



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ
UNIVERSITY OF WEST ATTICA

Ετήσια έκθεση προόδου PhD

Αναγνώστου Ηλίας, Οκτώβριος 2022

Τίτλος: **Μελέτη της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας σε ιατρικά απεικονιστικά συστήματα.**

(αρ. απόφασης 21/12-11-2021)

Επιβλέπων Καθηγητής: **Νεκτάριος Καλύβας**

Συμβουλευτική Επιτροπή: **Νεκτάριος Καλύβας, Παναγιώτης Λιαπαρίνος, Χρήστος Μιχαήλ**

Αρχικοί ερευνητικοί στόχοι

Σκοπός της παρούσας διδακτορικής διατριβής είναι η μελέτη της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας σε ιατρικά απεικονιστικά συστήματα. Η μελέτη περιλαμβάνει την προσομοίωση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, μέσω της μεθόδου MONTE CARLO με χρήση του πακέτου λογισμικού PENELOPE. Κατά την προσομοίωση θα λαμβάνεται υπόψη ως μεταβλητές ο ανιχνευτής, η ενέργεια της ακτινοβολίας και το πάχος του εξεταζόμενου. Το πακέτο προσομοίωσης PENELOPE που θα χρησιμοποιηθεί βασίζεται στη γλώσσα FORTRAN και είναι ανοιχτού κώδικα. Τα αποτελέσματα θα χρησιμοποιηθούν για τη διόρθωση της ασάφειας στην εικόνα που προκαλείται από τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία στα απεικονιστικά συστήματα, μέσω χρήσης ψηφιακών αλγορίθμων.

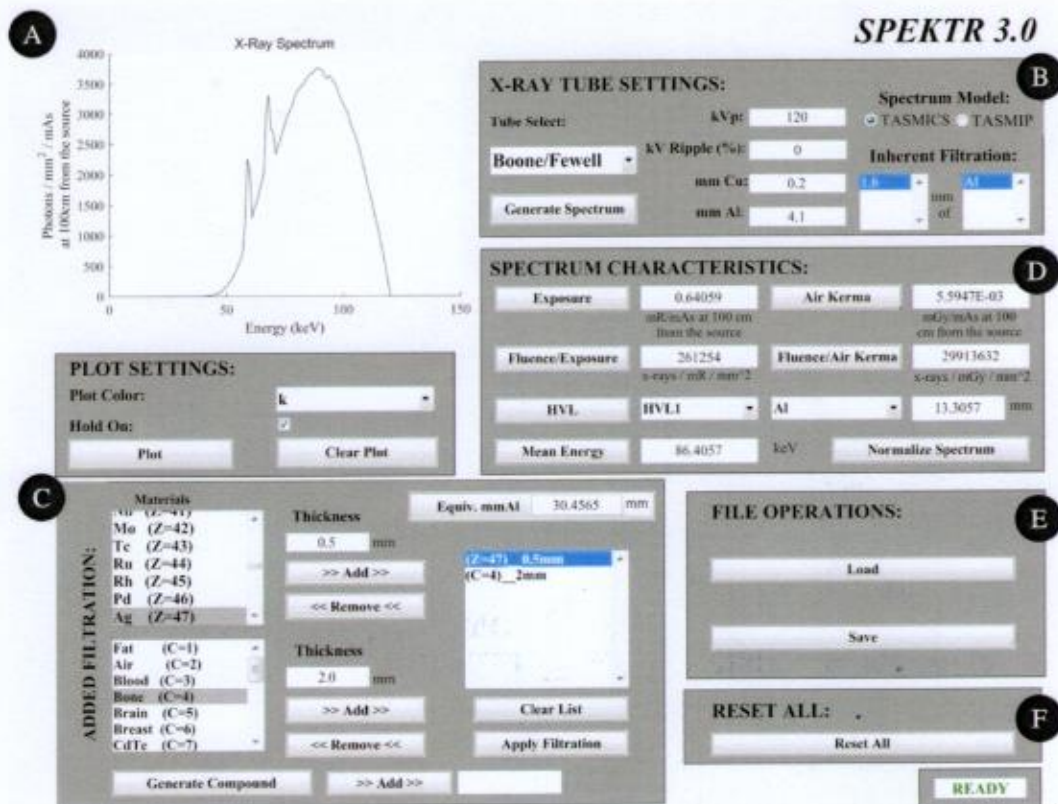
Αναφορά προόδου για το έτος 2022

Μελετήθηκε η διεθνής βιβλιογραφία σχετικά τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία στα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα και την επίδραση της στην παραγόμενη εικόνα. Καθώς επίσης και οι διάφοροι μέθοδοι διόρθωσης της σκέδασης των ακτίνων X με σκοπό τη βελτίωση της εικόνας των απεικονιστικών συστημάτων [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8].

Στην συνέχεια, κατανοήθηκε το πακέτο προσομοίωσης PENELOPE με το οποίο θα πραγματοποιείται η προσομοίωση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, μέσω της μεθόδου MONTE CARLO. Πιο συγκεκριμένα, πραγματοποιήθηκε η πλήρης εξοικείωση με το περιβάλλον εισαγωγής δεδομένων του κώδικα PENELOPE. Ο στόχος ήταν η απόκτηση του πλήρη ελέγχου της προσομοίωσης και η πλήρης πρόσβασης σε όλες τις πληροφορίες αλλά και τις βάσεις των δεδομένων, ώστε να συντάξει ο χρήστης το δικό του κυρίως πρόγραμμα καταχωρώντας τα δεδομένα που τον ενδιαφέρουν [9].

Παράλληλα, ελέγχθηκε ποιο είναι το φάσμα ακτινοβολίας και το φίλτρο ανοχής με τα οποία λειτουργούν τα ακτινολογικά μηχανήματα που χρησιμοποιούνται στα Νοσοκομεία, στα κέντρα υγείας και στις ιδιωτικές κλινικές. Με αυτό τον τρόπο επιλέχθηκε η χρήση φασμάτων από 50 kV έως 140 kV με φίλτρα αλουμινίου 1,5 mm, 2 mm, 2.5 mm, 3 mm, 3.5 mm και με συνδυασμό φίλτρων αλουμινίου – χαλκού με τιμές 2mm Al + 0.1 mm Cu, 2mm Al +0.2 mm Cu, 2.5 mm Al + 0.1 mm Cu και 2.5 mm Al + 0.2 mm Cu. Συνολικά 90 φάσματα ώστε να καλυφθεί η ακτινοδιαγνωστική σε μεγάλο εύρος.

Ο υπολογισμός και η ανάλυση των φασμάτων ακτίνων X πραγματοποιήθηκε μέσω της υπολογιστικής εργαλειοθήκης spektr 3.0. Η υπολογιστική εργαλειοθήκη spektr 3.0 έχει ως βάση το φασματικό μοντέλο ανόδου βολφραμίου χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο TASMICS. Η εργαλειοθήκη περιλαμβάνει μια βιβλιοθήκη λειτουργιών MATLAB και μια βελτιωμένη διεπαφή χρήστη (UI) μαζί με έναν αλγόριθμο βελτιστοποίησης για την αντιστοίχιση της υπολογισμένης ποιότητας δέσμης με τις μετρήσεις [10].



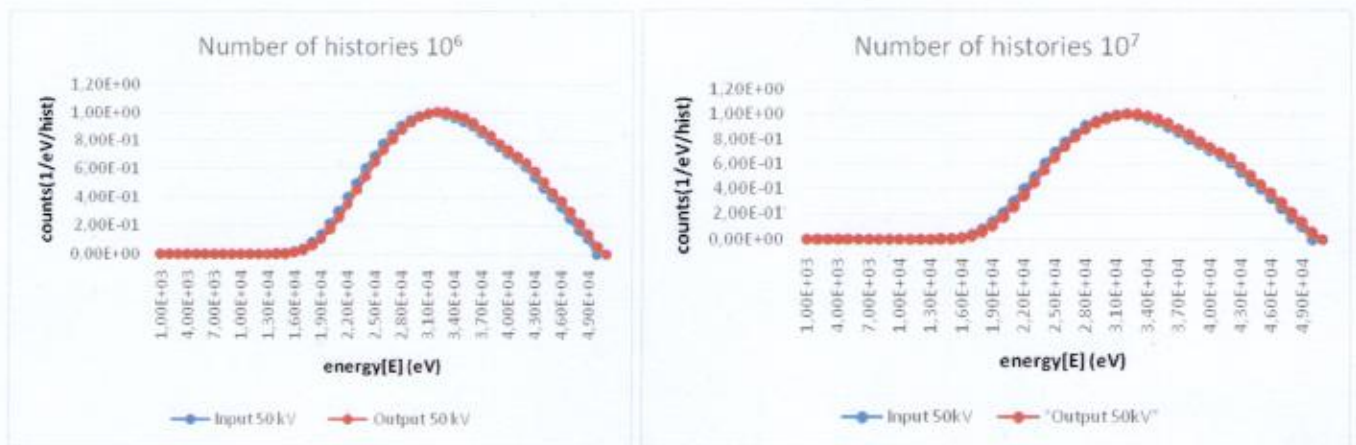
Εικόνα 1 Το περιβάλλον του λογισμικού spektr 3.0 (TASMICS)

Αρχικά, πραγματοποιήθηκε η μελέτη και η εξοικείωση με την υπολογιστική εργαλειοθήκη και στην συνέχεια έγινε λήψη των φασμάτων. Το περιβάλλον της υπολογιστικής εργαλειοθήκης παρουσιάζεται στην παρακάτω εικόνα. Στην συνέχεια, θα έπρεπε να πιστοποιηθεί πρώτον εάν η δειγματοληψία με το πακέτο προσομοίωσης PENELOPE πραγματοποιήθηκε ορθά και δεύτερον

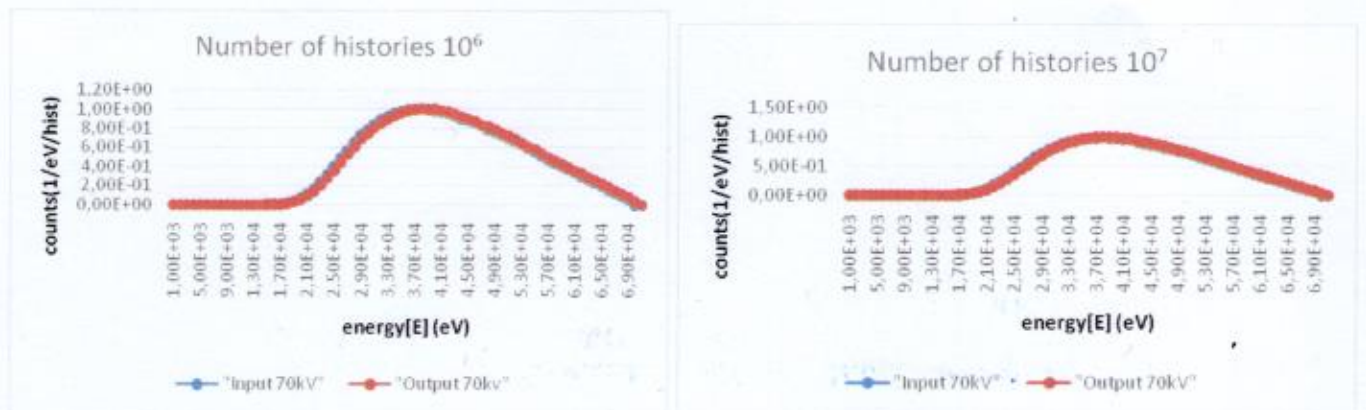
ποιος είναι ο αριθμός των φωτονίων που απαιτείται για να επιτευχθεί μικρότερη στατιστική αβεβαιότητα στις μετρήσεις. Για αυτό το λόγο, πραγματοποιήθηκε η προσομοίωση όλων των φασμάτων από 50kV ως 140kV για αριθμό φωτονίων 10^6 και 10^7 (Number of histories).

Μετά το τερματισμό όλων των προσομοιώσεων, έγινε η σύγκριση του αρχικού φάσματος που ορίστηκε για είσοδο με το φάσμα εξόδου έτσι ώστε να διερευνηθεί εάν η δειγματοληψία γίνεται σωστά. Για την σύγκριση χρειάστηκε να κανονικοποιηθούν τα φάσματα εισόδου και τα φάσματα εξόδου.

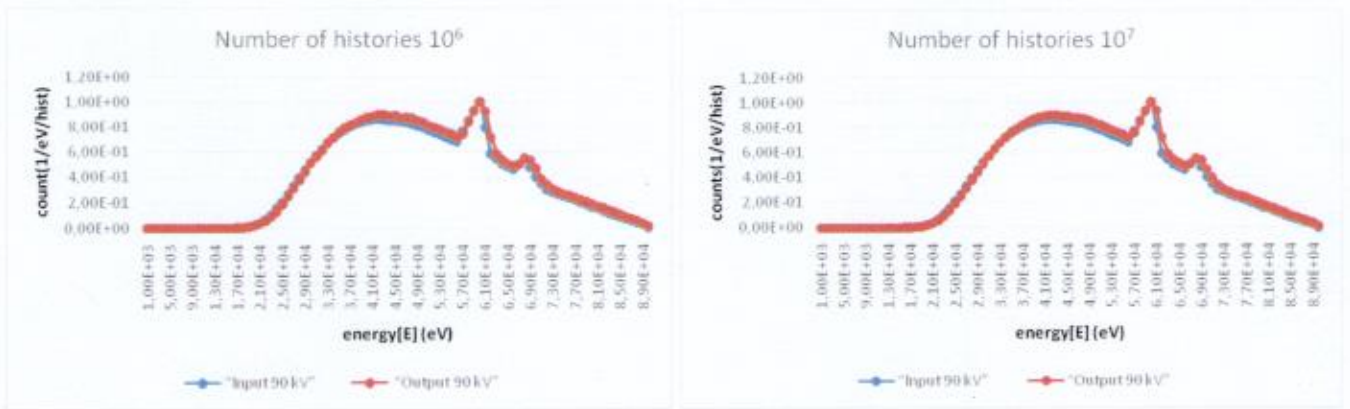
Ενδεικτικά παρατίθενται τα παρακάτω αποτελέσματα.



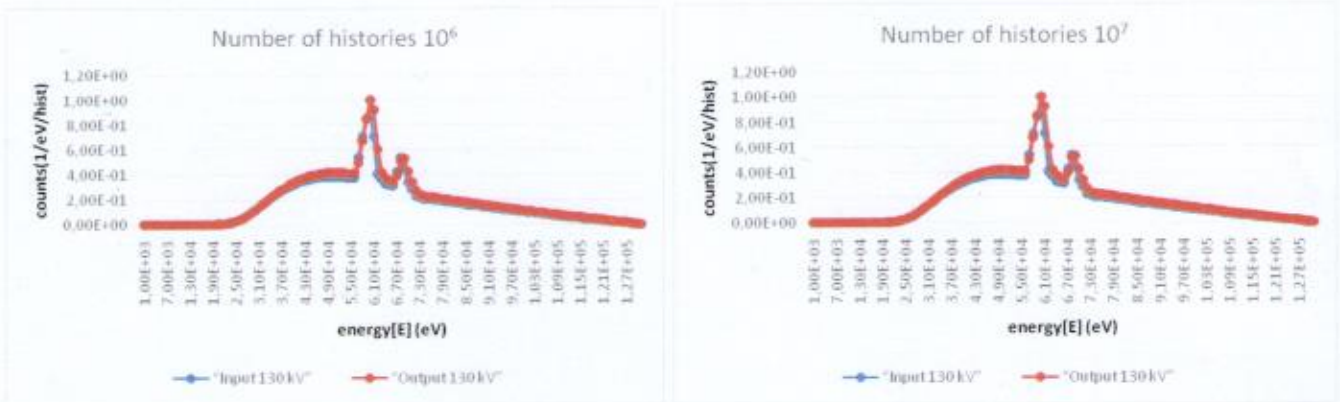
Εικόνα 2 Γραφικές παραστάσεις για φάσμα ακτίνων X 50 kV με φίλτρο 1,5mm Al



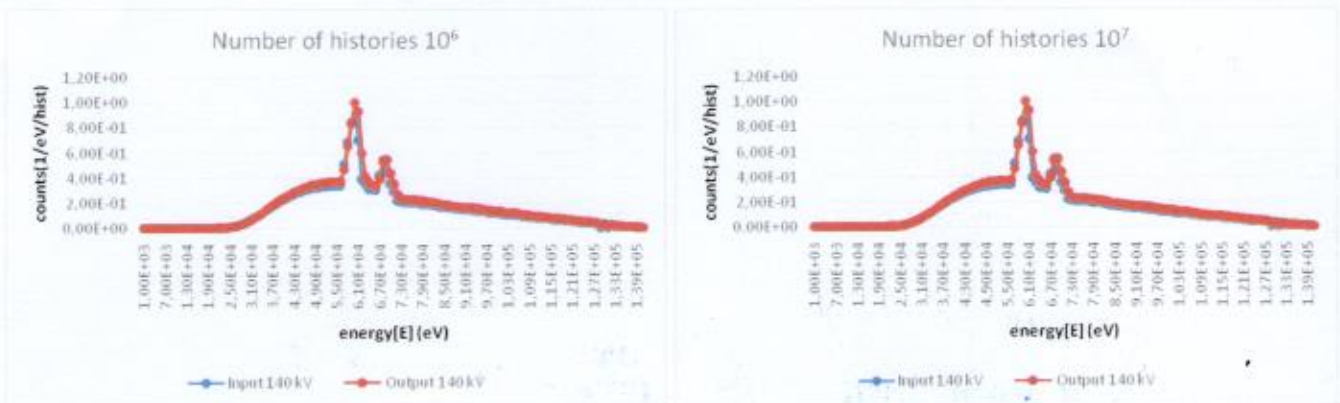
Εικόνα 3 Γραφικές παραστάσεις για φάσμα ακτίνων X 70 kV με φίλτρο 2,5mm Al



Εικόνα 4 Γραφικές παραστάσεις για φάσμα ακτίνων X 90 kV με φίλτρο 3,5mm Al



Εικόνα 5 Γραφικές παραστάσεις για φάσμα ακτίνων X 130 kV με φίλτρο 2mm Al + 0,1mm Cu

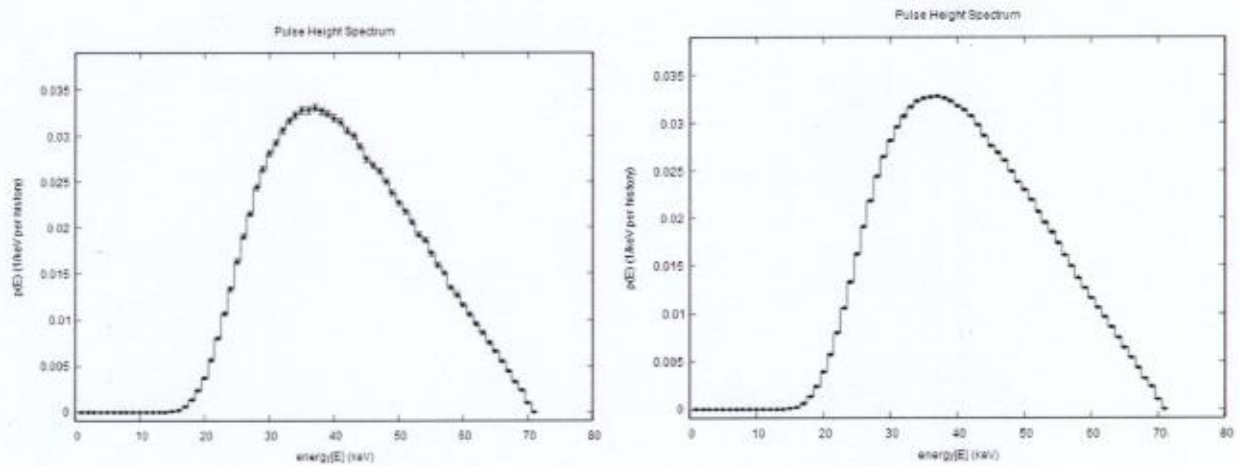


Εικόνα 6 Γραφικές παραστάσεις για φάσμα ακτίνων X 140 kV με φίλτρο 2mm Al + 0,2mm Cu

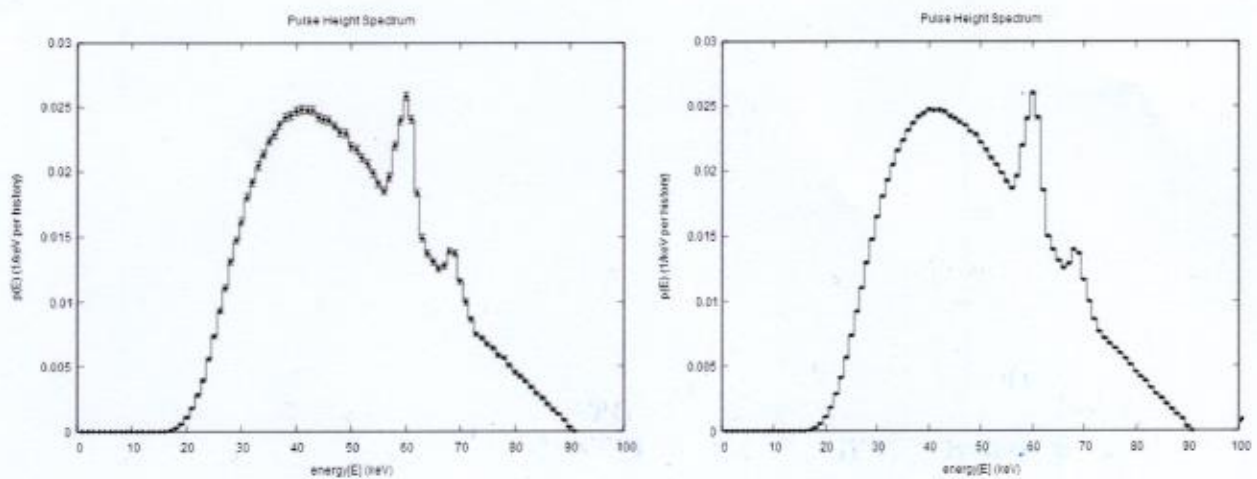
Σύμφωνα με τις παραπάνω εικόνες αποδείχθηκε ότι η δειγματοληψία με το πακέτο προσομοίωσης PENELOPE πραγματοποιήθηκε ορθά διότι το αρχικό φάσμα που ορίστηκε για είσοδο παρουσιάζει πολύ μικρή απόκλιση με το φάσμα εξόδου.

Επιπροσθέτως, με βάση τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων αποδείχθηκε ότι οι προσομοιώσεις των φασμάτων που έγιναν με αριθμό φωτονίων 10^7 είχαν μικρότερη στατιστική αβεβαιότητα στις μετρήσεις (error bar) σε σχέση με τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων με

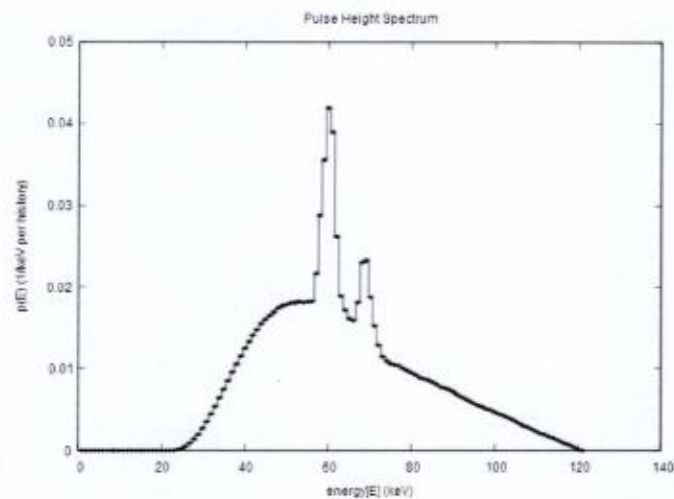
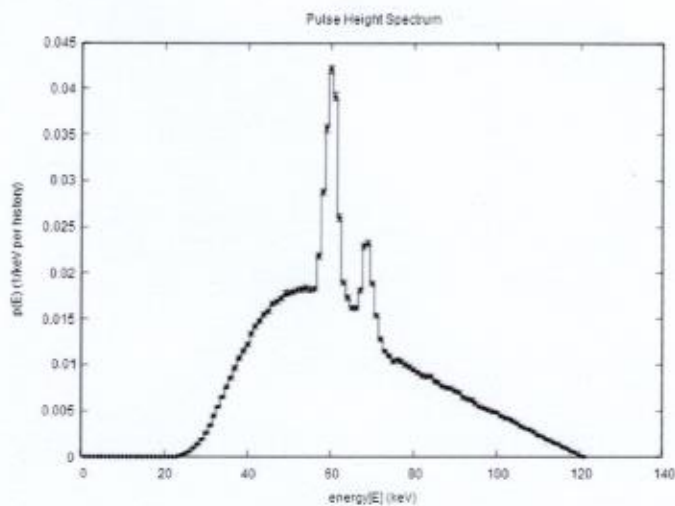
αριθμό φωτονίων 10^6 . Αυτό αποδεικνύεται από τις παρακάτω εικόνες όπου το $error\ bar$ των φασμάτων ακτίνων Χ με αριθμό φωτονίων 10^6 (αριστερή εικόνα) είναι μεγαλύτερο από το $error\ bar$ των φασμάτων με αριθμό φωτονίων 10^7 (δεξιά εικόνα). Ενδεικτικά παρατίθενται τα παρακάτω αποτελέσματα.



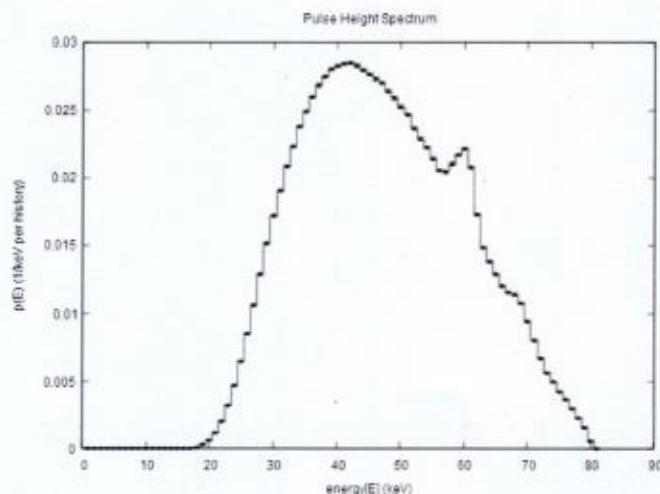
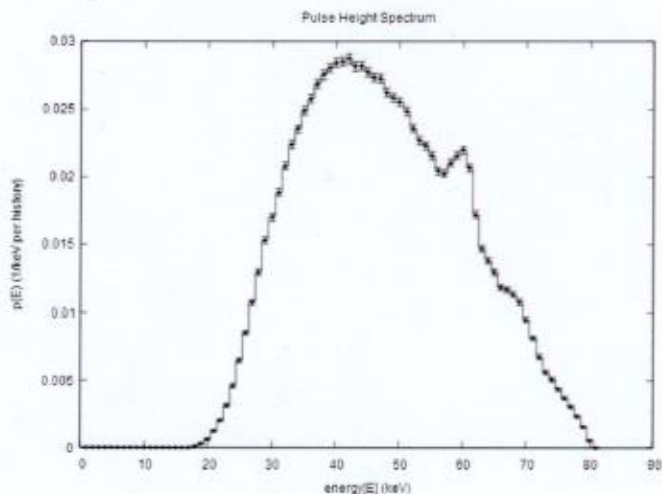
Εικόνα 7 Φάσματα ακτίνων Χ 70 kV 1.5mm Al



Εικόνα 8 Φάσματα ακτίνων Χ 90 kV 2.5mm Al



Εικόνα 9 Φάσματα ακτίνων X 120 kV 2 mm Al + 0.2 Cu



Εικόνα 10 Φάσματα ακτίνων X 80 kV 3.5 mm Al

Μελλοντική δουλειά

Το επόμενο βήμα είναι να πραγματοποιηθούν προσομοιώσεις φάσματα ακτίνων X από 50 kV ως 140 kV σε μεγαλύτερο όγκο δεδομένων. Αναλυτικότερα θα πραγματοποιηθούν προσομοιώσεις σε πάχη 5cm, 8 cm, 10 cm, 14cm, 20 cm, 25 cm, 30 cm και 40 cm και θα επικεντρωθούμε στη σκεδαζόμενη ακτινοβολία στο τελευταίο στρώμα (layer) του πάχους.

Τα κύρια ερωτήματα που θα μας απασχολήσουν είναι η κυλινδρική κατανομή δόσης (Cylindrical Dose) και ο χρόνος της προσομοίωσης διότι η σκεδαζόμενη ακτινοβολία εξαρτάται από το πάχος και το φάσμα. Επιπλέον, ο χρόνος της προσομοίωσης επηρεάζει άμεσα τις μετρήσεις που θέλουμε. Γι' αυτό θα ερευνηθεί η βιβλιογραφία του Monte Carlo που έχει σχέση με τα όρια αποκοπής (cut off) των φωτονίων και ηλεκτρονίων.

Ο μελλοντικός μας σκοπός είναι να ενσωματωθεί κατάλληλη εξίσωση στη σκεδαζόμενη ακτινοβολία του τελευταίου στρώματος του πάχους, γι' αυτό το σφάλμα των μετρήσεων των προσομοιώσεων δε θα πρέπει να είναι μεγάλο.

Βιβλιογραφία

- [1] Cao, L., Wang, M., Wu, H., Liu, Z., Cheng, Y., & Zhang, H. (2013). Scattering correction for image reconstruction in flash radiography. *Nuclear Engineering and Technology*, 45(4), 529–538. <https://doi.org/10.5516/NET.08.2012.074>
- [2] Aootaphao, S., Thongvigitmanee, S. S., Rajruangrabin, J., Thanasupsombat, C., Srivongsa, T., & Thajchayapong, P. (2016). X-Ray Scatter Correction on Soft Tissue Images for Portable Cone Beam CT. *BioMed Research International*, 2016. <https://doi.org/10.1155/2016/3262795>
- [3] Zhang, F., Yan, B., Li, J., Li, L., Jia, P., & Hu, G. (2010). A hybrid scatter correction method for cone-beam CT. *Proceedings - 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, BMEI 2010*, 1(Bmei), 23–27. <https://doi.org/10.1109/BMEI.2010.5639468>
- [4] Pauwels, R., Jacobs, R., Bogaerts, R., Bosmans, H., & Panmekiate, S. (2016). Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: Effect of field of view size and position. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 121(2), 188–195. <https://doi.org/10.1016/j.oooo.2015.10.017>
- [5] Bhatia, N., Tisseur, D., Buyens, F., Létang, J. M., Bhatia, N., Tisseur, D., Scattering, L. (2019). Scattering correction using continuously thickness-adapted kernels To cite this version : HAL Id : hal-01272912.
- [6] Endo, M., Tsunoo, T., Nakamori, N., & Yoshida, K. (2001). Effect of scattered radiation on image noise in cone beam CT. *Medical Physics*, 28(4), 469–474. <https://doi.org/10.1118/1.1357457>
- [7] Lu, Y., Peng, B., Lau, B. A., Hu, Y. H., Scaduto, D. A., Zhao, W., & Gindi, G. (2015). A scatter correction method for contrast-enhanced dual-energy digital breast tomosynthesis. *Physics in Medicine and Biology*, 60(16), 6323–6354. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/60/16/6323>
- [8] Wu, G., Mainprize, J. G., Boone, J. M., & Yaffe, M. J. (2009). Evaluation of scatter effects on image quality for breast tomosynthesis. *Medical Physics*, 36(10), 4425–4432. <https://doi.org/10.1118/1.3215926>
- [9] Sempau, J. (2019). PENELOPE / penEasy User Manual.

[10] Punnoose J, Xu J, Sisnioga A, Zbijewski W, Siewerdsen JH. Technical Note: spektr 3.0-A computational tool for x-ray spectrum modeling and analysis. Med Phys. 2016 Aug;43(8):4711. doi: 10.1118/1.4955438. PMID: 27487888; PMCID: PMC4958109.

ΤΑ ΜΕΛΗ ΤΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗΣ ΕΠΙΤΡΟΠΗΣ

Νεκτάριος Καλύβας

Παναγιώτης Λιαπαρίνος

Χρήστος Μιχαήλ

Επιβλέπων Καθηγητής

Nektari
os
Kalyvas
Digitally signed
by Nektarios
Kalyvas
Date:
2022.10.26
20:23:39 +03'00'

Panagiotis
Liaparinos
Digitally signed by
Panagiotis
Liaparinos
Date: 2022.10.27
09:50:27 +03'00'

Christos
Michail
Digitally signed
by Christos
Michail
Date: 2022.10.26
20:29:59 +03'00'