Μετρήσεις Απόδοσης και Οπτικών Χαρακτηριστικών σε Σπινθηριστές Συστημάτων Ιατρικής Απεικόνισης

Βαλαής Ι[1]., Μιχαήλ Χ.[2], Δαυίδ Ε[2]., Κανδαράκης Ι[2].

[1]*Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα (Τ.Ε.Ι.) Αθήνας, Τμήμα Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων, Εργαστήριο Κατασκευών.*

[2]*Τεχνολογικό Εκπαιδευτικό Ίδρυμα (Τ.Ε.Ι.) Αθήνας, Τμήμα Τεχνολογίας Ιατρικών Οργάνων, Εργαστήριο Ιοντιζουσών Ακτινοβολιών.*

Λέξεις κλειδιά*: Σπινθηριστές, Απόλυτη Απόδοση Φωταύγειας, Συντελεστής Φασματικής Συμβατότητας.*

***Περίληψη*: Η παρούσα μελέτη σκοπό έχει να διερευνήσει την απόδοση και τα οπτικά χαρακτηριστικά σπινθηριστών υπό διέγερση ακτίνων-Χ, με στόχο έναν κοινό ανιχνευτή για χρήση σε συστήματα PET/CT και SPECT/CT. Μελετήθηκαν οι μονοκρυσταλλικοί σπινθηριστές $(Lu,Y)_2SiO_5$:Ce (LYSO: Ce), Lu_2SiO_5 (LSO: Ce), Gd_2SiO_5: Ce (GSO: Ce), YAiO3:Ce (YAP:Ce) και $(Lu_{0.7}$-$Y_{0.3})AlO_3$:Ce (LuYAP:Ce) διαστάσεων από 2x2x8 cm^3 έως 10x10x20 cm^3. Οι παραπάνω μονοκρύσταλλοι εμφανίζουν υψηλή απόδοση στην απορρόφηση ακτινοβολίας στην περιοχή που χρησιμοποιείται στις διαγνωστικές εφαρμογές της Πυρηνικής Ιατρικής. Η διερεύνηση πραγματοποιήθηκε με τον καθορισμό της απόλυτης απόδοσης φωταύγειας (εκπεμπόμενη ροή φωτός προς την προσπίπτουσα έκθεση ακτίνων-Χ) σε ενέργειες ακτίνων-Χ που χρησιμοποιούνται στην ακτινοδιαγνωστική ακτίνων-Χ (22-140 kV) .**

Συμπληρωματικά, μετρήθηκαν τα φάσματα εκπομπής φωτός των κρυστάλλων σε διάφορες ενέργειες ακτίνων-Χ, ώστε να καθοριστεί η φασματική συμβατότητα με τους οπτικούς ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται στα ιατρικά απεικονιστικά συστήματα. Η ενεργός απόδοση εκπομπής φωτός των σπινθηριστών LYSO:Ce και LSO:Ce που μελετήθηκαν βρέθηκε μεγαλύτερη από τους υπόλοιπους σπινθηριστές που εξετάστηκαν και αρκετά υψηλή για την απεικόνιση ακτίνων-Χ.

Ι. Εισαγωγή

Οι μονοκρυσταλλικοί σπινθηριστές συνδυάζονται με οπτικούς ανιχνευτές για να χρησιμοποιηθούν ως μετατροπείς των ιοντιζουσών ακτινοβολιών σε ορατό φως σε διάφορες ιατρικές εφαρμογές όπως στην τομογραφία ποζιτρονιακής εκπομπής (PET), στην τομογραφία εκπομπής μονού φωτονίου (SPECT) και στην υπολογιστική τομογραφία ακτίνων-Χ (CT) [1]. Τα σύγχρονα τομογραφικά απεικονιστικά συστήματα (PET, CT) απαιτούν ανιχνευτές με υψηλή απόδοση φωταύγειας αλλά ταυτόχρονα με γρήγορη απόκριση φωτεινού παλμού [2] και φασματική συμβατότητα του εκπεμπόμενου από τον σπινθηριστή φωτός, με την φασματική ευαισθησία του οπτικού ανιχνευτή που θα χρησιμοποιηθεί για τη μετατροπή του φωτεινού σήματος σε ηλεκτρονικό [3].

Τα περισσότερα από τα υλικά σπινθηριστών έχουν ήδη μελετηθεί για ακτίνες γ' υψηλών ενεργειών (PET). Οι σύγχρονες τάσεις στην κατασκευή ακτινοδιαγνωστικών συστημάτων περιστρέφονται γύρω από τη χρήση ανιχνευτών σε ευρεία γκάμα ενεργειών ώστε να παραχθούν πολυχρηστικά ακτινοδιαγνωστικά συστήματα όπως το PET/CT ή το SPECT/CT.

Από τους σπινθηριστές που μελετήθηκαν σε συνθήκες ακτινοδιαγνωστικής ακτίνων-Χ, ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσίασαν οι σπινθηριστές Πυριτικού Οξειδίου του Λουτεσίου (LSO:Ce, LYSO:Ce) εμπλουτισμένοι με Δημήτριο, οι οποίοι έχουν ήδη χρησιμοποιηθεί σε εμπορικά συστήματα PET [4].

ΙΙ. Υπόβαθρο

Η απόδοση εκπομπής φωτός ενός σπινθηριστή μπορεί να εκτιμηθεί μέσω της απόλυτης απόδοσης φωταύγειας, ΑΕ. Η ΑΕ μπορεί να οριστεί ως ο λόγος της ενεργειακής ροής οπτικών φωτονίων που εκπέμπεται από έναν διεγερμένο κρυσταλλικό σπινθηριστή διά τον προσπίπτων σε αυτόν ρυθμό έκθεσης ακτίνων-Χ και εκφράζεται σε μονάδες [μW·s/mR·m^2], που συχνά ονομάζονται Μονάδες Απόδοσης (Efficiency Units, EU) [5, 6]:

$$AE = \dot{\Psi}_\lambda / \dot{X} \qquad (1)$$

όπου, $\dot{\Psi}_\lambda$ είναι η ενεργειακή ροή οπτικών φωτονίων που εκπέμπεται από τον σπινθηριστή λόγω του προσπίπτοντος ρυθμού έκθεσης ακτίνων-Χ, $\dot{X}$. Ο ρυθμός έκθεσης ακτίνων-Χ μπορεί εύκολα να μετρηθεί χρησιμοποιώντας θάλαμο ιονισμού. Η χρήση

σπινθηριστών με μεγάλη απόλυτη απόδοση μπορεί να οδηγήσει σε μειωμένες δόσεις ακτινοβόλησης των ασθενών στην ιατρική απεικόνιση ακτίνων-Χ.
Άλλη μια σημαντική παράμετρος που πρέπει να ληφθεί υπόψη κατά την χρήση ενός σπινθηριστή στην ιατρική απεικόνιση είναι η οπτική φασματική του συμβατότητά του με την φασματική ευαισθησία των διαφόρων φωτοανιχνευτών. Η φασματική συμβατότητα μπορεί να υπολογιστεί από το Συντελεστή Φασματικής Συμβατότητας (Spectral Matching Factor, SMF), ο οποίος ορίζεται από το λόγο [7]:

$$SMF = \frac{\int S_P(\lambda) S_D(\lambda) d\lambda}{\int S_P(\lambda) d\lambda} \qquad (2)$$

όπου S_P είναι το φάσμα του εκπεμπόμενου από τον σπινθηριστή φωτός, S_D είναι η φασματική ευαισθησία του οπτικού φωτοανιχνευτή και λ συμβολίζει το μήκος κύματος του εκπεμπόμενου φωτός.
Η ανιχνευτική ικανότητα που αντιστοιχεί σε καθορισμένο συνδυασμό σπινθηριστή-οπτικού ανιχνευτή μπορεί να εκφραστεί τέλος από την ενεργό απόδοση (Effective Efficiency, EE) [8]. Η EE μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να εκφράσει την συνολική απόδοση του συνδυασμού σπινθηριστή-οπτικού ανιχνευτή [5]:

$$EE = AE \cdot SMF \qquad (3)$$

III. Μεθοδολογία

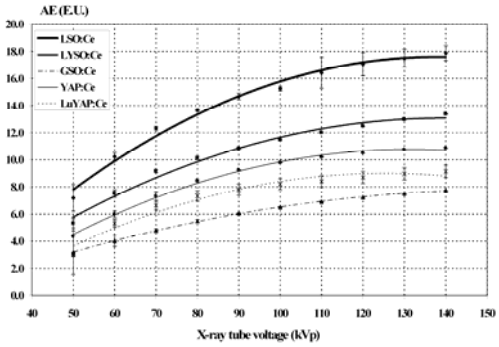
Τον κρύσταλλο GSO:Ce μας τον προμήθευσε η εταιρία Hitachi Chemical Co., Ltd. Τον κρύσταλλο LYSO:Ce μας τον προμήθευσε η εταιρία Photonic Materials Ltd., Scotland, U.K. Οι υπόλοιποι κρύσταλλοι αγοράστηκαν από την εταιρία Proteus Inc. Οι διαστάσεις των κρυστάλλων ποίκιλλαν από 2x2x8 cm^3 έως 10x10x20 cm^3. Οι κρύσταλλοι ακτινοβολήθηκαν με ακτίνες-Χ χρησιμοποιώντας α) ένα κλασικό ακτινολογικό Philips Optimus με στόχο ανόδου Βολφράμιο και φίλτρο Al 2mm και β) ένα General Electric Senographe DMR μαστογράφο ακτίνων-Χ με στόχο ανόδου Mo και φίλτρα Mo, Rh και Al. Το πλήρες εύρος των διαθέσιμων τάσεων της ακτινογραφικής λυχνίας ποικίλει από 22 έως 49 kV στην μαστογραφική μονάδα και από 40 έως 140kV στο κλασσικό ακτινογραφικό. Στις μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν κάτω από συνθήκες μαστογραφίας, η δέσμη των ακτίνων-Χ υπέστη φιλτράρισμα από συμπαγές φύλλο από Λουσίτη πάχους 30mm, για την προσομοίωση της σκλήρυνσης της δέσμης από τον ανθρώπινο μαστό [9]. Παρόμοια, στο κλασσικό ακτινογραφικό, χρησιμοποιήθηκε φύλλο Αλουμινίου πάχους 20mm, για την προσομοίωση της σκλήρυνσης της δέσμης από το ανθρώπινο σώμα [10].
Η απόλυτη απόδοση φωταύγειας υπολογίστηκε σύμφωνα με την εξίσωση (1), πραγματοποιώντας μετρήσεις της έκθεσης ακτίνων-Χ και της φωτεινής ροής. Ο ρυθμός έκθεσης μετρήθηκε στο ύψος του κρυστάλλου, χρησιμοποιώντας δοσίμετρο Radcal 2026C (Radcal Corp., USA). Η ροή φωτεινής ενέργειας πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας βαθμονομημένο φωτοπολλαπλασιαστή (EMI 9798B), εφοδιασμένο με φωτοκάθοδο S-20. Ο φωτοπολλαπλασιαστής συνδέθηκε σε μια σφαίρα ολοκλήρωσης (Oriel 70451). Η φωτοκάθοδος του φωτοπολλαπλασιαστή συνδέθηκε άμεσα σε ένα ηλεκτρόμετρο παλλόμενης γλωσσίδας τύπου Cary 401. Η ακριβής φωτεινή ροή από τον σπινθηριστή υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας την εξίσωση (4) η οποία διορθώνει τα πειραματικά δεδομένα:

$$\dot{\Psi}_\lambda = \frac{i_{elec}}{S n_p \alpha_s \tau} \qquad (4)$$

όπου i_{elec} είναι το ρεύμα εξόδου του ηλεκτρόμετρου σε picoamperes (pA), S είναι η επιφάνεια του ακτινοβοληθέντος σπινθηριστή, n_p είναι το μέγιστο της φωτοευαισθησίας της φωτοκαθόδου σε pA/W, το οποίο χρησιμοποιείται ως συντελεστής που μετατρέπει το ρεύμα εξόδου της φωτοκαθόδου σε ροή φωτεινής ενέργειας. α_s είναι ο συντελεστής φασματικής συμβατότητας (SMF) του φάσματος εκπομπής του σπινθηριστή με την φασματική ευαισθησία της φωτοκαθόδου (S-20) και τ είναι ο συντελεστής εξόδου φωτός από την σφαίρα ολοκλήρωσης. Η αντίστοιχη φωτεινή ροή στην θύρα εξόδου της σφαίρας μετρήθηκε χρησιμοποιώντας βαθμονομημένο φωτοπολλαπλασιαστή (EMI 9798 B).
Ο συντελεστής φασματικής συμβατότητας (SMF) υπολογίστηκε χρησιμοποιώντας την σχέση (2). Το εκπεμπόμενο φάσμα φωτός $S_P(\lambda)$ των κρυστάλλων GSO:Ce, LSO:Ce, LYSO:Ce, YAP:Ce και LuYAP:Ce μετρήθηκε χρησιμοποιώντας το οπτικό φασματόμετρο Ocean Optics (Ocean Optics Inc., HR2000). Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν για διέγερση με ακτινοβολία Χ και υπεριώδη. Το φως που εκπέμπεται από τους ακτινοβολούμενους

σπινθηριστές μεταφέρθηκε στο φασματόμετρο μέσω οπτικής ίνας μήκους 2.0 μέτρων και διαμέτρου 400 μm (Avantes Inc. FCB-UV400-2, Colorado, USA). Οι μετρήσεις στις ακτίνες-Χ πραγματοποιήθηκαν σε διάφορες τάσεις της λυχνίας ακτίνων-Χ έως τα 140 kVp. Τα δεδομένα για την φασματική ευαισθησία ($S_D(\lambda)$) πάρθηκαν από τα τεχνικά φύλλα των αντίστοιχων κατασκευαστών (Hamamatsu, EMI, etc.).

IV. Αποτελέσματα – Συμπεράσματα.

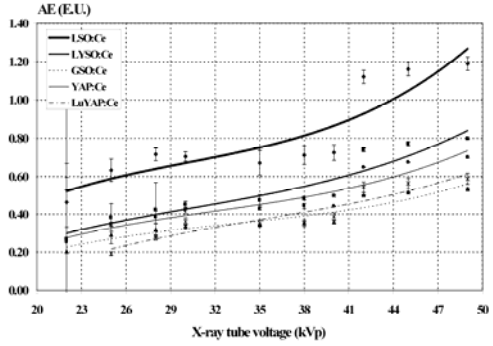


Σχήμα 1. Η μεταβολή της απόλυτης απόδοσης φωταύγειας (AE) των κρυστάλλων LSO:Ce, LYSO:Ce, GSO:Ce, YAP:Ce και LuYAP:Ce για διάφορες τιμές τάσης της λυχνίας ακτίνων-x σε κλασικό ακτινογραφικό (μεταξύ 50-140 kV). Μονάδες AE: $\mu W \cdot s/mR \cdot m^2$

Το σχήμα 1 παρουσιάζει τη μεταβολή της μετρούμενης απόλυτης απόδοσης φωταύγειας των σπινθηριστών LSO:Ce, LYSO:Ce, GSO:Ce, YAP:Ce και LuYAP:Ce με την τάση της λυχνίας ακτίνων-Χ για εύρος τάσεων από 50kV έως 140 kV. Το σχήμα 2 παρουσιάζει την μεταβολή της μετρούμενης απόλυτης απόδοσης φωταύγειας (AE) των κρυστάλλων LSO:Ce, LYSO:Ce, GSO:Ce, YAP:Ce και LuYAP:Ce με την τάση της λυχνίας ακτίνων-Χ χρησιμοποιώντας τη μονάδα του μαστογράφου. Η απότομη αύξηση της απόλυτης απόδοσης φωταύγειας στα 42 kV για όλους τους σπινθηριστές που μελετήθηκαν, μπορεί να αποδοθεί στην μεταβολή του φάσματος των ακτίνων-Χ εξαιτίας της αλλαγής του φίλτρου της λυχνίας του μαστογράφου από Rh σε Al. Αντιθέτως δεν παρατηρήθηκε σημαντική μεταβολή κατά την αλλαγή του φίλτρου από Mo σε Rh σε χαμηλότερες ενέργειες (38 kV).

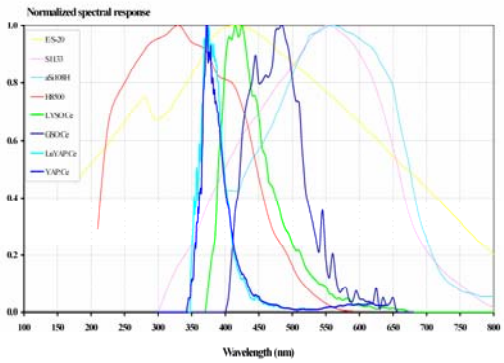
Όπως μπορεί να διαπιστωθεί από τα σχήματα 1 και 2 η απόλυτη απόδοση φωταύγειας αυξάνει μη γραμμικά με την αύξηση της τάσης της λυχνίας ακτίνων-Χ.

Ο κρύσταλλος LSO:Ce είχε τη μεγαλύτερη AE σε όλες τις τάσεις της λυχνίας ακτίνων-Χ. Αυτό ήταν αναμενόμενο εφόσον η AE είναι ανάλογη του εξαγόμενου, από τον υπό μελέτη σπινθηριστή, φωτός κάτω από τον ίδιο ρυθμό έκθεσης



Σχήμα 2. Η μεταβολή της απόλυτης απόδοσης φωταύγειας (AE) των κρυστάλλων LSO:Ce, LYSO:Ce, GSO:Ce, YAP:Ce και LuYAP:Ce για διάφορες τιμές τάσης της λυχνίας ακτίνων-x σε μαστογράφο (μεταξύ 22-49 kV). Μονάδες AE: $\mu W \cdot s/mR \cdot m^2$

. Η απόκλιση των δύο σχημάτων AE είναι πιο αξιοπρόσεκτη καθώς αυξάνει η ενέργεια. Μη γραμμική απόκριση για τα υλικά LSO:Ce και GSO:Ce έχει επίσης αναφερθεί από τους Balcerzyk et al [11].



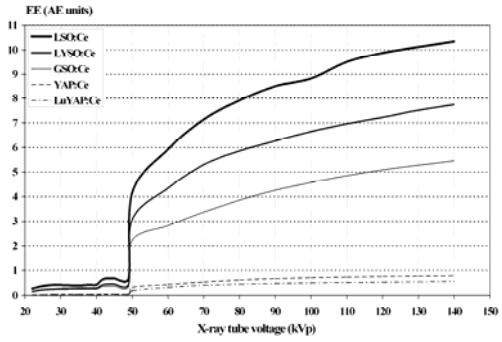
Σχήμα 3. Κανονικοποιημένη φασματική απόκριση των κρυσταλλικών σπινθηριστών LSO:Ce-LYSO:Ce, GSO:Ce, LuYAP:Ce και YAP:Ce και οι φασματικές ευαισθησίες των ανιχνευτών οπτικών φωτονίων που εξετάστηκαν.

Το σχήμα 3 παρουσιάζει τη φασματική απόκριση των σπινθηριστών LSO:Ce, LYSO:Ce, GSO:Ce, YAP:Ce και LuYAP:Ce αντίστοιχα, κάτω από διέγερση με ακτίνες-Χ. Τα μέγιστα των φασμάτων εκπομπής βρέθηκαν στα 425nm για τους LSO:Ce και LYSO:Ce, στα 445 nm για το GSO:Ce, στα 370nm για το YAP:Ce και στα 375nm για το LuYAP:Ce αντίστοιχα. Παρόμοια φασματική απόκριση παρατηρήθηκε κάτω από διέγερση με UV, αλλά με υψηλότερη ένταση εφόσον η ακτινοβόληση ήταν συνεχής.

Ο κρύσταλλος LSO:Ce εμφανίστηκε να έχει ελαφρώς υψηλότερη απόλυτη απόδοση (17.8 μονάδες AE) απ' ότι ο LYSO:Ce (13.4 μονάδες AE) στις τάσεις της λυχνίας ακτίνων-

Χ μεταξύ 50-140 kVp, η οποία παρατηρήθηκε επίσης στο εύρος τιμών μαστογραφικών τάσεων της λυχνίας ακτίνων-Χ μεταξύ 22-49 kVp (LSO:Ce, 1.19 μονάδες ΑΕ, LYSO:Ce, 0.8 μονάδες ΑΕ)..

Η ενεργός απόδοση όλων των εξεταζόμενων σπινθηριστών με τον οπτικό ανιχνευτή αμόρφου πυριτίου (aSi:108H) παρουσιάζεται ενδεικτικά στο σχήμα 4.



Σχήμα 4. Ενεργός απόδοση των σπινθηριστών LSO:Ce, LYSO:Ce, GSO:Ce, YAP:Ce και LuYAP:Ce για τη φωτοδίοδο άμορφου πυριτίου aSi:H-108H με πάχος εσωτερικής επίστρωσης 800nm, που χρησιμοποιείται ευρέως στα συστήματα ακτινων-Χ.

Η συνολική απόδοση του συνδυασμού σπινθηριστή-οπτικού ανιχνευτή μεταβάλλεται ανάλογα με την τιμή του συντελεστή φασματικής συμβατότητας (MF). Ως γενικός κανόνας, όσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του συντελεστή φασματικής συμβατότητας τόσο μεγαλύτερη είναι και η ενεργός απόδοση για δεδομένο σπινθηριστή.

Η χαμηλή ενεργός απόδοση των σπινθηριστών YAP:Ce και LuYAP:Ce όταν συνδυαστούν με το άμορφο πυρίτιο προτρέπει σε περιορισμένη χρήση των υλικών αυτών σε απεικόνιση ακτίνων-Χ όπου κυριαρχεί η χρήση ανιχνευτών αμόρφου πυριτίου.

Συμπερασματικά, οι μετρήσεις μας έδειξαν ότι η απόλυτη απόδοση φωταύγειας των κρυσταλλικών σπινθηριστών LSO:Ce, LYSO:Ce, GSO:Ce, YAP:Ce και LuYAP:Ce αυξάνεται με την τάση της λυχνία αχτίνων-Χ για συνθήκες μαστογραφίας και κλασσικής ακτινογραφίας. Η απόδοση του σπινθηριστή LSO:Ce βρέθηκε μεγαλύτερη από εκείνη του σπινθηριστή LYSO:Ce, σε όλο το εύρος των τάσεων της λυχνίας ακτίνων-Χ που μελετήθηκαν. Επιπροσθέτως, ο σπινθηριστής LSO:Ce παρουσίασε τη μεγαλύτερες τιμές ΑΕ. Λαμβάνοντας υπόψη τον πολύ μικρό χρόνο εξασθένησης σπινθηρισμού των LSO:Ce και LYSO:Ce, είναι πιθανό να θεωρούνται ως εν δυνάμει αντικαταστάτες του σπινθηριστή CsI:Tl, στην τομογραφία μαστού και στα σύγχρονα τομογραφικά μηχανήματα γρήγορης απεικόνισης με ακτίνες-Χ καθώς και σε εφαρμογές που απαιτούν σχετικά υψηλές τιμές τάσεων στη λυχνία ακτίνων-Χ (π.χ. ανιχνευτές υπολογιστικής τομογραφίας, ανιχνευτές πυρηνικής ιατρικής, κλπ). Οι σπινθηριστές LSO:Ce και LYSO:Ce μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθούν σε μαστογραφικές εφαρμογές κυρίως εξαιτίας της υψηλής απόδοσης απορρόφησης σε χαμηλές ενέργειες, λόγω του μεγάλου ενεργού ατομικού αριθμού τους.

Αναφορές

[1] van Eijk C.W.E. 2002, *"Inorganic scintillators in medical imaging"*, Phys. Med. Biol., vol. **47**, pp. R85-R106.

[2] Mares J.A., Beitlerova A., Nikl M., Solovieva N., D'Ambrosio C., Blazek K., Maly P., Nejezchleb K., de Notaristefani F., 2004, "*Scintillation response of Ce-doped or intrinsic scintillating crystals in the range up to 1MeV"*, Radiation Measurements, vol. **38**, pp. 353-357.

[3] Kandarakis I., Cavouras D., Nomicos C.D., Panayiotakis G.S., 2001, "*X-ray luminescence of ZnSCdS:Au, Cu phosphor using X-ray beams for medical applications*", Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. B., vol. **179**, pp. 215-224.

[4] van Eijk C.W.E., 2001, "*Inorganic-scintillator development*", Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. A, vol. **460**, pp. 1-14.

[5] Kandarakis I., Cavouras D., Panayiotakis G.S. and Nomicos C.D., 1997, "*Evaluating x-ray detectors for radiographic applications: A comparison of ZnSCdS:Ag with Gd_2O_2S:Tb and Y_2O_2S:Tb screens*", Phys. Med. Biol., vol. **42**, pp. 1351-1373.

[6] Cavouras D., Kandarakis I., Prassopoulos P., Kanellopoulos E., Nomicos C.D. and Panayiotakis G.S., 1999, "*Evaluating phosphors for use in x-ray image detectors by the effective performance index (EPI) method: application to Eu^{3+} activated yttrium based materials*," Technol. Health Care, vol. **7**, pp. 53-61.

[7] Kandarakis I., Cavouras D., Nomicos C.D., Panayiotakis G.S., 2001, "*X-ray luminescence of ZnSCdS:Au, Cu phosphor using X-ray beams for medical applications*", Nucl. Instr. Meth. Phys. Res. B., vol. **179**, pp. 215-224.

[8] Cavouras D., Kandarakis I., Panayiotakis G.S., Bakas A., Triantis D., Nomicos C.D., 1998, "*An experimental method to determine the effective efficiency of scintillator-photodetector combinations used in x-ray medical imaging systems*", Br. J. Radiol., vol. **71**, pp. 766-772.

[9] Boone J.M., 2002, "*Normalized glandular dose (DGN) coefficience for arbitrary x-ray spectra in mammography: Computer-fit values of Monte Carlo derived data*", Med. Phys., vol. **29**, pp. 869-875.

[10] Holm T., Moseley R., 1964, "*The conversion factor for image intensifiers*", Radiology, pp. 898.