

ΠΡΑΚΤΙΚΟ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΕΤΗΣΙΑΣ ΕΚΘΕΣΗΣ ΠΡΟΟΔΟΥ ΜΕΤΑΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗΣ ΕΡΕΥΝΑΣ

Ως Επιβλέπων της Μεταδιδακτορικής Έρευνας της υποψηφίου μεταδιδάκτορος κας **Κάραλη Ευαγγελίας, PhD**, στο γνωστικό αντικείμενο **«Μελέτη Μονοκρυσταλλικών Σπινθηριστών για Ιατρικές Απεικονιστικές Εφαρμογές»**, που ορίστηκε από την υπ. αρ. **17 / 14 - 7 - 2023** Συνέλευση του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής, αφού έλαβα υπόψη:

- i. το κείμενο της έκθεσης προόδου της μεταδιδακτορικής έρευνας που υπέβαλε στο εργαστήριο ΑΚΤΥΒΑ η υποψήφια μεταδιδακτορική ερευνήτρια και
- ii. τον Κανονισμό Εκπόνησης Μεταδιδακτορικής Έρευνας του Πανεπιστημίου Δυτικής (Τεύχος Β' 2875/22.05.2024)

υποβάλλω το παρόν πρακτικό αξιολόγησης της ετήσιας έκθεσης προόδου (2023-2024) της μεταδιδακτορικής έρευνας της υποψηφίου

Ερευνητική δραστηριότητα από τον Ιούλιο 2023 έως σήμερα

Η κυρία Κάραλη Ευαγγελία συμμετείχε ενεργά σε ερευνητικές δραστηριότητες του εργαστηρίου ΑΚΤΥΒΑ που ήταν άμεσα σχετικές με το θέμα της μεταδιδακτορικής της έρευνας. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα την τακτική παρουσία της στην επιστημονική κοινότητα είτε μέσω ερευνητικών δημοσιεύσεων σε επιστημονικά περιοδικά αναγνωρισμένου κύρους με δείκτη απήχησης (impact factor) και σε πρακτικά διεθνών συνεδρίων, είτε ή μέσω της συμμετοχής σε επιστημονικά συνέδρια.

Ακολουθεί αναφορά των ερευνητικών δημοσιεύσεων της κας Κάραλη σε θεματολογία σχετική με τη μεταδιδακτορική της έρευνα

Ερευνητικές Εργασίες σχετικές με το θέμα της έρευνας

Δημοσιεύσεις σε Διεθνή Επιστημονικά Περιοδικά με δείκτη απήχησης (impact factor)

- Karali, E.; Michail, C.; Fountos, G.; Kalyvas, N.; Valais, I. Novel Detector Configurations in Cone-Beam CT Systems: A Simulation Study. *Crystals* **2024**, *14*, 416. <https://doi.org/10.3390/cryst14050416>

Δημοσιεύσεις σε Πρακτικά Διεθνών Συνεδρίων

- Evangelia Karali, Christos Michail, George Foundos, Nektarios Kalyvas, Ioannis Valais, "EVALUATION OF X-RAY DETECTOR SCHEMES IN SMALL ANIMAL CONE BEAM TOMOGRAPHY", IEEE International Symposium on Biomedical Imaging 27-30 May, 2024 - Athens, Greece

Βιβλία Περιλήψεων Συνεδρίων

- Evangelia Karali , Christos Michail, George Fountos, Nektarios Kalyvas, Ioannis Valais "CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY: Preliminary studies on novel detector schemes" Published: 18 September 2024 by MDPI in The 4th International Online Conference on Crystals session Inorganic Crystalline Materials <https://doi.org/10.3390/IOCC2024-18279> (registering DOI)
- E. Karali, C. Michail, G. Fountos, N. Kalyvas and I. Valais, "INVESTIGATION OF NOVEL X-RAY DETECTOR SETUPS IN CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY", αποδεκτό γι παρουσίαση στο συνέδριο: 2ο Πανελλήνιο Συνέδριο Ιατρικής Φυσικής 4-6 Οκτωβρίου 2024 στην Αθήνα

Λοιπές Ερευνητικές Εργασίες

Γ. Ετήσια έκθεση προόδου μεταδιδακτορικής έρευνας



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΕΚΘΕΣΗ ΠΡΟΟΔΟΥ

Πίνακας περιεχομένων

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ	5
2. ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ MICRO-CT ΙΚΑΝΟ ΓΙΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΙΚΡΩΝ ΖΩΩΝ.....	6
3. ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΩΝ ΑΝΙΧΝΕΥΤΙΚΩΝ ΜΟΝΑΔΩΝ	7
3.1. ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΑΣΤΟΥ	7
3.2 ΤΡΙΧΟΕΙΔΕΣ ΑΠΟ ΑΛΟΥΜΙΝΙΟ	8
4. ΑΝΙΧΝΕΥΤΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ.....	9
5. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	10
5.1 ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΜΕ OSEM.....	18
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ.....	24
ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ	25
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	26

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η τεχνολογία του αξονικού υπολογιστικού τομογράφου (X-Ray Computed Tomography-CT) βρίσκεται στο επίκεντρο την διεθνούς έρευνας την τελευταία πενταετία κυρίως εξαιτίας την ενσωμάτωσης του συγκεκριμένου απεικονιστικού συστήματος σε τομογραφικά μηχανήματα της Πυρηνικής Ιατρικής, δηλαδή Τομογράφους Εκπομπής Ποζιτρονίων (Positron Emission Tomography-PET) και Συστήματα Μονοφωτονικής Υπολογιστικής Τομογραφίας (Single Photon Computed Tomography-SPECT). Σκοπός του αξονικού τομογράφου στις συγκεκριμένες απεικονιστικές τεχνικές είναι η ανατομική ευθυγράμμιση με τη λειτουργική πληροφορία της PET ή SPECT. Επίσης παρέχει τους γραμμικούς συντελεστές εξασθένησης της ακτινοβολίας των 511keV που εκπέμπονται από το προς εξέταση σώμα κατά την εξέταση εκπομπής ποζιτρονίων ή των 140keV κατά την SPECT απεικόνιση. Με αυτόν τον τρόπο γίνεται η διόρθωση εξασθένησης της γ-ακτινοβολίας καθώς ταξιδεύει, από το σημείο εκπομπής μέχρι την έξοδό της, μέσα στο υπό εξέταση σώμα.

Η έρευνα που διεξάγεται μελετάει όλες τις τεχνολογικές πτυχές της υπολογιστικής τομογραφίας ακτίνων-X από την ανιχνευτική μονάδα έως τους αλγόριθμους επεξεργασίας της ανατομικής πληροφορίας που παρέχει. Ευρεία ερευνητική δραστηριότητα παρουσιάζει και η απεικόνιση μικρών ζώων. Πρόκειται για προκλινικά συστήματα με τα οποία αξιολογούνται νέα ραδιοφάρμακα, και πρωτόκολλα εξέτασης, νέες ανιχνευτικές τεχνικές και καινοτόμοι αλγόριθμοι ανακατασκευής εικόνας. Οπότε παράλληλα με τα κλινικά συστήματα PET-CT και SPECT-CT έχουν αναπτυχθεί πληθώρα κλινικών ή και ερευνητικών συστημάτων PET-CT και SPECT-CT κατάλληλων για απεικόνιση μικρών ζώων. Κάθε ένα έχει σχεδιαστεί με καινοτόμες ανιχνευτικές ή και ηλεκτρονικές διατάξεις με στόχο τη διερεύνηση της βέλτιστης τεχνολογίας για εφαρμογή στα κλινικά μηχανήματα PET-CT και SPECT-CT, όσον αφορά την υπολογιστική τομογραφία ακτίνων-X.

Στην συνέχεια παρουσιάζεται ένα σύστημα CT (κωνικής δέσμης ακτίνων-X) ικανό για απεικόνιση μικρών ζώων. Στο συγκεκριμένο σύστημα συγκρίνονται διάφορες τεχνολογίες ανιχνευτών, δηλαδή σπινθηριστών και ημιαγωγών. Οι σπινθηριστές που χρησιμοποιήθηκαν ήταν οι BGO, LSO, LYSO, NaI, CaF_2 , LuAG, CdWO_4 , PWO, LaBr_3 . Οι ημιαγωγοί που χρησιμοποιήθηκαν ήταν οι Silicon και CZT. Η διαφορά μεταξύ σπινθηριστών και ημιαγωγών είναι ότι στους ημιαγωγούς η μετατροπή των φωτονίων που εξέρχονται από το υπό εξέταση σώμα και προσπίπτουν στον ανιχνευτή σε ηλεκτρικό σήμα γίνεται απευθείας, ενώ οι σπινθηριστές συνοδεύονται αναγκαστικά από φωτοπολλαπλασιαστές ή συστοιχίες φωτοδίοδων που μετατρέπουν την ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία σε ηλεκτρικό παλμό.

Ενδιαφέρον παρουσιάζουν οι BGO, LSO, LYSO και CZT. Οι τρεις πρώτοι γιατί χρησιμοποιούνται σε συστήματα PET και ο τελευταίος αποτελεί νέο τεχνολογικό επίτευγμα στην τομογραφία SPECT. Και αυτό διότι ένας από τους τομείς της επιστημονικής μελέτης των τελευταίων χρόνων είναι η διερεύνηση της χρήσης του ίδιου είδους ανιχνευτών, σπινθηριστών ή ημιαγωγών, και στα δυο συστήματα PET ή SPECT και CT.

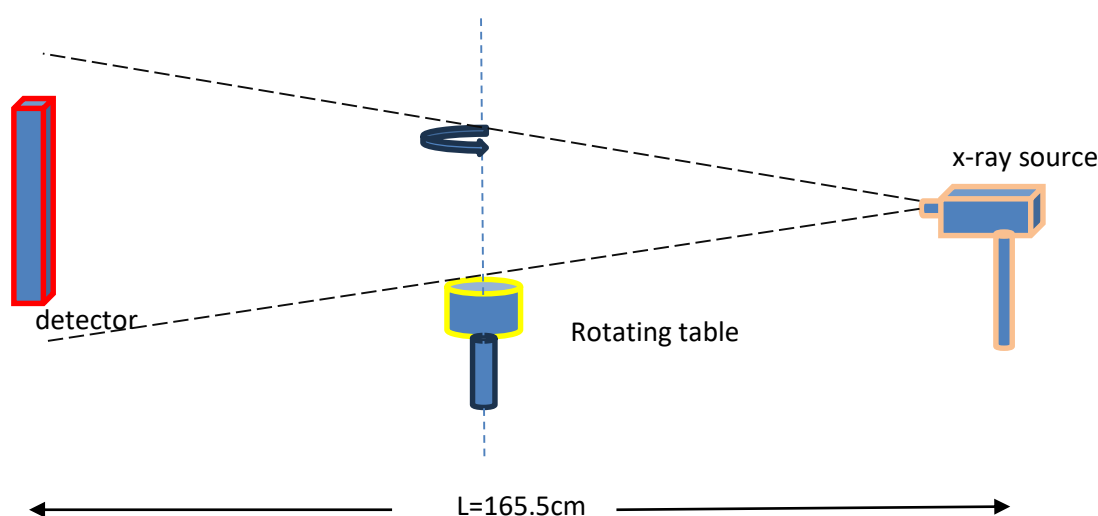
Επίσης η συγκριτική μελέτη μεταξύ σπινθηριστών και ημιαγωγών έχει επιπλέον επιστημονικό ενδιαφέρον για την κλινική πραγματικότητα της αξονικής υπολογιστικής τομογραφίας. Οι ημιαγωγοί αποτελούν τεχνολογία εναλλακτική των σπινθηριστών με δυνατότητα μείωσης της δόσης ακτινοβολίας στο υπό εξέταση σώμα. Η χρήση ανιχνευτών που επιτρέπουν την άμεση μετατροπή της ενέργειας των φωτονίων σε ηλεκτρικό σήμα μειώνει τον αριθμό των συστατικών από τα οποία

αποτελείται ένας ανιχνευτής, συνεπώς μειώνει οποιοδήποτε ηλεκτρονικό θόρυβο που προστίθεται κατά τη σύνδεση διαφόρων συστημάτων μεταξύ τους. Επίσης μειώνει και το θερμικό θόρυβο.

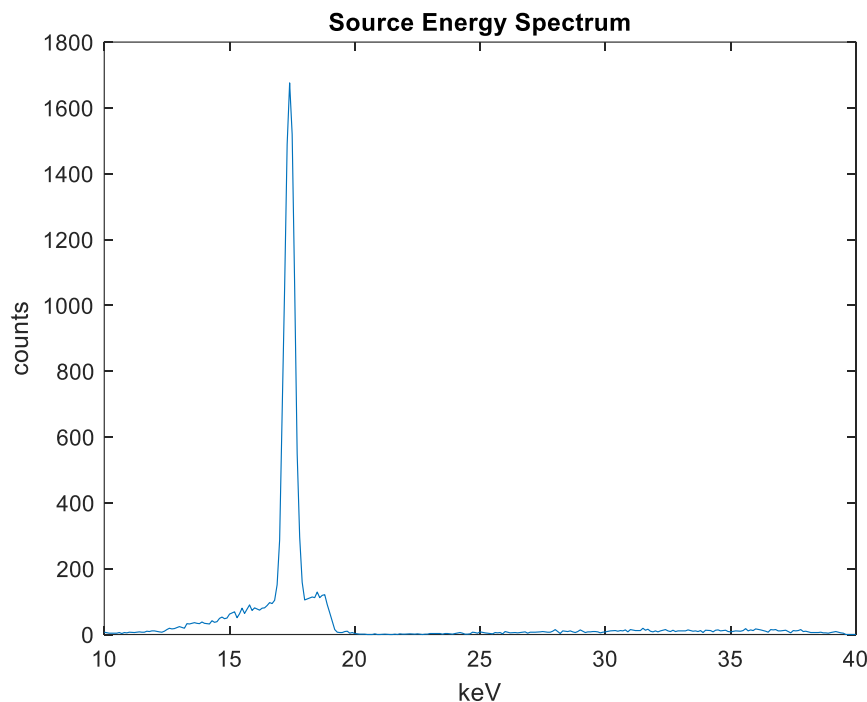
Παράλληλα η υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης ακτίνων-Χ βρίσκεται στο επίκεντρο της σύγχρονης έρευνας με στόχο τον σχεδιασμό και κατασκευή μικρών συσκευών υπολογιστικής τομογραφίας ακτίνων-Χ κατάλληλων για απεικονίσεις μαστού. Οι έρευνες μέχρι στιγμής δείχνουν πως μπορεί η δόση ακτινοβολίας να είναι συγκρίσιμη με την κλασσική μαστογραφία, όμως κατά την εξέταση με συσκευή κωνικής δέσμης ακτίνων-Χ δεν συμπιέζεται ο μαστός, ενώ διαφαίνεται να έχει καλύτερη διακριτική ικανότητα στην περίπτωση πυκνών μαστών.

2. ΤΟ ΣΥΣΤΗΜΑ MICRO-CT ΙΚΑΝΟ ΓΙΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΙΚΡΩΝ ΖΩΩΝ

Στο Σχήμα 1 παρουσιάζεται ένα σχηματικό διάγραμμα του συστήματος micro-CT κωνικής δέσμης ακτίνων-Χ. Αποτελείται από μια πηγή ακτίνων-Χ (micro-focus X-ray source) με γωνία εκπομπής 6.8° . Το ενεργειακό φάσμα της πηγής εκτείνεται από 10 έως 40keV και παρουσιάζεται στο Σχήμα 2. Το υπό εξέταση αντικείμενο τοποθετείται σε περιστρεφόμενη κατά 360° γωνία (ως προς την κατακόρυφο) τράπεζα, η οποία βρίσκεται σε απόσταση 15cm από την πηγή. Ο ανιχνευτής αποτελείται είτε από ημιαγωγό είτε από σπινθηριστή διακριτοποιημένο σε 100×100 pixels έχοντας διαστάσεις $50\text{mm} \times 50\text{mm} \times 1\text{mm}$. Το μέγεθος του pixel είναι $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm} \times 1\text{mm}$.



Σχήμα 1. Σχηματικό διάγραμμα του συστήματος micro-CT κωνικής δέσμης ακτίνων-Χ



Σχήμα 2. Ενεργειακό φάσμα Πηγής ακτίνων-Χ

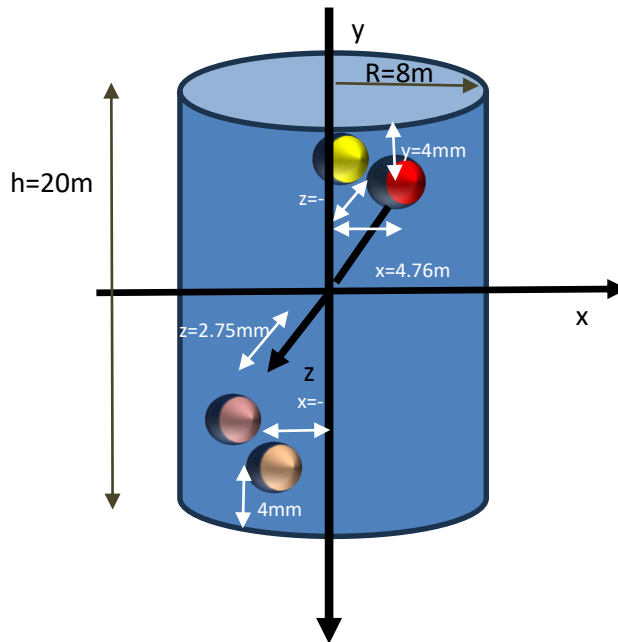
3. ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΩΝ ΑΝΙΧΝΕΥΤΙΚΩΝ ΜΟΝΑΔΩΝ

Για την αξιολόγηση των διαφορετικών σχημάτων ανιχνευτών χρησιμοποιήθηκαν δυο ομοιώματα τελείως διαφορετικής γεωμετρίας. Το ένα είναι ένα ομοίωμα μαστού και ένα τριχοειδές από αλουμίνιο διαμέτρου 1mm και μήκους 20mm. Το τριχοειδές από αλουμίνιο θα χρησιμεύσει για την αξιολόγηση της διακριτικής ικανότητας κάθε ανιχνευτικού σχήματος χωρίς προσομοίωση φαινομένων σκέδασης. Το ομοίωμα μαστού θα χρησιμεύσει στην διερεύνηση του λόγου αντίθεσης προς σήμα σε έντονο περιβάλλον σκέδασης (νερό) για κάθε τεχνολογία ανιχνευτή.

3.1. ΟΜΟΙΩΜΑ ΜΑΣΤΟΥ

Το ομοίωμα μαστού αποτελείται από ένα κυλινδρικό δοχείο με νερό μέσα στο οποίο έχουν τοποθετηθεί τέσσερεις 'κρύες' σφαιρικές πηγές από αλουμίνιο, πλαστικό, γυαλί και οστίτη ιστό (Σχήμα 3). Το κυλινδρικό δοχείο έχει ακτίνα βάσης 8mm και ύψος 20mm. Η σφαίρα από αλουμίνιο έχει διάμετρο 2mm και είναι τοποθετημένη σε απόσταση 4.76mm στον οριζόντιο άξονα από το κέντρο του κυλίνδρου, 4mm από το πάνω μέρος του κυλίνδρου και σε βάθος -2.75mm ως προς άξονα κάθετο στο επίπεδο της πρόσθιας επιφάνειας του δοχείου με αρχή το κέντρο βάρους του δοχείου. Η σφαίρα από πλαστικό έχει διάμετρο 2mm και είναι τοποθετημένη σε απόσταση 4.76mm στον οριζόντιο άξονα από το κέντρο του κυλίνδρου, 4 mm από το πάνω μέρος του κυλίνδρου και σε βάθος +2.75mm ως προς άξονα κάθετο στο επίπεδο της πρόσθιας επιφάνειας του δοχείου με αρχή το κέντρο βάρους του δοχείου. Η σφαίρα από γυαλί έχει διάμετρο 2mm και είναι τοποθετημένη σε απόσταση -4.76314mm στον οριζόντιο άξονα από το κέντρο του κυλίνδρου, 4 mm από το κάτω μέρος του κυλίνδρου και σε βάθος -2.75mm ως προς άξονα κάθετο στο επίπεδο της πρόσθιας επιφάνειας του δοχείου με αρχή το κέντρο βάρους του δοχείου. Η σφαίρα από οστίτη ιστό έχει διάμετρο 2mm και

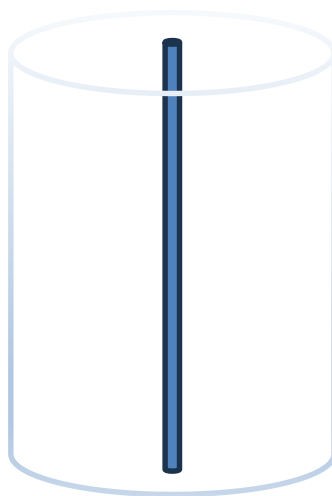
είναι τοποθετημένη σε απόσταση -4.76314mm στον οριζόντιο άξονα από το κέντρο του κυλίνδρου, 4mm από το κάτω μέρος του κυλίνδρου και σε βάθος $+2.75\text{mm}$ ως προς άξονα κάθετο στο επίπεδο της πρόσθιας επιφάνειας του δοχείου με αρχή το κέντρο βάρους του δοχείου.



Σχήμα 3. Ομοίωμα μαστού που αποτελείται από κυλινδρικό δοχείο μαστού και τέσσερις σφαίρες από αλουμίνιο (κόκκινη), πλαστικό (κίτρινη), οστίτη ιστό (πράσινη) και γυαλί (χάλκινη).

3.2 ΤΡΙΧΟΕΙΔΕΣ ΑΠΟ ΑΛΟΥΜΙΝΙΟ

Το δεύτερο ομοίωμα είναι ένα τριχοειδές από αλουμίνιο διαμέτρου 1mm και μήκους 20mm τοποθετημένο στο κέντρο της περιστρεφόμενης τράπεζας (Σχήμα 4).



Σχήμα 4. Τριχοειδές από αλουμίνιο

4. ΑΝΙΧΝΕΥΤΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ

Οι σπινθηριστές που χρησιμοποιήθηκαν ήταν οι BGO, LSO, LYSO, NaI, CaF₂, LuAG, CdWO₄, PWO, LaBr₃. Οι ημιαγωγοί που χρησιμοποιήθηκαν ήταν οι Silicon και CZT. Στους Πίνακα I και II παρουσιάζονται τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά των ανιχνευτών. Κάθε ανιχνευτή ακολουθεί η ίδια επεξεργασία σήματος. Έχει γίνει επιλογή μιας συνήθους απλής υπόθεσης ανάλυσης παλμού με ενεργειακό κατώφλι τα 10keV.

ΠΙΝΑΚΑΣ I: Χαρακτηριστικά σπινθηριστών

ιδιότητες	BGO	LSO	LYSO	NaI	CaF ₂	LuAG	CdWO ₄	PWO	LaBr ₃
Απόδοση φωτός (APD) (% ως προς NaI)	30	85	85	-	50	66	~40	1	166
Χρόνος αποδιέγερσης (ns)	60/300	40	53	264	950	70	1100/14500	6/30	26
Κορυφή εκπομπής (nm)	480	420	420	415	435	535	470	425/420	380
Δείκτης διάθλασης	2.15	1.82	1.81	1.85	1.47	1.84	2.3	2.3	2.05
Πυκνότητα (g/cm ³)	7.13	7.35	5.37	3.67	3.18	6.67	7.9	8.28	5.23
Z _{eff}	73	65	54	50	16.5	59	64	73	47
υγροσκοπικός	Όχι	όχι	όχι	ναι	όχι	όχι	όχι	όχι	ναι

ΠΙΝΑΚΑΣ II: Χαρακτηριστικά ημιαγωγών ανιχνευτών

ιδιότητες	Si	CZT
Ενεργειακό χάσμα (eV)	1.12	1.4-2.2
Μέση ενέργεια/ζεύγος e-h	3.61	4.67
Διηλεκτρική σταθερά	11.9	10.9
Πυκνότητα (g/cm ³)	2.3	5.8
Ατομικός Αριθμός	14	50
υγροσκοπικός	-	όχι

5. ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΚΑΙ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η λήψη δεδομένων προσομοιώθηκε ώστε η τράπεζα να περιστρέφεται μια $1^\circ/s$ για 360° . Η πηγή και ο ανιχνευτής είναι ακίνητα σε αντιδιαμετρική μεταξύ τους θέση. Η μέγιστη ενεργότητα της πηγής ήταν 350kBq που αντιστοιχεί σε 9.46μCi.

Για την αξιολόγηση των διαφορετικών ανιχνευτικών συστημάτων η εικόνα ανακατασκευάζεται με τον αναλυτικό αλγόριθμο της φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (Filtered Back Projection) ο οποίος στηρίζεται στο γεγονός ότι ο 2D μετασχηματισμός Fourier της εικόνας διέλευσης των ακτίνων-Χ διαμέσου του υπό εξέταση σώματος ισούται με τον 1D φωτονίων που ανιχνεύτηκαν από κάθε κυψελίδα ανιχνευτή για όλες τις γωνίες λήψης. Η ανακατασκευασμένη εικόνα έχει διαστάσεις 265x256 pixels. Ο FBP εφαρμόστηκε με φίλτρο Hamming. Η τομή απεικονίζει περιοχή 25mmx25mm.

Για το πρώτο ομοίωμα των τεσσάρων σφαιρών (από αλουμίνιο, πλαστικό, γυαλί και οστίτη ιστό σπονδυλικής στήλης) μέσα σε κυλινδρικό δοχείο με νερό επιλέχθηκαν περιοχές ενδιαφέροντος εντός των σφαιρών. Επίσης χρησιμοποιήθηκαν τρεις περιοχές υποβάθρου-θορύβου εντός του οπτικού πεδίου της κάμερας και υπολογίστηκε ο μέσος όρος φωτεινότητας υποβάθρου M_{noise} και η τυπική απόκλιση των τριών περιοχών θορύβου. Οι περιοχές ενδιαφέροντος επιλέχθηκαν από τις ανακατασκευασμένες εικόνες με FBP. Συγκεκριμένα αφορούν την τομή 26 και την τομή 76 από τις 100 συνολικά τομές που ανακατασκευάστηκαν. Η τομή 26 περιέχει τις δυο κρύες πηγές από αλουμίνιο και πλαστικό και η τομή 76 τις κρύες πηγές από γυαλί και οστό σπονδυλικής στήλης. Το μέγεθος των περιοχών ενδιαφέροντος ήταν 12x12 pixels και όσον αφορά τις τέσσερις σφαίρες τοποθετήθηκαν στο κέντρο τους.

Από τις περιοχές ενδιαφέροντος που αφορούν τις σφαίρες υπολογίστηκε η μέση τιμή φωτεινότητάς τους M_{object} . Από αυτή αφαιρέθηκε η μέση τιμή υποβάθρου και υπολογίστηκαν οι λόγοι αντίθεσης προς θόρυβο (Contrast to Noise Ratios-CNRs) με βάση τη σχέση:

$$CNR_{object} = \frac{M_{object} - M_{noise}}{\sigma_{noise}} \quad (1)$$

Στον Πίνακα III παρουσιάζονται οι συντελεστές CNR για τις 11 διαφορετικές ανιχνευτικές διατάξεις και για κάθε σφαίρα για τις τομές 26 και 76.

Πίνακας III: Λόγοι CNRs για τα υπό μελέτη ανιχνευτικά σχήματα και για το ομοίωμα μαστού με τις τέσσερις σφαίρες μέσα σε κυλινδρικό δοχείο με νερό.

Ανιχνευτής	CNR _{αλουμινίου}	CNR _{πλαστικού}	CNR _{γυαλιού}	CNR _{οστού}
BGO	14,41	12,15	6,57	3,28
LSO	13,32	11,65	7,80	3,78
LYSO	16,26	14,00	5,59	3,11

NaI	11,51	10,19	7,55	3,03
PWO	15,66	13,77	5,99	2,87
Silicon	12,72	9,35	8,58	3,87
CZT	12,47	10,35	9,24	3,97
CdWO ₄	13,20	11,70	7,22	3,36
CaF ₂	19,25	15,37	7,78	4,40
LaBr ₃	16,58	12,85	8,86	4,66
LuAG	14,63	12,82	6,57	4,58

Από τον Πίνακα III είναι εμφανές ότι όλοι οι λόγοι CNRs είναι αποδεκτοί για όλα τα ανιχνευτικά σχήματα και για τα τέσσερα αντικείμενα, δηλαδή $CNR > 3$ (Rose Criterion). Το συγκεκριμένο κριτήριο υποδεικνύει ότι το αντικείμενο υπό εξέταση είναι ανιχνεύσιμο. Οι σπινθηριστές φαίνεται να παρουσιάζουν καλύτερη ανίχνευση του αλουμινίου σε σχέση με τους ημιαγωγούς, όμως οι ημιαγωγοί έχουν περισσότερο ικανοποιητικά CNRs στην οστέινη σφαίρα από τους σπινθηριστές που χρησιμοποιούνται σήμερα στα κλινικά συστήματα PET (BGO, LSO:Ce, LYSO:Ce). Όμοια εικόνα παρουσιάζουν οι ημιαγωγοί και σε σχέση με τους συνήθεις σπινθηριστές των τομογραφικών συστημάτων ακτίνων-Χ (PWO, CdWO₄). Οι σπινθηριστές LaBr₃:Ce και LuAG:Ce βρίσκονται πάντα στο επίκεντρο της διεθνούς έρευνας. Ο πρώτος γιατί έχει πολύ καλή απόδοση φωτός σε σχέση με τον κρύσταλλο NaI(Tl) και ταχύτατη απόκριση στην προσπίπτουσα ακτινοβολία. Ο δεύτερος έχει μεγάλη σχετικά πυκνότητα, έχει εξίσου ικανοποιητικότερη απόδοση φωτός και ταχύτατη απόκριση στην ακτινοβολία-Χ όμως επιπλέον το μήκος κύματος των δευτερεύοντων φωτονίων που εκπέμπονται από αυτόν επιφέρει την καλύτερη απόδοσή τους σε ηλεκτρικό παλμό αν ο συγκεκριμένος σπινθηριστής συνδυαστεί με συστοιχίες φωτοδιόδων χιονοστοιβάδας (Avalanche Photodiodes Matrix-APDs or Silicon Photomultipliers-SiPMs).

Η χρήση SiPMs στην ανιχνευτική διάταξη μειώνει τον ηλεκτρονικό θόρυβο, αυξάνει την ενεργειακή διακριτική ικανότητα και μειώνει το κόστος του ανιχνευτικού συστήματος σε σχέση με τη χρήση φωτοπολλαπλασιαστή. Τα SiPMs έχουν πλέον καθιερωθεί στην κλινική πραγματικότητα και διευκολύνουν στην ανάπτυξη πλέον ψηφιακών απεικονιστικών μηχανημάτων. Υπάρχουν βέβαια την τελευταία δεκαετία στο επίκεντρο της απεικονιστικής έρευνας.

Στο Σχήμα 5 παρουσιάζεται το ομοίωμα μαστού σε διάφορες γωνίες και για λήψη σε 'planar mode' για το συνήθη σπινθηριστή LYSO (άνω γραμμή) σε περιστροφή 36° (αριστερά) και 246° (δεξιά). Ο κρύσταλλος LYSO βρίσκεται σήμερα στο επίκεντρο της κλινικής πραγματικότητας τόσο για συστήματα PET όσο και σε CT. Παράλληλα η διεθνής ερευνητική δραστηριότητα σχετική με το συγκεκριμένο υλικό εξακολουθεί να είναι επίκαιρη. Η δεύτερη γραμμή του σχήματος 5 παρουσιάζει το ομοίωμα μαστού στις ίδιες γωνίες για ανιχνευτή CZT, ο οποίος σήμερα εφαρμόζεται σε συστήματα SPECT, ενώ παράλληλα συνεχίζεται η έρευνα αξιολόγησής του σε συστήματα SPECT και CT. Η τελευταία γραμμή

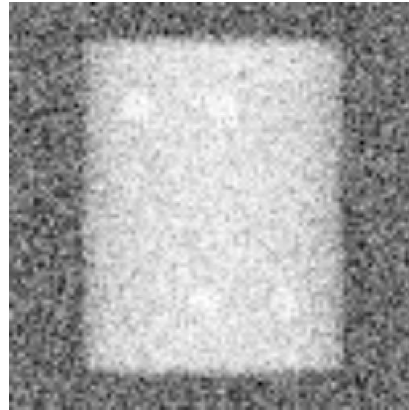
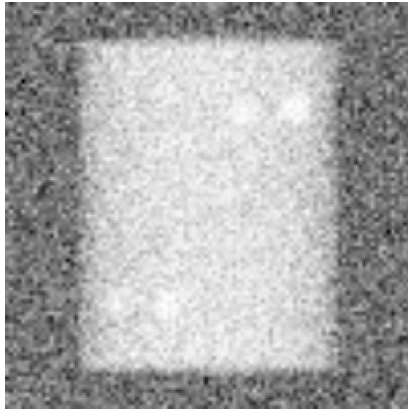
του σχήματος 5 δείχνει το ομοίωμα μαστού με ανιχνευτή κρύσταλλο τον LaBr_3 , ο οποίος παρουσιάζει υψηλή απόδοση φωτός και έχει ταχύτατη απόκριση στη προσπίπτουσα ακτινοβολία.

Το ομοίωμα μαστού προσομοιώνει στην πραγματικότητα τρία είδη ιστών τον λιπώδη, τον μυϊκό και τον οστίτη. Ο λιπώδης ιστός προσομοιώνεται με το PVC (πλαστικό) και ο μυϊκός από το νερό. Σε ενέργειες κάτω των 40keV ο λιπώδης ιστός είναι ευδιάκριτος σε σχέση με το μυϊκό, όμως αυξάνεται η απορροφούμενη από το υπό εξέταση σώμα δόση ακτινοβολίας. Συνεπώς τα φωτόνια ακτίνων-Χ στα κλινικά συστήματα προσεγγίζουν ενέργειες στα 40 keV που αποτελούν το άνω όριο για τη διάκριση των δυο ιστών μεταξύ τους. Για αυτό το λόγο η σφαίρα αλουμινίου στις εικόνες είναι περισσότερο ευδιάκριτη από τη σφαίρα από πλαστικό.

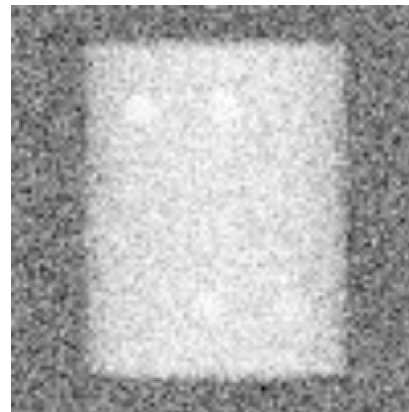
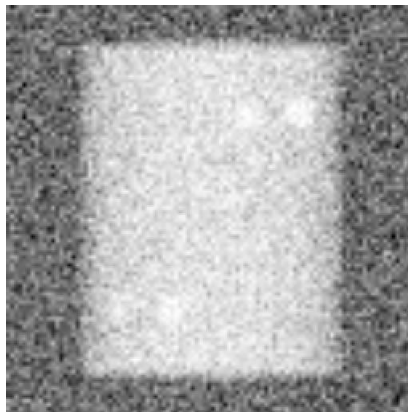
Οι απεικονίσεις προσομοιώθηκαν σε συνθήκες έντονου θορύβου και σε έντονο περιβάλλον σκέδασης, όπως το δοχείο με νερό. Η οστέινη σφαίρα είναι οριακά διακριτή. Άλλωστε σε σχέση με τα τρία άλλα υλικά, αλουμίνιο, πλαστικό και γυαλί έχει τη μικρότερη πυκνότητα 1.4g/cm^3 ($d_{\text{Al}}=2.7\text{g/cm}^3$, $d_{\text{PVC}}=1.65\text{g/cm}^3$, $d_{\text{glass}}=2.5\text{g/cm}^3$). Αυτό φαίνεται και από τους λόγους CNR οι οποίοι για το οστό πλησιάζουν το κριτήριο Rose.

Στο Σχήμα 6 παρουσιάζονται οι τομογραφικές εικόνες των τεσσάρων σφαιρών, δηλαδή τομή 26 και τομή 76, για ανιχνευτή LYSO (άνω γραμμή), τον ημιαγωγό CZT (μεσαία γραμμή) και τον σπινθηριστή LaBr_3 .

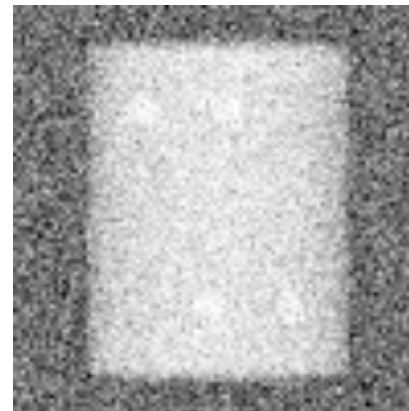
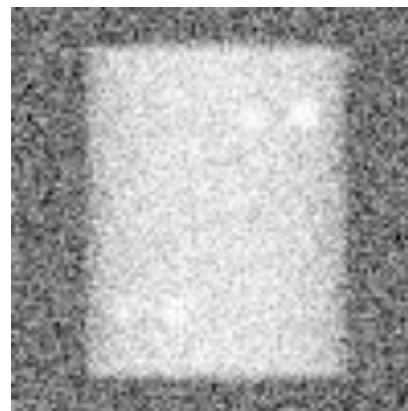
LYSO



CZT



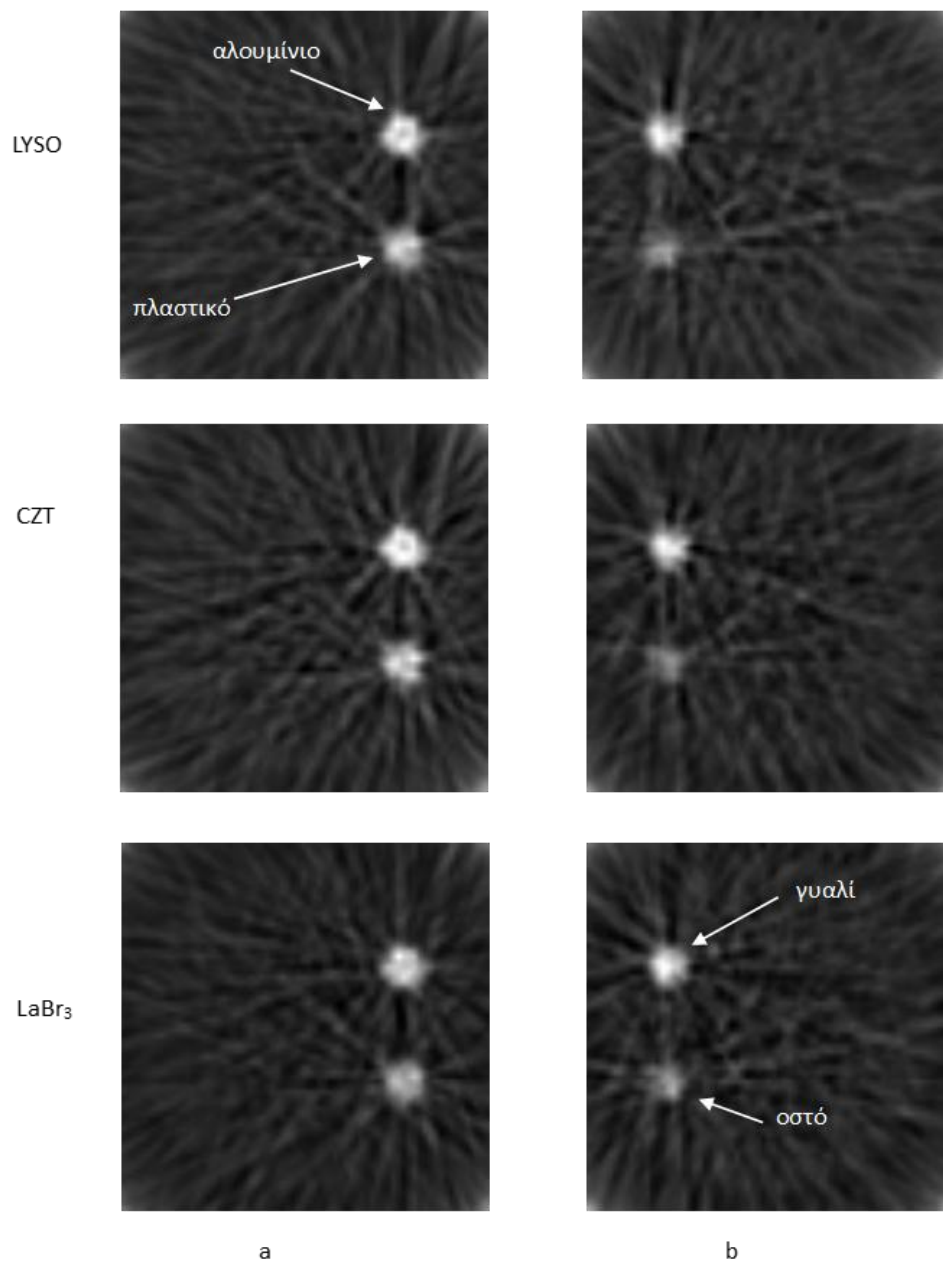
LaBr₃



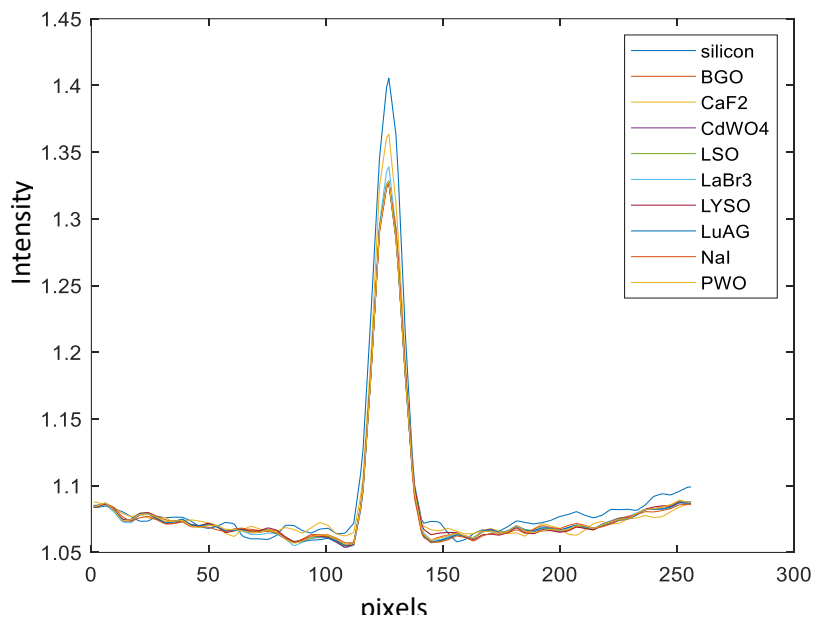
a

b

Σχήμα 5. Το ομοίωμα μαστού σε 2 γωνίες και για λήψη σε 'planar mode' για το συνήθη σπινθηριστή LYSO (άνω γραμμή), τον ημιαγωγό CZT (μεσαία γραμμή) και τον σπινθηριστή LaBr₃ σε περιστροφή (a) 36° και (b) 246°



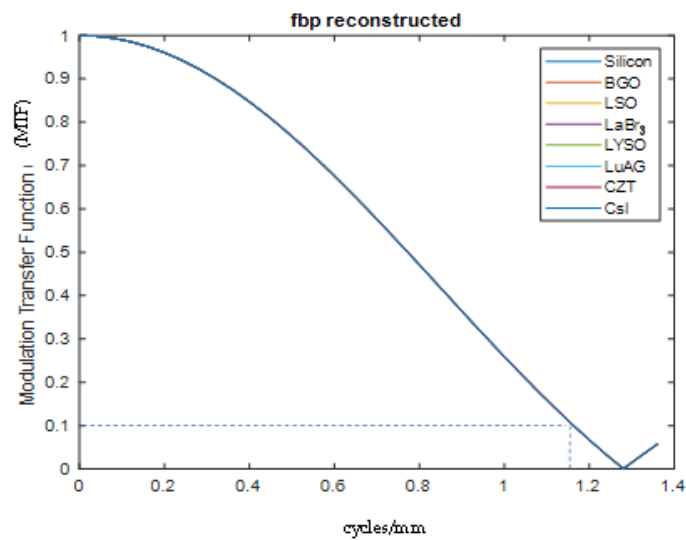
Σχήμα 6. Τομογραφικές εικόνες των τεσσάρων σφαιρών, για ανιχνευτή LYSO (άνω γραμμή), τον ημιαγωγό CZT (μεσαία γραμμή) και τον σπινθηριστή LaBr_3 , α) οι σφαίρες από αλουμίνιο και πλαστικό (τομή 26) (b) οι σφαίρες από γυαλί και οστό σπονδυλικής στήλης.



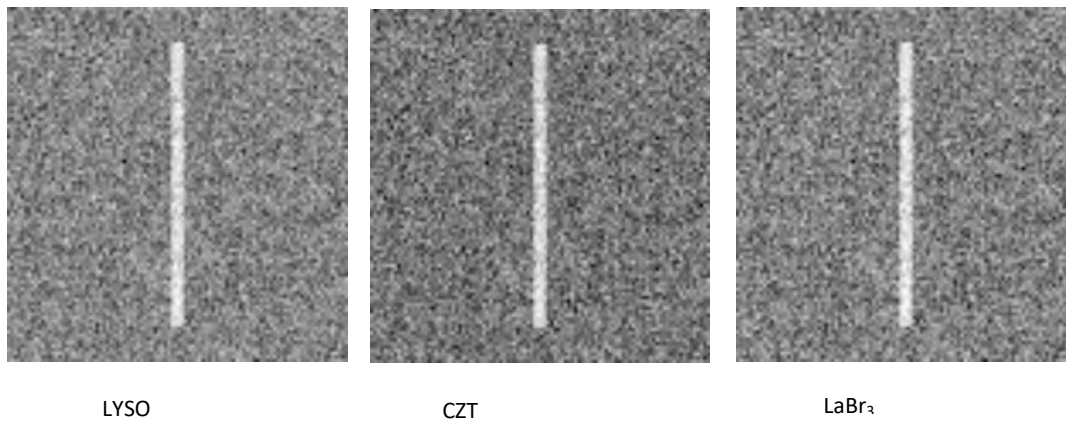
Σχήμα 7. Υπέρθυση των προφίλ της πηγής, για τη γραμμή 50, της τομής 50, για κάθε ανιχνευτικό σχήμα.

Για το δεύτερο ομοίωμα του τριχοειδούς αλουμινίου, το ενδιαφέρον εστιάστηκε στο 2D επίπεδο για την εξαγωγή της απόκρισης του συστήματος σε σημειακή πηγή (Point Spread Function-PSF), δηλαδή της κρουστικής απόκρισης του συγκεκριμένου cone-beam micro-CT. Αρχικά το τριχοειδές είναι σε μη σκεδαστικό μέσο (αέρας). Για την εξαγωγή του προφίλ του τριχοειδούς κατά μήκος μιας τομογραφικής ακτίνας χρησιμοποιήθηκε η κεντρική τομή 50, από τις 100 στο σύνολο, και η μεσαία γραμμή 50 της. Στο Σχήμα 7 παρουσιάζεται συγκριτικά το προφίλ, για κάθε ανιχνευτικό σχήμα.

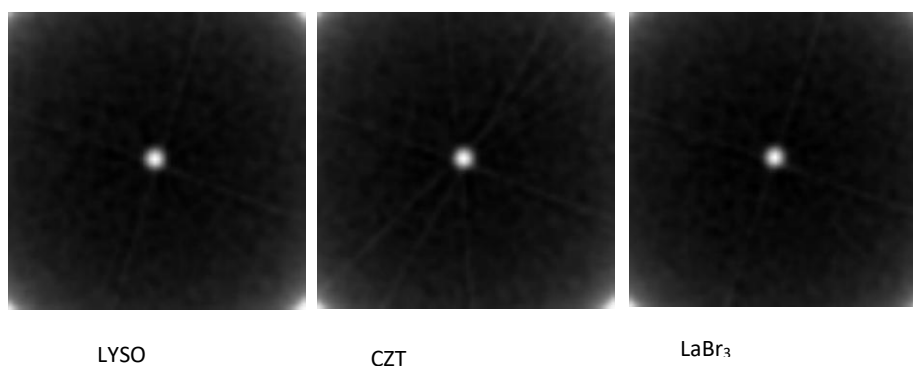
Στο Σχήμα 8 παρουσιάζεται η MTF (Modulation Transfer Function), η οποία στην ουσία αποτελεί τον μετασχηματισμό Fourier του σχήματος 7. Επίσης το Σχήμα 8 παρουσιάζει συγκριτικά τις MTFs για κάθε ανιχνευτική διάταξη. Δεν παρουσιάζεται κάποια διαφοροποίηση. Η διακριτική ικανότητα εξακολουθεί να είναι (στο 10% της MTF) 1.15 cycles/mm για όλες τις ανιχνευτικές διατάξεις, δηλαδή προσεγγίζει τη χωρική διακριτική ικανότητα των εμπορικών συστημάτων. Στο Σχήμα 9 παρουσιάζεται η εικόνα του τριχοειδούς για ανιχνευτή LYSO (αριστερά), CZT(κέντρο) και LaBr₃ (δεξιά) σε περιστροφή 36° (δεν είναι εμφανής γιατί το τριχοειδές είναι στο κέντρο του οπτικού πεδίου). Στο Σχήμα 10 παρουσιάζονται οι τομογραφικές εικόνες του τριχοειδούς (τομή 50) για ανιχνευτή LYSO (αριστερά), τον ημιαγωγό CZT (κέντρο) και τον σπινθηριστή LaBr₃ (δεξιά).



Σχήμα 8. Υπέρθεση των MTFs, για κάθε ανιχνευτικό σχήμα.

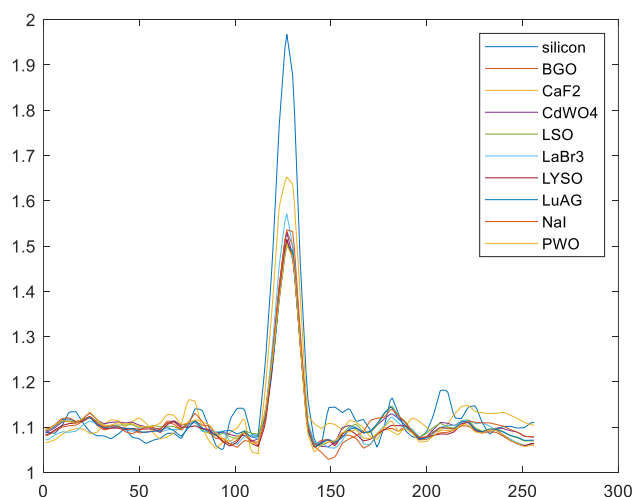


Σχήμα 9. Εικόνα του τριχοειδούς για ανιχνευτή LYSO (αριστερά), CZT(κέντρο) και LaBr_3 (δεξιά) σε περιστροφή 36° .

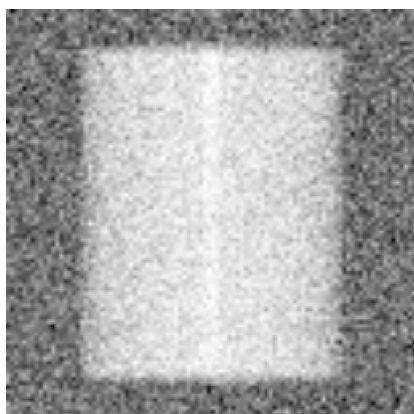


Σχήμα 10. Τομογραφικές εικόνες του τριχοειδούς (τομή 50) για ανιχνευτή LYSO (αριστερά), τον ημιαγωγό CZT (κέντρο) και τον σπινθηριστή LaBr_3 (δεξιά).

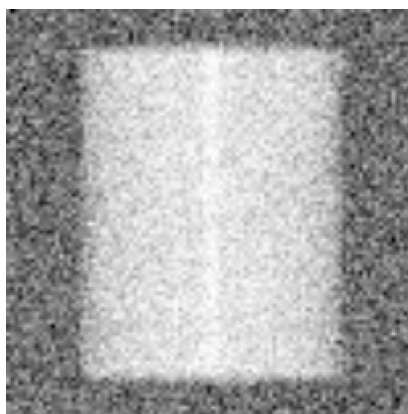
Στη συνέχεια το τριχοειδές από αλουμίνιο προσομοιώθηκε τοποθετημένο μέσα σε δοχείο με νερό. Για την εξαγωγή του προφίλ του τριχοειδούς κατά μήκος μιας τομογραφικής ακτίνας χρησιμοποιήθηκε η κεντρική τομή 50, από τις 100 στο σύνολο, και η μεσαία γραμμή 50 της τομής. Στο Σχήμα 11 παρουσιάζεται συγκριτικά το προφίλ του τριχοειδούς, για τη συγκεκριμένη γραμμή της τομής 50, για κάθε ανιχνευτικό σχήμα. Στο Σχήμα 12 παρουσιάζεται η εικόνα του τριχοειδούς για ανιχνευτή LYSO (αριστερά) και LaBr_3 (δεξιά) σε περιστροφή 36° (δεν είναι εμφανής γιατί το τριχοειδές είναι στο κέντρο του οπτικού πεδίου). Στο Σχήμα 13 παρουσιάζονται οι τομογραφικές εικόνες του τριχοειδούς (τομή 50) για ανιχνευτή LYSO (αριστερά), και LaBr_3 (δεξιά).



Σχήμα 11. Υπέρθεση των προφίλ του τριχοειδούς, για τη γραμμή 50, της τομής 50, για κάθε ανιχνευτικό σχήμα, σε κυλινδρικό δοχείο με νερό.



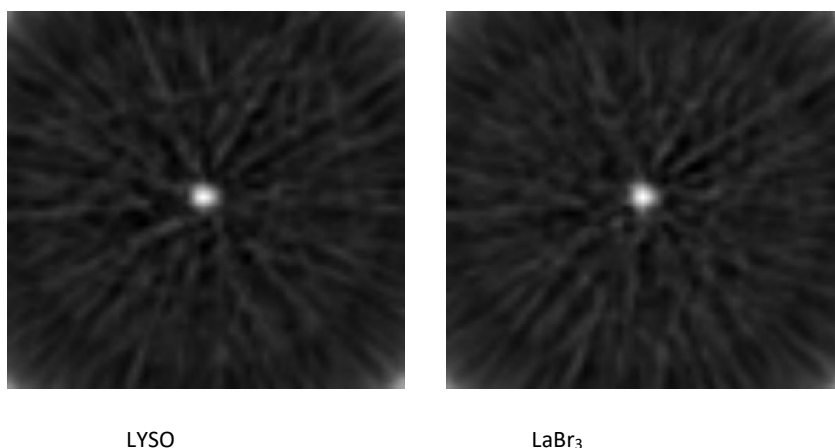
LYSO



LaBr_3

Σχήμα

12. Εικόνα του τριχοειδούς για ανιχνευτή LYSO (αριστερά), και LaBr_3 (δεξιά) σε περιστροφή 36° , μέσα σε δοχείο με νερό.



Σχήμα 13. Τομογραφικές εικόνες του τριχοειδούς (τομή 50) για ανιχνευτή LYSO (αριστερά), και LaBr₃ (δεξιά), μέσα σε δοχείο με νερό.

Οι σπινθηριστές που επιλέχθηκαν έχουν ιδιαίτερη σημασία στην τεχνολογία των ιατρικών διαγνωστικών συστημάτων PET, SPECT και CT. Η σημασία έγκειται τόσο στην εξέλιξη των υβριδικών μηχανημάτων PET-CT, SPECT-CT, όπου διερευνάται η χρήση ίδιου είδους ανιχνευτών και για τα δυο συστήματα, όσο και στην υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης ακτίνων-Χ, όπου το ενδιαφέρον βρίσκεται στην ανάπτυξη απεικονιστικών διατάξεων μαστού.

5.1 ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΜΕ OSEM

Η διακριτική ικανότητα ενός ανιχνευτικού συστήματος εξαρτάται από τις διαστάσεις της κυψελίδας του κρυστάλλου ανιχνευτή και τον ανιχνευτή φωτός. Αν ο ανιχνευτής φωτός αποτελείται από SiPM σχήμα στην έξοδο του ανιχνευτή παρουσιάζει καλύτερο σηματοθορυβικό λόγο. Ο αλγόριθμος ανακατασκευής εικόνας επίσης επηρεάζει την συνολική διακριτική ικανότητα του συστήματος. Η διακριτική ικανότητα όμως στην περίπτωση ανιχνευτικών διατάξεων με υλικά κρυστάλλων με ίδιες διαστάσεις και ανιχνευτές φωτός με την ίδια προ-επεξεργασία ηλεκτρικών παλμών εξαρτάται αποκλειστικά από τον αλγόριθμο ανακατασκευής.

Οι αλγόριθμοι ανακατασκευής διακρίνονται σε αναλυτικούς (FBP) και επαναληπτικούς. Οι αναλυτικοί στηρίζονται στο θεώρημα Fourier, σύμφωνα με το οποίο ο δισδιάστατος μετασχηματισμός Fourier της εικόνας ισούται με τον μονοδιάστατο μετασχηματισμό Fourier του πίνακα του αριθμού των καταγεγραμμένων φωτονίων από κάθε κυψελίδα του κρυστάλλου για διαφορετικές γωνίες λήψης (sinogram). Στηριζόμενοι στο συγκεκριμένο θεώρημα και στον αντίστροφο μετασχηματισμό Radon η τελική εικόνα εξάγεται αμέσως χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο μια φορά. Οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι διακρίνονται σε αλγεβρικούς και στατιστικούς. Οι αλγεβρικοί αλγόριθμοι επιχειρούν να λύσουν επαναληπτικά ένα σύστημα με περισσότερους αγνώστους από τον αριθμό των εξισώσεων προς επίλυση. Συνεπώς προσπαθούν να καταλήξουν σε μια βέλτιστη λύση απεικόνισης της

ανατομικής ή λειτουργικής πληροφορίας του υπό εξέταση αντικειμένου. Οι στατιστικοί αλγόριθμοι θεωρούν σε ισχύ κάποια γνωστή κατανομή (κατανομή Gauss ή Poisson) για τα συλλεγόμενα δεδομένα οπότε επιχειρούν μέσα από επαναληπτικές διαδικασίες να βελτιστοποιήσουν τον πιθανολογάρithμο της συνάρτησης πυκνότητας πιθανότητας που υποθέτουν ότι ισχύει για τα συλλεγμένα δεδομένα.

Οι επαναληπτικές μέθοδοι είναι ικανές να καταλήξουν σε εικόνες με καλύτερο σηματοθορυβικό (SNR) λόγω ή λόγο αντίθεσης προς θόρυβο (CNR) και ,μεγαλύτερη διακριτική ικανότητα έναντι των αναλυτικών. Συνεπώς οι επαναληπτικοί αλγόριθμοι φημίζονται για την ποιότητα εικόνας που προσφέρουν. Το μειονέκτημα των επαναληπτικών έγκειται στον υπολογισμό του system matrix (πίνακας πιθανοτήτων). Πρόκειται για έναν πίνακα χαρακτηριστικό του συστήματος και των φυσικών νόμων που διέπουν τη λήψη των δεδομένων απεικόνισης. Κάθε στοιχείο a_{ij} του πίνακα πιθανοτήτων αποτελεί την πιθανότητα ένα φωτόνιο που εκπέμπεται από ένα εικονοστοιχείο i να ανιχνευτεί από την κυψελίδα κρυστάλλου j , την οποία τέμνει τομογραφική γραμμή που διέρχεται από το εινοστοιχείο i . Στην πιο απλή του μορφή ο πίνακας πιθανοτήτων υπολογίζεται με βάση τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της διεργασίας συλλογής δεδομένων (μέγεθος κυψελίδας κρυστάλλου, διαστάσεις κρυστάλλου, διαστάσεις εικόνας, διάμετρος συστήματος, διάμετρος οπτικού πεδίου συστήματος). Δύναται όμως να περιέχει την πιθανότητα εξασθένισης της δέσμης των φωτονίων, την πιθανότητα σκέδασης της δέσμης των φωτονίων, διορθώσεις εμβέλειας ποζιτρονίου σε συστήματα PET και γωνίας εκπομπής φωτονίων από την πηγή των ακτίνων-Χ σε συστήματα CT). Επίσης οι επαναληπτικές τεχνικές απαιτούν αρχικοποίηση της εικόνας ικανή να καταλήξει στη βέλτιστη προσέγγιση της ανατομικής ή λειτουργικής εικόνας της υπό εξέτασης περιοχής.

Οι πιο δημοφιλείς επαναληπτικές τεχνικές είναι οι αλγόριθμοι block-iterative ή ordered subsets, στις οποίες το σύνολο των δεδομένων συλλογής διαιρείται σε υποσύνολα τα οποία σειριακά χρησιμοποιούνται για την ανακατασκευή της όλης εικόνας σε κάθε επανάληψη. Συνήθως οι συγκεκριμένες τεχνικές συνδυάζονται με τεχνικές εξομάλυνσης για περαιτέρω μείωση του θορύβου. Ο συνήθης αλγόριθμος αυτής της κατηγορίας είναι η ordered subsets του EML (Expectation Maximization Maximum Likelihood), ο οποίος θεωρεί κατανομή Poisson για τη διεργασία συλλογής των δεδομένων. Στη βιβλιογραφία ο συγκεκριμένος αλγόριθμος αναφέρεται ως OSEM. Οι συγκεκριμένες τεχνικές επιταχύνουν της διαδικασία της ανακατασκευής.

Ο OSEM, όπως όλες οι επαναληπτικές μέθοδοι στηρίζεται στο γεγονός ότι τα συλλεγόμενα δεδομένα προβολής y σχετίζονται γραμμικά με τη φωτεινότητα των εικονοστοιχείων της εικόνας x , σύμφωνα με την εξίσωση:

$$y = A^T x \quad (1)$$

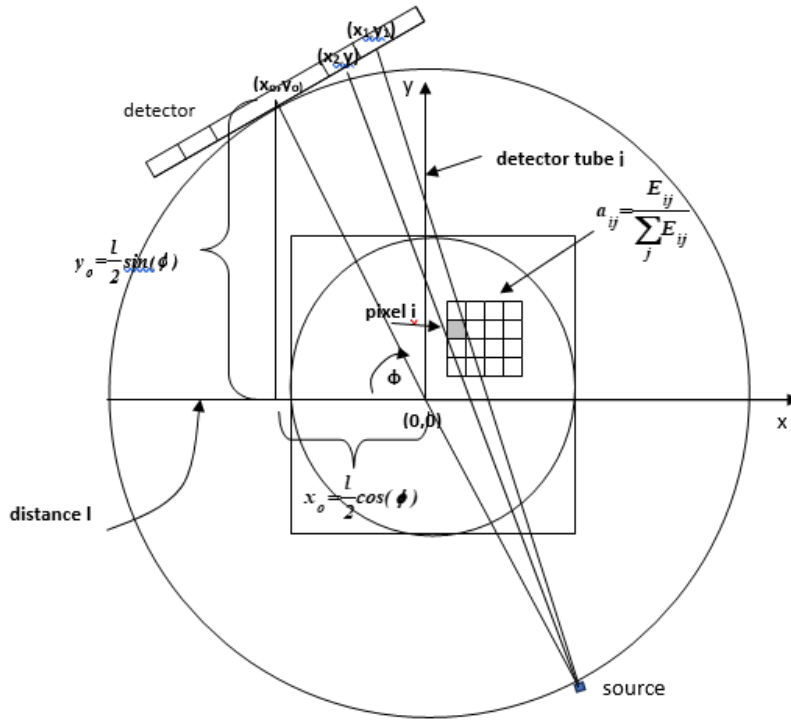
Όπου A , ο πίνακας πιθανοτήτων, οι διαστάσεις του οποίου εξαρτώνται από τις διαστάσεις της εικόνας και τη διάσταση του πίνακα συλλογής δεδομένων. Συνεπώς ο πίνακας A δεν είναι τετραγωνικός με αποτέλεσμα να είναι μη αντιστρέψιμος. Οπότε η σχέση (1) λύνεται επαναληπτικά ως προς τα εικονοστοιχεία της εικόνας και ο αλγόριθμος προσπαθεί σε σύντομο χρόνο να καταλήξει σε ολικό ακρότατο του πιθανολογάρithμου της συνάρτησης της δεσμευμένης πιθανότητας $P(y|x)$ ανίχνευσης δεδομένων y από χωρική ενεργότητα x και συνεπώς στη βέλτιστη λύση απεικόνισης.

Η επιλογή των υποσυνόλων από το sinogram ποικίλει και εξαρτάται από τον ερευνητή. Μπορεί να επιλεγούν N ανεξάρτητα μεταξύ τους υποσύνολα με συνέχεια ή χωρίς συνέχεια μεταξύ τους ή μπορεί να επιλεγούν N υποσύνολα επικαλυπτόμενα.

Το επαναληπτικό βήμα του OSEM στη k -οστή επανάληψη (δεδομένου N του αριθμού του αριθμού των υποσυνόλων) για το n υποσύνολο δίνεται από τη σχέση:

$$x_i^k = \frac{x_i^{k-1}}{\sum_{j \in S_n} a_{ij}} \sum_{j \in S_n} \frac{a_{ij} y_j}{\sum_{i=1}^N a_{ij} x_i^{k-1}} \quad (2)$$

Ο πίνακας πιθανοτήτων υπολογίστηκε εξ αρχής εκτός επαναληπτικής διαδικασίας με αναλυτική μέθοδο, ως το εμβαδόν διατομής εντός του εικονοστοιχείου δυο τομογραφικών ακτίνων. Η όλη διαδικασία απεικονίζεται στο Σχήμα 14 για περιστροφή του συστήματος απεικόνισης σε μια τυχαία γωνία ϕ . Ο πίνακας πιθανοτήτων υπολογίστηκε μόνο για τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της διαδικασίας λήψης δεδομένων.

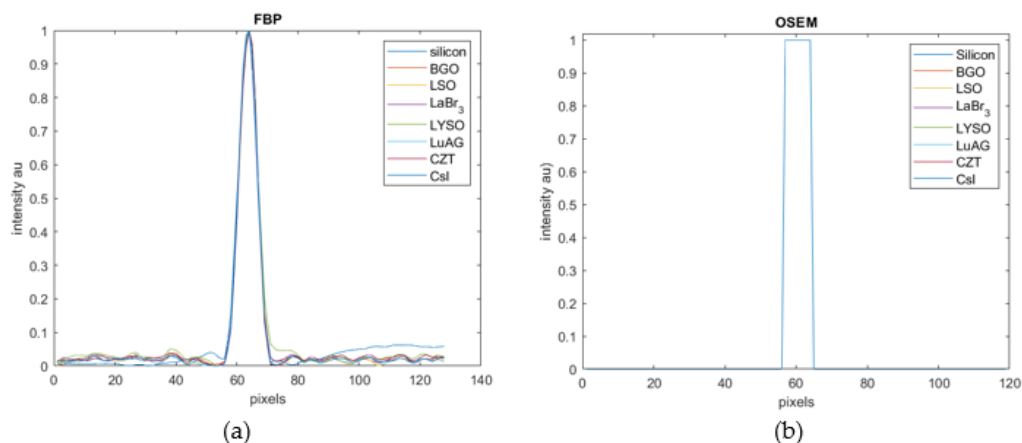


Σχήμα 14. Σχηματικό διάγραμμα διαδικασίας υπολογισμού των στοιχείων του πίνακα πιθανοτήτων (E_{ij} είναι το εμβαδό διατομής μεταξύ δύο τομογραφικών γραμμών και του εικονοστοιχείου i)

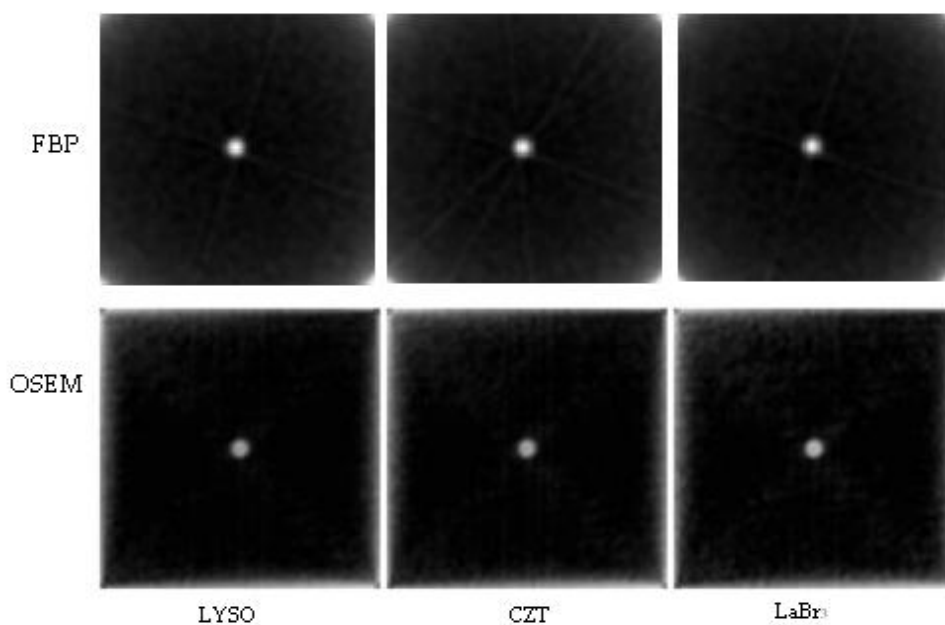
Ο OSEM στην παρούσα εργασία υλοποιήθηκε με 9, 15, και 24 ανεξάρτητα σειριακά επιλεγμένα υποσύνολα και για δυο συνολικές επαναλήψεις.

Στο Σχήμα 15 παρουσιάζεται συγκριτικά η υπέρθεση των προφίλ του τριχοειδούς, για τη γραμμή 50, της τομής 50, για κάθε ανιχνευτικό σχήμα, απουσία σκεδαστικού μέσου για ανακατασκευή εικόνας

(a) με FBP και (b) OSEM. (Τα ανιχνευτικά σχήματα που επιλέχθηκαν στηρίζονταν σε κρυστάλλους silicon, BGO, LSO, LaBr₃, LYSO:Ce, LuAG:Ce, CZT, και CsI(Tl).)



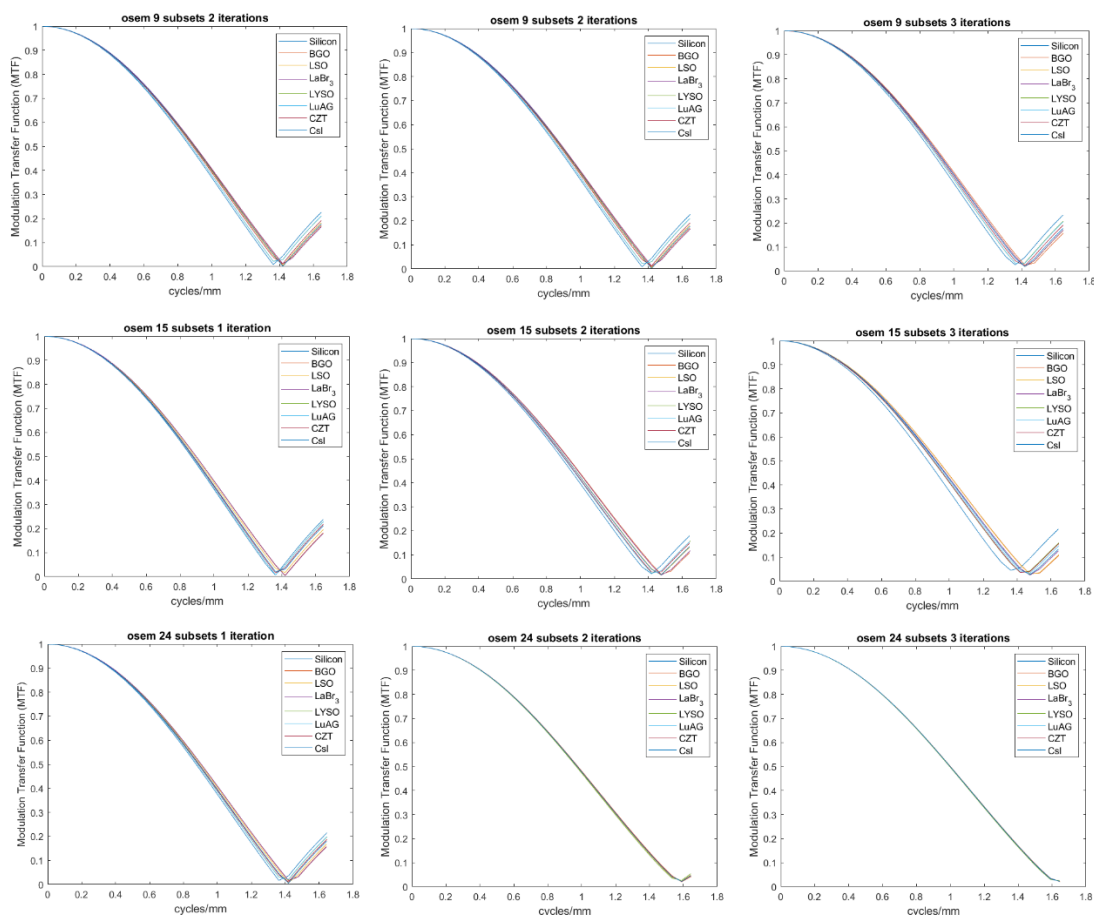
Σχήμα 15. Υπέρθεση των προφίλ του τριχοειδούς, για τη γραμμή 50, της τομής 50, για κάθε ανιχνευτικό σχήμα, απουσία σκεδαστικού μέσου για ανακατασκευή εικόνας (a) με FBP και (b) OSEM.



Στο σχήμα 16 παρουσιάζεται η ανακατασκευασμένη κεντρική τομή (# 50) του τριχοειδούς με FBP (πρώτη γραμμή) και OSEM (δεύτερη γραμμή) για κρύσταλλο ανιχνευτή ακτίνων-X LYSO, CZT, LaBr₃

Σχήμα 16. Τομογραφικές εικόνες τριχοειδούς (τομή #50) ανακατασκευασμένες με FBP (πάνω γραμμή) και OSEM (κάτω γραμμή) για κρύσταλλο ανιχνευτή LYSO, CZT, LaBr₃.

Στο Σχήμα 17 παρουσιάζεται υπέρθεση των MTF για τα ανιχνευτικά σχήματα του σχήματος 15 και για ανακατασκευασμένη εικόνα του αλουμινένιου τριχοειδούς με OSEM για 9, 15 και 24 υποσύνολα για 1-3 επαναλήψεις. Η διακριτική ικανότητα των διαφόρων ανιχνευτικών σχημάτων παρουσιάζεται βελτιωμένη έναντι του FBP και προσεγγίζει το 1.5cycles/mm.



Σχήμα 17. Υπέρθυση των MTF για τα ανιχνευτικά σχήματα του σχήματος 15 και για ανακατασκευασμένη εικόνα του αλουμινένιου τριχοειδούς με OSEM για 9 (πρώτη γραμμή), 15 (δεύτερη γραμμή) και 24 (τρίτη γραμμή) υποσύνολα για 1-3 επαναλήψεις

Όσον αφορά το ομοίωμα μαστού στον Πίνακα IV παρουσιάζονται οι λόγοι αντίθεσης προς θόρυβο για τις 4 σφαίρες του ομοιώματος.

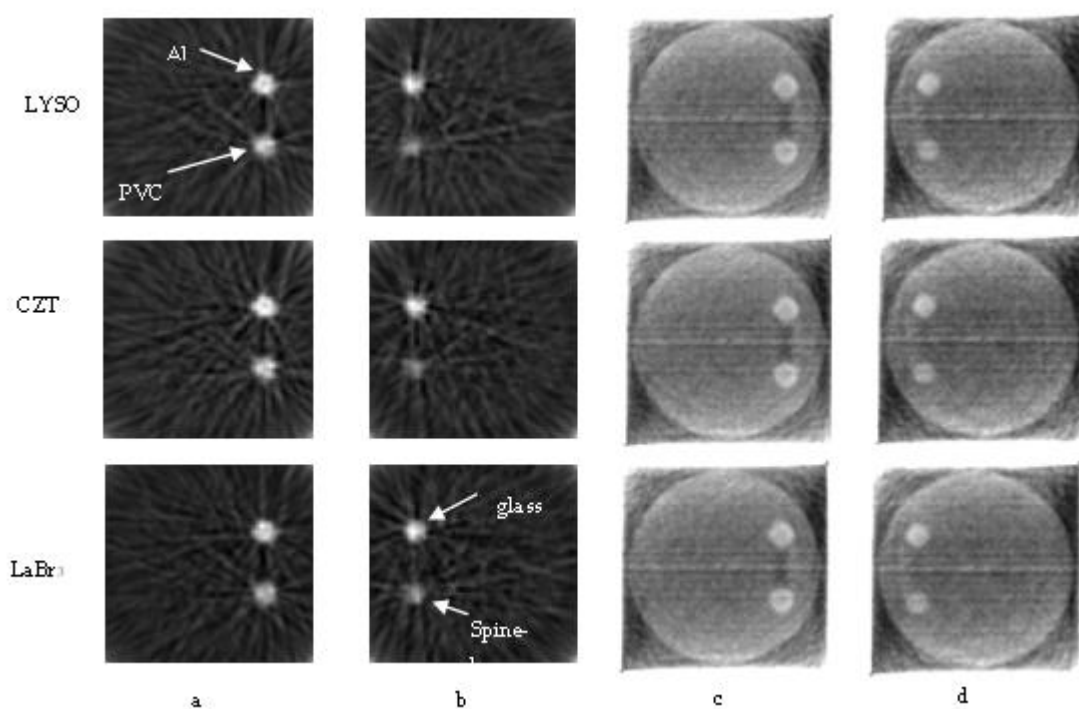
Πίνακας IV. Λόγοι CNRs για τα υπό μελέτη ανιχνευτικά σχήματα και για το ομοίωμα μαστού με τις τέσσερις σφαίρες μέσα σε κυλινδρικό δοχείο με νερό για ακατασκευασμένες τομές του ομοιώματος με FBP και OSEM.

	FBP				OSEM			
Detector materials	CNR _{AI}	CNR _{PVC}	CNR _{glass}	CNR _{bone}	CNR _{AI}	CNR _{PVC}	CNR _{glass}	CNR _{bone}
CsI	12,57	10,29	5,46	2,28	16,27	15,3	7,92	4,56
BGO	13,66	11,17	4,98	2,33	20,4	19,45	9,88	5,96
CZT	11,64	9,65	6,70	2,83	15,22	14,17	8,64	4,98

LaBr ₃	13,45	11,17	6,62	3,56	20,44	19,49	8,88	5,28
LSO	12,48	10,51	5,81	2,60	12,28	11,39	8,15	4,65
LuAG	13,17	11,14	6,25	2,88	15,71	15,01	7,55	4,24
LYSO	14,57	12,04	4,28	2,21	21,13	20,17	9,55	5,74
Silicon	12,09	9,01	5,91	2,70	11,03	10,33	5,90	2,59

Σε σχέση με τον αλγόριθμο FBP, ο OSEM , παρουσιάζει βελτιωμένου λόγους αντίθεσης προς θόρυβο και για τις τέσσερις σφαίρες διαφορετικού υλικού κατασκευής. Η βελτίωση των CNRs, επιφέρει βελτίωση στη χωρική διακριτική ικανότητα, όπως παρατηρείται στο Σχήμα 17, μείωση του θορύβου ανακατασκευής και συνεπώς ποιότητα απεικόνισης.

Στο σχήμα 18 παρουσιάζονται συγκριτικά ανακατασκευασμένες εικόνες (τομή #26 και #76) του ομοιώματος μαστού με χρήση FBP και OSEM.



Σχήμα 18. Τομογραφικές εικόνες των τεσσάρων σφαιρών, συγκεκριμένα της τομής 26 και της τομής 76. Η επάνω σειρά δείχνει ανακατασκευασμένες εικόνες από δεδομένα που αποκτήθηκαν με τον κρύσταλλο LYSO (επάνω σειρά), τον ημιαγωγό CZT (μεσαία σειρά) και με τον σπινθηριστή LaBr₃ (κάτω σειρά). Τα a και b αντιπροσωπεύουν την ανακατασκευή FBP ενώ οι στήλες c και d παρουσιάζουν εικόνες ανακατασκευασμένες με OSEM (24 υποσύνολα, 2 επαναλήψεις).

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

Όταν η τιμή CNR αυξάνεται, υποδηλώνει ότι οι διαφορές σήματος είναι υψηλές σε σχέση με τα επίπεδα θορύβου και αυτό συμβάλλει υπέρ της ευαισθησίας του συστήματος. Αυτός είναι ένας από τους δύο κύριους λόγους πρόσφατης επισταμένης έρευνας και κλινικής αξιολόγησης συστημάτων CT κωνικής δέσμης, αφιερωμένων στην απεικόνιση του μαστού. Η αξονική τομογραφία κωνικής δέσμης αποφεύγει την επικάλυψη ιστού και παρέχει μια πιο ευαίσθητη αξιολόγηση για πυκνούς μαστούς (μέση πυκνότητα $d=1,1\text{gr/cm}^3$ [30]). Σε αυτή τη μελέτη οι τιμές CNR μπορούν να χαρακτηριστούν ως σημαντικά υψηλές. Στα πλαίσια επίσης της παρούσας μελέτης έχει προσομοιωθεί μια εικόνα μαστογράφου ακτίνων-X. Οι τιμές CNR, για τη διαμόρφωση του ανιχνευτή με βάση τον κρύσταλλο CsI, ήταν: $\text{CNR}_{\text{AI}}=7.43$, $\text{CNR}_{\text{PVC}}=6.53$, $\text{CNR}_{\text{glass}}=6.02$ και $\text{CNR}_{\text{bone}}=3.96$. Αυτές οι τιμές είναι χαμηλότερες από τις τιμές CNR για αλουμίνιο, PVC και γυαλί που λαμβάνονται με σύστημα micro-CBCT για το ίδιο υλικό ανιχνευτή. Το CNR_{bone} είναι επίσης χαμηλό σε σύγκριση με το $\text{CNR}'_{\text{bone}}$ που λαμβάνεται με micro-CBCT για εικόνες που ανακατασκευάζονται με OSEM. Αυτό επιβεβαιώνει την αύξηση της ευαισθησίας του συστήματος του προσομοιωμένου συστήματος micro-CBCT.

Σύμφωνα με τον Πίνακα III, οι ημιαγωγοί τείνουν να έχουν πιο ικανοποιητικά CNR στη σφαίρα των οστών από το CsI. Εξαιτίας αυτού, η έρευνα αξιολόγησης του ανιχνευτή CZT σε συστήματα CT συνεχίζεται.

Οι σπινθηριστές LaBr_3 και LuAG βρίσκονται στο επίκεντρο της διεθνούς έρευνας. Το LaBr_3 λόγω του ότι έχει πολύ καλή απόδοση φωτός σε σύγκριση με τον κρύσταλλο NaI(Tl) και πολύ γρήγορη απόκριση στην προσπίπτουσα ακτινοβολία. Το LuAG είναι ένας πολλά υποσχόμενος σπινθηριστής όσον αφορά την απόδοση φωτός, ενώ ταυτόχρονα συνδυάζεται κατά προτίμηση με SiPM. Η χρήση SiPM στη συστοιχία ανιχνευτών μειώνει τον ηλεκτρονικό θόρυβο, αυξάνει την ενεργειακή ανάλυση και μειώνει το κόστος του συστήματος ανιχνευτή σε σχέση με τη χρήση φωτοπολλαπλασιαστή. Τα SiPM έχουν πλέον καθιερωθεί στην κλινική πραγματικότητα και διευκολύνουν την ανάπτυξη ψηφιακών μηχανημάτων απεικόνισης. Ο κρύσταλλος LYSO βρίσκεται σήμερα στην καρδιά της πραγματικότητας της κλινικής και διεθνούς ερευνητικής δραστηριότητας.

Με βάση τα παραπάνω ευρήματα, μετατροπείς ενέργειας φωτονίων όπως CZT, LYSO, LaBr_3 και LuAG θα μπορούσαν πιθανότατα να αντικαταστήσουν τον κρύσταλλο CsI σε μια μελλοντική πειραματική εφαρμογή CBCT.

Το αλουμίνιο είναι ένα πυκνό υλικό με υψηλό συντελεστή εξασθένησης στο υπό εξέταση ενεργειακό φάσμα. Επιπλέον, η διάμετρος του τριχοειδούς αλουμινίου είναι μεγαλύτερη από το μέγεθος pixel ανιχνευτή, επομένως, ανιχνεύεται εξίσου ικανοποιητικά από όλα τα σχήματα ανιχνευτών.

Οι διαστάσεις του ομοιώματος του μαστού δεν αντικατοπτρίζουν τον πραγματικό όγκο ανθρώπινου στήθους. Αντικατοπτρίζουν μια μικρή περιοχή που μοιάζει με ιστό του μαστού. Είναι σχεδιασμένο έτσι ώστε να αξιολογεί την αποτελεσματικότητα του υλικού ανιχνευτή για τη διάκριση μεταξύ διαφορετικών δομών (με διαστάσεις κοντά στις χωρική ανάλυση του συστήματος micro-CBCT) σε μια μικρή περιοχή προσομοιωμένου ιστού μαστού.

Όσον αφορά τα «artifacts», στο Σχήμα 18 το φαινόμενο σκλήρυνσης της δέσμης ως προϊόν ανακατασκευής FBP είναι σαφώς ορατό, εμποδίζοντας την ορατότητα αντικειμένων χαμηλής

αντίθεσης κοντά σε αντικείμενα υψηλού ατομικού αριθμού Z (αλουμίνιο και γυαλί). Αυτό μπορεί να αποφευχθεί χρησιμοποιώντας έναν επαναληπτικό αλγόριθμο ανακατασκευής, όπως φαίνεται από το Σχ. 18c,d. Το σχετικά υψηλό προσομοιωμένο μέγεθος pixel των 0,5mm μπορεί επίσης να ενισχύσει το φαινόμενο partial volume, ειδικά σε εικόνες FBP. Το αποτέλεσμα του τελευταίου μπορεί να μειωθεί με προσομοίωση με μικρότερο μέγεθος pixel ή χρησιμοποιώντας έναν επαναληπτικό αλγόριθμο.

Αν και η κύρια αλληλεπίδραση της ενέργειας των ακτίνων-X που προσπίπτει στο φάντασμα του μαστού είναι φαινόμενα σκέδασης, οι χαμηλότερες ενέργειες ακτίνων-X κοντά στα 10 keV δείχνουν αυξημένη πιθανότητα άμεσης απορρόφησης λόγω φωτοηλεκτρικού φαινομένου. Τα παραπάνω υποδηλώνουν αυξημένη συμβολή της σκέδασης στα δεδομένα που παρουσιάζονται. Οι εικόνες εξάλλου, προσομοιώθηκαν υπό συνθήκες έντονου θορύβου και σε περιβάλλον έντονης σκέδασης, όπως το δοχείο νερού, υπό χαμηλή έκθεση σε δραστηριότητα πηγής ακτίνων-X. Η οστική σφαίρα είναι δύσκολο να διακριθεί κυρίως σε ανακατασκευασμένες εικόνες FBP. Επιπλέον, σε σύγκριση με τα τρία άλλα υλικά, έχει τη χαμηλότερη πυκνότητα 1,40 g/cm³ (στοιχεία GATE) ($d_{Al}=2,70$ g/cm³, $d_{PVC}=1,65$ g/cm³, $d_{glass}=2,50$ g/cm³). Αυτό φαίνεται επίσης από τις αναλογίες CNR που για την «πηγή» του οστού μπορεί να είναι πάνω από το κριτήριο Rose για ανακατασκευή με OSEM.

Ο OSEM υλοποιήθηκε με την προσαρμογή μιας διαδοχικής, μη επικαλυπτόμενης τεχνικής για την επιλογή υποσυνόλων. Αυτός είναι ο συνήθης τρόπος εφαρμογής του OSEM. Η εικόνα εξάγεται σύμφωνα με δεδομένα ενός υποσυνόλου και χρησιμοποιείται ως αρχική είσοδος λύσης στη διαδικασία ανακατασκευής του επόμενου υποσυνόλου. Όταν έχουν χρησιμοποιηθεί όλα τα υποσύνολα, ολοκληρώνεται μια πλήρης επανάληψη του αλγορίθμου. Ο OSEM είναι μια επιταχυνόμενη έκδοση του EMLL. Δύο πλήρεις επαναλήψεις του OSEM με 24 υποσύνολα δεν είναι ίσες με δύο πλήρεις επαναλήψεις του EMLL. Ο EMLL χρειάζεται βέλτιστες 50 επαναλήψεις για να φτάσει σε ένα αποδεκτό αποτέλεσμα. Οι 50 επαναλήψεις του EMLL συνήθως 60s, ενώ ο OSEM με 24 υποσύνολα και 2 επαναλήψεις 30s.

Τέλος, οι επαναληπτικές τεχνικές, όπως ο OSEM βελτιώνουν το CNR, κυρίως επειδή παράγουν εικόνες με χαμηλότερα επίπεδα θορύβου. Εξαιτίας αυτού, το ανακατασκευασμένο προφίλ PSF του OSEM μοιάζει με την πραγματική εσωτερική διάμετρο του τριχοειδούς.

ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ

Η παρούσα ερευνητική εργασία έχει δημοσιευτεί στα εξής συνέδρια και περιοδικά:

Συνέδρια

- [1]. Evangelia Karali, Christos Michail, George Fountos, Nektarios Kalyvas, Ioannis Valais, "EVALUATION OF X-RAY DETECTOR SCHEMES IN SMALL ANIMAL CONE BEAM TOMOGRAPHY", IEEE International Symposium on Biomedical Imaging 27-30 May, 2024 - Athens, Greece
- [2]. Evangelia Karali, Christos Michail, George Fountos, Nektarios Kalyvas, Ioannis Valais "CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY: Preliminary studies on novel detector schemes" Published: 18 September 2024 by MDPI in The 4th International Online Conference on Crystals session Inorganic Crystalline Materials <https://doi.org/10.3390/IOCC2024-18279> (registering DOI)

- [3]. E. Karali, C. Michail, G. Fountos, N. Kalyvas and I. Valais, "INVESTIGATION OF NOVEL X-RAY DETECTOR SETUPS IN CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY", αποδεκτό για παρουσίαση στο συνέδριο: 2ο Πανελλήνιο Συνέδριο Ιατρικής Φυσικής που θα διεξαχθεί στις 4-6 Οκτωβρίου 2024 στην Αθήνα

Περιοδικά

- [1]. Karali, E.; Michail, C.; Fountos, G.; Kalyvas, N.; Valais, I. Novel Detector Configurations in Cone-Beam CT Systems: A Simulation Study. *Crystals* **2024**, *14*, 416. <https://doi.org/10.3390/cryst14050416>

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1]. Komolafe, T. E., Zhang, C., Olagbaju, O. A., Yuan, G., Du, Q., Li, M., Zheng, J., & Yang, X. (2022). Comparison of diagnostic test accuracy of cone-beam breast computed tomography and digital breast tomosynthesis for breast cancer: A systematic review and meta-analysis approach. *Sensors*, 22(9), 3594. <https://doi.org/10.3390/s22093594>
- [1]. Neubauer, C., Yilmaz, J. S., Bronsert, P., Pichotka, M., Bamberg, F., Windfuhr-Blum, M., Erbes, T., & Neubauer, J. (2022). Accuracy of cone-beam computed tomography, digital mammography and digital breast tomosynthesis for microcalcifications and margins to microcalcifications in breast specimens. *Scientific Reports*, 12(1), 17639. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-21616-3>
- [2]. O'Connell, A. M., Marini, T. J., & Kawakyu-O'Connor, D. T. (2021). Cone-beam breast computed tomography: Time for a new paradigm in breast imaging. *Journal of Clinical Medicine*, 10(21), 5135. <https://doi.org/10.3390/jcm10215135>
- [3]. Zaidi, H. (Επιμ.). (2014). *Molecular imaging of small animals: Instrumentation and applications*. Springer New York. <https://doi.org/10.1007/978-1-4939-0894-3>
- [4]. Zhu, Y., O'Connell, A. M., Ma, Y., Liu, A., Li, H., Zhang, Y., Zhang, X., & Ye, Z. (2022). Dedicated breast CT: State of the art—Part I. Historical evolution and technical aspects. *European Radiology*, 32(3), 1579–1589. <https://doi.org/10.1007/s00330-021-08179-z>
- [2]. García-Jiménez G., Cabanelas P., González-Caamaño P., Alvarez-Pol H., Vicente-Pardal M.A., Benlliure J., Cederkäll J., Cortina-Gil G., Feijoo-Fontán M., Graña-González A., Rodríguez-Sánchez J.L., " Study of scintillation properties and performance of CsI(Tl) detectors over time", *Nuclear Instruments and Methods Research A* 1059, 169003, 2024.
- [3]. Tian, C., Liu, S., Xie, Y., Guo, L., Chen, D., Liu, Y., & Zhong, Z. (2019). Study on the mechanism of afterglow in csi: Tl and the afterglow suppression in csi: tl, eu. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 320(1), 123–128. <https://doi.org/10.1007/s10967-019-06442-8>
- [4]. Valais, I. G., David, S., Michail, C., Nomicos, C. D., Panayiotakis, G. S., & Kandarakis, I. S. (2009). Comparative evaluation of single crystal scintillators under x-ray imaging conditions. *Journal of Instrumentation*, 4(06), P06013–P06013. <https://doi.org/10.1088/1748-0221/4/06/P06013>
- [5]. Lu, L., Sun, M., Wu, T., Lu, Q., Chen, B., & Huang, B. (2022). All-inorganic perovskite nanocrystals: Next-generation scintillation materials for high-resolution X-ray imaging. *Nanoscale Advances*, 4(3), 680–696. <https://doi.org/10.1039/D1NA00815C>
- [6]. Danielsson, M., Persson, M., & Sjölin, M. (2021). Photon-counting x-ray detectors for CT. *Physics in Medicine & Biology*, 66(3), 03TR01. <https://doi.org/10.1088/1361-6560/abc5a5>
- [7]. Noel, A., & Thibault, F. (2004). Digital detectors for mammography: The technical challenges. *European Radiology*, 14(11), 1990–1998. <https://doi.org/10.1007/s00330-004-2446-6>
- [8]. Shi, L., Bennett, N. R., Shapiro, E., Colbeth, R. E., Star-Lack, J., Lu, M., & Wang, A. S. (2020). Comparative study of dual energy cone-beam CT using a dual-layer detector and kVp switching for material decomposition. Στο H. Bosmans & G.-H. Chen (Επιμ.), *Medical Imaging 2020: Physics of Medical Imaging* (σ. 72). SPIE. <https://doi.org/10.1117/12.2549781>

- [9]. George E. Karpetas, Christos M. Michail, George P. Fountos, Nektarios I. Kalyvas, Ioannis G. Valais, Ioannis S. Kandarakis, George S. Panayiotakis, "Detective quantum efficiency (DQE) in PET scanners: A simulation study", *Applied Radiation and Isotopes*, Volume 125, July 2017, Pages 154-162
- [10]. Withers, P. J., Bouman, C., Carmignato, S., Cnudde, V., Grimaldi, D., Hagen, C. K., Maire, E., Manley, M., Du Plessis, A., & Stock, S. R. (2021). X-ray computed tomography. *Nature Reviews Methods Primers*, 1(1), 18. <https://doi.org/10.1038/s43586-021-00015-4>
- [11]. General Electric: Lunar Technology Advantages
- [12]. Van Der Sar, S., Brunner, S., & Schaart, D. (2022). X-ray photon-counting using silicon photomultiplier-based scintillation detectors at high x-ray tube currents. Στο W. Zhao & L. Yu (Επιμ.), *Medical Imaging 2022: Physics of Medical Imaging* (σ. 7). SPIE. <https://doi.org/10.1117/12.2611365>
- [13]. Zatcepin, A., & Ziegler, S. I. (2023). Detectors in positron emission tomography. *Zeitschrift Für Medizinische Physik*, 33(1), 4–12. <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2022.08.004>
- [14]. Matsumoto, S., Ito A., High-throughput production of LuAG-based highly luminescent thick film scintillators for radiation detection and imaging. *Sci Rep* 12, 19319 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41598-022-23839-w>
- [15]. Kamada, K., Yanagida, T., Usuki, Y., & Yoshikawa, A. (2009). Detection of scintillation light from Pr:Lu3Al5O12(Luag) by gallium nitride photodiode. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 610(1), 215–217. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2009.05.149>
- [16]. Fahrig, R., Jaffray, D. A., Sechopoulos, I., & Webster Stayman, J. (2021). Flat-panel conebeam CT in the clinic: History and current state. *Journal of Medical Imaging*, 8(05). <https://doi.org/10.1117/1.JMI.8.5.052115>
- [17]. OpenGATE Collaboration, "GATE documentation — GAM documentation." Accessed: Feb. 27, 2024. [Online]. Available: <https://opengate-python.readthedocs.io/en/0.3.5/>
- [18]. Tsalaifoutas, I. A., AlKhazzam, S., Tsapaki, V., AlNaemi, H., & Kharita, M. H. (2022). Digital radiography image quality evaluation using various phantoms and software. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 23(12), e13823. <https://doi.org/10.1002/acm2.13823>
- [19]. Ng, K.-H., & Yeong, C.-H. (2014). Imaging phantoms: Conventional x-ray imaging applications. Στο L. A. DeWerd & M. Kissick (Επιμ.), *The Phantoms of Medical and Health Physics* (σσ. 91–122). Springer New York. https://doi.org/10.1007/978-1-4614-8304-5_6
- [20]. Lecoq, P. (2016). Development of new scintillators for medical applications. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 809, 130–139. <https://doi.org/10.1016/j.nima.2015.08.041>
- [21]. G.T. Herman, *Image Reconstruction from Projections: The Fundamentals of Computed Tomography*. New York: Academic Press, 1980.
- [22]. Hudson, Malcolm and Richard S. Larkin, "Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data." *IEEE transactions on medical imaging* 13 4 (1994): 601-9.
- [23]. L. A. Shepp and Y. Vardi, "Maximum likelihood reconstruction for emission tomography", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 1, no. 2, pp. 113-122, Oct. 1982.
- [24]. Lassot-Buys M, Verstraet R, Dabli D, Moliner G, Greffier J. Task-Based Image Quality Assessment Comparing Classical and Iterative Cone Beam CT Images on Halcyon®. *Diagnostics* (Basel). 2023 Jan 26;13(3):448. doi: 10.3390/diagnostics13030448. PMID: 36766553; PMCID: PMC9914039.
- [25]. S.R. Cherry, J.A. Sorenson, and M.E. Phelps, *Physics in Nuclear Medicine*, 4th ed. Philadelphia, PA, USA: Elsevier/Saunders, 2012.
- [26]. C. J. Baldwin, E. J. Kelly, and A. G. Batchelor, "The variation in breast density and its relationship to delayed wound healing: A prospective study of 40 reduction mammoplasties," *J. Plast. Reconstr. Aesthet. Surg.*, vol. 63, no. 4, pp. 663–665, Apr. 2010, doi: 10.1016/j.bjps.2009.06.001.
- [27]. F. Shannon, "Characterization of Photon Counting CZT Detectors for Medical X-ray Imaging and Spectroscopy - Articles - UW-Madison Libraries," *Doctoral Dissertations*, Louisiana State University, Louisiana, US, 2011. Accessed: Feb. 27, 2024. [Online]. Available: [LSU Docthttps://repository.lsu.edu/gradschool_dissertations/3005](https://repository.lsu.edu/gradschool_dissertations/3005)
- [28]. J. F. Marsh *et al.*, "Evaluation of a photon counting Medipix3RX cadmium zinc telluride spectral X-ray detector," *J. Med. Imaging.*, vol. 5, no. 4, p. 043503, Dec. 2018, doi: 10.1117/1.JMI.5.4.043503.
- [29]. R. Schulze *et al.*, "Artefacts in CBCT: a review," *Dentomaxillofac. Radiol.*, vol. 40, no. 5, pp. 265–273, Jul. 2011, doi: 10.1259/dmfr/30642039.

Συμπερασματικά ως Επιβλέπων Καθηγητής της μεταδιδακτορικής έρευνας της κας **Κάραλη Ευαγγελίας** για το Ακαδημαϊκό Έτος 2023-2024, θεωρώ ότι η Ετήσια Έκθεση Προόδου που κατέθεσε η υποψήφια μεταδιδάκτορας πληροί τις ουσιαστικές απαιτήσεις, καθώς και τις τυπικές προϋποθέσεις που προβλέπονται από την κείμενη νομοθεσία.

Αθήνα, 10 - 04 – 2025

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Ιωάννης Βαλαής
Καθηγητής