



Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών
Διαπανεπιστημιακό – Διατμηματικό ΠΜΣ στην
Ιατρική Φυσική – Ακτινοφυσική

Διπλωματική εργασία του

Αναστάσιου Βατάλη

με Θέμα

**‘Ποιοτικός Έλεγχος του Συστήματος On-Board
Imager και Δοσιμετρία Ασθενών από λήψη
εικόνων kV-kV’**

Η εργασία εκπονήθηκε στο



Τμήμα Ακτινοθεραπείας του ΓΝ Παπαγεωργίου

με επιβλέποντες

Ιωάννης Σεϊμένης, καθηγητής Ιατρικής Σχολής ΔΠΘ

**Κωνσταντίνος Χατζηιωάννου, προϊστάμενος Ιατρικής Φυσικής ΓΝ
Παπαγεωργίου**

Θεσσαλονίκη, 2017

Ευχαριστίες

Οι μεταπτυχιακές σπουδές μου στην Ιατρική Φυσική – Ακτινοφυσική ολοκληρώνονται ύστερα από έναν πλούσιο και απαιτητικό κύκλο σπουδών διάρκειας δύο ετών, με τελικό στάδιο την εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να ευχαριστήσω τον καθηγητή κ. Ιωάννη Σεϊμένη για την ανάθεση του παρόντος θέματος σε εμένα καθώς και την πολύτιμη στήριξη και καθοδήγησή του κατά την διάρκεια της περάτωσης της εργασίας.

Επιπλέον, θέλω να ευχαριστήσω θερμά τον προϊστάμενο του τμήματος Ιατρικής Φυσικής του Γ.Ν. Παπαγεωργίου, κ. Κωνσταντίνο Χατζηϊωάννου, Phd, καθώς και όλους τους ακτινοφυσικούς του νοσοκομείου που δέχτηκαν να πραγματοποιηθεί η εργασία μου στο τμήμα τους, για την άψογη συνεργασία που είχαμε και για τις γνώσεις που αποκόμισα.

Ακόμη, ευχαριστώ πολύ στον τεχνολόγο - ραδιολόγο κ. Περικλή Παπαβασιλείου, Phd, καθώς και όλο το προσωπικό, ιατρούς και τεχνολόγους, του τμήματος Ακτινοθεραπείας του Γ.Ν. Παπαγεωργίου για την συνεργασία που είχαμε και την διάθεσή τους να μου δείξουν τον τρόπο λειτουργίας και χειρισμού των μηχανημάτων του τμήματος.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους γονείς μου Γεώργιο και Παρασκευή, για την πολύπλευρη στήριξη που μου παρείχαν και χωρίς αυτήν θα ήταν αδύνατο να ολοκληρώσω με επιτυχία τις σπουδές μου.

Περίληψη

Στην εργασία αυτή ασχοληθήκαμε με το σύστημα On-Board Imager (OBI) του επιταχυντή DHX Silhouette της Varian, το οποίο είναι ένα σύστημα απεικόνισης των ασθενών για να ελεγχθεί και να διορθωθεί η ακινητοποίησή τους πριν από κάθε συνεδρία. Σκοπός της εργασίας αυτής ήταν να αξιολογήσουμε το σύστημα OBI και να υπολογίσουμε την ενεργό δόση των ασθενών από τη λήψη ακτινογραφιών ψηφιακών εικόνων.

Αναλυτικότερα, στο πρώτο κεφάλαιο έγινε μία περιγραφή των τεχνικών χαρακτηριστικών του συστήματος και του τρόπου λειτουργίας των επιμέρους τμημάτων. Ακόμη περιγράφηκε ο τρόπος λειτουργίας των λογισμικών 2D/2D match και 3D/3D match που υποστηρίζει το σύστημα και καθώς και το πρωτόκολλο εφαρμογής τους στο ΓΝ Παπαγεωργίου.

Στο δεύτερο κεφάλαιο, έγινε κατηγοριοποίηση των ποιοτικών ελέγχων που πραγματοποιήθηκαν και κρίθηκαν απαραίτητοι για τον γενικό έλεγχο του συστήματος OBI. Χωρίστηκαν σε επιμέρους κατηγορίες όπου περιγράφεται ο τρόπος και τα μέσα που χρησιμοποιήθηκαν για τον σκοπό αυτό.

Στο τρίτο κεφάλαιο, παρουσιάστηκαν τα αποτελέσματα των μετρήσεων που έγιναν αναλυτικά, όπως περιγράφηκαν στο δεύτερο κεφάλαιο και έγινε μία συζήτηση γύρω από αυτά ως προς την αξιοπιστία και την επαναληψιμότητα του συστήματος.

Στο τέταρτο κεφάλαιο, μελετήθηκαν 25 ασθενείς του τμήματος Ακτινοθεραπείας του ΓΝ Παπαγεωργίου, όπου οι 12 εξ' αυτών ακτινοβολήθηκαν στην περιοχή της κεφαλής-τραχήλου (H&N) και οι 13 στην περιοχή της πυέλου (Pelvis). Η μελέτη αφορούσε την καταγραφή κι εξαγωγή συμπερασμάτων ως προς την μετακίνηση της κλίνης του επιταχυντή πριν από κάθε συνεδρία και τη δόση που πήραν οι ασθενείς αυτοί από τη λήψη ακτινογραφικών εικόνων του OBI.

Στο τέλος της εργασίας παρατίθενται τα συμπεράσματα που προέκυψαν από την έρευνα, ένας σύντομος επίλογος της εργασίας και οι προκλήσεις που δημιουργούνται στον τομέα της Ακτινοθεραπείας με την συνεχή της εξέλιξη.

Λέξεις κλειδιά: Image-Guided Radiotherapy (IGRT), On-Board Imager (OBI), Cone-Beam CT (CBCT), Quality Assurance (QA)

Περιεχόμενα

Εισαγωγή	6
----------------	---

Θεωρητικό μέρος

Κεφάλαιο 1: Το σύστημα On-Board Imager (OBI)

1.1 Περιγραφή του συστήματος OBI	10
1.2 Αξονικός τομογράφος κωνικής δέσμης, CBCT	12
1.3 Λογισμικό ευθυγράμμισης εικόνων	14

Κεφάλαιο 2: Ποιοτικοί έλεγχοι OBI

2.1 Έλεγχος ισοκέντρου OBI	18
2.1.1 kV ισόκεντρο	20
2.1.2 MV ισόκεντρο	20
2.3 Διαστάσεις ακτινογραφικού πεδίου	21
2.4 Μεγέθυνση ψηφιακών εικόνων	21
2.5 Έλεγχος συστημάτων απεικόνισης	22
2.5.1 Έλεγχος ακτινογραφικού/ακτινοσκοπικού συστήματος	22
2.5.1.1 Έλεγχος ποιότητας εικόνων kV	22
2.5.1.2 Προσδιορισμός ακτινολογικών παραμέτρων λυχνίας	23
2.5.2 Έλεγχος ποιότητας εικόνων CBCT	24

Πειραματικό μέρος

Κεφάλαιο 3: Αποτελέσματα ποιοτικών ελέγχων OBI

3.1 Έλεγχος ισοκέντρου OBI	29
3.1.1 kV ισόκεντρο	29
3.1.2 MV ισόκεντρο	34
3.2 Έλεγχος λογισμικού ευθυγράμμισης εικόνων	36
3.3 Διαστάσεις ακτινογραφικού πεδίου	38
3.4 Έλεγχος μεγέθυνσης ψηφιακής εικόνας	39
3.5 Έλεγχος συστημάτων απεικόνισης	40
3.5.1 Έλεγχος ακτινογραφικού/ακτινοσκοπικού συστήματος	40
3.5.1.1 Έλεγχος ποιότητας εικόνων kV	40
3.5.1.2 Προσδιορισμός ακτινολογικών παραμέτρων λυχνίας	42
3.5.2 Έλεγχος ποιότητας CBCT	44

Κεφάλαιο 4: Μελέτη 25 ασθενών του τμήματος Ακτινοθεραπείας

4.1 Μετατόπιση κλίνης ανά συνεδρία	48
4.2 Δοσιμετρία ασθενών από λήψη εικόνων kV-kV	50
Συμπεράσματα	58

Εισαγωγή

Ο στόχος της ακτινοθεραπείας είναι να δοθεί η προβλεπόμενη δόση στον όγκο-στόχο με παράλληλη προστασία των υγιών ιστών και για το λόγο αυτό η τοποθέτηση του ασθενούς στην κλίνη του επιταχυντή πρέπει να είναι ακριβής κι επαναλήψιμη σε κάθε συνεδρία.

Με τις σύγχρονες τεχνικές, όπως η τρισδιάστατη σύμμορφη ακτινοθεραπεία, η ακτινοθεραπεία διαμορφούμενης έντασης και η περιστρεφόμενη ακτινοθεραπεία διαμορφούμενης έντασης (3D-CRT, IMRT και VMAT, αντίστοιχα) δημιουργούνται θεραπευτικές δέσμες ακτινοβολίας MV, ώστε η δόση που εναποτίθεται στον όγκο να περιορίζεται στο σχήμα του, μειώνοντας στο ελάχιστο την ακτινοβολούμενη περιοχή. Με τις τεχνικές αυτές υπάρχει η δυνατότητα κλιμάκωσης της δόσης στον όγκο, ώστε να αυξηθεί η δυνατότητα ελέγχου του (Zelefsky et al 2002).

Η κλινική χρήση εξελιγμένων ακτινοθεραπευτικών μηχανημάτων μαζί με τη χρήση αλγορίθμων σχεδιασμού με μεγάλη ακρίβεια στην κατανομή της δόσης, απαιτούν να γνωρίζουμε τη θέση του όγκου όχι μόνο κατά τη στιγμή του σχεδιασμού της θεραπείας, αλλά και κατά τη διάρκεια της εφαρμογής της. Η θέση του όγκου καθορίζεται μία φορά με τη χρήση του αξονικού τομογράφου (CT), πριν χορηγηθεί η θεραπεία στον ασθενή. Αυτή η πληροφορία μπορεί να μην είναι πολύ ακριβής κατά τη διάρκεια των συνεδριών, λόγω σφαλμάτων της τοποθέτησης του ασθενούς στην θεραπευτική κλίνη και των κινήσεων των οργάνων (Balter et al 1995).

Η θεραπεία τμηματοποιείται συνήθως σε 20 έως 40 συνεδρίες με αποτέλεσμα να έχουμε κινήσεις οργάνων από συνεδρία σε συνεδρία (inter-fractional motions). Το αποτέλεσμα είναι μία ενυπάρχουσα γεωμετρική αβεβαιότητα, περιορίζοντας την πιθανότητα να επιτευχθεί μία ακριβή θεραπεία με χρήση ακτινοβολιών (Hector et al 2000, Webb et al 2006). Για να αντισταθμιστεί η αβεβαιότητα αυτή, επιπρόσθετα περιθώρια δίνονται στον κλινικά εμφανή όγκο (CTV) και σχηματίζεται ο θεραπευτικός όγκος (PTV) (ICRU report 50 1993, ICRU report 62 1999). Αυτά τα περιθώρια έχουν ως αποτέλεσμα να αυξάνεται η ακτινοβολήση υγιών ιστών. Προσδιορίζοντας την θέση του όγκου πριν από κάθε συνεδρία, θα μπορούσαν να μειωθούν τα όρια αυτά. Με τη χρήση τεχνικών IMRT ή VMAT θεραπειών είναι δυνατόν να περιοριστούν τα όρια, εάν είναι γνωστή η θέση του όγκου επί τόπου, αφού έχει τοποθετηθεί ο ασθενής στην κλίνη του επιταχυντή και λίγο πριν την δοθεί η θεραπεία (on-line).

Έντονα κλιμακούμενη εναποτιθέμενη δόση μπορεί να επιτευχθεί εάν η γεωμετρική αβεβαιότητα μειωθεί από τα κλασσικά επίπεδα των 10 mm περίπου στα 3 mm (Jaffray and Siewerdsen 2000). Ειδικά σε περιοχές με έντονη κινητικότητα οργάνων, αυτό μπορεί να γίνει αν εντοπιστεί ο στόχος πριν από κάθε συνεδρία (Martinez et al 2001). Η ακρίβεια της θέσης του όγκου είναι ζωτικής σημασίας, καθώς υπάρχει μία πληθώρα από πλεονεκτήματα και ως εκ τούτου αυξήθηκε η έρευνα στο τομέα της ακτινοθεραπευτικής πράξης καθοδηγούμενης από εικόνες (Image Guided Radiation Therapy, IGRT) (Mackie et al 2003, Mohan et al 2005, McBain et al 2006, Sorcini and Tilikidis 2006, Sorcini 2006). Η ορθή τοποθέτηση του ασθενούς επιβεβαιώνεται χρησιμοποιώντας ακτινογραφίες εικόνες που δημιουργήθηκαν από δέσμη Mega Voltage (MV) του γραμμικού επιταχυντή.

Με τη χρήση Kilo-Voltage (kV) πηγής ακτίνων-Χ που είναι ενσωματωμένη στον γραμμικό επιταχυντή, π.χ. του On-Board Imager (OBI), αυξάνεται η αντίθεση στην απεικόνιση των οστικών δομών, σε σχέση με τις εικόνες MV, με αποτέλεσμα να πετυχαίνονται πιο αξιόπιστες διορθώσεις στην τοποθέτηση του ασθενούς (Schewe et al 1998, Jaffray et al 1999). Ωστόσο, οι διδιάστατες (2D) ακτινογραφικές εικόνες δεν παρέχουν επαρκείς αντίθεση στους μαλακούς ιστούς ώστε να προσδιοριστεί η θέση του ίδιου του όγκου-στόχου. Με τη νέα τεχνική λήψης εικόνων από κωνικής δέσμης αξονικό τομογράφο (Cone-Beam CT, CBCT), περιστρέφοντας την λυχνία των ακτίνων-Χ μαζί με τον gantry, επιτρέπει την απεικόνιση μαλακών ιστών (Jaffray et al 2000, Jaffray et al 2002, Oldham et al 2005, Li et al 2006a).

Τον Οκτώβριο του 2013 στο Γ.Ν. Παπαγεωργίου, εγκαταστήθηκε ο γραμμικός επιταχυντής DHX Silhouette του οίκου Varian και μαζί του το σύστημα On-Board Imager® (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, USA). Ο επιταχυντής αυτός διαθέτει 2 δέσμες φωτονίων 6 και 16MV και 5 δέσμες ηλεκτρονίων με ενέργειες 6, 9, 12, 15 και 18 MeV. Στο μηχάνημα αυτό μπορεί να εφαρμοστεί η τεχνική της VMAT που αποτελεί την πλέον εξελιγμένη μέθοδο ακτινοθεραπείας ασθενών με καρκίνο. Με τη μέθοδο αυτή αποδίδεται, σε μικρότερο χρονικό διάστημα σε σχέση με την IMRT, μεγαλύτερη δόση στον όγκο με παράλληλη προστασία των υγιών ιστών, βελτιστοποιώντας έτσι την ποιότητα της θεραπείας. Επιπλέον, διαθέτει στην κεφαλή του έναν κατευθυντήρα πολλαπλών φύλλων που αποτελείται από 120 φύλλα που σχηματίζουν στο ισόκεντρο ένα πεδίο 40 x 40 cm². Το κεντρικό πεδίο (20 x 20) αποτελείται από φύλλα πάχους 5 mm, ενώ τα υπόλοιπα από πάχους 10 mm.

Το σύστημα OBI χρησιμοποιείται για την διόρθωση της τοποθέτησης του ασθενούς πριν από κάθε συνεδρία ακτινοθεραπείας. Τόσο οι 2D ακτινογραφικές εικόνες kV όσο και οι 3D εικόνες από CBCT μπορούν να ληφθούν από το OBI. Τα δεδομένα από CBCT μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την επιβεβαίωση της δόσης του ασθενούς καθώς και για τον επανασχεδιασμό της θεραπείας από συνεδρία σε συνεδρία, προσαρμόζοντας την ακτινοθεραπεία στην κίνηση και την παραμόρφωση του όγκου (Lo et al 2005, Xing et al 2006, Yang et al 2007). Η αλλαγή του πλάνου θεραπείας στις ανατομικές μεταβολές του ασθενούς κατά την διάρκεια των συνεδριών της θεραπείας του αναφέρεται ως προσαρμοζόμενη ακτινοθεραπεία (Adaptive Radiation Therapy, ART).

Στην παρούσα εργασία εκτιμάται η ακρίβεια και η αξιοπιστία του OBI με την διενέργεια ποιοτικών ελέγχων που χωρίζονται σε γεωμετρικούς και ποιοτικούς ελέγχους των συστημάτων απεικόνισης. Στο τελευταίο μέρος της εργασίας γίνεται μία μελέτη 25 ασθενών του τμήματος Ακτινοθεραπείας του νοσοκομείου, 12 ασθενών που ακτινοβολήθηκαν στην περιοχή της κεφαλής-τραχήλου (Head & Neck, H&N) και 13 που ακτινοβολήθηκαν στην περιοχή της πυέλου (Pelvis).

Καθώς η ακτινοθεραπεία είναι καθοδηγούμενη από το σύστημα OBI, οι γεωμετρικοί έλεγχοι είναι υψίστης σημασίας. Στους γεωμετρικούς ελέγχους περιλαμβάνεται ο έλεγχος ισοκέντρου του OBI, δηλαδή του kV και του MV ισοκέντρου, ο έλεγχος του συστήματος ευθυγράμμισης των εικόνων (mis-registration) και ακόμη ο έλεγχος διαστάσεων του πεδίου καθώς και ο έλεγχος μεγέθυνσης της ψηφιακής εικόνας.

Ο ποιοτικός έλεγχος των συστημάτων απεικόνισης περιλαμβάνει τον έλεγχο της ποιότητας των εικόνων υπό ακτινογραφική & ακτινοσκοπική λήψη καθώς και ο ποιοτικός έλεγχος της λυχνίας των ακτίνων-Χ και ο έλεγχος ποιότητας των εικόνων του CBCT.

Στους ποιοτικούς ελέγχους εικόνων υπό ακτινογραφική & ακτινοσκοπική λήψη περιλαμβάνεται η μέτρηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας (Spatial Resolution) και της διακριτικής ικανότητας αντίθεσης (Contrast Resolution). Ο έλεγχος ποιότητας της ακτινολογικής λυχνίας περιλαμβάνει τους ελέγχους που συστήνει η Ε.Φ.Ι.Ε. και περιλαμβάνει την ακρίβεια κι επαναληψιμότητα του kV και του χρονόμετρου, τον έλεγχο του πάχους ημίσειας έντασης (Half Value Layer, HVL) Καθώς και τον έλεγχο της επαναληψιμότητας και γραμμικότητας παροχής της ακτινοβολίας. Για τον έλεγχο ποιότητας των εικόνων του CBCT, έγινε έλεγχος της επαναληψιμότητας των HU, της διακριτικής ικανότητας χαμηλής και υψηλής αντίθεσης, της ομοιομορφίας των HU, της ακρίβειας μετρούμενων διαστάσεων και του πάχους τομής.

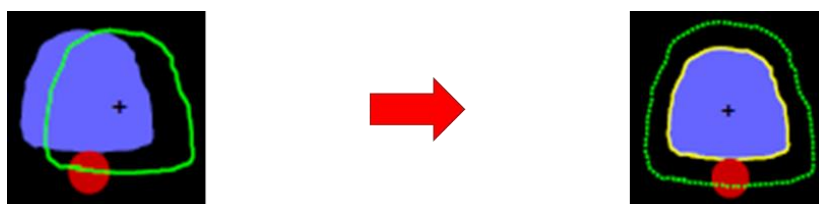
Τέλος, για την μελέτη 25 ασθενών του τμήματος Ακτινοθεραπείας, καταγράφηκαν οι μετατοπίσεις της κλίνης του επιταχυντή πριν από κάθε συνεδρία του καθενός και έγινε μία δοσιμετρία της δόσης που πήραν από τη χρήση του OBI και συγκεκριμένα από λήψη ακτινογραφικών εικόνων kV. Για το σκοπό αυτό καταγράφησαν τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των ασθενών, ύψος και βάρος, τα στοιχεία ακτινοβολίας, kV, mA & ms και η απόσταση της επιφάνειας του δέρματός τους από την λυχνία. Για τον υπολογισμό της ενεργούς δόσης χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό WinODS της RTI electronics. Το λογισμικό αυτό για να υπολογίσει την ενεργού δόση χρησιμοποιεί την οδηγία της ICRT 60 και κρίθηκε αναγκαίο να εφαρμοστεί η οδηγία της ICRP 103 για τον υπολογισμό της.

Θεωρητικό μέρος

Κεφάλαιο 1: Το σύστημα On-Board Imager (OBI)

1.1 Περιγραφή του συστήματος

Το OBI είναι ένα απεικονιστικό σύστημα ενσωματωμένο στον gantry του γραμμικού επιταχυντή και χρησιμοποιείται για να επαληθεύσει και να διορθώσει (εικόνα 1) την τοποθέτηση του ασθενούς κατά την διάρκεια των θεραπειών του on-line ή off-line. Η ακινητοποίηση του ασθενούς πρέπει να είναι ακριβής κι επαναλήψιμη ώστε να συμπίπτουν οι κρίσιμοι όγκοι (PTVs & OARs) με το σχεδιασμένο πλάνο θεραπείας.

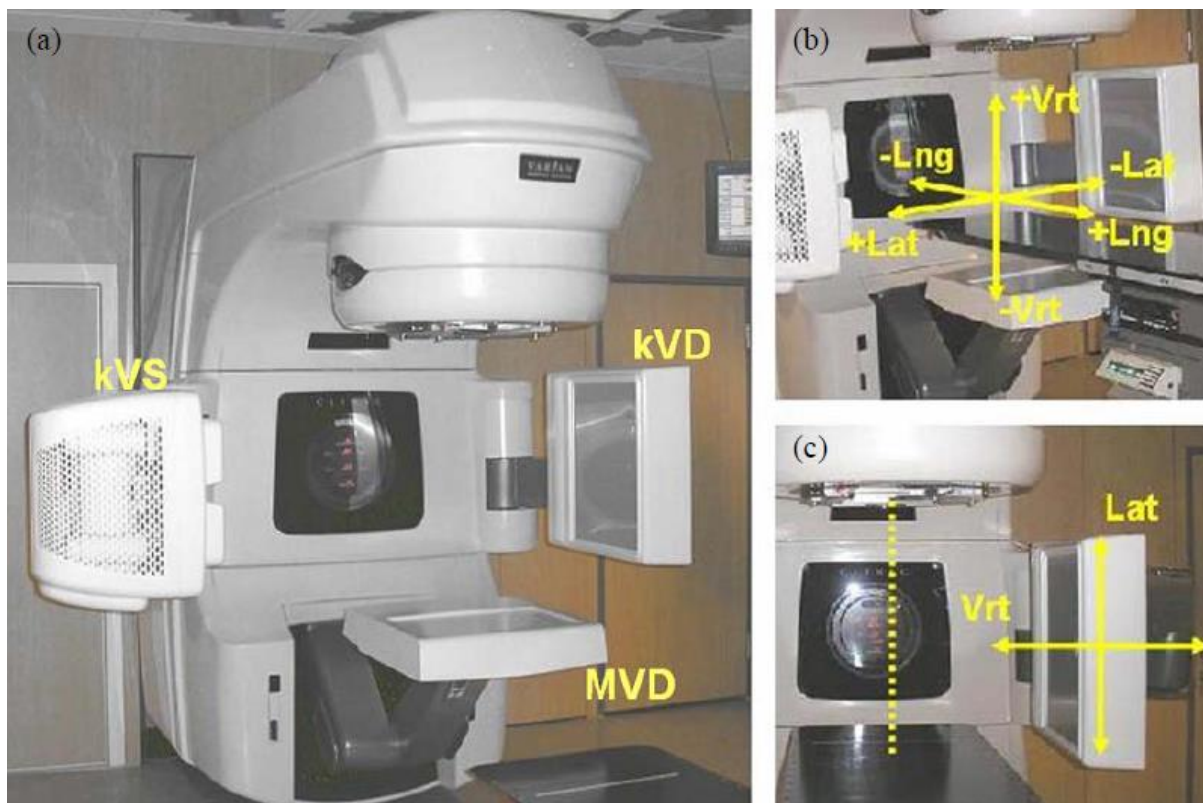


Εικόνα 1: Διόρθωση της τοποθέτησης του όγκου-στόχου ώστε να συμπίπτει με το σχεδιαζόμενο πλάνο θεραπείας.

Το OBI αποτελείται από δύο ρομποτικούς βραχίονες που ονομάζονται ExactArms όπου στην άκρη του ενός φέρει μία ακτινολογική λυχνία (kVS) και στην άλλη έναν επίπεδο ανιχνευτή (kVD) που περιέχει άμορφους κρυστάλλους Πυριτίου (aSi) για την ψηφιακή απεικόνιση της ακτινοβολίας. Οι δύο βραχίονες τοποθετούνται κάθετα στον gantry του επιταχυντή, όπως φαίνεται στην εικόνα 2(a).

Ο μηχανισμός του OBI περιστρέφεται μαζί με το gantry. Η επιμήκης κίνηση των ExactArms επιτρέπεται μόνο κατά τον διαμήκη και κάθετο άξονα. Επιπλέον ο kVD μπορεί να κινηθεί και πλάγια. Οι άξονες κίνησης των ExactArms θα πρέπει να μην συγχέονται με τους άξονες κίνησης της θεραπευτικής κλίνης. Οι κινήσεις των ExactArms ορίζονται σε σχέση με τη διαδρομή της δέσμης θεραπευτικής MV της κεφαλής του επιταχυντή, δηλαδή κάθετη κίνηση σημαίνει ότι πλησιάζει ή απομακρύνεται από την θεραπευτική δέσμη και πλάγια κίνηση σημαίνει ότι κινείται κατά μήκος αυτής, όπως φαίνεται στην εικόνα 1.c.

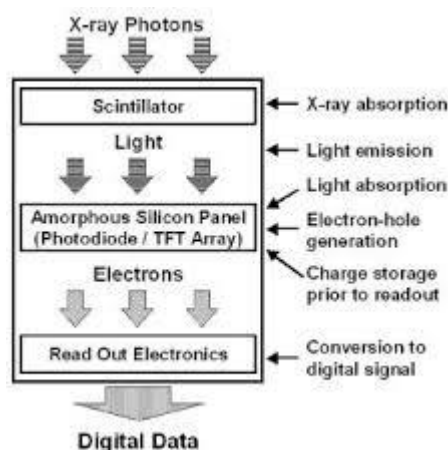
Τα ExactArms κατασκευάστηκαν ώστε να παρομοιάζουν τις κινήσεις του ανθρώπινου χεριού, όπως ένα χέρι που κρατά το kVS ή το kVD, ο πήχης και το μπράτσο, συνδέονται με τον καρπό, τον αγκώνα και τον ώμο. Η θέση των ExactArms μπορεί να αλλάξει από χειριστήριο μέσα στην αίθουσα του επιταχυντή ή τηλεχειριζόμενα από την κονσόλα χειρισμού του OBI έξω από την αίθουσα. Στα ExactArms είναι τοποθετημένοι ανιχνευτές κίνησης και συστήματα τηλεκατεύθυνσης. Το kVS αποτελείται από μία ακτινολογική λυχνία και κατευθυντήρα. Η διαφορά δυναμικού που αναπτύσσει κυμαίνεται από 40 kV έως 150 kV. Η γωνία του στόχου, δηλαδή της ανόδου είναι 14° και δύο εστιακά σημεία είναι δυνατά, ένα με 0.4 mm^2 και ένα με 0.8 mm^2 .



Εικόνα 2: (a) Το σύστημα On-Board Imager®, ενσωματωμένο στον γραμμικό επιταχυντή DHX της Varian. Αποτελείται από δύο ρομποτικούς βραχίονες (ExactArms) όπου στην άκρη τους ο ένας φέρει μία πηγή ακτίνων-Χ (kVS) και ο άλλος έναν επίπεδο ανιχνευτή (kVD). Αντιδιαμετρικά στην κεφαλή βρίσκεται ο ανιχνευτής Mega voltage (MVD). (b) Οι άξονες μετακίνησης της κλίνης: πλάγιος (Lat), κάθετος (Vrt) και διαμήκης (Lng). (c) Ο πλάγιος και κάθετος άξονας μετατόπισης του kVD σε σχέση με την δέσμη MV.

Η μονάδα του kVD, όπως φαίνεται στην εικόνα 3, είναι ένας επίπεδος ανιχνευτής με πλέγμα αντισκεδαστή (PaxScan 4030CB, Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA). Η ενεργός περιοχή απεικόνισης είναι $40 \times 30 \text{ cm}^2$ και εφαρμόζει μία μήτρα αποτελούμενη από 2048×1536 pixels. Χρησιμοποιεί ένα λεπτό στρώμα τρανζίστορ από aSi και φωτοδιόδους σε συνδιασμό με υλικά που προκαλούν φθορισμό, τους σπινθηριστές. Στις περισσότερες εφαρμογές, όπου χρησιμοποιείται η μισή ανάλυση (2×2 binning), εφαρμόζεται μία μήτρα των 1024×768 pixels. Το φθορίζον στρώμα αποτελείται από Tb με προσμίξεις από CsI και η δράση του είναι να απορροφά τις εισερχόμενες ακτίνες-Χ και να εκπέμπει ορατό φως το οποίο μέσα από φωτοδιόδους να ανιχνεύεται από το aSi στρώμα.

Αυτού του είδους οι ψηφιακοί ανιχνευτές συχνά αναφέρονται και ως επίπεδοι ανιχνευτές έμμεσης απεικόνισης (Bushberg 2002). Ο ανιχνευτής περιβάλλεται με πλαστικό περίβλημα ώστε να προστατευτεί από τυχόν χτυπήματα που μπορεί να υποστεί. Οι δυνατές αποστάσεις πηγής – ανιχνευτή (source-to imager distances, SID) μπορεί να είναι από 100 cm έως 182.5 cm. Στο τμήμα ακτινοθεραπείας του Γ.Ν. Παπαγεωργίου η απόσταση αυτή είναι σταθερή και ίση με 150 cm.



Εικόνα 3: Η κάθετη τομή ενός επίπεδου ανιχνευτή (kVp). Υποδιαιρείται σε διαφορετικά στρώματα υλικών για την ψηφιακή απεικόνιση της ακτινοβολίας-Χ.

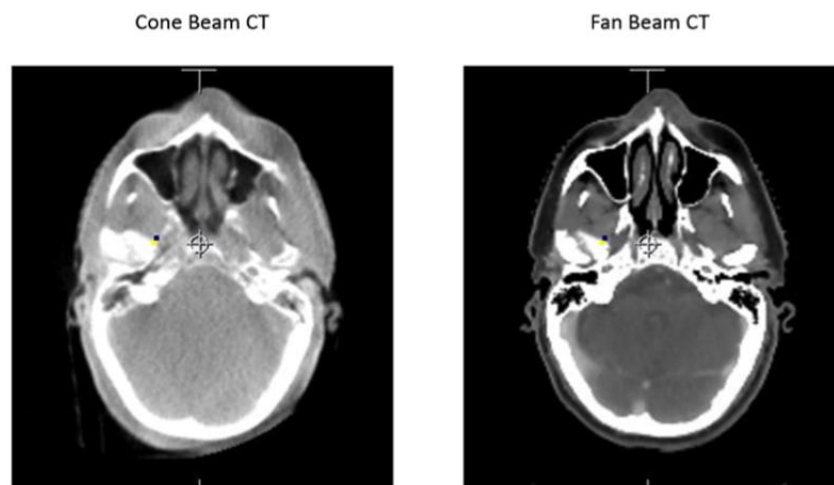
Το σύστημα OBI παρέχει τη δυνατότητα τριών ειδών απεικόνισης, τη λήψη 2-D ακτινογραφικής ή ακτινοσκοπικής εικόνας και 3-D Αξονική Τομογραφία Κωνικής Δέσμης (Cone Beam Computed Tomography, CBCT). Υπάρχουν δύο επιλογές στη λήψη 2-D ψηφιακής ακτινογραφίας, η τυπική και η υψηλής ποιότητας. Η λήψη 2-D ακτινογραφικών εικόνων από το OBI ονομάζονται εικόνες kilo Voltage, kV, ώστε να διαχωρίζονται από τις εικόνες mega Voltage, MV, που προέρχονται από την θεραπευτική δέσμη της κεφαλής του επιταχυντή. Τόσο οι εικόνες kV, όσο και οι εικόνες από CBCT χρησιμεύουν για να διορθώσουν τυχόν σφάλματα κατά την ακινητοποίηση του ασθενούς αλλά και να περιορίσουν τις κινήσεις των οργάνων του ασθενούς από συνεδρία σε συνεδρία (inter-fractional organ motion). Επιπλέον, τα δεδομένα που προέρχονται από το CBCT μπορούν να αξιοποιηθούν στο να επανυπολογιστεί η δόση που πήρε ο ασθενής κατά την διόρθωση της ακινητοποίησής του ή ακόμη και να σχεδιαστεί εκ νέου η θεραπεία του, χρησιμοποιώντας την τεχνική ART.

Η λήψη εικόνων από ακτινοσκόπηση, χρησιμοποιείται για να προσαρμόσει το σύστημα της αναπνευστικής καθοδήγησης του επιταχυντή, πριν από την συνεδρία του ασθενούς (Respiratory Gating System, RPM™, Varian Medical System, Inc., Palo Alto, CA), ώστε να υπολογιστούν τα διαστήματα μεταξύ των αναπνοών. Το σύστημα αυτό χρησιμοποιείται για να ελέγξει τις κινήσεις των οργάνων που οφείλονται στην αναπνοή του ασθενούς κατά την διάρκεια της συνεδρίας του, Intra-fractional respiratory motion. Το Ακτινοθεραπευτικό τμήμα του Γ.Ν. Παπαγεωργίου δεν είναι προς το παρόν εφοδιασμένο με ένα τέτοιο σύστημα.

1.2 Αξονικός τομογράφος κωνικής δέσμης, CBCT

Ένας συμβατικός αξονικός τομογράφος τρίτης γενιάς (Bushberg 2002), διαθέτει δέσμη σε σχήμα βεντάλιας και η λήψη δεδομένων γίνεται από μία μόνο σειρά ανιχνευτικών στοιχείων για κάθε σάρωση. Η δέσμη περιστρέφεται μία φορά για κάθε τομή. Οι σύγχρονοι αξονικοί τομογράφοι διαθέτουν περισσότερες σειρές, έως 64 σειρές ανιχνευτικών στοιχείων για κάθε περιστροφή.

Ο αξονικός τομογράφος κωνικής δέσμης χρησιμοποιεί δέσμη σε σχήμα κώνου και τα δεδομένα λαμβάνονται μέσω του επίπεδου ανιχνευτή (kVD). Όλες οι τομές από την υπό σάρωση περιοχή ανακατασκευάζονται από μία μόνο περιστροφή του gantry. Όταν γίνεται λήψη δεδομένων αξονικού από το CBCT του OBI, λαμβάνονται 675 λήψεις κατά την πλήρη περιστροφή του gantry. Τα δεδομένα εικόνων από 2-D ανακατασκευάζονται σε 3-D δεδομένα χρησιμοποιώντας την τεχνική της οπισθοπροβολής. Κατά την διάρκεια της περιστροφής, η 10^η λήψη προβάλλεται στην οθόνη της κονσόλας ελέγχου του OBI. Στην εικόνα 4, συγκρίνεται μία εικόνα ενός συμβατικού αξονικού τομογράφου με μία εικόνα από CBCT.



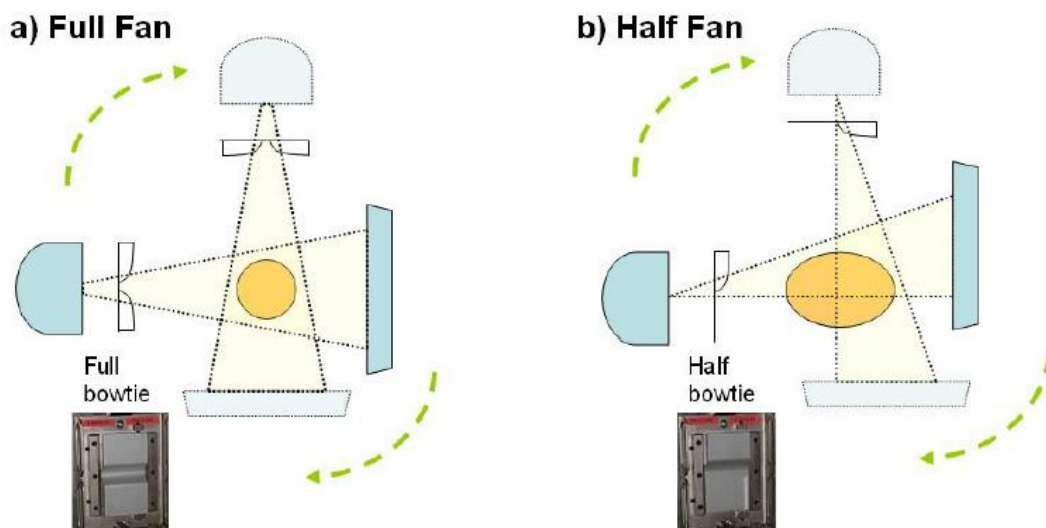
Εικόνα 4: Σύγκριση της εικόνας ενός συμβατικού αξονικού τομογράφου κι ενός CBCT.

Με το CBCT, δύο γεωμετρικές τεχνικές λήψεων είναι δυνατές, η full-fan (FF) και η half-fan (HF), ανάλογα με το μέγεθος της υπό εξέταση περιοχής (εικόνα 5). Με την FF τεχνική, το μέγιστο πεδίο απεικόνισης, Field-of-view (FOV) είναι 24 cm για SID = 150 cm. Αυτή η τεχνική χρησιμοποιείται κυρίως για την απεικόνιση της κεφαλής ή του τράχηλου (Head and Neck) των ασθενών. Η τεχνική HF χρησιμοποιείται για την σάρωση του σώματος και επιτρέπει ένα FOV στα 45 cm για SID = 150 cm. Όταν επιλέγεται FOV μεγαλύτερο από 24 cm, το σύστημα ελέγχου του CBCT επιλέγει αυτόματα την HF τεχνική. Όταν χρησιμοποιείται η HF τεχνική, ο επίπεδος ανιχνευτής kVD μετατοπίζεται πλάγια (Laterally) κατά 15 cm, ενώ ο κατευθυντήρας της λυχνίας kVS περιορίζει τη δέσμη στο μισό, προσαρμόζοντάς την στην επιφάνεια του ανιχνευτή. Κατά την διάρκεια της σάρωσης, κάθε περιοχή του ασθενούς εμφανίζεται μόνο μία φορά, εκτός από μικρές περιοχές που βρίσκονται στο κέντρο του FOV.

Κατάλληλα φίλτρα τοποθετούνται στην έξοδο του kVS, ανάλογα με την τεχνική λήψης που επιλέγεται, FF ή HF. Το μέγιστο μήκος σάρωσης είναι 15.5 cm για την FF τεχνική και 13.7 για την HF.

Το πάχος τομής κυμαίνεται μεταξύ 1.0 mm και 5.0 mm. Τρεις επιλογές ανάλυσης για τους ανακατασκευασμένους όγκους είναι δυνατές, 128 x 128 pixels, 256 x 256 pixels και 512 x 512 pixels.

Ο χρόνος λήψης ισούται με τον χρόνο που απαιτείται για μία πλήρη περιστροφή του gantry και κυμαίνεται περίπου στο 1 λεπτό. Ο επιπλέον χρόνος που απαιτείται για την ανακατασκευή εξαρτάται από τις παραμέτρους της λήψης, όπως το πάχος τομής, το μήκος της σάρωσης, το FOV, τον αριθμό των pixels κ.α.. Για την λήψη εικόνας από CBCT τα ExactArms εκτείνονται και ο gantry περιστρέφεται κατά 185° ώστε να ξεκινήσει η σάρωση. Μετά το τέλος της σάρωσης, ο gantry γυρνάει πάλι στις 0° και οι ρομποτικοί βραχίονες αποσύρονται. Ο συνολικός χρόνος λήψης για την σάρωση, την ανακατασκευή, την σύμπτωση των εικόνων 3D-3D (3D-3D image match) και τις διορθωτικές κινήσεις της κλίνης του επιταχυντή μπορεί να διαρκέσουν ακόμα και 10 λεπτά έως ότου δοθεί η θεραπεία. Η σάρωση μπορεί να γίνει και στις δύο περιστροφές, δεξιόστροφα ή αριστερόστροφα.



Εικόνα 5: Οι δύο γεωμετρίες σάρωσης του CBCT. **a)** full-fan και **b)** half-fan. Ο kVD μετατοπίζεται όταν χρησιμοποιείται η τεχνική half-fan. Διαφορετικά φίλτρα στην έξοδο του kVS τοποθετούνται για τις δύο τεχνικές.

1.3 Λογισμικό ευθυγράμμισης εικόνων

Το θεραπευτικό πλάνο σχεδιάζεται πάνω σε εικόνες που προέκυψαν από τον εξομοιωτή, ο οποίος είναι ένας συμβατικός αξονικός τομογράφος με κλίνη παρόμοια του γραμμικού επιταχυντή (CT-Sim). Για να πάρει ο όγκος-στόχος την προβλεπόμενη δόση, πρέπει να τοποθετείται σύμφωνα με το σχεδιαζόμενο πλάνο σε κάθε συνεδρία κατά την διάρκεια της θεραπείας του. Οι εικόνες που λαμβάνονται από το OBI πριν από κάθε συνεδρία χρησιμοποιούνται για να απεικονίσουν την ακινητοποίηση του ασθενούς. Οι κινήσεις του όγκου-στόχου και τα σφάλματα κατά την ακινητοποίηση του ασθενούς μπορούν να διορθωθούν από την ευθυγράμμιση των ληφθέντων εικόνων με τις εικόνες αναφοράς.

Η ευθυγράμμιση αυτή μπορεί να γίνει με οδηγό τις ανατομικές δομές του ασθενούς, παραδείγματος χάρη τις οστικές. Το πρόγραμμα ευθυγράμμισης των εικόνων γίνεται αυτόματα ή χειροκίνητα. Μόλις οι εικόνες ευθυγραμμιστούν, οι τιμές της απόκλισης της κλίνης κατά τον πλάγιο (lateral), κάθετο (vertical) και διαμήκη (longitudinal) άξονα από το ισόκεντρο καθώς και η περιστροφή, μεταφράζονται σε μετατοπίσεις της κλίνης του επιταχυντή (εικόνα 6). Οι μετατοπίσεις της κλίνης στρογγυλοποιούνται στο πλησιέστερο χιλιοστό. Μόλις οι τιμές της μετατόπισης μεταβιβαστούν στον επιταχυντή, η κλίνη μετατοπίζεται αυτόματα με εντολή από το χειριστήριο και επανατοποθετείται στην σωστή θέση ο ασθενής. Υπάρχουν δύο διαφορετικά λογισμικά για την ευθυγράμμιση, το 2D/2D match και το 3D/3D match.

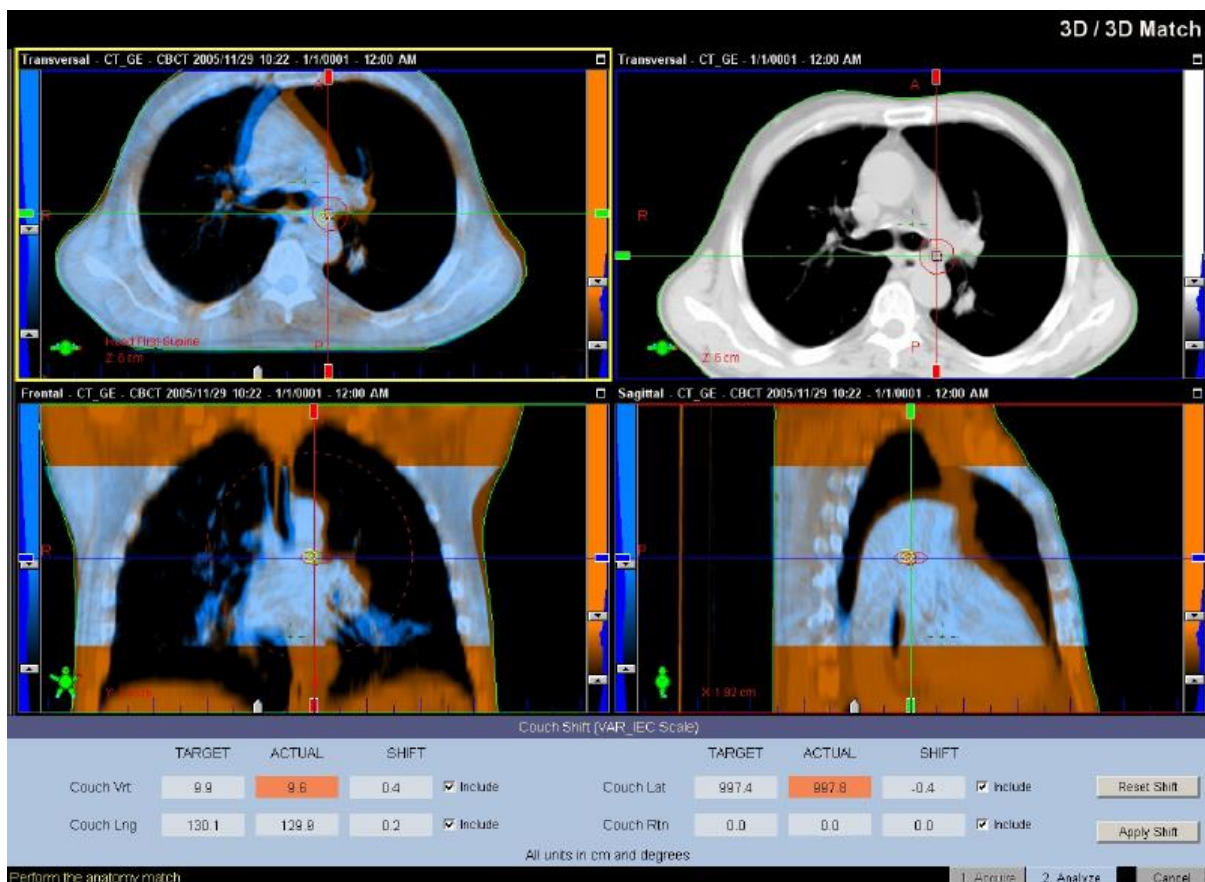


Εικόνα 6: Το λογισμικό ευθυγράμμισης 2D/2D. Γίνεται λήψη δύο εικόνων kV, μία δεξιο-αριστερή πλάγια λήψη (RL) και μία προσθιοπίσθια (AP). Τα κέντρα των δύο εικόνων ευθυγραμμίζονται με τις αντίστοιχες εικόνες DRR και υπολογίζονται οι αποκλίσεις ανά άξονα.

Το λογισμικό 2D/2D match χρησιμοποιεί δύο εικόνες που λαμβάνονται από την αίθουσα του επιταχυντή και δύο εικόνες αναφοράς, τις εικόνες ψηφιακής ανακατασκευής (digital reconstructed radiograph, DRRs) ή αλλιώς εικόνες του εξομοιωτή. Οι DRRs προκύπτουν από το σύστημα σχεδιασμού της ακτινοθεραπείας (TPS), Eclipse του οίκου Varian .

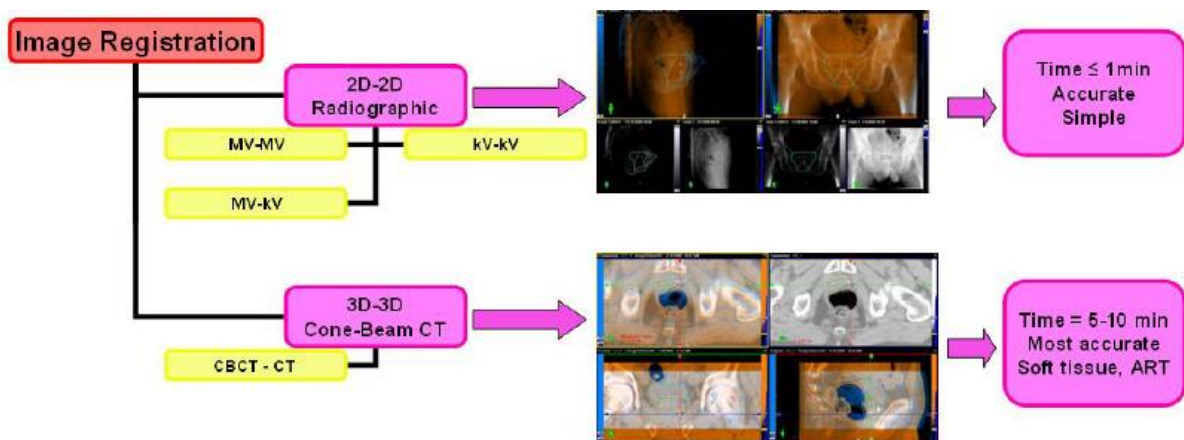
Για να γίνει η ευθυγράμμιση χρειάζονται δύο κάθετες εικόνες, έτσι γίνεται λήψη μίας δεξιο-αριστερής πλάγιας εικόνας (RL image) και μίας προσθιοπίσθιας εικόνας (AP image). Από τις RL εικόνες προκύπτει η απόκλιση κατά τον κάθετο (vnt) και τον διαμήκη (lng) άξονα, ενώ από τις AP εικόνες η απόκλιση κατά τον πλάγιο (lat) και διαμήκη (lng) άξονα. Οι εικόνες αυτές μπορούν να προέλθουν από το σύστημα του OBI και λέγονται εικόνες kV, έτσι η διαδικασία αυτή ονομάζεται kV-kV match.

Από τον γραμμικό επιταχυντή μπορεί να γίνει MV-MV match ή συνδιασμός των συστημάτων, δηλαδή kV-MV match. Κατά την τελευταία διαδικασία, η AP εικόνα MV συνδιάζεται με μία RL εικόνα kV. Κατά την ευθυγράμμιση, οι ληφθείσες εικόνες επικεντρώνονται με εικόνες αναφοράς. Το πράσινο ψηφιακό σταυρόνημα επιπροβάλλεται στις εικόνες υποδεικνύοντας το ισόκεντρο του πλάνου θεραπείας, ενώ ο κόκκινος ψηφιακός σταυρός που επιπροβάλλεται υποδεικνύει το κέντρο της ληφθείσας εικόνας του ασθενή, όπως έχει τοποθετηθεί στην κλίνη του επιταχυντή. Τα δύο αυτά σταυρόνηματα συμπίπτουν μετακινώντας την εικόνα (kV ή MV image) του ασθενούς που έγινε η λήψη. Μόλις γίνει η ευθυγράμμιση, εμφανίζονται στην οθονη οι τιμές της μετατόπισης της κλίνης ανά άξονα, που απαιτείται ώστε να συμπέσουν οι δύο εικόνες και δίνεται η εντολή επανατοποθέτησης του ασθενούς.



Εικόνα 7: Το λογισμικό ευθυγράμμισης 3D/3D. Οι εικόνες του CBCT επικάθονται με τις εικόνες αναφοράς του εξομοιωτή. Η ευθυγράμμιση είναι δυνατή και στα τρία επίπεδα, εγκάρσιο, στεφανιαίο και οβελιαίο. Με μπλε χρώμα είναι οι CBCT εικόνες και με κόκκινο οι CT-Sim εικόνες.

Με το λογισμικό 3D/3D match γίνεται μία λήψη από CBCT του OBI συγκρίνεται με μία εικόνα από τον αξονικό εξομοίωσης (εικόνα 7). Οι δύο εικόνες επικάθονται η μία πάνω στην άλλη κατά το εγκάρσιο, στεφανιαίο και οβελιαίο επίπεδο. Ένα τέταρτο παράθυρο δείχνει την εικόνα από τον αξονικό εξομοίωσης. Οι εικόνες μπορούν να απεικονιστούν είτε με αποχρώσεις του γκρι, είτε έγχρωμες. Κατά την έγχρωμη απεικόνιση, οι εικόνες από CBCT είναι μπλε, ενώ αυτές του εξομοιωτή είναι κόκκινες. Κατά την ευθυγράμμιση οι εικόνες του CBCT συμπίπτουν με τις εικόνες αναφοράς. Αυτό μπορεί να γίνει και στα τρία επίπεδα, εγκάρσιο, στεφανιαίο και οβελιαίο. Τόσο η αυτόματη, όσο και η χειροκίνητη ευθυγράμμιση είναι διαθέσιμες. Στην εικόνα 8 συνοψίζονται τα δύο λογισμικά ευθυγράμμισης 2D/2D και 3D/3D match.



Εικόνα 8: Τα δύο λογισμικά ευθυγράμμισης 2D/2D και 3D/3D match που υποστηρίζονται από το σύστημα OBI.

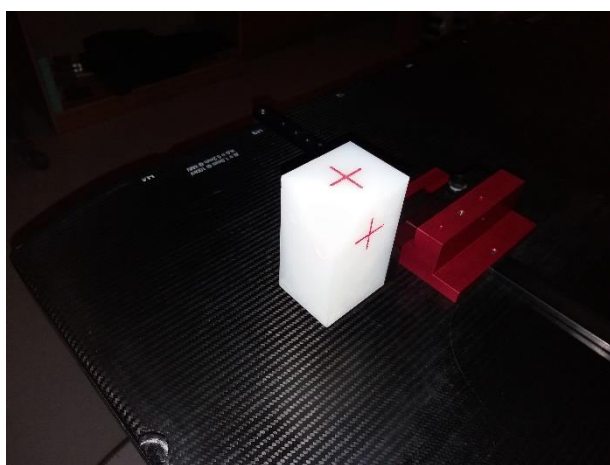
Το Γ.Ν. Παπαγεωργίου διαθέτει και τα δύο λογισμικά ευθυγράμμισης εικόνων, 2D/2D match και 3D/3D match. Κατά την κλινική τους εφαρμογή στους ασθενείς και σύμφωνα με το πρωτόκολλο που έχει δημιουργηθεί, το λογισμικό 2D/2D match εφαρμόζεται πριν από κάθε συνεδρία, σε κάθε ασθενή. Έτσι λοιπόν, γίνονται δύο λήψεις ακτινογραφικών εικόνων kV-kV, μία δεξιο-αριστερή πλάγια λήψη (270°) και μία προσθιοπίσθια λήψη (0°) για την απεικόνιση του ασθενούς και έπειτα γίνονται οι διορθωτικές κινήσεις της κλίνης του επιταχυντή, όπως περιγράφηκε προηγουμένως. Το λογισμικό 3D/3D match εφαρμόζεται στις πρώτες τρεις συνεδρίες και έπειτα μία φορά την εβδομάδα, παίρνοντας εικόνες του ασθενούς από CBCT.

Η ευθυγράμμιση των εικόνων kV-kV γίνεται από τον εκάστοτε χειριστή του επιταχυντή, καθώς όπως αναφέρθηκε γίνεται σύμπτωση οστικών δομών μεταξύ εικόνων DRR και ακτινογραφικών εικόνων. Κατά την εφαρμογή του CBCT, επειδή διακρίνονται οι μαλακές δομές, δηλαδή το PTV, καλείται ο θεράπων ιατρός για να επιβεβαιώσει την σωστή τοποθέτηση του ασθενούς και να μπορέσει να δοθεί η θεραπεία.

Κεφάλαιο 2: Ποιοτικοί έλεγχοι OBI

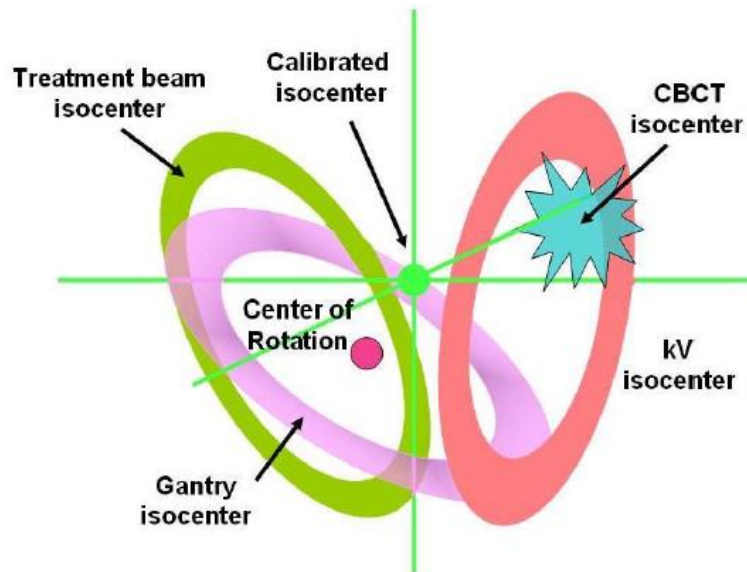
2.1 Έλεγχος ισοκέντρου του OBI

Για τον έλεγχο του ισοκέντρου του OBI χρησιμοποιήθηκε το κυβοειδές ομοίωμα (marker phantom), το οποίο φαίνεται στην εικόνα 9. Το ομοίωμα αυτό περιέχει στο κέντρο του ένα μολύβδινο σφαιρίδιο (BB) διαμέτρου 1 mm και επιπλέον 4 ράβδους μήκους 3 mm και διαμέτρου 1 mm σε γνωστές αποστάσεις από το κέντρο του. Η βάση στήριξής του είναι προσαρμοσμένη κατάλληλα ώστε να ακινητοποιείται σε πολλαπλές θέσεις πάνω στην κλίνη του επιταχυντή.



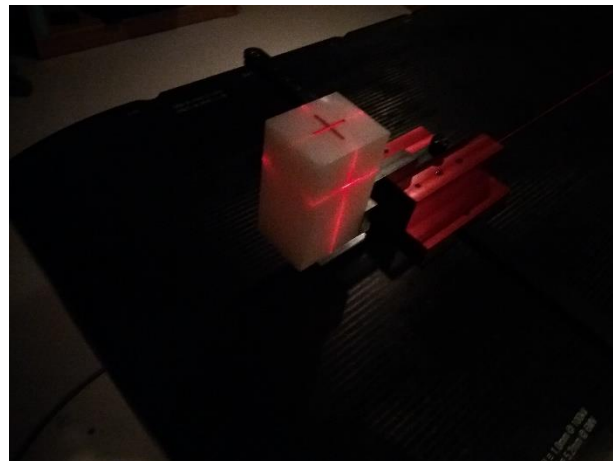
Εικόνα 9: Το κυβοειδές ομοίωμα (marker phantom) τοποθετημένο στην κλίνη του επιταχυντή. Στο κέντρο του περιέχει ένα μολύβδινο σφαιρίδιο (BB) διαμέτρου 1 mm. Στηρίζεται σε μία βάση που μπορεί να ακινητοποιηθεί σε πολλαπλές θέσεις πάνω στην κλίνη.

Στην καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία από το OBI, θα πρέπει να υπάρχει σύμπτωση του ισοκέντρου του αξονικού τομογράφου-εξομοιωτή, του γραμμικού επιταχυντή, του συστήματος των επιτοίχιων Laser και του OBI. Αυτή η σύμπτωση μπορεί να έχει κάποιες αποκλίσεις και τα κέντρα τους να βρίσκονται σε κάποια περιοχή γύρω από το θεωρητικό ισοκέντρο (εικόνα 10). Οι περιοχές όπου κινούνται τα κέντρα αυτά πρέπει να είναι εντός επιτρεπτών ορίων, τα οποία λαμβάνονται υπόψη κατά τον σχεδιασμό της θεραπείας στο εκάστοτε ακτινοθεραπευτικό τμήμα. Ο στόχος της εργασίας αυτής δεν είναι ο έλεγχος όλων αυτών των ισοκεντρών, οι οποίοι γίνονται ανά τακτά χρονικά διαστήματα και από εγκεκριμένα πρωτόκολλα, αλλά ο έλεγχος ισοκέντρου του OBI. Ο έλεγχος αυτός είναι καθοριστικής σημασίας, καθώς με βάση το σύστημα αυτό κατευθύνεται και δίνεται τελικά η ακτινοθεραπεία.



Εικόνα 10: Οι περιοχές εντός ορίων στις οποίες μπορεί να κινούνται τα κέντρα των διαφόρων συστημάτων κατά τον σχεδιασμό και εκτέλεση της ακτινοθεραπείας.

Για την διενέργεια των ελέγχων του ισόκεντρου του OBI, το κυβοειδές ομοίωμα ακινητοποιείται στην κλίνη του επιταχυντή και με τη βοήθεια του συστήματος των επιτοίχιων laser επικεντρώνεται στο ισόκεντρο (εικόνα 11). Το κέντρο του ομοιώματος θεωρούμε ότι συμπίπτει με το ισόκεντρο, όμως σφάλματα μπορεί να υπάρξουν κατά την τοποθέτησή του καθώς απαιτείται μεγάλη ακρίβεια.

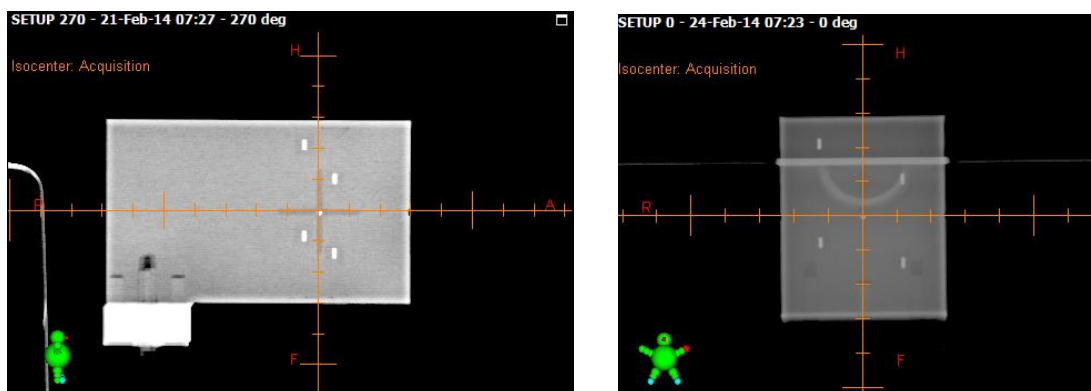


Εικόνα 11: Το κυβοειδές ομοίωμα επικεντρωμένο στο ισόκεντρο με την βοήθεια των laser.

Κατά την λήψη εικόνων kV για την απεικόνιση του ομοιώματος, η απόσταση λυχνίας-ανιχνευτή ήταν $SID = 150\text{ cm}$ και η απόσταση λυχνίας – ισόκεντρου, $SAD = 100\text{ cm}$. Οι έλεγχοι χωρίστηκαν σε ελέγχους του kV ισόκεντρου και MV ισόκεντρου.

2.1.1 kV ισόκεντρο

Για τους τακτικούς ελέγχους του kV ισόκεντρου, γίνονται δύο λήψεις ψηφιακών ακτινογραφικών εικόνων, μία δεξιο-αριστερή πλάγια από τις 270° και μία προσθιοπίσθια από τις 0° (εικόνα 12). Το ψηφιακό σταυρόνημα επιπροβάλλεται σε κάθε εικόνα και υποδηλώνει το κέντρο των εικόνων kV. Το πράσινο ανθρωπάκι κάτω αριστερά στις εικόνες υποδηλώνει την γωνία της λυχνίας από την οποία έγινε η λήψη της ακτινογραφίας. Από τις αποκλίσεις ανά άξονα (Vrt, Lat και Lng) του κέντρου του κυβοειδούς ομοιώματος από το ψηφιακό σταυρόνημα των εικόνων μετράται η απόκλιση του kV ισοκέντρου. Οι μετρήσεις γίνονται ψηφιακά από το πρόγραμμα επεξεργασίας των εικόνων.



Εικόνα 12: Η ψηφιακή απεικόνιση του κυβοειδούς ομώματος ύστερα από πλάγια και κάθετη λήψη εικόνων kV του OBI.

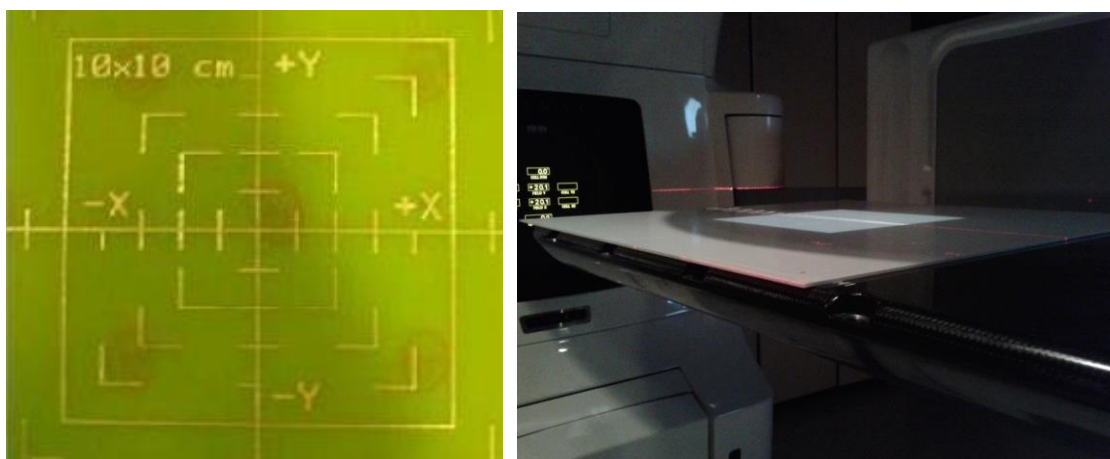
Σε πιο αραιά διαστήματα ελέγχθηκε το kV ισόκεντρο και από τις τέσσερις βασικές γωνίες, τις 270°, τις 0°, τις 90° και τις 180°. Ο σκοπός του ελέγχου αυτού ήταν να ελεγχθεί το kV ισόκεντρο σε μία πλήρη περιστροφή του gantry και επειδή από το ίδιο σύστημα παίρνουμε εικόνες CBCT.

2.1.2 MV ισόκεντρο

Ο τακτικός έλεγχος του MV ισοκέντρου κρίθηκε επίσης αναγκαίος παρόλο που στο τμήμα δεν πραγματοποιείται απεικόνιση των ασθενών με τη χρήση δέσμης MV από το portal του επιταχυντή. Με το portal πραγματοποιούνται καθημερινά έλεγχοι επιβεβαίωσης των πλάνων θεραπείας των ασθενών και είναι απαραίτητο να ελέγχουμε εάν το κέντρο της δέσμης MV συμπίπτει με το κέντρο των εικόνων MV. Στον έλεγχο αυτό μετρώνται οι αποκλίσεις και από τις τέσσερις βασικές γωνίες, τις 270°, τις 0°, τις 90° και τις 180°. Η ποιότητα των εικόνων MV, όπως έχει ήδη αναφερθεί, είναι σαφώς υποδεέστερη σε σχέση με τις εικόνες kV.

2.2 Διαστάσεις ακτινογραφικού πεδίου

Για τον έλεγχο των διαστάσεων του ακτινογραφικού πεδίου χρησιμοποιήθηκε ένα ομοίωμα βαθμονομημένων αποστάσεων (printed circuit board) που φαίνεται στην εικόνα 13. Από την κοσνσόλα χειρισμού του OBI φαίνονται οι διαστάσεις του πεδίου οι οποίες αναφέρονται στο ισόκεντρο. Για τον λόγο αυτό, το ομοίωμα τοποθετείται στην κλίνη του επιταχυντή και επικεντρώνεται στο ισόκεντρο με την βοήθεια των laser. Από την προσθιοπίσθια ακτινογράφιση με διαστάσεις πεδίου 10 x 10, προκύπτει η ψηφιακή εικόνα από την οποία μετρώνται οι διαστάσεις και συγκρίνονται με αυτές που δίνει το σύστημα.



Εικόνα 13: Το ομοίωμα βαθμονομημένων αποστάσεων (printed circuit board).

2.3 Μεγέθυνση ψηφιακής εικόνας

Για να εκτιμήσουμε την μεγέθυνση των ψηφιακών εικόνων χρησιμοποιήθηκε το προηγούμενο ομοίωμα. Η απόσταση λυχνίας - ομοιώματος ήταν $SAD = 100\text{ cm}$ και η απόσταση λυχνίας - ανιχνευτή kVD ήταν $SID = 150\text{ cm}$. Οι διαστάσεις του ακτινογραφικού πεδίου ήταν οι ίδιες με του προηγούμενου ελέγχου. Σκοπός της μέτρησης αυτής ήταν να αξιολογηθεί η μεγέθυνση των ψηφιακών εικόνων και η ακρίβεια των μετρούμενων αποστάσεων για το συγκεκριμένο setup των SAD και SID. Από το πρόγραμμα επεξεργασίας των εικόνων μετρώνται οι αποστάσεις, όπως οι αποκλίσεις του kV ισόκεντρου και του MV ισόκεντρου.

2.4 Έλεγχος ποιότητας απεικονιστικού συστήματος

Ο έλεγχος ποιότητας του απεικονιστικού συστήματος του ΟΒΙ χωρίζεται σε έλεγχο του ακτινογραφικού/ακτινοσκοπικού συστήματος και στον έλεγχο του συστήματος CBCT. Ο έλεγχος του ακτινογραφικού/ακτινοσκοπικού συστήματος αφορά στο έλεγχο ποιότητας των εικόνων kV καθώς και στον προσδιορισμό των ακτινολογικών παραμέτρων της λυχνίας kVS.

2.4.1 Έλεγχος ακτινογραφικού/ακτινοσκοπικού συστήματος

Ο έλεγχος αυτός αφορά τον έλεγχο της ποιότητας των εικόνων kV καθώς και τον έλεγχο των ακτινολογικών παραμέτρων της λυχνίας kVS του ΟΒΙ και περιλαμβάνει μία σειρά από ελέγχους που διενεργήθηκαν, οι οποίοι περιγράφονται παρακάτω.

2.4.1.1 Έλεγχος ποιότητας εικόνων kV

Κατά τον έλεγχο του ακτινογραφικού και ακτινοσκοπικού συστήματος απεικόνισης των ψηφιακών εικόνων, εκτιμώνται οι παρακάτω παράμετροι:

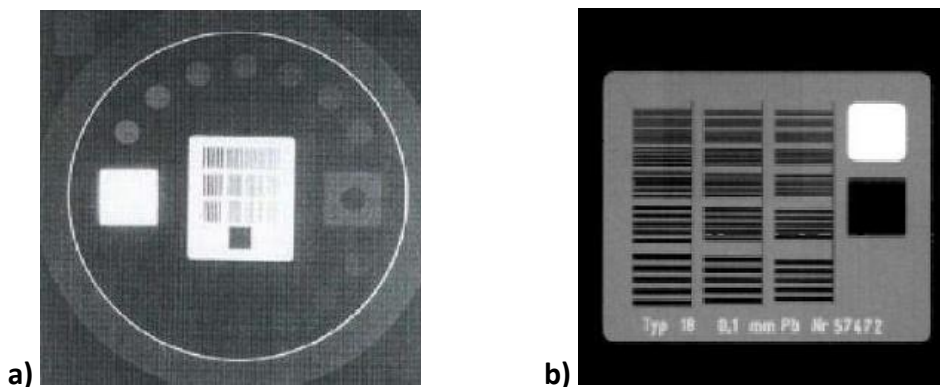
1. Η χωρική διακριτική ικανότητα (Spatial Resolution) καθώς και
2. Η διακριτική ικανότητα αντίθεσης (Contrast Resolution)

Η χωρική διακριτική ικανότητα αφορά την ικανότητα του συστήματος να απεικονίζει δύο διαφορετικές δομές ως ξεχωριστές δομές στην ψηφιακή εικόνα και μετριέται σε ζεύγη γραμμών ανά εκατοστό ή χιλιοστό (lp/cm ή lp/mm). Η διακριτική ικανότητα αντίθεσης αφορά στην ικανότητα του συστήματος να απεικονίζεται μία δομή η οποία να είναι εμφανής σε σχέση με το υπόστρωμα. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε το ομοίωμα TOR 18FG (εικόνα 14).



Εικόνα 14: Το ομοίωμα TOR 18FG που χρησιμοποιήθηκε για τον έλεγχο ποιότητας εικόνων kV.

Το ομοίωμα περιέχει στην περιφέρειά του 18 κυκλικές δομές (εικόνα 15.α), διαμέτρου 8mm, οι οποίες απεικονίζονται με διαφορετική αντίθεση στην έκθεση σε ακτίνες-Χ. Για τον έλεγχο της χωρικής διακριτικής ικανότητας, το ομοίωμα διαθέτει στο κέντρο του 21 ομάδες ζευγών γραμμών (εικόνα 15.β), καθεμία αποτελούμενη από 5 ράβδους και 4 διαστήματα (4.5 ζεύγη γραμμών), με χωρική συχνότητα μεταξύ 0.5 και 5 lines/mm.



Εικόνα 15: Η ψηφιακή εικόνα του ομοιώματος TOR 18FG που προκύπτει ύστερα από έκθεση σε ακτίνες-Χ. **α)** Μετράται το πλήθος των εμφανιζόμενων δίσκων στην περιφέρεια για την εκτίμηση της αντίθεσης, **β)** Μετράται ο αριθμός των ομάδων που εμφανίζονται οι ευδιάκριτα οι γραμμές για την εκτίμηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας.

2.4.1.2 Προσδιορισμός ακτινολογικών παραμέτρων λυχνίας

Ο προσδιορισμός των ακτινολογικών παραμέτρων της λυχνίας kVS του OBI, σύμφωνα με τις αντίστοιχες οδηγίες της Ε.Φ.Ι.Ε., περιλαμβάνει τους εξής ελέγχους:

1. Ακρίβεια κι επαναληψιμότητα kVp
2. Ακρίβεια κι επαναληψιμότητα χρονόμετρου
3. Γραμμικότητα κι επαναληψιμότητα παροχής ακτινοβολίας
4. Υπολογισμός του πάχους υποδιπλασιασμού

Οι μετρήσεις έγιναν με κατάλληλο πολύμετρο, το Black Piranha της RTI electronics (εικόνα 16), το οποίο επικεντρώθηκε στο ισόκεντρο με τη βοήθεια των επιτοίχιων laser της αίθουσας.



Εικόνα 16: Το πολύμετρο black Piranha της RTI electronics που χρησιμοποιήθηκε.

2.4.2 Έλεγχος ποιότητας εικόνων CBCT

Ο αξονικός τομογράφος κωνικής δέσμης CBCT, χρησιμοποιείται για την απεικόνιση και διόρθωση της θέσης του ασθενούς πριν δοθεί η θεραπεία και σε συγκεκριμένα στάδια αυτής, σύμφωνα με το πρωτόκολλο που χρησιμοποιεί το τμήμα Ακτινοθεραπείας του νοσοκομείου. Για τον έλεγχο ποιότητας των εικόνων του CBCT, διενεργούνται οι εξής έλεγχοι:

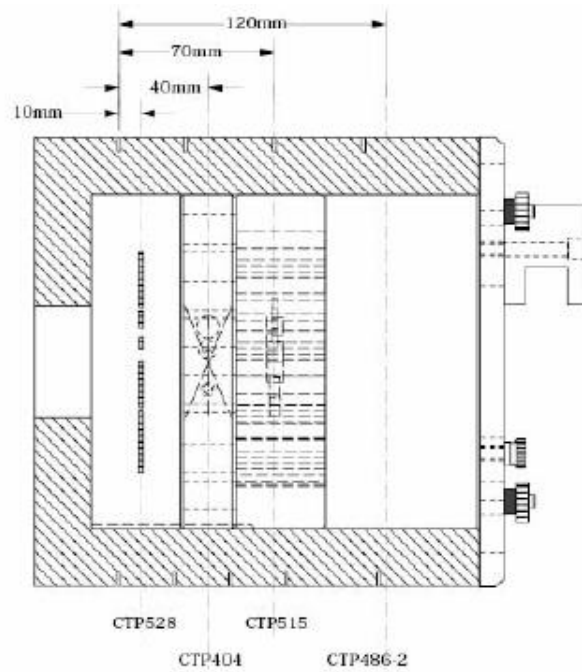
1. Επαναληψιμότητα HU
2. Διακριτική ικανότητα Χαμηλής αντίθεσης
3. Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης
4. Ομοιομορφία HU
5. Ακρίβεια μετρούμενων διαστάσεων
6. Πάχος τομής

Για τους ελέγχους ποιότητας της ανακατασκευασμένης εικόνας του CBCT χρησιμοποιήθηκε το ομοίωμα Catphan 504 (εικόνα 17), το οποίο επικεντρώθηκε στο ισόκεντρο με την βοήθεια των επιτοίχιων laser της αίθουσας.



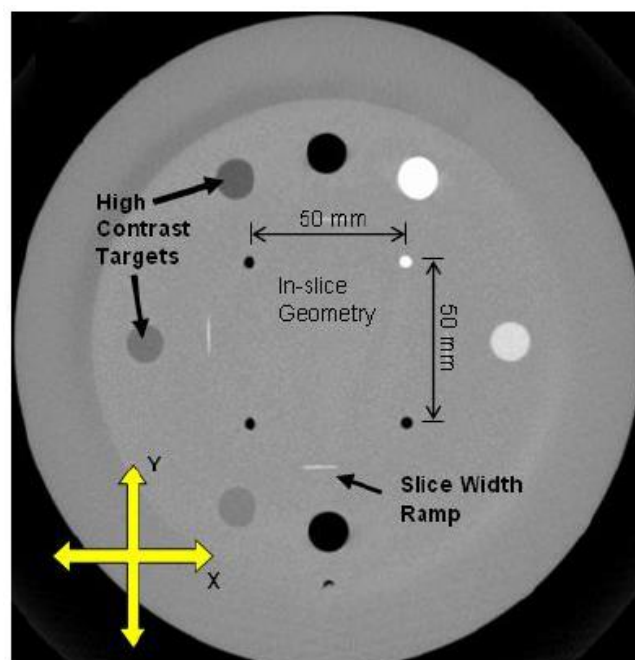
Εικόνα 17: Το ομοίωμα Catphan 504 επικεντρωμένο στο ισόκεντρο για τον έλεγχο του CBCT.

Το ομοίωμα αυτό διαθέτει διάφορες δομές στο εσωτερικό του (εικόνα 18), όπου η κάθε μία είναι καταλληλή για τους ελέγχους που προαναφέρθηκαν. Το ομοίωμα είναι κυλινδρικό, διαμέτρου 20 cm εξωτερικά και 20 cm εσωτερικά. Το ομοίωμα στηρίζεται εξωτερικά της θήκης μεταφοράς του και τοποθετείται στην κλίνη του επιταχυντή. Το ίδιο ομοίωμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον ποιοτικό έλεγχο οποιουδήποτε αξονικού τομογράφου.



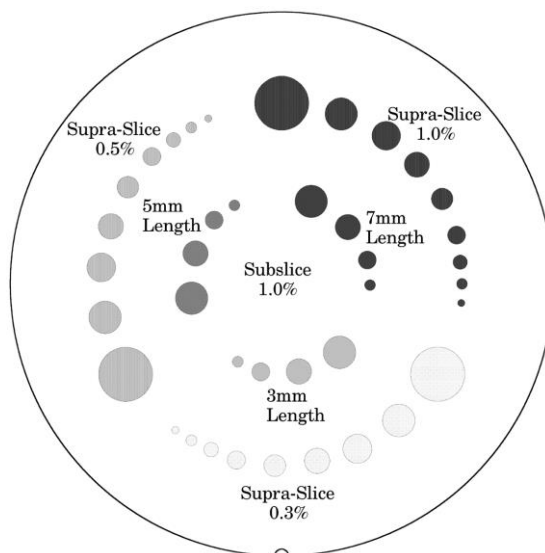
Εικόνα 18: Η κάθετη τομή του Catphan 504. Κάθε περιοχή περιέχει διαφορετικές δομές κατάλληλες για τον έλεγχο του CBCT.

Για τον έλεγχο της επαναληψιμότητας των HU, ελέγχονται οι μετρούμενες τιμές των HU με τις αναμενόμενες. Στην περιοχή CTP 404 του ομοιώματος (εικόνα 19) υπάρχουν διάφορα υλικά στην περιφέρεια με συγκεκριμένη τιμή HU το καθένα. Η μέτρηση γίνεται επιλέγοντας μία περιοχή (ROI) εμβαδού $5 \times 5 \text{ mm}^2$ καταγράφεται η μέση τιμή των HU.



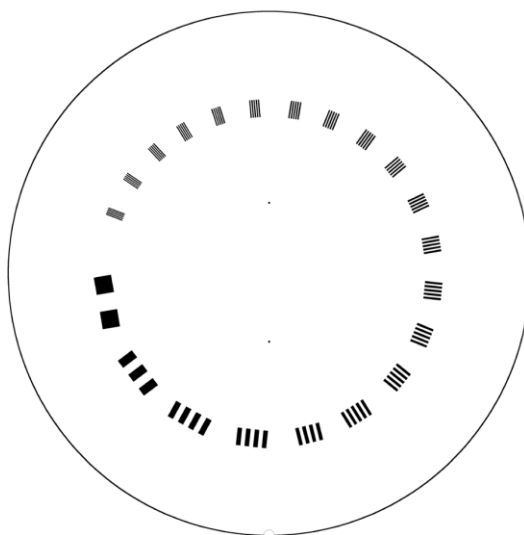
Εικόνα 19: Η περιοχή CTP 404 του ομοιώματος Catphan 504.

Για τον έλεγχο της διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης, από την περιοχή CTP 515 (εικόνα 20) και τους 1% εξωτερικούς δίσκους καταγράφεται το πλήθος των ευδιάκριτα εμφανιζόμενων.



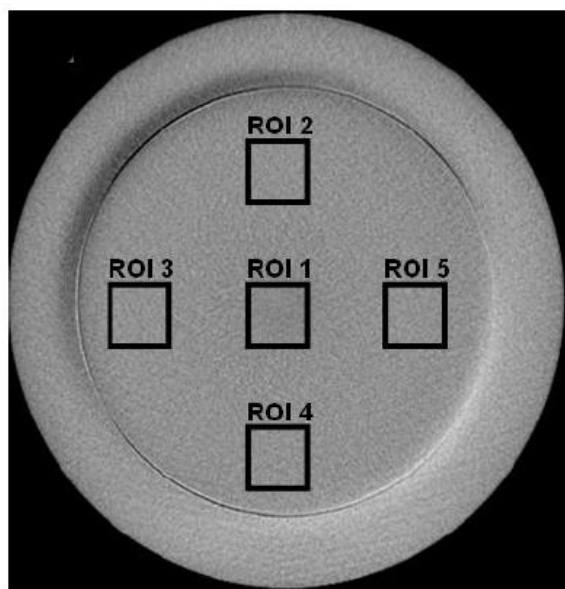
Εικόνα 20: Η περιοχή CTP 515 του ομοιώματος Catphan 504.

Για τον έλεγχο της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης, από την περιοχή CTP 528 (εικόνα 21) του ομοιώματος μετράται ο αριθμός των ομάδων των οποίων οι γραμμές τους διακρίνονται ως ξεχωριστές δομές.



Εικόνα 21: Η περιοχή CTP 528 του ομοιώματος Catphan 504.

Για τον έλεγχο της ομοιομορφίας των HU, από την περιοχή CTP 486 του ομοιώματος, επιλέγονται πέντε ROI διαστάσεων 10 x 10 pixels στις στις διευθύνσεις πάνω, κάτω, δεξιά και αριστερά και ελέγχεται η απόκλιση στις μέσες τιμές των HU στις περιοχές αυτές.



Εικόνα 22: Η περιοχή CTP 486 του ομοιώματος Catphan 504.

Για τον έλεγχο της ακρίβειας των μετρούμενων αποστάσεων, στην περιοχή CTP 404 του ομοιώματος υπάρχουν 4 σημεία των οποίων η απόστασή τους είναι 5 cm. Από την μέτρηση των αποστάσεων στην ψηφιακή εικόνα ελέγχεται η απόκλιση των αναμενόμενων τιμών από τις θεωρητικές.

Για τον έλεγχο του πάχους τομής της ανακατασκευασμένης εικόνας, από την ίδια περιοχή παίρνουμε το γραμμικό προφίλ των HU και από το μέσο ύψος μετράμε το πάχος της καμπύλης (Full Width at Half Maximum, FWHM).

Πειραματικό μέρος

Κεφάλαιο 3: Αποτελέσματα ποιοτικών ελέγχων OBI

3.1 Έλεγχος ισοκέντρου OBI

Ο έλεγχος ισοκέντρου του OBI περιλαμβάνει τον έλεγχο του kV ισοκέντρου και του MV ισοκέντρου. Ο έλεγχος του kV ισοκέντρου μπορεί να υποδιαιρεθεί σε δύο τμήματα, τον έλεγχό του από ένα ζεύγος εικόνων kV, μιας δεξιο-αριστερής πλάγιας (270°) και μιας προσθιοπίσθιας (0°) αλλά και από τέσσερις εικόνες kV από τις τέσσερις βασικές διευθύνσεις, τις 270°, τις 0°, τις 90° και τις 180°.

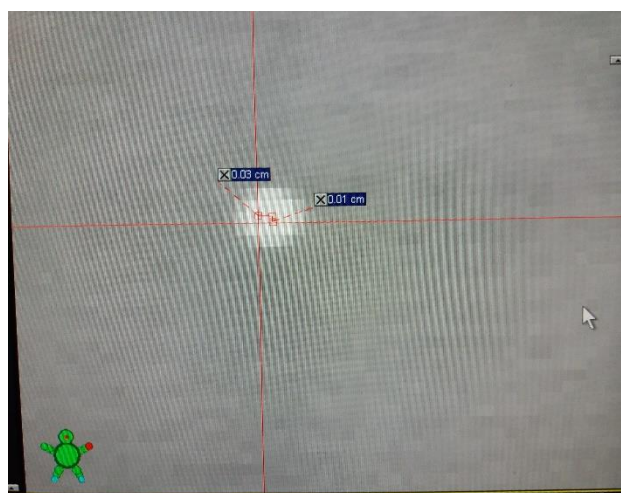
3.1.1 kV ισόκεντρο

Ισόκεντρο των RL & AP εικόνων kV

Η απόκλιση του BB σε σχέση με το ψηφιακό βαθμονομημένο κέντρο των εικόνων kV RL και AP φαίνεται στα διαγράμματα 1 και 2, αντίστοιχα. Ο έλεγχος αυτός είναι ο πιο σημαντικός για τον έλεγχο του kV ισοκέντρου του OBI, καθώς αυτές οι δύο λήψεις χρησιμοποιούνται περισσότερο στην καθημερινή κλινική πράξη. Τα αποτελέσματα προέκυψαν από ένα σύνολο 43 μετρήσεων που διενεργήθηκαν κατά τη διάρκεια τεσσάρων μηνών, από τον Νοέμβριο του 2016 έως τον Φεβρουάριο του 2017.

Το ψηφιακό βαθμονομημένο σταυρόνημα (graticule) επιπροβάλλεται σε κάθε εικόνα και μετράται η απόκλιση του κέντρου του κυβοειδούς ομοιώματος (BB) από τον κάθε άξονα. Οι μετρήσεις έγιναν μέσω του λογισμικού επεξεργασίας της εικόνας. Ένα παράδειγμα μέτρησης των αποκλίσεων ανά άξονα φαίνεται στην παρακάτω εικόνα 23 η οποία προέκυψε από μία προσθιοπίσθια λήψη (γωνία kVS = 0°). Το πράσινο ανθρωπάκι στην εικόνα κάτω αριστερά μας βοηθάει να αντιληφθούμε την γωνία υπό την οποία η λυχνία βλέπει τον ασθενή.

Η μέση απόκλιση καθώς και η τυπική απόκλιση ανά άξονα και για τις δύο εικόνες (RL & AP), φαίνεται στον πίνακα 1. Ένα συστηματικό σφάλμα της τάξης των 0.8 mm παρατηρείται στην απόκλιση κατά τον κάθετο άξονα (Vrt), με μέγιστη μετρηθείσα απόκλιση στα 1.2 mm. Από τις μετρήσεις που διενεργήθηκαν κατά τη διάρκεια των τεσσάρων μηνών φαίνεται η σταθερότητα του συστήματος OBI. Κατά τον διαμήκη (Lng) και τον πλάγιο (Lat) άξονα, οι ρομποτικοί βραχίονες (ExactArms) έχουν μεγαλύτερη ακρίβεια στην τοποθέτησή τους, σε σχέση με τον κάθετο (Vrt) άξονα. Ωστόσο, επειδή οι αποκλίσεις που μετρώνται είναι της τάξης του χιλιοστού, σφάλματα μπορεί να υπάρξουν κατά την τοποθέτηση του marker phantom στο ισόκεντρο.



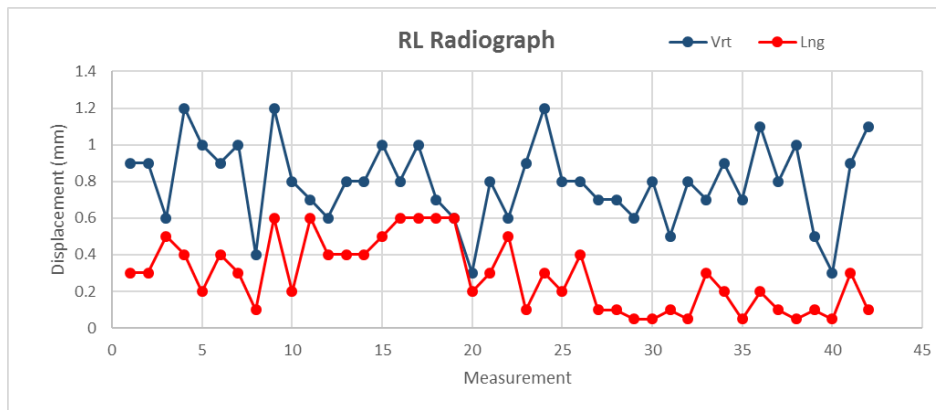
Εικόνα 23: Μέτρηση της απόκλισης του κέντρου του κυβοειδούς ομοιώματος από τους άξονες από μία AP εικόνα kV. Η κατακόρυφη απόκλιση είναι ο διαμήκης (Lng) και η οριζόντια, ο πλάγιος (Lat). Το ανθρωπάκι της εικόνας κάτω αριστερά μας βοηθάει να αντιληφθούμε την γωνία υπό την οποία κοιτάει η λυχνία τον ασθενή.

Κατά την διενέργεια των ποιοτικών ελέγχων, προτείνεται ένα όριο ανοχής ± 1.5 mm για κάθε άξονα. Σε περίπτωση όπου η απόκλιση σε έναν άξονα υπερβεί την τιμή αυτή, επαναλαμβάνεται η μέτρηση με επανατοποθέτηση του ομοιώματος. Εάν και πάλι μετρηθεί απόκλιση μεγαλύτερη από 1.5 mm, το σύστημα πρέπει να βαθμονομηθεί εκ νέου από την αρμόδια τεχνική υπηρεσία.

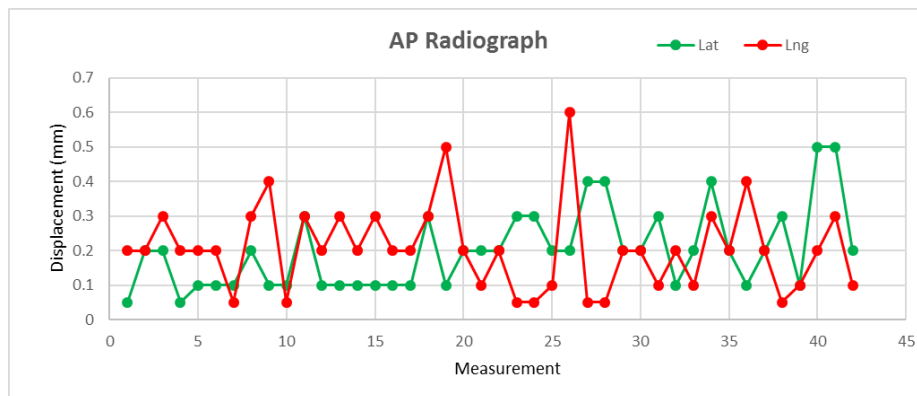
Τέλος, συστήνεται ο έλεγχος αυτός να πραγματοποιείται σε καθημερινή βάση, ώστε να είμαστε σε θέση να επιβεβαιώσουμε ότι το σύστημα είναι αξιόπιστο πριν τεθεί στην υπηρεσία των ασθενών.

Μέση απόκλιση $\pm 1\sigma$ (mm)			
RL radiographs		AP radiographs	
Vrt	Lng	Lat	Lng
0.8 $\pm$ 0.22	0.28 $\pm$ 0.2	0.2 $\pm$ 0.12	0.21 $\pm$ 0.12

Πίνακας 1: Η μέση απόκλιση του BB του marker phantom ανά άξονα από πλάγια (RL) και προσθιοπίσθια (AP) λήψη εικόνων kV .



Διάγραμμα 1: Η απόκλιση ανά άξονα του κέντρου του κυβοειδούς ομοιώματος από το ψηφιακό βαθμονομημένο κέντρο των RL εικόνων kV.

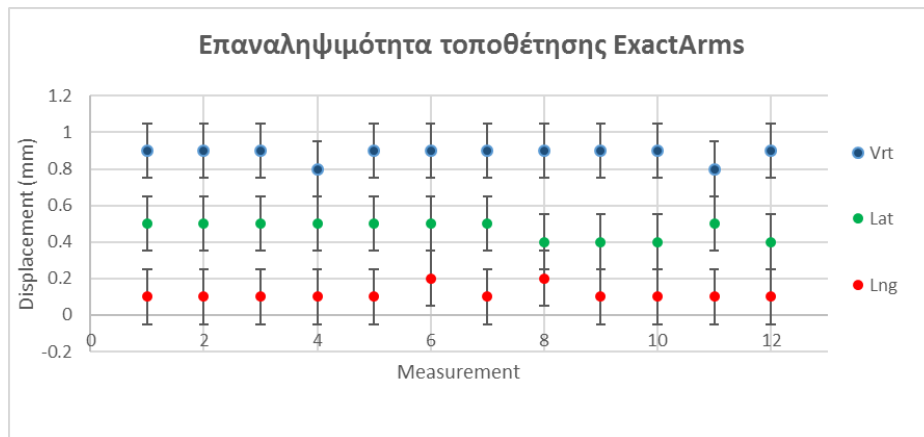


Διάγραμμα 2: Η απόκλιση ανά άξονα του κέντρου του κυβοειδούς ομοιώματος από το ψηφιακό βαθμονομημένο κέντρο των AP εικόνων kV.

Επαναληψιμότητα στην τοποθέτηση των ExactArms

Για να εξετάσουμε την επαναληψιμότητα στην τοποθέτηση της πηγής των ακτίνων-Χ και του ανιχνευτή καθώς εκτείνονται και αποσύρονται οι ρομποτικοί βραχίονες μετά από κάθε περιστροφή του gantry, μετρήθηκε η απόκλιση του BB από 12 διαδοχικές RL και AP εικόνες kV (διάγραμμα 3), με το ομοίωμα τοποθετημένο στην ίδια θέση της κλίνης του επιταχυντή. Το σύστημα του OBI περιστρεφόταν κατά 90° έπειτα από κάθε λήψη και οι ρομποτικοί βραχίονες εκτείνονταν και αποσύρονταν μετά από κάθε σετ μετρήσεων (RL & AP).

Τα όρια του σφάλματος στο διάγραμμα για κάθε μέτρηση ήταν ± 0.15 mm, δηλαδή όσο οι μισές διαστάσεις ενός pixel. Το σύστημα του OBI φαίνεται να είναι σταθερό κι επαναλήψιμο στην τοποθέτηση μετά από κάθε περιστροφή του gantry καθώς και κατά την διαμήκη κίνηση των ExactArms ($1\sigma < 0.02$ mm σε κάθε άξονα, απόκλιση < 0.3 mm από μέτρηση σε μέτρηση).



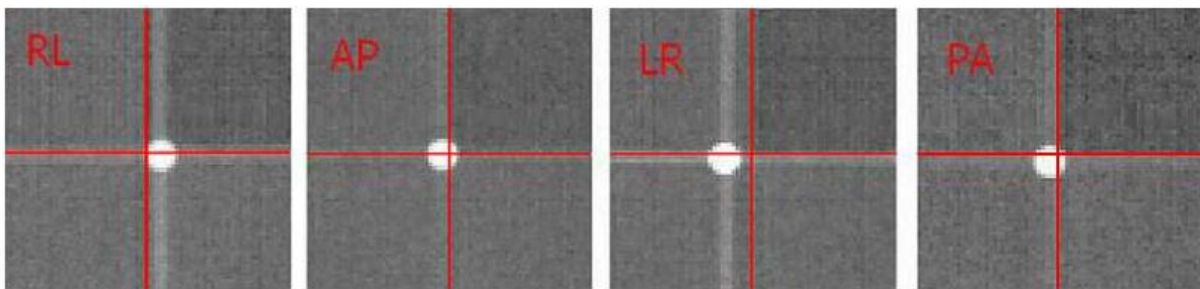
Διάγραμμα 3: Η επαναληψιμότητα τοποθέτησης των ExactArms. Μετρήθηκαν οι αποκλίσεις του κέντρου του κυβοειδούς ομοιώματος από το ψηφιακό βαθμονομημένο κέντρο των εικόνων kV από 12 σε σειρά ζεύγη RL & AP εικόνων kV.

Ισόκεντρο των RL, AP, LR & PA εικόνων kV

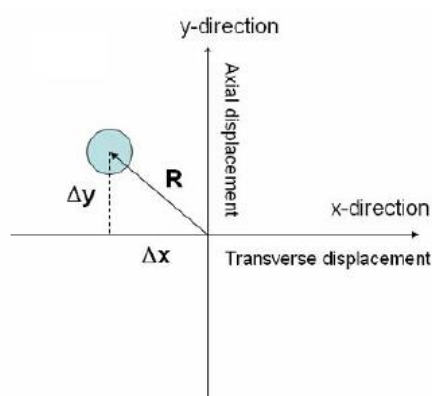
Ένα παράδειγμα λήψης τεσσάρων εικόνων kV υπό γωνίες 0°, 90°, 180° και 270° του gantry φαίνεται στην εικόνα 24. Η μέση τιμή του διανύσματος της απόκλισης R (εικόνα 25) του BB από το ψηφιακό κέντρο των εικόνων kV καθώς και οι αποκλίσεις κατά τους x- και y-άξονες των εικόνων φαίνονται στον πίνακα 2. Τα αποτελέσματα προέκυψαν από ένα σύνολο 20 μετρήσεων κατά την ίδια περίοδο με τις προηγούμενες.

Στις εικόνες, ο y-άξονας αναφέρεται πάντοτε στην διαμήκη (Lng) απόκλιση ενώ ο x-άξονας στην πλάγια (Lat) ή στην κάθετη (Vrt) απόκλιση, ανάλογα με την γωνία λήψης. Όταν η γωνία του gantry είναι 0° ή 180° (270° ή 90° αντίστοιχα για το kVS), ο x-άξονας αναφέρεται στις πλάγιες αποκλίσεις (Lat) ενώ για γωνίες 90° ή 270° του gantry (0° ή 180° για το kVS), ο x-άξονας αναφέρεται στις κάθετες (Vrt) αποκλίσεις. Η απόσταση λυχνίας – ανιχνευτή ήταν 150 cm. Το μέτρο του διανύσματος απόκλισης για κάθε εικόνα υπολογίστηκε από τον τύπο:

$$R = \sqrt{(x^2 + y^2)}$$



Εικόνα 24: Εικόνες kV υπό δεξιο-αριστερή πλάγια (RL), προσθιοπίσθια (AP), δεξιο-αριστερή πλάγια (LR) και οπισθοπρόσθια (PA) λήψη. Διακρίνεται η απόκλιση του BB του κυβοειδούς ομοιώματος από το ψηφιακό βαθμονομημένο κέντρο της κάθε εικόνας.

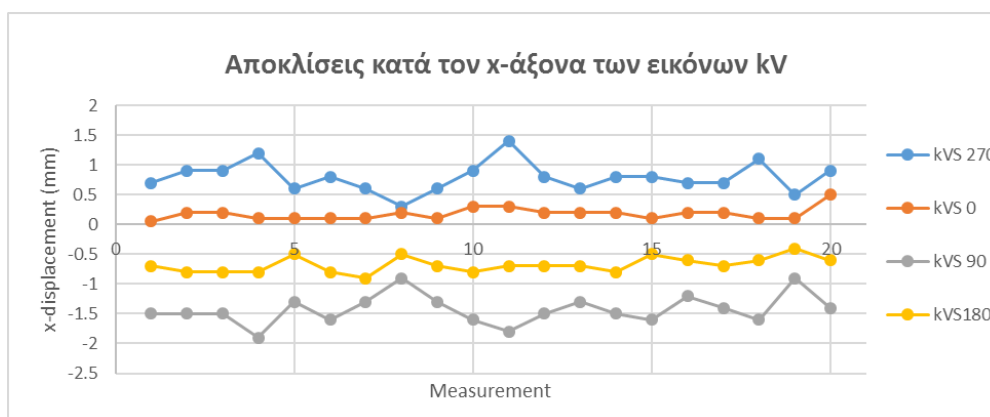


Εικόνα 25: Σχηματική παράσταση του διανύσματος απόκλισης του BB από το ψηφιακό βαθμονομημένο κέντρο των εικόνων kV.

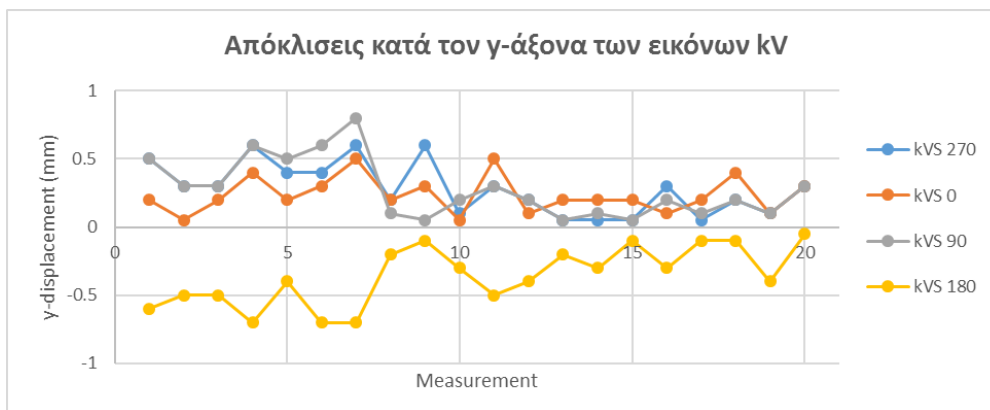
Οι διαμήκεις (Lng) αποκλίσεις έχουν μικρές τιμές, ενώ μεγάλη διακύμανση παρατηρείται κατά τον x-άξονα (Lat & Vrt) με την μεγαλύτερη τιμή να παίρνει ο κάθετος (Vrt) κατά την LR λήψη με μέση τιμή στα 1.4 mm κατά τον αρνητικό ημιάξονα.

Λήψη	Gantry	kVS	Μέση απόκλιση $\pm 1\sigma$ (mm)		
			R	x	y
RL	0°	270°	0.86 ± 0.25	0.79 ± 0.25	0.28 ± 0.19
AP	90°	0°	0.31 ± 0.12	0.18 ± 0.1	0.24 ± 0.13
LR	180°	90°	1.47 ± 0.26	-1.40 ± 0.25	0.28 ± 0.22
PA	270°	180°	0.79 ± 0.19	-0.68 ± 0.13	-0.36 ± 0.22

Πίνακας 2: Η μέση τιμή του διανύσματος της απόκλισης R από το κέντρο των εικόνων kV για τις διάφορες γωνίες του gantry καθώς και οι αποκλίσεις των x- και y-αξόνων.



Διάγραμμα 4: Οι αποκλίσεις του BB από τον x-άξονα των εικόνων kV.



Διάγραμμα 5: Οι αποκλίσεις του BB από τον γ-άξονα των εικόνων kV.

Προτείνεται η συγκεκριμένη μέτρηση να γίνεται σε εβδομαδιαία βάση ώστε να ελέγχεται η απόκλιση του συστήματος από μία πλήρη περιστροφή του gantry. Τα όρια των αποκλίσεων είναι πάλι στα 1.5 mm για κάθε άξονα και 2 mm για το διάνυσμα μετατόπισης.

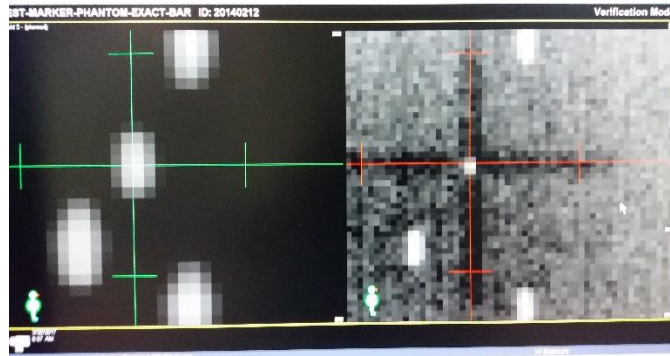
3.1.2 MV ισόκεντρο

Κατά τον έλεγχο αυτό χρησιμοποιείται για την απεικόνιση δέσμη ακτίνων-Χ με ενέργειες φωτονίων της τάξης των MV που προέρχεται από την κεφαλή του επιταχυντή και ανιχνευτική διάταξη τον Portal Imager (MVD) που βρίσκεται αντιδιαμετρικά της κεφαλής. Η απόσταση κεφαλής – ανιχνευτή είναι στα 150 cm και χρησιμοποιείται το κυβοειδές ομοίωμα, όπως και στους προηγούμενους ελέγχους.

Γίνεται λήψη εικόνων MV υπό γωνίες 0°, 90°, 180° και 270° του gantry όπου απεικονίζεται το ομοίωμα μαζί με το κέντρο του (εικόνα 26). Παρατηρείται ένα συστηματικό σφάλμα της τάξης του 1 mm κατά τον διαμήκη άξονα (Lng) όταν ο gantry βρίσκεται στις 180°. Στις υπόλοιπες γωνίες οι αποκλίσεις κυμαίνονται σε επίπεδα αισθητά μικρότερα του 1 mm και στους τρεις άξονες. Μετά από μεγάλες αποκλίσεις το σύστημα βαθμονομείται από την κατάλληλη τεχνική υποστήριξη του επιταχυντή.

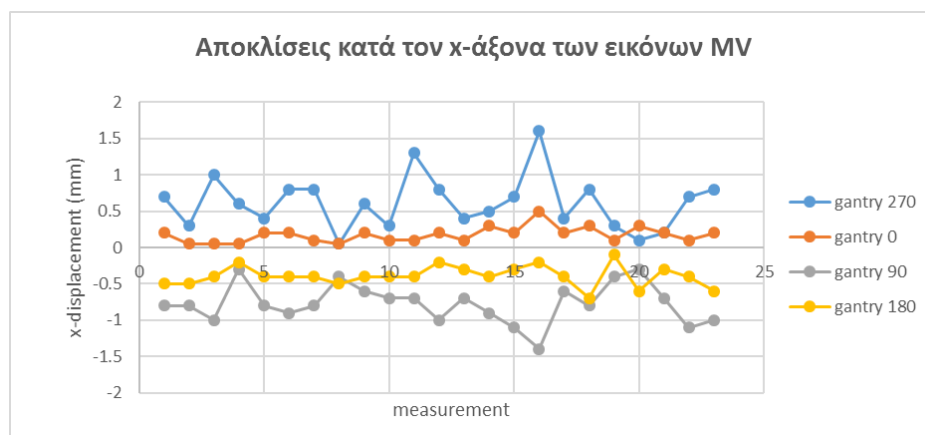
Λήψη	Gantry	Μέση απόκλιση $\pm 1\sigma$ (mm)		
		R	x	y
RL	270°	0.97 $\pm$ 0.28	0.62 $\pm$ 0.37	-0.67 $\pm$ 0.25
AP	0°	0.55 $\pm$ 0.29	0.17 $\pm$ 0.11	-0.49 $\pm$ 0.29
LR	90°	1.08 $\pm$ 0.25	-0.77 $\pm$ 0.27	-0.70 $\pm$ 0.31
PA	180°	1.12 $\pm$ 0.24	-0.39 $\pm$ 0.14	-1.04 $\pm$ 0.23

Πίνακας 3: Η μέση τιμή του διανύσματος της απόκλισης R των εικόνων MV για τις διάφορες γωνίες του gantry καθώς και οι αποκλίσεις των x- και y-αξόνων.

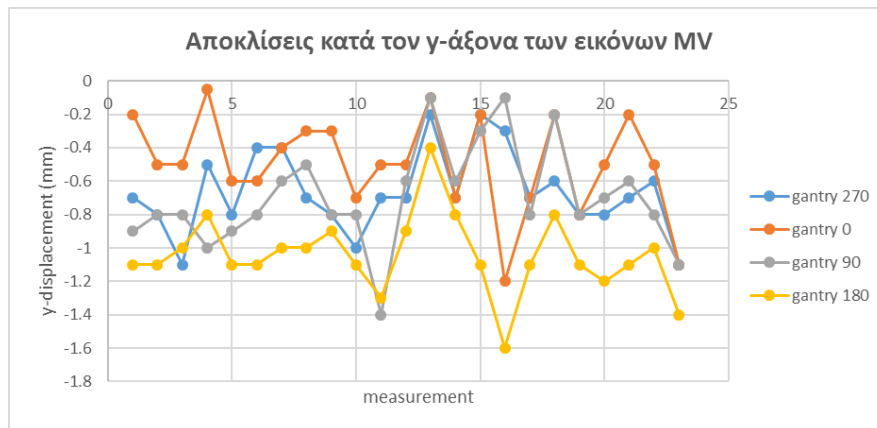


Εικόνα 26: Δεξιά φαίνεται μία RL εικόνα MV όπου απεικονίζεται το κυβοειδές ομοίωμα μαζί με το κέντρο του (BB) και επιπροβαλλόμενο το ψηφιακό κέντρο της. Αριστερά μία εικόνα DRR του κυβοειδούς ομοιώματος.

Ο έλεγχος αυτός προτείνεται να γίνεται καθημερινά και το όριο ανοχής για κάθε άξονα είναι στα 1.5 mm. Αν και το τμήμα ακτινοθεραπείας που εκπονήθηκε η παρούσα εργασία δεν χρησιμοποιεί τον Portal Imager (MVD) για απεικόνιση ώστε να επιβεβαιώσει ή να διορθώσει την τοποθέτηση του ασθενούς, εντούτις ο ανιχνευτής αυτός χρησιμοποιείται για την επιβεβαίωση (verification) των πλάνων θεραπείας για κάθε ασθενή και έτσι κρίνεται αναγκαίος ο τακτικός έλεγχος του MV ισόκεντρου.



Διάγραμμα 6: Οι αποκλίσεις του BB από τον x-άξονα των εικόνων MV.

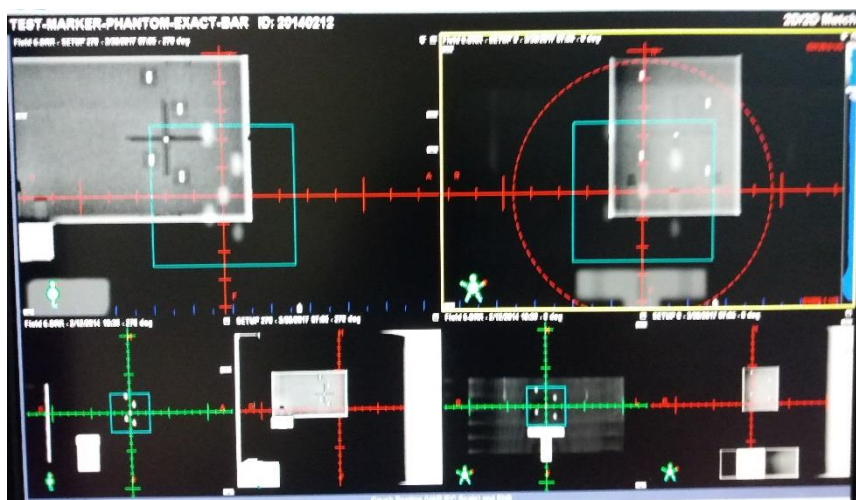


Διάγραμμα 7: Οι αποκλίσεις του BB από τον γ-άξονα των εικόνων MV.

3.2 Έλεγχος του λογισμικού ευθυγράμμισης εικόνων

Το κυβοειδές ομοίωμα (marker phantom) στηρίζεται σε μία βάση πολλαπλών θέσεων. Συνεπώς, το ομοίωμα μπορεί να μετατοπισθεί κατά συγκεκριμένο βήμα κατά μήκος των επιμήκη, κατακόρυφου και πλάγιου αξόνων. Αρχικά, το ομοίωμα τοποθετείται σε μία default θέση και πραγματοποιείται μία αξονική τομογραφία στο CT Simulator. Μέσω του λογισμικού σχεδιασμού θεραπείας, δημιουργούνται DRRs (Digital Reconstructed Radiograph), μία AP και μία Lateral, οι οποίες αποτελούν τις εικόνες αναφοράς (reference images). Οι λήψεις του ομοιώματος με το OBI θα συγκρίνονται με τις αντίστοιχες αναφορές.

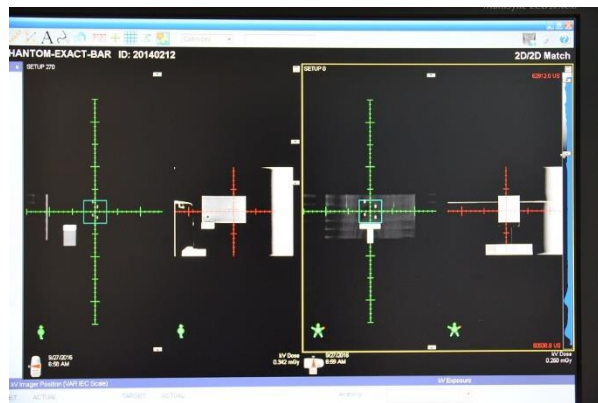
Για τον τακτικό έλεγχο του λογισμικού ευθυγράμμισης, το κυβοειδές ομοίωμα τοποθετείται στο κρεβάτι του επιταχυντή και επικεντρώνεται με το σύστημα των laser και του σταυρονήματος όπως περιγράφηκε προηγουμένως. Στη συνέχεια, μετατοπίζουμε τον κύβο σε μία διαφορετική θέση της διάταξης πολλαπλών θέσεων που γνωρίζουμε την απόσταση από το ισόκεντρο και λαμβάνουμε με τη βοήθεια του OBI δύο ακτινογραφικές εικόνες kV, AP και RL (εικόνα 27).



Εικόνα 27: Σύνθεση RL & AP εικόνων kV ύστερα από τυχαία μετακίνηση της κλίνης του επιταχυντή πάνω στην οποία στηρίζεται το κυβοειδές ομοίωμα. Διακρίνεται η μετατόπιση του κέντρου του ομοιώματος από το κέντρο των εικόνων kV και των εικόνων DRR.

Μέσω του λογισμικού 2D-2D match, υπολογίζουμε τη μετατόπιση, κατά μήκος των τριών αξόνων, που απαιτείται για την ευθυγράμμιση (registration) των ληφθεισών εικόνων με τις αντίστοιχες DRR αναφοράς. Η ευθυγράμμιση μπορεί να γίνει είτε χειροκίνητα (manually), είτε αυτόματα, χρησιμοποιώντας τους markers του ομοιώματος (marker matching). Η τελευταία μέθοδος απαιτεί τον εντοπισμό τουλάχιστον τριών ζευγών αντίστοιχων markers. Το λογισμικό ευθυγράμμισης υπολογίζει τις απαιτούμενες μετατοπίσεις του κρεβατιού θεραπείας (couch longitudinal, couch vertical, couch lateral) και ο χρήστης μπορεί να επιβεβαιώσει το αποτέλεσμα μέσω λογισμικού σύντηξης (fusion).

Εν συνεχεία, οι παραπάνω μετατοπίσεις μεταφέρονται στον επιταχυντή για να γίνει η ανάλογη μετατόπιση του κρεβατιού. Η ακριβής μετακίνηση της τράπεζας επιβεβαιώνεται οπτικά. Το ομοίωμα πρέπει να είναι πλέον επικεντρωμένο με τα πλάγια και οβελιαίο laser να συμπίπτουν με τους τρεις σταυρούς του κυβοειδούς ομοιώματος.



Εικόνα 28: Η επαναφορά του κυβοειδούς ομοιώματος ώστε το κέντρο του να συμπέσει με το κέντρο των εικόνων DRR.

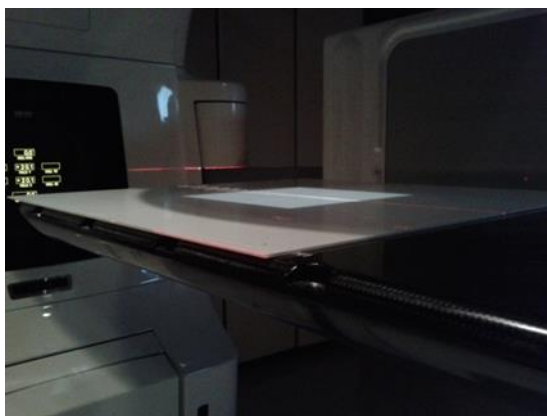
Η διαφορά μεταξύ της αρχικής και της υπολογιζόμενης, με το λογισμικό matching, μετατόπισης πρέπει να είναι μικρότερη των 2 mm, στους τρεις άξονες (longitudinal, vertical, lateral). Ο παραπάνω έλεγχος πραγματοποιείται εβδομαδιαίως και οι μετρηθείσες διαφορές είναι < 2 mm. Τα σφάλματα στην σύμπτωση των εικόνων kV με τις εικονες DRR φαίνονται στον παρακάτω πίνακα, που προέκυψαν από ένα σύνολο 20 μετρήσεων. Η μέγιστη απόκλιση ήταν στα 2 mm και παρατηρήθηκε κατά τον διαμήκη (Lng) άξονα. Στους υπόλοιπους άξονες οι αποκλίσεις βρέθηκαν όλες κάτω από τα 2mm.

Άξονας	Σφάλμα $\pm 1\sigma$ (mm)
Vrt	0.6 ± 0.5
Lng	0.9 ± 0.6
Lat	0.8 ± 0.4

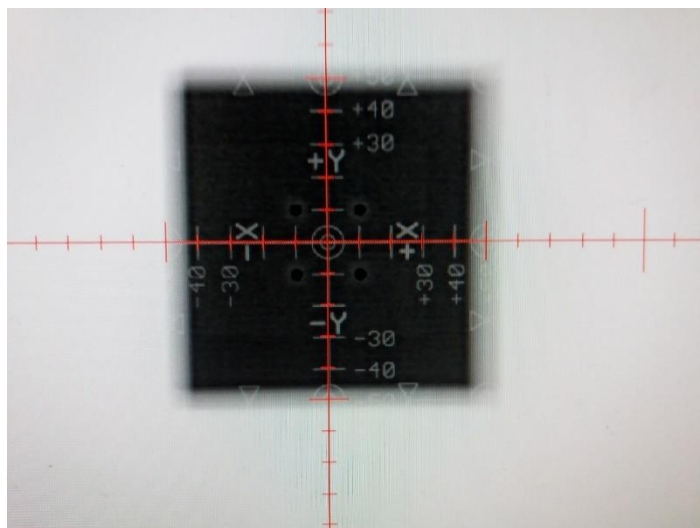
Πίνακας 4: Η μέση τιμή των σφαλμάτων ανά άξονα στην σύμπτωση των εικόνων kV με τις αντίστοιχες εικόνες DRR.

3.3 Διαστάσεις ακτινογραφικού πεδίου

Οι διαστάσεις του ακτινογραφικού πεδίου ελέγχονται με το printed circuit board. Τοποθετούμε το pcb στην τράπεζα του επιταχυντή, το επικεντρώνουμε με τη βοήθεια των επιτοίχιων lasers και του σταυρονήματος και θέτουμε SSD ίσο με 100cm (εικόνα 29). Από την κονσόλα του OBI, επιλέγουμε τις διαστάσεις του πεδίου που θέλουμε να απεικονίσουμε και πραγματοποιούμε μία προσθιοπίσθια λήψη. Στη συνέχεια, μετρούμε τις διαστάσεις του απεικονιζόμενου πεδίου.



Εικόνα 29: Η τοποθέτηση του printed circuit board στην κλίνη του επιταχυντή και η επικέντρωσή του με τη βοήθεια των επιτοίχιων laser και του σταυρονήματος.

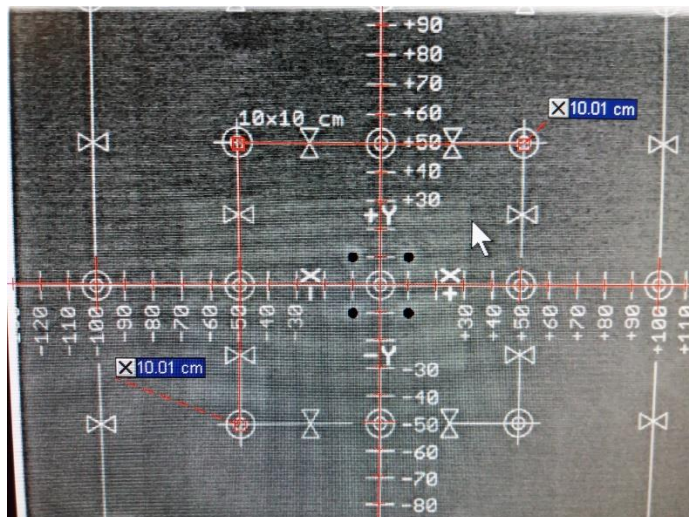


Εικόνα 30: Η εικόνα του printed circuit board υπό ακτινογραφική λήψη για την μέτρηση των διαστάσεων του πεδίου.

Ο παραπάνω έλεγχος πραγματοποιήθηκε με πεδίο 10x10cm και οι μετρηθείσες διαστάσεις διέφεραν από τις πραγματικές κατά < 0.5 cm (εικόνα 30).

3.4 Έλεγχος μεγέθυνσης ψηφιακής εικόνας

Κατά τον έλεγχο αυτό μετράται η μεγέθυνση του ψηφιακού συστήματος απεικόνισης. Χρησιμοποιείται το ίδιο ομοίωμα με τον προηγούμενο έλεγχο και για δεδομένες αποστάσεις, SSD = 100 cm και SID = 150 cm, μετράται η απόσταση μεταξύ σημείων που γνωρίζουμε πόσο απέχουν (εικόνα 31).



Εικόνα 31: Έλεγχος της μεγέθυνσης του ψηφιακού συστήματος απεικόνισης. Μεράται η απόσταση μεταξύ δύο σημείων που οι αποστάσεις τους είναι γνωστές.

Κατά την μέτρηση των αποστάσεων, οι αποκλίσεις που βρέθηκαν ήταν μικρότερες του ορίου των 0.5 mm.

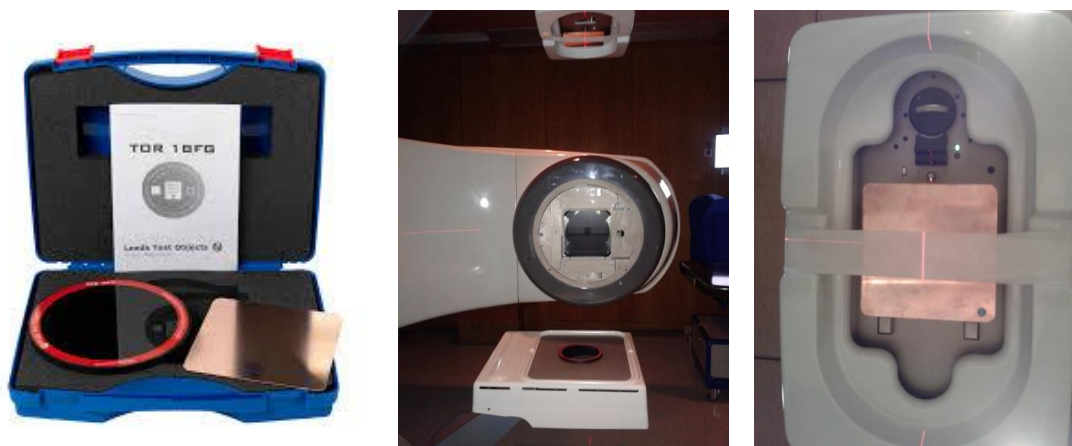
3.5 Έλεγχος συστημάτων απεικόνισης

3.5.1 Έλεγχος ακτινογραφικού/ακτινοσκοπικού συστήματος

3.5.1.1 Έλεγχος ποιότητας εικόνων kV

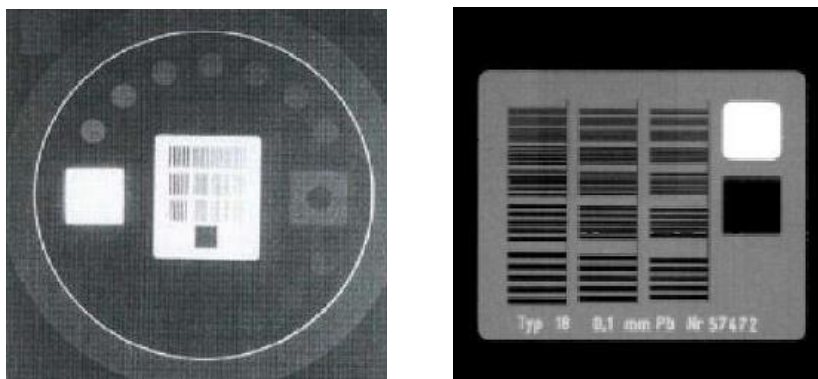
Ο ποιοτικός έλεγχος των εικόνων kV του ακτινογραφικού/ακτινοσκοπικού συστήματος απεικόνισης πραγματοποιείται με το TOR 18FG (Leeds Test Objects) ομοίωμα (εικόνα 32). Το ομοίωμα αυτό περιλαμβάνει δομές για τον έλεγχο της διακριτικής ικανότητας αντίθεσης (contrast) και της χωρικής διακριτικής ικανότητας (spatial resolution) του συστήματος.

Το ομοίωμα τοποθετείται (εικόνα 31) στο κέντρο της ανιχνευτικής διάταξης (kVD) ενώ για τον ρόλο του σκεδαστή, τοποθετείται ένα φύλλο χαλκού πάχους 1 mm στην έξοδο της λυχνίας των ακτίνων-X (kVS).



Εικόνα 31: Αριστερά, η τοποθέτηση του ομοιώματος TOR 18FGb στο κέντρο του kVD και δεξιά η τοποθέτηση φύλλου χαλκού πάχους 1 mm στην έξοδο της λυχνίας (kVS)

Από την ακτινοβόληση του ομοιώματος οι εικόνες που παίρνουμε φαίνονται παρακάτω (εικόνα 32). Η μέτρηση των εξωτερικών κύκλων μας δίνει την διακριτική ικανότητα αντίθεσης, ενώ από τις ομάδες που βρίσκονται στο κέντρο του δίσκου προκύπτει η χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος.



Εικόνα 32: Η ψηφιακή εικόνα του ομοιώματος TOR 18FG ύστερα από ακτινοβολία. Διακρίνονται οι περιοχές ενδιαφέροντος για τον έλεγχο του συστήματος.

Για τον έλεγχο του ακτινογραφικού συστήματος χρησιμοποιήθηκαν τα εξής στοιχεία:

- 75 kV, 25 mA, 6 ms για contrast resolution &
- 50 kV, 80 mA, 120 ms για spatial resolution

Τα αποτελέσματα ήταν τα εξής:

Διακριτική ικανότητα αντίθεσης: <u>14</u> εμφανείς δίσκοι = <u>1.7</u> %
Χωρική διακριτική ικανότητα: <u>13^η</u> ομάδα = <u>2</u> lp/cm

Για τον έλεγχο του ακτινογραφικού συστήματος χρησιμοποιήθηκαν τα εξής στοιχεία:

- 70 kV, 32 mA, 6 ms για contrast resolution &
- 50 kV, 80 mA, 120 ms για spatial resolution

Τα αποτελέσματα ήταν τα εξής:

Διακριτική ικανότητα αντίθεσης: <u>12</u> εμφανείς δίσκοι = <u>2.7</u> %
Χωρική διακριτική ικανότητα: <u>12^η</u> ομάδα = <u>1.8</u> lp/cm

Από τον έλεγχο ποιότητας των εικόνων του ακτινογραφικού/ ακτινοσκοπικού συστήματος παρατηρούμε ότι το σύστημα περιέχει υψηλής ευκρίνειας και ανάλυσης ψηφιακές εικόνες του ασθενούς από τι οποίες προκύπτουν χρησιμες πληροφορίες για τον ιατρό και τον χειριστή για την επιβεβαίωση και διόρθωση της τοποθέτησης του ασθενούς.

3.5.1.2 Προσδιορισμός ακτινολογικών παραμέτρων λυχνίας

Για τον ποιοτικό έλεγχο της λυχνίας των ακτίνων-Χ χρησιμοποιήθηκε ο μετρητής Black Piranha της εταιρίας RTI. Ο μετρητής επικεντρώνεται στο ισόκεντρο με τη βοήθεια των επιτοίχιων Laser της αίθουσας και περιλαμβάνουν τον έλεγχο του kVp (ακρίβεια, επαναληψιμότητα), του χρονομέτρου (ακρίβεια, επαναληψιμότητα), της παροχής της ακτινοβολίας και του πάχους υποδιπλασιασμού (HVL), σύμφωνα με τα πρωτόκολλα ελέγχου που συστήνει η ΕΕΑΕ.

Έλεγχος kVp

Μετρήθηκε η ακρίβεια και η επαναληψιμότητα του kVp (πίνακας) και βρέθηκε εντός των επιτρεπτών ορίων.

Ονομαστικά kVp	Μετρούμενα kVp	απόκλιση (%)
70	68.88	1.6
80	79.80	0.3
90	88.20	2.0
100	97.70	2.3
70	69.06	1.3
70	69.06	1.3
70	69.08	1.3
70	69.13	1.2
70	69.06	1.3

Πίνακας 5: Αποτελέσματα ελέγχου του kVp και οι αποκλίσεις από τις ονομαστικές τιμές.

- Η μέγιστη απόκλιση ήταν $2.3\% < 10\%$ &
- Η επαναληψιμότητα ήταν στο $0.1\% < 5\%$.

Έλεγχος χρονομέτρου

Η ακρίβεια και η επαναληψιμότητα του χρονομέτρου μετρήθηκε εντός των επιτρεπόμενων ορίων (πίνακας).

- Η μέγιστη απόκλιση: $0.3\% < 10\%$ &
- Η επαναληψιμότητα: $0.1\% < 5\%$.

ονομ.msec	Μετρ.msec	απόκλιση (%)		
100	99.89	0.1		
125	124.67	0.3		
160	159.59	0.3		
200	199.75	0.1		
250	249.92	0.0		
320	319.67	0.1		
100	99.89	0.1	Μέση τιμή (ms)	100ms
100	99.84	0.2		99.7
100	99.34	0.7		SD (kV) 0.30
200	199.75	0.1	Μέση τιμή (ms)	200ms
200	199.73	0.1		199.7
200	199.76	0.1		SD (kV) 0.01

Πίνακας 6: Αποτελέσματα ελέγχου του χρονόμετρου και οι αποκλίσεις από τις ονομαστικές τιμές.

Έλεγχος παροχής

Ο έλεγχος παροχής περιλαμβάνει τον καθορισμό της γραμμικότητας και της επαναληψιμότητας παροχής της ακτινοβολίας. Όλες οι μετρηθείσες παράμετροι βρέθηκαν εντός των επιτρεπομένων ορίων και παρουσιάζονται παρακάτω.

Γραμμικότητα παροχής ακτινοβολίας

kVp	mAs	mGy	μGy/mAs
80	25	0.51	20.74
80	32	0.66	20.75
80	40	0.83	20.78
80	50	1.04	20.78
80	64	1.3	20.42

Πίνακας 7: Μετρήσεις γραμμικότητας παροχής ακτινοβολίας.

- Γραμμικότητα: 0.89 % < 15 %

Επαναληψιμότητα παροχής ακτινοβολίας

kVp	mAs	mGy	μGy/mAs
80	32	0.66	20.78
80	32	0.67	20.81
80	32	0.66	20.72
80	32	0.66	20.51

Πίνακας 8: Μετρήσεις επαναληψιμότητας παροχής ακτινοβολίας.

- Επαναληψιμότητα: $0.71 \% < 5 \%$

Πάχος υποδιπλασιασμού

kVp	HVL (mm Al)	Όριο (mm)
70	2.61	> 1.5
80	3.01	> 2.5
100	3.78	> 2.7

Πίνακας 9: Υπολογισμός του πάχους ημίσειας έντασης για διάφορα kVp.

3.5.2 Έλεγχος ποιότητας εικόνας CBCT

Κατά τον ποιοτικό έλεγχο εικόνας CBCT χρησιμοποιήθηκε το ομοίωμα Catphan 504, το οποίο τοποθετείται στην κλίνη του επιταχυντή και επικεντρώνεται με το σύστημα των επιτοίχιων laser της αίθουσας.

Έγινε μία λήψη εικόνας με CBCT με τα εξής στοιχεία:

- Τεχνική full-fan
- FOV = $250 \times 250 \text{ cm}^2$
- Πάχος τομής = 2 mm
- Τάση λυχνίας = 100 kVp
- Ρεύμα = 80 mA
- mAs = 738

Επαναληψιμότητα HU

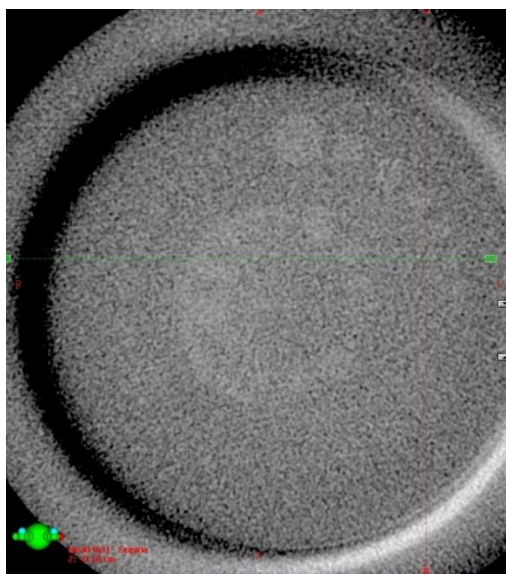
Με τη χρήση ROI έγινε μέτρηση των CT# των κυκλικών δομών διαφορετικού συντελεστή εξασθένησης και καταγράφηκε η μέση τιμή κάθε ROI. Οι μετρήσεις έγιναν στην περιοχή CTP 404 του ομοιώματος. Τα αποτελέσματα φαίνονται στον πίνακα 10, όπου αναγράφεται η διαφορά της κάθε μέτρησης από την αναμενόμενη. Το όριο για μεγάλες τιμές είναι στα ± 40 HU, ενώ μειώνεται για μικρότερες τιμές.

Υλικό	Αναμενόμενη τιμή HU	Μετρούμενη τιμή HU	Διαφορά
Air	-1000	-998.2	1.8
PMP	-200	-199.38	0.62
LDPE	-100	-101.47	1.47
Polystyrene	-35	-33.46	1.54
Acrylic	120	142.78	22.78
Delin	340	357.56	17.56
Teflon	990	1000	10

Πίνακας 10: Η μέση τιμή HU ανά υλικό και η διαφορά του από την αναμενόμενη τιμή.

Διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης

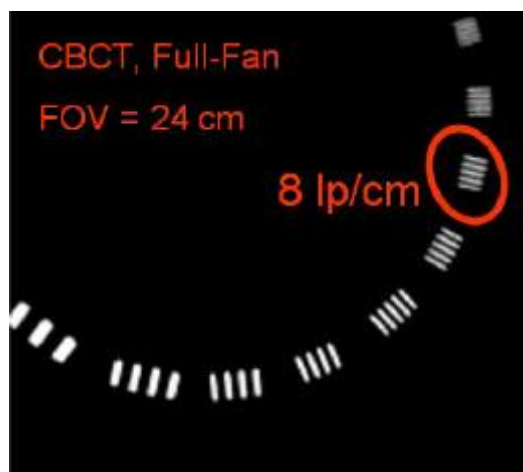
Κατά τον έλεγχο αυτό, από τους 1% εξωτερικούς δίσκους (εικόνα 33), καταγράφεται ο λιγότερο εμφανής από τους 9 που υπάρχουν. Η μέτρηση έγινε στην περιοχή CTP 515 του ομοιώματος και το αποτέλεσμα ήταν ο 6^{ος}, ενώ το όριο είναι ο 4^{ος}.



Εικόνα 33: Η περιοχή CTP 515 του ομοιώματος όπου καταγράφεται ο λιγότερο εμφανής κύκλος από τους 1% εξωτερικούς.

Διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης

Κατά τον έλεγχο αυτό καταγράφεται ο ομάδα στην οποία οι μπάρες φαίνονται καθαρά και ξεχωριστά η μία με την άλλη (εικόνα 34). Ο έλεγχος αυτός γίνεται στην περιοχή CTP 528 του ομοιώματος που περιέχει 21 ομάδες. Από την μέτρηση φαινόταν καθαρά η 8^η ομάδα που ισοδυναμεί με 8 lp/cm. Το όριο είναι η 6^η.



Εικόνα 34: Η περιοχή CTP 528 του ομοιώματος όπου καταγράφεται η λιγότερο ευδιάκριτη ομάδα για τον έλεγχο της διακριτικής ικανότητας υψηλής αντίθεσης.

Ομοιομορφία HU

Κατά τον έλεγχο αυτό επιλέγονται 5 ROI αποτελούμενες από 10 x 10 pixels στις περιοχές, κέντρο, πάνω, αριστερά, δεξιά και κάτω και μετράται η μέση τιμή των HU (πίνακας 11). Ο έλεγχος αυτός πραγματοποιείται στην περιοχή CTP 486 του ομοιώματος και οι διαφορές στις τιμές πρέπει να είναι μικρότερες των ± 40 .

Περιοχή	Κέντρο	Πάνω	Αριστερά	Δεξιά	Κάτω
Μέση τιμή HU					

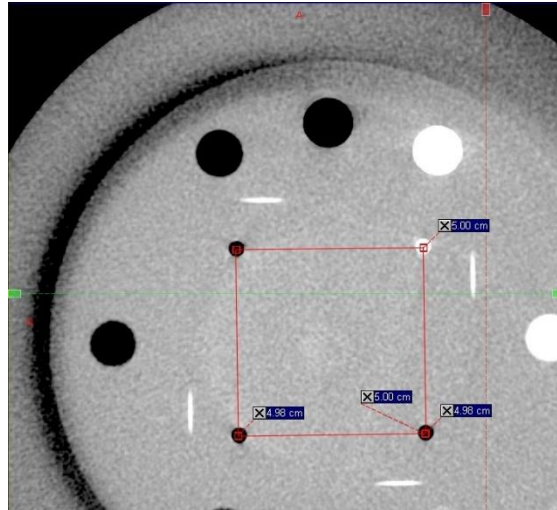
Πίνακας 11: Μέτρηση μέσης τιμής των HU από 5 ROIs αποτελούμενες από 10 x 10 pixels.

Ακρίβεια μετρούμενων διαστάσεων

Στην περιοχή CTP 404 του ομώματος υπάρχουν τέσσερα σημεία που σχηματίζουν ένα τετράγωνο με ακμή 5 cm η κάθε μία (εικόνα 35). Από την μέτρηση των αποστάσεων αυτών ελέγχουμε την ακρίβεια μετρούμενων διαστάσεων της ανακατασκευασμένης εικόνας (πίνακας 12). Το όριο του σφάλματος πρέπει να είναι μικρότερο του ± 0.1 cm.

Θέση σημείων	Πάνω	Αριστερά	Δεξιά	Κάτω
Μέτρηση (cm)	5	4.98	4.98	5

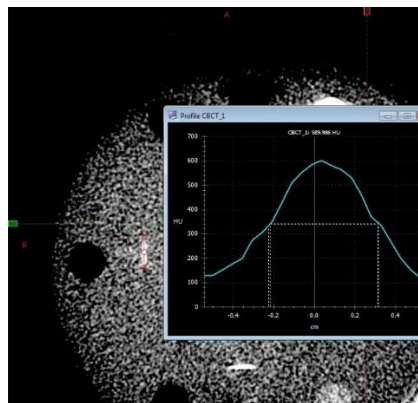
Πίνακας 12: Μέτρηση των αποστάσεων των τεσσάρων ακμών του τετραγώνου.



Εικόνα 35: Τα τέσσερα σημεία στην περιοχή CTP 404 του ομοιώματος για την ακρίβεια μετρούμενων διαστάσεων.

Πάχος τομής

Κατά τον έλεγχο αυτό μετράται το πάχος της ανακατασκευασμένης εικόνας του CBCT. Από την περιοχή CTP 404 του ομοιώματος (εικόνα 36) παίρνουμε το γραμμικό προφίλ των HU και μετράμε το πάχος στο μισό ύψος (FWHM) και το πολλαπλασιάζουμε με την τιμή 0.42. Τα αποτελέσματα φαίνονται στον πίνακα και το όριο για πάχος τομής 2.5 mm είναι 0.125 mm για κάθε μέτρηση.



Εικόνα 36: Το γραμμικό προφίλ των HU από το οποίο προκύπτει το πάχος τομής. Μετράται η απόσταση στο μισό ύψος (FWHM) και πολλαπλασιάζεται με 0.42

Περιοχή	Πάνω	Αριστερά	Δεξιά	Κάτω
Μέτρηση (mm)	2.08	1.92	2.11	2.1

Πίνακας 13: Αποτελέσματα μετρήσεων πάχους τομής τεσσάρων περιοχών.

Κεφάλαιο 4: Μελέτη 25 ασθενών του τμήματος Ακτινοθεραπείας

Στο τελευταίο κομμάτι της εργασίας, μελετήθηκαν 25 ασθενείς του τμήματος Ακτινοθεραπείας του Γ.Ν. Παπαγεωργίου, 12 εκ των οποίων ακτινοβολήθηκαν στην περιοχή κεφαλής-τραχήλου (Head & Neck) και οι υπόλοιποι 13 στην περιοχή της πυέλου (Pelvis). Από τους ασθενείς H&N, οι 8 ήταν άνδρες και οι 4 γυναίκες, ενώ από τους ασθενείς Pelvis, οι 12 ήταν άνδρες και μία ήταν γυναίκα.

Οι ασθενείς αυτοί μελετήθηκαν ως προς την μετατόπιση της κλίνης ανά συνεδρία μέσω του συστήματος ευθυγράμμισης εικόνων 2D/2D του OBI που προέκυψε από λήψη εικόνων kV-kV και ως προς την ενεργό δόση που πήραν οι ασθενείς από την χρήση αυτού του συστήματος.

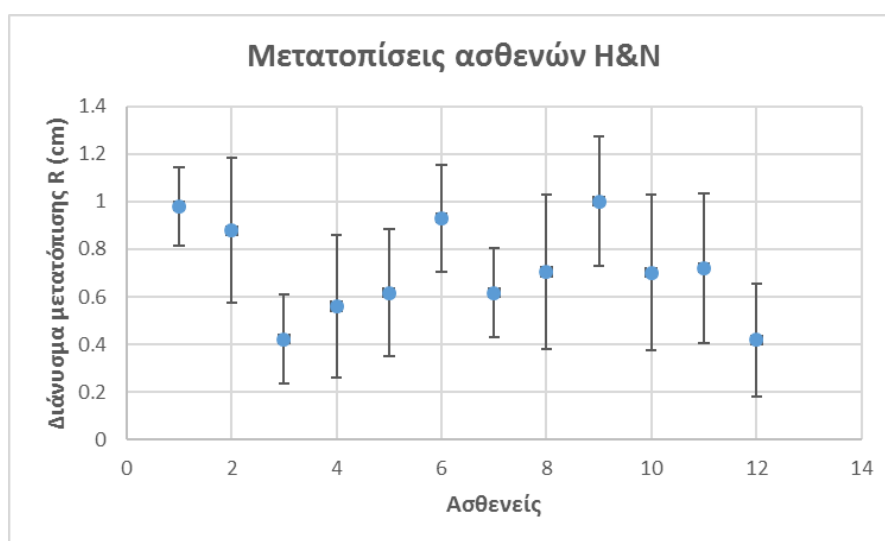
4.1 Μετατόπιση κλίνης ανά συνεδρία

Για την μελέτη αυτή καταγράφηκαν οι μετατοπίσεις ανά άξονα που δόθηκαν στην κλίνη του επιταχυντή πριν από κάθε συνεδρία για κάθε ασθενή ξεχωριστά καθώς και το πλήθος των συνεδριών της θεραπείας τους. Οι μετατοπίσεις προήλθαν από το Off-line review του συστήματος διανομής δεδομένων, Aria 11 του οίκου Varian. Υπολογίστηκε το συνολικό διάνυσμα μετατόπισης της κλίνης R, σύμφωνα με τον τύπο:

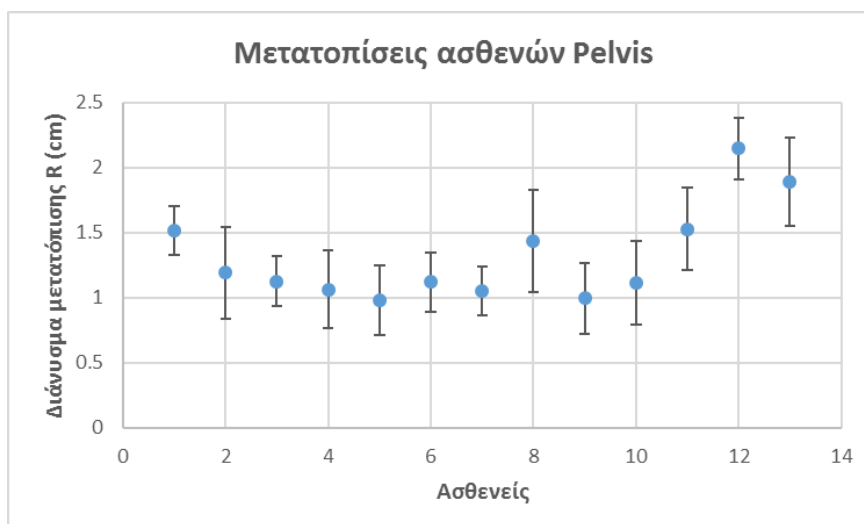
$$R = \sqrt{(x^2 + y^2 + z^2)}$$

Όπου x, y και z οι άξονες μετατόπισης πλάγιος (Lat), κάθετος (Vrt) και διαμήκης (Lng), αντίστοιχα.

Έπειτα υπολογίστηκε η μέση τιμή του διανύσματος μετατόπισης μαζί με την τυπική απόκλιση για κάθε ασθενή και τα αποτελέσματα που προέκυψαν φαίνονται στα διαγράμματα και .



Διάγραμμα 8: Η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση του διανύσματος μετατόπισης της κλίνης του επιταχυντή ανά συνεδρία από 12 ασθενείς H&N.



Διάγραμμα 9: Η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση του διανύσματος μετατόπισης της κλίνης του επιταχυντή ανά συνεδρία από 13 ασθενείς Pelvis.

Παρατηρούμε ότι οι μέσες τιμές του διανύσματος μετατόπισης για τους ασθενείς H&N κυμαίνεται κάτω από 1 cm, ενώ οι αντίστοιχες τιμές του για τους ασθενείς Plevis βρίσκονται πάνω από 1 cm. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί από το γεγονός ότι στην πρώτη κατηγορία, η τοποθέτηση των ασθενών είναι πιο ακριβής καθώς γίνεται με την βοήθεια της ειδικής πλαστικής μάσκας ακινητοποίησης, ενώ στην δεύτερη κατηγορία η ακινητοποίηση γίνεται μόνο με την καθοδήγηση από τα σημάδια που φέρουν οι ασθενείς στην επιφάνεια του δέρματός τους.

Από την άλλη μεριά βλέπουμε ότι οι ασθενείς H&N έχουν μεγαλύτερες τιμές στην τυπική απόκλιση του διανύσματος μετατόπισης σε σχέση με τους ασθενείς Pelvis. Αυτό σημαίνει ότι ενώ οι τιμές του διανύσματος μετατόπισης είναι μικρότερες, εντούτις έχει μεγαλύτερες διακυμάνσεις ανά συνεδρία καθώς η ειδική μάσκα ακινητοποίησης επιτρέπει μικρές κινήσεις του κεφαλιού και αφήνει κάποια περιθώρια ώστε να μην πιέζει το κεφάλι και δημιουργείται δύσπνοια στον ασθενή.

4.2 Δοσιμετρία ασθενών από λήψη εικόνων kV-kV

Για τη δοσιμετρία ασθενών από λήψη εικόνων kV-kV, χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό WinODS της RTI electronics. Για τον σκοπό αυτό και γνωρίζοντας ήδη τον πλήθος των συνεδριών του κάθε ασθενούς, καταγράφηκαν επιπλέον για κάθε ασθενή:

- i. Το ύψος και το βάρος,
- ii. Τα στοιχεία ακτινοβολίας, kV, ms και mA,
- iii. Τις διαστάσεις του πεδίου της λυχνίας (kVS) στο ισόκεντρο,
- iv. Το κεντρικό σημείο εισόδου της δέσμης kV &
- v. Την απόσταση λυχνίας-επιφάνειας δέρματος (FSD) για setup 270° & 0°.

Από τα στοιχεία ακτινοβολίας, kV, ms και mA, μετρήθηκε με το multimeter Black Piranha της RTI electronics, η δόση στο ισόκεντρο (πίνακας). Οι διαστάσεις του πεδίου στο ίδιο σημείο βρέθηκαν οι ίδιες για όλους τους ασθενείς, 15 x 20 cm². Το μέγεθος KAP είναι ανεξάρτητο της απόστασης και για ακτινολογικές πράξεις, η τιμή της δόσης σε ένα σημείο είναι ίση με την τιμή του KERMA.

Έτσι, χρησιμοποιώντας ως συντελεστή οπισθοσκέδασης την τιμή 1.4, καθώς θέλουμε τη δόση εισόδου στον ασθενή, υπολογίσαμε το μέγεθος KAP σε mGy*cm², ως εξής:

$$KAP = Δόση * Επιφάνεια * 1.4$$

Tube Volt. kVp	Time ms	Currnet mA	Dose mGy	tot. fil mmAl	HVL mmAl	KAP mGy*cm ²
70	25	200	0.26	4.69	2.61	109.2
70	50	200	0.52	4.78	2.61	218.4
70	80	200	0.84	4.66	2.62	352.8
75	80	200	0.97	4.85	2.82	407.4
80	25	200	0.67	4.64	3	281.4
80	50	200	0.83	4.8	3.01	348.6
85	63	200	0.96	4.77	3.15	403.2
95	40	160	0.76	4.76	3.57	319.2
100	40	200	0.84	4.79	3.78	352.8
105	40	200	0.93	4.72	3.99	390.6
105	400	200	9.42	4.68	4.02	3956.4
120	630	200	18.8	4.69	4.68	7896

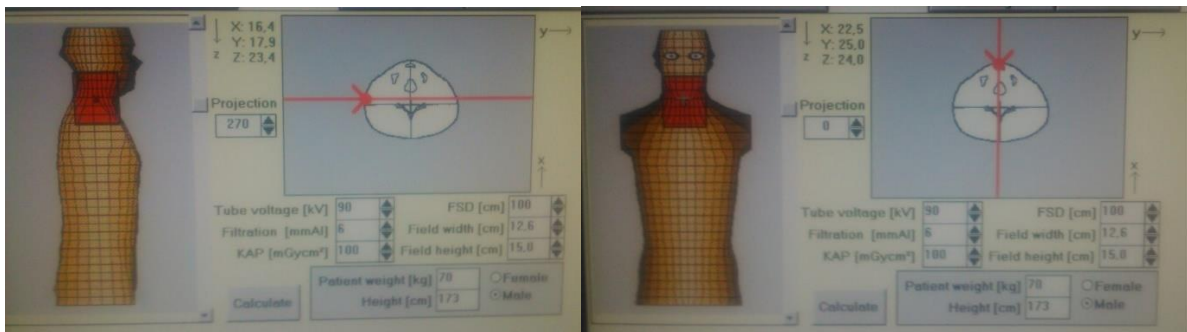
Πίνακας 14: Οι μετρήσεις της δόσης στο ισόκεντρο και οι τιμές του KAP που προέκυψαν.

Το ολικό φίλτρο υπολογίστηκε από τον μέσο όρο των παραπάνω τιμών και βρέθηκε στα 4.75 mm Al. Οι διαστάσεις εισόδου του πεδίου στην επιφάνεια του δέρματος των ασθενών υπολογίστηκε από τα όμοια τρίγωνα, με SID = 100 cm και σύμφωνα με τους τύπους,:

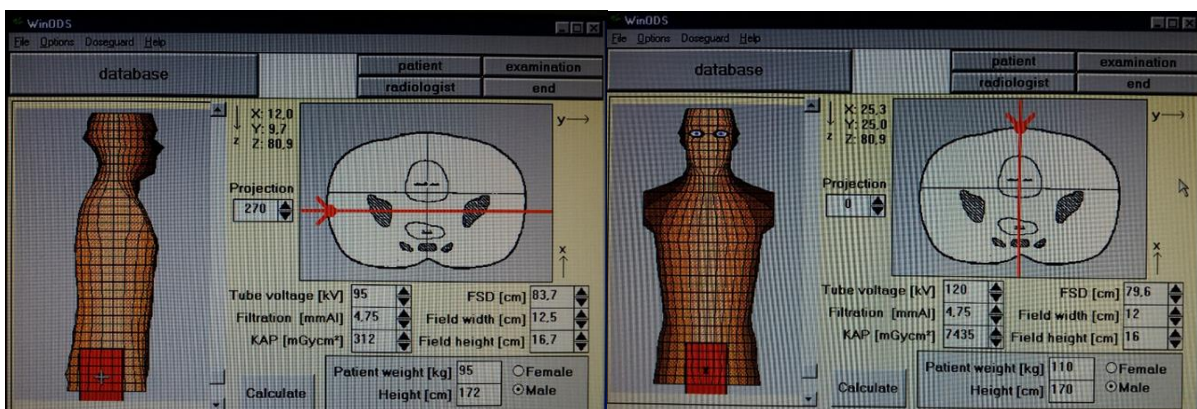
$$\text{Field width} = \frac{15 \cdot \text{FSD}}{\text{SID}} \quad \text{και} \quad \text{Field height} = \frac{20 \cdot \text{FSD}}{\text{SID}}$$

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, πριν από κάθε συνεδρία ενός ασθενή γίνεται λήψη δύο εικόνων kV, μία δεξιο-αριστερή πλάγια λήψη (RL) στις 270° και μία προσθιοπίσθια λήψη (AP) στις 0°. Για τον λόγο αυτό υπολογίστηκε η ενεργός δόση από κάθε λήψη ξεχωριστά για κάθε ασθενή και έπειτα αθροίστηκαν οι δύο αυτές δόσεις και τις πολλαπλασιάστηκαν με το πλήθος των συνεδριών του κάθε ασθενούς, ώστε να προκύψει η αθροιστική ενεργός δόση που έλαβε ο κάθε ασθενής κατά την θεραπεία του.

Στις εικόνες και φαίνονται δύο παραδείγματα υπολογισμού ενεργού δόσης από ασθενή H&N και Plevis με τη χρήση του λογισμικού WinODS. Διακρίνεται η γωνία υπό την οποία έγινε η λήψη καθώς και τα στοιχεία εισόδου του λογισμικού.



Εικόνα 37: Παράδειγμα υπολογισμού ενεργής δόσης από λήψη RL & AP εικόνων kV ενός ασθενούς H&N.



Εικόνα 38: Παράδειγμα υπολογισμού ενεργής δόσης από RL & AP εικόνων kV ενός ασθενούς Pelvis.

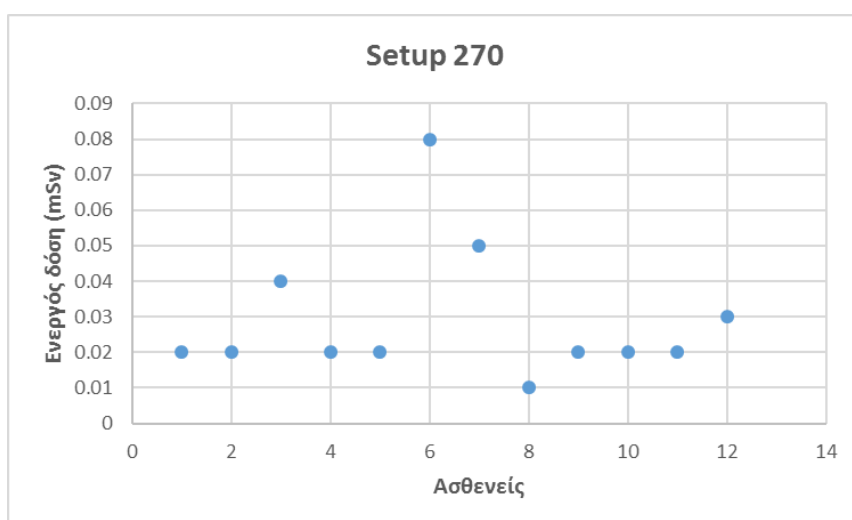
Παρακάτω παρουσιάζονται αναλυτικότερα τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τον υπολογισμό της ενεργούς δόσης ασθενών H&N και Pelvis, με τη χρήση του λογισμικού WinODS και την χρήση της οδηγίας ICRP 103 (Πίνακας 15).

Organs/tissue	2007 W_T
Gonads	0.08
Bone marrow (red)	0.12
Colon	0.12
Lung	0.12
Stomach	0.12
Bladder	0.04
Breast	0.12
Liver	0.04
Oesophagus	0.04
Thyroid	0.04
Skin	0.01
Bone surface	0.01
Brain	0.01
Salivary glands	0.01
Remainder	0.12*

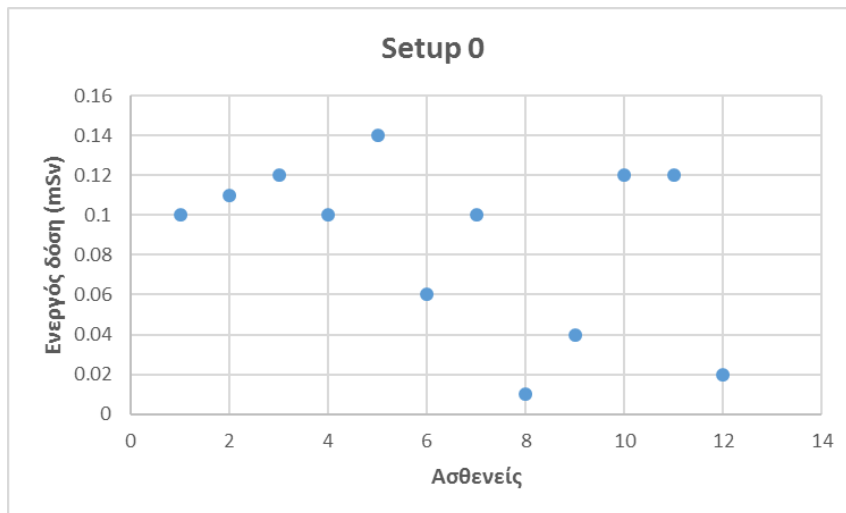
Πίνακας 15: Παράγοντες βαρύτητας οργάνων W_T των οργάνων με την ICRP 103 οδηγία.

Ασθενείς H&N

Στα παρακάτω διαγράμματα και φαίνεται η ενεργός δόση των ασθενών H&N για την κάθε γωνία λήψης (270° και 0°), ανά συνεδρία. Οι τιμές των δόσεων που προκύπτουν, είναι αναμενόμενα χαμηλές για τις περιοχές και τα στοιχεία ακτινοβολίας που χρησιμοποιήθηκαν για τους ασθενείς.



Διάγραμμα 10: Ενεργός δόση ασθενών H&N από λήψη RL εικόνας kV.



Διάγραμμα 11: Ενεργός δόση ασθενών H&N από λήψη AP εικόνας kV.

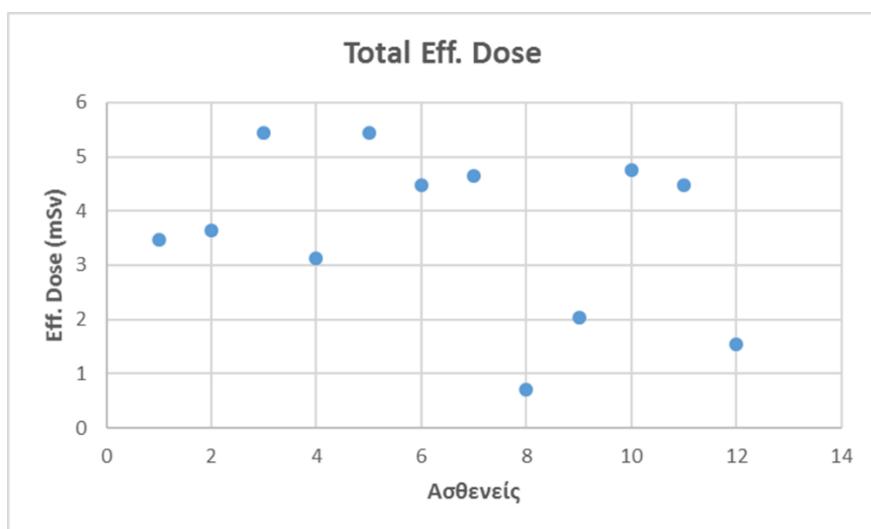
Παρατηρούμε ότι κατά τις πλάγιες λήψεις (270°), η δόση είναι μικρότερη σε σχέση με τις πρόσθιες κι αυτό διότι η δέσμη διανύει μικρότερη απόσταση μέσα στον ασθενή. Ακόμη κατά τις πρόσθιες λήψεις, οι τιμές των δόσεων που είναι χαμηλές, παρατηρούνται σε ασθενείς που ακτινοβολήθηκαν στην περιοχή του εγκεφάλου. Η δόση του 6^{ου} ασθενούς από τις πλάγιες λήψεις που βρέθηκε υψηλή, εξηγείται από το γεγονός ότι ακτινοβολήθηκε χαμηλά στον τράχηλο και η δέσμη έπρεπε να διανύσει την απόσταση από τον ένα ώμο στον άλλο.

Οι μέγιστες δόσεις οργάνων καθώς και η γωνία λήψης από την οποία προέκυψαν φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

Organs	Dose (mGy)	Angle (°)
Bone marrow	0.09	270
Lungs	0.19	0
Oesophagus	0.27	0
Thyroid	2.07	0
Skin	0.03	0
Bone surface	0.13	0
Brain	0.15	270
Muscle	0.03	0
Thymus	1.3	0
Eyes	2.01	0

Πίνακας 16: Οι μέγιστες δόσεις οργάνων που παρατηρήθηκαν κατά την μελέτη ασθενών H&N καθώς και η γωνία λήψης της εικόνας kV.

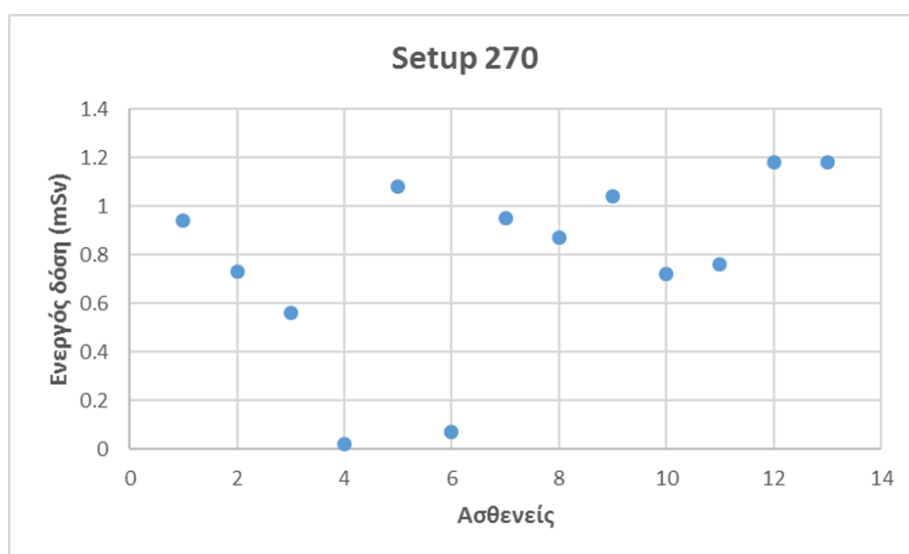
Στο παρακάτω διάγραμμα φαίνεται η αθροιστική ενεργός δόση που έλαβε ο κάθε ασθενής από κάθε συνεδρία κατά την διάρκεια της θεραπείας του στο νοσοκομείο.



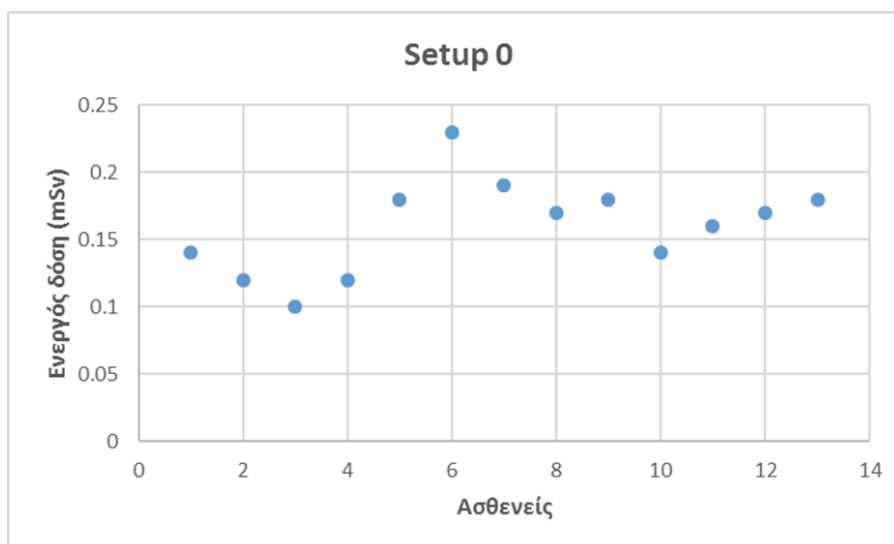
Διάγραμμα 12: Η αθροιστική ενεργός δόση που έλαβε ο κάθε ασθενής συνολικά κατά την θεραπεία του.

Ασθενείς Pelvis

Στα παρακάτω διαγράμματα και φαίνεται η ενεργός δόση των ασθενών Pelvis για την κάθε γωνία λήψης (270° και 0°), ανά συνεδρία. Οι τιμές των δόσεων που προκύπτουν, είναι αναμενόμενα υψηλότερες σε σχέση με τη δόση ασθενών H&N για τις περιοχές και τα στοιχεία ακτινοβολίας που χρησιμοποιήθηκαν.



Διάγραμμα 13: Ενεργός δόση ασθενών Pelvis από λήψη RL εικόνας kV.



Διάγραμμα 14: Ενεργός δόση ασθενών H&N από λήψη AP εικόνας kV.

Παρατηρούμε ότι κατά τις πλάγιες λήψεις (270°) η δόση είναι μεγαλύτερη σε σχέση με τις πρόσθιες (0°) κι αυτό γιατί απαιτούνται περισσότερα στοιχεία (kV & mAs) κατά τις πλάγιες λήψεις, ώστε να διαπεράσει η δέσμη την πύελο και να απεικονιστούν οι δομές. Σε δύο περιπτώσεις χρησιμοποιήθηκαν χαμηλά στοιχεία καθώς δεν χρειάστηκε υψηλή ανάλυση κατά την απεικόνιση.

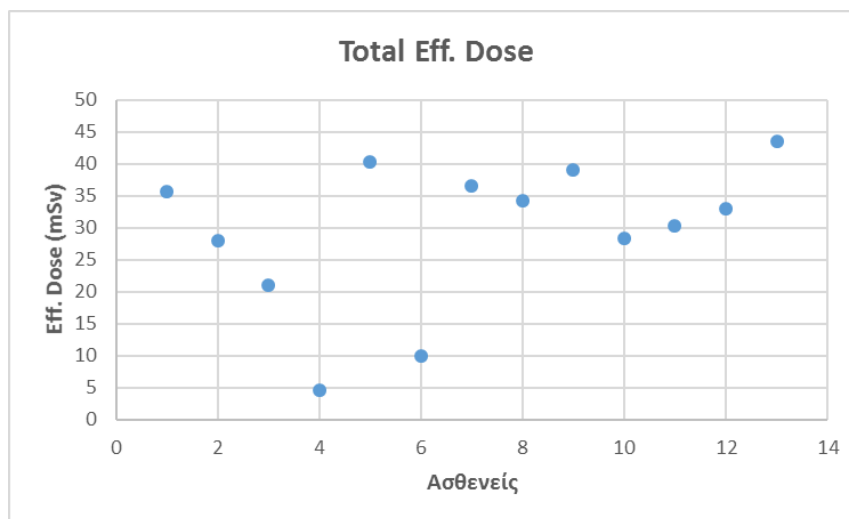
Οι μέγιστες δόσεις οργάνων καθώς και η γωνία λήψης από την οποία προέκυψαν φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

Organs	Dose (mGy)	Angle ($^\circ$)
Gonads	1.13	270
Bone marrow	3.2	270
Colon	3.45	270
Lungs	0.01	270
Stomach	0.05	270
Bladder	4.47	270
Liver	0.14	270
Skin	0.69	270
Bone surface	3.21	270
Adrenals	0.08	270
Upper Large Intestine	1.1	270
Small intestine	2.34	270
Kidney	0.44	270
Muscle	0.59	270
Pancreas	0.13	270
Spleen	0.04	270
Uterus	0.53	0

Πίνακας 17: Οι μέγιστες δόσεις οργάνων που παρατηρήθηκαν κατά την μελέτη ασθενών Pelvis καθώς και η γωνία λήψης της εικόνας kV.

Σύμφωνα με τα στοιχεία του πίνακα 17, οι μέγιστες δόσεις στα όργανα δόθηκαν κατά την πλάγια λήψη (270°) εκτός από την μήτρα που δόθηκε από τις 0° . Τα αποτελέσματα αυτά ήταν αναμενόμενα καθώς κατά τις πλάγιες λήψεις χρησιμοποιούνται μεγαλύτερα στοιχεία ακτινοβολίας. Επίσης ο αριθμός των κρίσιμων οργάνων που ακτινοβολούνται είναι μεγαλύτερος από αυτά των ασθενών h&N. Έτσι προκύπτει μία ενεργός δόση μεγαλύτερης τάξης σε σχέση με την προηγούμενη κατηγορία ασθενών.

Στο παρακάτω διάγραμμα φαίνεται η αθροιστική ενεργός δόση που έλαβε ο κάθε ασθενής από κάθε συνεδρία κατά την συνολική διάρκεια της θεραπείας του στο νοσοκομείο.



Διάγραμμα 15: Η αθροιστική ενεργός δόση που έλαβε ο κάθε ασθενής συνολικά κατά την θεραπεία του.

Συμπεράσματα

Το σύστημα On-Board Imager (OBI) είναι ένα χρήσιμο απεικονιστικό σύστημα για την σωστή εφαρμογή της ακτινοθεραπείας. Εντάσσεται στα πλαίσια της ακτινοθεραπείας καθοδηγούμενης από εικόνες (Image Guided Radiotherapy, IGRT) και η εισαγωγή του στην καθημερινή κλινική εφαρμογή εισήχθη σχετικά πρόσφατα με αποτέλεσμα την θεαματική βελτίωση της ποιότητας των παρεχόμενων ιατρικών υπηρεσιών.

Ποιοτικοί έλεγχοι για το σύστημα αυτό δεν έχουν καθιερωθεί ακόμη, όμως με βάση την μέχρι σήμερα δημοσιευμένη βιβλιογραφία, αποφασίστηκε να ακολουθηθούν οι οδηγίες αυτές πάντα με κριτική ματιά και αιτιολόγηση του κάθε ελέγχου. Τα όρια που θέτονται είναι από αντίστοιχες μελέτες και είναι αρκετά αυστηρά κατά τον έλεγχο του μηχανήματος. Η ακτινοθεραπευτική πράξη απαιτεί σχολαστικούς και τακτικούς ελέγχους.

Κατά τους ελέγχους αυτούς, προέκυψε η αξιοπιστία του συστήματος OBI. Από μία σειρά ελέγχων που πραγματοποιήθηκαν και παρουσιάστηκαν αναλυτικά στο 3^ο κεφάλαιο, φάνηκε ότι το σύστημα βρισκόταν εντός των προτεινόμενων ορίων και όποτε είχε μεγάλες αποκλίσεις το σύστημα βαθμονομούταν εκ νέου από το εξειδικευμένο τεχνικό συνεργείο που είναι υπεύθυνο για τον έλεγχο του επιταχυντή γενικότερα. Μεγάλες αποκλίσεις παρατηρήθηκαν κατά τους άξονες διαμήκη (Lng) και κάθετο (Vrt). Από τον έλεγχο του συστήματος απεικόνισης προέκυψε η δυνατότητα λήψης εικόνων υψηλής ανάλυσης και ευκρίνειας.

Η δόση των ασθενών από λήψη εικόνων kV-kV που υπολογίστηκε δεν βρέθηκε υψηλή και μάλιστα μικρότερης τιμής από εκείνες της κλασσικής ακτινογραφίας. Ο λόγος βρίσκεται στο γεγονός ότι δεν απαιτούνται υψηλά στοιχεία (kV, ms και mA) κατά την ακτινοβολία των ασθενών, καθώς χρειάζεται μόνο να απεικονιστούν οι οστικές δομές και όχι να έχουμε διαγνωστικού επιπέδου ανάλυση. Ένα ακόμη γεγονός που συμβάλλει στη μείωση της δόσης είναι οι μικρές διαστάσεις του ακτινογραφικού πεδίου που χρησιμοποιείται, έτσι δεν ακτινοβολούνται οι τρυγύρω ιστοί, καθώς το ενδιαφέρον βρίσκεται στην απεικόνιση της περιοχής του όγκου-στόχου και μόνο.

Στο μέλλον θα πρέπει να γίνει μέτρηση της δόσης που παίρνουν οι ασθενείς από τη χρήση του CBCT. Έχουν γίνει αντίστοιχες μελέτες με ομοίωμα Rando και δοσίμετρα TLD. Η δόση από τις εφαρμογές αυτές δεν μπορεί να ληφθεί υπόψη για τον μελλοντικό ακτινικό κίνδυνο των ασθενών καθώς οι δόσεις που εναποτίθενται είναι πολύ μεγαλύτερες. Γενικότερα στην βιβλιογραφία δεν λαμβάνεται υπόψη ο κίνδυνος αυτός ακόμα και από τις θεραπευτικές δέσμες.

Καθώς η Ακτινοθεραπεία εξελίσσεται, νέες τεχνικές θα προκύπτουν που θα κάνουν την εφαρμογή της ακόμα πιο ακριβής και στοχευμένη. Ο ρόλος του ακτινοφυσικού κρίνεται αναντικατάστατος καθώς τόσο η δοσιμετρία, όσο η συνεχιζόμενη έρευνα/εκπαίδευση και οι ποιοτικοί έλεγχοι που διενεργούνται εγγυώνται ένα ποιοτικό και ακριβές αποτέλεσμα.

Βιβλιογραφία

1. <http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:197375/fulltext01>
2. <https://www.aapm.org/meetings/06SS/documents/HammoudQA.pdf>
3. <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-11991-85373-674.pdf>
4. https://www.researchgate.net/publication/6646805_A_quality_assurance_program_for_the_on-board_imager
5. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26429233>
6. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17153422>
7. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16884940>
8. <http://www.uio.no/studier/emner/matnat/fys/FYS4760/v13/obligatorisk-oppgave-ct/catphan500-600manual.pdf>
9. <http://www.leedstestobjects.com/index.php/phantom/tor-18fg/>
10. http://manual.rti.se/Piranha_and_QABrowser_Reference_Manual_-_English.pdf
11. <https://academic.oup.com/rpd/article-abstract/147/1-2/86/1603648/Radiation-exposure-to-patients-and-radiologists?redirectedFrom=fulltext>
12. <http://radiology.uthscsa.edu/grad/Presentations/IGRT%20QA%20LFS.pdf>
13. <http://escholarship.org/uc/item/3vw9h43v>
14. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16884940>
15. <http://theses.gla.ac.uk/6751/1/2015AbuhaimedPhd.pdf>
16. <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/444/1/012017/pdf>
17. <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0952-4746/35/4/N33/meta>
18. http://www.efie.gr//media/com_protocol/arxeiaprotokola/EgkykliosPrwtokollaElenchouAktinologikwnErgasthriwnEEAE2006.pdf
19. <https://core.ac.uk/download/pdf/16518128.pdf>

20. http://theses.ucalgary.ca/bitstream/11023/1556/2/ucalgary_2014_poirier_ya_nnick.pdf
21. <https://ses.library.usyd.edu.au/bitstream/2123/9378/1/Lorraine%20Lewis%20Final%20Thesis%20Copy.pdf>
22. https://ir.library.oregonstate.edu/xmlui/bitstream/handle/1957/56281/Ara_Al_exandrian_Thesis_Final_Version.pdf?sequence=1
23. <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/42-12003-52980-718.pdf>