



**Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής  
Τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής**

**Δημιουργία ομοιώματος για έλεγχο εικόνας αξονικής  
τομογραφίας παιδών**

**Νικολαΐδου Στυλιανή  
AM 14063**

**Επιβλέπων Καθηγητής: Νεκτάριος Καλύβας**

**Διπλωματική εργασία**

**Αιγάλεω 2021**

## **ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ**

**Νεκτάριος Καλόβας (επιβλέπων)**

**Αικατερίνη Σκουρολιάκου**

**Παντελεήμων Ασβεστάς**

## ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Νικολαΐδου Στυλιανή του Μιχαήλ, με αριθμό μητρώου 14063 φοιτητής/τρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Μηχανικών του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Η Δηλούσα



## Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στα πλαίσια του Προπτυχιακού Προγράμματος Μηχανικών Βιοϊατρικής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά όσους με βοήθησαν και συνέβαλαν στην εκπόνηση αυτής της εργασίας και ιδιαίτερα :

Τον επιβλέποντα καθηγητή μου κύριο Νεκτάριο Καλύβα, για την υποστήριξη, τις υποδείξεις και την αμέριστη βοήθεια του καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της εργασίας.

Την φίλη μου Σμαράγδα Ζησάκη για την πολύτιμη συμβολή της στην πραγματοποίηση της ακτινοβόλησης του ομοιώματος, καθώς και τη συνάδελφο της Άννα Ευθυμάκη, Ακτινολόγο του Ακτινολογικού Τμήματος του Ασκληπιείου Βούλας που παρ' όλο το φόρτο εργασίας σε αυτή τη δύσκολη περίοδο που διανύουμε προθυμοποιήθηκαν να βοηθήσουν σε αυτή την διπλωματική εργασία.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την εμπιστοσύνη και την ψυχολογική υποστήριξη που μου προσφέρει σε κάθε μου βήμα.

## Περίληψη

Στην παρούσα εργασία κατασκευάσαμε με απλά υλικά, ένα ομοίωμα για τον έλεγχο ποιότητας μιας αξονικής τομογραφίας εγκεφάλου ενός παιδιού. Χρησιμοποιήσαμε μία σωλήνα και 9 σύριγγες για να προσομοιώσουμε τις διάφορες δομές του ανθρώπινου εγκεφάλου και να ερευνήσουμε τον συντελεστή εξασθένησης, καθώς και τον αριθμό υπολογιστικής τομογραφίας για κάθε μία από αυτές. Με χρήση κατάλληλων λογισμικών μελετήσαμε 35 φάσματα, τους συνδυασμούς διαφόρων ενεργειών και πάχους τομών των φίλτρων που χρησιμοποιούνται στην ιατρική πρακτική. Στο τέλος της εργασίας παραθέτονται όλοι οι πίνακες με τις θεωρητικές μετρήσεις. Έπειτα, υπολογίσαμε τους μέσους συντελεστές εξασθένησης για κάθε υλικό που χρησιμοποιήσαμε και τους πειραματικούς αριθμούς υπολογιστικής τομογραφίας. Από αυτές τις μετρήσεις εξηγάγαμε τους παράγοντες ποιότητας εικόνας και τα συμπεράσματα μας. Οι παράγοντες αυτοί είναι ο λόγος Σήματος- Θορύβου (SNR), ο λόγος Αντίθεσης- Θορύβου (CNR) και η γραμμικότητα. Τα αποτελέσματα μας έδειξαν ότι το ομοίωμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για έλεγχο ποιότητας εικόνας καθώς περιλαμβάνει τους αριθμούς υπολογιστικής τομογραφίας με τιμές στο εύρος -1000 έως 55, αυτές δηλαδή που προσομοιώνουν μαλακούς ιστούς. Επίσης παρατηρήσαμε μεγάλη απόκλιση πειραματικών με θεωρητικών τιμών στο πυρίτιο που χρησιμοποιήσαμε, καθώς και κακή γραμμικότητα.

## Λέξεις-Κλειδιά

Αξονική τομογραφία, αριθμός υπολογιστικής τομογραφίας, συντελεστής εξασθένησης ακτινοβολίας, SNR, CNR

## **Abstract**

The main purpose of this study is to observe how possible and accurate it is to check image quality in a child's brain computed tomography, with a home made phantom. We used a plastic tube with 10cm diameter, which we filled with water and 9 syringes with different materials in them. These materials represent the different structures of the brain, and they help us measure image quality factors such as Signal to noise ratio (SNR), contrast to noise ratio (CNR) and linearity. We came to the conclusion that the phantom can perform image quality check but the experimental values varies from the theoretical ones, due to the lack of solid and pure materials that we can't find in the market.

## **Keywords**

Computed Tomography, CT number, attenuation factor, SNR, CNR

## Περιεχόμενα

Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή.....	12
1.1: Η φύση των ακτίνων Χ.....	12
1.2: Αξονική τομογραφία.....	12
Κεφάλαιο 2: Αρχή λειτουργίας Αξονικού τομογράφου.....	13
2.1: Μηχανικά μέρη αξονικού τομογράφου.....	14
Λυχνία ακτίνων Χ.....	14
Φίλτρα (ηθμοί).....	14
Ανιχνευτές.....	14
Το σύστημα λήψης δεδομένων.....	14
Το κυρίως σώμα (Gantry) και η εξεταστική τράπεζα.....	14
Κεφάλαιο 3: Συνηθέστερες αξονικές τομογραφίες Παίδων.....	15
Κεφάλαιο 4: Ποιότητα εικόνας.....	15
Ανακατασκευή εικόνας.....	15
Απεικόνιση εικόνας.....	15
4.1: Παράγοντες λήψης εικόνας.....	15
Φορτίο λυχνίας (mAs).....	15
Υψηλή τάση λυχνίας (kV)	
.....	16
Πάχος τομής.....	16
4.2: Χαρακτηριστικά εικόνας.....	16
Θόρυβος.....	16
Ασάφεια-Χωρική διακριτική ικανότητα.....	16
Αντίθεση.....	16
Ψευδενδείξεις.....	17
Κεφάλαιο 5: Δοσιμετρικές ποσότητες αξονικής τομογραφίας.....	17
Δείκτης δόσης όγκου Αξονικής τομογραφίας (CTDIvol)	
.....	17
Γινόμενο δόσης μήκους (DLP)	
.....	17
Πειραματικό μέρος.....	19
Κεφάλαιο 6: Περιγραφή ομοιώματος και κατασκευή ομοιώματος.....	20
Κεφάλαιο 7: Εύρεση συντελεστών εξασθένησης ακτινοβολίας υλικών και εύρεση φασμάτων.....	24
Κεφάλαιο 8: Εύρεση μέσου συντελεστή εξασθένησης.....	43
Κεφάλαιο 9: Ακτινοβόληση και πρακτική εφαρμογή.....	49
Κεφάλαιο 10: Συμπεράσματα.....	55

## Κατάλογος Εικόνων / Σχημάτων

Εικόνα 1: Σύγχρονος αξονικός τομογράφος.....	13
Εικόνα 6.1 :Κυκλική τοποθέτηση συριγγών.....	20
Εικόνα 6.2 : Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν.....	21
Εικόνα 6.3: Οι σύριγγες γεμάτες με πυρίτιο, αιθανόλη και ακετόνη.....	22
Εικόνα 6.4 : Συγκόλληση φελιζόλ στο σωλήνα.....	22
Εικόνα 6.5: Γέμισμα του σωλήνα με νερό.....	23
Εικόνα 6.6: Κατανομή των υλικών μέσα στο ομοίωμα.....	24
Εικόνα 7.1. Γραφική παράσταση των συντελεστών εξασθένησης.....	25
Εικόνα 7.2: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 1.2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	25
Εικόνα 7.3: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	26
Εικόνα 7.4: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2.7 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	26
Εικόνα 7.5: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	27
Εικόνα 7.6 Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	27
Εικόνα 7.7: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	28
Εικόνα 7.8: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	28
Εικόνα 7.9: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 1.2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	29
Εικόνα 7.10: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	29
Εικόνα 7.11: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2.7 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	30
Εικόνα 7.12: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	30
Εικόνα 7.13: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3.5 mm.. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	31
Εικόνα 7.14: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.....	31
Εικόνα 7.15: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας	





Εικόνα 9.3: Έλεγχος γραμμικότητας αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας για τα 80 kVp.....	52
Εικόνα 9.4 : Έλεγχος γραμμικότητας αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας για τα 120 kVp.....	53
Εικόνα 9.5: Έλεγχος γραμμικότητας αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας για τα 80 kVp, εξαιρώντας το πυρίτιο.....	54
Εικόνα 9.6: Έλεγχος γραμμικότητας αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας για τα 120 kVp, εξαιρώντας το πυρίτιο.....	54

### **Κατάλογος Πινάκων**

Πίνακας 5.1 : Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς.....	18
Πίνακας 8.1 Πυκνότητα υλικών.....	43
Πίνακας 8.2 : Οι υπολογιζόμενοι μέσοι συντελεστές εξασθένησης για διάφορα φάσματα, στρογγυλοποιημένοι.....	43
Πίνακας 8.3 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT numbers) που προέκυψαν για τα 80 kVp με διάφορα φίλτρα λυχνίας.....	45
Πίνακας 8.4 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT numbers) που προέκυψαν για τα 90 kVp με διάφορα φίλτρα λυχνίας.....	45
Πίνακας 8.5 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT number) που προέκυψαν για τα 100 kVp με διάφορα φίλτρα λυχνίας.....	46
Πίνακας 8.6 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT number) που προέκυψαν για τα 110 kVp με διάφορα φίλτρα λυχνίας.....	47
Πίνακας 8.7 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT number) που προέκυψαν για τα 120 kVp με διάφορα φίλτρα λυχνίας.....	48
Πίνακας 9.1: Αποτελέσματα μετρήσεων για τα 80 kVp.....	50
Πίνακας 9.2: Αποτελέσματα μετρήσεων για τα 120 kVp.....	51

### Κατάλογος σχέσεων

Σχέση 4.1 : Αριθμός CT.....	15
Σχέση 4.2.1 : CNR.....	17
Σχέση 5.1 : CTDIvol.....	17
Σχέση 5.2 : DLP.....	17
Σχέση 8.1 : Μέσος συντελεστής εξασθένησης μ.....	43

### Συντομογραφίες & Ακρωνύμια

CsI(TI).....	Ιωδιούχο Καίσιο
DAS.....	Data Analyst System
SNR.....	Signal to Noise Ratio
CT.....	Computed Tomography
CNR.....	Contrast to Noise Ratio
CTDIvol.....	Δείκτης Δόσης όγκου Αξονικής τομογραφίας
DLP.....	Γινόμενο Δόσης Μήκους
μ.....	συντελεστής εξασθένησης
P(gt/cm <sup>3</sup> ).....	πυκνότητα
CTnumber.....	αριθμός υπολογιστικής τομογραφίας
DICOM.....	Digital Imaging and Communication in Medicine

## Κεφάλαιο 1. Εισαγωγή

### 1.1 Η φύση των ακτίνων X

Οι ακτίνες X είναι ηλεκτρομαγνητική ιονίζουσα ακτινοβολία. Οι ακτίνες X έχουν μήκος κύματος 0,01nm μέχρι 10nm με ενέργειες φωτονίων που κυμαίνονται από 120eV μέχρι και 120keV και παράγονται με δύο μηχανισμούς, α) τον ιονισμό των ατόμων, που έχει σαν αποτέλεσμα τη κένωση μιας θέσης σε μια ενεργειακή στοιβάδα. Η κατάληψη της θέσης δημιουργεί χαρακτηριστική ακτινοβολία στην ενέργεια των ακτίνων-X. β) από την ακτινοβολία πέδησης, που δημιουργείται από την επιβράδυνση των ηλεκτρονίων. Οι ενέργειες των ακτίνων X είναι από 120eV έως 18 MeV.

### 1.2 Αξονική τομογραφία

Η αξονική τομογραφία είναι μια ακτινοδιαγνωστική μέθοδος κατά την οποία χρησιμοποιούνται ακτίνες X, όπως ακριβώς και στην κλασική ακτινογραφία. Το διακριτικό της αξονικής τομογραφίας είναι ότι κατ' αυτή απεικονίζονται νοητές τομές του ανθρώπινου σώματος, κατά επίπεδα κάθετα επί τον διαμήκη άξονα του σώματος.

Η ακτινοβολία X , η οποία βγαίνει από τη λυχνία υπό μορφή περίπου κωνικής δέσμης, αφού περάσει μέσα από το σώμα του εξεταζόμενου, προσβάλλει το φωτογραφικό φιλμ. Τα συμπαγέστερα μέρη του σώματος, όπως τα οστά, συγκρατούν μεγαλύτερο μέρος της ακτινοβολίας, ενώ τα αραιότερα και χαλαρότερα συγκρατούν πολύ μικρότερο μέρος της. Το αποτέλεσμα είναι το φωτογραφικό φιλμ να προσβάλλεται λιγότερο εκεί, όπου φθάνει η ακτινοβολία που πέρασε μέσα από τα συμπαγέστερα μέρη και περισσότερο εκεί, όπου φθάνει η ακτινοβολία που πέρασε από τα χαλαρότερα. Έτσι, τα συμπαγέστερα μέρη απεικονίζονται, σαν ανοιχτόχρωμες έως λευκές σκιές επάνω στο φιλμ και μάλιστα τόσο εντονότερα λευκές, όσο συμπαγέστερος είναι ο ιστός τους.

Εικόνα 1: Σύγχρονος αξονικός τομογράφος



Ο αξονικός τομογράφος είναι ακτινογραφικό σύστημα που χρησιμοποιεί ακτινοβολίες X. Είναι μία από τις συνηθέστερες διαγνωστικές εξετάσεις και διενεργείται σε ενήλικους αλλά και σε παιδιά. Στην παρούσα εργασία θα μελετήσουμε την αξονική τομογραφία παιδιών καθώς παρουσιάζει διαφορές στην ιατρική πρακτική λόγω των διαφορετικών διαγνωστικών επιπέδων που χρησιμοποιούμε. Η διαφοροποίηση αυτή οφείλεται στην ποικιλότητα της σωματικής ανάπτυξης των μικρών παιδιών, το βάρος δηλαδή, το οποίο ποικίλει πολύ περισσότερο στα παιδιά από ότι στους ενήλικες.

## **Κεφάλαιο 2: Αρχή λειτουργίας αξονικού τομογράφου**

Μια λυχνία ακτίνων X βρίσκεται απέναντι από έναν ανιχνευτή της ακτινοβολίας, σε μια σταθερή απόσταση. Λυχνία και ανιχνευτής μπορούν να περιστραφούν σε σύνολο γύρω από έναν νοητό άξονα, ο οποίος είναι μεσοκάθετος επί την ευθεία της απόστασής τους. Για να μπορούν να περιστρέφονται ταυτόχρονα λυχνία και ανιχνευτής ακτίνων μαζί με τα βοηθητικά τους εξαρτήματα, (όπως αντλία και κύκλωμα ψυκτικού λαδιού για τη λυχνία, τροφοδοτικό σύστημα ηλεκτρικής ενέργειας, σύστημα εστίασης δέσμης ακτίνων, σύστημα αυτοματισμού κ.λπ.), βρίσκονται όλα μέσα σε έναν κοίλο κυλινδρικό φορέα που έχει τη δυνατότητα περιστροφής. Η περιστρεφόμενη αυτή στεφάνη στηρίζεται από το «πλαίσιο» (gantry) του τομογράφου. Ο εξεταζόμενος τοποθετείται στο κρεβάτι του αξονικού, εισάγεται στο πλαίσιο και καθώς το σύστημα λυχνίας-ανιχνευτή περιστρέφεται λαμβάνει πολλές λήψεις (ακτινογραφίες) που ονομάζονται και προβολές.

## **2.1 Μηχανικά μέρη αξονικού τομογράφου**

### **Λυχνία των ακτίνων X**

Η λυχνία των ακτίνων X του αξονικού τομογράφου λειτουργεί σε υψηλές τάσεις από 80kVp έως 140 kVp, ενώ τα απαιτούμενα mA μπορούν να κυμαίνονται από 30mA έως 800 mA. Ένα σύστημα υπολογιστικής τομογραφίας τρίτης γενεάς διαθέτει τους χρόνους ακτινοβολίας έως 8 sec. Η θερμοχωρητικότητα της ανόδου στη λυχνία αξονικής τομογραφίας πρέπει να είναι μεγάλη και μπορεί να φτάσει έως 3500 KHU.

### **Φίλτρα (ηθμοί)**

Τα φίλτρα χρησιμοποιούνται για να αποκόπτουν τα φωτόνια χαμηλών ενεργειών που δεν συμβάλλουν στη δημιουργία εικόνας αφού δεν φτάνουν στο σύστημα ανίχνευσης ακτινοβολίας λόγω απορρόφησης από το σώμα του ασθενούς. Το φίλτρο της λυχνίας που χρησιμοποιείτε στον αξονικό τομογράφο είναι συνήθως Αλουμίνιο και το πάχος του εξαρτάται από την κατασκευάστρια εταιρεία.

### **Ανιχνευτές**

Οι ανιχνευτές ακτινοβολίας που χρησιμοποιούνται στα συστήματα υπολογιστικής τομογραφίας είναι τύπου στερεάς κατάστασης λόγω ευκολίας κατασκευής τους. Επιπλέον μπορούν να συνδυαστούν με κατάλληλους σπινθηριστές όπως το CsI(Tl) με αποτέλεσμα την αύξηση της ευαισθησίας.

### **Το σύστημα λήψης δεδομένων**

Το σύστημα λήψης δεδομένων (Data Acquisition System – DAS) είναι υπεύθυνο για τη λήψη, ενίσχυση και ψηφιοποίηση του σήματος. Μετά την ενίσχυση το σήμα ψηφιοποιείται μέσω καταλλήλου μετατροπέα και διακριτοποιείται. Το αποτέλεσμα μετά το διαχειρίζεται κατάλληλο λογισμικό ανακατασκευής εικόνας στον ηλεκτρονικό υπολογιστή του συστήματος.

### **Το κυρίως σώμα (Gantry) και η εξεταστική τράπεζα**

Ο εξεταζόμενος τοποθετείται επάνω σε ειδική εξεταστική τράπεζα, που έχει τη δυνατότητα να κινείται κάθετα στο επίπεδο στροφής του συστήματος λυχνία ανιχνευτής. Η σωστή τοποθέτηση του εξεταζόμενου πραγματοποιείται με δέσμες λέιζερ, έτσι ώστε ο εξεταζόμενος να τοποθετηθεί στο ισόκεντρο της περιστροφικής κίνησης της λυχνίας-ανιχνευτή. [12. Ιωάννης Κανδαράκης, «Ακτινοδιαγνωστική», Πανεπιστημιακές Εκδόσεις ΑΡΑΚΥΘΟΣ, 2007]

### 3. Συνηθέστερες αξονικές τομογραφίες Παίδων

Οι πιο συνηθισμένες αξονικές τομογραφίες είναι, η «αξονική κεφαλής», η «αξονική κοιλίας» και η «αξονική θώρακος». Κάθε αξονική τομογραφία απαιτεί τη λήψη και απεικόνιση κάποιου αριθμού τομών της περιοχής του σώματος, στην οποία γίνεται. Όπως προκύπτει από την καθημερινή πρακτική, οι συνηθισμένες αξονικές τομογραφίες απαιτούν έναν αριθμό τομών, ο οποίος κυμαίνεται μέσα σε στενά όρια.

Από τις τρεις προαναφερθείσες εξετάσεις πρώτη σε συχνότητα έρχεται η «αξονική κεφαλής», η οποία για να ολοκληρωθεί χρειάζεται 15-18 τομές. Η «αξονική κοιλίας» είναι η δεύτερη σε συχνότητα ανάμεσα στις συνηθισμένες τομογραφίες και απαιτεί γύρω στις 25-30 τομές. Τέλος, η «αξονική θώρακος» απαιτεί 24 τομές και είναι τρίτη σε συχνότητα.

### Κεφάλαιο 4: Ποιότητα εικόνας

#### Ανακατασκευή της εικόνας

Για την ανακατασκευή της εικόνας απαιτείται ο υπολογισμός των συντελεστών εξασθένησης όλων των στοιχειωδών στοιχείου όγκου (voxels) που συναντά η δέσμη των ακτίνων κατά τη διέλευσή της από τον εξεταζόμενο. Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι ανακατασκευής της εικόνας, όπως η φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή, οι επαναληπτικές μέθοδοι και οι μέθοδοι που βασίζονται στη μηχανική μάθηση..

#### Απεικόνιση της εικόνας

Το αποτέλεσμα της ανακατασκευής της εικόνας είναι η αποτύπωση των κανονικοποιημένων γραμμικών συντελεστών εξασθένησης ( $\mu$ ) των ιστών, σε σχέση με το νερό. Έτσι ορίζεται ο αριθμός υπολογιστικής τομογραφίας CT number ως:

$$\text{Αριθμός CT} = 1000 \cdot (\mu - \mu_{\text{νερού}}) / \mu_{\text{νερού}} \quad (4.1)$$

Οι τιμές που παίρνει αυτός ο αριθμός κυμαίνονται από -1000 (μηδενική απορρόφηση) έως πολύ μεγάλες τιμές ανάλογα με το υλικό που απεικονίζεται.

#### 4.1 Παράγοντες λήψης εικόνας

Οι παράγοντες από τους οποίους καθορίζεται η ποιότητα της εικόνας εξαρτώνται από το μηχάνημα και τις επιλογές του χρήστη.

#### Φορτίο λυχνίας (mAs)

Επηρεάζει τη δόση που θα δεχτεί ο εξεταζόμενος και μεταβάλλεται ανάλογα με το πάχος του. Το mAs είναι ουσιαστικά το ρεύμα της λυχνίας (mA) επί το χρόνο ακτινοβολήσης (second, s). Ως παράδειγμα αναφέρομε ότι σε περίπτωση που διπλασιαστεί το ρεύμα ή ο χρόνος ακτινοβολήσης κρατώντας όμως τους υπόλοιπους παράγοντες σταθερούς, τότε αποτέλεσμα είναι η παραγωγή διπλάσιας ποσότητας ακτίνων X.

### **Υψηλή τάση λυχνίας (kV)**

Η τάση λυχνίας συνδέεται με τη διεισδυτικότητα της δέσμης και τους υπολογιζόμενους συντελεστές εξασθένησης, δεδομένης της εξάρτησης που παρουσιάζει ο συντελεστής εξασθένησης με την ενέργεια των ακτίνων-X. Επίσης η τάση λυχνίας επηρεάζει και την αντίθεση της εικόνας. παράδειγμα μικρή διαφορά δυναμικού έχει σαν αποτέλεσμα μικρότερη ενέργεια των ακτίνων-X με αποτέλεσμα αύξηση της αντίθεσης.

### **Πάχος τομής**

Το πάχος τομής είναι η τρίτη διάσταση του voxel, αυτή που δεν είναι ορατή στην εικόνα. Η τρίτη διάσταση η z στους νέους αξονικούς πολλών τομών μπορεί να είναι συγκρίσιμοι με το μέγεθος του εικονοστοιχείου.

## **4.2 Χαρακτηριστικά εικόνας**

### **Θόρυβος**

Ο θόρυβος στην εικόνα είναι στατιστικές διακυμάνσεις της πληροφορίας που δεν οφείλεται σε ανατομική διαφοροποίηση. Η επίδραση τους στην εικόνα μπορεί να εκτιμηθεί μέσω του λόγου σήματος προς θόρυβο (SNR). Το SNR σε μια περιοχή της εικόνας υπολογίζεται πρακτικά ως η απόλυτη τιμή τους αριθμού CT προς την τυπική απόκλιση.

### **Ασάφεια-Χωρική διακριτική ικανότητα**

Με τον όρο ασάφεια εννοούμε την υποβάθμιση της λεπτομέρειας της εικόνας. Εξαρτάται από το μέγεθος της εστίας της λυχνίας, το είδος της ανιχνευτικής διάταξης, τη μέθοδο ανακατασκευής που χρησιμοποιείται και το είδος της διαγνωστικής οθόνης. Επιπλέον η ασάφεια επηρεάζεται από την κίνηση ασθενών και ανατομικών οργάνων. Η συγκράτηση αναπνοής σε εξετάσεις θώρακος- κοιλιάς, η ακινητοποίηση των μη συνεργάσιμων εξεταζομένων και των παιδιών περιορίζουν την ασάφεια. Για τη μέτρηση της ασάφειας χρησιμοποιείτε ο όρος χωρική διακριτική ικανότητα, που εκφράζει τη μικρότερη απόσταση που μπορεί να απεικονιστεί και να διαγνωστεί οπτικά.

### **Αντίθεση**

Η αντίθεση εικόνας περιγράφει την ικανότητα ενός συστήματος να απεικονίσει διαφορές στην ένταση του σήματος. Σε περιβάλλον θορύβου χρήσιμος είναι ο υπολογισμός του λόγου αντίθεσης θορύβου (CNR)

Ο γενικός τύπος που δίνει το CNR σε σχέση με τους αριθμούς υπολογιστικής τομογραφίας



είναι ο :

$$\text{CNR} = \text{CT}_0 - \text{CT}_B / \text{SD}_B \quad (4.2.1)$$

### **Ψευδενδείξεις**

Είναι παραμορφώσεις που παρουσιάζονται στην εικόνα της υπολογιστικής τομογραφίας και δεν αντιστοιχούν σε πραγματικές ανατομικές δομές. Οφείλονται σε διαφορετικούς παράγοντες όπως την σκλήρυνση της δέσμης των ακτίνων X [ελάττωση του περιεχομένου της δέσμης των ακτίνων X σε φωτόνια χαμηλής ενέργειας, κατά την πορεία της δέσμης μέσα στο σώμα του ασθενούς.} , κάποια μηχανική βλάβη του συστήματος (π.χ. αστάθειες ανιχνευτών), μετακίνηση του ασθενούς κατά την εξέταση , ανεπαρκής δειγματοληψία και σφάλμα των αλγορίθμων που χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή των εικόνων.

## **Κεφάλαιο 5: Δοσιμετρικές ποσότητες αξονικής τομογραφίας**

### **Δείκτης Δόσης όγκου Αξονικής τομογραφίας (CTDIvol)**

Η δόση στην αξονική τομογραφία μπορεί να υπολογιστεί μέσω του δείκτη δόσης CTDI και καταγράφεται αυτόματα στο αρχείο του αξονικού (dose report). Στη περίπτωση της ελικοειδούς αξονικής τομογραφίας, όπου το μήκος κίνησης του κρεβατιού προς το πάχος τομής (βήμα) δεν είναι μονάδα το CTDI είναι διαιρεμένο με την τιμή του βήματος, p. Το dose report επομένως δείχνει ένα διορθωμένο CTDI<sub>w</sub>, όπου ο υπολογισμός του CTDI<sub>w</sub> γίνεται με ειδικό ομοίωμα στο οποίο τοποθετείτε θάλαμος ιονισμού. Ο θάλαμος μετρά τη δόση ακτινοβολίας (D) και διορθώνει τη τιμή για το μήκος του θαλάμου (L) και το πάχος της τομής (T). Το CTDI = D \* L / T. Το σταθμισμένο CTDI (CTDI<sub>w</sub>) προκύπτει λαμβάνοντας υπόψη της μετρήσεις της δόσης στο κέντρο και στη περιφέρεια του ομοιώματος.

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = (1/p) \cdot \text{CTDI}_w \quad (5.1)$$

### **Γινόμενο Δόσης Μήκους (DLP)**

Η γνώση του CTDI επιτρέπει τον υπολογισμό του DLP ως:

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_{\text{vol}} \cdot X, \quad [\text{mGy cm}] \quad (5.2)$$

όπου X το μήκος της εξέτασης

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται τα διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς της αξονικής τομογραφίας εγκεφάλου για διάφορες ηλικιακές ομάδες παιδιών.

[11. Νικολάου Άννα, Έλεγχος της δόσης ακτινοβολίας των αξονικών τομογράφων στο ογκολογικό κέντρο Τράπεζας Κύπρου και καθορισμός των τοπικών Διαγνωστικών

Επιπέδων Αναφοράς,2019]

Ηλικία	0-1	1-5	5-10	10-15
DLP(mGy·cm)	271	463	601	626
CTDIvol(mGy)	27	49	57	75

Πίνακας 5.1 : Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς

## **Πειραματικό μέρος**

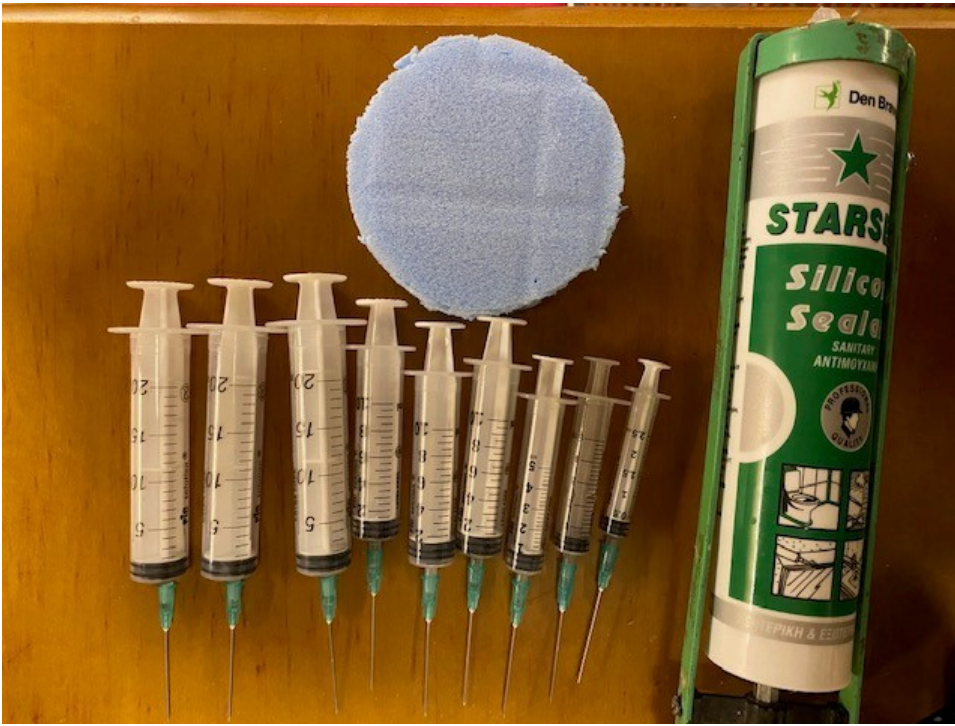
## Κεφάλαιο 6: Περιγραφή ομοιώματος και κατασκευή ομοιώματος

Για τη δημιουργία του ομοιώματος βασιστήκαμε σε μελέτες βιβλιογραφίας [Kristine Gulliksrud et al 2014, Z. Mansour et al 2016], [20,18] όπου χρησιμοποιήθηκαν εμπορικά διαθέσιμα ομοιώματα μετρήσεως αριθμού υπολογιστικής τομογραφίας και διακριτικής ικανότητας χαμηλής αντίθεσης. Επιπλέον η δυνατότητα χρήσης υλικών χαμηλού κόστους, όπως σύριγγες, έχει μελετηθεί στη βιβλιογραφία από τους A.H. Ng et al 2008, με εξαιρετικά αποτελέσματα [19]

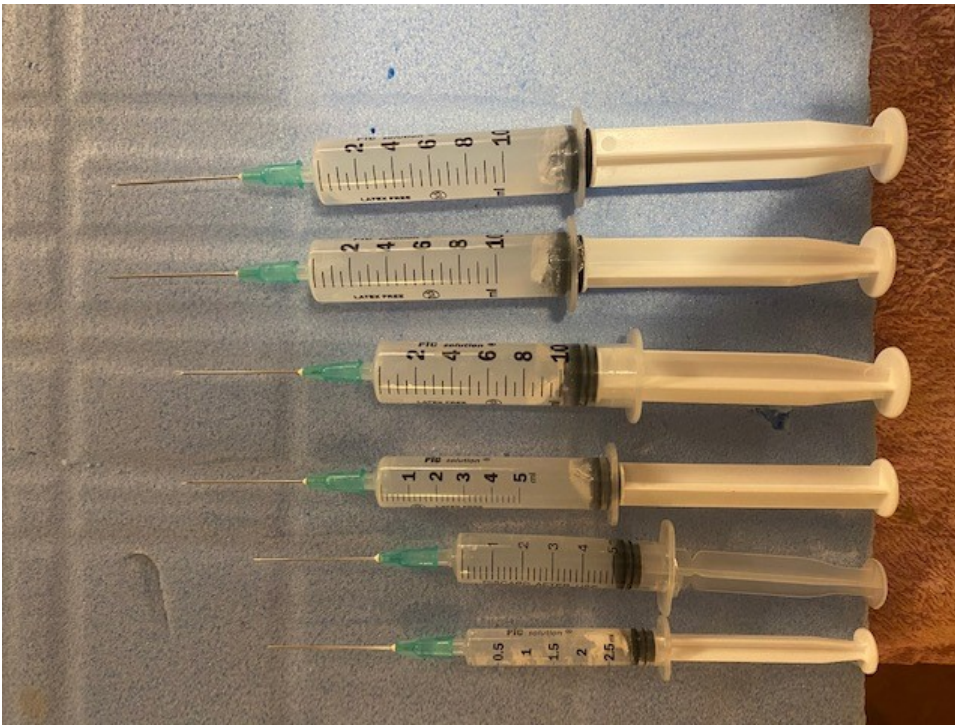
Για την εκτέλεση της άσκησης χρησιμοποιήσαμε έναν πλαστικό σωλήνα μήκους 34 εκατοστών, διαμέτρου 10 εκατοστών, και 9 σύριγγες. Τοποθετήσαμε τις σύριγγες κυκλικά, πάνω σε φελιζόλ, όπως φαίνεται στην παρακάτω φωτογραφία (Εικόνα 6,1). Χρησιμοποιήθηκαν τρεις σύριγγες των 20 ml, τρεις των 10 ml, μία των 8 ml, μία των 5 ml και μία των 2,5 ml. Στις εικόνες 6,1 έως 6,5 φαίνονται οι φάσεις κατασκευής του ομοιώματος. Όλες οι σύριγγες περιέχουν πυρίτιο εκτός από δύο των 20 ml που περιέχουν αιθανόλη η μια, και ακετόνη η άλλη. Η αντιστοίχιση των υλικών με τις σύριγγες φαίνεται στην εικόνα 6,6.



Εικόνα 6.1 :Κυκλική τοποθέτηση συριγγών



Εικόνα 6.2 : Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν

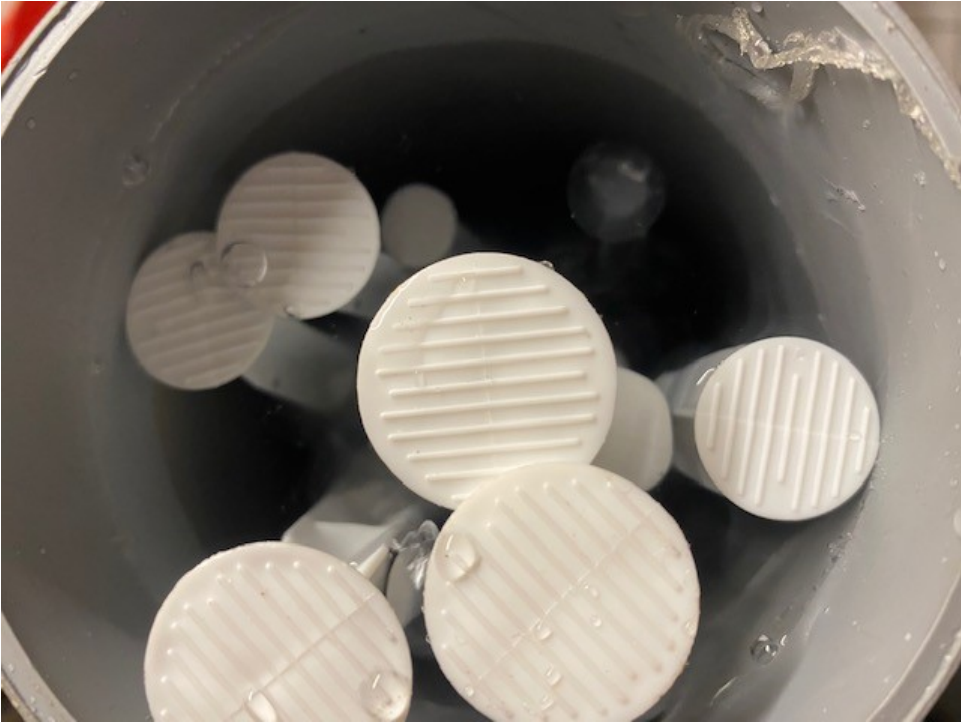


Εικόνα 6.3: Οι σύριγγες γεμάτες με πυρίτιο, αιθανόλη και ακετόνη.

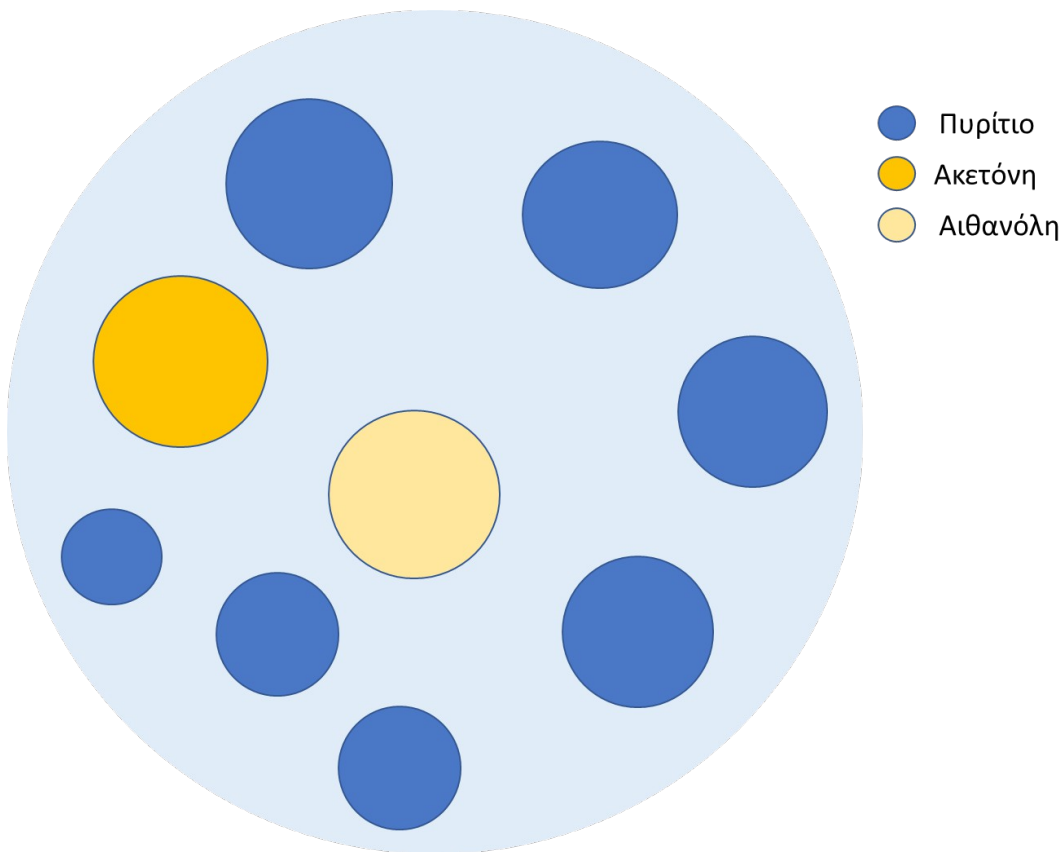


Εικόνα 6.4: Συγκόλληση φελιζόλ στο σωλήνα





Εικόνα 6.5: Γέμισμα του σωλήνα με νερό

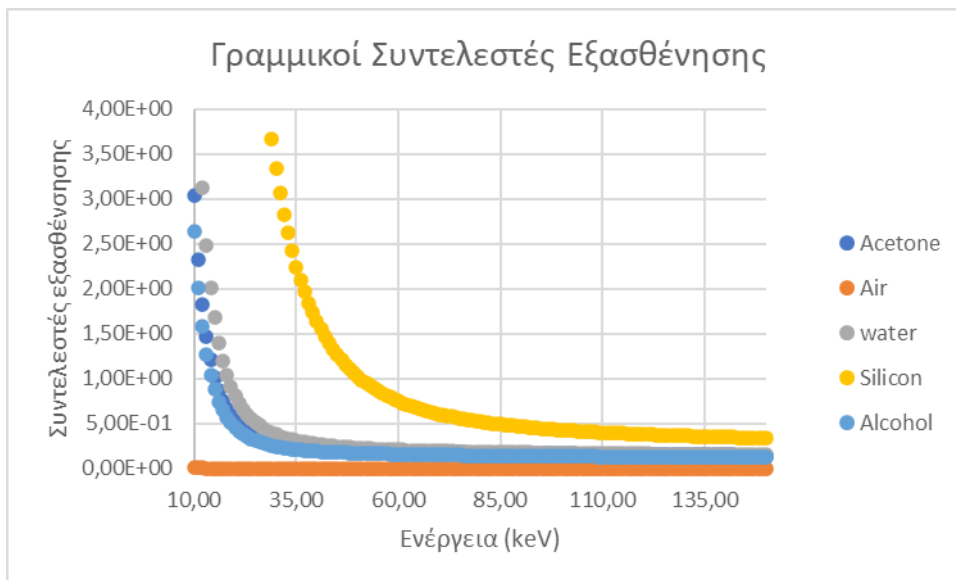


Εικόνα 6.6: Κατανομή των υλικών μέσα στο ομοίωμα

## Κεφάλαιο 7: Εύρεση συντελεστών εξασθένησης ακτινοβολίας υλικών και εύρεση φασμάτων

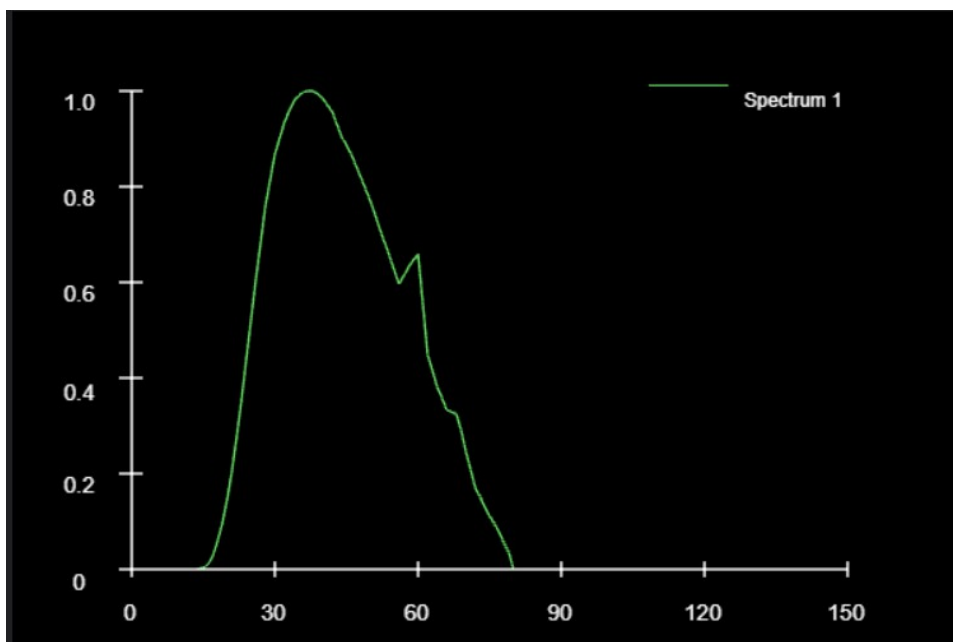
Για να βρούμε τους συντελεστές εξασθένησης των υλικών χρησιμοποιήσαμε το πρόγραμμα xmuDat [XmuDat:photon attenuation data by Robert Nowotny] [22]. Τα αποτελέσματα φαίνονται στην παρακάτω γραφική παράσταση.



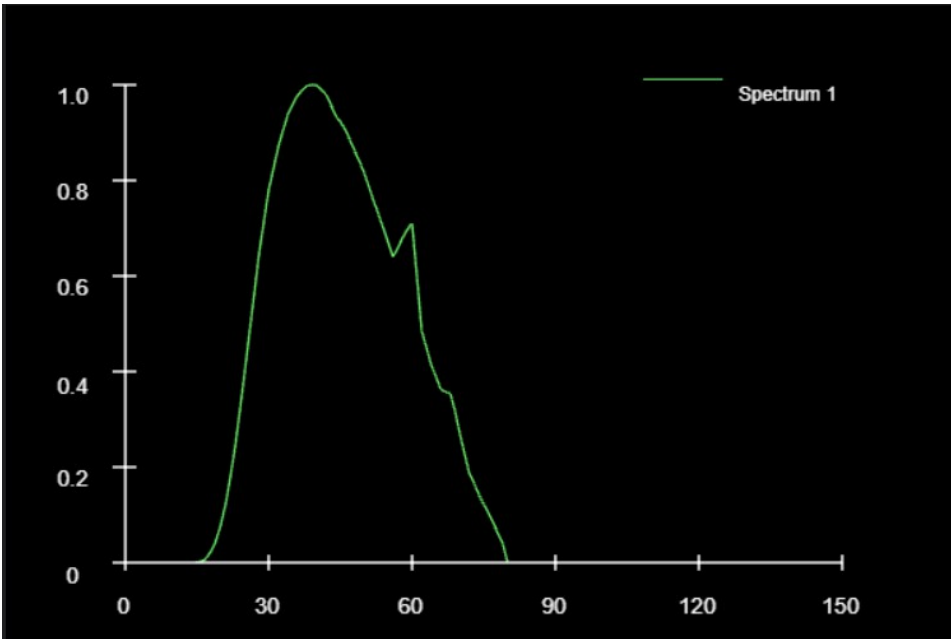


Εικόνα 7.1. Γραφική παράσταση των συντελεστών εξασθένησης

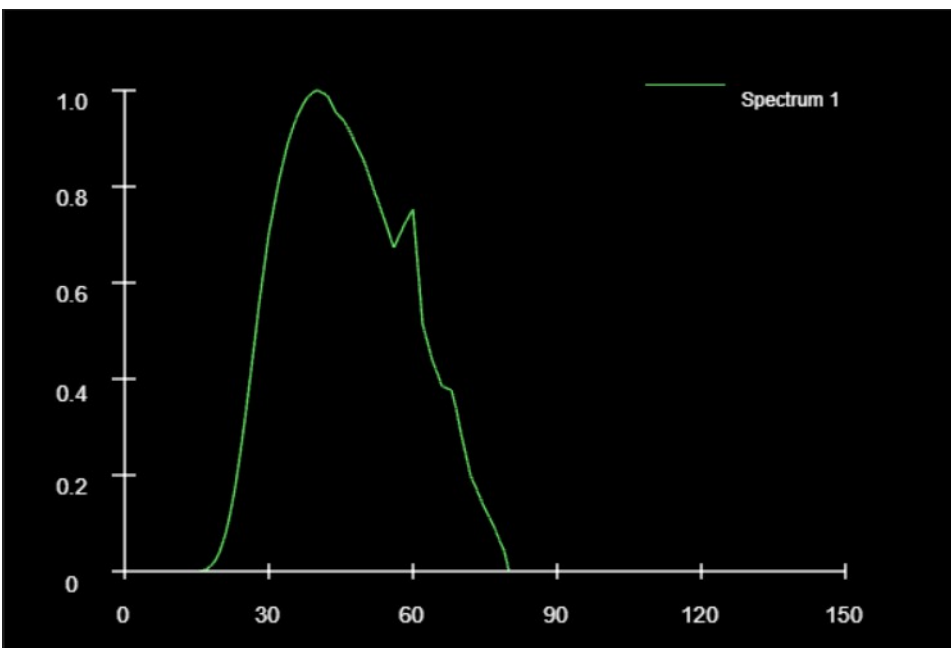
Έπειτα, χρησιμοποιήσαμε το πρόγραμμα TASMIP [[TASMIP Spectra Calculator - Calculate X-ray Imaging Spectra \(solutioninsilico.com\)](http://TASMIP Spectra Calculator - Calculate X-ray Imaging Spectra (solutioninsilico.com))] για τον υπολογισμό των φασμάτων. Υπολογίσαμε τα φάσματα για 80,90,100,110 και 120 kVp με πάχη φίλτρων αλουμινίου 1.2, 2, 2.7, 3, 3.5, 4 και 4.5 mm.



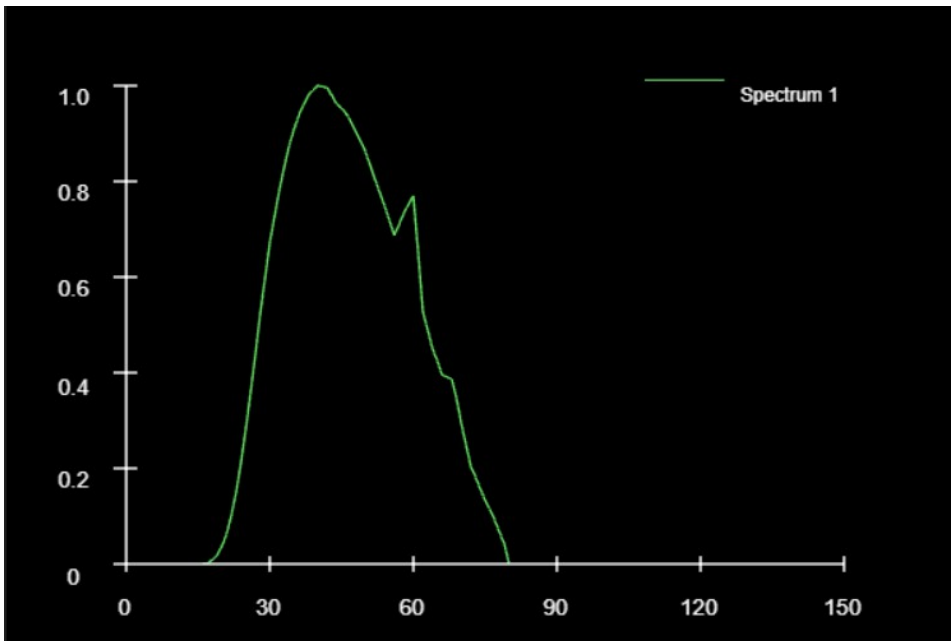
Εικόνα 7.2: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 1.2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



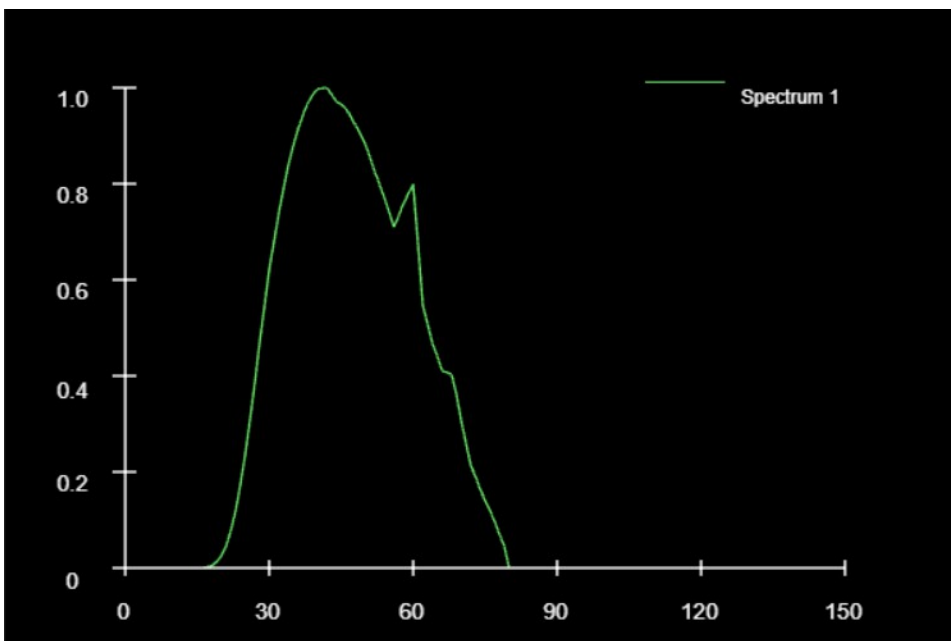
Εικόνα 7.3: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



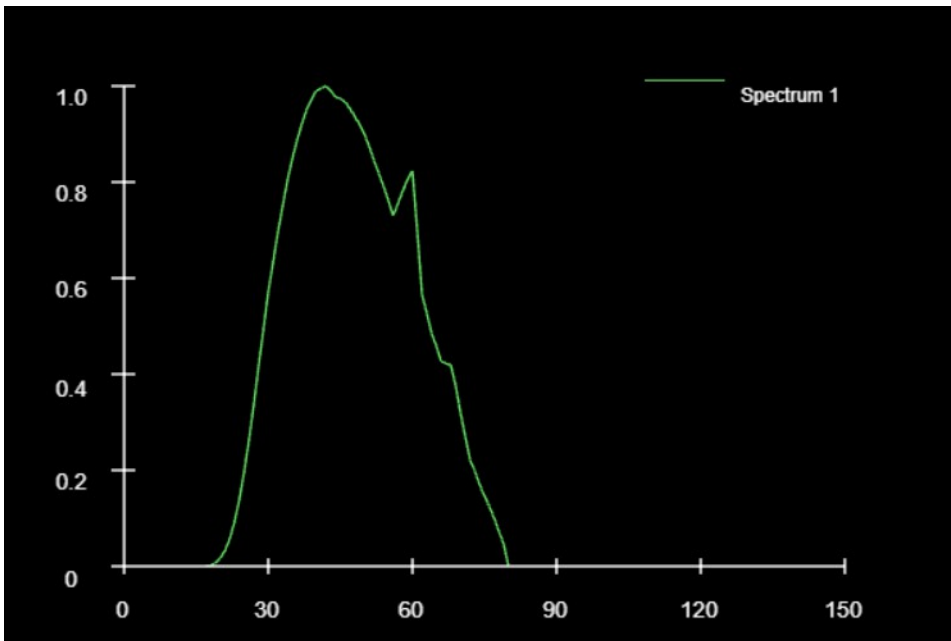
Εικόνα 7.4: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2.7 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



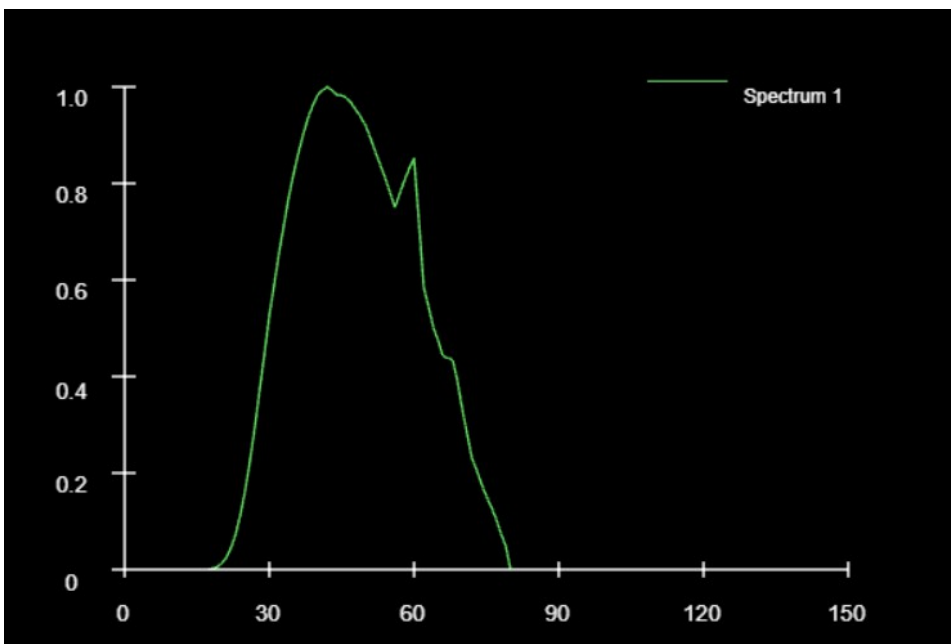
Εικόνα 7.5: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



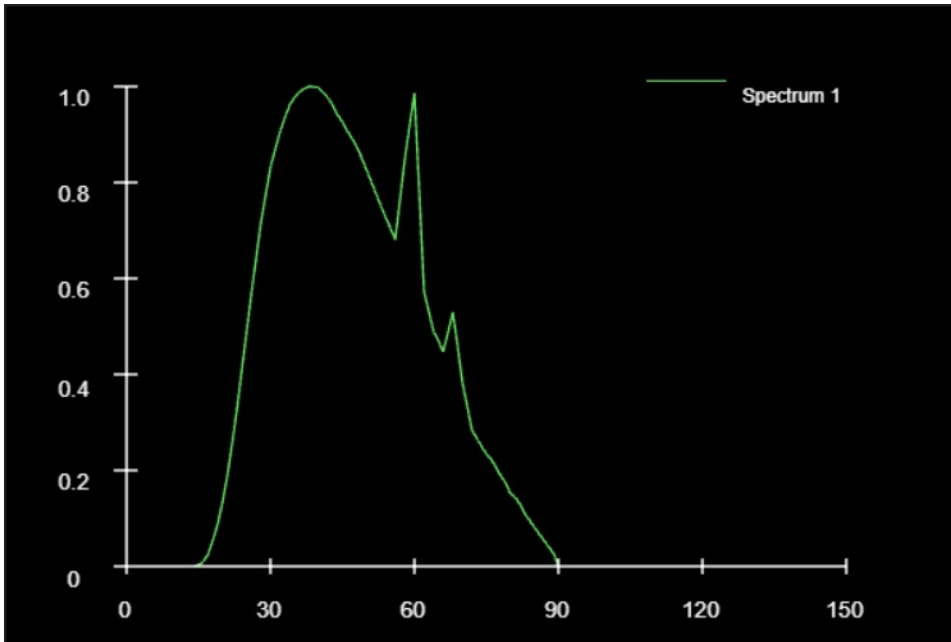
Εικόνα 7.6 Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



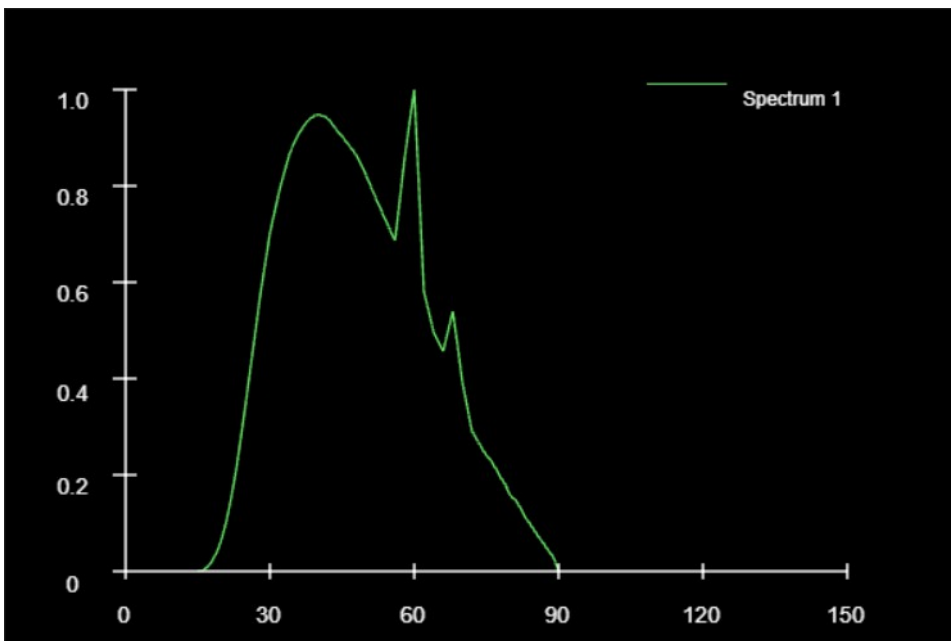
Εικόνα 7.7: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



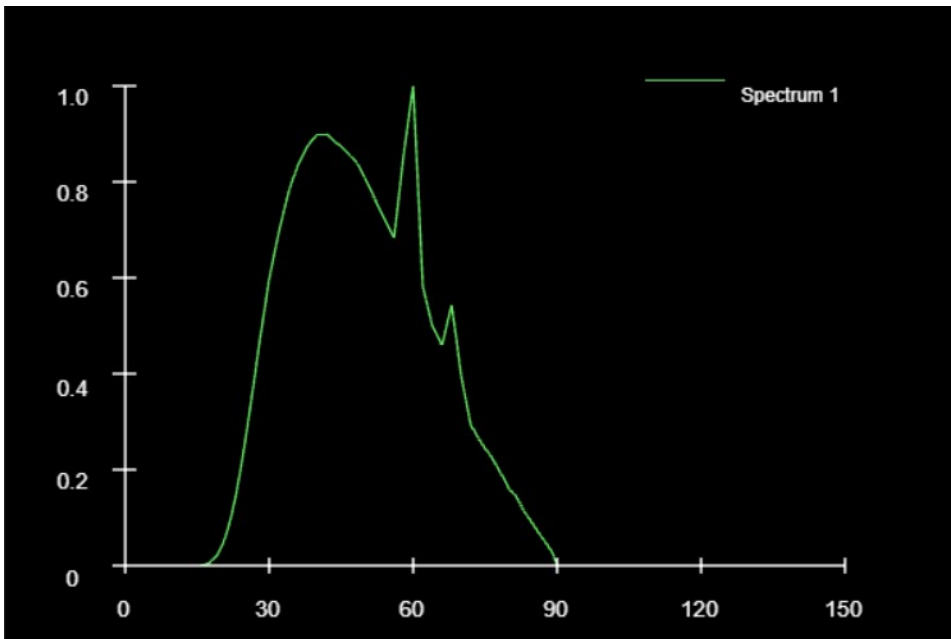
Εικόνα 7.8: Φάσμα για 80 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



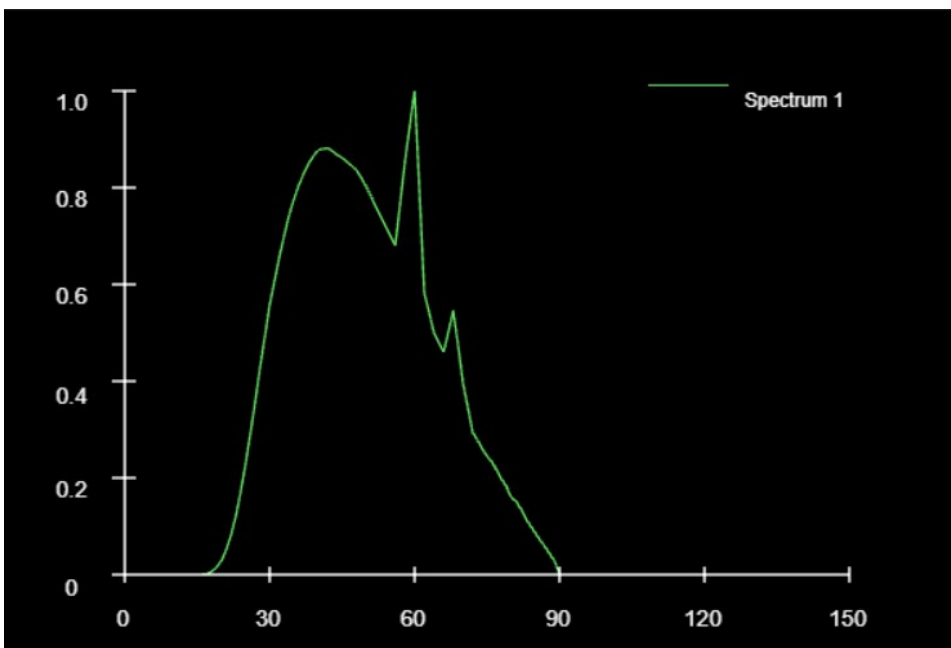
Εικόνα 7.9: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 1.2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



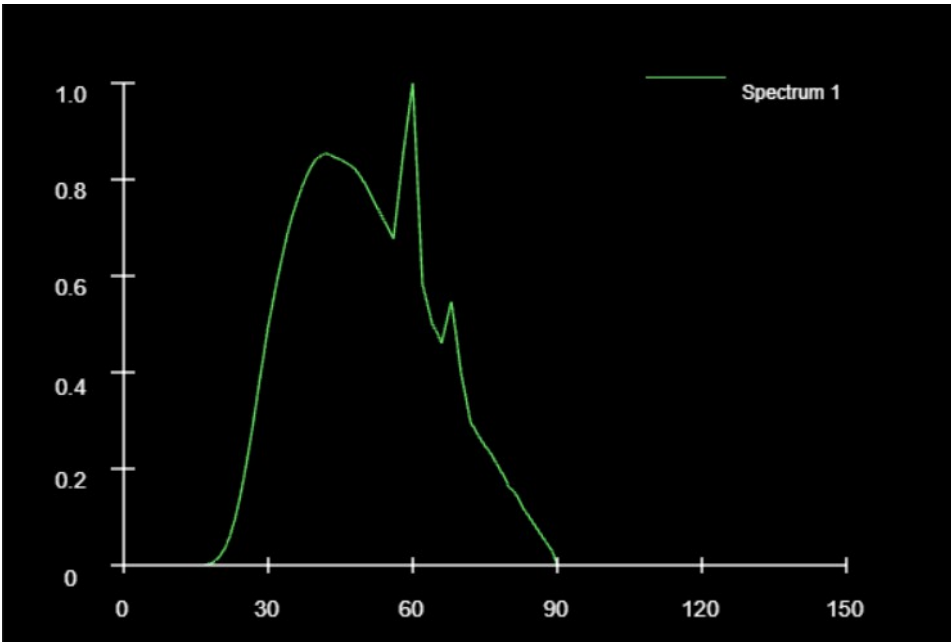
Εικόνα 7.10: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



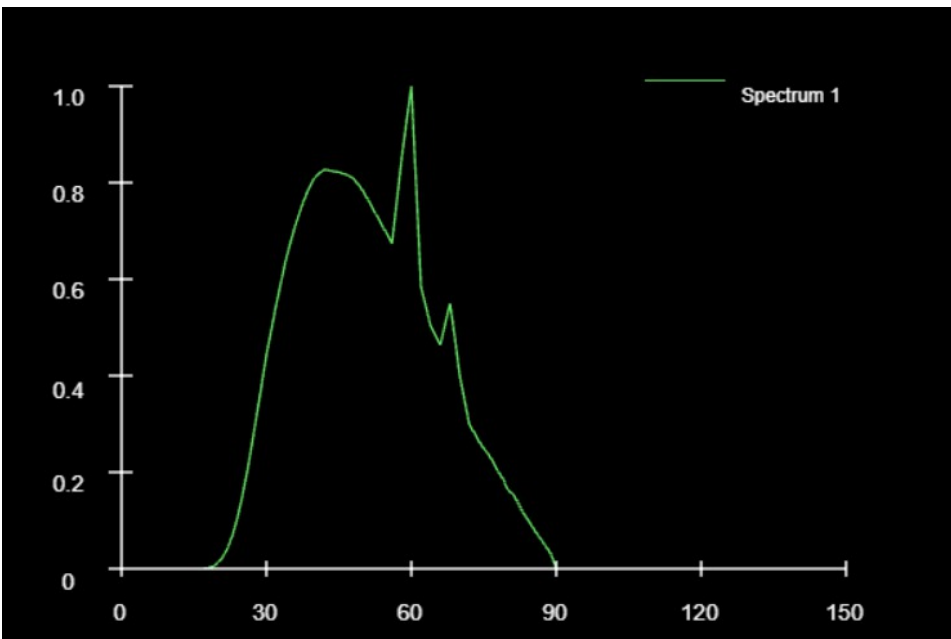
Εικόνα 7.11: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2.7 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



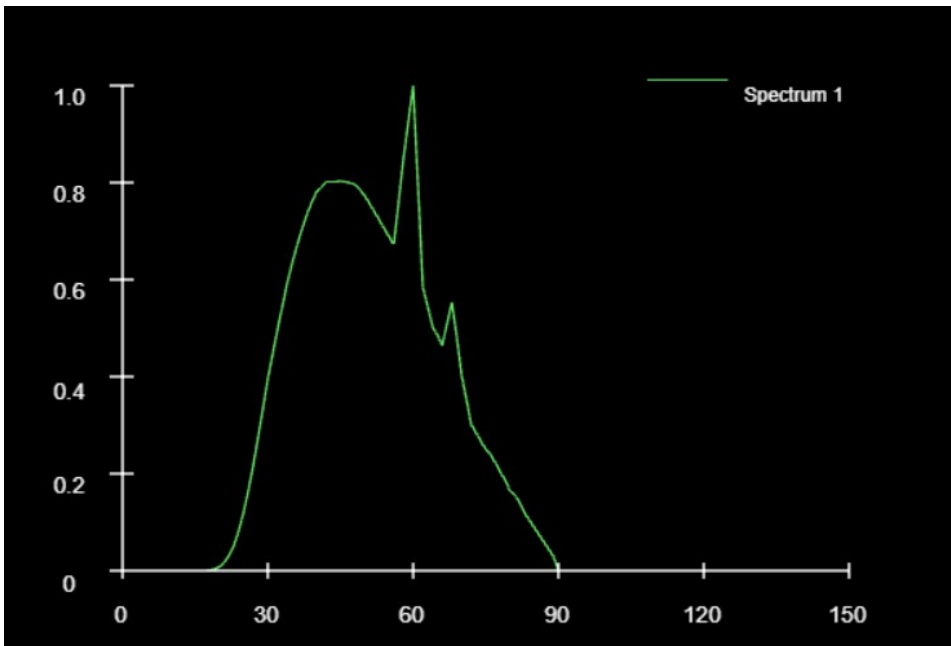
Εικόνα 7.12: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



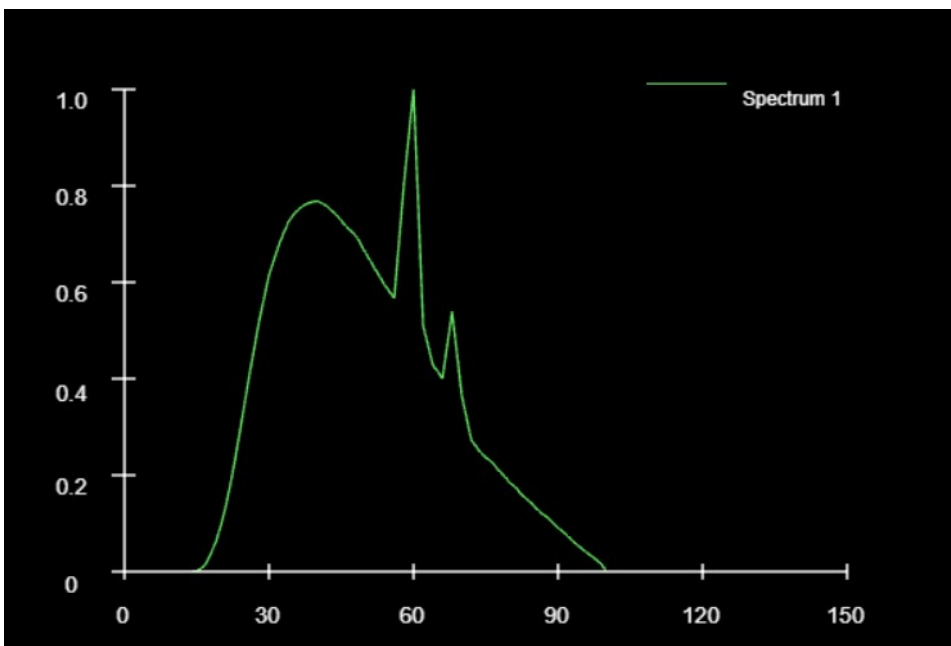
Εικόνα 7.13: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3.5 mm.. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



Εικόνα 7.14: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.

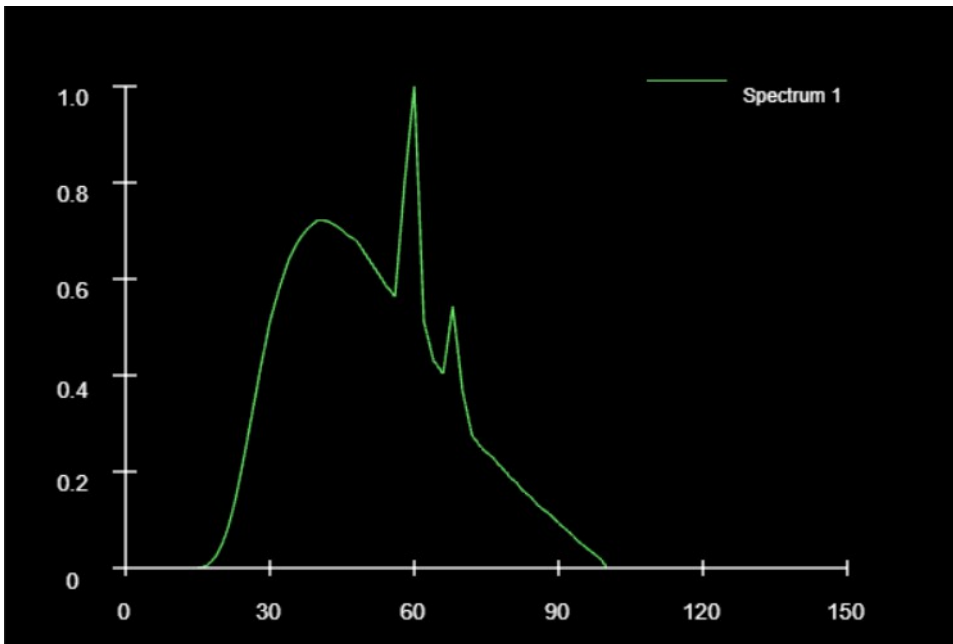


Εικόνα 7.15: Φάσμα για 90 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.

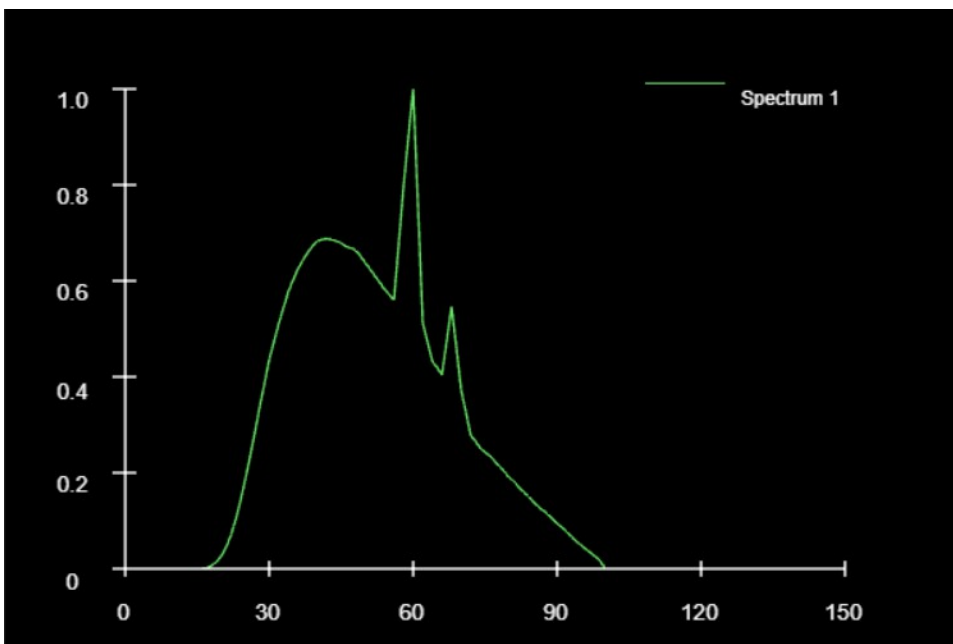


Εικόνα 7.16: Φάσμα για 100 kVp με φίλτρο αλουμινίου 1.2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.

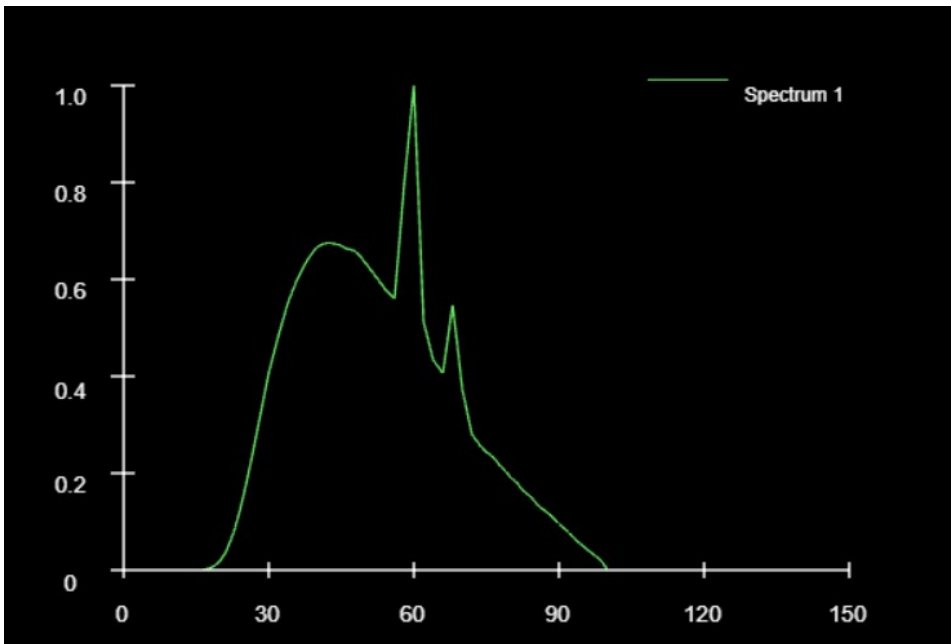




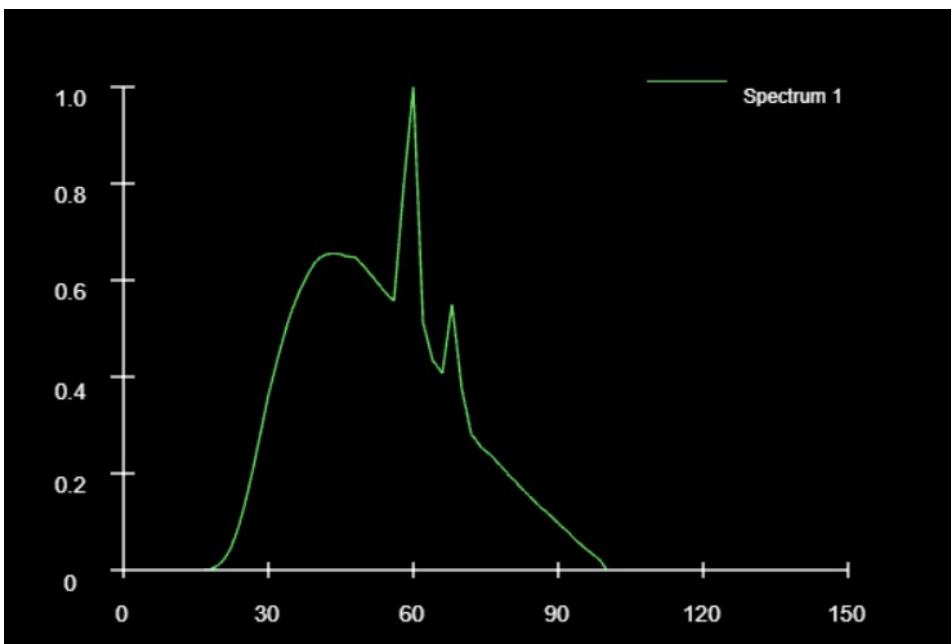
Εικόνα 7.17: Φάσμα για 100 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



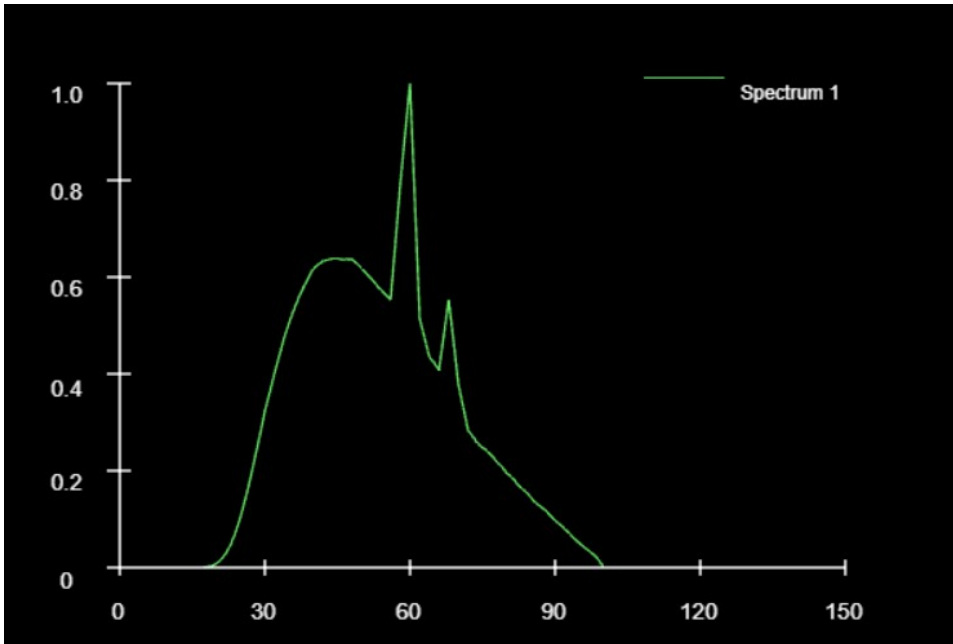
Εικόνα 7.18: Φάσμα για 100 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2.7 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



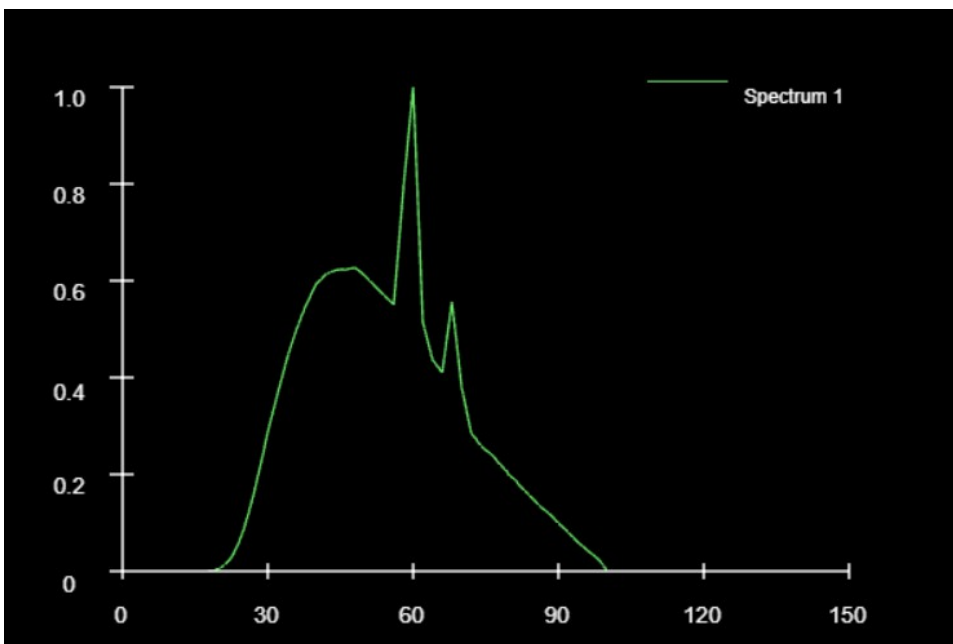
Εικόνα 7.19: Φάσμα για 100 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



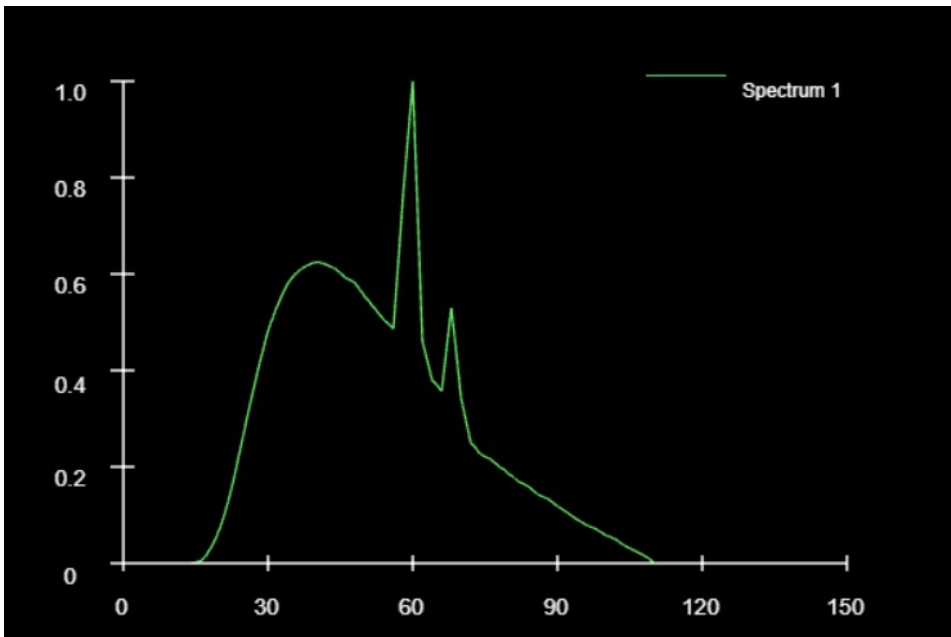
Εικόνα 7.20: Φάσμα για 100 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



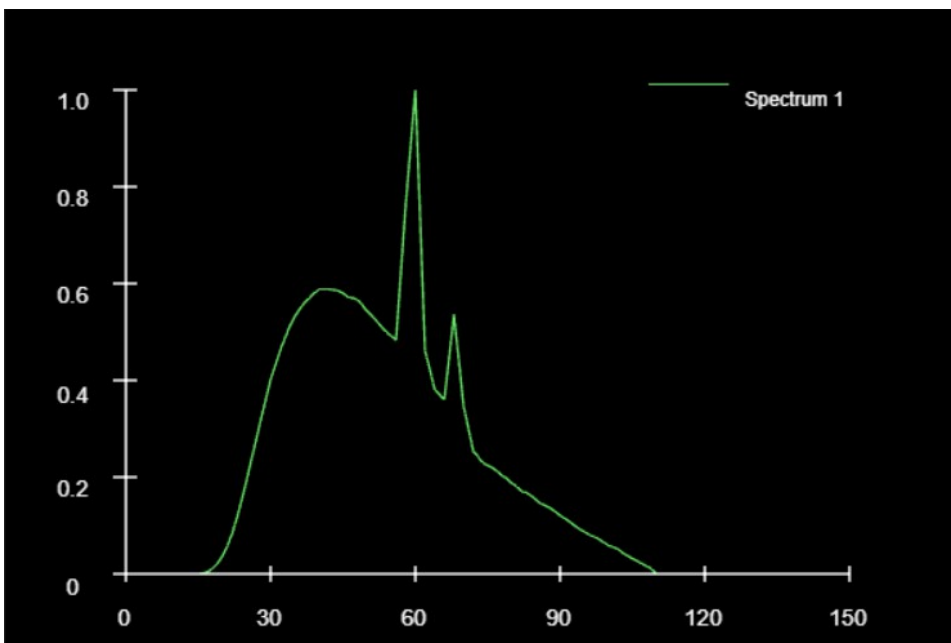
Εικόνα 7.21: Φάσμα για 100 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



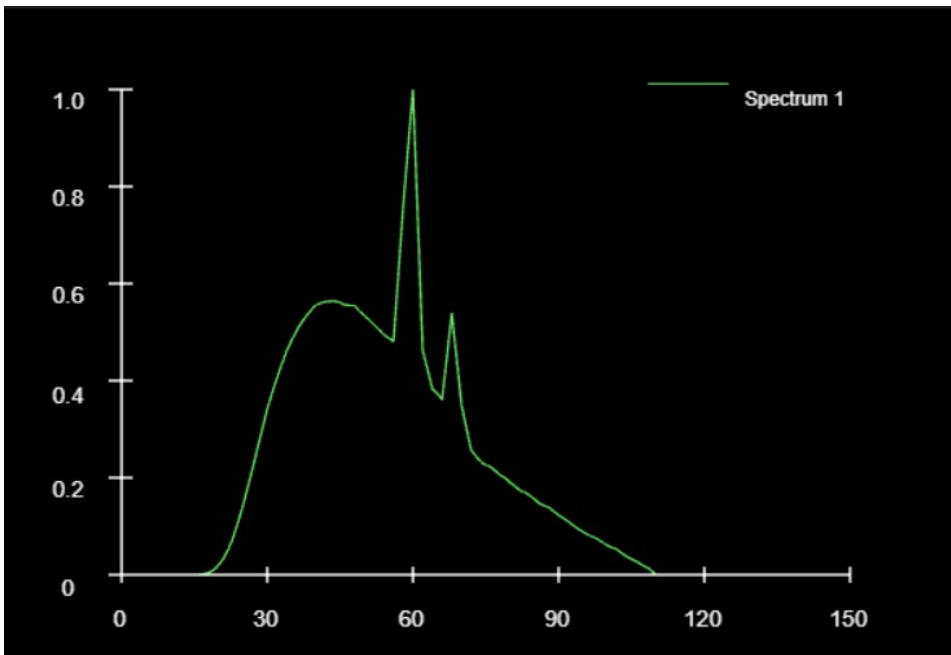
Εικόνα 7.22: Φάσμα για 100 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



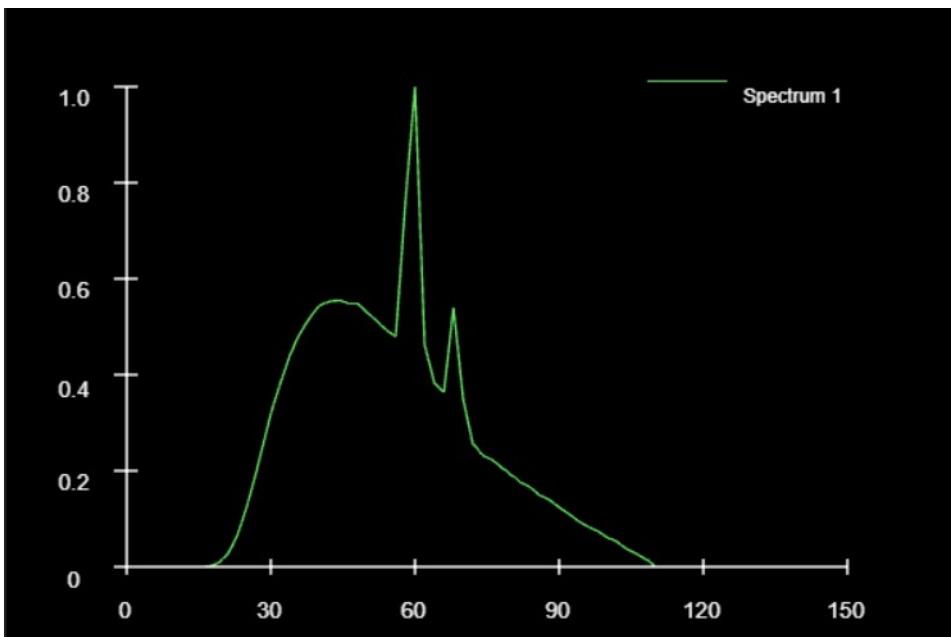
Εικόνα 7.23: Φάσμα για 110 kVp με φίλτρο αλουμινίου 1.2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



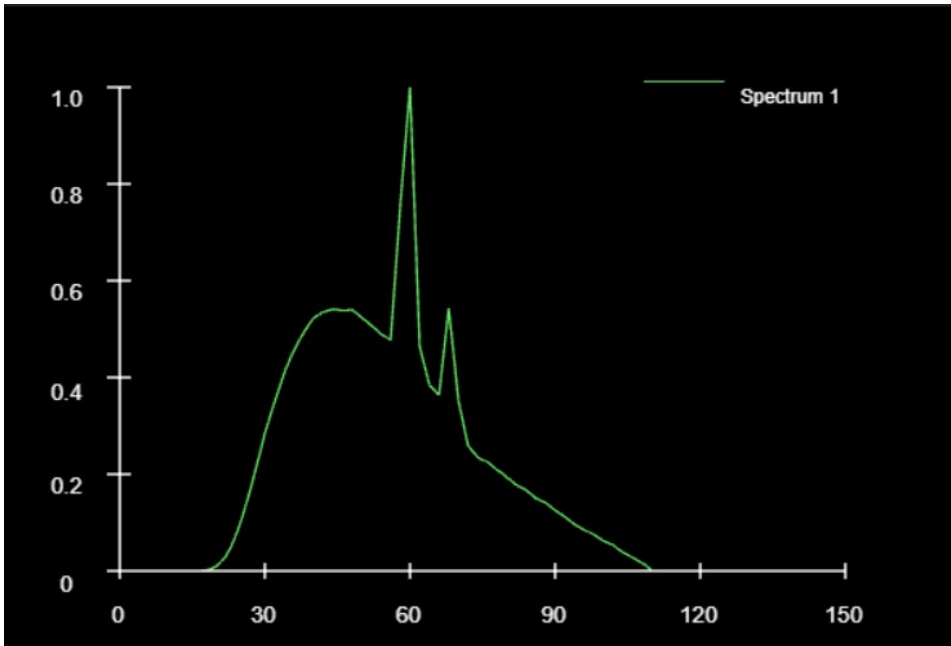
Εικόνα 7.24: Φάσμα για 110 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



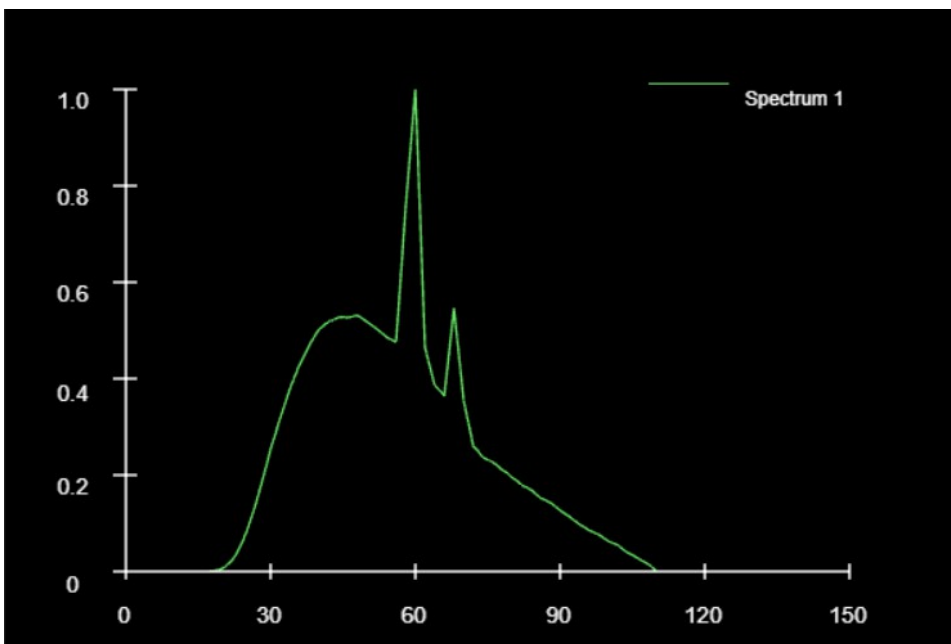
Εικόνα 7.25: Φάσμα για 110 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2.7 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



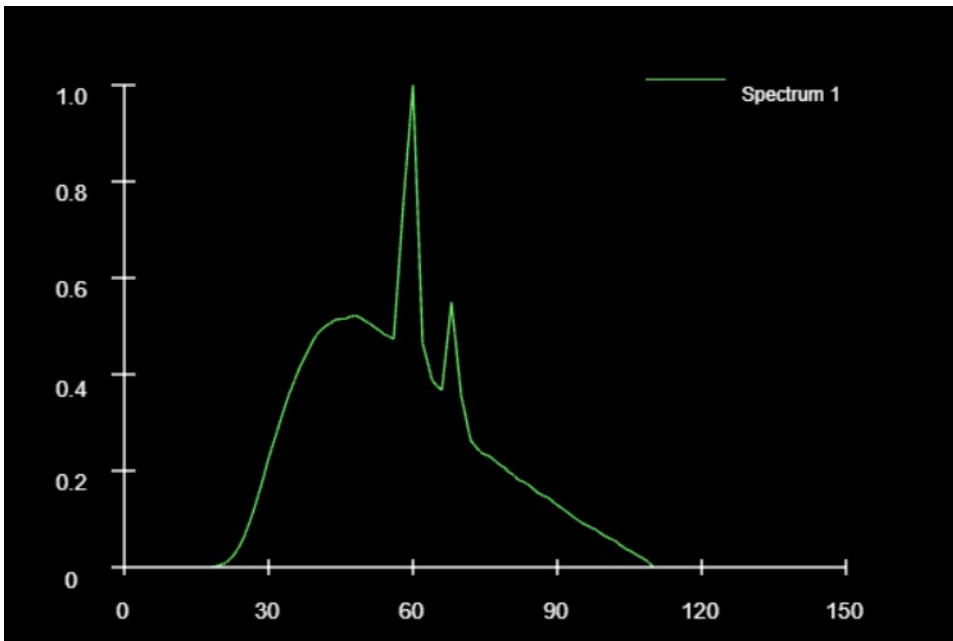
Εικόνα 7.26: Φάσμα για 110 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



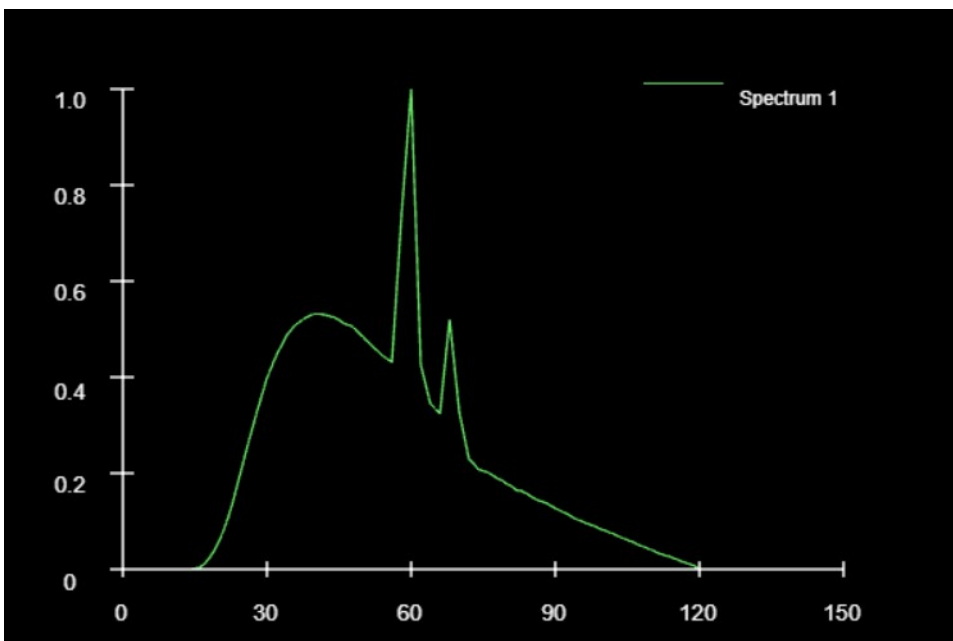
Εικόνα 7.27: Φάσμα για 110 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



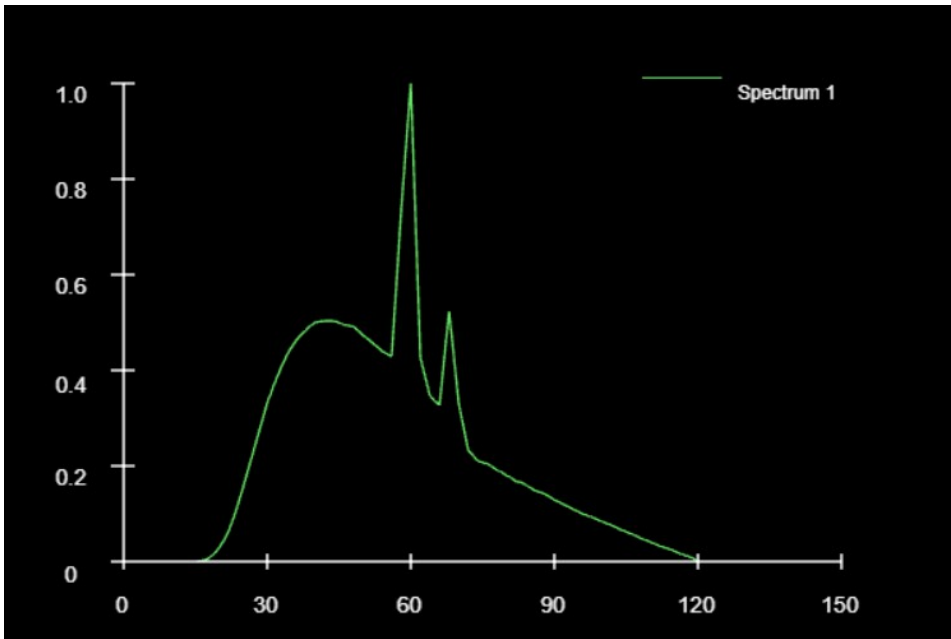
Εικόνα 7.28: Φάσμα για 110 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



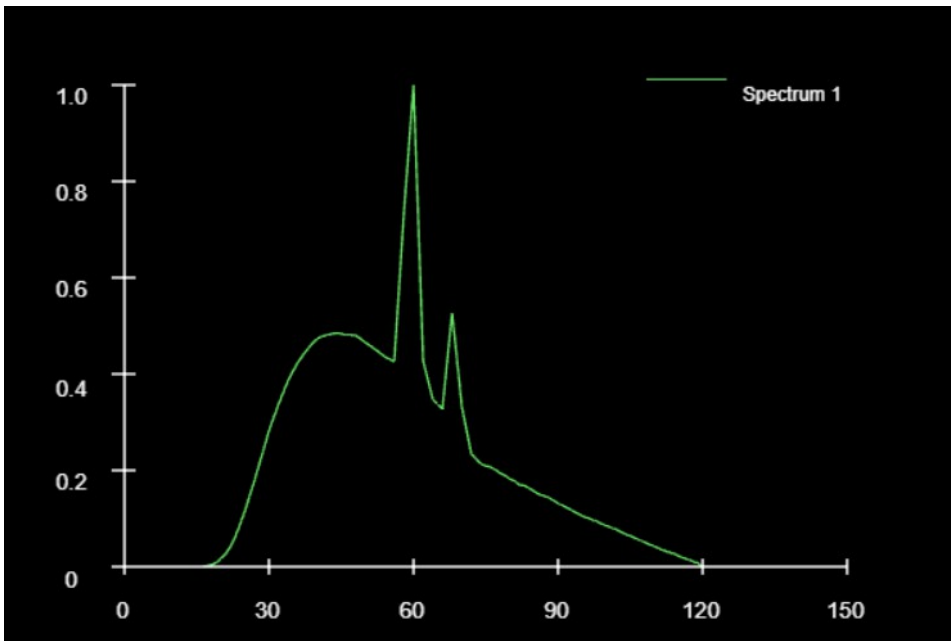
Εικόνα 7.29: Φάσμα για 110 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



Εικόνα 7.30: Φάσμα για 120 kVp με φίλτρο αλουμινίου 1.2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.

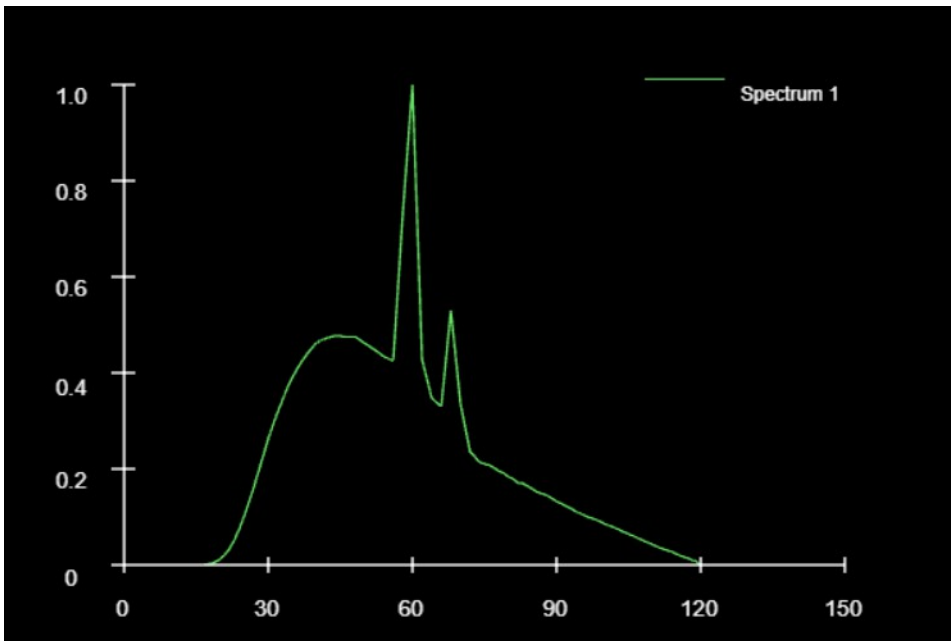


Εικόνα 7.31: Φάσμα για 120 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.

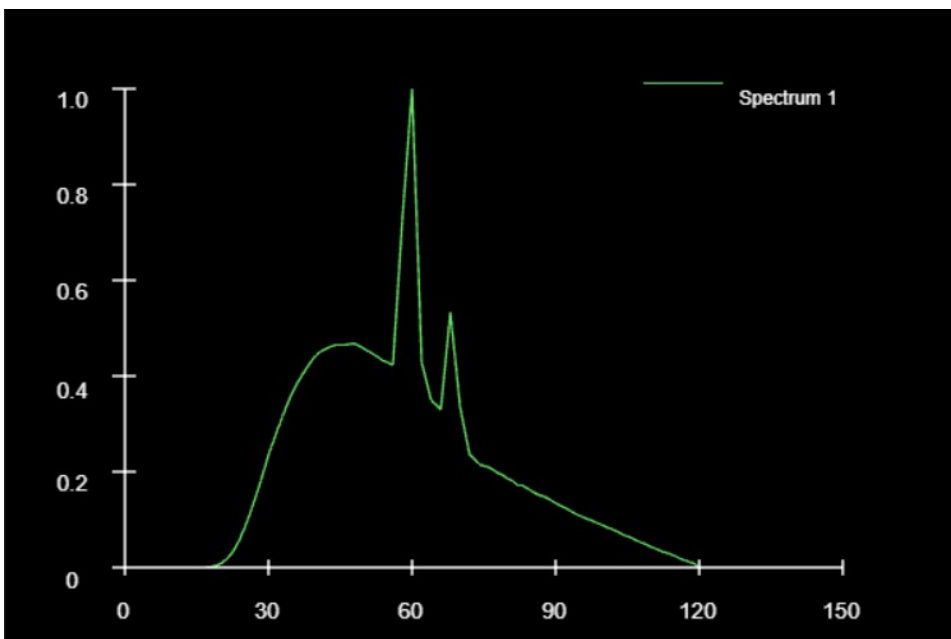


Εικόνα 7.32: Φάσμα για 120 kVp με φίλτρο αλουμινίου 2.7 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.

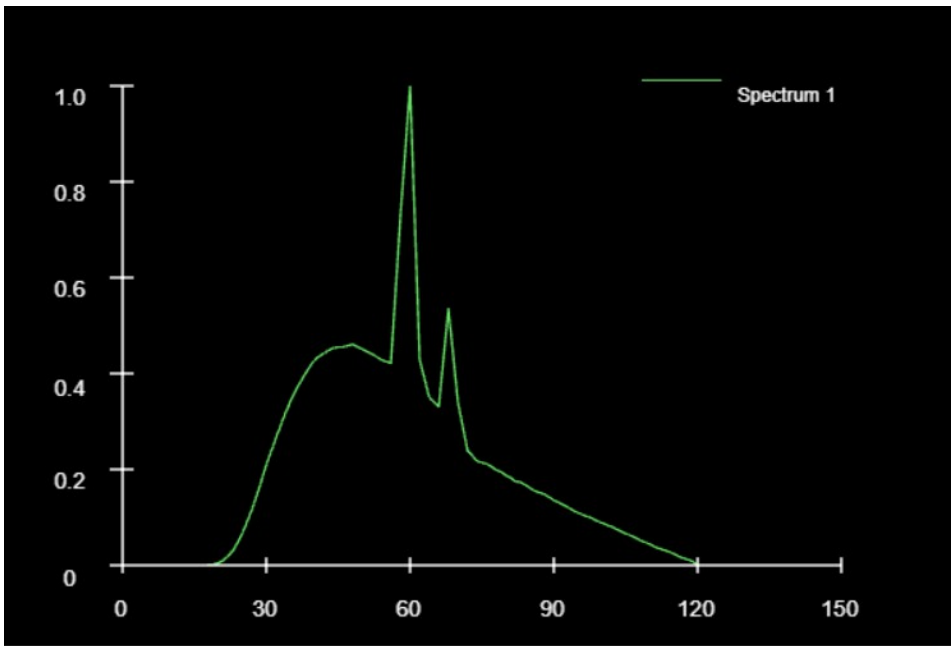




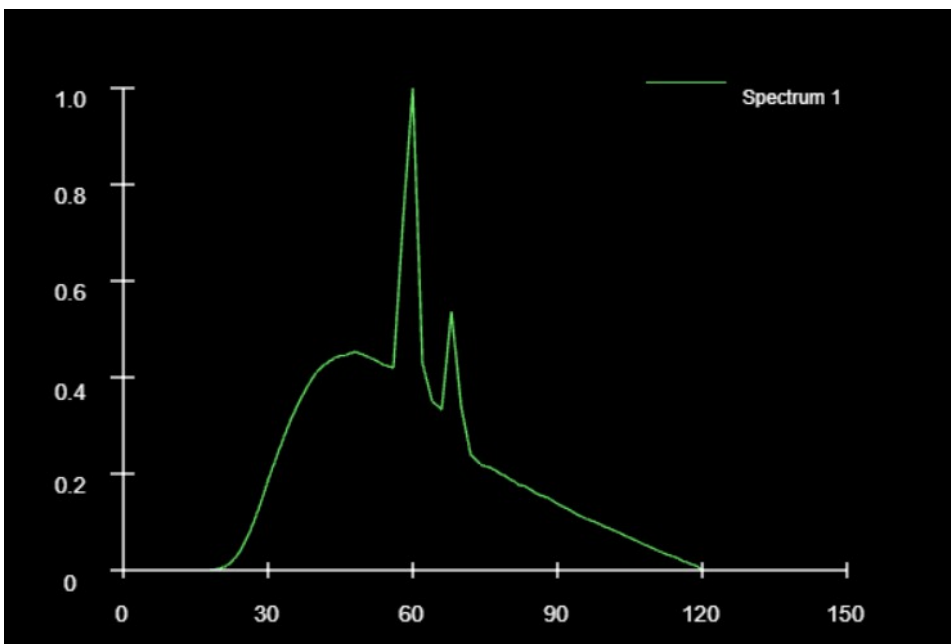
Εικόνα 7.33: Φάσμα για 120 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



Εικόνα 7.34: Φάσμα για 120 kVp με φίλτρο αλουμινίου 3.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



Εικόνα 7.35: Φάσμα για 120 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.



Εικόνα 7.36: Φάσμα για 120 kVp με φίλτρο αλουμινίου 4.5 mm. Ο οριζόντιος άξονας αντιστοιχεί στην ενέργεια της ακτινοβολίας σε μονάδες keV.

Το φάσμα των ακτίνων-Χ που εκπέμπει η λυχνία εξαρτάται από την υψηλή τάση και το πάχος του φίλτρου της .

Όταν αυξάνουμε το πάχος του φίλτρου, αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ελάττωση της έντασης της δέσμης στις χαμηλές ενέργειες και παράλληλα την αύξηση της μέσης ενέργειας φωτονίων. Αυτό συμβαίνει επειδή με την αύξηση του πάχους του φίλτρου τα φωτόνια με

χαμηλή ενέργεια δεν έχουν τη δυνατότητα να διαπεράσουν το φίλτρο.

## Κεφάλαιο 8 : Εύρεση μέσου συντελεστή εξασθένησης

Με χρήση των συντελεστών εξασθένησης και των φασμάτων μπορεί να υπολογισθεί ένας μέσος συντελεστής εξασθένησης,  $\mu$ , για κάθε φάσμα από τη σχέση:

$$\mu = \frac{\sum \mu(E)\varphi(E)}{\sum \varphi(E)} \quad (8.1)$$

όπου  $\varphi(E)$  είναι ο αριθμός φωτονίων του φάσματος για ενέργεια  $E$  και  $\mu(E)$  είναι ο αντίστοιχος μαζικός συντελεστής εξασθένησης για κάθε ενέργεια  $E$ .

Στους παρακάτω πίνακες φαίνονται οι μέσες τιμές,  $\mu$ , των υλικών με τη θεωρητική σύσταση που χρησιμοποιήσαμε, με χρήση της σχέσης 8.1, καθώς και ο θεωρητικά υπολογιζόμενος αριθμός υπολογιστικής τομογραφίας με χρήση της σχέσης 4.1. Για τον υπολογισμό του αριθμού υπολογιστικής τομογραφίας χρησιμοποιήθηκε ο συντελεστής  $\mu$ , πολλαπλασιάστηκε με τη πυκνότητα των υλικών (πίνακας 8,1), όπως αυτή δόθηκε από το λογισμικό XmuDat.

Πίνακας 8.1 Πυκνότητα υλικών :

$\rho(\text{gr/cm}^3)$	water	acetone	silicon	air	alcohol
	1	0.97	2.33	0.0012	0.789

Πίνακας 8.2 : Οι υπολογιζόμενοι μέσοι συντελεστές εξασθένησης για διάφορα φάσματα, στρογγυλοποιημένοι.

Υψηλή Τάση	Φίλτρο Λυχνίας (mmAl)	$\mu$ ακετόνης	$\mu$ νερού	$\mu$ πυριτίου	$\mu$ αέρα	$\mu$ αλκοόλης
80	1,2	0,23	0,28	1,89	0	0,2
80	2	0,23	0,27	1,7	0	0,19
80	2,7	0,22	0,26	1,6	0	0,19
80	3	0,22	0,26	1,55	0	0,19

80	3,5	0,22	0,26	1,49	0	0,18
80	4	0,22	0,25	1,44	0	0,18
80	4,5	0,22	0,25	1,39	0	0,18
90	1,2	0,23	0,27	1,7	0	0,19
90	2	0,22	0,26	1,54	0	0,19
90	2,7	0,22	0,25	1,44	0	0,18
90	3	0,22	0,25	1,4	0	0,18
90	3,5	0,21	0,25	1,35	0	0,18
90	4	0,21	0,24	1,3	0	0,18
90	4,5	0,21	0,24	1,26	0	0,18
100	1,2	0,22	0,26	1,56	0	0,19
100	2	0,22	0,25	1,42	0	0,18
100	2,7	0,21	0,24	1,33	0	0,18
100	3	0,21	0,24	1,29	0	0,18
100	3,5	0,21	0,24	1,24	0	0,17
100	4	0,21	0,24	1,2	0	0,17
100	4,5	0,21	0,23	1,17	0	0,17
110	1,2	0,22	0,25	1,45	0	0,18
110	2	0,21	0,24	1,32	0	0,18
110	2,7	0,21	0,24	1,24	0	0,17
110	3	0,21	0,24	1,21	0	0,17
110	3,5	0,21	0,23	1,16	0	0,17
110	4	0,2	0,23	1,13	0	0,17
110	4,5	0,2	0,23	1,09	0	0,17
120	1,2	0,21	0,25	1,37	0	0,18
120	2	0,21	0,24	1,25	0	0,18
120	2,7	0,2	0,24	1,17	0	0,17
120	3	0,2	0,23	1,14	0	0,17
120	3,5	0,2	0,23	1,1	0	0,17
120	4	0,2	0,22	1,07	0	0,17
120	4,5	0,2	0,22	1,04	0	0,17

Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας που υπολογιστήκαν με χρήση των ανωτέρω μέσων συντελεστών εξασθένησης παρουσιάζονται στους παρακάτω πίνακες

Πίνακας 8.3 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT numbers) που προέκυψαν για τα 80 kVr με διάφορα φίλτρα λυχνίας

Υλικό	Ακετόνη	Νερό	Πυρίτιο	Αέρας	Αιθανόλη
CT number για φίλτρο 1.2 mm	-165.179	0	5178.808	-998.885	-298.731
CT number για φίλτρο 2 mm	-154.525	0	5336.711	-998.888	-290.377
CT number για φίλτρο 2.7 mm	-147.25	0	5074.566	-998.889	-284.673
CT number για φίλτρο 3 mm	-144.208		4977.193	-998.89	-282.559
CT number για φίλτρο 3.5 mm	-140.168	0	4830.726	-998.891	-279.386
CT number για φίλτρο 4 mm	-136.587	0	4700.764	-998.892	-276.575
CT number για φίλτρο 4.5 mm	-133.381	0	4584.388	-998.893	-274.062

Πίνακας 8.4 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT numbers) που προέκυψαν για τα 90 kVr με διάφορα φίλτρα λυχνίας

Υλικό	Ακετόνη	Νερό	Πυρίτιο	Αέρας	Αιθανόλη
CT number για φίλτρο	-154.137	0	5333.279	-998.888	-887.955

1.2 mm					
CT number για φίλτρο 2 mm	-143.961	0	4966.623	-998.89	-282.383
CT number για φίλτρο 2.7 mm	-137.044	0	4716.341	-998.892	-276.944
CT number για φίλτρο 3 mm	-134.486	0	4623.634	-998.893	-274.934
CT number για φίλτρο 3.5 mm	-130.65	0	4484.45	-998.894	-271.92
CT number για φίλτρο 4 mm	-127.256	0	4361.217	-998.895	-269.257
CT number για φίλτρο 4.5 mm	-124.224	0	4251.08	-998.895	-266.879

Πίνακας 8.5 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT number) που προέκυψαν για τα 100 kVp με διάφορα φίλτρα λυχνίας

Υλικό	Ακετόνη	Νερό	Πυρίτιο	Αέρας	Αιθανόλη
CT number για φίλτρο 1.2 mm	-145.653	0	5028.719	-998.89	-283.794
CT number για φίλτρο 2 mm	-135.926	0	4678.318	-998.892	-276.153
CT number για φίλτρο	-129.341	0	4440.201	-998.894	-270.982

2.7 mm					
CT number για φίλτρο 3 mm	-126.912	0	4352.21	-998.895	-269.075
CT number για φίλτρο 3.5 mm	-123.272	0	4220.311	-998.896	-266.221
CT number για φίλτρο 4 mm	-120.058	0	4103.733	-998.897	-263.702
CT number για φίλτρο 4.5 mm	-117.19	0	3999.703	-998.897	-261.456

Πίνακας 8.6 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT number) που προέκυψαν για τα 110 kVp με διάφορα φίλτρα λυχνίας

Υλικό	Ακετόνη	Νερό	Πυρίτιο	Αέρας	Αιθανόλη
CT number για φίλτρο 1.2 mm	-138.875	0	4781.978	-998.892	-278.46
CT number για φίλτρο 2 mm	-129.60	0	4447.502	-998.894	-271.172
CT number για φίλτρο 2.7 mm	-123.344	0	4221.03	-998.896	-266.257
CT number για φίλτρο 3 mm	-121.04	0	4137.491	-998.896	-264.448
CT number για φίλτρο 3.5 mm	-117.592	0	4012.407	-998.897	-261.742
CT number	-114.551	0	3901.983	-998.898	-259.357

για φίλτρο 4 mm					
CT number για φίλτρο 4.5 mm	-111.841	0	3803.545	-998.899	-257.233

Πίνακας 8.7 :Οι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας (CT number) που προέκυψαν για τα 120 kVp με διάφορα φίλτρα λυχνίας

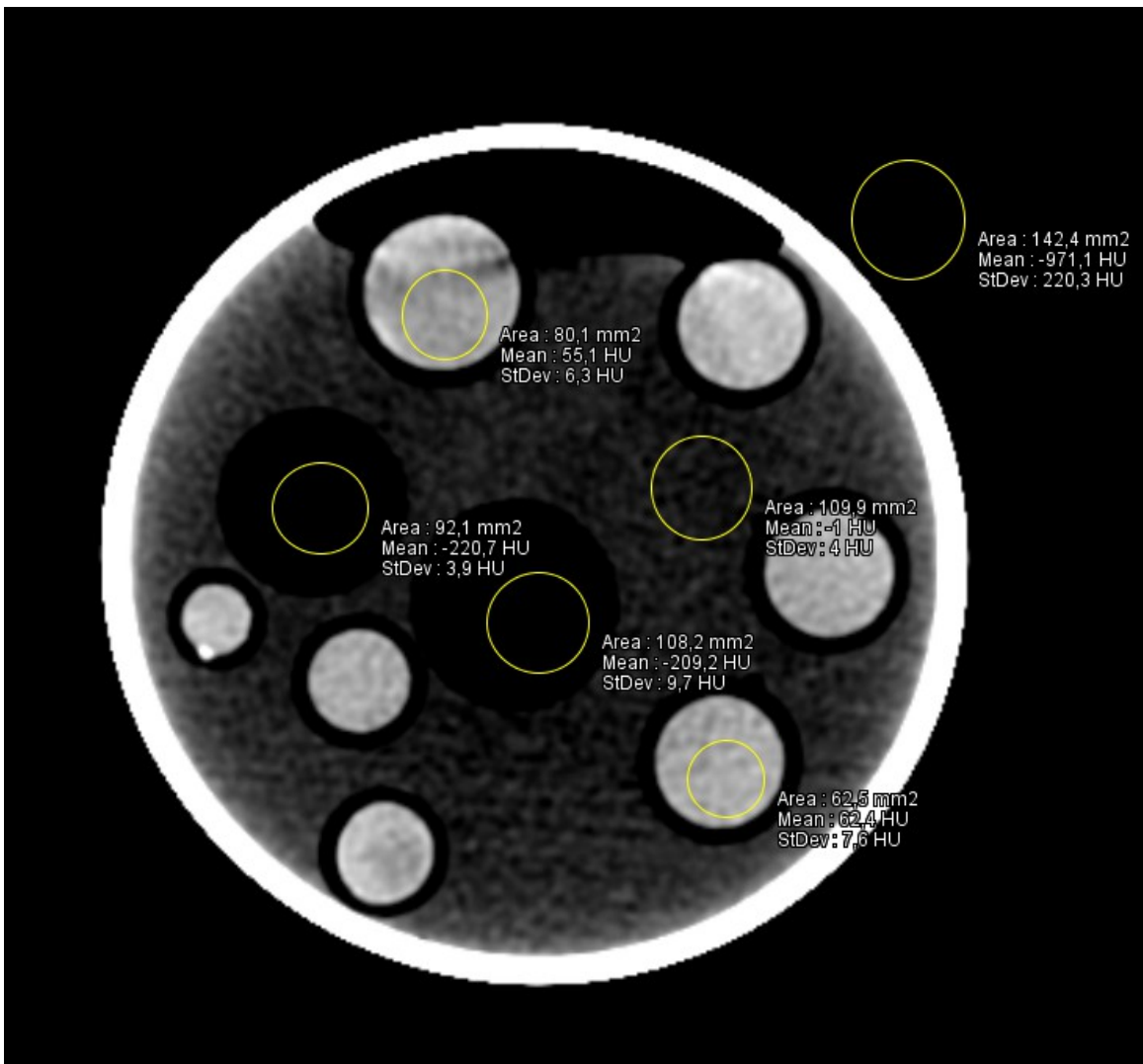
Υλικό	Ακετόνη	Νερό	Πυρίτιο	Αέρας	Αιθανόλη
CT number για φίλτρο 1.2 mm	-133.137	0	4577.759	-998.893	-274.042
CT number για φίλτρο 2 mm	-124.278	0	4258.507	-998.896	-267.09
CT number για φίλτρο 2.7 mm	-118.317	0	4042.936	-998.897	-262.414
CT number για φίλτρο 3 mm	-116.123	0	3963.513	-998.898	-260.695
CT number για φίλτρο 3.5 mm	-112.843	0	3844.669	-998.898	-258.125
CT number για φίλτρο 4 mm	-109.951	0	3739.827	-998.899	-255.861
CT number για φίλτρο 4.5 mm	-107.375	0	3646.415	-998.9	-253.845



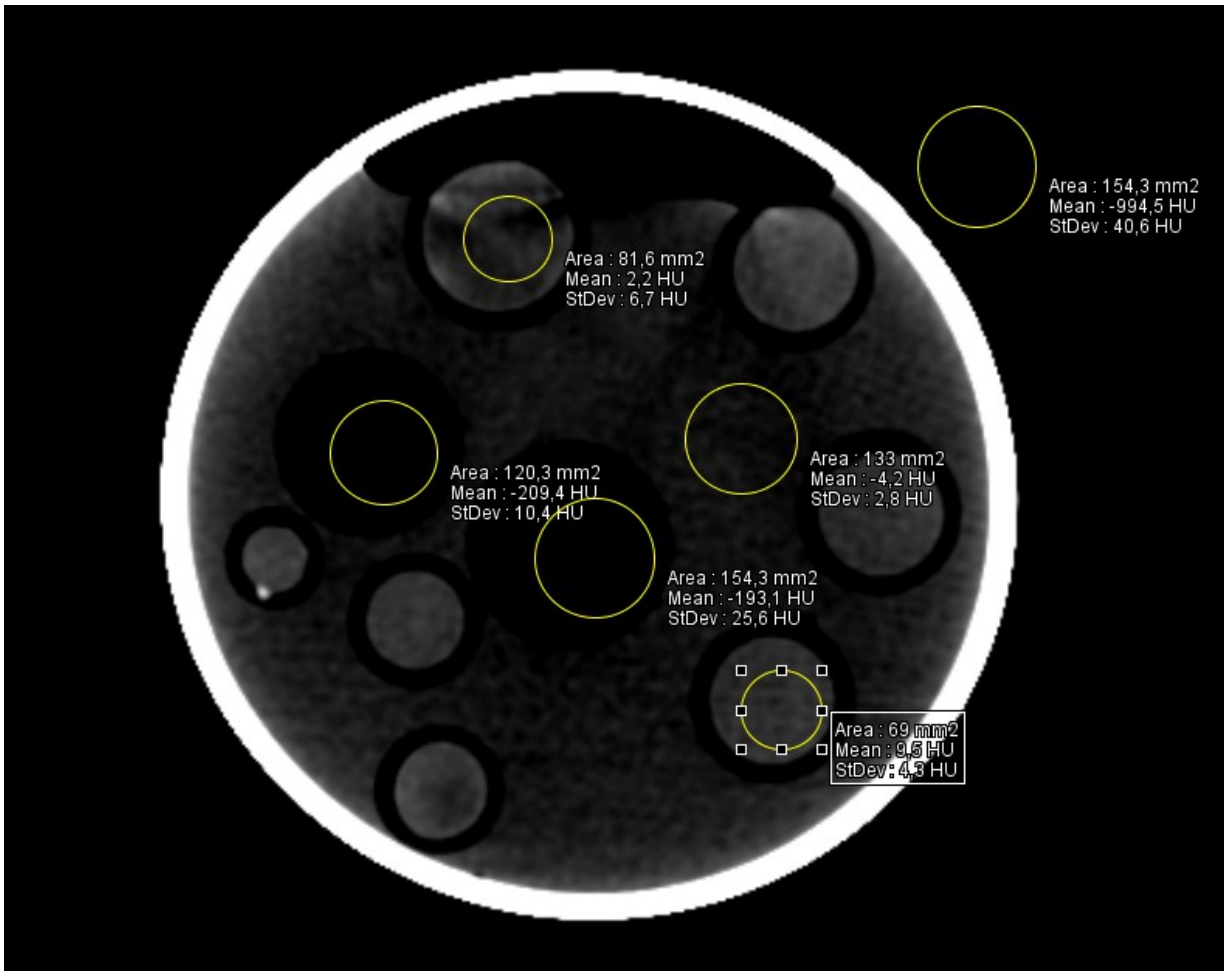
## Κεφάλαιο 9: Ακτινοβολήση και πρακτική εφαρμογή

Το ομοίωμα που κατασκευάστηκε ακτινοβολήθηκε σε αξονικό τομογράφο General Electric, Revolution EVO, για δύο διαφορετικές υψηλές τάσεις λύχνιας 80 kVp και 120 kVp. Το φίλτρο της λυχνίας δεν ήταν γνωστό.

Οι εικόνες μελετήθηκαν με το πρόγραμμα DICOM του μηχανήματος της (Weasis). Για κάθε δομή βρέθηκε η πειραματική τιμή του αριθμού υπολογιστικής τομογραφίας και παρατίθεται στον πίνακα 9.1 και 9.2.



Εικόνα 9.1: Μετρήσεις σε τομή του ομοιώματος ακτινοβολημένου στα 80 kVp



Εικόνα 9.2: Μετρήσεις σε τομή του ομοιώματος ακτινοβολημένου στα 120 kVp

Πίνακας 9.1: Αποτελέσματα μετρήσεων για τα 80 kVp

	Ακετόνη	Νερό	Πυρίτιο	Αέρας	Αιθανόλη
Αριθμός CT	-220,7	-1	55,1	-971,1	-209,2
Τυπική απόκλιση (SD)	3,9	4	6,3	220,3	9,7
$SNR= CT/SD $	56,58	0,25	8,74	4,41	25,6
$ CNR $ (σχ. 6.2.1)	56,3	0	8,9	4,4	21,5

Πίνακας 9.2: Αποτελέσματα μετρήσεων για τα 120 kVp

	Ακετόνη	Νερό	Πυρίτιο	Αέρας	Αιθανόλη
Αριθμός CT	-209,4	-4,2	2,2	-994,5	-193,1
Τυπική απόκλιση (SD)	10,4	10,8	6,7	40,6	25,6
$SNR= CT/SD $	20,1	0,39	0,33	24,5	7,54
$ CNR $ (σχ. 6.2.1)	19,7	0	0,96	24,4	7,7

Παρατηρώντας τις πειραματικές μετρήσεις από τις εικόνες 9.1 και 9.2, εντύπωση προκαλεί η μεγάλη τιμή της τυπικής απόκλισης στον αέρα. Δεδομένου ότι η μεγάλη τιμή εντοπίζεται μόνο στον αέρα κι όχι στα άλλα υλικά και σε ένα πειραματικό ομοίωμα, δεν μας επιτρέπεται να βγάλουμε συμπέρασμα για την απόδοση του μηχανήματος.

Συγκρίνοντας τη θεωρητική μελέτη και τις πειραματικές μετρήσεις συμπεραίνουμε ότι το πυρίτιο είναι το υλικό που έχει την μεγαλύτερη απορρόφηση ακτινοβολίας. Επιπλέον παρατηρούμε διαφορές ανάμεσα στις πειραματικές και της θεωρητικές τιμές. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι τα υλικά που χρησιμοποιήσαμε ήταν τα εμπορικά διαθέσιμα και ενδέχεται η σύσταση τους να μην είναι η ίδια με αυτή που θεωρεί το Xmudat για τον υπολογισμό των συντελεστών εξασθένησης. Εάν το φίλτρο της λυχνίας ήταν γνωστό, ένας μέσος συντελεστής εξασθένησης του συγκεκριμένου εμπορικού υλικού μπορεί να υπολογισθεί επιλύοντας τη σχέση 6,1 ως προς  $\mu$  και υπολογίζοντας τον συντελεστή εξασθένησης του νερού από τον πίνακα 10.2.

#### Έλεγχος γραμμικότητας

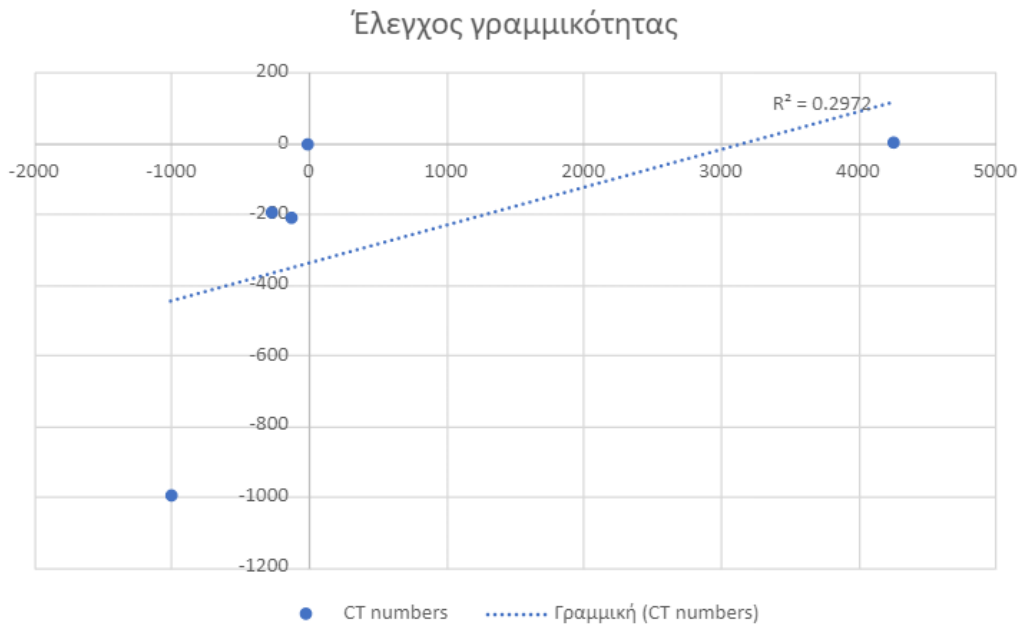
Από τα σημεία ενδιαφέροντος που έχουμε διαλέξει στις παραπάνω μετρήσεις θα χρησιμοποιήσουμε τους αριθμούς υπολογιστικής τομογραφίας που απεικονίζονται, καθώς και τις θεωρητικές τιμές αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας που έχουμε υπολογίσει για το κάθε υλικό. Ο υπολογισμός της γραμμικότητας έγκειται στον έλεγχο της σύμπτωσης των ζευγών του αριθμού υπολογιστικής τομογραφίας (πειραματικός-θεωρητικός) πάνω στην ίδια ευθεία. Η σύγκριση γίνεται μέσω προγράμματος υπολογιστικού φύλλου. Για τον συντελεστή διασυσχέτισης  $R$ , πρέπει να ισχύει  $R^2 \sim 1$  [24].

Στην εικόνα 9.3 παρουσιάζεται ο έλεγχος γραμμικότητας για τάση λυχνίας 80 kVp. Οι θεωρητικές τιμές που χρησιμοποιήθηκαν είναι αυτές που αναφέρονται σε φίλτρο Αλουμινίου 2mm, που είναι το πιο διαδεδομένο.



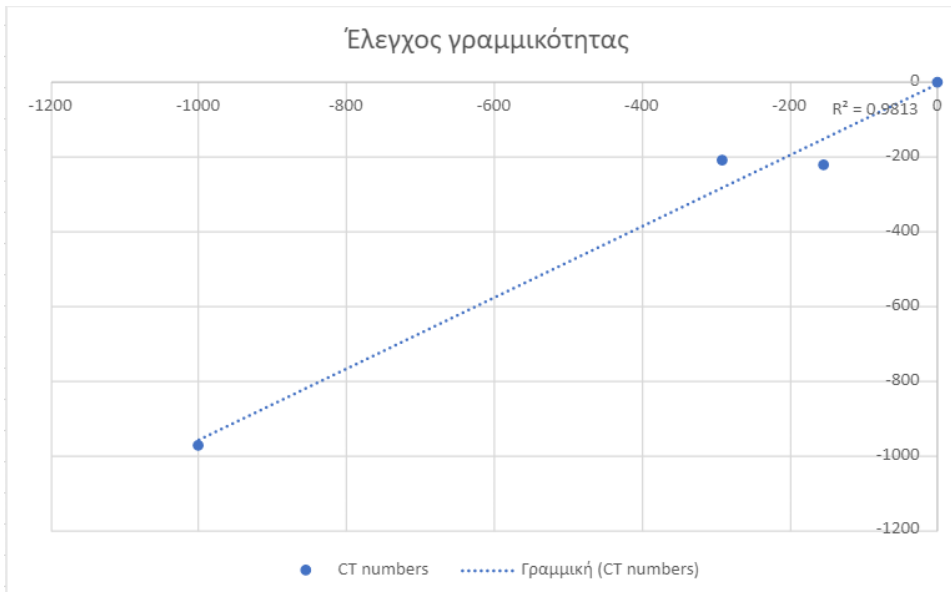
Εικόνα 9.3: Έλεγχος γραμμικότητας αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας για τα 80 kVp.

Στην εικόνα 9.4 παρουσιάζεται ο έλεγχος γραμμικότητας για τάση λυχνίας 120 kVp. Οι θεωρητικές τιμές που χρησιμοποιήθηκαν είναι αυτές που αναφέρονται σε φίλτρο Αλουμινίου 2mm.

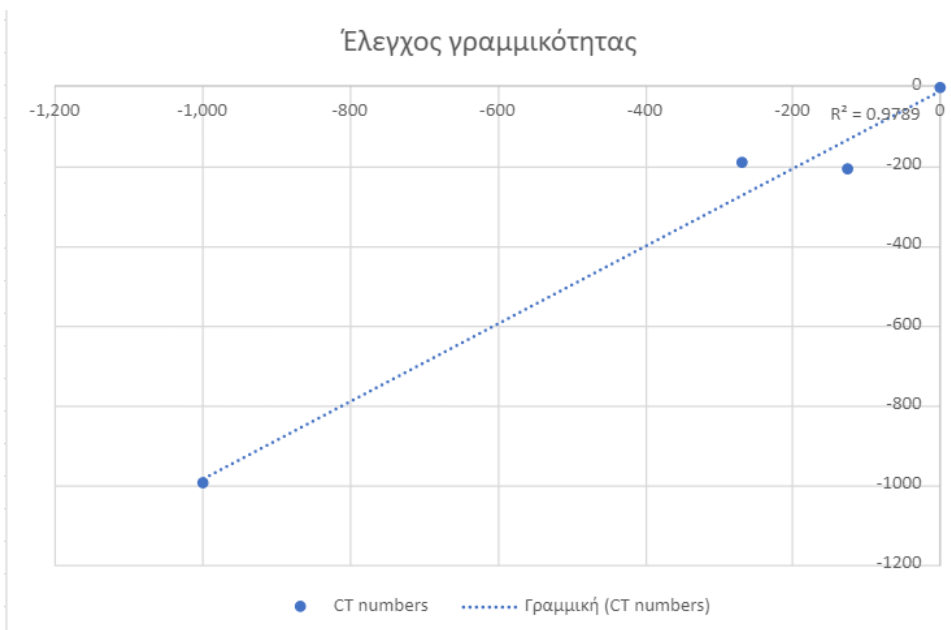


Εικόνα 9.4 : Έλεγχος γραμμικότητας αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας για τα 120 kVp.

Όπως βλέπουμε και στις δύο περιπτώσεις το αποτέλεσμα μας δεν είναι αποδεκτό, καθώς ο συντελεστής  $R$  είναι πολύ μικρότερος από το όριο. Ένας πιθανός λόγος που μπορεί να οδηγεί σε κάποιο σφάλμα είναι η υπόθεση εκ μέρους μας ότι το ισοδύναμο φίλτρο της λυχνίας είναι 2.0mm Al. Πέρα όμως από αυτό το πιθανό σφάλμα, παρατηρείται μια μεγάλη απόκλιση ανάμεσα στη θεωρητική και πειραματική τιμή του πυριτίου. Αυτό μπορεί να οφείλεται στο γεγονός ότι στη θεωρητική μελέτη θεωρήθηκε πυρίτιο (Si), ενώ στη κατασκευή του ομοιώματος χρησιμοποιήθηκε εμπορικά διαθέσιμη σιλικόνη. Εάν επαναληφθεί ο έλεγχος γραμμικότητας χωρίς το πυρίτιο (Εικόνα 9.5 και εικόνα 9.6), παρατηρούμε ότι η γραμμικότητα έχει βελτιωθεί σε πολύ μεγάλο βαθμό αφού το  $R^2$  ισούται με 0,9813 για τα 80 kVp και 0,9789 για τα 120 kVp.



Εικόνα 9.5: Έλεγχος γραμμικότητας αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας για τα 80 kVp, εξαιρώντας το πυρίτιο



Εικόνα 9.6: Έλεγχος γραμμικότητας αριθμών υπολογιστικής τομογραφίας για τα 120 kVp, εξαιρώντας το πυρίτιο

## Κεφάλαιο 10: Συμπεράσματα

Κατασκευάσαμε ένα ομοίωμα κεφαλής παιδιού, με απλά υλικά του εμπορίου, διαμέτρου 10 εκατοστών. Η διάμετρος αυτή μπορεί να συγκριθεί με την κεφαλή ενός παιδιού. Οι σύριγγες με υλικά το πυρίτιο, την αιθανόλη, την ακετόνη και το νερό αναπαριστούν τις διάφορες δομές του εγκεφάλου. Υπολογίσαμε θεωρητικά τις τιμές των συντελεστών εξασθένησης των υλικών, καθώς και τους αριθμούς υπολογιστικής τομογραφίας. Συμπεραίνουμε ότι το συγκεκριμένο ομοίωμα θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί για να ελέγχει αξονικές τομογραφίες παιδιών αφού περικλύει τους αριθμούς υπολογιστικής τομογραφίας με τιμές στο εύρος -1000 έως 55, τιμές δηλαδή που προσομοιώνουν μαλακούς ιστούς, ενώ δεν υπάρχουν μεγαλύτεροι αριθμοί υπολογιστικής τομογραφίας που θα αντιστοιχούσαν σε οστά. Αυτό δείχνει ότι το ομοίωμα μας ικανοποιεί τις απαιτήσεις για αξονική τομογραφία εγκεφάλου.

## Βιβλιογραφία

[1] Αρκούδη Μαρία, 2013, Επίδραση Τεχνικών Μείωσης Θορύβου στην Τμηματοποίηση Πνευμονικών Πεδίων στην Υπολογιστική Τομογραφία, Διπλωματική εργασία, Τμήμα Ιατρικής, Π. Πατρών, <https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/handle/10889/6235>

[2] Βουλγαρίδου Βασιλική, 2015, Διαγνωστικά επίπεδα αναφοράς αξονικού τομογράφου, πτυχιακή εργασία, Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Φυσικής, <http://ikee.lib.auth.gr/record/282558?ln=e1> (last accessed 14/7/2021)

[3] Ιωαννίδης Γεώργιος, 2013, Εφαρμογή και συγκριτική αξιολόγηση τεχνικών Δυναμικής Αιμάτωσης Αξονικής και Μαγνητικής Τομογραφίας στην Ισχαιμία Εγκεφάλου, Διπλωματική εργασία, Τμήμα Ιατρικής, Π. Πατρών, <https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/handle/10889/6307>

[4] Κανδαράκης Ιωάννης, 2007, Ακτινοδιαγνωστική, Πανεπιστημιακές Εκδόσεις ΑΡΑΚΥΝΘΟΣ

[5] Κανελλόπουλος Στυλιανός, 2014, Quality assurance in 3d-crt treatment planning systems, Διπλωματική εργασία, Τμήμα Φυσικής, ΔΠΜΣ Ιατρικής Φυσικής, Π. Πατρών, [https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/8498/4/Kanellopoulos\(med\).pdf](https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/bitstream/10889/8498/4/Kanellopoulos(med).pdf)

[6] Χριστίνα Κουτσιάκη, 2015, Αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας στην υπολογιστική τομογραφία, Πτυχιακή εργασία, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης [http://ikee.lib.auth.gr/record/273014/files/%CE%B1%CE%BB%CE%B3%CF%8C%CF%81%CE%B9%CE%B8%CE%BC%CE%BF%CE%B9\\_%CE%B1%CE%BD%CE%B1%CE%BA%CE%B1%CF%84%CE%B1%CF%83%CE%BA%CE%B5%CF%85%CE%AE%CF%82\\_%CE%B5%CE%B9%CE%BA%CF%8C%CE%BD%CE%B1%CF%82\\_CT%20%2B%CF%80%CE%B5%CF%81%CE%B9%CE%BB%CE%B7%CF%88%CE%B7.pdf](http://ikee.lib.auth.gr/record/273014/files/%CE%B1%CE%BB%CE%B3%CF%8C%CF%81%CE%B9%CE%B8%CE%BC%CE%BF%CE%B9_%CE%B1%CE%BD%CE%B1%CE%BA%CE%B1%CF%84%CE%B1%CF%83%CE%BA%CE%B5%CF%85%CE%AE%CF%82_%CE%B5%CE%B9%CE%BA%CF%8C%CE%BD%CE%B1%CF%82_CT%20%2B%CF%80%CE%B5%CF%81%CE%B9%CE%BB%CE%B7%CF%88%CE%B7.pdf)

[7] Λαβδάς Ελευθέριος, 2007, Ποιότητα Εικόνας Στην Υπολογιστική Αξονική Τομογραφία, Διπλωματική εργασία, Τμήμα Ιατρικής, Π. Πατρών, <https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/handle/10889/434>

[8] Μακρή Τριανταφυλλιά, Τσιλιμιδού Άρτεμις et al, Γενικά επίπεδα αναφοράς των ακτινοδιαγνωστικών εξετάσεων και εκτίμηση της ακτινικής επιβάρυνσης στο Γενικό Νοσοκομείο Παιδών Αθηνών, «Η Αγία Σοφία», ηλεκτρονικά αναρτημένη ανακοίνωση, 22ο Διαπανεπιστημιακό Συνέδριο Ακτινολογίας <http://www.eka-radiology.gr/e-posters/P030.pdf>



(last accessed 14/07/2021)

[9] Νικολάου Άννα, 2019, Έλεγχος της δόσης ακτινοβολίας των αξονικών τομογράφων στο ογκολογικό κέντρο Τράπεζας Κύπρου και καθορισμός των τοπικών Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς, Πτυχιακή Εργασία, Τμήμα Φυσικής, Σχολή Θετικών Επιστημών, Πανεπιστήμιο Κύπρου

[10] Τερζίδης Εμμανουήλ, 2016, Βελτιστοποίηση ποιότητας εικόνας αξονικού τομογράφου επιδιώκοντας την ελάχιστη δυνατή δόση, πτυχιακή εργασία, Τμήμα Φυσικής, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης.

[11] Τζιωρτζή Άντρη, 2006, Βελτιστοποίηση της έκθεσης του Αξονικού Τομογράφου σε Παιδιατρικές εξετάσεις, Διπλωματική εργασία, Τμήμα Ιατρικής, Π. Πατρών, <https://nemertes.lis.upatras.gr/jspui/handle/10889/1174>

[12] Ελληνική Επιτροπή Ατομικής Ενέργειας, 2014, Καθορισμός Διαγνωστικών Επιπέδων Αναφοράς (ΔΕΑ) για ακτινογραφικές εξετάσεις, εξετάσεις αξονικής τομογραφίας, διαδικασίες επεμβατικής καρδιολογίας και οδοντιατρικές ακτινογραφικές εξετάσεις

[13] Aichinger, H., Dierker, J. et al , 2012 ,Radiation Exposure and Image Quality in X-Ray Diagnostic Radiology: Physical Principles and Clinical Applications; 2nd ed., Springer-Verlag: Berlin Heidelberg

[14] E. Van ˆo´, D.L. Miller, et al, Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging, Ann ICRP (2017), 46(1), 1-144, doi: 10.1177/0146645317717209.

[15] Kristine Gulliksrud, Caroline Stokke, Anne Catrine Trægde Martinsen , 2014 , "How to measure CT image quality: Variations in CT-numbers, uniformity and low contrast resolution for a CT quality assurance phantom" Physica Medica 30 (2014) 521-526

[16] Annals of the ICRP, P102: Managing patient dose in multidetector computed tomography (MDCT), edited by J. Valentin 37 (1), pp 1-80, 2007.

[17] Diagnostic Radiology Physics, A Handbook for Teachers and Students STI/PUB/1564 978-92-0-131010-1, IAEA Publications, 2014

[18] ESR, European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging, 2018 <https://www.myesr.org/article/1869> (last accessed 14/7/2021)

[19] Image Gently, Development of Pediatric CT Protocols , 2014, <https://radiologiadetrinchera.files.wordpress.com/2018/01/ig-ct-protocols-111714.pdf> (last accessed 14/7/2021)

[20] Z.Mansour, A.Mokhtar, A.Sarhan, M.T.Ahmed, T.El-Diasty "Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom", The Egyptian Journal of

Radiology and Nuclear Medicine, 47(4), 2016 1665–1671

[21] A.H.Ng, K.H.Ng, H. Dharmendra, A.C.Perkins,2009 , "A low-cost phantom for simple routine testing of single photon emission Computed tomography(SPECT)cameras", Applied Radiation and Isotopes 67(2009) 1864–1868

[22] Nowotny R. XMuDat: Photon attenuation data on PC. International Atomic Energy Agency, Nuclear Data Section, <https://www-nds.iaea.org/publications/iaea-nds/iaea-nds-0195.htm>, (last accessed May 2019).

[23] TASMIP Spectra Calculator - Calculate X-ray Imaging Spectra (solutioninsilico.com) <http://solutioninsilico.com/medical-physics/applications/tasmip-app.php?ans=0> (last accessed 14/7/2021)

[24] KA-EEAE-KO-112019-02: Κατευθυντήριες οδηγίες για τα πρωτόκολλα περιοδικών ελέγχων ποιότητας υπολογιστικών τομογράφων (CT). <https://eeae.gr/files/KO/KA-EEAE-KO-112019-02.pdf>