συμπεριλαμβανομένων των αλλαγών που πραγματοποιούνται. Αυτό, προσφέρει και το επιπλέον πλεονέκτημα της υποβοήθησης απόφασης με συστήματα τεχνίτης νοημοσύνης στον τρόπο τροποποίησης του πλάνου θεραπείας μέσω βάσης δεδομένων πολλών αντίστοιχων περιστατικών, προκειμένου οι ειδικοί να έχουν μια κατεύθυνση στην λήψη της απόφασης τους για την αλλαγή ή όχι του πλάνου ακτινοθεραπείας (Kristy K. Brock^{Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.}).

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία (Image Guided Radiotherapy- IGRT) έχει συμβάλει στην ενίσχυση της αποτελεσματικότητας της ακτινοθεραπείας. Συγκεκριμένα, με την απεικόνιση πριν την θεραπεία προλαμβάνονται τα λάθη κατά την τοποθέτηση, επιβεβαιώνεται η θέση του όγκου στόχου, λόγω κίνησης των εσωτερικών οργάνων και λόγω της συνεχούς αυτής παρακολούθησης επιτυγχάνεται ο περιορισμός των ορίων του όγκου στόχου (planning target volume- PTV) και παράλληλα μειώνεται η τοξικότητα στους γύρω ιστούς (organs at risk- OARs). Η αξονική τομογραφία κωνικής δέσμης (Cone Beam Computed Tomography- CBCT) είναι το πιο διαδεδομένο σύστημα απεικόνισης για την IGRT με ικανοποιητικά αποτελέσματα. Παρόλα αυτά η CBCT, λόγω γεωμετρίας του συστήματός της, διαθέτει κάποιους περιορισμούς στην ποιότητα εικόνας. Η σωστή λειτουργία του συστήματος μαζί με την παράλληλη παρακολούθηση από τον χειριστή, συνιστάται για την μείωση των σφαλμάτων που προκύπτουν από αυτή την γεωμετρική αστάθεια του συστήματος. Επίσης, με τους νέους αλγόριθμους ανακατασκευής εικόνας και την χρήση της τεχνητής νοημοσύνης, επιτυγχάνεται η ενίσχυση της ποιότητας της εικόνας, χωρίς να υπάρχουν επιπτώσεις στον ασθενή (αύξηση της δόσης ακτινοβολίας από την CBCT λόγω αύξηση των παραμέτρων ακτινοβολήσης). Ένας ακόμα κλάδος της ακτινοθεραπείας που επωφελείται από την IGRT είναι η προσαρμοζόμενη ακτινοθεραπεία (Adaptive Radiotherapy- ART), όπου για την προσαρμογή του πλάνου θεραπείας είναι υποχρεωτική η χρήση μίας απεικονιστικής τεχνικής. Με αυτόν τον τρόπο διαχωρίζονται οι δομές που θα δεχτούν την θεραπεία και προσαρμόζεται ανάλογα το ποσοστό της δόσης που θα λάβει η κάθε δομή.