



Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο

Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών

Τομέας Φυσικής

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Έλεγχος ποιότητας και προσδιορισμός των τιμών αναφοράς  
των συστημάτων απεικόνισης γραμμικού επιταχυντή**

Φανού Άννα-Μαρία

Τριμελής εξεταστική επιτροπή:

Επιβέπουσα: Μυρσίνη Μακροπούλου, Καθηγήτρια ΣΕΜΦΕ ΕΜΠ

Συνεπιβλέπουσα: Καλλιόπη Πλατώνη, Επίκουρη Καθηγήτρια Ιατρικής  
Φυσικής ΕΚΠΑ

Ευστάθιος Ευσταθόπουλος, Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής ΕΚΠΑ

ΑΘΗΝΑ 2020

*[This page intentionally left blank]*

## Ευχαριστίες:

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τους εξής:

Μυρσίνη Μακροπούλου, Καθηγήτρια του Τομέα Φυσικής της Σχολή Εφαρμοσμένων Μαθηματικών και Φυσικών Επιστημών του Ε.Μ.Π και επιβλέπουσα της παρούσας εργασίας. Οι διαλέξεις της μου προκάλεσαν το ενδιαφέρον και την επιθυμία να γνωρίσω και να ασχοληθώ με το αντικείμενο της Ιατρικής Φυσικής. Επίσης, την ευχαριστώ θερμά για την διαρκή στήριξη της αλλά και για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε.

Καλλιόπη Πλατώνη, Επίκουρη Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Ε.Κ.ΠΑ για την συνεχή υποστήριξη σε όλα τα στάδια της εργασίας, τις πολύτιμες συμβουλές και την άψογη συνεργασία μας. Επιπλέον, την ευχαριστώ ιδιαίτερα για τον χρόνο που θυσίασε από τις επαγγελματικές της υποχρεώσεις για να επιλύσει τις απορίες μου.

Ευστάθιο Ευσταθόπουλο, Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Ε.Κ.ΠΑ, για την ευκαιρία που μου έδωσε να παρευρεθώ στην Μονάδα Ακτινοφυσικής του Π.Γ.Ν «Αττικόν».

Με αλφαβητική σειρά: τον κ. Νικόλαο Κολλάρο Ακτινοφυσικό, την κα Καλλιόπη-Μυρσίνη Κουρίνου Ακτινοφυσικό και τον κ. Γεώργιο Πατατούκα Ακτινοφυσικό, για την πολύτιμη βοήθεια τους κατά την διάρκεια της διεξαγωγής των μετρήσεων, τις εποικοδομητικές συζητήσεις μας αλλά και για την συμπαράστασή τους σε όλες τις προκλήσεις που προέκυψαν.

Χωρίς την συμβολή των προαναφερθέντων η εκπόνηση της παρούσας εργασίας θα ήταν αδύνατη.

Τέλος, οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ στον Μιχάλη Ψαρρά (ειδικευόμενο Ακτινοφυσικό) και στις μεταπτυχιακές φοιτήτριες Δέσποινα Στασινού και Χαρά Ηλιάσκου για την σημαντική υποστήριξη που μου προσέφεραν.

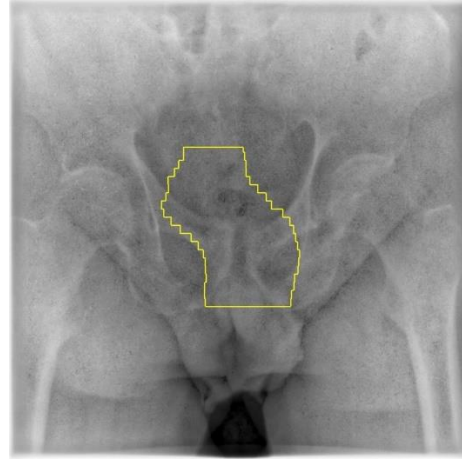
## Περιεχόμενα:

Εισαγωγή .....	6
Σκοπός/Περίληψη .....	8
Abstract .....	9
Γενικό μέρος .....	10
1.1) Αρχή λειτουργίας γραμμικού επιταχυντή .....	10
1.2.A) Κλινική δέσμη ακτίνων X .....	12
1.2.B) Κλινική δέσμη ηλεκτρονίων .....	13
2) Τεχνικές ακτινοθεραπείας .....	13
2.1) Τρισδιάστατη σύμμορφη ακτινοθεραπεία (3D CRT) .....	13
2.2) Διαμορφωμένης έντασης ακτινοθεραπεία (IMRT) .....	14
2.3) Ογκομετρικά διαμορφωμένη τοξοειδής ακτινοθεραπεία (VMAT) .....	16
2.4) Απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία (IGRT) .....	17
3) Παράμετροι που καθορίζουν την ποιότητα της ιατρικής εικόνας.....	17
3.1) Χωρική διακριτική ικανότητα.....	18
3.2) Αντίθεση.....	20
3.3) Ομοιογένεια .....	21
3.4) Θόρυβος.....	21
3.5) Σφάλμα στην μεγέθυνση της εικόνας.....	22
3.6) Artefacts .....	23
4) Ειδικό μέρος .....	25
4.1) Υλικά/Εξοπλισμός .....	25
4.1.1) Γραμμικοί επιταχυντές VitalBeam.....	25
4.1.2) kV σύστημα απεικόνισης.....	27
4.1.3) MV σύστημα απεικόνισης .....	28
4.1.4) SNC Machine.....	28
4.1.5) SNC Phantoms .....	30
4.2) Διαδικασίες που ακολουθήθηκαν για την λήψη των μετρήσεων.....	35
4.2.1) Διαδικασία λήψης των μετρήσεων (kV QA task) .....	36
4.2.2) Διαδικασία λήψης των μετρήσεων (MV QA task) .....	44
4.3) Αποτελέσματα.....	47

4.3.1) Αποτελέσματα kV QA task.....	49
4.3.2) Τιμές αναφοράς (baselines) kV QA task για την απόκλιση στην μεγέθυνση.....	53
4.3.3) Τιμές αναφοράς (baselines) kV QA task για την χωρική διακριτική ικανότητα.....	54
4.3.4) Τιμές αναφοράς (baselines) kV QA task για την ομοιογένεια .....	55
4.3.5) Τιμές αναφοράς (baselines) kV QA task για την αντίθεση.....	56
4.3.6) Τιμές αναφοράς (baselines) kV QA task για τον θόρυβο .....	57
4.3.7) Συνολικά αποτελέσματα kV QA task (VitalBeam1).....	58
4.3.8) Συνολικά αποτελέσματα kV QA task (VitalBeam2).....	59
4.3.9) Αποτελέσματα MV QA task .....	60
4.3.10) Τιμές αναφοράς (baselines) MV QA task για την απόκλιση στην μεγέθυνση.....	63
4.3.11) Τιμές αναφοράς (baselines) MV QA task για την χωρική διακριτική ικανότητα ....	63
4.3.12) Τιμές αναφοράς (baselines) MV QA tasks για την ομοιογένεια .....	64
4.3.13) Τιμές αναφοράς (baselines) MV QA tasks για την αντίθεση.....	64
4.3.14) Τιμές αναφοράς (baselines) MV QA tasks για τον θόρυβο .....	64
4.3.15) Συνολικά αποτελέσματα MV QA task (VitalBeam1) .....	65
4.3.15) Συνολικά αποτελέσματα MV QA task (VitalBeam2) .....	65
4.4) Συζήτηση .....	65
4.5) Πρωτόκολλα για τον έλεγχο των kV και MV συστημάτων απεικόνισης.....	66
Πρωτόκολλο για τον έλεγχο του kV συστήματος απεικόνισης .....	67
Πρωτόκολλο για τον έλεγχο του MV συστήματος απεικόνισης .....	70
Παράρτημα Α: Modulation Transfer Function (MTF).....	74
Παράρτημα Β: Ορισμοί GTV, CTV, ITV, PTV, PRV.....	76
Βιβλιογραφία .....	78

## Εισαγωγή:

Η ακτινοθεραπεία χρειάζεται την συμβολή των απεικονιστικών δεδομένων τόσο για τον σχεδιασμό του πλάνου θεραπείας όσο και για την χορήγηση της θεραπείας ιδιαίτερα σε περιπτώσεις όπου ο όγκος δεν είναι επιφανειακός και η οπτική επιβεβαίωση δεν είναι εφικτή. Πιο συγκεκριμένα, η απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία (Image Guided Radiation Therapy - IGRT) στηρίζεται στην χρήση της απεικόνισης κατά την διάρκεια της ακτινοθεραπείας με σκοπό την βελτίωση της ακρίβειας στην χορήγηση της θεραπείας. Αρχικά, ο ασθενής υποβάλλεται σε μία αξονική τομογραφία η αποτελεί απεικονιστικό δεδομένο αναφοράς, εφόσον σε αυτήν στηρίζεται ο σχεδιασμός του πλάνου θεραπείας που ακολουθεί. Το απεικονιστικό δεδομένο αναφοράς είναι ένα στιγμιότυπο του όγκου στο οποίο μπορεί να δει κανείς, την θέση του όγκου ως προς τις υγιείς δομές για την συγκεκριμένη θέση του ασθενούς την συγκεκριμένη χρονική στιγμή και αυτό είναι το «μοντέλο» που χρησιμοποιείται στην πορεία για τον σχεδιασμό του πλάνου θεραπείας. Με την απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία και ειδικότερα με την συμβολή του On Board Imaging λαμβάνουμε δισδιάστατες kV (kilovoltage) ακτινογραφικές εικόνες (planar kilovoltage radiographs) ή δισδιάστατες MV (Megavoltage) εικόνες, τις οποίες τις αντιπαραβάλλουμε ή τις συγκρίνουμε (matching) με την απεικόνιση αναφοράς. Το αποτέλεσμα της σύγκρισης δίνει την δυνατότητα στον ακτινοθεραπευτή-ιατρό να πραγματοποιεί τις αναγκαίες διορθώσεις στην θέση του ασθενούς σε περίπτωση που έχει παρατηρηθεί κάποια κρίσιμη αλλαγή στην ανατομία του. Βέβαια, η αλλαγή στην ανατομία του ασθενούς ενδέχεται να απαιτεί αλλαγή στο πλάνο θεραπείας, δηλαδή γίνεται κατάλληλη προσαρμογή των δεσμών ακτινοβολίας με αποτέλεσμα την ακριβέστερη χορήγηση της δόσης στον όγκο-στόχο, παράλληλα με την χορήγηση της ελάχιστης δυνατής δόσης στους υγιείς ιστούς. Συνεπώς, η απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία χρησιμοποιείται ευρέως σε περιστατικά όπως ο καρκίνος στον πνεύμονα ή στον προστάτη, δηλαδή σε όργανα όπου το μέγεθος και το σχήμα τους είναι ευμετάβλητα. Στις εικόνες που ακολουθούν στην επόμενη σελίδα, στα αριστερά βλέπουμε σε πλάγια προβολή μία δισδιάστατη (kV) ακτινογραφική εικόνα ενός ασθενούς με καρκίνο στον προστάτη ενώ στα δεξιά βλέπουμε σε προσθιο-οπίσθια (AP) προβολή μία δισδιάστατη MV εικόνα του προστάτη για τον ίδιο ασθενή. Τόσο η δισδιάστατη kV όσο και η δισδιάστατη MV εικόνα που ακολουθούν έχουν ληφθεί με τα συστήματα απεικόνισης του On Board Imager στον έναν από τους δύο γραμμικούς επιταχυντές VitalBeam που διαθέτει η Μονάδα Ακτινοθεραπείας στο Π.Γ.Ν «Αττικόν».



Χωρίς την δυνατότητα απεικόνισης που μας παρέχει το σύστημα On Board Imager, είναι απαραίτητο να χορηγήσουμε ακτινοβολία σε μία μεγαλύτερη περιοχή του σώματος του ασθενούς γύρω από το PTV ώστε να αντισταθμίσουμε οποιαδήποτε πιθανή κίνηση του όγκου. Αυτή η επέκταση της περιοχής που δέχεται ακτινοβολία όπως είναι αναμενόμενο έχει αρνητικά αποτελέσματα στους γειτονικούς υγιείς ιστούς. Επομένως, με τις απεικονιστικές πληροφορίες που προσφέρει το On Board Imaging μπορούμε να αυξήσουμε την δόση στον όγκο-στόχο, ενώ παράλληλα ελαχιστοποιείται η έκθεση των υγιών ιστών στην ακτινοβολία. Στην παρούσα εργασία, χρησιμοποιήθηκε το σύστημα On Board Imager των δύο γραμμικών επιταχυντών VitalBeam οι οποίοι είναι εγκατεστημένοι στην Μονάδα Ακτινοθεραπείας του Π.Γ.Ν «Αττικόν». Πιο αναλυτικά, το σύστημα On Board Imager περιλαμβάνει kV σύστημα απεικόνισης (kV Imager) αλλά και MV σύστημα απεικόνισης (MV Imager). Περισσότερες πληροφορίες για τα kV και MV συστήματα απεικόνισης των δύο γραμμικών επιταχυντών VitalBeam αναγράφονται στην ενότητα των 4.1). Συμπερασματικά, η απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία ωφελεί σε κλινικές περιπτώσεις στις οποίες ο όγκος βρίσκεται κοντά σε ευαίσθητους υγιείς ιστούς, όταν οι δόσεις που απαιτούνται για τον έλεγχο της νόσου υπερβαίνουν τα όρια ανοχής των παρακείμενων υγιών ιστών ή όταν πρόκειται για όργανα όπου λόγω της κίνησής τους ενδέχεται να εισάγουν σφάλματα στην θέση θεραπείας του ασθενή [17].

## **Σκοπός:**

Ένας από τους στόχους της παρούσας εργασίας είναι ο προσδιορισμός των τιμών αναφοράς (baseline values), των ορίων ανοχής (tolerances) και των ορίων δράσης (action levels) των παραμέτρων που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας (image quality parameters) των συστημάτων απεικόνισης (kV, MV imagers) των δύο γραμμικών επιταχυντών VitalBeam της Varian Medical Systems, οι οποίοι είναι εγκατεστημένοι στην Μονάδα Ακτινοθεραπείας του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου «Αττικών». Επιπλέον, ακολούθησε η δημιουργία πρωτοκόλλων αναφορικά με τον έλεγχο ποιότητας της εικόνας των kV και MV συστημάτων απεικόνισης των δύο γραμμικών επιταχυντών VitalBeam.

## **Περίληψη:**

Η τεχνική της απεικονιστικά καθοδηγούμενης ακτινοθεραπείας (IGRT), επιτρέπει την παρακολούθηση της θέσης του ασθενούς, της θέσης του όγκου-στόχου και των αλλαγών στην ανατομία του ασθενούς πριν από την προγραμματισμένη συνεδρία. Οπότε, οι ανατομικές μεταβολές αναγνωρίζονται άμεσα και λαμβάνονται τα κατάλληλα μέτρα. Συνεπώς, ο έλεγχος της ποιότητας της απεικόνισης είναι αναγκαίος για την ορθή εφαρμογή της IGRT.

Για τον σκοπό αυτό, χρησιμοποιήθηκε το SNC Machine, ένα προϊόν της Sun Nuclear Corporation το οποίο αυτοματοποιεί όλους τους ελέγχους που περιγράφονται στο Task Group: 142 από την AAPM (American Association for Physicists in Medicine) [1]. Επιπλέον, το SNC Machine διαθέτει κατάλληλο λογισμικό αλλά και ειδικά σχεδιασμένα ομοιώματα (phantoms) για τον έλεγχο ποιότητας των kV και MV συστημάτων απεικόνισης γραμμικού επιταχυντή. Στην παρούσα εργασία, αρχικά λάβαμε τόσο δισδιάστατες MV (Megavoltage) εικόνες όσο και kV (kilovoltage) εικόνες χρησιμοποιώντας τα αντίστοιχα συστήματα απεικόνισης του On Board Imager των γραμμικών VitalBeam αλλά και τα αντίστοιχα phantoms του SNC Machine. Στη συνέχεια, αυτές οι εικόνες σε DICOM format μεταφέρονται αυτόματα από την κονσόλα του γραμμικού επιταχυντή στο SNC Machine. Έπειτα, εισάγουμε τόσο τις kV όσο και τις MV εικόνες ως εικόνες αναφοράς στο αντίστοιχο QA task. Κατόπιν, το SNC Machine υπολογίζει τα αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς (baselines) αλλά και τα αντίστοιχα όρια δράσης και ανοχής των παραμέτρων που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας όπως η χωρική διακριτική ικανότητα, η αντίθεση, ο θόρυβος κ.λπ. Σε επόμενες ημέρες, επαναλήφθηκαν οι μετρήσεις ώστε να αυξηθεί το δείγμα των εικόνων αναφοράς σε κάθε QA task (kV και MV). Εφόσον ολοκληρώθηκε η διαδικασία του ορισμού των τιμών αναφοράς αλλά και των ορίων ανοχής και δράσης, ακολούθησε η σύνταξη πρωτοκόλλων για τον έλεγχο ποιότητας της εικόνας των kV και MV συστημάτων απεικόνισης των γραμμικών επιταχυντών Vitalbeam1 και VitalBeam2 οι οποίοι είναι εγκατεστημένοι στην Μονάδα Ακτινοθεραπείας του Π.Γ.Ν Αττικών.



**Abstract:**

Image guided radiotherapy (IGRT) technique allows monitoring of the patient's position, the location of the target volume and changes in the patient's anatomy prior to the scheduled therapy session. Anatomical changes requiring treatment planning modifications are immediately recognized and appropriate actions are taken. Therefore, imaging quality control is essential for the proper implementation of IGRT.

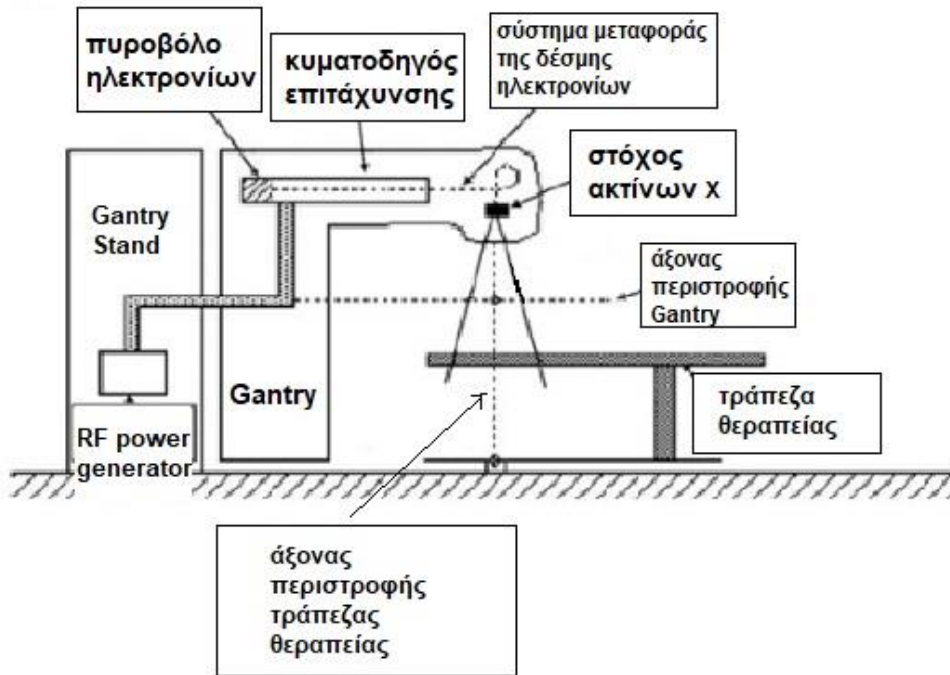
The main objective of this work is to define baseline values, tolerance and action levels for the image quality parameters of the kV and MV imaging systems on Varian VitalBeam LINACS installed in the Radiotherapy Department of University General Hospital “Attikon”. In this work, we used SNC Machine which is a product of Sun Nuclear Corporation that automates all QA tasks recommended in Task Group: 142 by AAPM (American Association for Physicists in Medicine) [1]. In addition, SNC Machine comes with specially designed phantoms for quality control of kV and MV LINAC imaging systems and the appropriate software. Therefore, we used SNC Machine’s phantoms in order to acquire kV planar radiographic images and MV planar radiographic images. These images, which are DICOM files, are then automatically transferred from the LINAC console to the SNC Machine Dashboard. Then, we imported the image acquired (DICOM file) before, as baseline image in the appropriate SNC Machine’s QA task. Finally, SNC Machine calculates the results for the baseline values and the corresponding tolerance and action levels of the image quality parameters for the imported image (DICOM file). In the following days, we repeated the measurements (image acquisition) in order to increase the sample of baseline images in each QA task (kV and MV). Once the process of defining the baseline values (reference levels), tolerance and action levels was completed, we developed two protocols for image quality control of kV and MV imaging systems of the VitalBeam1 and VitalBeam2 LINACs (linear accelerators) installed in the Radiotherapy Department of the University General Hospital “Attikon”.

## Γενικό μέρος:

Ο επιταχυντής σωματιδίων είναι μία διάταξη που χρησιμοποιεί ηλεκτρομαγνητικά πεδία για να επιταχύνει φορτισμένα σωματίδια (όπως ηλεκτρόνια, πρωτόνια ή ιόντα) σε πολύ υψηλές ταχύτητες (συντά συγκρίσιμες με την ταχύτητα του φωτός ( $c$ )). Ανάλογα με το αν η τροχιά των σωματιδίων που επιταχύνονται καταλήγει να είναι ευθύγραμμη ή κυκλική, οι επιταχυντές διακρίνονται σε γραμμικούς επιταχυντές (Linear accelerators - LINACS) και κυκλικούς επιταχυντές αντίστοιχα.

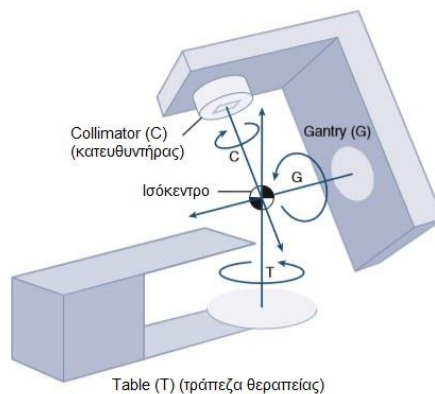
### **1.1) Αρχή λειτουργίας γραμμικού επιταχυντή ηλεκτρονίων:**

Η αρχή λειτουργίας του γραμμικού επιταχυντή ηλεκτρονίων που χρησιμοποιείται στην κλινική πράξη δεν διαφέρει από εκείνη των γραμμικών επιταχυντών που χρησιμοποιούνται για ερευνητικούς σκοπούς στη Φυσική. Αρχικά, τα ηλεκτρόνια παράγονται από το *πυροβόλο ηλεκτρονίων*, δηλαδή έναν απλό ηλεκτροστατικό επιταχυντή που αποτελείται από μία άνοδο και μία θερμαινόμενη κάθοδο. Πιο αναλυτικά, τα ηλεκτρόνια εκπέμπονται θερμιονικά από την κάθοδο και συλλέγονται από την άνοδο. Έπειτα, τα ηλεκτρόνια εισέρχονται στον κυματοδηγό επιτάχυνσης και καθώς επιταχύνονται με την βοήθεια του *συστήματος παραγωγής ραδιοσυχνότητας (RF power generator)* διαγράφουν ευθύγραμμη τροχιά (δέσμη). Το σύστημα παραγωγής ραδιοσυχνότητας παράγει ηλεκτρομαγνητικό πεδίο το οποίο αλληλοεπιδρά με τα ηλεκτρόνια και τα επιταχύνει. Εφόσον η δέσμη ηλεκτρονίων αποκτήσει την επιθυμητή ενέργεια, το *σύστημα μεταφοράς της δέσμης (beam transport system)* οδηγεί τη δέσμη στην *κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή*, όπου εκεί προσπίπτει είτε σε κατάλληλο στόχο αν πρόκειται για δέσμη ακτίνων X είτε στο φίλτρο σκέδασης αν πρόκειται για δέσμη ηλεκτρονίων. Όμως, η δέσμη που παράγεται (δέσμη ηλεκτρονίων ή δέσμη ακτίνων X) δεν είναι κλινικά χρήσιμη, διότι παρουσιάζει μεγαλύτερη ένταση στο κεντρικό της άξονα. Συνεπώς, η δέσμη (για να γίνει ομοιογενής) διέρχεται μέσα από τα διάφορα συστήματα ευθυγράμμισης που διαθέτει η κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή. Τέλος, το *σύστημα παρακολούθησης της δέσμης (beam monitoring system)* εξασφαλίζει με υψηλή αριθμητική και χωρική ακρίβεια ότι η δόση που χορηγείται στον ασθενή είναι η συνταγογραφούμενη.



**Εικόνα 1:** Γραμμικός επιταχυντής ηλεκτρονίων ο οποίος χρησιμοποιείται στην εξωτερική ακτινοθεραπεία [2]

Στην **Εικόνα 1**, βλέπουμε ορισμένα από τα κυριότερα συστήματα που διαθέτει ένας γραμμικός επιταχυντής ηλεκτρονίων, ενώ παράλληλα μπορούμε να διακρίνουμε και κάποια άλλα εξαρτήματα όπως την τράπεζα θεραπείας ή κλίνη θεραπείας (couch) και τον Gantry (το εξάρτημα το οποίο περικλείει και προστατεύει αρκετά από τα συστήματα του γραμμικού επιταχυντή που αναλύονται στη συνέχεια).



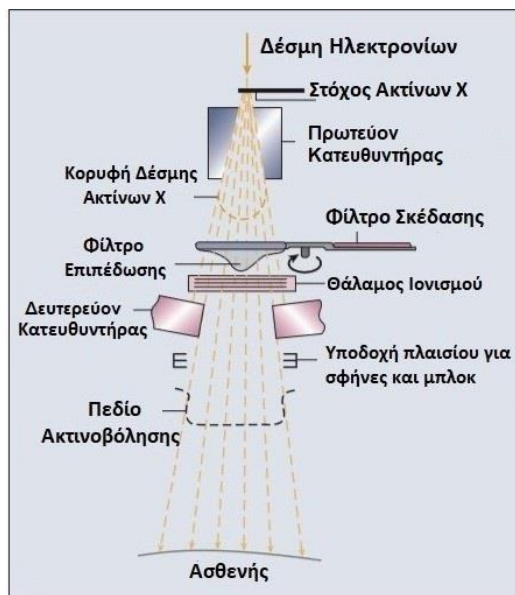
**Εικόνα 2:** Ισόκεντρο ακτινοβολίας (Basics of Radiation Therapy, Elaine M. Zeman, Eric C. Schreiber, Joel E. Tepper [15])

Στην **Εικόνα 2**, παρατηρούμε ότι το ισόκεντρο ακτινοβολίας είναι το σημείο που προκύπτει από την τομή των αξόνων περιστροφής της τράπεζας θεραπείας, του Gantry και του κατευθυντήρα (collimator). Ιδανικά το ισόκεντρο είναι ένα μοναδικό σημείο στον χώρο, όμως

στην πράξη πρόκειται για μία σφαίρα όπου η ακτίνα της ταυτίζεται με την αβεβαιότητα του ισοκέντρου.

### 1.2.A) Κλινική δέσμη ακτίνων X (φωτονίων) :

Για την παραγωγή της κλινικής δέσμης ακτίνων X παρεμβάλλεται στη δέσμη ηλεκτρονίων στόχος ακτίνων X και χρησιμοποιείται φίλτρο επιπέδωσης (flattening filter) (όπως φαίνεται και στο *Σχήμα 1α*). Πιο αναλυτικά, η δέσμη ηλεκτρονίων που επιταχύνεται σε μια δεδομένη ενέργεια στον κυματοδηγό επιτάχυνσης οδηγείται από το σύστημα μεταφοράς δέσμης σε έναν στόχο ακτίνων X. Τα ηλεκτρόνια που προσπίπτουν στον στόχο χάνουν την ενέργειά τους. Ένα μικρό ποσοστό αυτής της ενέργειας (περίπου 10%) μετατρέπεται σε ακτίνες X μέσω φαινομένου πέδησης (Bremsstrahlung), ενώ το υπόλοιπο μετατρέπεται σε θερμότητα. Η ένταση της δέσμης ακτίνων X που παράγεται είναι υψηλότερη στο κέντρο της με αποτέλεσμα να χρειαστούμε φίλτρο επιπέδωσης προκειμένου να καταστεί η δέσμη κλινικά χρήσιμη (δηλαδή ομοιογενής). Τέλος, μέσω του συστήματος των κατευθυντήρων (πρωτεύοντα και δευτερεύοντα κατευθυντήρα) καθορίζεται το επιθυμητό μέγεθος και σχήμα του πεδίου ακτινοβολίας [3].



*Σχήμα 1α: Παραγωγή κλινικής δέσμης ακτίνων X*



*Σχήμα 1β: Παραγωγή κλινικής δέσμης ηλεκτρονίων*

(Basics of Radiation Therapy, Elaine M. Zeman, Eric C. Schreiber, Joel E. Tepper[15])

### **1.2.B) Κλινική δέσμη ηλεκτρονίων:**

Οι δέσμες ηλεκτρονίων είναι ένα σημαντικό εργαλείο της σύγχρονης ακτινοθεραπείας, ενώ συχνά αποτελούν την μοναδική επιλογή στην θεραπεία επιφανειακών όγκων. Οι σύγχρονοι γραμμικοί επιταχυντές, παράγουν δέσμες ηλεκτρονίων με ενέργεια 4 έως 25MeV. Αρχικά απαιτείται η απομάκρυνση του στόχου ακτίνων X και του φίλτρου επιπέδωσης από την πορεία της εισερχόμενης δέσμης ηλεκτρονίων, προκειμένου να παραχθεί η δέσμη ηλεκτρονίων (*Σχήμα 1β*). Στη συνέχεια, η δέσμη οδηγείται στο φύλλο σκέδασης για την διεύρυνση του πεδίου ακτινοβολίας που απαιτείται για την θεραπεία. Το φύλλο σκέδασης βρίσκεται στο ύψος που ήταν τοποθετημένο το φίλτρο επιπέδωσης στην παραγωγή της δέσμης ακτίνων X. Επιπλέον, χρησιμοποιούνται ειδικοί κώνοι (applicators) και δευτερεύοντες κατευθυντήρες για την ευθυγράμμιση της δέσμης. Τέλος, η κωνική δέσμη ηλεκτρονίων εξέρχεται από το σύστημα μεταφοράς δέσμης μέσω ενός λεπτού παραθύρου με χαμηλό ατομικό αριθμό π.χ. βηρύλλιο ώστε να ελαχιστοποιείται η σκέδαση και η παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης (Bremsstrahlung) [3].

### **2) Τεχνικές οι οποίες εφαρμόζονται στην εξωτερική ακτινοθεραπεία:**

Ο κυριότερος σκοπός της ακτινοθεραπείας είναι η εναπόθεση της μέγιστης δόσης στον όγκο-στόχο, ενώ παράλληλα η δόση που προσλαμβάνουν οι υγιείς ιστοί (ιδιαίτερα οι ακτινοευαίσθητοι) να είναι η ελάχιστη δυνατή. Συνεπώς, για την επίτευξη αυτού του σκοπού εφαρμόζονται οι ακόλουθες τεχνικές:

- 3D Σύμμορφη Ακτινοθεραπεία (3D CRT – Conformal Radiation Therapy)
- Διαμορφωμένης Έντασης Ακτινοθεραπεία (IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy)
- Ογκομετρικά Διαμορφωμένη Τοξοειδής Ακτινοθεραπεία (VMAT – Volumetric Modulated Arc Therapy)
- Απεικονιστικά Καθοδηγούμενη Ακτινοθεραπεία (IGRT – Image Guided Radiation Therapy)

### **2.1) Τρισδιάστατη (3D) Σύμμορφη Ακτινοθεραπεία (3D CRT):**

Στην 3D σύμμορφη τεχνική, η θεραπεία βασίζεται σε 3D ανατομικές πληροφορίες (κυρίως από CT εικόνες) και χρησιμοποιούνται πεδία ακτινοβολίας ομοιόμορφης έντασης τα οποία προσεγγίζουν (ή ακολουθούν – «συμμορφώνονται») όσο περισσότερο γίνεται το σχήμα του όγκου-στόχου, ώστε να χορηγηθεί επαρκής δόση (υψηλή) στον όγκο και η ελάχιστη δυνατή

δόση στους υγιείς ιστούς. Άρα, η 3D CRT έχει σχεδιαστεί για να βελτιστοποιήσει την χορηγούμενη δόση στον όγκο-στόχο αλλά και στους περιβάλλοντες υγιείς ιστούς. Επιπρόσθετα, η 3D CRT αξιοποιεί τα 3D απεικονιστικά δεδομένα (συνήθως από αξονικής τομογραφίας – CT εικόνες) για να καθορίσει με υψηλή ακρίβεια το gross tumor volume (GTV), το clinical target volume (CTV), το planning target volume (PTV). Βέβαια, η έννοια της σύμμορφης κατανομής της δόσης έχει διευρυνθεί ώστε να περιλαμβάνει κλινικούς στόχους όπως η μεγιστοποίηση της πιθανότητας ελέγχου του όγκου (Tumor Control Probability – TCL) και η ελαχιστοποίηση της πιθανότητας εμφάνισης επιπλοκής στους υγιείς ιστούς (Normal Tissue Complication Probability – NTCP). Έτσι, η 3D CRT αξιοποιεί τόσο την Φυσική όσο και την Βιολογία για την επίτευξη των επιθυμητών κλινικών αποτελεσμάτων. Τέλος, η ύπαρξη του κατευθυντήρα πολλαπλών φύλλων (MLC) είναι εξίσου σημαντική για την διεξαγωγή της 3D CRT, εφόσον με τον MLC μπορεί να δημιουργήσει κανείς πεδία ακτινοβολήσης περίπλοκων σχημάτων τα οποία θα προσεγγίζουν πιστά το σχήμα του όγκου-στόχου [4]. Περισσότερες πληροφορίες για τα μεγέθη GTV, CTV αλλά και PTV περιλαμβάνονται στο Παράρτημα.

## **2.2) Διαμορφωμένης Έντασης Ακτινοθεραπεία (Intensity Modulated Radiation Therapy – IMRT):**

Τόσο στην συμβατική ακτινοθεραπεία όσο και στην 3D CRT, σφήνες (wedges) ή αντισταθμιστές (compensators, οι οποίοι αντισταθμίζουν την έλλειψη ιστού) χρησιμοποιούνταν για να τροποποιήσουν την ένταση της δέσμης, με σκοπό να λάβουμε κατανομές απορροφούμενης δόσης με βελτιωμένη ομοιογένεια στη δόση. Επίσης, ο κατευθυντήρας πολλαπλών φύλλων (MLC), έχει απλοποιήσει τις προσπάθειες που απαιτούνται προκειμένου η δέσμη να προσαρμοστεί (ή να «συμμορφωθεί» - conform) όσο περισσότερο γίνεται στο σχήμα του όγκου [5].

Η έννοια της ακτινοθεραπείας διαμορφωμένης έντασης (Intensity Modulated Radiation Therapy - IMRT) προέκυψε επειδή οι αλγόριθμοι βελτιστοποίησης του πλάνου θεραπείας προέβλεπαν ότι το βέλτιστο πρότυπο ακτινοβολήσης υπό οποιαδήποτε γωνία του Gantry, απαιτούσε μη ομοιόμορφη ένταση στην δέσμη. Πιο συγκεκριμένα, αποδείχθηκε ότι θα μπορούσε να σχεδιαστεί ένα σύνολο από δέσμες διαμορφωμένης έντασης, οι οποίες θα εισέρχονται από διαφορετικές κατευθύνσεις και θα παράγουν ομοιογένεια στη δόση εντός του όγκου παρόμοια με την αντίστοιχη από την συμβατική θεραπεία αλλά με υψηλότερη συμμόρφωση στο σχήμα του όγκου στόχου ειδικά για κοίλο ή άλλον όγκο πολύπλοκου σχήματος. Η τεχνική IMRT αντί να χρησιμοποιεί ομοιόμορφες ή διαρκώς μεταβαλλόμενες κατανομές έντασης σε κάθε πεδίο ακτινοβολήσης, προσπαθεί να δημιουργήσει βελτιστοποιημένες κατανομές απορροφούμενης δόσης μεταβάλλοντας την ένταση (ροή -

fluence) σε κάθε προσπίπτουσα δέσμη. Αυτή η μεταβολή στην ροή της δέσμης επιτυγχάνεται συνήθως υποδιαιρώντας την δέσμη σε μικρότερα υποπεδία (segments) και διαμορφώνοντας το κάθε υποπεδίο ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή συνεισφορά στην ένταση από την κάθε δέσμη. Η διαμόρφωση της δέσμης διευκολύνεται σε μεγάλο βαθμό με την χρήση του MLC ή των δευτερευόντων κατευθυντήρων (secondary collimators) σε συνδυασμό με την κίνηση της τράπεζας θεραπείας (couch). Το τελευταίο αναπτύχθηκε ειδικά για την τεχνική IMRT [5].

Ο υπολογισμός της ροής (fluence) που απαιτείται από το κάθε υποπεδίο (segment) της δέσμης, αλλά και του συνολικού χάρτη ροής μετά την εφαρμογή όλων των επιμέρους υποπεδίων, έγινε εφικτός τα τελευταία χρόνια με την χρήση υπολογιστών υψηλών επιδόσεων. Οι συγκεκριμένοι υπολογιστές, χρησιμοποιούν αλγόριθμους που ακολουθούν μια επαναληπτική προσέγγιση για τον υπολογισμό της δόσης και συχνά αναφέρεται ως «αντίστροφος σχεδιασμός πλάνου θεραπείας» (inverse treatment planning). Η λέξη «αντίστροφος» αναφέρεται στις μαθηματικές τεχνικές αντίστροφης επίλυσης προβλημάτων που επιστρατεύονται, οι οποίες ξεκινούν από το επιθυμητό αποτέλεσμα και δουλεύουν αντίστροφα προκειμένου να βρουν τον βέλτιστο τρόπο επίλυσης του προβλήματος. Συνεπώς, ο αντίστροφος σχεδιασμός ξεκινά με την περιγραφή ενός στόχου δηλαδή μιας σειράς παραγόντων (descriptors) που χαρακτηρίζουν την επιθυμητή κατανομή της απορροφούμενης δόσης εντός του όγκου, αλλά και παραγόντων (descriptors) που σχετίζονται με τα όρια ανοχής στη δόση των υγιών ιστών. Η μέθοδος του αντίστροφου σχεδιασμού λειτουργεί επαναληπτικά (iteratively) για τον προσδιορισμό των κατάλληλων σχημάτων και των μοτίβων ροής της δέσμης ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη κατανομή της απορροφούμενης δόσης. Οι descriptors περιλαμβάνουν περιορισμούς όπως τα όρια δόσης-όγκου τόσο για τον όγκο όσο και για τα OARs (δηλαδή τα όρια στην δόση που μπορεί να λάβει ένα συγκεκριμένο ποσοστό ενός όγκου). Ένα παράδειγμα ενός ορίου δόσης-όγκου είναι το εξής:  $V_{30} < 50\%$ , το οποίο σημαίνει ότι το ποσοστό του όγκου που λαμβάνει δόση 30Gy πρέπει να είναι μικρότερο από το 50% [5].

Οι descriptors ενσωματώνονται σε μία συνάρτηση (objective function) η οποία περιγράφει μαθηματικά κατά πόσο το τελικό πλάνο θεραπείας που προκύπτει, είναι το βέλτιστο πλάνο που μπορούμε να έχουμε. Οπότε, όπως αναμένουμε οποιαδήποτε τροποποίηση των descriptors αλλάζει και την objective function. Επομένως, η διαδικασία της βελτιστοποίησης του πλάνου θεραπείας καθοδηγείται από την objective function. Ο σχεδιαστής του πλάνου οφείλει να προσαρμόζει τις τιμές των descriptors καθόλη τη διάρκεια της διαδικασίας ώστε να επιτευχθεί συμβιβασμός μεταξύ διαφορετικών στόχων (όρια δόσης-όγκου). Λόγω του επαναληπτικού χαρακτήρα της εύρεσης λύσης και της ανάγκης προσαρμογής των τιμών των descriptors, ο όρος «βελτιστοποιημένος σχεδιασμός» αντί του όρου «αντίστροφος σχεδιασμός» υιοθετείται συχνά για να περιγράψει τη διαδικασία του σχεδιασμού του πλάνου θεραπείας για την τεχνική IMRT [5].

### **2.3) Ογκομετρικά Διαμορφωμένη Τοξοειδής Ακτινοθεραπεία (VMAT – Volumetric Modulated Arc Therapy):**

Ένας άλλος τρόπος χορήγησης της IMRT, είναι η τεχνική IMAT (Intensity Modulated Arc Therapy) η οποία χρησιμοποιεί την κίνηση των φύλλων ενός Dynamic MLC σε συνδυασμό με την συνεχή περιστροφή του Gantry προκειμένου να παράξει το κάθε υποπεδίο (segment) διαμορφωμένης έντασης [7]. Στην τεχνική IMAT, η ακτινοβολία γίνεται με την χορήγηση πολλών τόξων (arcs), δηλαδή ο Gantry περιστρέφεται μεταξύ δύο προκαθορισμένων γωνιών και διαγράφει μία κυκλική τροχιά (τόξο - arc) ενώ ταυτόχρονα χορηγεί ακτινοβολία (χωρίς ενδιάμεσες στάσεις). Συνεπώς στην IMAT τεχνική, ο αριθμός των τόξων που χρησιμοποιούμε ισούται με τον αριθμό των υποπεδίων που επιθυμούμε να χορηγήσουμε. Όμως, αργότερα προτάθηκε αντί για πολλά τόξα, η χορήγηση της δόσης με ένα μόνο τόξο (360°) και κάπως έτσι γεννήθηκε η τεχνική VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) [6]. Πιο συγκεκριμένα, με την τεχνική VMAT κατά την διάρκεια χορήγησης της θεραπείας μεταβάλλονται ταυτόχρονα τρεις παράμετροι: ο ρυθμός δόσης, η ταχύτητα του Gantry και το σχήμα του πεδίου ακτινοβολίας λόγω της κίνησης (άνοιγμα και κλείσιμο) των φύλλων του MLC. Σε αντίθεση με την τεχνική IMAT, στην οποία μπορούμε να εφαρμόσουμε αποκλειστικά σταθερό ρυθμό δόσης και έχουμε σταθερή ταχύτητα του Gantry. Επιπρόσθετα, με την τεχνική VMAT ο όγκος ακτινοβολείται συνολικά και όχι τμηματικά (slice by slice) όπως συμβαίνει στην IMAT τεχνική. Επιπλέον, με την VMAT τεχνική, η ακτινοβολία του όγκου-στόχου γίνεται μέσω διαφορετικών υγιών ιστών κάθε φορά, με αποτέλεσμα να ελαχιστοποιείται η δόση που προσλαμβάνουν οι υγιείς ιστοί. Τέλος, ένα σημαντικό πλεονέκτημα της VMAT τεχνικής, είναι ο μειωμένος χρόνος θεραπείας σε συνδυασμό με την υψηλή ακρίβεια στην χορήγηση της δόσης.



## **2.4) Απεικονιστικά Καθοδηγούμενη Ακτινοθεραπεία (Intensity Guided Radiation Therapy - IGRT):**

Αρχικά, η αξονική τομογραφία η οποία χρησιμοποιήθηκε για τον σχεδιασμό του πλάνου θεραπείας (αξονική σχεδιασμού) αποστέλλεται (με την βοήθεια κατάλληλου λογισμικού) στην κονσόλα του γραμμικού επιταχυντή. Στην συνέχεια, πραγματοποιείται απεικόνιση του ασθενούς στην θέση θεραπείας πριν από την εκάστοτε προγραμματισμένη συνεδρία η οποία συγκρίνεται με την αξονική σχεδιασμού (matching), προκειμένου να προσδιοριστούν τυχόν αλλαγές στην θέση, το μέγεθος και στο σχήμα του όγκου [8]. Οι δύο δίδυμοι (beam matched) γραμμικοί επιταχυντές VitalBeam (της εταιρείας Varian Medical Systems) οι οποίοι είναι εγκατεστημένοι στην Μονάδα Ακτινοθεραπείας του Π.Γ.Ν «Αττικόν», διαθέτουν το σύστημα On Board Imager το οποίο περιλαμβάνει απεικονιστικά συστήματα για δισδιάστατη (2D) kV (kilovoltage) ή MV (Megavoltage) απεικόνιση αλλά και για τομογραφία κωνικής δέσμης (CBCT). Επομένως, η απεικόνιση δίνει την δυνατότητα στον ακτινοθεραπευτή-ιατρό να εντοπίζει τις αλλαγές στην θέση ή το σχήμα του όγκου και να πραγματοποιεί έγκαιρα τις απαραίτητες τροποποιήσεις στην θέση του ασθενούς αλλά και στο πλάνο θεραπείας. Οπότε, η IGRT συμβάλλει σε μεγάλο βαθμό στην αύξηση σε μεγάλο βαθμό της αποτελεσματικότητας της θεραπείας .

### **3) Παράμετροι που καθορίζουν την ποιότητα της ιατρικής εικόνας των απεικονιστικών συστημάτων γραμμικού επιταχυντή (image quality parameters):**

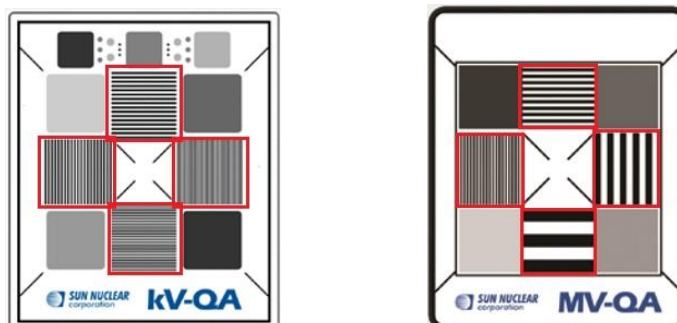
Η ευρεία χρήση της IGRT, επιβεβαιώνει το γεγονός ότι η απεικόνιση αποτελεί ένα σημαντικό εργαλείο των σύγχρονων τεχνικών ακτινοθεραπείας. Συνεπώς, ο έλεγχος της ποιότητας της ιατρικής εικόνας που λαμβάνουμε από τα απεικονιστικά συστήματα ενός γραμμικού επιταχυντή, είναι αναγκαίος εφόσον συνδέεται άμεσα με την ακρίβεια στην χορήγηση της θεραπείας. Ο προσδιορισμός της ποιότητας της απεικόνισης επιτυγχάνεται μέσω της μέτρησης ορισμένων παραμέτρων (image quality parameters). Στον Πίνακα 1 που ακολουθεί, είναι καταγεγραμμένες όλες οι παράμετροι, από τις οποίες καθορίζεται η ποιότητα μιας δισδιάστατης kV ή MV απεικόνισης.

Πίνακας 1 (Image Quality Parameters στην kV και την MV απεικόνιση)
<b>Παράμετρος:</b>
Χωρική διακριτική ικανότητα (Spatial resolution)
Αντίθεση (Contrast)
Ομοιογένεια (Uniformity)
Θόρυβος (Noise)
Σφάλμα στην μεγέθυνση της εικόνας (Scaling)

Σε αυτό το σημείο, είναι απαραίτητο να δοθούν κάποια γενικά στοιχεία θεωρίας αλλά και οι ορισμοί των παραμέτρων που αναγράφονται στον Πίνακα 1.

### 3.1) Χωρική διακριτική ικανότητα (τόσο για την kV όσο και την MV απεικόνιση):

Η χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution), αναφέρεται στην ικανότητα του συστήματος απεικόνισης να διακρίνει την λεπτομέρεια στην εικόνα. Δηλαδή, η χωρική διακριτική ικανότητα μπορεί να οριστεί ως η μικρότερη ευδιάκριτη λεπτομέρεια σε μία απεικόνιση. Η μέτρηση/αξιολόγηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας προϋποθέτει την χρήση κατάλληλων ομοιωμάτων (phantoms), δηλαδή ομοιογενών αντικειμένων τα οποία έχουν σχεδιαστεί ειδικά για αυτό τον σκοπό (ανατρέξτε στην **Εικόνα 3**). Η χωρική διακριτική ικανότητα μετριέται σε lp/mm (line pairs/mm). Το κάθε line pair (ζεύγος γραμμών) περιλαμβάνει μία γραμμή που αποτελείται από κάποιο υλικό υψηλής πυκνότητας και μία γραμμή που αποτελείται από κάποιο υλικό χαμηλής πυκνότητας. Τα πάχη των γραμμών (line width) είναι ίσα μεταξύ τους. Στην **Εικόνα 3** με κόκκινο χρώμα, βλέπουμε τις περιοχές ενδιαφέροντος (ROIs – Regions Of Interest) των ομοιωμάτων οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την μέτρηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας (για την kV απεικόνιση αριστερά, για την MV απεικόνιση δεξιά).



**Εικόνα 3:** ROIs χωρικής διακριτικής ικανότητας του kV QA phantom (αριστερά) και του MV QA phantom (δεξιά) της Sun Nuclear Corporation (περισσότερες πληροφορίες για τα συγκεκριμένα phantoms παρατίθενται στην συνέχεια)

Η χωρική διακριτική ικανότητα ενός απεικονιστικού συστήματος μπορεί να μετρηθεί με τις ακόλουθες μεθόδους/προσεγγίσεις:

- Με μια υποκειμενική προσέγγιση, δηλαδή με την ποιοτική παρατήρηση στην εκάστοτε απεικόνιση των ROIs χωρικής διακριτικής ικανότητας του ομοιώματος. Η κάθε περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) αποτελείται από περιοδικά line pairs που αντιπροσωπεύουν διαφορετικές χωρικές συχνότητες. Η χωρική συχνότητα (spatial frequency) ορίζεται ως εξής [9]:

$$\text{Spatial frequency} = \frac{1}{2 \cdot \text{line width}}$$

Οπότε, η υψηλότερη χωρική συχνότητα που διακρίνεται σαφώς από τον παρατηρητή, θεωρείται το όριο στην χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος απεικόνισης.

- Με μία αντικειμενική προσέγγιση, δηλαδή μέσω της μέτρησης της MTF (Modulation Transfer Function). Πιο αναλυτικά, η MTF καθορίζει τα επίπεδα της αντίθεσης του αρχικού αντικειμένου που μεταφέρει ο ανιχνευτής από το ομοίωμα στην εικόνα, δηλαδή χαρακτηρίζει το πόσο πιστά μεταφέρει ο ανιχνευτής το περιεχόμενο των χωρικών συχνοτήτων του αντικειμένου από το ομοίωμα στην εικόνα. Για περισσότερες λεπτομέρειες σχετικά με την MTF, ανατρέξτε στο Παράρτημα. Γενικότερα, συνηθίζεται να έχουμε μία μοναδική τιμή η οποία χαρακτηρίζει κατά προσέγγιση το όριο στην χωρική διακριτική ικανότητα του απεικονιστικού συστήματος. Αυτό το όριο στην χωρική διακριτική ικανότητα συχνά θεωρείται ότι είναι η χωρική συχνότητα κατά την οποία η MTF παίρνει την τιμή 10% (f10). Ορισμένες φορές, χρησιμοποιούμε και την χωρική συχνότητα κατά την οποία η MTF παίρνει την τιμή 50% (f50). Πράγματι, η f10 μας πληροφορεί για το μικρότερο μέγεθος αντικειμένων υψηλής αντίθεσης που μπορούν να απεικονιστούν επαρκώς, για αυτό ονομάζεται χωρική διακριτική ικανότητα υψηλής αντίθεσης «high constant resolution». Αντίστοιχα, η f50 μας πληροφορεί για το μικρότερο μέγεθος αντικειμένων χαμηλής αντίθεσης που μπορούν να απεικονισθούν επαρκώς, για αυτό ονομάζεται χωρική διακριτική ικανότητα χαμηλής αντίθεσης «low constant resolution».

### 3.2) Αντίθεση (Contrast):

Η αντίθεση αναφέρεται στην ικανότητα του απεικονιστικού συστήματος να διακρίνει πολύ μικρές αλλαγές στην γκρι κλίμακα (gray scale) της εικόνας και να τις διαχωρίζει από τον θόρυβο. Ουσιαστικά η αντίθεση, σχετίζεται με εκείνες τις ανατομικές δομές οι οποίες παράγουν μικρές αλλαγές στην ένταση του σήματος, δηλαδή στην γκρι κλίμακα της απεικόνισης, γεγονός που δυσκολεύει τον ακτινολόγο να διακρίνει την δομή που απεικονίζεται σε μία ιατρική εικόνα από τον θόρυβο. Ένα μέγεθος το οποίο σχετίζεται άμεσα με την αντίθεση σε μια ιατρική εικόνα είναι ο λόγος του σήματος προς θόρυβο SNR (Signal to Noise Ratio) [10].

Ο λόγος του σήματος προς θόρυβο (SNR) ορίζεται ως η μέση τιμή του CT number σε ένα συγκεκριμένο ROI (σήμα) προς την τυπική απόκλιση ( $SD \equiv \sigma_{signal}$ ) του σήματος (θόρυβος):

$$SNR = \frac{\overline{CT\ number}}{\sigma_{signal}}$$

Υψηλή τιμή στο SNR υποδεικνύει χαμηλά επίπεδα θορύβου στην εικόνα.

Οι αριθμοί που προκύπτουν κατά την διάρκεια ανακατασκευής της εικόνας (CT numbers), δεν ταυτίζονται με τους γραμμικούς συντελεστές εξασθένησης, αλλά σχετίζονται με αυτούς. Συνεπώς, ο CT number εξαρτάται από τον γραμμικό συντελεστή εξασθένησης ενός ιστού ( $\mu_X$ ), σύμφωνα με την σχέση:

$$CT\ number = \frac{\mu_X - \mu_W}{\mu_W} \cdot 1000$$

όπου  $\mu_W$ : ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του νερού

Ο CT number μετριέται σε μονάδες Hounsfield (Hounsfield Units-HU), όπου ο CT number του νερού αντιστοιχεί σε 0 HU, ενώ ο CT number του αέρα αντιστοιχεί σε -1000 HU.

Η αντίθεση για την kV και την MV απεικόνιση υπολογίζεται από την σχέση [12]:

$$Contrast = \frac{((\bar{X}_{Bright} - \bar{X}_{Background}) - (\bar{X}_{Dark} - \bar{X}_{Background}))}{(\bar{X}_{Bright} - \bar{X}_{Background})}$$

Όπου:

$\bar{X}_{Bright}$ : η μέση τιμή των εικονοστοιχείων (pixel) (mean pixel value) για την bright contrast περιοχή (Region Of Interest-ROI)

$\bar{X}_{Dark}$ : η μέση τιμή των εικονοστοιχείων (pixel) για την dark contrast περιοχή (ROI)

$\bar{X}_{Background}$ : η μέση τιμή των εικονοστοιχείων (pixel) στην περιοχή (ROI) του υποβάθρου

### 3.3) Ομοιογένεια (Uniformity):

Ιδανικά οι απεικονίσεις πρέπει να παρουσιάζουν την ίδια ποιότητα σε όλη την έκτασή τους, οπότε ο προσδιορισμός της ομοιογένειας της απεικόνισης αποτελεί βασικό τμήμα του ελέγχου ποιότητας των απεικονιστικών συστημάτων.

Η ομοιογένεια, είναι μία μέτρηση της ικανότητας του απεικονιστικού συστήματος, να παράγει μια εικόνα ενός ομοιογενούς αντικειμένου (π.χ. phantom) στην οποία η μέση τιμή των pixel (εικονοστοιχείων) να μην εξαρτάται από την θέση των pixels. Ή διαφορετικά η ομοιογένεια σχετίζεται με την σταθερότητα των CT numbers σε μία απεικόνιση ενός ομοιογενούς αντικειμένου (phantom) σε όλο το πεδίο της σάρωσης.

Η ομοιογένεια για την kV και την MV απεικόνιση υπολογίζεται από την σχέση [12]:

$$Uniformity = 100 \cdot \left[ 1 - \frac{X_{max} - X_{min}}{X_{max} + X_{min}} \right]$$

όπου:

$X_{max}$  : η ελάχιστη τιμή των pixels στην περιοχή ενδιαφέροντος (ROI)

$X_{min}$  : η μέγιστη τιμή των pixels στην περιοχή ενδιαφέροντος (ROI)

Ο έλεγχος της ομοιογένειας είναι μία από τις απλούστερες μεθόδους που χρησιμοποιούμε, για να βεβαιωθούμε ότι δεν υπάρχουν σφάλματα (artefacts) τα οποία επηρεάζουν την ανακατασκευή της εικόνας. Περισσότερες πληροφορίες για τα artefacts τα οποία εμφανίζονται κατά την διάρκεια της αξονικής τομογραφίας αναγράφονται στην επόμενη σελίδα.

### 3.4) Θόρυβος (Image Noise) (τόσο για την kV όσο και για την MV απεικόνιση)[10]:

Ο θόρυβος σε μία απεικόνιση, σχετίζεται με τις διακυμάνσεις των τιμών των εικονοστοιχείων (pixels), οι οποίες αλλοιώνουν την εικόνα με αποτέλεσμα να παρεμβαίνουν αρνητικά στην διάγνωση. Επομένως, ο θόρυβος σε μία απεικόνιση ορίζεται ως εξής:

$$Noise = \sigma_{BG}$$

Δηλαδή, ο θόρυβος ισούται με την τυπική απόκλιση της τιμής των εικονοστοιχείων στην περιοχή του υποβάθρου (Background).

Ο θόρυβος σε μία απεικόνιση ανάλογα με την αιτία που τον προκαλεί διακρίνεται στις εξής κατηγορίες:

- *Ηλεκτρονικός θόρυβος (electronic noise)* είναι το σήμα που καταγράφει ένα απεικονιστικό σύστημα όταν δεν εκτίθεται στην δέσμη. Μπορεί να σχετίζεται με το σκοτεινό ρεύμα στα κυκλώματα ή με τον μηχανισμό ηλεκτρονικής λήψης των εικόνων. Αποτελεί μία σταθερή συνεισφορά στη διακύμανση των τιμών των pixels. Μπορεί να μειωθεί βελτιώνοντας τα κυκλώματα του συστήματος.
- *Κβαντικός θόρυβος (quantum noise)* αντιπροσωπεύει τις διακυμάνσεις στις τιμές των εικονοστοιχείων που σχετίζονται με την στοχαστική φύση της ακτινοβολίας και μπορεί να μοντελοποιηθεί με την χρήση της κατανομής Poisson. Δηλαδή, ο κβαντικός θόρυβος είναι στατιστικής φύσεως και εξαρτάται από το πλήθος των φωτονίων που χρησιμοποιούνται για την δημιουργία της ιατρικής εικόνας.
- Ο *structural noise (θόρυβος δομής)* αντιπροσωπεύει τις δομές στην εικόνα που μπορεί να συγχέονται με τον στόχο (όγκο) που αναζητείται στην εικόνα. Αν αυτές οι δομές σχετίζονται με ανατομικά μέρη, μία από τις πιθανές λύσεις είναι η επιλογή των κατάλληλων παραμέτρων ανασυγκρότησης, ώστε να ενισχυθεί η διαφορά στις τιμές των pixels μεταξύ των δομών και του περιβάλλοντός τους.

### 3.5) Σφάλμα στην μεγέθυνση της εικόνας (Scaling) [12]:

Το σφάλμα στην μεγέθυνση της εικόνας δίνεται από την σχέση:

$$Scaling = \left( \frac{1}{factor} - 1 \right) \cdot side$$

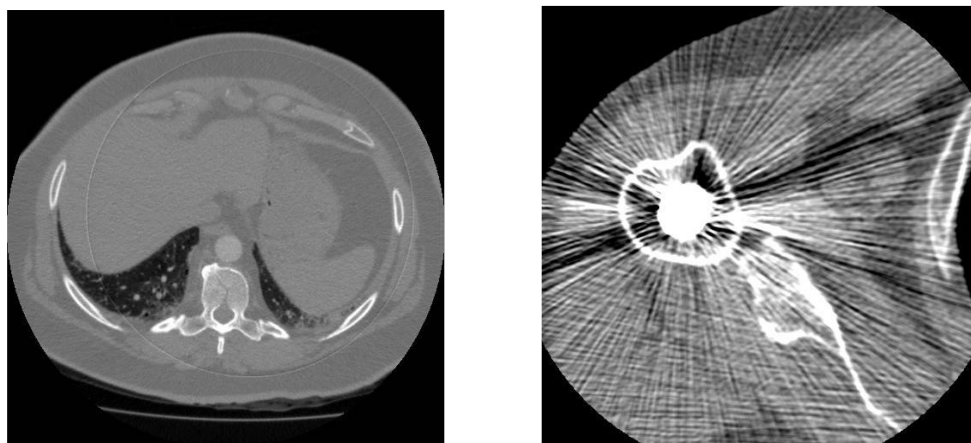
όπου:

side: η διάσταση της μεγαλύτερης πλευράς του phantom σε mm

factor: scale factor (ορίζεται από το λογισμικό του SNC Machine), περισσότερες πληροφορίες για το SNC Machine αναφέρονται στην συνέχεια

### 3.6) Artefacts:

Τα artefacts (σφάλματα που προκύπτουν κατά την απεικόνιση), ενδέχεται να σχετίζονται με την λήψη της ιατρικής εικόνας (acquisition related), την ανασυγκρότηση (reconstruction related) ή ακόμη και με τον ασθενή (patient related). Τα artefacts που σχετίζονται με την λήψη της ιατρικής εικόνας συμπεριλαμβάνουν τα ring artefacts (**Εικόνα 4** αριστερά), τα οποία συνήθως οφείλονται στην δυσλειτουργία της λυχνίας ακτίνων X κατά την διάρκεια της λήψης της εικόνας. Η ισχυρή εξασθένηση της δέσμης ακτίνων X από συμπαγή οστά, ασβεστοποιήσεις ή από κάποιο μεταλλικό αντικείμενο μπορεί να οδηγήσει στο φαινόμενο της σκλήρυνσης της δέσμης (beam hardening artefact). Με τον όρο σκλήρυνση της δέσμης αναφερόμαστε στο φαινόμενο που παρατηρούμε όταν μία πολυενεργειακή δέσμη ακτίνων X διέρχεται μέσα από ένα αντικείμενο και εξαιτίας της εξασθένησης των φωτονίων χαμηλής ενέργειας, η μέση ενέργεια της εξερχόμενης δέσμης εμφανίζεται αυξημένη (hardening). Βέβαια, στην σύγχρονη εποχή, πολλοί ανιχνευτές είναι εφοδιασμένοι με αλγόριθμους οι οποίοι εφαρμόζουν κατάλληλες μεθόδους ανασυγκρότησης προκειμένου να περιορίσουν την σκλήρυνση της δέσμης. Ένα ακόμη artefact εμφανίζεται όταν η δέσμη ακτίνων X εξασθενεί εξαιτίας της σάρωσης ενός μεταλλικού εμφυτεύματος (metal artefact). Στην **Εικόνα 4**, δεξιά φαίνονται οι τυπικές γραμμές που εμφανίζονται στην εικόνα όταν σαρώνεται ένα μεταλλικό εμφύτευμα στο ισχύο. Άλλου είδους artefacts που ενδέχεται να εμφανιστούν σχετίζονται με τον ασθενή και σε ορισμένες περιπτώσεις δεν μπορούν να αποφευχθούν (όπως η κίνηση της καρδιάς). Επομένως, όταν πραγματοποιούμε λήψεις των στεφανιαίων αρτηριών ή της αορτής τότε χρησιμοποιούμε ειδικούς αλγόριθμους βελτιστοποίησης, ώστε να λάβουμε την βέλτιστη δυνατή τοπική χωρική διακριτική ικανότητα και ομοιογένεια [11].



**Εικόνα 4:** Ring artefact (αριστερά), metal artefact (δεξιά) (Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA)

## Ειδικό μέρος



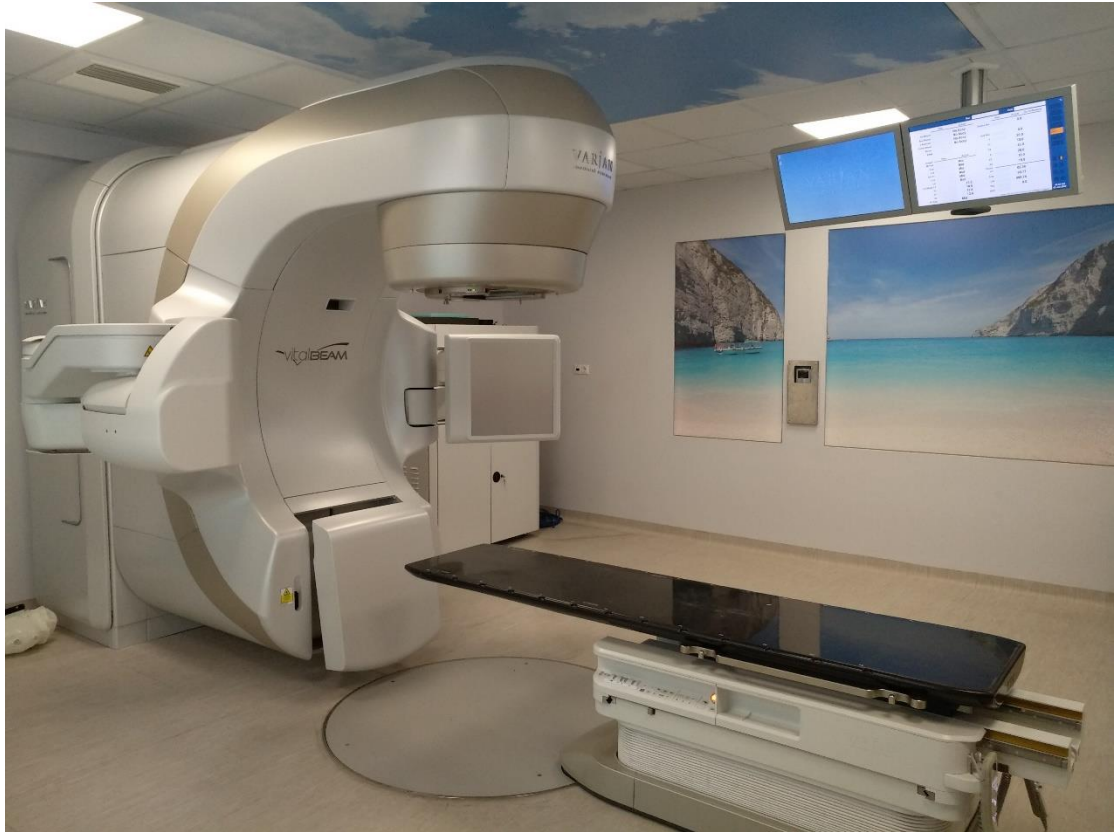
## Ειδικό μέρος:

Η διεξαγωγή του ειδικού μέρους της παρούσας εργασίας έλαβε χώρα στην Μονάδα Ακτινοθεραπείας του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου «Αττικών». Σε αυτό το σημείο θα αναφερθούμε στον εξοπλισμό που χρησιμοποιήθηκε αλλά και στις διαδικασίες που ακολουθήσαμε κατά την διάρκεια της διεξαγωγής των μετρήσεων.

### 4.1) Υλικά/Εξοπλισμός:

#### 4.1.1) Γραμμικοί Επιταχυντές

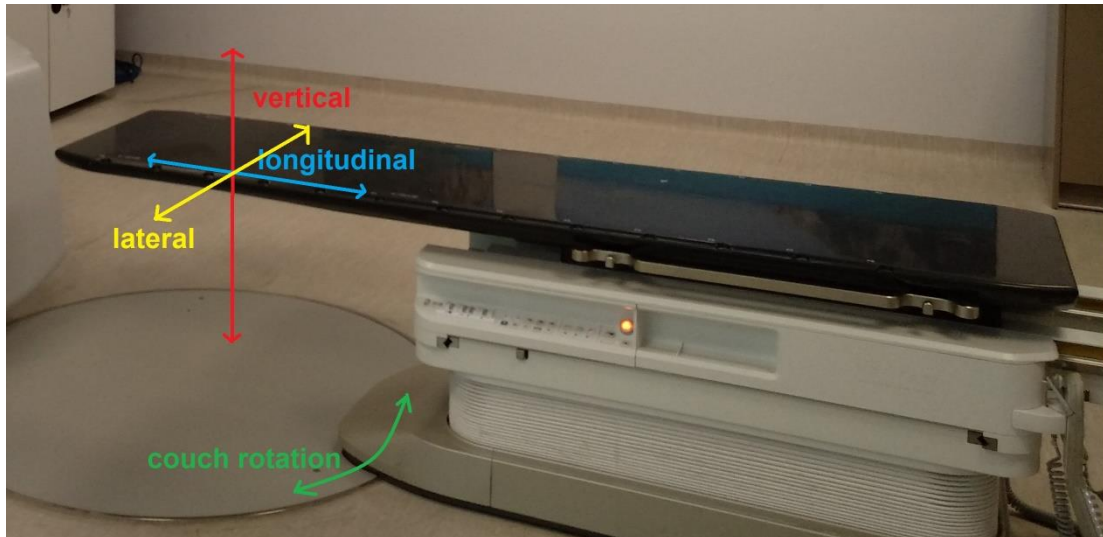
Στην Μονάδα Ακτινοθεραπείας του Π.Γ.Ν «Αττικών» έχουν εγκατασταθεί δύο δίδυμοι (beam matched) γραμμικοί επιταχυντές VitalBeam (3321,3581) οι οποίοι κατασκευάστηκαν από την Varian Medical Systems, Palo Alto, CA. Πιο συγκεκριμένα, οι γραμμικοί επιταχυντές VitalBeam διαθέτουν δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 10MV και πέντε ενέργειες ηλεκτρονίων 6,9,12,15,18 MeV (για τα ηλεκτρόνια υπάρχει δυνατότητα εισαγωγής κώνου (applicator)). Επιπρόσθετα, οι γραμμικοί επιταχυντές διαθέτουν κατευθυντήρα πολλαπλών φύλλων (Multileaf Collimator MLC) 120 φύλλων. Η τράπεζα θεραπείας (couch) των γραμμικών επιταχυντών έχει 4 βαθμούς ελευθερίας (vertical-vert, longitudinal-Ing, lateral-lat, rotation-rot) όπως φαίνεται στην *Εικόνα 5c*. Εντός της αίθουσας στην οποία βρίσκεται ο γραμμικός επιταχυντής υπάρχουν επιτοίχια laser αλλά και κάμερες (monitors) για την παρακολούθηση του ασθενούς. Τέλος, ο χειρισμός του γραμμικού επιταχυντή γίνεται μέσω της κονσόλας (*Εικόνα 5d*). Προς διευκόλυνση του αναγνώστη στις επόμενες σελίδες ο VitalBeam1 θα αντιστοιχεί στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam με κωδικό 3321 (*Εικόνα 5a*), ενώ ο VitalBeam2 θα αντιστοιχεί στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam με κωδικό 3581 (*Εικόνα 5b*) [18].



*Εικόνα 5α: Ο γραμμικός επιταχυντής VitalBeam1 της Varian Medical Systems ο οποίος είναι εγκατεστημένος στην Μονάδα Ακτινοθεραπείας στο Π.Γ.Ν Αττικών*



*Εικόνα 5β: Ο γραμμικός επιταχυντής VitalBeam2 της Varian Medical Systems ο οποίος είναι εγκατεστημένος στην Μονάδα Ακτινοθεραπείας στο Π.Γ.Ν Αττικών*



*Εικόνα 5c: Οι 4 βαθμοί ελευθερίας της τράπεζας θεραπείας: vertical, longitudinal, lateral, couch rotation*



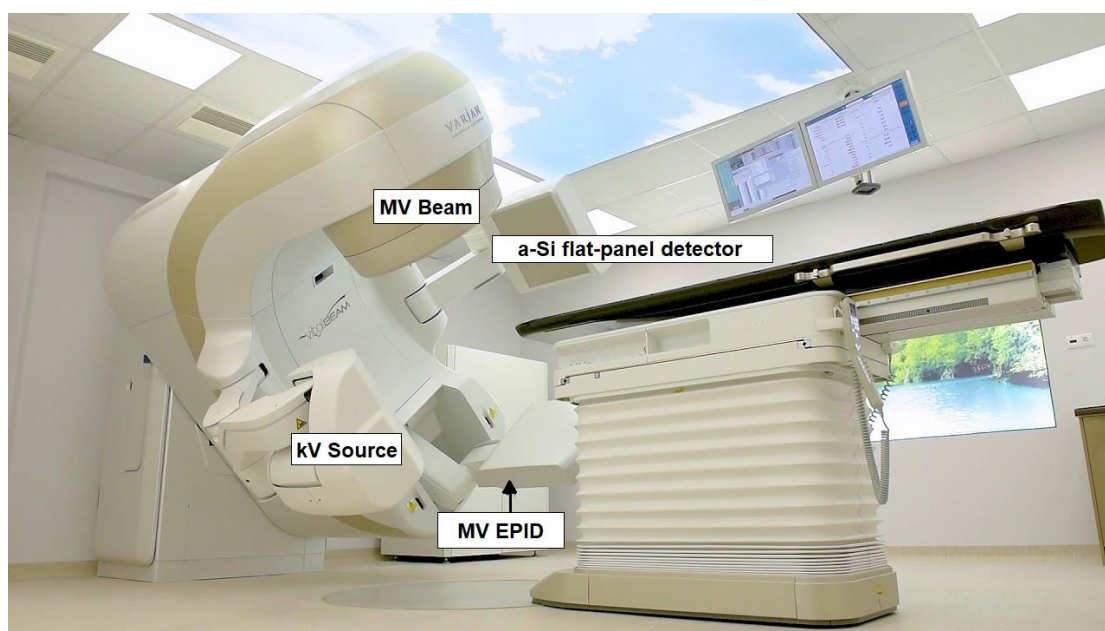
*Εικόνα 5d: Η κονσόλα του γραμμικού επιταχυντή VitalBeam1 (αντίστοιχη κονσόλα διαθέτει και ο γραμμικός επιταχυντής VitalBeam2)*

#### **4.1.2) kV Imager (kV σύστημα απεικόνισης)**

Το kV απεικονιστικό σύστημα αποτελεί τμήμα του On Board Imager και είναι προσαρτημένο στον Gantry των δύο γραμμικών επιταχυντών VitalBeam1 και VitalBeam2. Επιπλέον, αποτελείται από μία λυχνία ακτίνων X (kilovoltage - kV Source, μοντέλο: Varian GS 1542) και από έναν ανιχνευτή (kV detector ή a-Si flat-panel detector, μοντέλο: 4030CB). Η λυχνία ακτίνων X παράγει τάση 40-150 kV, ενώ ο ανιχνευτής περιλαμβάνει συστοιχίες φωτοδιόδων οι οποίες είναι εμφυτευμένες σε ένα πλαίσιο άμορφου πυριτίου (a-Si). Το άμορφο πυρίτιο χρησιμοποιείται λόγω της υψηλής αντοχής του στην ακτινοβολία. Ο ανιχνευτής διαθέτει μία ενεργό περιοχή απεικόνισης (active imaging area) με εμβαδόν 39.7 X 29.8 cm<sup>2</sup> [18]. (Ανατρέξτε στην *Εικόνα 6*).

#### 4.1.3) MV Imager (MV σύστημα απεικόνισης)

Το MV απεικονιστικό σύστημα (τμήμα του On Board Imager) είναι προσαρτημένο στον Gantry των δύο δίδυμων γραμμικών επιταχυντών VitalBeam και περιλαμβάνει μία συσκευή απεικόνισης MV EPID (EPID - Electronic Portal Imaging Device). Ουσιαστικά, πρόκειται για έναν ανιχνευτή (Μοντέλο: aS1200 από την Varian Medical Systems) ο οποίος αποτελείται από άμορφο πυρίτιο όπως και ο kV detector. Η MV EPID διαθέτει μία ενεργό περιοχή απεικόνισης (active imaging area) με εμβαδόν  $43 \times 43 \text{ cm}^2$  [18]. (Ανατρέξτε στην **Εικόνα 6**)



**Εικόνα 6:** kV σύστημα απεικόνισης γραμμικού επιταχυντή VitalBeam (kV Source, a-Si flat-panel detector), MV σύστημα απεικόνισης γραμμικού επιταχυντή VitalBeam (MV Beam, MV EPID)

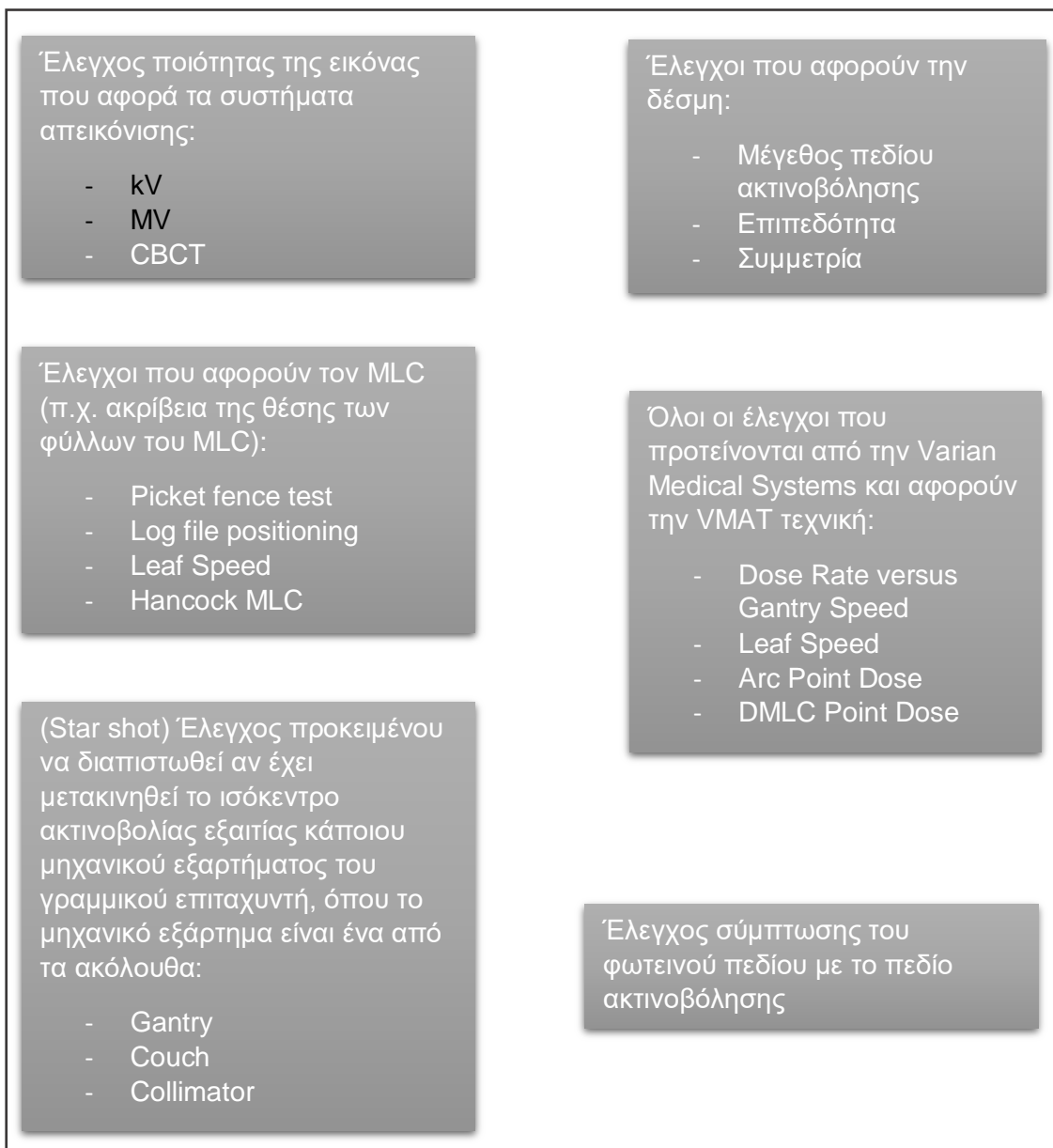
#### 4.1.4) SNC Machine

Το SNC Machine είναι ένα προϊόν της Sun Nuclear Corporation το οποίο έχει σχεδιαστεί για να αυτοματοποιήσει τους ελέγχους ποιότητας των συστημάτων χορήγησης θεραπείας (Machine QA) στην εξωτερική ακτινοθεραπεία. Επιπρόσθετα, το SNC Machine περιλαμβάνει κατάλληλα ομοιώματα (SNC phantoms) αλλά και ειδικό λογισμικό το οποίο παρέχει στον χρήστη την δυνατότητα να παρακολουθεί τα αποτελέσματα που προκύπτουν από τον εκάστοτε έλεγχο ποιότητας (QA task) που πραγματοποιεί [13],[14]. Το SNC Machine αποτελεί τμήμα του SunCHECK [19], το οποίο είναι μία server-based εφαρμογή που είναι προσβάσιμη από οποιονδήποτε υπολογιστή διαθέτει σύνδεση στο διαδίκτυο. Επιπλέον, το SNC Machine ακολουθεί τις συστάσεις (guidelines) που αναφέρονται στο πρωτόκολλο Task Group: 142 της




AAPM (American Association of Physicists in Medicine) [1] όσον αφορά τον έλεγχο ποιότητας γραμμικού επιταχυντή.

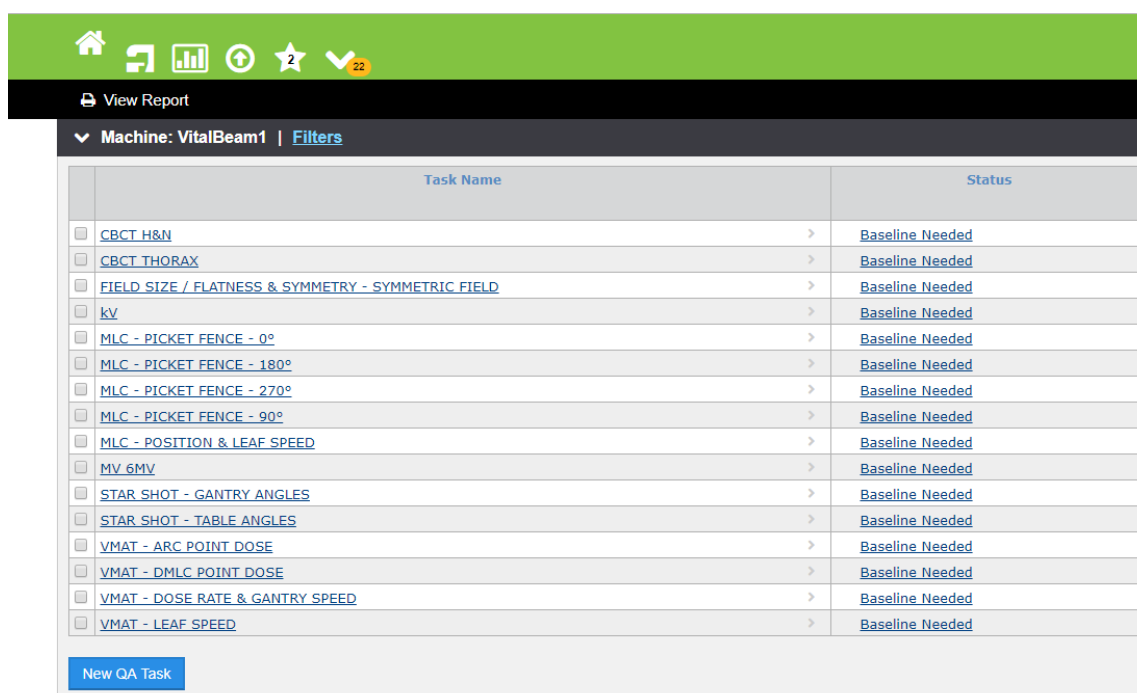
Στην **Εικόνα 9** που ακολουθεί, αναγράφονται όλοι οι έλεγχοι (QA tasks) που περιέχονται τόσο στο SNC Machine όσο και στο Task Group 142 της AAPM.



**Εικόνα 7:** QA tasks included in SNC Machine

Στην παρούσα εργασία ασχοληθήκαμε αποκλειστικά με τον έλεγχο ποιότητας της kV και MV εικόνας. Όμως, θεωρήσαμε αναγκαία μία σύντομη αναφορά σε όλους τους ελέγχους (QA tasks) (**Εικόνα 7**) που μπορεί να υποστηρίξει το SNC Machine για λόγους πληρότητας.

Ένα από τα σημαντικότερα τμήματα του SNC Machine είναι το Dashboard και συμβολίζεται με το εξής εικονίδιο: . Το SNC Machine Dashboard, ουσιαστικά είναι ο Πίνακας ελέγχου του SNC Machine. Μέσω του Dashboard ο χρήστης μπορεί να δημιουργεί και να διαγράφει QA tasks (ελέγχους) να ορίζει τις εικόνες αναφοράς (baseline images) για το κάθε QA task αλλά και να παρατηρεί την κατάσταση (status) του εκάστοτε QA task. Η κατάσταση του εκάστοτε ελέγχου (QA task) χαρακτηρίζεται ως Failed (μία ή περισσότερες παράμετροι βρίσκονται εκτός των ορίων δράσης) και ως Passed (όλες οι παράμετροι βρίσκονται εντός των ορίων δράσης) [13].



The screenshot shows the SNC Machine Dashboard interface. At the top, there is a navigation bar with icons for home, dashboard, reports, settings, and a notification bell. Below the navigation bar, there is a 'View Report' button. The main content area displays a table of QA tasks for 'Machine: VitalBeam1'. The table has two columns: 'Task Name' and 'Status'. All tasks listed have a status of 'Baseline Needed'. At the bottom of the table, there is a 'New QA Task' button.

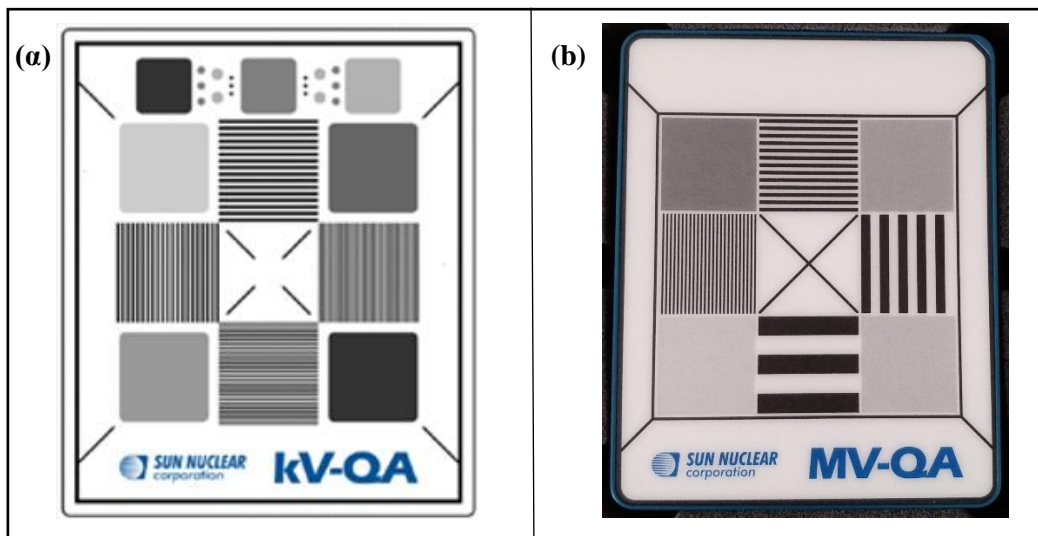
Task Name	Status
<input type="checkbox"/> CBCT H&N	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> CBCT THORAX	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> FIELD SIZE / FLATNESS & SYMMETRY - SYMMETRIC FIELD	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> kV	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> MLC - PICKET FENCE - 0°	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> MLC - PICKET FENCE - 180°	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> MLC - PICKET FENCE - 270°	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> MLC - PICKET FENCE - 90°	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> MLC - POSITION & LEAF SPEED	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> MV 6MV	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> STAR SHOT - GANTRY ANGLES	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> STAR SHOT - TABLE ANGLES	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> VMAT - ARC POINT DOSE	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> VMAT - DMLC POINT DOSE	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> VMAT - DOSE RATE & GANTRY SPEED	Baseline Needed
<input type="checkbox"/> VMAT - LEAF SPEED	Baseline Needed

#### 4.1.5) SNC Phantoms:

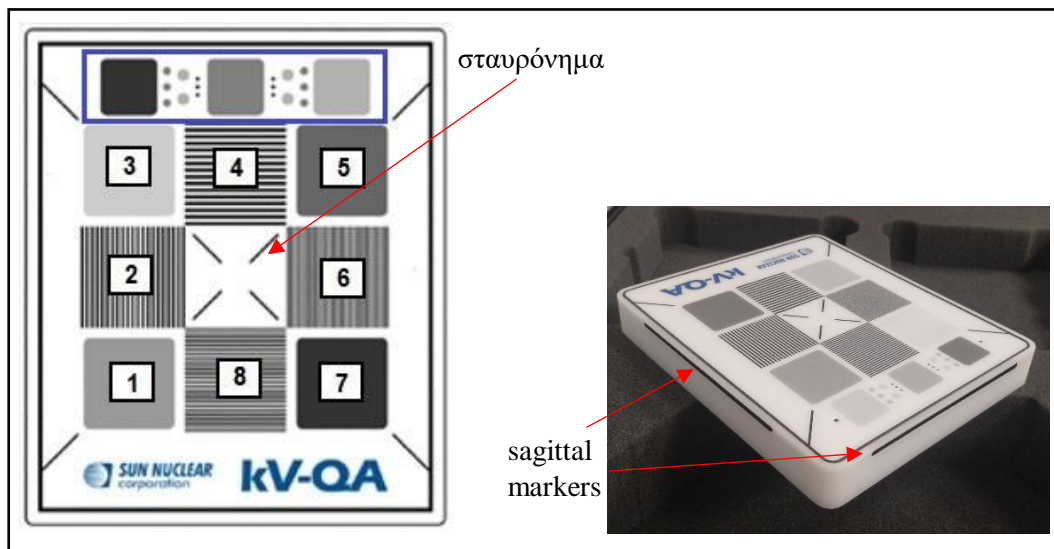
Για την λήψη των εικόνων αναφοράς (baseline images) για τους ελέγχους ποιότητας της εικόνας των kV και MV συστημάτων απεικόνισης των δύο γραμμικών επιταχυντών VitalBeam χρησιμοποιήθηκαν τα εξής ομοιώματα : kV QA phantom (Model 1250) (*Εικόνα 8(a)*), MV QA phantom (Model 1251) (*Εικόνα 8(b)*) από την Sun Nuclear Corporation τα οποία συνοδεύουν το SNC Machine.

Το **kV QA phantom** δίνει στον χρήστη την δυνατότητα να μετρά την χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution), την αντίθεση (contrast), την ομοιογένεια (uniformity), τον θόρυβο (noise) και το σφάλμα στην μεγέθυνση της εικόνας (scaling). Πιο συγκεκριμένα, το kV QA phantom για την μέτρηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας διαθέτει τέσσερα ROIs (2,4,6,8), ενώ για την μέτρηση της ομοιογένειας διαθέτει άλλα τέσσερα ROIs (1,3,5,7) (*Εικόνα 9*). Για την μέτρηση της αντίθεσης χρησιμοποιήθηκαν τα ROIs 3 και 7. Τα ROIs 1 έως 9 είναι τετράγωνα και έχουν διαστάσεις (22.86 mm X 22.86 mm). Επιπλέον, για την ευθυγράμμιση

του, το kV QA phantom διαθέτει σταυρόνημα αλλά και sagittal markers (*Εικόνα 9*). Στον Πίνακα 2 αναγράφονται τα line pairs/mm για τα ROIs χωρικής διακριτικής ικανότητας (2,4,6,8). Οι διαστάσεις του kV QA phantom είναι οι εξής: μήκος 127 mm, πλάτος 108 mm, πάχος 16 mm και ζυγίζει 0.32 kg. Το υλικό από το οποίο αποτελείται το kV QA phantom είναι το cell cast acrylic, δηλαδή πρόκειται για ακρυλικό το οποίο εξαιτίας της διαδικασίας κατασκευής του έχει μικρότερη πιθανότητα να εμφανίσει προσμίξεις. Τέλος, πρέπει να σημειωθεί ότι το ROI 7 αποτελεί μία ζώνη που περιλαμβάνει κάποιο υλικό υψηλής πυκνότητας και χρησιμοποιείται από το SNC Machine για τον προσδιορισμό του σφάλματος στην μεγέθυνση της εικόνας (scaling).

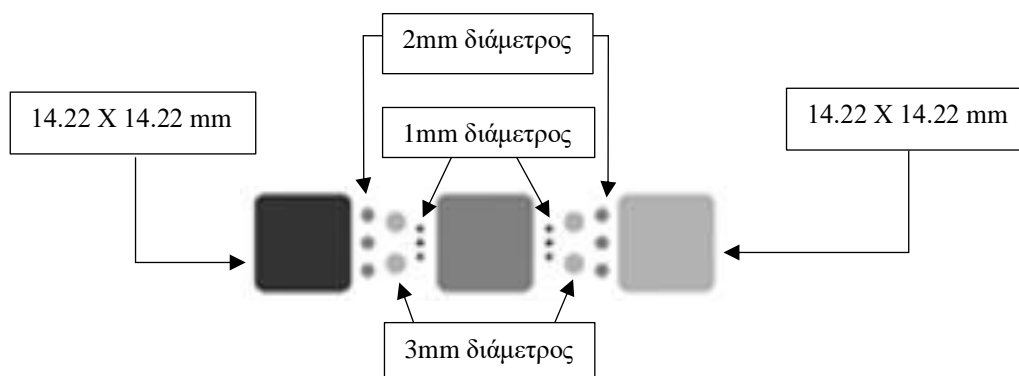


*Εικόνα 8: kV QA phantom (αριστερά), MV QA phantom (δεξιά)*



*Εικόνα 9: kV QA phantom, Spatial Resolution ROIs (2,4,6,8), Contrast ROIs (3,7), Uniformity ROIs (1,3,5,7), 19 Contrast ROIs for visual inspection (μπλε πλαίσιο), σταυρόνημα (crosshair) και sagittal markers*

Τα 19 ROIs αντίθεσης (μπλε πλαίσιο στην *Εικόνα 9*) του kV QA phantom τα οποία φαίνονται παρακάτω, διευκολύνουν στον ποιοτικό προσδιορισμό της αντίθεσης σε μία απεικόνιση. Σύμφωνα με το φύλλο οδηγιών του SNC Machine, είναι δύσκολο να διακρίνει κανείς τις πιο μικρές λεπτομέρειες σε αυτά τα 19 ROIs αντίθεσης κατά την διάρκεια ενός τυπικού ελέγχου του kV συστήματος απεικόνισης.



Πίνακας 2 kV QA phantom, Spatial Resolution ROIs, Line Pair per mm (lp/mm)

ROI	lp/mm
8	0.60 ± 0.01
6	1.20 ± 0.02
4	1.80 ± 0.04
2	2.40 ± 0.08

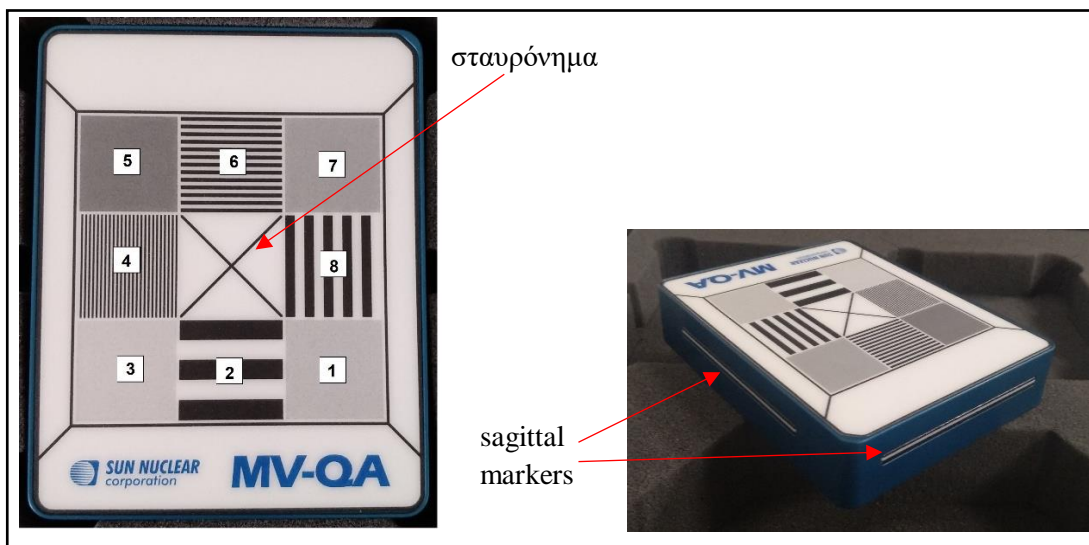
Το **MV QA phantom** παρέχει την δυνατότητα στον χρήστη να μετρά την χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution), την αντίθεση (contrast), την ομοιογένεια (uniformity), τον θόρυβο και το σφάλμα στην μεγέθυνση της εικόνας (scaling). Πιο συγκεκριμένα, το MV QA phantom για την μέτρηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας διαθέτει τέσσερα ROIs (2,4,6,8), ενώ για την μέτρηση της ομοιογένειας διαθέτει άλλα τέσσερα ROIs (1,3,5,7) (*Εικόνα 10*). Για την μέτρηση της αντίθεσης χρησιμοποιήθηκαν κανείς τα ROIs 3,5 ενώ τα ROIs 1 έως 9 (*Εικόνα 10*) είναι τετράγωνα και έχουν διαστάσεις (24.89 mm X 24.89 mm). Επιπλέον, για την ευθυγράμμιση του με τα laser, το MV QA phantom διαθέτει σταυρόνημα αλλά και sagittal markers (*Εικόνα 10*). Στον Πίνακα 3 αναγράφονται τα line pairs/mm για τα ROIs χωρικής διακριτικής ικανότητας (2,4,6,8). Όπως παρατηρούμε από τα στοιχεία που περιέχονται στους Πίνακες 2,3, η χωρική διακριτική ικανότητα του kV QA phantom είναι υψηλότερη από την χωρική διακριτική ικανότητα του MV QA phantom. Οι διαστάσεις του MV QA phantom είναι



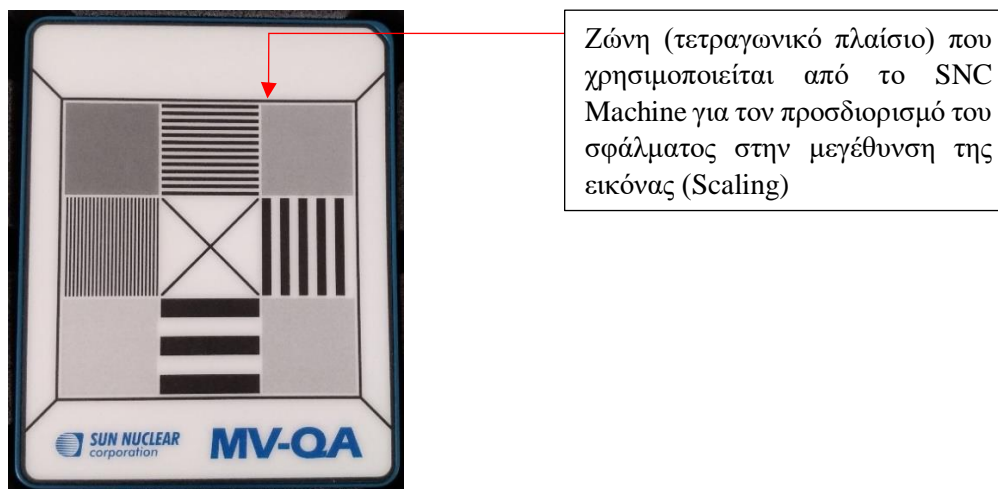
οι εξής: μήκος 127 mm, πλάτος 102 mm, πάχος 24.8 mm και ζυγίζει 1.18 kg. Το υλικό το οποίο συνθέτει το MV QA phantom είναι το ατσάλι (steel).

Πίνακας 3 MV QA phantom, Spatial Resolution ROIs vs Line Pair per mm (lp/mm)

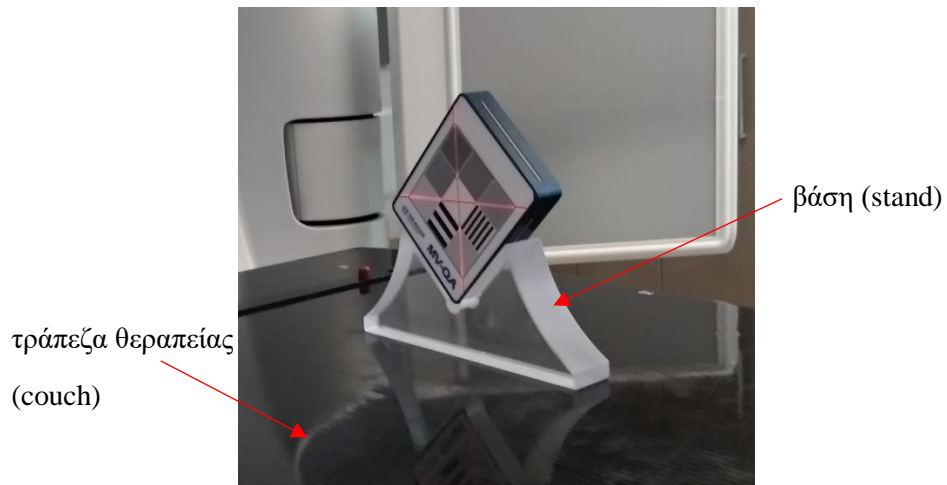
ROI	lp/mm
2	$0.1 \pm 0.01$
8	$0.2 \pm 0.01$
6	$0.5 \pm 0.02$
4	$1.0 \pm 0.03$



Εικόνα 10: MV QA phantom, Spatial Resolution ROIs (2,4,6,8), Contrast ROIs (3,5) and Uniformity ROIs (1,3,5,7), σταυρόνημα (crosshair) and sagittal markers

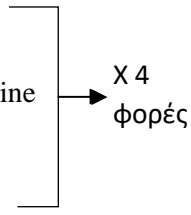


Τα kV QA και MV QA phantoms έχουν σχεδιαστεί για να χρησιμοποιούνται μαζί με την βάση (stand). Η βάση επιτρέπει την τοποθέτηση του phantom σε όρθια θέση υπό γωνία 45° ως προς την τράπεζα θεραπείας (Ανατρέξτε στην *Εικόνα 11*).



*Εικόνα 11: Ειδικά σχεδιασμένη βάση (stand) η οποία χρησιμοποιείται μαζί με τα kV QA και MV QA phantoms του SNC Machine*

Συνοπτικά οι διαδικασίες που ακολουθήσαμε κατά την διάρκεια των μετρήσεων τόσο για το kV QA task όσο για το MV QA task ήταν οι εξής:

- Λήψη των μετρήσεων
  - Καταχώριση των μετρήσεων στο Baseline Setup του SNC Machine
  - Αποθήκευση των μετρήσεων σε flash disk
  - Διαγραφή των μετρήσεων από το Dashboard του SNC Machine
  - Τελική καταχώριση των μετρήσεων στο Dashboard του SNC Machine
- 

Πιο αναλυτικά:

#### **4.2) Διαδικασίες που ακολουθήθηκαν για την λήψη των μετρήσεων (kV QA task):**

Για την διεξαγωγή ενός ελέγχου ποιότητας για τα kV και MV συστήματα απεικόνισης του γραμμικού επιταχυντή (kV QA task και MV QA task) με το SNC Machine, ο χρήστης οφείλει να ορίσει στο λογισμικό κάποιες εικόνες αναφοράς (baseline images). Αυτές οι εικόνες αναφοράς θα χρησιμοποιηθούν από το SNC Machine ως μέτρο σύγκρισης για όλους τους ελέγχους ποιότητας (kV QA tasks και MV QA tasks) που θα πραγματοποιηθούν στο μέλλον. Συνεπώς, οι μετρήσεις ξεκινούν με την λήψη των εικόνων αναφοράς. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε για την λήψη των εικόνων αναφοράς απαιτούσε τον σχεδιασμό πλάνου θεραπείας. Η λήψη των εικόνων αναφοράς θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί από το Service Mode των γραμμικών επιταχυντών, όμως σε αυτή την περίπτωση το λογισμικό του SNC Machine δεν αναγνωρίζει αυτόματα τις ληφθείσες εικόνες και η εισαγωγή τους στο SNC Machine πρέπει να γίνει από κάποιο flash disk (manually). Επομένως, για να αξιοποιήσουμε την δυνατότητα της αυτόματης μεταφοράς των εικόνων από την κονσόλα του γραμμικού επιταχυντή στο αντίστοιχο QA task στο SNC Machine, η λήψη των εικόνων αναφοράς έγινε μέσω του Treatment Mode των γραμμικών επιταχυντών το οποίο απαιτεί την δημιουργία πλάνου θεραπείας.

Οπότε, αρχικά η ομάδα των ακτινοφυσικών στην Μονάδα Ακτινοθεραπείας του Π.Γ.Ν. «Αττικόν» σχεδίασε 3 πλάνα θεραπείας για τον κάθε γραμμικό επιταχυντή (συνολικά 6 πλάνα θεραπείας και για τους δύο γραμμικούς) με το σύστημα σχεδιασμού πλάνου θεραπείας Eclipse. Σε όλα τα πλάνα χρησιμοποιήθηκε ένα στατικό πεδίο ακτινοβολήσης, ενώ οι παράμετροι που ορίστηκαν όπως οι διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολήσης ή η γωνία του Gantry φαίνονται στον Πίνακα 4.

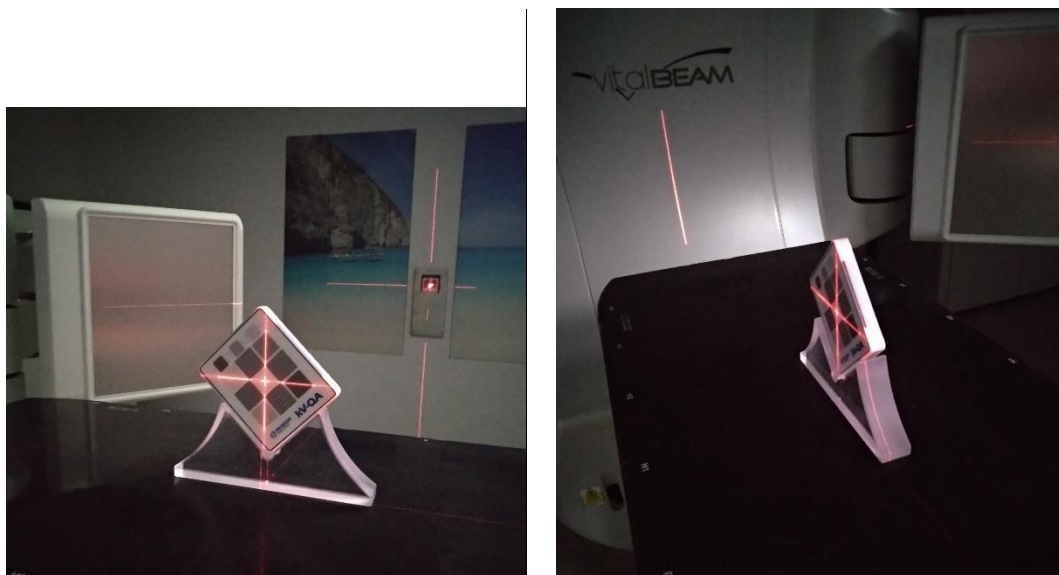
Πίνακας 4			
	πλάνο για το kV σύστημα απεικόνισης	πλάνο για το MV σύστημα απεικόνισης	πλάνο για το MV σύστημα απεικόνισης
Γωνία Gantry	0°	270°	270°
Μέγεθος πεδίου ακτινοβολήσης	17 X 17 cm <sup>2</sup>	17 X 17 cm <sup>2</sup>	17 X 17 cm <sup>2</sup>
Ενέργεια δέσμης φωτονίων	6MV	6MV	10MV

Το πρώτο πλάνο θεραπείας χρησιμοποιήθηκε για την λήψη των εικόνων αναφοράς για το kV QA task. Το δεύτερο και το τρίτο πλάνο θεραπείας χρησιμοποιήθηκαν για την λήψη των εικόνων αναφοράς για το 6MV QA task και 10MV QA task αντίστοιχα. Η δέσμη φωτονίων (6MV) που ορίστηκε στο πλάνο θεραπείας για το kV σύστημα απεικόνισης δεν χορηγήθηκε. Πιο συγκεκριμένα, σε όλες τις περιπτώσεις πραγματοποιήσαμε απεικόνιση και δεν χορηγήσαμε θεραπεία. Επομένως, για αυτό τον λόγο δεν θα αναφερθούμε και στην συνολική δόση που ορίστηκε κατά την διάρκεια σχεδιασμού του πλάνου.

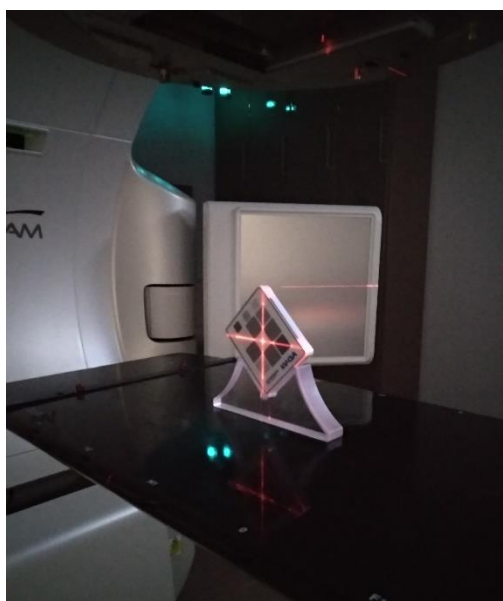
Η επιλογή του μεγέθους του πεδίου ακτινοβολήσης που ορίστηκε στο πλάνο βασίστηκε στο φύλλο οδηγιών του SNC Machine [14], όπου συστήνεται το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης να είναι τουλάχιστον 2cm μεγαλύτερο από τις διαστάσεις του phantom. Για την λήψη των εικόνων τα SNC phantoms (kV QA phantom, MV QA phantom), όπως αναγράφεται και στο φύλλο οδηγιών του SNC Machine [14], τοποθετούνται πάνω στην τράπεζα θεραπείας έτσι ώστε η μπροστινή πλευρά του MV QA phantom (*Εικόνα 10 (b)*) να είναι στραμμένη προς την δέσμη MV, ενώ η μπροστινή πλευρά του kV QA phantom (*Εικόνα 10 (a)*) να είναι στραμμένη προς την kV Source. Επομένως, η μόνη διάταξη που μας εξασφαλίζει ότι η μπροστινή πλευρά του kV QA phantom θα «βλέπει» προς την kV Source, απαιτεί την γωνία του Gantry να βρίσκεται στις 0°. Ωστόσο, για την λήψη των εικόνων αναφοράς με το MV QA phantom, υπάρχουν δύο ισοδύναμες διατάξεις που μας εξασφαλίζουν ότι η μπροστινή πλευρά του MV QA phantom θα «βλέπει» προς την δέσμη MV, η μία διάταξη απαιτεί γωνία Gantry 90°, ενώ η άλλη διάταξη απαιτεί γωνία Gantry 270°. Στην παρούσα εργασία, για τα MV QA tasks επιλέχθηκε γωνία Gantry 270°.

Εφόσον ολοκληρώθηκε ο σχεδιασμός των πλάνων θεραπείας, ακολούθησε η λήψη των εικόνων αναφοράς η οποία έγινε με την χρήση των kV QA και MV QA phantoms του SNC Machine. Συνεπώς, η διαδικασία λήψης των μετρήσεων για το kV QA task, ξεκινά με την τοποθέτηση του kV QA phantom πάνω στην ειδικά σχεδιασμένη βάση (stand) στην τράπεζα θεραπείας (couch) του γραμμικού επιταχυντή και την ευθυγράμμιση του kV QA phantom με

τα επιτόκια laser. Για την ευθυγράμμιση με τα laser το kV QA phantom διαθέτει σταυρόνημα αλλά και sagittal markers (ανατρέξτε στην *Εικόνα 12 a,b*).



*Εικόνα 12α: Ευθυγράμμιση του σταυρονήματος του kV QA phantom (αριστερά) με τα laser και των sagittal markers του kV QA phantom με τα laser (δεξιά) στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1*



*Εικόνα 12β: Ευθυγράμμιση του kV QA phantom με τα laser στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam2*

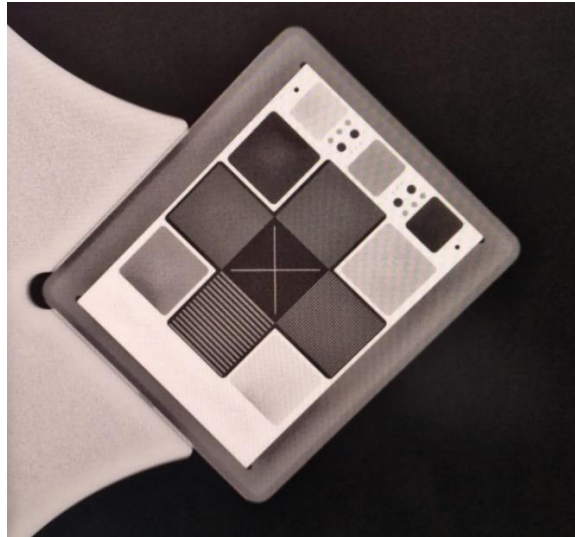
Στη συνέχεια, απαιτείται ο ορισμός ενός ραντεβού μέσω του Arja, εφόσον έχει σχεδιαστεί πλάνο θεραπείας το SNC Machine αντιμετωπίζεται από το σύστημα ως ασθενής με συγκεκριμένο κωδικό. Έπειτα, ακολουθεί η είσοδος στο Treatment Mode μέσω της κονσόλας του γραμμικού επιταχυντή και το άνοιγμα του αντίστοιχου πλάνου θεραπείας. Πιο συγκεκριμένα, ανοίγουμε το πλάνο θεραπείας που φέρει το όνομα kV QA εφόσον θέλουμε να λάβουμε εικόνες για το kV QA task.

Σε αυτό το σημείο, ο χρήστης επιλέγει Add >> Add Imaging και εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο που του δίνει την δυνατότητα επιλογής του είδους της απεικόνισης που επιθυμεί να πραγματοποιήσει δηλαδή: kV, MV ή CBCT απεικόνιση.

Στην συγκεκριμένη περίπτωση, επιλέξαμε τα εξής: kV, Before, Planned. Έπειτα, επιλέγουμε τα kV, τα mAs, την ανατομία (Anatomy) και το size στα οποία θα πραγματοποιηθεί η συγκεκριμένη kV λήψη. Ως ανατομία επιλέγουμε το Air Kerma, στο size επιλέγουμε Test και Test1. Εφόσον επιλέξουμε kV και mAs, πατάμε το σχετικό κουμπί το οποίο έχει ενεργοποιηθεί στην κονσόλα του γραμμικού επιταχυντή και πραγματοποιούμε την kV λήψη. (Τα κριτήρια με βάση τα οποία έγινε η επιλογή της ανατομίας, των kV και mAs αναγράφονται στις επόμενες σελίδες). Μόλις ολοκληρωθεί η kV λήψη, στην οθόνη της κονσόλας του γραμμικού επιταχυντή βλέπουμε την ψηφιακά ανακατασκευασμένη ακτινογραφική εικόνα (DRR-Digitally Reconstructed Radiograph) που έχει προκύψει για τον προεπιλεγμένο συνδυασμό kV και mAs. Στη συνέχεια, ο χρήστης μπορεί να προχωρήσει στην επόμενη kV λήψη, απλά αλλάζοντας τον συνδυασμό των kV και mAs. Ένα δείγμα των ψηφιακά ανακατασκευασμένων εικόνων (DRRs) για συγκεκριμένα kV και mAs, που λήφθηκαν κατά την διάρκεια της διεξαγωγής των μετρήσεων στους γραμμικούς επιταχυντές VitalBeam1 και VitalBeam2 φαίνονται στην **Εικόνα 13 a,b**.



**Εικόνα 13α:** DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) για  $kV=60$  και  $mAs=1.68$  στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1 (Ημερομηνία λήψης: 18/12/2019)



**Εικόνα 13b:** DRR (Digitally Reconstructed Radiograph) για  $kV=81$  και  $mAs=3.28$  στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam2 (Ημερομηνία λήψης:23/12/2019)

Η επιλογή των συνδυασμών  $kV$  και  $mAs$  για την λήψη των εικόνων αναφοράς βασίστηκε κυρίως στο φύλλο οδηγιών του SNC Machine [14], όπου για την λήψη των  $kV$  εικόνων συνιστά 70 έως 80  $kV$  και χαμηλά  $mAs$ . Τα χαμηλότερα  $mAs$  που μπορεί να επιλέξει κανείς από την κονσόλα του γραμμικού επιταχυντή μέσω Treatment Mode είναι τα 1.07  $mAs$ . Αρχικά, λάβαμε ορισμένες «δοκιμαστικές» λήψεις εικόνων με σταθερά  $kV$  (π.χ. 70  $kV$ ) και αυξανόμενα  $mAs$ , από την ελάχιστη τιμή 1.07  $mAs$  μέχρι την τιμή των  $mAs$  στην οποία ο θόρυβος ήταν πολύ αυξημένος και η εικόνα δεν ήταν αξιοποιήσιμη. Αυτό συνέβη στα 4 με 5  $mAs$ . Επομένως, το εύρος των  $mAs$  στο οποίο πραγματοποιήσαμε τις μετρήσεις περιορίστηκε στις εξής τιμές (με βάση τις επιλογές που έδινε η κονσόλα): 1.07 $mAs$ , 1.68 $mAs$ , 2.10 $mAs$ , 3.28  $mAs$ . Όσον αφορά τις τιμές των  $kV$  για την λήψη των μετρήσεων, ακολουθήσαμε το φύλλο οδηγιών του SNC Machine (70-80  $kV$ ) και για λόγους πληρότητας λάβαμε και άλλες δύο τιμές 60  $kV$  και 66  $kV$  εφόσον στις προδιαγραφές του  $kV$  QA phantom αναγράφεται ότι δέχεται από 60  $kV$  έως 130  $kV$ . Βέβαια, πραγματοποιήσαμε ορισμένες  $kV$  λήψεις με τις προκαθορισμένες επιλογές στην ανατομία όπως Head, Pelvis κλπ. Ωστόσο, σε αυτές τις  $kV$  λήψεις παρατηρήθηκε υπερβολικός θόρυβος και δεν μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν. Οπότε, όσον αφορά την ανατομία το Air Kerma ήταν η μοναδική επιλογή που έδινε αξιοποιήσιμες  $kV$  λήψεις. Επομένως, οι συνδυασμοί των  $kV$  και  $mAs$  που χρησιμοποιήσαμε καθ' όλη την διάρκεια των μετρήσεων φαίνεται στον Πίνακα 5.

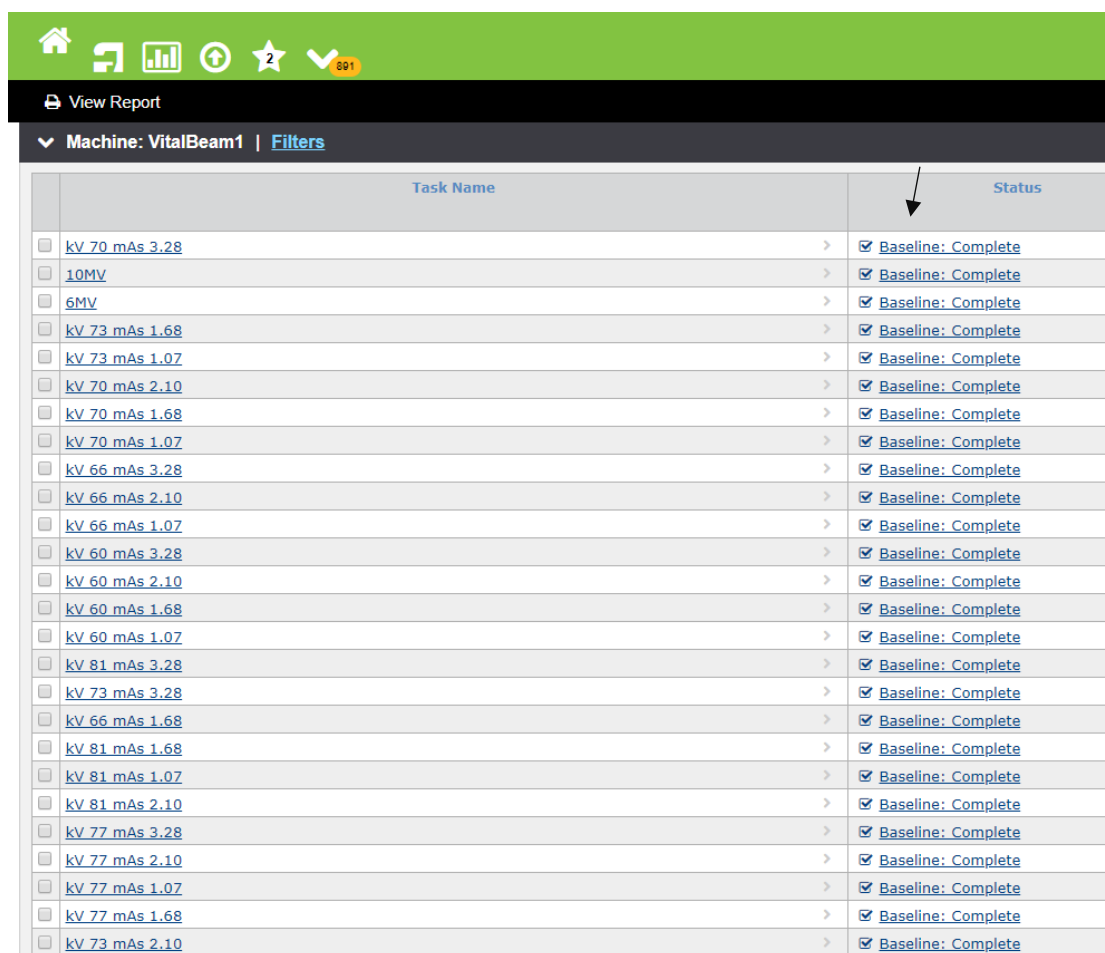
Πίνακας 5		
RT Image Label	kV	mAs
1a	60	1.07
1b	60	1.68
1c	60	2.10
1d	60	3.28
1e	66	1.07
1f	66	1.68
1g	66	2.10
1h	66	3.28
1i	70	1.07
1j	70	1.68
1k	70	2.10
1l	70	3.28
1m	73	1.07
1n	73	1.68
1o	73	2.10
1p	73	3.28
1q	77	1.07
1r	77	1.68
1s	77	2.10
1t	77	3.28
1u	81	1.07
1v	81	1.68
1w	81	2.10
1x	81	3.28

Το RT Image Label που αναγράφεται στον Πίνακα 5 είναι η κατάληξη του RT Image Label, δηλαδή η κατάληξη του ονόματος της εικόνας (DRR) που εμφανίζονται στην οθόνη του γραμμικού μετά την ολοκλήρωση της εκάστοτε λήψης. Αυτή την πληροφορία, την χρησιμοποιούμε στην συνέχεια για να εντοπίσουμε την εικόνα που επιθυμούμε να εισάγουμε στο Baseline Setup του SNC Machine και για να γνωρίζουμε σε ποια kV και mAs αντιστοιχεί.



Μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας της λήψης των μετρήσεων, όλες οι εικόνες (DRRs) που λάβαμε μεταφέρονται αυτόματα ως DICOM αρχεία από την κονσόλα του γραμμικού στο SNC Machine. Ωστόσο, επειδή πρόκειται για εικόνες που επιθυμούμε να χρησιμοποιηθούν ως εικόνες αναφοράς απαιτείται συγκεκριμένη διαδικασία για την καταχώριση τους. Συνοπτικά, από το Dashboard του SNC Machine δημιουργούμε ένα νέο kV QA task. Έπειτα, εισάγουμε την εικόνα που επιθυμούμε (DICOM αρχείο) ως εικόνα αναφοράς (baseline image). Το όνομα που δίνουμε στο kV QA task, αντιστοιχεί στα kV και mAs στα οποία έγινε η συγκεκριμένη λήψη της εικόνας. Δηλαδή για το QA task που το ονομάσαμε: kV 60 mAs 1.68, κατά την διάρκεια της λήψης των μετρήσεων, χρησιμοποιήσαμε kV=60 και mAs=1.68.

Εφόσον ολοκληρώσουμε την καταχώριση όλων των kV εικόνων (DICOM αρχεία) στο Dashboard του SNC Machine, στην κατάσταση (status) του κάθε kV QA task υπάρχει η ένδειξη Baseline Complete (ανατρέξτε στην *Εικόνα 14*).



The screenshot shows a dashboard for 'Machine: VitalBeam1' with a 'View Report' button. Below is a table of tasks with columns for 'Task Name' and 'Status'. An arrow points to the 'Status' column header. All tasks listed have a status of 'Baseline: Complete'.

Task Name	Status
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 70 mAs 3.28</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">10MV</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">6MV</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 73 mAs 1.68</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 73 mAs 1.07</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 70 mAs 2.10</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 70 mAs 1.68</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 70 mAs 1.07</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 66 mAs 3.28</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 66 mAs 2.10</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 66 mAs 1.07</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 60 mAs 3.28</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 60 mAs 2.10</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 60 mAs 1.68</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 60 mAs 1.07</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 81 mAs 3.28</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 73 mAs 3.28</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 66 mAs 1.68</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 81 mAs 1.68</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 81 mAs 1.07</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 81 mAs 2.10</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 77 mAs 3.28</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 77 mAs 2.10</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 77 mAs 1.07</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 77 mAs 1.68</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>
<input type="checkbox"/> <a href="#">kV 73 mAs 2.10</a>	<input checked="" type="checkbox"/> <a href="#">Baseline: Complete</a>

Machine: VitalBeam2   Filters	
Task Name	Status
<input type="checkbox"/> 6MV	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> 10MV	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 77 mAs 2.10	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 77 mAs 3.28	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 77 mAs 1.68	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 77 mAs 1.07	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 73 mAs 3.28	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 73 mAs 2.10	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 73 mAs 1.07	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 70 mAs 3.28	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 70 mAs 2.10	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 70 mAs 1.68	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 70 mAs 1.07	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 66 mAs 3.28	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 66 mAs 2.10	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 66 mAs 1.68	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 66 mAs 1.07	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 60 mAs 3.28	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 60 mAs 2.10	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 60 mAs 1.68	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 60 mAs 1.07	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 73 mAs 1.68	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 81 mAs 3.28	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 81 mAs 2.10	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 81 mAs 1.68	✔ Baseline: Complete
<input type="checkbox"/> kV 81 mAs 1.07	✔ Baseline: Complete

**Εικόνα 14:** Baseline Complete για όλα τα kV QA tasks τόσο για VitalBeam1 όσο και για VitalBeam2

Σε αυτό το σημείο, στο κάθε kV QA task, υπάρχει μία kV λήψη δηλαδή ένα DICOM αρχείο. Όμως, το SNC Machine δίνει την δυνατότητα στον χρήστη να προσθέτει σε κάθε QA task περισσότερα από ένα DICOM αρχεία. Συνεπώς, αποφασίσαμε να αξιοποιήσουμε αυτή την δυνατότητα. Για αυτό τον σκοπό, επαναλάβαμε όλες τις kV λήψεις του Πίνακα 5 σε επιπλέον 3 διαφορετικές ημερομηνίες για τον κάθε γραμμικό επιταχυντή (VitalBeam1, VitalBeam2).

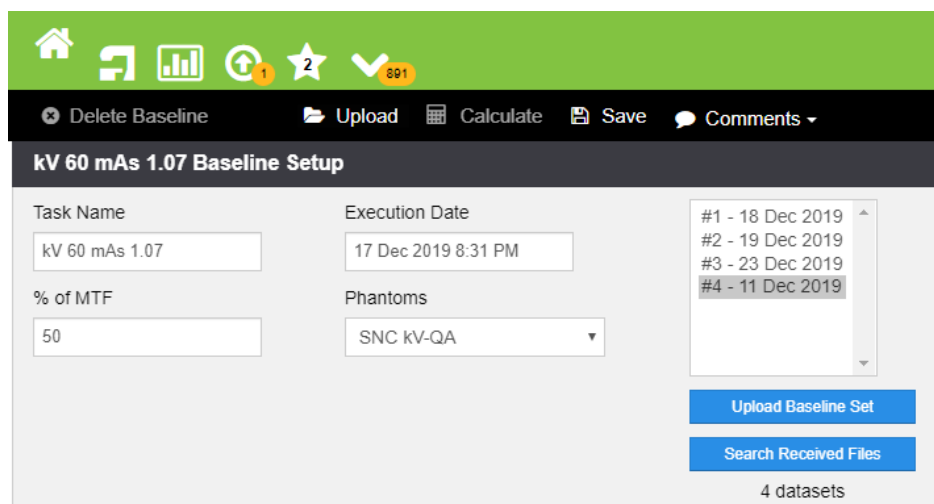
Οπότε, μόλις ολοκληρώσαμε την καταχώριση των kV λήψεων του Πίνακα 5 της 1<sup>ης</sup> φοράς, κάναμε download όλα τα DICOM αρχεία που είχαμε ορίσει ως εικόνες αναφοράς και τα αποθηκεύσαμε σε αντίστοιχο φάκελο σε ένα flash disk.

Έπειτα, επιστρέφουμε στο Dashboard του SNC Machine και διαγράφουμε όλες τις εικόνες αναφοράς (baseline images) που έχουμε καταχωρήσει μέχρι στιγμής. Η διαγραφή των baseline images σε αυτό το σημείο είναι απαραίτητη. Αυτό οφείλεται στο εξής: εφόσον έχουμε δει την ένδειξη Baseline Complete, το SNC Machine θεωρεί ότι έχει ολοκληρωθεί ο ορισμός των τιμών αναφοράς και οποιαδήποτε μέτρηση λάβουμε από αυτό το σημείο και μετά, θεωρείται αυτόματα από το SNC Machine ως εικόνα QA (εικόνα προς έλεγχο). Όμως, από την στιγμή που επιθυμούμε να προσθέσουμε και άλλες kV εικόνες αναφοράς στο εκάστοτε kV QA task, πρέπει να διαγράψουμε όλες τις εικόνες που έχουμε καταχωρήσει μέχρι στιγμής, εφόσον πρώτα τις αποθηκεύσουμε σε ένα flash disk ή σε έναν εξωτερικό σκληρό δίσκο.

Η επανάληψη των μετρήσεων επί 3 φορές κρίθηκε αναγκαία, διότι για τον υπολογισμό της τιμής αναφοράς (baseline value) π.χ. της χωρικής διακριτικής ικανότητας, το SNC Machine προσδιορίζει τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς της χωρικής διακριτικής που υπολόγισε σε κάθε εικόνα αναφοράς κατά την εισαγωγή της στο Baseline Setup του SNC Machine. Άρα, όσο μεγαλύτερο δείγμα εικόνων αναφοράς εισάγουμε τόσο περισσότερο ασφαλές είναι το αποτέλεσμα που μας δίνει το SNC Machine για την τιμή αναφοράς της εκάστοτε παραμέτρου (χωρική διακριτική ικανότητα, αντίθεση, ομοιογένεια, θόρυβος, σφάλμα στην μεγέθυνση). Βέβαια, το SNC Machine έχει σχεδιαστεί ώστε να εξάγει αποτελέσματα ακόμη και με μία εικόνα αναφοράς. Συνεπώς, οι 4 μετρήσεις για τον κάθε συνδυασμό kV και mAs αποτελούν ένα ικανοποιητικό δείγμα για τον ορισμό των τιμών αναφοράς των παραμέτρων που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας του kV συστήματος απεικόνισης. Εφόσον η διαδικασία της λήψης των μετρήσεων έγινε 4 φορές, οι διαδικασίες της καταχώρησης, της αποθήκευσης και της διαγραφής των μετρήσεων υποχρεωτικά έγιναν 4 φορές.

Εφόσον ολοκληρώθηκαν οι προαναφερθέντες διαδικασίες, στους φακέλους που αποθηκεύσαμε τις μετρήσεις στο flash disk υπάρχουν 4 DICOM αρχεία για το κάθε kV QA task τόσο για τον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1 όσο και για τον VitalBeam2. Το τελικό βήμα της πειραματικής διαδικασίας για το kV QA task, περιλαμβάνει την τελική καταχώριση του συνόλου των αποθηκευμένων μετρήσεων στα αντίστοιχα QA tasks στο SNC Machine.

Μετά το πέρας της τελικής διαδικασίας καταχώρισης στο εκάστοτε kV QA task, έχουμε 4 εικόνες αναφοράς (4 DICOM αρχεία):



The screenshot displays the 'kV 60 mAs 1.07 Baseline Setup' configuration window. At the top, there is a navigation bar with icons for home, refresh, chart, upload, star, and checkmark. Below this is a menu bar with options: Delete Baseline, Upload, Calculate, Save, and Comments. The main configuration area contains the following fields:

- Task Name: kV 60 mAs 1.07
- Execution Date: 17 Dec 2019 8:31 PM
- % of MTF: 50
- Phantoms: SNC KV-QA

On the right side, there is a list of datasets:

- #1 - 18 Dec 2019
- #2 - 19 Dec 2019
- #3 - 23 Dec 2019
- #4 - 11 Dec 2019

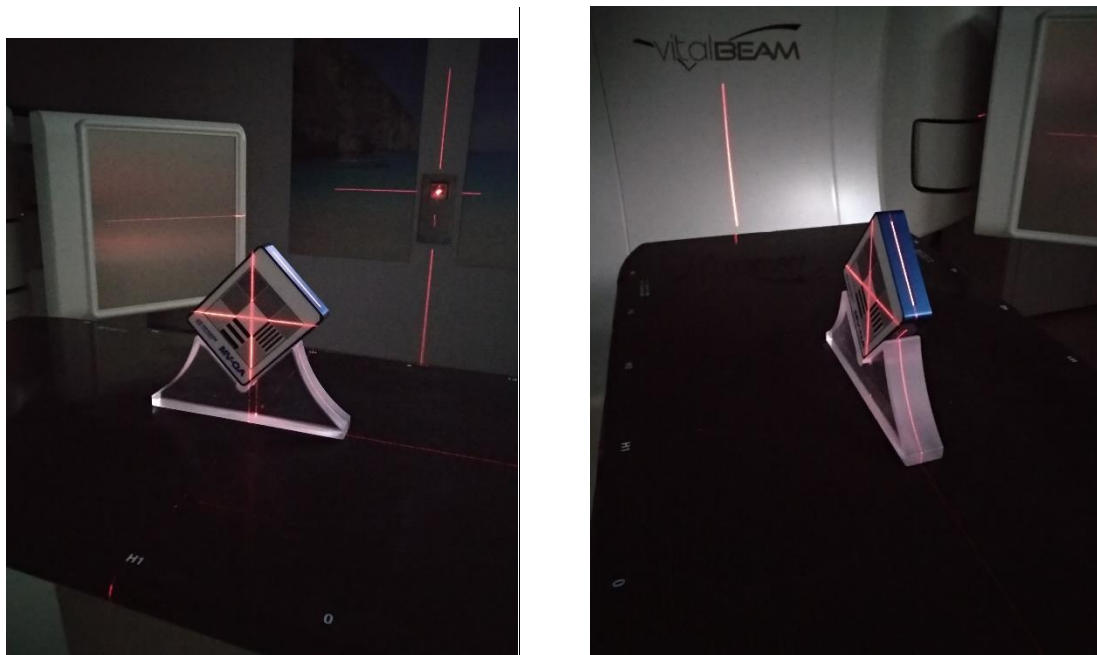
At the bottom right, there are two buttons: 'Upload Baseline Set' and 'Search Received Files'. Below the buttons, it indicates '4 datasets'.

Το κάθε DICOM αρχείο χαρακτηρίζεται από το SNC Machine ως dataset.

Για το MV QA task κατά την διάρκεια των μετρήσεων ακολούθησαμε την εξής διαδικασία:

### **Διαδικασία για την λήψη των μετρήσεων (MV QA task):**

Η διαδικασία της λήψης των μετρήσεων για το MV QA task, ξεκινά με την ευθυγράμμιση του MV QA phantom με τα επιτοίχια laser. Για την ευθυγράμμιση με τα laser το MV QA phantom διαθέτει σταυρόνημα αλλά και sagittal markers (ανατρέξτε στην *Εικόνα 15*).



*Εικόνα 15: Ευθυγράμμιση του σταυρονήματος του MV QA phantom (αριστερά) με τα laser και των sagittal markers του MV QA phantom με τα laser (δεξιά) στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam 1(ίδια ακριβώς διαδικασία ακολούθηθηκε και στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam2)*

Στη συνέχεια, έπεται ο ορισμός ενός ραντεβού μέσω του Agia, ακριβώς η ίδια διαδικασία που ακολούθηθηκε στο kV QA task. Έπειτα, ακολουθεί η είσοδος στο Treatment Mode του γραμμικού επιταχυντή και το άνοιγμα του αντίστοιχου πλάνου θεραπείας. Πιο συγκεκριμένα, ανοίγουμε το πλάνο θεραπείας που φέρει το όνομα 6 MV QA εφόσον θέλουμε να λάβουμε εικόνες για το 6 MV QA task.

Σε αυτό το σημείο, ο χρήστης επιλέγει Add >>Add Imaging και εμφανίζεται ένα νέο παράθυρο που του δίνει την δυνατότητα επιλογής του είδους της απεικόνισης που επιθυμεί δηλαδή: kV, MV ή CBCT απεικόνιση.

Στην συγκεκριμένη περίπτωση, επιθυμούμε την λήψη εικόνων αναφοράς για το 6 MV QA task. Στη συνέχεια επιλέγουμε τα εξής: MV, Before, open port (ανοικτό πεδίο). Η ενέργεια της δέσμης φωτονίων, έχει οριστεί από το πλάνο θεραπείας στα 6MV. Έπειτα, πατάμε το σχετικό κουμπί το οποίο έχει ενεργοποιηθεί στην κονσόλα του γραμμικού επιταχυντή και

πραγματοποιούμε την MV λήψη. Για την συγκεκριμένη λήψη ο γραμμικός επιταχυντής χορηγεί (default) 2MUs (Monitor Units).

Μόλις ολοκληρωθεί η MV λήψη, ανοίγει ένα παράθυρο στην οθόνη της κονσόλας του γραμμικού το οποίο μας δείχνει την ψηφιακά ανακατασκευασμένη ακτινογραφική εικόνα (DRR-Digitally Reconstructed Image) που έχει προκύψει.

Στη συνέχεια, ανοίγουμε το 2<sup>ο</sup> πλάνο θεραπείας το οποίο φέρει το όνομα 10 MV QA εφόσον θέλουμε να λάβουμε εικόνες για το 10 MV QA task και επαναλαμβάνουμε την διαδικασία που ακολουθήσαμε για το 6 MV QA task. Η μόνη διαφορά σχετίζεται με την ενέργεια της δέσμης φωτονίων η οποία έχει οριστεί στα 10 MV στο πλάνο θεραπείας 10 MV QA. Ένα δείγμα των ψηφιακά ανακατασκευασμένων εικόνων (DRRs) για 6 MV και για 10 MV, που λήφθηκαν κατά την διάρκεια της διεξαγωγής των μετρήσεων στους γραμμικούς επιταχυντές VitalBeam1 και VitalBeam2 φαίνονται στην *Εικόνα 16 a, b*.



*Εικόνα 16a: DRR για την δέσμη φωτονίων ενέργειας 6 MV στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1*



*Εικόνα 16b: DRR για την δέσμη φωτονίων ενέργειας 10 MV στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1*

Επομένως, για το MV QA task κάθε φορά που πραγματοποιούνται οι μετρήσεις, λαμβάναμε δύο MV εικόνες, μία εικόνα για την δέσμη φωτονίων ενέργειας 6MV και μία για τα 10MV.

Έπειτα, καταχωρούμε τις δύο MV εικόνες (6MV,10MV) της 1<sup>ης</sup> φοράς στο αντίστοιχο MV QA task ως εικόνες αναφοράς. Στη συνέχεια κάνουμε download τις εικόνες αναφοράς, τις αποθηκεύουμε σε ένα flash disk και τέλος τις διαγράφουμε από το Dashboard του SNC Machine. Εφόσον, ολοκληρωθούν οι ακόλουθες διαδικασίες:

- Λήψη των μετρήσεων
  - Καταχώρηση των μετρήσεων στο Baseline Setup του SNC Machine
  - Αποθήκευση των μετρήσεων σε flash disk
  - Διαγραφή των μετρήσεων από το Dashboard του SNC Machine
- X 3 φορές

Έπειτα η διαδικασία της τελικής καταχώρισης των μετρήσεων (MV QA task). Αυτή η διαδικασία είναι ίδια με την αντίστοιχη διαδικασία που ακολουθήθηκε κατά τη διάρκεια του kV QA task, με την εξής διαφορά: αντί για τα DICOM αρχεία των kV λήψεων εισάγουμε τα DICOM αρχεία των MV λήψεων. Επομένως, μετά το πέρας της διαδικασίας της τελικής καταχώρισης των εικόνων αναφοράς σε κάθε MV QA task (6MV, 10MV για VitalBeam1 και VitalBeam2) θα έχουμε 3 εικόνες αναφοράς όπως φαίνεται και στην εικόνα:

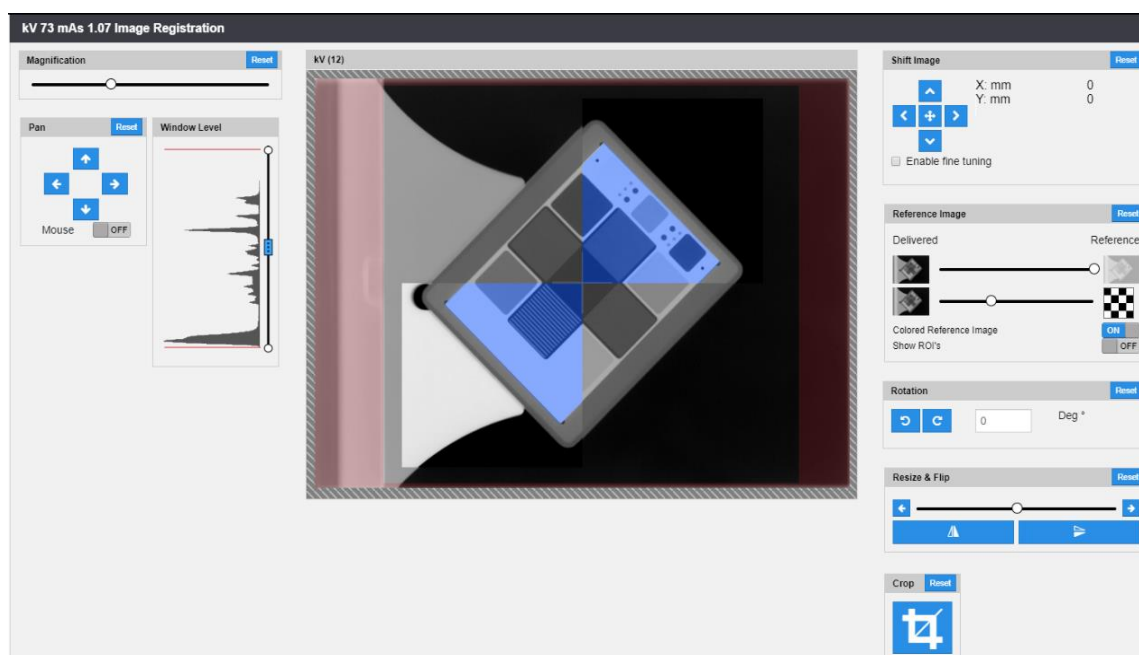
The screenshot displays the 'MV 10 Baseline Setup' interface. At the top, there is a navigation bar with icons for home, refresh, chart, upload, star, and checkmark. Below this is a menu bar with options: Delete Baseline, Upload, Calculate, Save, and Comments. The main form area contains the following fields and controls:

- Task Name:** Input field containing 'MV 10'.
- Execution Date:** Input field containing '18 Dec 2019 3:06 AM'.
- % of MTF:** Input field containing '70'.
- Phantoms:** Dropdown menu set to 'SNC MV-QA (Steel)'.
- Dataset Selection:** A list box showing three entries: '#1 - 18 Dec 2019', '#2 - 19 Dec 2019', and '#3 - 23 Dec 2019'. The third entry is highlighted.
- Buttons:** Two blue buttons labeled 'Upload Baseline Set' and 'Search Received Files'.
- Status:** A label at the bottom right indicating '3 datasets'.

Λόγω έλλειψης χρόνου στα MV QA task λάβαμε μία εικόνα λιγότερη σε σχέση με τα kV QA tasks στα οποία έχουμε 4 εικόνες αναφοράς. Βέβαια, οι 3 εικόνες αναφοράς είναι επαρκές δείγμα αν αναλογιστεί κανείς ότι το SNC Machine δίνει την δυνατότητα στον χρήστη να διεξάγει ελέγχους ακόμη και με μία εικόνα αναφοράς.

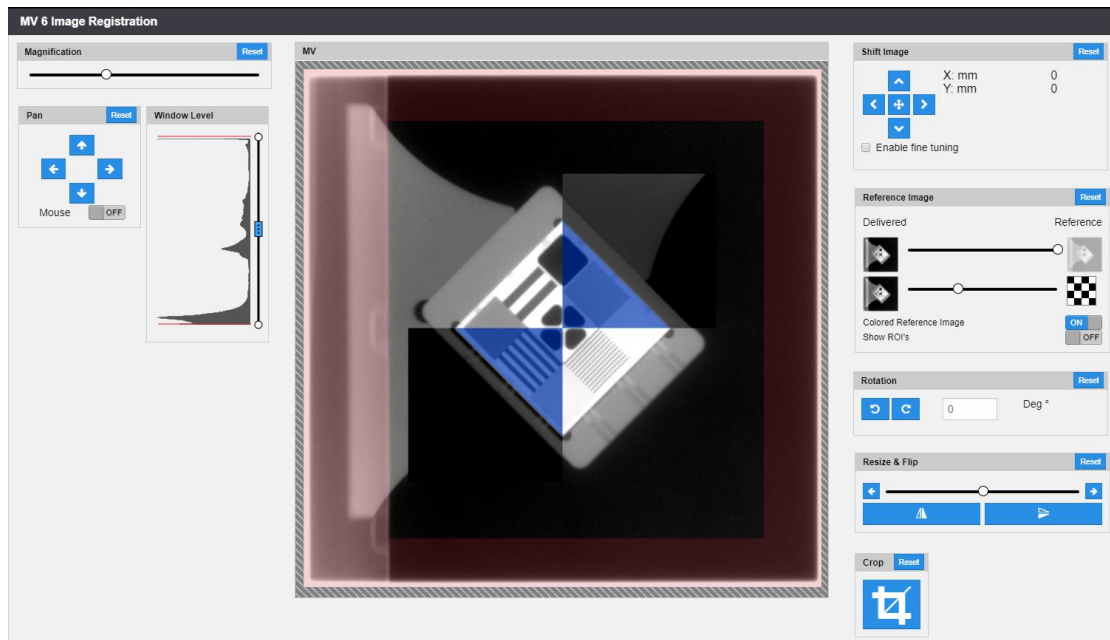
### 4.3) Αποτελέσματα:

Εφόσον ολοκληρώθηκε η διαδικασία της τελικής καταχώρισης, τόσο για τις kV όσο και για τις MV εικόνες (DICOM αρχεία) που έχουν καταχωρηθεί στα kV και MV QA tasks αντίστοιχα, χρησιμοποιήθηκε ένα εργαλείο του SNC Machine το οποίο ονομάζεται Image Registration. Το Image Registration συγκρίνει την εκάστοτε kV ή MV λήψη (DICOM αρχεία) που έχουμε εισάγει εμείς στο SNC Machine (Delivered Image) με μία εικόνα αναφοράς (Reference Image) η οποία είναι προκαθορισμένη από το SNC Machine. Επιπλέον, το Image Registration διαθέτει τα εξής εργαλεία: shift image, rotation, resize & flip, crop, pan, magnification και window level (περισσότερες λεπτομέρειες αναγράφονται παρακάτω) [12].



*Εικόνα 17: kV Image Registration για το QA task: kV 73 mAs 1.07 για τον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1*





*Εικόνα 18: MV Image Registration για το 6 MV QA task για τον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1*

Πιο αναλυτικά όπου:

**Magnification** – Πρόκειται για το εργαλείο που χρησιμοποιούμε για να μεγεθύνουμε τόσο την Reference Image όσο και την Delivered Image. Η χρήση αυτού του εργαλείου δεν επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας.

**Pan** – Με το συγκεκριμένο εργαλείο μετακινούμε την Reference Image ως προς την Delivered Image. Η χρήση αυτού του εργαλείου δεν επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας.

**Shift Image** – Αυτό το εργαλείο το χρησιμοποιούμε για να μετακινήσουμε την Delivered Image ως προς την Reference Image, όπως π.χ. στην περίπτωση που επιθυμούμε να ευθυγραμμίσουμε το σταυρόνημα της Delivered Image ως προς την Reference Image. Μία ειδική ρύθμιση για το Shift Image είναι το Enable fine tuning το οποίο μειώνει την απόσταση που διανύει η Delivered Image ως προς την Reference Image μεταξύ των κλικ. Αυτή η απόσταση εξαρτάται από το μέγεθος της Delivered Image αλλά και από το DPI (Dots Per Inch) της Delivered Image. Η χρήση αυτού του εργαλείου δεν επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας.

**Rotation** – Με αυτό το εργαλείο μπορούμε να περιστρέψουμε την Delivered Image μία μοίρα με ωρολογιακή είτε αντιωρολογιακή φορά ή απλώς πληκτρολογούμε στο κελί την γωνία με την οποία επιθυμούμε να περιστραφεί η Delivered Image και πατάμε το Enter. Με το Reset επαναφέρουμε την Delivered Image στον αρχικό της προσανατολισμό.

**Crop** – Αυτό το εργαλείο το χρησιμοποιούμε για να περικόψουμε από την Delivered Image ανεπιθύμητα τμήματα. Με το Reset επαναφέρουμε την Delivered Image στις αρχικές ρυθμίσεις.



**Window Level** – Το window level το χρησιμοποιούμε για να προσαρμόσουμε τον λόγο του άσπρο προς μαύρο ή το επίπεδο της φωτεινότητας στην Delivered Image. Η χρήση αυτού του εργαλείου δεν επηρεάζει την ποιότητα της Delivered Image.

Τόσο στην *Εικόνα 17* όσο και στην *Εικόνα 18* χρησιμοποιήσαμε αποκλειστικά το εργαλείο **Crop** για να εξαλείψουμε από την Delivered Image την περιοχή στην εικόνα που περικλείει την τράπεζα θεραπείας (couch). Όμως, σε κάποια άλλα kV και MV QA tasks χρησιμοποιήσαμε το εργαλείο **Shift Image** ώστε να ευθυγραμμίσουμε το σταυρόνημα της Delivered Image ως προς την Reference Image.

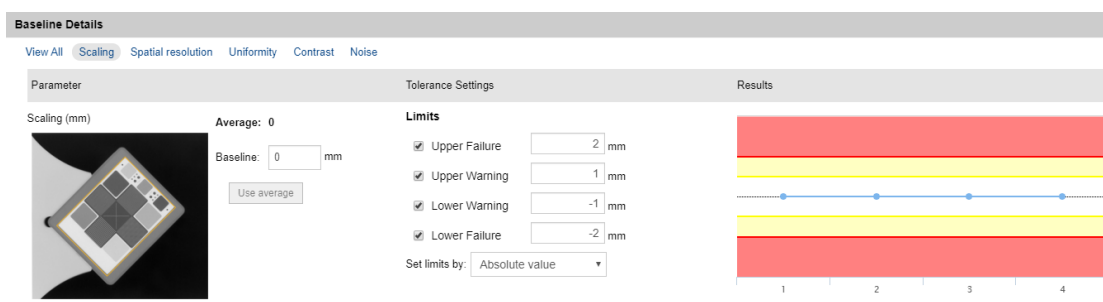
Εφόσον ολοκληρωθεί η διαδικασία του Image Registration, για το συγκεκριμένο kV ή MV QA task, το SNC Machine υπολογίζει την τιμή αναφοράς (baselines) της εκάστοτε παραμέτρου (χωρική διακριτική ικανότητα, αντίθεση, ομοιογένεια, σφάλμα στην μεγέθυνση και θόρυβο), ενώ ταυτόχρονα υπολογίζει τόσο τα όρια δράσης (action levels) όσο και τα όρια ανοχής (tolerances) για την εκάστοτε παράμετρο. Τα όρια δράσης το SNC Machine τα αναφέρει ως Lower ή Upper Failure, ενώ τα όρια ανοχής τα αναφέρει ως Lower και Upper Warnings. Τα όρια ανοχής είναι λιγότερο αυστηρά και ουσιαστικά προειδοποιούν τον χρήστη ότι η εκάστοτε παράμετρος πλησιάζει τα όρια δράσης. Τα όρια δράσης, είναι ένα είδος «κόκκινης γραμμής» και αν κάποια παράμετρος βρεθεί εκτός των ορίων δράσης τότε πρέπει να γίνει κάποια ενέργεια για την επαναφορά της παραμέτρου εντός των αντίστοιχων ορίων.

**4.3.1) Ενδεικτικά για το kV QA task: kV 73 mAs 1.07 στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1 με χρήση του SNC Machine λαμβάνουμε τα ακόλουθα αποτελέσματα:**

QA task: kV 73 mAs 1.07 VitalBeam1	Baseline	Lower Failure	Lower Warning	Upper Warning	Upper Failure
<b>Scaling (mm)</b>	0	-2	-1	1	2
<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	1.24	0.68	0.87	-	-
<b>Uniformity (%)</b>	99.30	54.61	69.51	-	-
<b>Contrast</b>	0.56	0.31	0.40	-	-
<b>Noise</b>	130.79	71.93	91.55	170.03	189.65

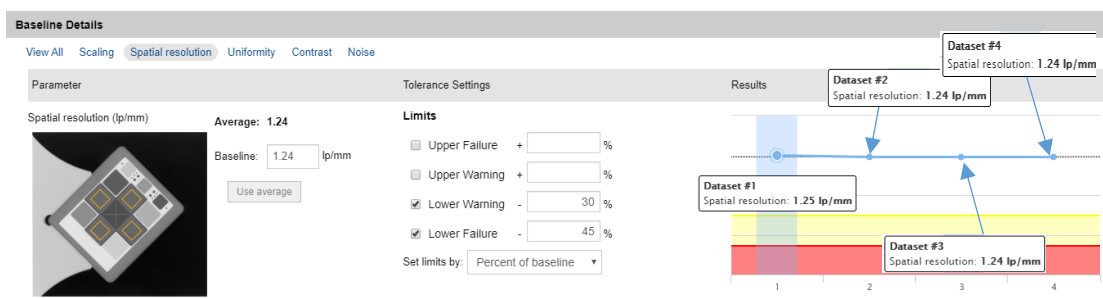
Τα αναλυτικά αποτελέσματα για το kV QA task: kV 73 mAs 1.07 είναι τα εξής:

Για το σφάλμα στην μεγέθυνση (Scaling) έχουμε τα εξής αποτελέσματα:



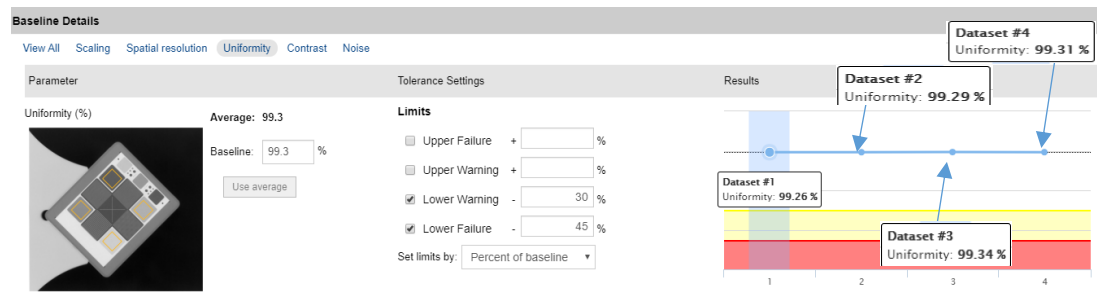
Η τιμή αναφοράς (baseline) για το σφάλμα στην μεγέθυνση αντιστοιχεί σε 0 mm. Αυτή η τιμή αποτελεί τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς για το σφάλμα στην μεγέθυνση, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα και από τα 4 DICOM αρχεία. Επιπλέον, τα άνω και κάτω όρια δράσης (Upper Failure) έχουν οριστεί από το SNC Machine στα 2 mm και - 2mm αντίστοιχα. Τα άνω και κάτω όρια ανοχής έχουν οριστεί από το SNC Machine στα 1mm και -1mm αντίστοιχα. Τα συγκεκριμένα όρια συστήνονται από το φύλλο οδηγιών του SNC Machine [14].

Για την χωρική διακριτική ικανότητα (Spatial resolution) έχουμε τα εξής αποτελέσματα:



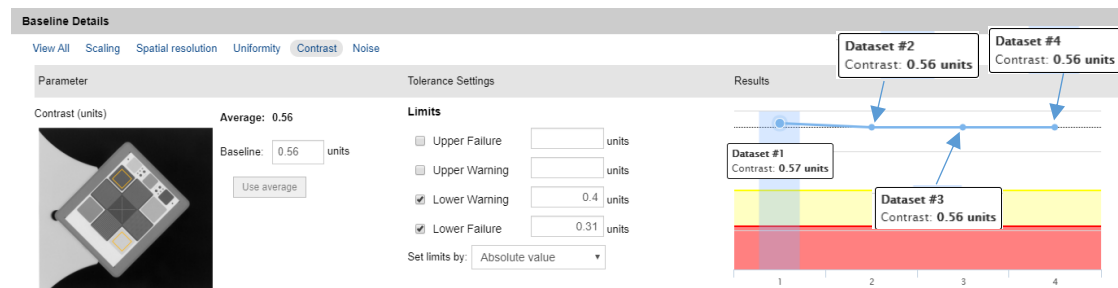
Η τιμή αναφοράς (baseline) για την χωρική διακριτική ικανότητα αντιστοιχεί σε 1.24 lp/mm. Αυτή η τιμή είναι ο μέσος όρος των τιμών αναφοράς για την χωρική διακριτική ικανότητα, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα και από τα 4 DICOM αρχεία (4 datasets). Επιπλέον, το κάτω όριο δράσης (Lower Failure) έχει οριστεί από το SNC Machine ως η απόκλιση από την τιμή αναφοράς κατά 45%, ενώ το κάτω όριο ανοχής (Lower Warning) έχει οριστεί ως η απόκλιση από την τιμή αναφοράς κατά 30%. Θεωρούμε ότι δεν υπάρχουν άνω όριο δράσης και άνω όριο ανοχής για την χωρική διακριτική ικανότητα, διότι όσο υψηλότερη χωρική διακριτική ικανότητα έχουμε τόσο περισσότερο βελτιώνεται η ποιότητα της εικόνας.

Για την ομοιογένεια (Uniformity) έχουμε τα εξής αποτελέσματα:



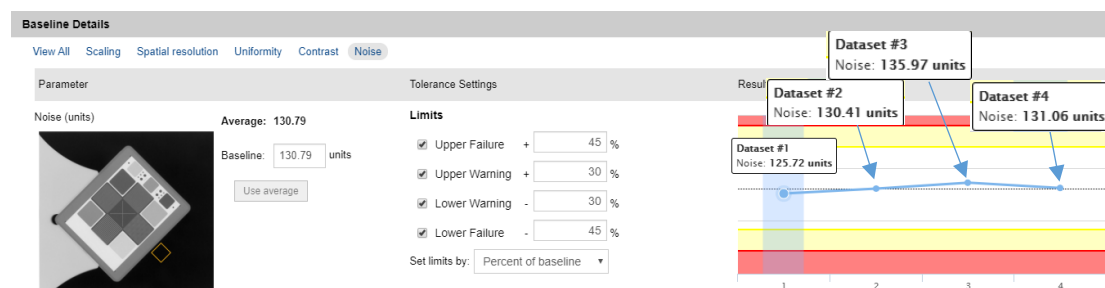
Η τιμή αναφοράς (baseline) για την ομοιογένεια αντιστοιχεί σε 99.3%. Αυτή η τιμή αποτελεί τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς για την ομοιογένεια, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα και από τα 4 DICOM αρχεία (4 datasets). Για τα όρια δράσης και τα όρια ανοχής ισχύουν όσα προαναφέρθηκαν για την χωρική διακριτική ικανότητα.

Για την αντίθεση (contrast) έχουμε τα εξής αποτελέσματα:



Η τιμή αναφοράς (baseline) για την αντίθεση αντιστοιχεί σε 0.56 units. Αυτή η τιμή αποτελεί τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς για την αντίθεση, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα και από τα 4 DICOM αρχεία (4 datasets). Επιπλέον, το κάτω όριο δράσης (Lower Failure) για την αντίθεση έχει οριστεί από το SNC Machine στα 0.31 units, ενώ το κάτω όριο ανοχής (Lower Warning) έχει οριστεί από το SNC Machine στα 0.4 units.

Για τον θόρυβο (noise) έχουμε τα ακόλουθα αποτελέσματα:



Η τιμή αναφοράς (baseline) για τον θόρυβο αντιστοιχεί σε 130.79 units. Αυτή η τιμή αποτελεί τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς για τον θόρυβο, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα και από τα 4 DICOM αρχεία (4 datasets). Για τα κάτω όρια δράσης και τα κάτω όρια ανοχής ισχύουν όσα προαναφέρθηκαν για την χωρική διακριτική ικανότητα. Επιπλέον, το άνω όριο δράσης (Lower Failure) έχει οριστεί από το SNC Machine ως η απόκλιση από την τιμή αναφοράς κατά 45%, ενώ το άνω όριο ανοχής (Lower Warning) έχει οριστεί ως η απόκλιση από την τιμή αναφοράς κατά 30%.

Σχόλιο: Αντίστοιχα αποτελέσματα λάβαμε για τα υπόλοιπα kV QA tasks του VitalBeam1 αλλά και για τα kV QA tasks του VitalBeam2.

Σχόλια που αφορούν τους Πίνακες 6,7,8,9 και 10 που ακολουθούν:

Στους Πίνακες 6,7,8,9 και 10 που ακολουθούν, βλέπουμε τα αναλυτικά αποτελέσματα των τιμών αναφοράς για όλες τις παραμέτρους που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας του kV συστήματος απεικόνισης για όλους τους συνδυασμούς kV και mAs και για τα 4 datasets (DICOM αρχεία) και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές VitalBeam1 και Vitalbeam2. Όπως βλέπουμε από τον Πίνακα 6, για το σφάλμα στην μεγέθυνση της εικόνας (Scaling) υπάρχει απόλυτη επαναληψιμότητα μεταξύ των μετρήσεων και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές. Από τους Πίνακες 7, 8 και 9 για την χωρική διακριτική ικανότητα, την ομοιογένεια και την αντίθεση αντίστοιχα, παρατηρούμε ότι υπάρχει πολύ καλή (όχι απόλυτη) επαναληψιμότητα μεταξύ των 4 datasets για τον κάθε συνδυασμό kV και mAs και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές. Όσον αφορά τον θόρυβο (Πίνακας 10), παρατηρήσαμε τις πιο μεγάλες αποκλίσεις συγκρίνοντας και με τις υπόλοιπες παραμέτρους (π.χ ομοιογένεια, αντίθεση κλπ). Ωστόσο, όλες οι μετρήσεις ανήκουν στην ίδια τάξη μεγέθους ανά συνδυασμό kV και mAs και υπήρχε επαναληψιμότητα μεταξύ των 4 datasets. Αυτό είναι ένα θετικό αποτέλεσμα, αφού υποδεικνύει ότι οι γραμμικοί επιταχυντές είναι σταθεροί. Επιπλέον, η επαναληψιμότητα μεταξύ των 4 datasets για τον ίδιο συνδυασμό kV και mAs μας υποδεικνύει ότι στους ελέγχους ποιότητας που θα ακολουθήσουν δεν είναι απαραίτητο να λαμβάνουμε 24 διαφορετικούς συνδυασμούς kV και mAs, αλλά μας αρκεί 1 συνδυασμός kV και mAs εφόσον παρατηρούμε σταθερότητα.

**4.3.2)** Στον Πίνακα 6 ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για το σφάλμα στην μεγέθυνση (Scaling (mm)), για όλους τους συνδυασμούς kV και mAs, για τα 4 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 6 – Baseline values for scaling (mm)									
LINAC:		VitalBeam1				VitalBeam2			
kV	mAs	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4
60	1.07	0	0	0	0	0	0	0	0
60	1.68	0	0	0	0	0	0	0	0
60	2.10	0	0	0	0	0	0	0	0
60	3.28	0	0	0	0	0	0	0	0
66	1.07	0	0	0	0	0	0	0	0
66	1.68	0	0	0	0	0	0	0	0
66	2.10	0	0	0	0	0	0	0	0
66	3.28	0	0	0	0	0	0	0	0
70	1.07	0	0	0	0	0	0	0	0
70	1.68	0	0	0	0	0	0	0	0
70	2.10	0	0	0	0	0	0	0	0
70	3.28	0	0	0	0	0	0	0	0
73	1.07	0	0	0	0	0	0	0	0
73	1.68	0	0	0	0	0	0	0	0
73	2.10	0	0	0	0	0	0	0	0
73	3.28	0	0	0	0	0	0	0	0
77	1.07	0	0	0	0	0	0	0	0
77	1.68	0	0	0	0	0	0	0	0
77	2.10	0	0	0	0	0	0	0	0
77	3.28	0	0	0	0	0	0	0	0
81	1.07	0	0	0	0	0	0	0	0
81	1.68	0	0	0	0	0	0	0	0
81	2.10	0	0	0	0	0	0	0	0
81	3.28	0	0	0	0	0	0	0	0

**4.3.3)** Στον Πίνακα 7 ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για την χωρική διακριτική ικανότητα (Spatial Resolution (lp/mm)), για όλους τους συνδυασμούς kV και mAs, για τα 4 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 7 – Baseline values for spatial resolution (lp/mm)									
LINAC:		VitalBeam1				VitalBeam2			
kV	mAs	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4
60	1.07	1.24	1.24	1.24	1.25	1.27	1.27	1.26	1.27
60	1.68	1.17	1.19	1.19	1.17	1.28	1.28	1.28	1.29
60	2.10	1.26	1.26	1.25	1.25	1.28	1.28	1.29	1.3
60	3.28	1.26	1.26	1.26	1.26	1.29	1.29	1.3	1.29
66	1.07	1.23	1.24	1.22	1.22	1.27	1.27	1.27	1.28
66	1.68	1.25	1.26	1.25	1.25	1.28	1.29	1.28	1.3
66	2.10	1.27	1.26	1.26	1.27	1.29	1.29	1.29	1.3
66	3.28	1.26	1.27	1.27	1.27	1.3	1.29	1.3	1.3
70	1.07	1.24	1.24	1.24	1.25	1.27	1.27	1.27	1.28
70	1.68	1.27	1.27	1.26	1.27	1.29	1.28	1.29	1.3
70	2.10	1.26	1.26	1.27	1.26	1.29	1.3	1.3	1.3
70	3.28	1.26	1.27	1.27	1.27	1.31	1.31	1.3	1.31
73	1.07	1.25	1.24	1.24	1.24	1.27	1.28	1.27	1.28
73	1.68	1.27	1.26	1.27	1.27	1.29	1.29	1.29	1.3
73	2.10	1.26	1.27	1.27	1.26	1.3	1.3	1.3	1.3
73	3.28	1.27	1.27	1.27	1.28	1.31	1.3	1.3	1.31
77	1.07	1.25	1.24	1.24	1.25	1.28	1.28	1.28	1.28
77	1.68	1.26	1.26	1.27	1.26	1.3	1.3	1.3	1.31
77	2.10	1.26	1.27	1.27	1.27	1.3	1.3	1.31	1.3
77	3.28	1.27	1.27	1.27	1.27	1.3	1.3	1.31	1.29
81	1.07	1.25	1.26	1.26	1.25	1.28	1.28	1.28	1.29
81	1.68	1.26	1.26	1.26	1.27	1.3	1.29	1.3	1.3
81	2.10	1.27	1.27	1.27	1.27	1.31	1.31	1.3	1.3
81	3.28	1.27	1.27	1.27	1.27	1.31	1.31	1.31	1.31

**4.3.4)** Στον Πίνακα 8 ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για την ομοιογένεια (Uniformity (%)), για όλους τους συνδυασμούς kV και mAs, για τα 4 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 8– Baseline values for Uniformity (%)									
LINAC:		VitalBeam1				VitalBeam2			
kV	mAs	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4
60	1.07	99.67	99.69	99.68	99.68	99.65	99.62	99.64	99.64
60	1.68	99.56	99.57	99.56	99.57	99.49	99.48	99.49	99.51
60	2.10	99.46	99.5	99.52	99.49	99.41	99.43	99.42	99.44
60	3.28	99.27	99.27	99.28	99.26	99.18	99.17	99.17	99.12
66	1.07	99.55	99.56	99.53	99.53	99.47	99.43	99.48	99.47
66	1.68	99.36	99.39	99.37	99.37	99.31	99.29	99.28	99.28
66	2.10	99.29	99.26	99.26	99.21	99.15	99.15	99.14	99.13
66	3.28	98.8	98.78	98.77	98.75	98.45	98.52	98.52	98.47
70	1.07	99.35	99.42	99.43	99.42	99.36	99.36	99.33	99.33
70	1.68	99.23	99.21	99.19	99.19	99.07	99.08	99.08	99.07
70	2.10	99.02	98.97	98.99	99.02	98.79	98.75	98.83	98.78
70	3.28	98.19	98.2	98.16	98.06	97.69	97.63	97.62	97.57
73	1.07	99.26	99.29	99.34	99.31	99.26	99.26	99.29	99.25
73	1.68	98.99	99.03	99	98.99	98.83	98.87	98.83	98.83
73	2.10	98.69	98.71	98.79	98.66	98.49	98.42	98.6	98.53
73	3.28	99.22	99.28	99.25	99.26	99.11	99.15	99.12	99.15
77	1.07	99.23	99.15	99.24	99.2	99.14	99.1	99.07	99.06
77	1.68	98.76	98.72	98.73	98.66	98.4	98.42	98.53	98.44
77	2.10	98.23	98.24	98.14	98.27	97.78	97.66	97.87	97.77
77	3.28	99.05	98.99	99.01	99.01	98.81	98.78	98.81	99.06
81	1.07	99.06	99	99	99.06	98.82	98.87	98.91	98.89
81	1.68	98.23	98.28	98.25	98.21	97.74	97.9	97.88	97.79
81	2.10	99.28	99.29	99.29	99.28	99.15	99.14	99.16	99.1
81	3.28	98.67	98.69	98.71	98.65	98.3	98.26	98.32	98.33

**4.3.5)** Στον Πίνακα 9, ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για την αντίθεση (Contrast), για όλους τους συνδυασμούς kV και mAs, για τα 4 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 9 – Baseline values for Contrast									
LINAC:		VitalBeam1				VitalBeam2			
kV	mAs	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4
60	1.07	0.56	0.56	0.56	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
60	1.68	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57
60	2.10	0.57	0.57	0.57	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
60	3.28	0.56	0.56	0.57	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
66	1.07	0.57	0.56	0.57	0.56	0.57	0.57	0.57	0.58
66	1.68	0.56	0.56	0.57	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
66	2.10	0.56	0.56	0.56	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
66	3.28	0.56	0.56	0.57	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
70	1.07	0.57	0.56	0.57	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
70	1.68	0.56	0.56	0.56	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
70	2.10	0.56	0.56	0.56	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
70	3.28	0.57	0.56	0.57	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
73	1.07	0.57	0.56	0.56	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
73	1.68	0.57	0.56	0.57	0.56	0.57	0.57	0.57	0.57
73	2.10	0.57	0.57	0.57	0.56	0.57	0.57	0.57	0.58
73	3.28	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.58
77	1.07	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.58	0.58
77	1.68	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.58	0.58
77	2.10	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.57	0.58	0.58
77	3.28	0.57	0.57	0.57	0.57	0.58	0.58	0.58	0.57
81	1.07	0.57	0.57	0.57	0.57	0.58	0.58	0.58	0.58
81	1.68	0.57	0.57	0.57	0.57	0.58	0.58	0.58	0.58
81	2.10	0.57	0.57	0.57	0.57	0.59	0.58	0.58	0.58
81	3.28	0.57	0.57	0.58	0.57	0.71	0.7	0.71	0.71



**4.3.6)** Στον Πίνακα 10, ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για τον θόρυβο (Noise), για όλους τους συνδυασμούς kV και mAs, για τα 4 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 10 – Baseline values for Noise									
LINAC:		VitalBeam1				VitalBeam2			
kV	mAs	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4	Set 1	Set 2	Set 3	Set 4
60	1.07	85	83.03	82.15	82.16	84.22	85.61	81.87	83.08
60	1.68	100.95	103.42	102.49	102.78	109.96	112.41	107.25	107.31
60	2.10	117.96	119.7	114.18	117.82	127.2	123.4	123.08	120.77
60	3.28	151.5	162.34	158.16	157.47	163.59	171.61	166.45	160.59
66	1.07	99.34	102.07	99.76	102.57	107.86	105.9	107.58	105.51
66	1.68	133.72	136.54	136.49	134.75	142.67	139.11	137.17	137.71
66	2.10	146.94	156.49	149.82	152.75	161.33	163.45	158.7	160.26
66	3.28	202.65	207.3	217.27	199.91	220.33	215.23	205.25	208.5
70	1.07	119.29	116.65	116.72	116.19	124.31	122.12	123.3	127.11
70	1.68	157.02	155.92	161.4	155.85	166.6	160.11	159.91	164.07
70	2.10	177.22	184.55	179.98	177.71	184.64	188.6	181.45	184.33
70	3.28	243.23	259.9	258.78	249.47	256.82	249.04	244.81	252.32
73	1.07	125.72	130.41	135.97	131.06	137.56	137.99	135.98	138.6
73	1.68	176.93	178.84	174.63	173.99	186.26	180.86	178.47	181.52
73	2.10	199.15	212.05	204.88	201.86	211.87	211.79	204.65	208.33
73	3.28	135.55	145.47	141.22	140.73	142.42	140.16	138.33	143.48
77	1.07	147.84	149.23	153.53	150.58	161.11	158.09	156.77	159.44
77	1.68	203.03	207.94	209.85	201.92	215.3	209.33	208.35	212.16
77	2.10	230.95	242.23	241.12	233.83	245.14	241.13	234.25	240.17
77	3.28	159.77	167.69	166.21	156.02	167.72	166.15	161.86	168.71
81	1.07	167.64	170.02	169.62	170.92	208.53	181.91	182.08	177.81
81	1.68	234.53	232.52	238.05	226	301.81	238.55	240.93	229.62
81	2.10	132.57	136.43	141.46	131.88	174.68	137.88	138.3	133.27
81	3.28	174.97	190.48	193.28	177.23	526.67	529.19	527.83	529.28

4.3.7) Επομένως, τα συνολικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς (baselines) για όλες τις παραμέτρους που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας του kV συστήματος απεικόνισης για τον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1 συνοψίζονται στον Πίνακα 11:

<b>Πίνακας 11 – Baselines for all parameters and all kV QA tasks (VitalBeam1)</b>						
<b>kV</b>	<b>mAs</b>	<b>Scaling (mm)</b>	<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	<b>Uniformity (%)</b>	<b>Contrast</b>	<b>Noise</b>
60	1.07	0	1.24	99.68	0.56	83.09
60	1.68	0	1.18	99.57	0.57	102.41
60	2.10	0	1.25	99.49	0.57	117.42
60	3.28	0	1.26	99.27	0.56	157.37
66	1.07	0	1.23	99.54	0.56	100.94
66	1.68	0	1.25	99.37	0.56	135.38
66	2.10	0	1.26	99.26	0.56	151.5
66	3.28	0	1.27	98.78	0.56	206.78
70	1.07	0	1.24	99.41	0.56	117.21
70	1.68	0	1.27	99.21	0.56	157.55
70	2.10	0	1.26	99	0.56	179.87
70	3.28	0	1.27	98.15	0.56	252.85
73	1.07	0	1.24	99.3	0.56	130.79
73	1.68	0	1.27	99	0.56	176.1
73	2.10	0	1.26	98.71	0.57	204.49
73	3.28	0	1.27	99.25	0.57	140.74
77	1.07	0	1.25	99.21	0.57	150.29
77	1.68	0	1.26	98.72	0.57	205.69
77	2.10	0	1.27	98.22	0.57	237.03
77	3.28	0	1.27	99.02	0.57	162.42
81	1.07	0	1.25	99.03	0.57	169.55
81	1.68	0	1.26	98.24	0.57	232.78
81	2.10	0	1.27	99.29	0.57	135.59
81	3.28	0	1.27	98.68	0.57	183.99

**4.3.8)** Τα συνολικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς (baselines) για όλες τις παραμέτρους που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας του kV συστήματος απεικόνισης για τον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam2 συνοψίζονται στον Πίνακα 12:

<b>Πίνακας 12 – Baselines for all parameters and all kV QA tasks (VitalBeam2)</b>						
<b>kV</b>	<b>mAs</b>	<b>Scaling (mm)</b>	<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	<b>Uniformity (%)</b>	<b>Contrast</b>	<b>Noise</b>
60	1.07	0	1.27	99.64	0.57	83.7
60	1.68	0	1.28	99.49	0.57	109.23
60	2.10	0	1.29	99.43	0.57	123.61
60	3.28	0	1.29	99.16	0.57	165.56
66	1.07	0	1.27	99.46	0.57	106.71
66	1.68	0	1.29	99.29	0.57	139.17
66	2.10	0	1.29	99.14	0.57	160.94
66	3.28	0	1.3	98.49	0.57	212.33
70	1.07	0	1.27	99.35	0.57	124.21
70	1.68	0	1.29	99.08	0.57	162.67
70	2.10	0	1.3	98.79	0.57	184.76
70	3.28	0	1.31	97.63	0.57	250.75
73	1.07	0	1.27	99.27	0.57	137.53
73	1.68	0	1.29	98.84	0.57	181.78
73	2.10	0	1.3	98.51	0.57	209.16
73	3.28	0	1.31	99.13	0.57	141.1
77	1.07	0	1.28	99.09	0.57	158.85
77	1.68	0	1.3	98.45	0.57	211.29
77	2.10	0	1.3	97.77	0.58	240.17
77	3.28	0	1.3	98.87	0.58	166.11
81	1.07	0	1.28	98.87	0.58	187.58
81	1.68	0	1.3	97.83	0.58	252.73
81	2.10	0	1.31	99.14	0.58	146.03
81	3.28	0	1.31	98.3	0.71	528.24

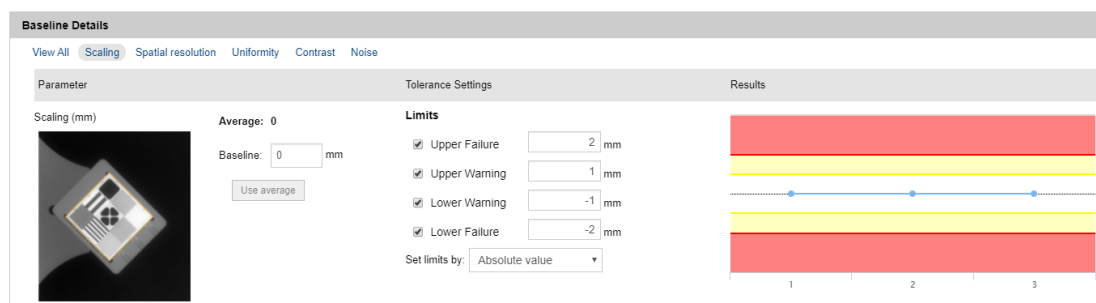
Στη συνέχεια, προσπαθήσαμε να συγκρίνουμε τα αποτελέσματα που λάβαμε στους Πίνακες 11,12 μεταξύ τους κάνοντας χρήση του λογισμικού SPSS [20]. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε το test: Wilcoxon Matched Pairs Signed Rank Test. Αυτός είναι ένας μη παραμετρικός έλεγχος (εφόσον οι μετρήσεις δεν ακολουθούν κανονική κατανομή), αντίστοιχος του Paired Samples t-test για δύο μη ανεξάρτητα δείγματα. Δηλαδή, η σύγκριση ήταν η εξής: 1<sup>ο</sup> κελί της 4<sup>ης</sup> στήλης (spatial resolution) του Πίνακα 11 (VitalBeam1), σε σχέση με το 1<sup>ο</sup> κελί της 4<sup>ης</sup> στήλης (spatial resolution) του Πίνακα 12 (VitalBeam2), στην συνέχεια 2<sup>ο</sup> κελί της 4<sup>ης</sup> στήλης του Πίνακα 11 σε σχέση με το 2<sup>ο</sup> κελί της 4<sup>ης</sup> στήλης του Πίνακα 12 κοκ. Αντίστοιχες συγκρίσεις έγιναν και για την αντίθεση (contrast), το σφάλμα στην μεγέθυνση (scaling), την ομοιογένεια (uniformity) και τον θόρυβο (noise). Όσον αφορά το σφάλμα στην μεγέθυνση, διαπιστώθηκε ότι δεν υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών αναφοράς των δύο γραμμικών επιταχυντών για το kV QA task. Ωστόσο, για την χωρική διακριτική ικανότητα, τον θόρυβο, την ομοιογένεια και την αντίθεση παρουσιάστηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των αντίστοιχων τιμών αναφοράς των δύο γραμμικών επιταχυντών για το kV QA task, δηλαδή προέκυψε P-value < 0.01.

**4.3.9) Για το MV QA task:** MV 6 στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1, με χρήση του SNC Machine λάβαμε τα ακόλουθα αποτελέσματα:

QA task: MV 6 VitalBeam1	Baseline	Lower Failure	Lower Warning	Upper Warning	Upper Failure
<b>Scaling (mm)</b>	0	-2	-1	1	2
<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	0.23	0.16	0.21	-	-
<b>Uniformity (%)</b>	99.87	54.93	69.61	-	-
<b>Contrast</b>	0.87	0.44	0.56	-	-
<b>Noise</b>	40.89	22.49	28.62	53.16	59.29

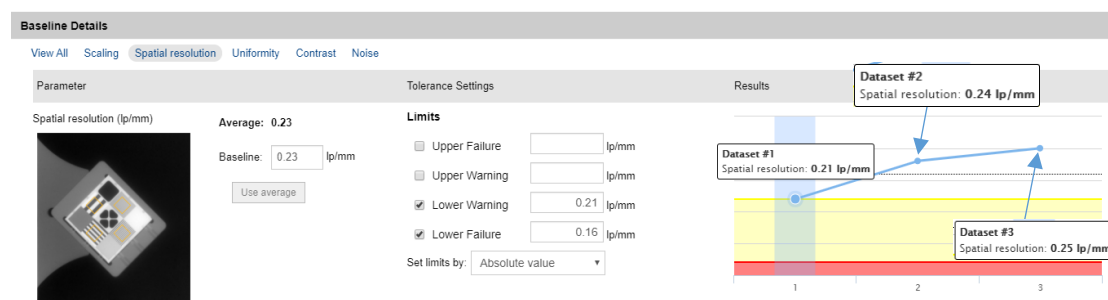
Για το **MV QA task:** MV 6 ισχύουν τα εξής:

Πιο αναλυτικά για το σφάλμα στην μεγέθυνση (Scaling) έχουμε τα εξής αποτελέσματα:



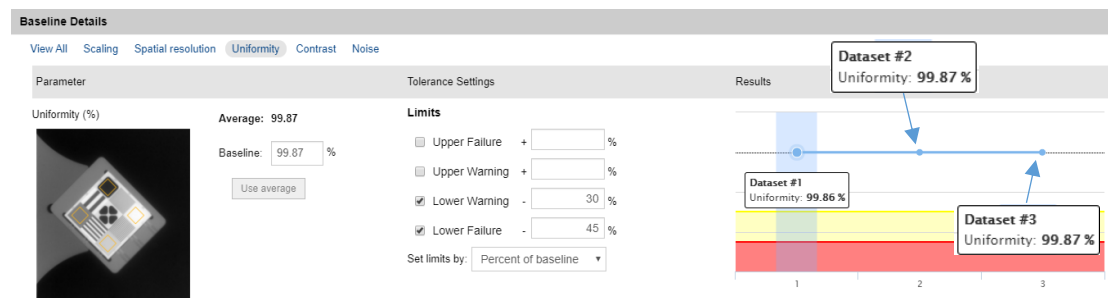
Η τιμή αναφοράς (baseline) για το σφάλμα στην μεγέθυνση αντιστοιχεί σε 0 mm. Αυτή η τιμή αποτελεί τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς για το σφάλμα στην μεγέθυνση, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα και από τα 4 DICOM αρχεία. Επιπλέον, το άνω όριο δράσης (Upper Failure) έχει οριστεί από το SNC Machine στα 2 mm, ενώ το κάτω όριο δράσης έχει οριστεί στα - 2mm. Τα άνω και κάτω όρια ανοχής έχουν οριστεί από το SNC Machine στα 1mm και -1mm αντίστοιχα. Τα συγκεκριμένα όρια συστήνονται από το φύλλο οδηγιών του SNC Machine [14].

Για την χωρική διακριτική ικανότητα (Spatial resolution) έχουμε τα εξής αποτελέσματα:



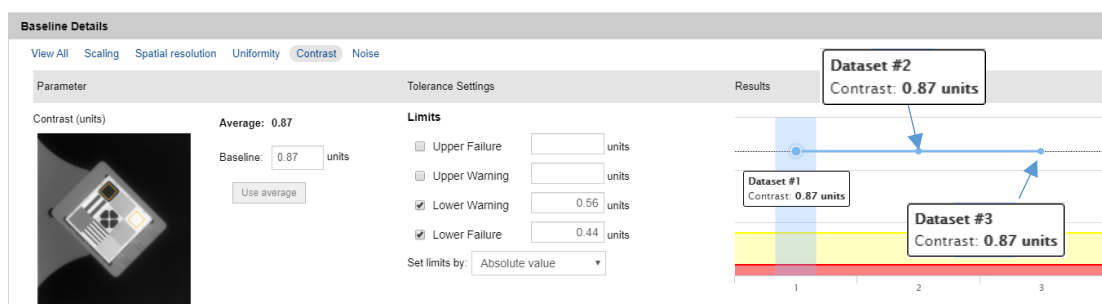
Η τιμή αναφοράς (baseline) για την χωρική διακριτική ικανότητα αντιστοιχεί σε 0.23 lp/mm. Αυτή η τιμή αποτελεί τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς για την χωρική διακριτική ικανότητα, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα και από τα 3 DICOM αρχεία (3 datasets). Επιπλέον, το κάτω όριο δράσης (Lower Failure) έχει οριστεί από το SNC Machine ως 0.16 lp/mm, ενώ το κάτω όριο ανοχής (Lower Warning) έχει οριστεί ως 0.21 lp/mm. Θεωρούμε ότι δεν υπάρχουν άνω όριο δράσης και άνω όριο ανοχής για την χωρική διακριτική ικανότητα, διότι όσο υψηλότερη χωρική διακριτική ικανότητα έχουμε τόσο περισσότερο βελτιώνεται η ποιότητα της εικόνας.

Για την ομοιογένεια (Uniformity) έχουμε τα εξής αποτελέσματα:



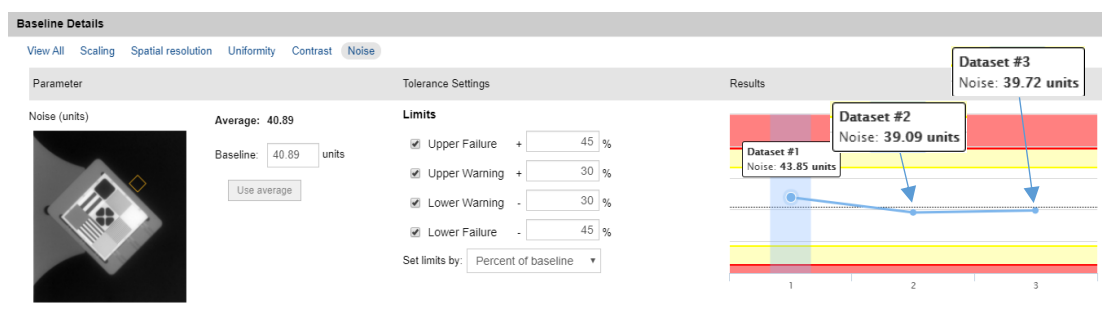
Η τιμή αναφοράς (baseline) για την ομοιογένεια αντιστοιχεί σε 99.87%. Αυτή η τιμή αποτελεί τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς για την ομοιογένεια, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα και από τα 3 DICOM αρχεία (3 datasets). Επιπλέον, το κάτω όριο δράσης (Lower Failure) έχει οριστεί από το SNC Machine ως η απόκλιση από την τιμή αναφοράς κατά 45%, ενώ το κάτω όριο ανοχής (Lower Warning) έχει οριστεί ως η απόκλιση από την τιμή αναφοράς κατά 30%.

Για την αντίθεση (contrast) έχουμε τα εξής αποτελέσματα:



Η τιμή αναφοράς (baseline) για την αντίθεση αντιστοιχεί σε 0.87 units. Αυτή η τιμή αποτελεί τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς για την αντίθεση, λαμβάνοντας υπόψη τα μεμονωμένα αποτελέσματα και από τα 3 DICOM αρχεία (3 datasets). Επιπλέον, το κάτω όριο δράσης (Lower Failure) για την αντίθεση αντιστοιχεί σε 0.44 units (όπως υπολογίστηκε από το SNC Machine), ενώ το κάτω όριο ανοχής (Lower Warning) αντιστοιχεί σε 0.56 units.

Για τον θόρυβο (noise) έχουμε τα ακόλουθα αποτελέσματα:



Η τιμή αναφοράς (baseline) για τον θόρυβο αντιστοιχεί σε 40.89 units. Αυτή η τιμή αποτελεί τον μέσο όρο των τιμών αναφοράς για τον θόρυβο, λαμβάνοντας υπόψη τα αποτελέσματα και από τα 3 DICOM αρχεία (3 datasets). Για τα κάτω όρια δράσης και τα κάτω όρια ανοχής ισχύουν όσα προαναφέρθηκαν για την χωρική διακριτική ικανότητα. Επιπλέον, το άνω όριο δράσης (Lower Failure) έχει οριστεί από το SNC Machine ως η απόκλιση από την τιμή αναφοράς κατά 45%, ενώ το άνω όριο ανοχής (Lower Warning) έχει οριστεί ως η απόκλιση από την τιμή αναφοράς κατά 30%.

Σχόλιο: Αντίστοιχα αποτελέσματα λάβαμε για το 10MV QA task του VitalBeam1 αλλά και για τα 6MV και 10MV QA tasks του VitalBeam2.

Στους Πίνακες 13,14,15,16 και 17 που ακολουθούν, βλέπουμε τα αναλυτικά αποτελέσματα των τιμών αναφοράς για όλες τις παραμέτρους που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας του MV συστήματος απεικόνισης για ενέργειες της δέσμης φωτονίων 6MV και 10MV και για τα 3 datasets (DICOM αρχεία) και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές. Όπως παρατηρούμε από τον Πίνακα 13, για το σφάλμα στην μεγέθυνση της εικόνας (Scaling) υπάρχει απόλυτη επαναληψιμότητα μεταξύ των μετρήσεων και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές. Από τον Πίνακα 14, για την χωρική διακριτική ικανότητα παρατηρούμε ότι υπάρχει μεγαλύτερη επαναληψιμότητα μεταξύ των datasets στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam2 σε σχέση με τον VitalBeam1 και στις δύο ενέργειες. Από τους Πίνακες 15 και 16, για την ομοιογένεια και την αντίθεση αντίστοιχα παρατηρούμε ότι υπάρχει σχεδόν απόλυτη επαναληψιμότητα μεταξύ των datasets τόσο στον VitalBeam2 όσο και στον VitalBeam1 και στις δύο ενέργειες. Στον Πίνακα 17 παρατηρούμε τις μεγαλύτερες αποκλίσεις σε σχέση και με τις υπόλοιπες παραμέτρους, ωστόσο υπάρχει επαναληψιμότητα. Συνεπώς, από τα αποτελέσματα που λαμβάνουμε από τους Πίνακες 13,14,15,16 και 17 παρατηρούμε ότι οι γραμμικοί επιταχυντές είναι σταθεροί όσον αναφορά την MV απεικόνιση.

**4.3.10)** Στον Πίνακα 13 ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για το σφάλμα στην μεγέθυνση (Scaling (mm)), για το MV QA task, για τα 3 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 13 – Baseline values for scaling (mm)						
LINAC:	VitalBeam1			VitalBeam2		
Energy	Set 1	Set 2	Set 3	Set 1	Set 2	Set 3
6 MV	0	0	0	0	0	0
10 MV	0	0	0	0	0	0

**4.3.11)** Στον Πίνακα 14 ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για την χωρική διακριτική ικανότητα (spatial resolution (lp/mm)), για το MV QA task, για τα 3 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 14 – Baseline values for spatial resolution (lp/mm)						
LINAC:	VitalBeam1			VitalBeam2		
Energy	Set 1	Set 2	Set 3	Set 1	Set 2	Set 3
6 MV	0.21	0.24	0.25	0.24	0.25	0.24
10 MV	0.24	0.21	0.21	0.22	0.2	0.2

**4.3.12)** Στον Πίνακα 15 ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για την ομοιογένεια (Uniformity (%)), για το MV QA task, για τα 3 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 15 – Baseline values for Uniformity (%)						
LINAC:	VitalBeam1			VitalBeam2		
Energy	Set 1	Set 2	Set 3	Set 1	Set 2	Set 3
6 MV	99.86	99.87	99.87	99.87	99.86	99.87
10 MV	99.86	99.87	99.87	99.87	99.87	99.87

**4.3.13)** Στον Πίνακα 16 ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για την αντίθεση (Contrast), για το MV QA task, για τα 3 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 16 – Baseline values for Contrast						
LINAC:	VitalBeam1			VitalBeam2		
Energy	Set 1	Set 2	Set 3	Set 1	Set 2	Set 3
6 MV	0.87	0.87	0.87	0.86	0.86	0.87
10 MV	0.87	0.86	0.86	0.83	0.84	0.84

**4.3.14)** Στον Πίνακα 17 ακολουθούν τα αναλυτικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς για τον θόρυβο (Noise), για το MV QA task, για τα 3 datasets και για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές.

Πίνακας 17 – Baseline values for Noise						
LINAC:	VitalBeam1			VitalBeam2		
Energy	Set 1	Set 2	Set 3	Set 1	Set 2	Set 3
6 MV	43.85	39.09	39.72	36.22	36.43	39.09
10 MV	37.93	41.98	42.98	35.19	36.65	33.01



**4.3.15)** Επομένως, τα συνολικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς (baselines) για όλες τις παραμέτρους που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας του MV συστήματος απεικόνισης για τον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1 συνοψίζονται στον ακόλουθο Πίνακα (Πίνακας 18):

Πίνακας 18: Baselines for all MV QA tasks (VitalBeam1)					
Energy (MV)	Scaling (mm)	Spatial Resolution (lp/mm)	Uniformity (%)	Contrast	Noise
10	0	0.22	99.87	0.86	40.96
6	0	0.23	99.87	0.87	40.89

**4.3.16)** Τα συνολικά αποτελέσματα για τις τιμές αναφοράς (baselines) για όλες τις παραμέτρους που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας του MV συστήματος απεικόνισης για τον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam2 συνοψίζονται στον ακόλουθο Πίνακα (Πίνακας 19):

Πίνακας 19: Baselines for all MV QA tasks (VitalBeam2)					
Energy (MV)	Scaling (mm)	Spatial Resolution (lp/mm)	Uniformity (%)	Contrast	Noise
10	0	0.21	99.87	0.84	34.95
6	0	0.24	99.87	0.86	37.25

Σχόλιο: Λόγω μικρού δείγματος για τα MV QA tasks, δεν μπορούμε να πραγματοποιήσουμε κάποιου είδους στατιστική ανάλυση με το SPSS όπως πραγματοποιήσαμε για τα kV QA tasks.

#### 4.4) Συζήτηση:

Παρατηρώντας τα αποτελέσματα που περιέχονται στους Πίνακες 11, 12, 18 και 19 διαπιστώνουμε ότι στο kV σύστημα απεικόνισης η τιμή αναφοράς για την χωρική διακριτική ικανότητα είναι υψηλότερη σε σχέση με την αντίστοιχη τιμή για το MV σύστημα απεικόνισης. Επιπρόσθετα, στο MV σύστημα απεικόνισης παρατηρούμε ότι η τιμή αναφοράς της αντίθεσης είναι υψηλότερη σε σχέση με την αντίστοιχη τιμή για το kV σύστημα απεικόνισης. Όσον αφορά τον θόρυβο παρατηρούμε ότι στο MV σύστημα απεικόνισης έχουμε αισθητά χαμηλότερη τιμή αναφοράς σε σχέση με την αντίστοιχη τιμή που λάβαμε στο kV σύστημα απεικόνισης. Επιπλέον, η τιμή αναφοράς της ομοιογένειας στην πλειοψηφία των αποτελεσμάτων κυμαίνονταν μεταξύ 99% και 100%, τόσο για το kV όσο και για το MV σύστημα απεικόνισης. Βέβαια, ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι η τιμή αναφοράς του σφάλματος

στην μεγέθυνση (scaling) ήταν μηδενική (δεν παρατηρήθηκε καμία μεταβολή) σε όλες τις λήψεις τόσο για το kV όσο και για το MV σύστημα απεικόνισης.

Σύμφωνα με τις συστάσεις του φύλλου οδηγιών του SNC Machine [14], τα όρια δράσης πρέπει να ταυτίζονται με τα αντίστοιχα αποτελέσματα που προέκυψαν κατά την διάρκεια του ελέγχου αποδοχής (acceptance testing) του γραμμικού επιταχυντή. Ωστόσο, στην δική μας περίπτωση κατά την διάρκεια του acceptance testing των γραμμικών επιταχυντών VitalBeam1 και VitalBeam2 δεν χρησιμοποιήθηκαν τα SNC phantoms (για το kV χρησιμοποιήθηκε το phantom: Leeds TOR 18FG, ενώ για το MV χρησιμοποιήθηκε το Las Vegas phantom) και οι λήψεις των μετρήσεων έγιναν μέσω Service Mode. Στην παρούσα εργασία, όλες οι λήψεις των μετρήσεων έγιναν μέσω Treatment Mode. Οι διαθέσιμες επιλογές για τα kV και τα mAs μέσω Service Mode είναι διαφορετικές από τις αντίστοιχες επιλογές που είχαμε μέσω του Treatment Mode. Συνεπώς, εφόσον οι συνθήκες λήψης των μετρήσεων είναι διαφορετικές, με αποτέλεσμα να μην μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε τα αποτελέσματα του acceptance ως όρια δράσης. Επομένως, όσον αφορά τα όρια δράσης και τα όρια ανοχής, χρησιμοποιήσαμε αυτούσια εκείνα τα όρια που υπολόγιζε το SNC Machine. Άρα στο μέλλον θα ήταν χρήσιμο να γίνει βελτιστοποίηση των ορίων δράσης που βρήκαμε στην παρούσα εργασία.

#### **4.5) Πρωτόκολλα ελέγχου ποιότητας της εικόνας των απεικονιστικών συστημάτων των γραμμικών επιταχυντών VitalBeam1 και VitalBeam2:**

Σε αυτό το σημείο, έχει ολοκληρωθεί ο ορισμός των τιμών αναφοράς (baselines) στο SNC Machine των παραμέτρων που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας των kV και MV συστημάτων απεικόνισης. Επομένως, προς διευκόλυνση των ακτινοφυσικών που πρόκειται να πραγματοποιήσουν τους παραπάνω ελέγχους, στις επόμενες σελίδες παραθέτουμε σχετικά πρωτόκολλα. Σε αυτά τα πρωτόκολλα, αναγράφονται ο σκοπός του εκάστοτε ελέγχου, οι κατευθυντήριες οδηγίες αναφορικά με την διαδικασία λήψης των μετρήσεων, ενώ παράλληλα παραθέτουμε Πίνακες με τις τιμές αναφοράς αλλά και τα όρια δράσης και ανοχής. Η δομή των συγκεκριμένων πρωτοκόλλων βασίστηκε στα αντίστοιχα πρωτόκολλα της ΕΕΑΕ [21], με την κατάλληλη προσαρμογή στις ανάγκες της Μονάδας Ακτινοθεραπείας του Π.Γ.Ν. «Αττικών». Όσον αφορά την συχνότητα των παραπάνω ελέγχων, στο Task Group: 142 της AAPM κατατάσσονται στους μηνιαίους ελέγχους. Επομένως, οι έλεγχοι ποιότητας της εικόνας των kV και MV συστημάτων απεικόνισης των γραμμικών επιταχυντών VitalBeam1 και Vitalbeam2 συστήνεται να διεξάγονται σε μηνιαία βάση. Επιπλέον, μετά την ολοκλήρωση μιας διεργασίας Service συστήνεται η διεξαγωγή ενός ελέγχου ποιότητας τόσο του kV όσο και του MV imager ώστε να διασφαλιστεί ότι όλες οι παράμετροι που καθορίζουν την ποιότητα της εικόνας βρίσκονται εντός των αναγραφόμενων στα ακόλουθα πρωτόκολλα ορίων δράσης.

Πρωτόκολλο για τον έλεγχο του kV συστήματος απεικόνισης:

Σκοπός:

Ο έλεγχος της ποιότητας της εικόνας του kV Imager

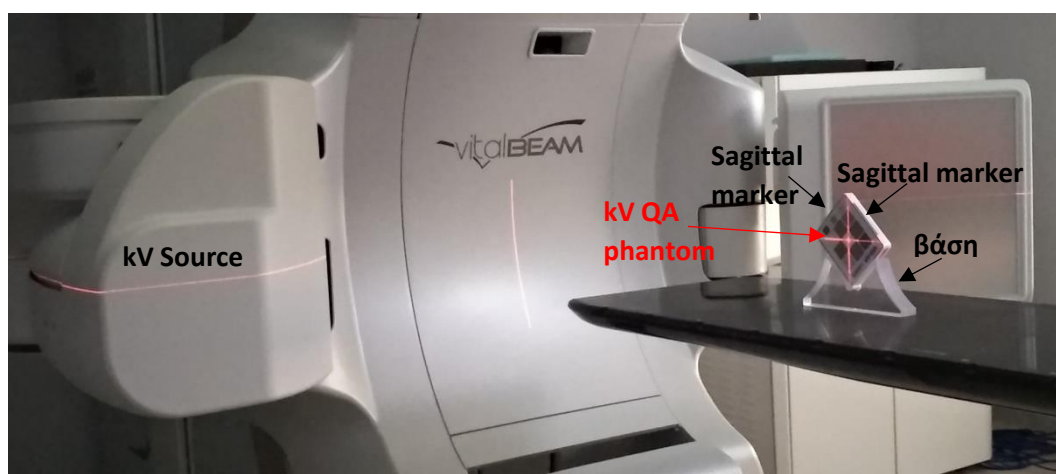
Συχνότητα:

Μηνιαίος

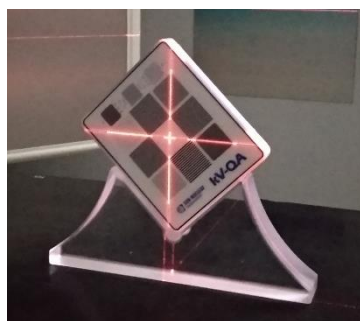
Μεθοδολογία:

Για την λήψη των μετρήσεων:

- Setup του kV QA phantom:
  - Τοποθετείτε το kV QA phantom στην βάση (stand) πάνω στην τράπεζα θεραπείας (couch) του γραμμικού επιταχυντή. Προσοχή: Η μπροστινή πλευρά του phantom (η πλευρά που φέρει το σταυρόνημα και τα ROIs) πρέπει να είναι στραμμένη προς την kV Source εφόσον ο Gantry βρίσκεται σε 0 degrees. Τα δύο sagittal markers δεν πρέπει να ακουμπούν στην βάση, όπως φαίνεται στην εικόνα:



- Για την λήψη των μετρήσεων στον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam1** μετακινήστε την τράπεζα θεραπείας στις εξής συντεταγμένες: couch **vrt: 12.04**, couch **lng: 98.01**, couch **lat: 999.86**.
- Για την λήψη των μετρήσεων στον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam2** μετακινήστε την τράπεζα θεραπείας στις εξής συντεταγμένες: couch **vrt: 12.03**, couch **lng: 118.38**, couch **lat: 0.5**.
- Χωρίς να μετακινήσετε τον couch (μετακινώντας το phantom), ευθυγραμμίζετε το σταυρόνημα και τα sagittal markers του kV QA phantom με τα laser, όπως φαίνεται στις ακόλουθες εικόνες:

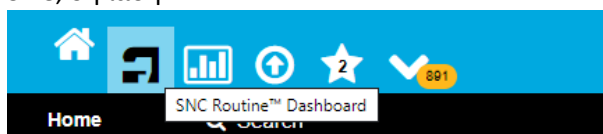


- Ορίστε ένα ραντεβού μέσω του Aria, για τον ασθενή **SNC MACHINE VITAL BEAM 2** με κωδικό: **181218**. (Μην εκτελέσετε αυτό το βήμα εφόσον έχετε ήδη πραγματοποιήσει τον έλεγχο για τον MV Imager).
- Ο συγκεκριμένος έλεγχος διεξάγεται στο **Treatment Mode**. Επομένως, αφού εισέλθετε στο Treatment Mode, επιλέξτε όλα τα πλάνα θεραπείας τα οποία είναι Treatment Approved, δηλαδή τα εξής πλάνα: **kVQA A-M, kVQA A-M1, kVQA A-M2, 6MVQA A-M, 10MVQA A-M**. (Μην εκτελέσετε αυτό το βήμα εφόσον έχετε ήδη πραγματοποιήσει τον έλεγχο για τον MV Imager).
- Αφού επιλέξετε τα παραπάνω πλάνα, πατήστε **Treat**. (Μην εκτελέσετε αυτό το βήμα εφόσον έχετε ήδη πραγματοποιήσει τον έλεγχο για τον MV Imager).
- Από το πλάνο **kVQA A-M1** (για τον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam1**) επιλέξτε το μοναδικό διαθέσιμο πεδίο ακτινοβολήσης και στο κάτω μέρος του παραθύρου επιλέξτε **Add >> Add Imaging**. Για τον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam2**, ανοίγετε το πλάνο θεραπείας **kVQA A-M2** και ακολουθείτε την ίδια διαδικασία.
- Στο επόμενο παράθυρο επιλέξτε: **kV, Before, Planned**.
- Στο νέο παράθυρο, επιλέξτε **Anatomy: Air Kerma, Size: Test >> Test1, kV: 73** και **mAs: 1.07**.
- Πατήστε το πλήκτρο που έχει ενεργοποιηθεί στην κονσόλα και στη συνέχεια πατήστε το πλήκτρο **kV Beam On** για να πραγματοποιήσετε την λήψη.
- Τέλος, εμφανίζεται στην οθόνη η ψηφιακά ανακατασκευασμένη ακτινογραφική εικόνα (DRR – Digitally Reconstructed Radiograph) που λάβατε.

#### Αποτελέσματα:


Για να αποκτήσετε πρόσβαση στα αποτελέσματα:

- Στον κατάλληλο υπολογιστή, πληκτρολογείτε την εξής διεύθυνση IP: **192.168.10.189**
- Κάνετε login στην πλατφόρμα του SunCHECK.
- Στο επόμενο παράθυρο, επιλέγετε το εικονίδιο που αντιστοιχεί στο Dashboard του SNC, δηλαδή:



- Στη συνέχεια, επιλέγετε το SNC Machine:



- Έπειτα, επιλέγετε το εικονίδιο: ,το  οποίο αντιστοιχεί στο Dashboard του SNC Machine.
- Σε αυτό το σημείο μπορείτε να δείτε τα αποτελέσματα του συγκεκριμένου ελέγχου. Πιο συγκεκριμένα, δεξιά του **QA task: kV 73 mAs 1.07** στο status θα αναγράφεται Passed (ο έλεγχος έχει ολοκληρωθεί επιτυχώς) ή Failed (μία ή περισσότερες παράμετροι έχουν υπερβεί τα όρια αποδοχής).
- Οι τιμές αναφοράς (baselines), τα όρια ανοχής (tolerances) και τα όρια δράσης (action levels) τα οποία έχουν ήδη οριστεί για το QA task **kV 73 mAs 1.07** είναι τα εξής:


Για τον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam1**:

QA task: kV 73 mAs 1.07 VitalBeam1	Baseline	Action Level (Lower Failure)	Tolerance (Lower Warning)	Tolerance (Upper Warning)	Action level (Upper Failure)
<b>Scaling (mm)</b>	0	-2	-1	1	2
<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	1.24	0.68	0.87	-	-
<b>Uniformity (%)</b>	99.30	54.61	69.51	-	-
<b>Contrast</b>	0.56	0.31	0.40	-	-
<b>Noise</b>	130.79	71.93	91.55	170.03	189.65

Για τον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam2**:

QA task: kV 73 mAs 1.07 VitalBeam2	Baseline	Action Level (Lower Failure)	Tolerance (Lower Warning)	Tolerance (Upper Warning)	Action level (Upper Failure)
<b>Scaling (mm)</b>	0	-2	-1	1	2
<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	1.27	0.70	0.89	-	-
<b>Uniformity (%)</b>	99.27	54.60	69.49	-	-
<b>Contrast</b>	0.57	0.31	0.40	-	-
<b>Noise</b>	137.53	75.64	96.27	178.79	199.42

Αν στο status κάποιου ελέγχου (kV QA task) δείτε **Failed**:

- Μπορείτε να περιηγηθείτε στο SNC Trending και να δείτε το σχετικό report. Για το SNC Trending, επιλέγετε το εικονίδιο:  .

Πρωτόκολλο για τον έλεγχο του MV συστήματος απεικόνισης:

Σκοπός:

Ο έλεγχος της ποιότητας της εικόνας του MV Imager

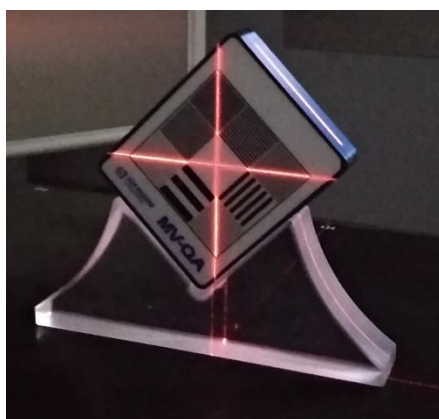
Συχνότητα:

Μηνιαίος

Μεθοδολογία:

Για την λήψη των μετρήσεων:

- Ορίζετε ένα ραντεβού μέσω του Aria, για τον ασθενή **SNC MACHINE VITAL BEAM 2** με κωδικό: **181218**. (Μην εκτελέσετε αυτό το βήμα εφόσον έχετε ήδη πραγματοποιήσει τον έλεγχο για τον kV Imager).
- Setup του MV QA phantom:
  - Τοποθετείτε το MV QA phantom στην βάση (stand) πάνω στην τράπεζα θεραπείας (couch) του γραμμικού επιταχυντή. Προσοχή: Η μπροστινή πλευρά του phantom (η πλευρά που φέρει το σταυρόνημα και τα ROIs) πρέπει να είναι στραμμένη προς την kV Source εφόσον ο Gantry βρίσκεται σε 0 degrees. Τα δύο sagittal markers δεν πρέπει να ακουμπούν στην βάση. (Ακολουθείτε την αντίστοιχη διαδικασία που ακολουθήσατε για το kV QA phantom) (Δείτε και την σχετική εικόνα).
  - Για την λήψη των μετρήσεων στον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam2** μετακινήστε την τράπεζα θεραπείας στις εξής συντεταγμένες: couch **vrt: 11.82**, couch **lng: 111.77**, couch **lat: 999.05**.
  - Χωρίς να μετακινήσετε τον couch (μετακινώντας το phantom), ευθυγραμμίζετε το σταυρόνημα και τα sagittal markers του MV QA phantom με τα laser, όπως φαίνεται στις εικόνες:



- Για την λήψη των μετρήσεων στον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam1**, ευθυγραμμίζετε το σταυρόνημα και τα sagittal markers του MV QA phantom με τα laser μετακινώντας τον couch και όχι το phantom.

Σημείωση: Δεν έχουμε δημιουργήσει ξεχωριστά πλάνα για τα MV QA tasks για τους δύο γραμμικούς επιταχυντές. Δηλαδή, οι συντεταγμένες του couch που είναι αποθηκευμένες στα πλάνα θεραπείας 6MVQA A-M και 10MVQA A-M αναφέρονται στο γραμμικό επιταχυντή VitalBeam2. Επομένως, δεν γνωρίζουμε

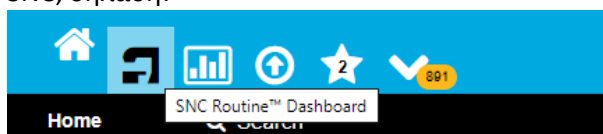
από πριν τις συντεταγμένες του couch για τα πλάνα 6MVQA A-M και 10MVQA A-M στον γραμμικό επιταχυντή VitalBeam1.

- Ο συγκεκριμένος έλεγχος διεξάγεται στο **Treatment Mode**. Επομένως, αφού εισέλθετε στο Treatment Mode, επιλέγετε όλα τα πλάνα θεραπείας τα οποία είναι Treatment Approved, δηλαδή τα εξής πλάνα: **kVQA A-M, kVQA A-M1, kVQA A-M2, 6MVQA A-M, 10MVQA A-M**. (Μην εκτελέσετε αυτό το βήμα εφόσον έχετε ήδη πραγματοποιήσει τον έλεγχο για τον kV Imager).
- Αφού επιλέξετε τα παραπάνω πλάνα, πατήστε **Treat**. (Μην εκτελέσετε αυτό το βήμα εφόσον έχετε ήδη πραγματοποιήσει τον έλεγχο για τον kV Imager).
- Για τον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam2**, στο πλάνο **6MVQA A-M** επιλέγετε το μοναδικό διαθέσιμο πεδίο ακτινοβολήσης και στο κάτω μέρος του παραθύρου επιλέγετε: **Add >> Add Imaging**.
- Για τον γραμμικό επιταχυντή **VitalBeam1**, θα πρέπει να σας εμφανίσει κάποιο μήνυμα όπου θα πρέπει να κάνετε Machine Override. Μόλις πραγματοποιήσετε το Machine Override, οι συντεταγμένες του couch αναμένουμε να διαφέρουν. Επομένως, πατήστε Acquire. Στη συνέχεια, στο πλάνο **6MVQA A-M** επιλέγετε το μοναδικό διαθέσιμο πεδίο ακτινοβολήσης και στο κάτω μέρος του παραθύρου επιλέγετε **Add >> Add Imaging**.
- Στο επόμενο παράθυρο επιλέγετε **MV , Before, openport**. Για την συγκεκριμένη λήψη χορηγείτε 2MUs (default, δεν χρειάζεται να πατήσετε κάτι).
- Πατήστε το πλήκτρο που έχει ενεργοποιηθεί στην κονσόλα και στη συνέχεια πατήστε **MV Beam On**.
- Τέλος, στην οθόνη εμφανίζεται η ψηφιακά ανακατασκευασμένη ακτινογραφική εικόνα (DRR – Digitally Reconstructed Radiograph) που λάβατε.
- Επαναλαμβάνετε την ίδια ακριβώς διαδικασία για το πλάνο **10MVQA A-M**.

#### Αποτελέσματα:


Για να αποκτήσετε πρόσβαση στα αποτελέσματα:

- Στον κατάλληλο υπολογιστή, πληκτρολογείτε την εξής διεύθυνση IP: **192.168.10.189**
- Κάνετε login στην πλατφόρμα του SunCHECK.
- Στο επόμενο παράθυρο, επιλέγετε το εικονίδιο που αντιστοιχεί στο Dashboard του SNC, δηλαδή:



- Στη συνέχεια, επιλέγετε το SNC Machine:



- Έπειτα, επιλέγετε το εικονίδιο: , το οποίο αντιστοιχεί στο Dashboard του SNC Machine.
- Σε αυτό το σημείο μπορείτε να δείτε τα αποτελέσματα του συγκεκριμένου ελέγχου. Πιο συγκεκριμένα, δεξιά του **QA task: MV 6** (ή **MV 10**) στο status θα αναγράφεται Passed (ο έλεγχος έχει ολοκληρωθεί επιτυχώς) ή Failed (μία ή περισσότερες παράμετροι έχουν υπερβεί τα όρια αποδοχής).

- Οι τιμές αναφοράς (baselines), τα όρια ανοχής (tolerances) και τα όρια δράσης (action levels) τα οποία έχουν ήδη οριστεί για το QA task **MV 6** είναι τα εξής:

QA task: MV 6 VitalBeam1	Baseline	Action Level (Lower Failure)	Tolerance (Lower Warning)	Tolerance (Upper Warning)	Action level (Upper Failure)
<b>Scaling (mm)</b>	0	-2	-1	1	2
<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	0.23	0.16	0.21	-	-
<b>Uniformity (%)</b>	99.87	54.93	69.61	-	-
<b>Contrast</b>	0.87	0.44	0.56	-	-
<b>Noise</b>	40.89	22.49	28.62	53.16	59.29

QA task: MV 6 VitalBeam2	Baseline	Action Level (Lower Failure)	Tolerance (Lower Warning)	Tolerance (Upper Warning)	Action level (Upper Failure)
<b>Scaling (mm)</b>	0	-2	-1	1	2
<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	0.24	0.19	0.25	-	-
<b>Uniformity (%)</b>	99.87	54.93	69.61	-	-
<b>Contrast</b>	0.86	0.40	0.51	-	-
<b>Noise</b>	37.25	20.49	26.08	48.43	54.01

- Οι τιμές αναφοράς (baselines), τα όρια ανοχής (tolerances) και τα όρια δράσης (action levels) τα οποία έχουν ήδη οριστεί για το QA task **MV 10** είναι τα εξής:

QA task: MV 10 VitalBeam1	Baseline	Action Level (Lower Failure)	Tolerance (Lower Warning)	Tolerance (Upper Warning)	Action level (Upper Failure)
<b>Scaling (mm)</b>	0	-2	-1	1	2
<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	0.22	0.18	0.22	-	-
<b>Uniformity (%)</b>	99.87	54.93	69.61	-	-
<b>Contrast</b>	0.86	0.43	0.55	-	-
<b>Noise</b>	40.96	22.53	28.67	53.25	59.39



QA task: MV 10 VitalBeam2	Baseline	Action Level (Lower Failure)	Tolerance (Lower Warning)	Tolerance (Upper Warning)	Action level (Upper Failure)
<b>Scaling (mm)</b>	0	-2	-1	1	2
<b>Spatial Resolution (lp/mm)</b>	0.21	0.18	0.22	-	-
<b>Uniformity (%)</b>	99.87	54.93	69.61	-	-
<b>Contrast</b>	0.84	0.38	0.49	-	-
<b>Noise</b>	34.95	19.22	24.47	45.44	50.68

Αν στο status κάποιου ελέγχου (MV QA task) δείτε **Failed**:

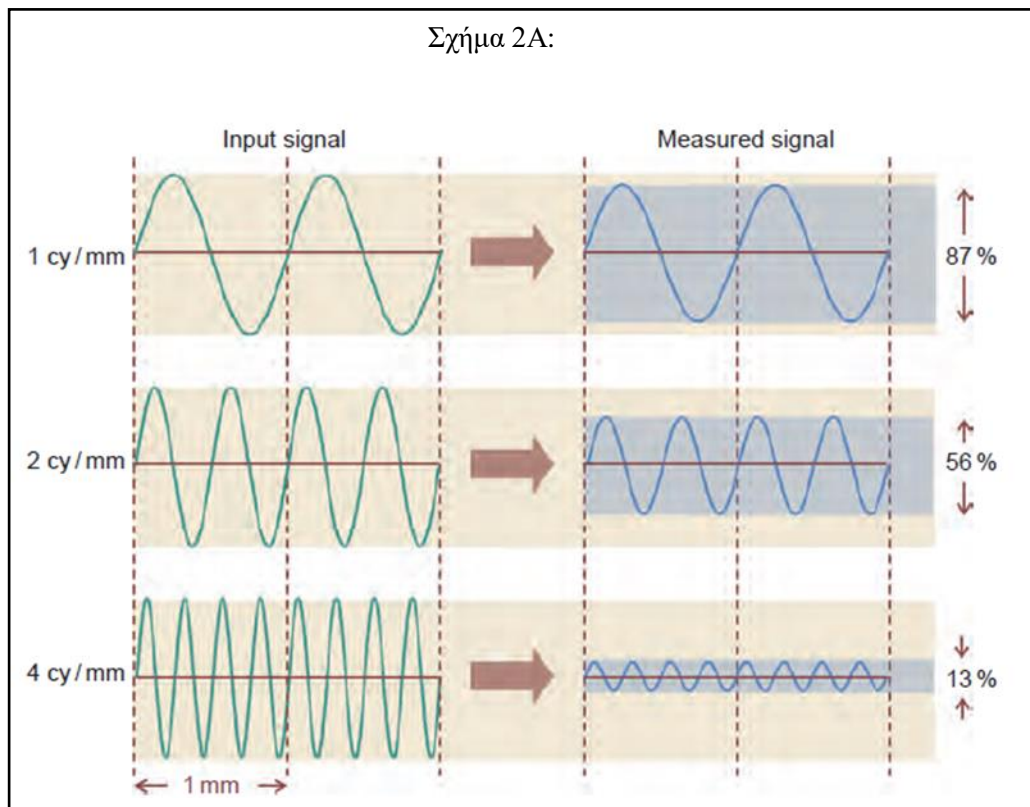
- Μπορείτε να περιηγηθείτε στο SNC Trending και να δείτε το σχετικό report. Για το SNC Trending, επιλέγετε το εικονίδιο:



## Παράρτημα:

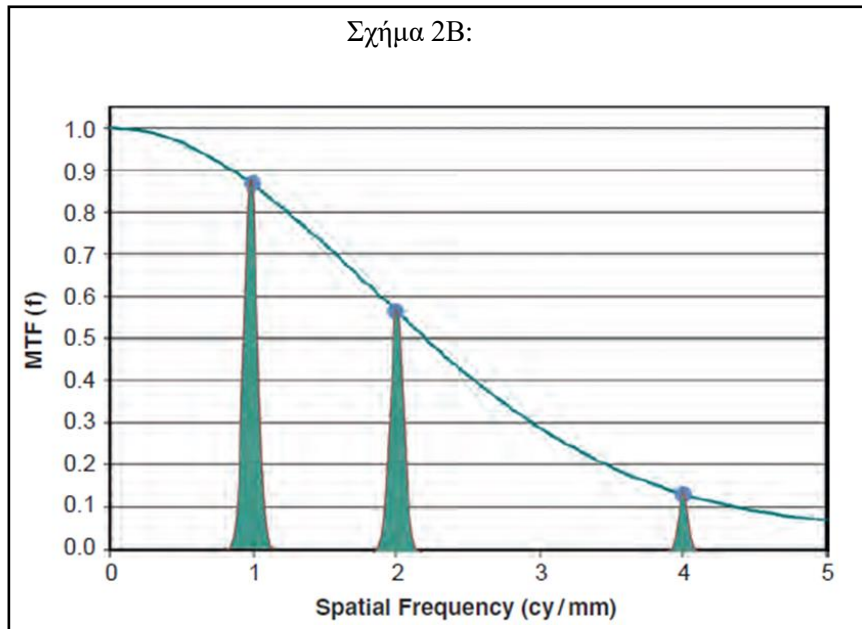
### A) Modulation Transfer Function (MTF):

Θεωρείστε ότι είναι δυνατόν ένα σύστημα να διεγερθεί χωρικά με ένα ημιτονοειδές σήμα (όπως φαίνεται στο Σχήμα 2Α). Το σύστημα θα ανιχνεύσει το εισερχόμενο ημιτονοειδές σήμα στην συχνότητα  $f$ , και εφόσον αυτή η συχνότητα δεν υπερβαίνει την συχνότητα Nyquist του συστήματος απεικόνισης (δηλαδή εφόσον ισχύει το εξής:  $f < F_N$ ), θα παραχθεί μια εικόνα με την ίδια συχνότητα αλλά στις περισσότερες περιπτώσεις με μειωμένη αντίθεση, ανατρέξτε στο Σχήμα 2Α [10].



Η μείωση της αντίθεσης είναι αποτέλεσμα των απωλειών στην χωρική διακριτική ικανότητα του συστήματος απεικόνισης. Για τα ημιτονοειδή σήματα που εφαρμόζουμε στην είσοδο με συχνότητες 1, 2 και 4 κύκλους/mm (cy/mm) (που φαίνονται στο Σχήμα 2Α), τα επίπεδα καταγραφόμενης αντίθεσης ήταν 87%, 56%, και 13%, αντίστοιχα, στις μετρηθείσες εικόνες. Για οποιαδήποτε από αυτές τις τρεις συχνότητες που μετριοούνται μεμονωμένα, εάν είχε υπολογιστεί ο μετασχηματισμός Fourier στο καταγεγραμμένο σήμα (measured signal), το αποτέλεσμα θα ήταν μια κορυφή (peak) στην αντίστοιχη συχνότητα (Σχήμα 2Β). Τρεις τέτοιες κορυφές παρουσιάζονται στο Σχήμα 2Β, οι οποίες απεικονίζουν τρία σήματα τα οποία λάβαμε διαδοχικά και μεμονωμένα και στη συνέχεια τα μετασχηματίσαμε με Fourier. Το πλάτος της κορυφής σε κάθε συχνότητα αντιπροσωπεύει την αντίθεση που διατηρείται από τον ανιχνευτή σε αυτή τη συχνότητα, με τις απώλειες στην αντίθεση να οφείλονται στα όρια της χωρικής

διακριτικής ικανότητας του συστήματος. Είναι ενδιαφέρον το γεγονός ότι, αν ένα σήμα εισόδου περιείχε περισσότερα ημιτονοειδή κύματα από τα 3 κύματα (είσοδοι-input signals) που φαίνονται στο Σχήμα 2Α (π.χ. 10,50,100,..), τότε ο μετασχηματισμός Fourier θα μπορούσε και πάλι να διαχωρίσει τις συχνότητες τους και να μεταφέρει τα αντίστοιχα πλάτη τους από το καταγεγραμμένο σήμα, στην καμπύλη της MTF που βλέπουμε στο Σχήμα 2B [10].



Ωστόσο, για τον πειραματικό προσδιορισμό της MTF δεν είναι δυνατόν να διεγείρεται ένα σύστημα ανιχνευτή από μεμονωμένα ημιτονοειδή σήματα, όπως περιέγραφα παραπάνω. Συνεπώς, για τον προσδιορισμό της MTF σε πειραματικές εφαρμογές, χρησιμοποιείται η LSF (Line Spread Function). Ως LSF (Line Spread Function), μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε την συνάρτηση δέλτα του Dirac, η οποία θεωρητικά αποτελείται από άπειρες ημιτονοειδείς συναρτήσεις οι οποίες καλύπτουν όλο το φάσμα των συχνοτήτων. Επομένως, ο υπολογισμός του μετασχηματισμού Fourier της LSF(x) μας δίνει ολόκληρη την καμπύλη της MTF όπως φαίνεται στο Σχήμα 2B [10]. Πριν προχωρήσουμε στον υπολογισμό του μετασχηματισμού Fourier της LSF(x) κανονικοποιούμε στην μονάδα:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) dx = 1$$

Τέλος, υπολογίζουμε τον μετασχηματισμό Fourier της LSF(x) και το μέτρο του μας δίνει την MTF(f):

$$MTF(f) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) e^{-2\pi i f x} dx \right|$$

**B)** Η ακρίβεια όλων των σύγχρονων τεχνικών ακτινοθεραπείας σχετίζεται άμεσα με τον ακριβή ορισμό του όγκου-στόχου που πρόκειται να υποβληθεί σε ακτινοθεραπεία. Η επιτροπή ICRU (International Commission on Radiation Units) στα reports 50, 62 και 83 παραθέτει πληροφορίες αναφορικά με τον ορισμό των ακόλουθων μεγεθών: Gross Tumor Volume (GTV), Clinical Target Volume (CTV), Internal Target Volume (ITV), Planning Target Volume (PTV), Organs At Risk (OARs), Planning Organ At Risk Volume (PRV) [16].

### **Gross Tumor Volume (GTV):**

Το Gross Tumor Volume (GTV) περικλείει τον κακοήγη όγκο όπως προκύπτει από την ψηλάφηση, ή από τις μεθόδους απεικόνισης δηλαδή CT (αξονική τομογραφία), MRI (μαγνητική τομογραφία) και από τις διαγνωστικές εξετάσεις π.χ. ιστολογικές.

### **Clinical Target Volume (CTV):**

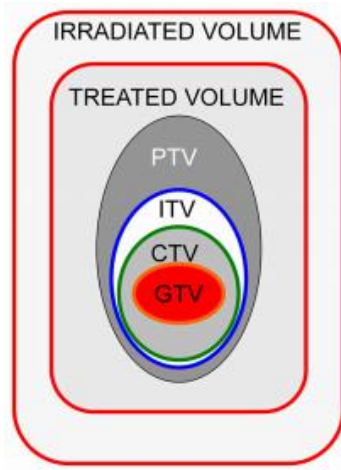
Το Clinical Target Volume (CTV) είναι ο όγκος που περικλείει ολόκληρο το GTV ή κάποιο τμήμα του, το οποίο συχνά περιλαμβάνει λεμφαδένες και ενδέχεται να περιλαμβάνει μικροσκοπική κακοήγη νόσο (μεταστάσεις). Επομένως, το CTV ονομάζεται και κλινικός όγκος στόχος.

### **Internal Target Volume (ITV):**

Το Internal Target Volume (ITV) περικλείει το CTV και ένα περιθώριο το οποίο σχεδιάζεται εξαιτίας των πιθανών κινήσεων ορισμένων οργάνων (π.χ. ουροδόχος κύστη) ή λόγω της αναπνοής.

### **Planning Target Volume (PTV):**

Το Planning Target Volume (PTV), περιλαμβάνει το CTV και δύο περιθώρια (τα οποία έχουν γεωμετρικό χαρακτήρα), το πρώτο συνήθως οφείλεται σε σφάλματα που προκύπτουν κατά την τοποθέτηση του ασθενούς και το δεύτερο στις πιθανές διακυμάνσεις στο μέγεθος, στην θέση και στο σχήμα του όγκου που πρόκειται να υποβληθεί σε θεραπεία.



*Σχηματική αναπαράσταση των όγκων σύμφωνα με τα ICRU reports 50,62*

### **Organs At Risk (OAR):**

Τα OAR (όργανα σε κίνδυνο), είναι τα κρίσιμα όργανα τα οποία έχουν χαμηλή ανοχή στην ακτινοβολία, δηλαδή είναι ακτινοευαίσθητα. Συνεπώς, εφόσον μας ενδιαφέρει να γνωρίζουμε την τιμή της δόσης που λαμβάνουν, ο σχεδιασμός τους στο πλάνο θεραπείας είναι απαραίτητος.

### **Planning Organ At Risk Volume (PRV):**

Σε αντιστοιχία με αυτά που ισχύουν για το PTV, η αβεβαιότητα στην θέση των OARs κατά τη διάρκεια της θεραπείας πρέπει να ληφθεί υπόψη ώστε να αποφευχθούν σοβαρές επιπλοκές. Επομένως, είναι αναγκαίο να προστεθεί περιθώριο (margin) στα OARs ώστε να αντισταθμιστεί η προαναφερθείσα αβεβαιότητα, κάνοντας χρήση ανάλογων αρχών με αυτών που χρησιμοποιήθηκαν στο PTV. Επομένως, τα παραπάνω οδηγούν στην έννοια του Planning Organ At Risk Volume (PRV).

## **Βιβλιογραφία:**

- [1] Klein, E.E., Hanley, J., Bayouth, J., et al. 2009. Task group 142 report: quality assurance of medical accelerators. Medical Physics.
- [2] Podgorsak, E.B., 2005. Treatment machines for External Beam Radiotherapy, Chapter 5. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, pp.123-160.
- [3] Podgorsak, E.B., 2016. Particle Accelerators in Medicine, Chapter 14. Radiation Physics for Medical Physicists. Third Edition. Springer, pp.628-641
- [4] Khan, F.M., Gibbons, J.P., 2014. The Physics of Radiation Therapy. Fifth Edition. Lippincott Williams & Wilkins, pp.413-439
- [5] Menzel, H.G., 2010. The international commission on radiation units and measurements. Journal of the ICRU 10, pp. 7-16 (<https://www.fnkv.cz/soubory/216/icru-83.pdf>)
- [6] Otto, K., 2008. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. Medical Physics 35, pp.310–317
- [7] Yu, C.X., 1995. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: An alternative to tomotherapy. Physics in Medicine and Biology 40, pp.1435–1449.
- [8] Sterzing, F., Debus, J. et al. 2011. Image-guided radiotherapy - A new dimension in radiation oncology. Deutsches Arzteblatt 108, pp.274–280.
- [9] Goldman, L.W., 2007. Principles of CT: Radiation dose and image quality. Journal of Nuclear Medicine Technology 35, pp.213–225
- [10] Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt Jr., J.M.B., 2012. The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition. Lippincott Williams & Wilkins, pp.70-80
- [11] D. Dance, S. Christofides, M. Maidment, I.M., 2014. Diagnostic Radiology Physics: A handbook for teachers and students. IAEA, pp.287-290
- [12] SNC Machine Reference Guide, 2015-2017. Sun Nuclear Corporation
- [13] SNC Machine User's Guide, 2015-2017. Sun Nuclear Corporation
- [14] SNC Machine Work Aid's. 2017. Sun Nuclear Corporation
- [15] Zeman, E.M., Schreiber, E.C., Tepper, J.E., 2013. Basics of Radiation Therapy, in: Abeloff's Clinical Oncology: Fifth Edition. Elsevier Inc., pp. 393–422
- [16] International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999. ICRU Report 62. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Journal of ICRU.

[17] Goyal, S., Kataria, T., 2014. Image Guidance in Radiation Therapy: Techniques and Applications. Radiology Research and Practice 2014, pp.1–10

[18]<https://varian.force.com/servlet/servlet.FileDownload?retURL=%2Fapex%2FCpEventPresList%3Fid%3Da0OE000000pZaMdMAK&file=00PE000000VdZITMA3>

[19] <https://www.sunnuclear.com/solutions/machineqa/suncheckmachine>

[20] <https://www.ibm.com/analytics/spss-statistics-software>

[21] <https://eeae.gr/files/KO/KA-EEAE-KO-122019-03.pdf>